

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Engenharia Mecânica
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Orlando Santiago Júnior

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO PIVOTANTE PARA MEDIÇÃO
DE FORÇA DE MORDIDA**

Belo Horizonte
2023

Orlando Santiago Júnior

**DESENVOLVIMENTO DE UM DINAMÔMETRO PIVOTANTE PARA MEDIÇÃO
DE FORÇA DE MORDIDA**

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Doutorado em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia.

Linha de pesquisa: Desenvolvimento de técnicas e equipamentos para saúde humana e animal

Orientador: Rudolf Huebner

Belo Horizonte
2023

S235d Santiago Júnior, Orlando.
Desenvolvimento de um gnatodinamômetro pivotante para medição de força de mordida [recurso eletrônico] / Orlando Santiago Júnior. - 2023. 1 recurso online (228 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 178-228.

Bibliografia: f. 162-177.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses. 3. Dinamômetro - Teses. 4. Método dos elementos finitos - Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621(043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

FOLHA DE APROVAÇÃO

“DESENVOLVIMENTO DE UM GNATODINAMÔMETRO PIVOTANTE PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE MORDIDA”

ORLANDO SANTIAGO JÚNIOR

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, constituída pelos Professores: Dr. Rudolf Huebner (Orientador – Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG), Dra. Amalia Moreno (Departamento de Odontologia/UFMG), Dr. Marcus Vinicius Lucas Ferreira (Departamento de Odontologia/UFMG), Dr. Rafael Alves Bonfim de Queiroz (Universidade Federal de Ouro Preto/UFOP), Dr. Alcimar Barbosa Soares (Universidade Federal de Uberlândia/UFU), Dr. Cleudmar Amaral de Araújo (Universidade Federal de Uberlândia /UFU), como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **"Doutor em Engenharia Mecânica"**, na área de concentração de **"Bioengenharia"**.

Tese aprovada no dia 03 de agosto de 2023.

Por:



Documento assinado eletronicamente por **Alcimar Barbosa Soares, Usuário Externo**, em 31/08/2023, às 23:11, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rudolf Huebner, Professor do Magistério Superior**, em 01/09/2023, às 11:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araújo, Usuário Externo**, em 01/09/2023, às 14:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Rafael Alves Bonfim de Queiroz, Usuário Externo**, em 04/09/2023, às 14:25, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

Documento assinado eletronicamente por **Marcus Vinicius Lucas Ferreira, Professor do**

Dedicatória

Este trabalho é dedicado aos meus pais Orlando Santiago e Ieda Piramo Moreira Santiago, seu amor infinito e suas incansáveis orientações me fizeram chegar até aqui.

Aos meus filhos, Lucas e Gabriel, que me inspiram a ser um ser humano melhor a cada dia.

A todos os meus mestres da vida, em especial a Profa. Wilma Alexandre Simões e Sensei Wilson Paulo pelos produtivos puxões de orelha e ao Prof. Carlos Roberto Douglas (*in memoriam*) exemplo de maestria.

A minha esposa Kathlen

A Deus que me deu de presente a vida

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador por ter me aceitado como orientando e por todo apoio recebido durante todo o curso.

Ao Prof. Dr. Jean Cannestri e ao graduando Henrique Rodrigues Pinheiro pela imensurável contribuição na criação do programa de armazenamento de dados

A mestre Elizabeth Akemi Fujito pelo companheirismo quando do desenvolvimento do sistema de transmissão de dados para o gnatodinamômetro que lhe rendeu, merecidamente, um título de mestre

A Giovana, ao Felipe e ao Pedro pela ajuda no CAD e nas simulações pelo método de elementos finitos

A Equipe do LabBio por todo suporte e companheirismo tão fundamentais durante esta etapa da minha vida.

A Cida, sempre solícita e prestativa

A Kathlen, minha esposa, que encontrou o serviço de microusinagem a fio quando estávamos quase enviando para o Paraná

Ao Helton, sempre eficiente e solícito pela microusinagem da célula de carga

“Ainda eu falasse as línguas dos homens e dos anjos, e não tivesse amor, seria como o metal que soa ou como o sino que tine.
E ainda que tivesse o dom da profecia, e conhecesse todos os mistérios e toda ciência, e ainda tivesse toda a fé, de maneira tal que transportasse os montes, e não tivesse amor, nada seria”
(Epístola de Paulo aos Coríntios 1:13)

RESUMO

Os dados fornecidos pela medição da força de mordida são extremamente importantes na Odontologia como um exame complementar para verificar as condições de saúde bucal, desenvolver novas tecnologias, novos materiais e estabelecer políticas públicas de saúde, mas os gnatodinamômetros existentes no mercado são de custo elevado para um país em desenvolvimento utilizar em serviços públicos de saúde e consultórios odontológicos. O objetivo desta pesquisa é o desenvolvimento de um gnatodinamômetro de baixo custo de fácil manuseio e transporte. Um novo dispositivo foi desenvolvido por meio de projeto auxiliado por computador e teve seu comportamento mecânico avaliado por meio de simulações utilizando o método de elementos finitos. A célula de carga foi fabricada em aço inoxidável martensítico 420 temperado e o dispositivo foi testado em estudantes de Odontologia da Faculdade Arnaldo Jansen para averiguação do efeito das pontas articuladas para o conforto do indivíduo testado e melhoria de precisão de posicionamento para operador. Foram levantados custos de construção. Os resultados mostram que as pontas articuladas pivotantes mostraram aumento de conforto para o indivíduo testado e de melhoria de condições de posicionamento para o operador quando realizado teste de mordida na região de molares. Não houve diferença estatisticamente significativa para testes na região de incisivos. Os custos de produção satisfizeram a premissa da construção de um dispositivo de baixo custo. Os dados obtidos sugerem que as pontas articuladas melhoram as condições do teste tanto para indivíduo testado quanto para operador, o gnatodinamômetro foi construído a baixo custo e facilidade de transporte e armazenamento de dados.

Palavras chave: dinamômetro; gnatodinamômetro; força de mordida; força oclusal; extensômetro; método de elementos finitos; pontas pivotantes.

ABSTRACT

Data provided by the measurement of bite force are extremely important in dentistry as a complementary exam to verify oral health conditions, develop new technologies, new materials and establish public health policies, but the existing gnathodynamometers on the market are of high cost for a developing country to use in public health services and dental offices. The objective of this research is the development of a low-cost gnathodynamometer easy to handle and transport. The new device was developed using computer-aided design and had its mechanical behavior evaluated through simulations using the finite element method. The load cell was manufactured in 420 tempered martensitic stainless steel and the device was tested in dentistry students at Arnaldo Jansen College to investigate the effect of articulated tips for the comfort of the tested individual and improved positioning accuracy for operator. Construction costs have been collected. The results show that the pivoting articulated tips showed increased comfort for the tested individual and improvement of positioning conditions for the operator when a bite test was performed in the molar region. There was no statistically significant difference for incisor region tests. Production costs satisfied the premise of building a low-cost device. The data obtained suggest that the articulated tips improve the test conditions for both the tested individual and the operator, the gnathodynamometer was built at low cost and ease of transport and storage of data.

Keywords: dynamometer; gnathodynamometer; bite force; occlusal force; Extensometer; finite element method; pivoting bite tip.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Pressões exercidas pela língua no sistema estomatognático.....	26
Figura 2 – Telerradiografia frontal PA	34
Figura 3 – Telerradiografia lateral da face	35
Figura 4 – Radiografia panorâmica	36
Figura 5 – Aparelhos utilizados para medição da função muscular	36
Figura 6 – Estereofotogrametria	37
Figura 7 – Telemetria por radiofrequência	38
Figura 8 – Minitransmissores e células de carga	39
Figura 9 – Análise cinemática do movimento 3D	40
Figura 10 – Medidores tridimensionais de movimento mandibular	40
Figura 11 – Arco facial digital	41
Figura 12 – Rastreador ultrassônico	41
Figura 13 – Associação rastreamento 3D com eletromiografia	41
Figura 14 – Medição por fotoluminescência	43
Figura 15 – T-Scan III	44
Figura 16 – Resultados do sistema DIC	45
Figura 17 – Dispositivo de orientação de força de mordida	48
Figura 18 – Ressonância magnética e interferências oclusais	49
Figura 19 – Linhas de ação da musculatura mastigatória	50
Figura 20 – Modelo matemático para estudo da musculatura da mastigação. 50	
Figura 21 – Holografia fotorreativa	52
Figura 22 – Sensor interproximal	52
Figura 23 – Máscaras e extrações dentárias	53
Figura 24 – Gnatodinamômetro de Black	54
Figura 25 – Metodologia de Head	55
Figura 26 – Análise de força em implante	55
Figura 27 – Simulador unidirecional e bidirecional	56
Figura 28 – MTS Bionex 858	57
Figura 29 – Simulador CS-42 SD	58
Figura 30 – Medição por som <i>in vivo</i> da força de mordida	59
Figura 31 – Sistema de capsulas para medição da força de mordida	61
Figura 32 – Indivíduo mordendo do Dental Prescale	61
Figura 33 – Sensor para mordida do Dental prescale	62

Figura 34 – Medidor de força de pressão de Ogawa e colaboradores.....	64
Figura 35 – Medidor de força oclusal cimentado nos dentes	65
Figura 36 – Força de mordida e LET	65
Figura 37 – Escaneamento de marcas oclusais	66
Figura 38 – Dispositivo customizado por Duizer e Winger	69
Figura 39 – Dispositivo de Linsen e colaboradores	70
Figura 40 – Dinamômetro Kratos	71
Figura 41 – Dispositivo de Crawford e colaboradores	71
Figura 42 – Célula de carga de Al Qassar e colaboradores	72
Figura 43 – Dispositivo de Treffel e colaboradores	73
Figura 44 – Dispositivo utilizado por Laguna et al	74
Figura 45 – FBG	75
Figura 46 – Dispositivo de mordida de Fastier-Wooller e colaboradores	76
Figura 47 – FBG de Abe, Milczewski, Souza	77
Figura 48 – PCE – FG 200k	78
Figura 49 – Dispositivo utilizado por Khaghaninedjad e colaboradores	78
Figura 50 – Dispositivo utilizado por Haavik e colaboradores	80
Figura 51 – Dispositivo de Sivasubramani e colaboradores	81
Figura 52 – Dispositivo intraósseo	82
Figura 53 – Medidor de Jain e Kerur	83
Figura 54 – Utilização do T-Scan III	84
Figura 55 – Ponta de mordida anatômica	85
Figura 56 – Sistema Accura	86
Figura 57 – Dispositivo desenvolvido por Patil e colaboradores	86
Figura 58 – Sistema de medida de mordida	87
Figura 59 – Sistema funcional de diagnóstico de maloclusão	88
Figura 60 – Dispositivo em cantilever	88
Figura 61 – Sistema de microelétrodos	89
Figura 62 – Dispositivo de Yuan e colaboradores	89
Figura 63 – Dinamômetro eletrônico	90
Figura 64 – Dispositivo deformável	91
Figura 65 – Dispositivo para calculo de força em implantes	91
Figura 66 – Medidor de Força de mordida 3D	92
Figura 67 – Dispositivo pneumático	93

Figura 68 – Sensores capacitivos	94
Figura 69 – Dispositivo de Edwards	96
Figura 70 – Dispositivo por pressão fluídica	97
Figura 71 – Sistema de medição dente a dente	97
Figura 72 – Dispositivo medição de mordida por sensores duplos	98
Figura 73 – Sensor de mordida em placa de acetato	100
Figura 74 – Geometria inicial do grampo	101
Figura 75 – Ponta pivotante reta no longo eixo do grampo	106
Figura 76 – Ponta pivotante em 90° com o longo eixo do grampo	107
Figura 77 – Gnatodinamômetro posicionado no dente 11 com a ponta reta .	108
Figura 78 – Gnatodinamômetro posicionado no dente 11 com a ponta em 90°	108
Figura 79 – Gnatodinamômetro posicionado no dente 16 com a ponta reta..	109
Figura 80 – Gnatodinamômetro posicionado no dente 16 com a ponta em 90°.....	110
Figura 81 – Grampo cotado	112
Figura 82 – Nova geometria do grampo	112
Figura 83 – Comparação das deformações sofridas pelo grampo na geometria original e na geometria final na simulação pelo método de elementos finitos	113
Figura 84 – Geometria das pontas pivotantes cotada	119
Figura 85 – Protótipo do gnatodinamômetro completo.....	131
Figura 86 – Célula de carga em detalhe	132
Figura 87 – Protótipos das pontas de mordida em acrílico	134
Figura 88 – Ponta de mordida para quadrante em dentição permanente	134
Figura 89 – Ponta de mordida para quadrante em dentição decídua	135
Figura 90 – Ponta de mordida para incisivos e caninos permanentes, molares decíduos e pre molares	136
Figura 91 – Ponta de mordida para incisivos decíduos	136
Figura 92 – Ponta de mordida para molares permanentes	136

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Tabela 1 – Notas obtidas	121
Gráfico 1 – pontuações atribuídas.....	121
Gráfico 2 – Comparação entre ponta reta e ponta 90° em incisivos.....	122
Gráfico 3 – Comparação ponta de mordida 90° entre incisivos e molares...	123
Gráfico 4 – Pareamento ponta reta e 90° - Operador	124
Gráfico 5 – Pareamento ponta reta e 90° - Indivíduo testado.....	124
Gráfico 6 – Pareamento ponta reta TI e OP.....	125
Tabela 2 – Comparação estatística entre ponta reta e ponta 90°.	126
Tabela 3 – Comparação estatística entre ponta reta resultados TI e OP em incisivos e molares.....	126
Gráfico 7 - Medidas da profundidade da hemiarçada na dentição decídua..	133
Quadro 1 – Atividade inventiva de medidores de força de mordida.....	143

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	15
2. OBJETIVOS	17
2.1 Objetivo geral	17
2.2 Objetivos específicos	18
3. HIPÓTESE	18
4. JUSTIFICATIVA	19
5. REVISÃO DE LITERATURA.....	20
5.1 Força de mordida a mastigação	21
5.2 Importância da força de mordida	23
5.2.1 Para sistema estomatognático e face	23
5.2.2 Para condições gerais de saúde e qualidade de vida	26
5.3 Aplicação da força dos dados obtidos na medição da força de mordida na Odontologia	27
5.4 Fatores de afetam a força de mordida	29
5.5 Métodos de medição do SE e da região craniofacial	33
5.6 Formas de medição da força de mordida	53
5.7 Medição em crianças da força de mordida	67
5.8 Estado da arte da medição da força de mordida	68
5.9 Valores dos gnatodinamômetros disponíveis no mercado	86
5.10 Estado da técnica dos sistemas de medição da força de mordida	86
6. INEDITISMO	99
7. METODOLOGIA	99
7.1 Validação do gnatodinamômetro	104
7.2 Validação mecânica	104
7.3 Pontas pivotantes	105
8. RESULTADOS	111
8.1 Pontas pivotantes	120
8.2 Extensômetro	132
8.3 Dimensionamento das pontas de mordida	132
8.4 Custos	137

8.5 Patente	141
9. CONCLUSÃO	161
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	162
APÊNDICES	178

1. INTRODUÇÃO

No tratamento odontológico, a precisão do diagnóstico requer protocolos detalhados sobre a condição clínica do sistema estomatognático do indivíduo, seu estado de saúde geral e exames complementares que serão úteis também para o acompanhamento do tratamento e a alta do paciente que procura um cirurgião-dentista. O exame complementar mais comumente utilizado é o radiográfico, porém outros exames fornecem dados importantes para o tratamento (SCULLY, 2009; CERRI, GUARIM, GENOVESE, 2015).

A Força de mordida pode ser definida como a força exercida pelos músculos mastigatórios sobre a superfície oclusal dos dentes (BAKKE, 2006). A medida da força de mordida é um exame complementar que fornece informações que podem ser utilizadas como diagnóstico, acompanhamento da evolução do tratamento e pós tratamento, sendo útil para várias especialidades odontológicas como reabilitação oral (prótese e periodontia), disfunção têmporo mandibular e dor orofacial, cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial (ABREU *et al.*, 2014; CRAWFORD *et al.*, 2015) dentre outras.

Desde o final do século XIX, existe a preocupação da Odontologia para uma melhora da prática clínica em função do progresso da ciência e novas tecnologias (LAMB, 1895). A medição da força de mordida foi utilizada por Black (1985) para compreensão das características do dente humano em relação as patologias que o atinge e obtenção de informações para conhecimento das propriedades físicas necessárias para um material restaurador.

Sabe-se desde a década de 1960 que a força de mordida é um elemento confiável para determinação da condição do sistema estomatognático. Ela é determinada por dois fatores básicos: o tipo de dieta do indivíduo, pois em populações que tem uma alimentação mais natural (sem preparo do alimento – cocção, moagem, etc) a força de mordida é maior que naquelas que utilizam com frequência métodos de preparo do alimento; e o estado da oclusão, sendo que indivíduos com má oclusão tem menor força de mordida (AHLGREN, 1966; AHLGREN, OWALL, 1970). Como ela apresenta muitas variáveis tais como gênero, idade e principalmente o estado do sistema estomatognático (TAKAKI,

VIEIRA, BOMARITO, 2014; HEYDARI *et al.*, 2018), um protocolo bem elaborado é fundamental para obtenção de resultados fidedignos.

De acordo com Hara *et al.* (2020) a força de mordida é um índice bastante útil para determinação da função mastigatória especialmente em idosos nos quais uma função mastigatória deficiente está associada a baixa qualidade de vida, desnutrição, e dificuldade de deglutição, além de estar associada a aumento da mortalidade, fragilidade física e sarcopenia, sendo um indicador confiável de expectativa de vida em idosos. Takano *et al.* (2021) afirmam ainda que uma mastigação deficiente em idosos detectada pela diminuição da força de mordida influencia bastante a escolha alimentar do indivíduo ocasionando deficiência de proteínas, fibras, sais minerais e vitaminas levando a um risco de subnutrição. Os autores relatam ainda que a manutenção da saúde oral em idosos é importante para manutenção de uma vida saudável e independente. Outro risco oriundo de uma baixa força de mordida é o do desenvolvimento de doenças cardiovasculares segundo Sakae *et al.* (2021)

Para Gu, Bay e Xie (2021), na Odontologia, a força de mordida se tornou um importante avaliador de índice dos efeitos curativos para restaurações dentais, tratamentos periodontais e ortodônticos. Segundo os autores, a força de mordida é um parâmetro importante para avaliar a eficiência do sistema estomatognático. O clínico obtém dados para reabilitar/ajustar o plano oclusal medindo a força de mordida e observando as mudanças durante as diversas fases do tratamento a avaliando objetivamente os efeitos do tratamento.

Por meio da análise de dados obtidos com os testes de força de mordida vários paradigmas foram quebrados. Por exemplo, Indivíduos com disfunções dolorosas do sistema estomatognático possuem uma hiperatividade muscular (BELL, 1990; KHAWAJA *et al.*, 2015) donde se esperaria uma maior força de mordida, porém, Crawford *et al.* (2015) relatam que mesmo com a musculatura hipertônica a força de mordida dos indivíduos apertadores está diminuída.

A medição da força de mordida é um exame não invasivo, não infiltrativo e não ionizante que permite a obtenção de informações relevantes para o diagnóstico, a elaboração do plano de tratamento e a verificação de retorno a

normalidade do sistema estomatognático. Existem inúmeros medidores da força de mordida já patenteados e/ou descritos na literatura (ABREU *et al.*, 2014; TAKAKI *et al.*, 2014; SHI *et al.*, 2015; TESTA *et al.*, 2016; UMESH *et al.*, 2016; YUAN *et al.*, 2016; XI, WENJIE, 2017; YOUNG, 2017, XI, 2018; HEYDARI *et al.*, 2018) mas, ou eles tem um elevado custo, ou um manuseio ou transporte mais complexos ou não privilegiam seu uso em crianças devido ao tamanho da parte ativa por causa do revestimento da célula de carga deixando, assim uma lacuna no estado da técnica e no estado da arte.

2. OBJETIVOS

Os objetivos deste trabalho são, utilizando o estado da arte da tecnologia atual, a construção de um dispositivo de fácil manuseio por parte do operador durante o teste de mordida com melhora de precisão de colocação da ponta de mordida entre os dentes testados, que traga mais conforto ao paciente durante o teste de força de mordida, que permita a medição precisa da força de mordida em crianças e adultos, de baixo custo para obtenção de dados tanto para investigações científicas, para políticas de saúde pública, quanto que contribuam para prevenção, diagnóstico, prognóstico, acompanhamento do tratamento e pós tratamento de alterações do sistema estomatognático.

2.1 Objetivo geral

O objetivo geral desta pesquisa é desenvolver um novo gnatodinamômetro de baixo custo, que traga mais conforto ao indivíduo testado, que melhore o manuseio do operador durante os testes de força de mordida e de fácil transporte. para implementação em consultórios odontológicos e/ou programas de saúde pública.

2.2 Objetivos Específicos

O novo produto tem similares no mercado nacional e internacional, mas que são de elevado custo, ou de manuseio complexo, ou de difícil transporte, ou muito grosseiros para uso em bocas infantis e mesmo bocas pequenas de adultos.

Os principais componentes de impacto tecnológico e econômico decorrentes do desenvolvimento do dispositivo a ser desenvolvido são:

- Desenvolver um gnatodinamômetro que permita medições em adultos e crianças nas melhores condições possíveis para operador e indivíduo testado para que não comprometa a coleta de dados;
- Desenvolver um gnatodinamômetro de baixo custo, fácil manuseio e transporte que permita sua utilização em sistemas públicos de saúde
- Validar, na clínica odontológica, o uso do gnatodinamômetro e verificar se cumpre o objetivo anterior;

3. HIPÓTESE

A hipótese que origina este projeto é de que é possível fazer a medição da força de mordida com um gnatodinamômetro de baixo custo, com um manuseio pelo operador e conforto ao indivíduo testado melhor ou igual aos gnatodinamômetros encontrados no mercado durante os testes de mordida, fácil transporte e preciso. O dispositivo desenvolvido deve possibilitar mais facilidade econômica de ser adquirido tanto em consultórios (clínicas) particulares quanto programas de saúde pública odontológicos fornecendo dados que provejam mais uma forma de avaliar as condições do sistema estomatognático, algumas condições gerais de saúde, a qualidade dos trabalhos realizados, dentre outras coisas. Fornecendo dados que possam melhorar políticas de saúde existente impactando a qualidade de vida da população. Pode ser utilizado em investigações que originem melhoras de protocolos de tratamento e desenvolvimento/aprimoramento de materiais odontológicos.

4. JUSTIFICATIVA

A força de mordida é um elemento fundamental para sobrevivência de grande parte de espécies animais, inclusive a humana. A mordida, outrora, era utilizada como arma de defesa e ataque além de obtenção, corte e da mastigação do alimento. Com o desenvolvimento de ferramentas de corte como facas, espadas e lanças a mordida deixou de ser de uso corriqueiro em defesa e ataque e na obtenção e corte de alimentos.

Com o atual estágio de desenvolvimento dos métodos de cocção, trituração e moagem artificiais dos alimentos, as demandas mecânicas do sistema estomatognático diminuíram. A modificação das condições externas levou a alterações de uso e funcionamento do sistema estomatognático, resultando em uma diminuição da demanda, causando alterações na direção e quantidade de crescimento facial, diminuição da massa óssea e muscular craniofacial.

Alterações do próprio sistema estomatognático como cáries, perdas dentárias, problemas de gengiva (periodontais), maloclusões levam a alterações da força de mordida que originam alterações na função e irrigação cerebral comprometendo de maneira significativa a qualidade de vida durante o envelhecimento.

Os dados da força de mordida podem ser obtidos por meio de um gnatodinamômetro ou de eletromiografia. Os eletromiógrafos são aparelhos confiáveis, porém seu uso demanda conhecimentos de anatomia por parte do operador e protocolos de exame, como evitar interferências eletromagnéticas, por exemplo, o que dificulta seu emprego em programas saúde pública e mesmo em consultórios odontológicos. Requer ambientes especiais que na maioria das vezes não são encontrados por um agente de saúde do SUS, por exemplo.

Com os dados obtidos por meio da medição da força de mordida, que serão mais acessíveis graças ao gnatodinamômetro objeto desta pesquisa, haverá uma contribuição significativa para a melhoria da qualidade de vida da

população desde o aparecimento da mastigação até a morte com dados obtidos com um baixíssimo custo biológico para o indivíduo.

Apesar de já existirem algumas marcas no mercado, a utilização do gnatodinamômetro na clínica Odontológica, em investigação e mesmo na saúde pública é relativamente reduzida. Os dispositivos encontrados no mercado nacional e internacional comprometem a utilização deste método de exame complementar, não por sua qualidade técnica, mas por terem um custo elevado, ou necessitarem de condições especiais de transporte, ou, por serem dinamômetros adaptados de outras áreas, o que dificulta ou compromete o exame.

Os principais componentes de impacto nas áreas de saúde e social que decorrem do desenvolvimento desta tecnologia são:

- Melhora nas condições do teste de força de mordida tanto para o indivíduo testado quanto para o operador.
- Implemento na qualidade dos dados sobre a saúde oral que permitam melhoras nas condições de prevenção e tratamento precoce do sistema estomatognático.
- Fornecer dados que permitam procedimentos odontológicos que contribuam para melhoria das condições da saúde geral do indivíduo. Desde as cerebrais no envelhecimento, contribuindo, inclusive, para prevenção de Alzheimer, Doença de Parkinson e atrasando a demência senil; até prevenção de cardiopatias e problemas de coluna vertebral.
- Fornecer dados que contribuam com o sistema de saúde público para melhoria das condições de saúde oral da população.

5. REVISÃO DE LITERATURA

Quando um indivíduo procura o consultório odontológico para prevenção ou tratamento, o diagnóstico envolve uma coleta de dados (anamnese), exame clínico extra e intra oral e, necessita exames complementares para ser

concluído. Os exames complementares podem ser utilizados também na clínica para acompanhamento do tratamento e em investigação para estudo de resultados ou do mecanismo de ação de determinado protocolo utilizado em Odontologia. (SCULLY, 2009; CERRI, GUARIM, GENOVESE, 2015).

Segundo Cerri, Guarim, Genovese (2015), para o diagnóstico, planejamento e tratamento o exame clínico deve envolver avaliação da face, dos lábios, da bochecha, da língua da orofaringe, da respiração e postura da cabeça e pescoço do paciente, da oclusão e dos dentes. Associando-se a anamnese, os exames complementares são também fundamentais. Os exames de imagem são os mais frequentemente utilizados, porém outros exames são bastante importantes e sua utilização dependente do protocolo de cada especialidade profissional. Deve-se levar em consideração as escolhas de protocolo de diagnóstico e tratamento que tragam a menor maleficiência possível ao indivíduo. (CERRI, GUARIM, GENOVESE, 2015).

Throckmorton, Rasmussen e Caloss (2009), Takeshima, Fujita e Maki (2019) relatam que a medição da força de mordida é um meio confiável para averiguação das condições morfofuncionais do sistema estomatognático.

Dentro desta realidade, a medição da força de mordida se encaixa perfeitamente como exame complementar de diagnóstico e acompanhamento dentro do protocolo de várias especialidades odontológicas.

5.1 Força de mordida e mastigação

O desenvolvimento da mastigação é uma habilidade essencial que é continuamente refinada na primeira infância. Sob a perspectiva de controle motor, o avanço de texturas é dependente de um ajuste entre a morfologia oral da criança, seu sistema neuromuscular e da propriedade do alimento (PLANAS, 1994; SIMÕES 2010, SIMIONE *et al.*, 2018).

A mastigação amadurece por volta dos 4,5 a 5 anos de idade (AHLGREN, 1966), porém, mesmo quando imatura as pressões geradas por ela já influenciam de maneira significativa o desenvolvimento do Sistema

Estomatognático (SE)(PLANAS, 1994; LIEBERMAN *et al.*,2004; PROFFIT *et al.*, 2013).

A mastigação é descrita por Simões (2010) como o conjunto de ciclos mastigatórios necessários e suficientes para quebra do alimento a um tamanho adequado para sua digestão. A quebra do alimento se dá pela moagem causada pela pressão do dente inferior contra o superior, chamada doravante de pressão oclusal.

A principal função do Sistema Estomatognático em termos de sobrevivência é a mastigação e é onde ocorre a maior aplicação de forças sobre os dentes e ossos maxilares (KAWAMURA, 1973). A mastigação é uma função filogeneticamente recente. Apareceu com os mamíferos e tem como principal função a aceleração da digestão para manutenção da homeotermia corporal favorecendo a ação enzimática. Junto com a mastigação veio a saliva, que é fundamental na efetividade da mastigação e da digestão por que através de suas enzimas a digestão inicia na boca (DOUGLAS, 2002).

Para Takeshima, Fujita e Maki (2019) alguns parâmetros podem ser utilizados para estudar as condições morfofuncionais da boca, que é considerada um sistema do organismo - SE, dentre eles a força de mordida provê dados sobre as condições da mastigação, ressaltam que uma correta mastigação é dependente de alguns fatores como pressão da língua, tipo de alimento e condição do SE.

De acordo com e Almotairy *et al.* (2018), a força máxima de mordida é tradicionalmente utilizada como uma média clínica para acesso a dados sobre a ação dinâmica dos músculos mastigatórios durante a mastigação. Throckmorton, Rasmussen, Caloss (2009), Dizdarevic, Masic e Muslic (2017), Almotairy *et al.* (2018); Takeshima , Fujita, Maki (2019) afirmam que ,apesar da força aplicada durante a mastigação ser menor que a força de mordida, o conhecimento da força de mordida máxima que o SE pode gerar pode ser importante no estabelecimento de referências que refletem o estado funcional da mastigação e descartar diagnóstico de distúrbios no sistema mastigatório.

5.2 Importância da força de mordida

5.2.1 Para o sistema estomatognático e face

O sistema estomatognático é composto pelos dentes, suas estruturas de suporte (periodonto), ossos maxilares (mandíbula e maxila), articulações temporomandibulares, musculatura da mastigação (com inserção na mandíbula e origem no crânio), lábios, bochechas, músculos linguais e todo o sistema nervoso e vascular destas estruturas. Os dentes tem uma disposição na boca relacionada com a sua forma. Os incisivos estão na parte mais anterior da boca São dentes unirradiculados que servem para cortar os alimentos. Os caninos servem para rasgar o alimento, os pré-molares fazem a trituração e os molares a moagem do alimento. A pressão oclusal varia em cada setor da boca devido, basicamente, a distância da inserção muscular (alavanca) e da área oclusal/incisal de cada dente (RAMFJORD & ASH,1996; KUÉ, SZAREJKO, GOLEBIEWSKA, 2021).

Uma das etiologias das maloclusões é a diminuição da força de mordida ocasionada pela dieta macia muito prevalente nos dias de hoje. A diminuição da demanda funcional durante o crescimento altera o crescimento ósseo da face e do sistema estomatognático como mostrado nos próximos parágrafos (PLANAS, 1994; MAKI 2001; LIEBERMAN *et al.*, 2004; ZINK, LIEBERMAN e LUCAS, 2014).

Na década de 1960, já estava constatada a importância da musculatura mastigatória para o desenvolvimento e manutenção da saúde do sistema estomatognático, além de sua eficiência funcional. A demanda funcional da mastigação é responsável por uma musculatura mastigatória mais potente. O consumo de oxigênio do músculo masseter excede em muito o consumo dos músculos dos membros. (AHLGREN, 1966; AHGREN E OWALL, 1970; KAWAMURA, 1973).

Experimentos em animais mostraram a importância da função da musculatura mastigatória para o crescimento e manutenção da morfologia facial

(DIXON, HOYTE e RÖNING,1997), embora não seja o único fator que os influencie (PROFFIT *et al.*, 2013).

O conhecimento sobre a intensidade, duração e vetores da força aplicada sobre o SE é fundamental para a Odontologia. Celso, na época do império romano, foi o primeiro a relatar que a aplicação de força sobre um dente provoca seu movimento quando indicou a aplicação de pressão digital sobre dentes tortos para colocá-los na posição correta (MONTI, 1942).

Já há muito tem sido observado como a diminuição da força de mordida, atribuída ao “amolecimento” do alimento por seu processamento, vem alterando a morfologia craniofacial, incluindo a posição dos dentes na boca THOMSON (1925). Teoria ainda sustentada pela ciência até os dias atuais e cada vez mais comprovada (LIEBERMAN *et al.*, 2004; ZINK, LIEBERMAN e LUCAS, 2014),

Shimada *et al.* (2012) relataram que o controle da força da mastigação de diferentes tipos, durezas e tamanhos de alimentos depende de uma rápida integração da informação sensorial de aferências do sistema estomatognático com os centros de memória e de controle da musculatura da mastigação. Relatam ainda que apesar de se investigar muito sobre as bases neurais da mastigação nas últimas décadas a lacuna no conhecimento do assunto é significativa. Fazem a proposição que uma memória visual/olfatória do alimento agiria, em termos de *feedforward*, determinando a força utilizada para sua mastigação, assim como existe em todo o sistema neuromuscular. Quando se levanta um objeto conhecido, por exemplo, utiliza-se o recrutamento muscular determinado pela memória que gerará a força necessária para tal (DOUGLAS, 2002).

De acordo com Zink, Lieberman e Lucas (2014), a evolução do gênero *Homo* é marcada por uma redução do aparelho mastigatório. Comparado com os australopitecos, o *Homo Erectus* e o *Homo Sapiens* possuem uma face menos robusta e tem dentes posteriores menores. Atribuem isto, provavelmente, ao fato de o gênero *Homo* exercer forças mastigatórias cerca de 66% menores que os australopitecos como consequência de terem virado ceramistas e fazerem o processamento do alimento, o que requer menos mastigação por caloria ingerida.

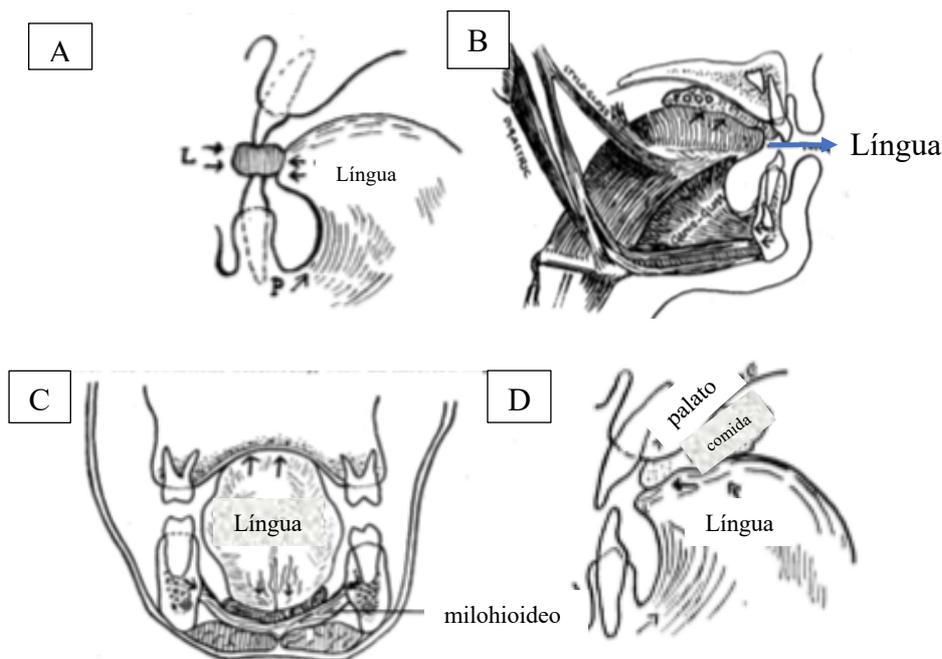
Noback e Harvatir (2015) relatam uma correlação significativa entre a forma do crânio global e a dieta, Estudos regionais relatam diferenças especialmente na morfologia do músculo temporal e na forma geral do crânio. Cabe ressaltar que diferenças entre populações com uma dieta baseada em vegetais e carne são maiores que as entre agrícolas e coletores-caçadores. Em escala global foi verificado alteração somente na mandíbula.

Laird, Vogel e Pontzer (2016) relataram que a diminuição da superfície oclusal que ocorreu com a evolução está associada à uma diminuição da eficiência mastigatória quando o indivíduo mastiga alimentos de menor dureza.

Outras pressões além da pressão oclusal gerada na mastigação são bastante importantes para o desenvolvimento e manutenção da homeostasia do sistema estomatognático. As bochechas, os lábios e a língua geram estas pressões que, quando alteradas, por exemplo por uma obstrução nasal, maus hábitos como sucção de dedo ou chupeta, uso prolongado de amamentação na mamadeira podem alterar de maneira significativa a morfologia do SE (SIMÕES, 2010; PROFFIT *et al.*, 2013) podendo comprometer a mastigação e alterar a força de mordida. (AHLGREN, 1966). Já há muito se sabe que seu desequilíbrio gera alterações morfológicas, que ocasionarão dentes tortos, e funcionais que alteram de maneira significativa todos os parâmetros da força de mastigação. (DEWEY, 1917; SHAW, 1919). Figura 1

Figura 1 - Pressões exercidas pela língua no sistema estomatognático.

1A) pressão da língua durante a incisão do alimento; 1B) pressão da língua sobre o palato quando em repouso, vista lateral; 1C) pressão da língua quando em repouso, vista frontal; 1D) pressão da língua durante a mastigação do bolo alimentar.



Modificada de Shaw (1919)

5.2.2 para as condições gerais de saúde e qualidade de vida

Ringhof *et al.* (2016) relataram que, além de toda a importância supra descrita para o Sistema estomatognático, o desenvolvimento do aumento da força de mordida melhora o controle postural estático.

Em idosos uma diminuição da capacidade mastigatória detectada por uma diminuição da força máxima de mordida leva a graves prejuízos na qualidade de vida, risco de desnutrição, síndrome metabólica, aterosclerose (KOSAKA *et al.*, 2021)

Sun *et al.* (2007) constataram que a velocidade de caminhada, a massa muscular e força de mordida máxima são indicadores confiáveis para determinação do nível de rigidez (do osso) em mulheres. Propõem que musculação, caminhadas diárias e cuidados de saúde oral devem ser incluídos em programas de promoção de saúde óssea em idosas.

Hara *et al.* (2020) relatam que em idosos uma força de mordida diminuída está associada em idosos a baixa qualidade de vida, desnutrição, e dificuldade

de deglutição, além de estar associada a aumento da mortalidade, fragilidade física e sarcopenia. Relatam que os dados obtidos com testes de força são um indicador confiável de expectativa de vida em idosos.

Takano *et al.* (2021) afirmam que uma mastigação deficiente, em idosos, detectada pela diminuição da força de mordida, influencia a escolha alimentar do indivíduo ocasionando deficiência de proteínas, fibras, sais minerais e vitaminas levando a um risco de subnutrição. Os autores relatam ainda que a manutenção da saúde oral em idosos é importante para manutenção de uma vida saudável e independente.

Sakae *et al.* (2021) relatam que a diminuição da força de mordida aumenta o risco de desenvolvimento de doenças cardiovasculares. Jou (2018) relata que alterações funcionais e perdas de dentes que geram uma diminuição da força de mordida predispoem a condições degenerativas do Sistema Nervoso Central (SNC) como Mal de Alzheimer e demência senil.

5.3 Aplicação dos dados obtidos na medição da força de mordida na Odontologia

A medição da força de mordida fornece dados para verificação das condições funcionais do SE relevantes para clínica, investigação, conhecimentos antropológicos e filogenéticos.

Tomando como base a anatomia dos músculos da mastigação, o conhecimento da distribuição de tensões no esforço mastigatório fornece dados que auxiliam na compreensão e previsão de intervenções que agem nos ossos e músculos; contribuindo para a compreensão da colocação ou remoção de estruturas intraorais. Os dados obtidos contribuem para o conhecimento das características mecânicas necessárias para os materiais restauradores da anatomia e função do sistema estomatognático, originando parâmetros para testes mecânicos de novas materiais ou aprimoramento de materiais existentes (CAROENA *et al.*, 2010).

A força de mordida tem sido estudada também para outras finalidades como a compreensão das consequências para o sistema estomatognático de estados gerais como hemiplegia (KEMPPAINEN,1999), câncer de cabeça e pescoço (MARUNICK, 1990),

Black (1895) estudou a força de mordida para conhecer as patologias dentárias, estudar procedimentos clínicos e características físicas de materiais restauradores.

Shiau (2003), Simada *et al.* (2012), Goiato *et al.* (2017) estudaram, por meio da medição da força de mordida, o impacto da dor da musculatura mastigatória em indivíduos portadores de DTM na função oral.

Kiliaridis *et al.* (2007) utilizaram os dados sobre a capacidade do masseter contrair, e conseqüentemente aplicar forças oclusais, com a qualidade dos resultados de tratamento da mordida cruzada posterior, mostrando melhora da simetria do músculo algum tempo pós tratamento. Este dado hoje é de fundamental importância para os cirurgiões dentistas que fazem harmonização facial por meio da aplicação de botox ou preenchimento com hialuronaratos para compensações de assimetrias faciais. Kim *et al.* (2009) utilizaram a medição da força de mordida para avaliar os efeitos da injeção repetida de toxina botulínica na musculatura mastigatória

Oclusão, prótese, disfunção têmporo mandibular e dor orofacial, cirurgia e traumatologia bucomaxilofacial, implantodontia, periodontia são áreas nas quais os dados de força de mordida são importantes na geração de novos materiais, no planejamento do tratamento e como avaliação da qualidade final do tratamento a curto e a longo prazo (ABREU *et al.* 2014; CRAWFORD *et al.*, 2015; FLANAGHAN *et al.*, 2012, ALSHARIF *et al.*, 2021).

Tarkowska, Katzer, Ahlers (2017) relataram que os dados obtidos por meio do estudo da mastigação com goma de mascar cor mutável. Na goma de mascar existem microcápsulas com corante de cores distintas. Cada cor de corante está em microcápsulas que se rompem com a mesma pressão, porém cada coloração rompe com pressão diferente das outras determinando uma

coloração característica para cada quantidade de pressão aplicada sobre a goma de mascar pelos dentes antagonistas. De acordo com os autores, os dados obtidos auxiliam de maneira significativa a avaliação do sucesso da terapêutica aplicada ao indivíduo, além de prover dados sobre o *status* nutricional, as funções cognitivas ou sobre o gerenciamento do *stress* ao qual a população mundial, em geral, é submetida no dia a dia. Elsyad and Kahairallah (2017) usaram goma de mascar de duas cores, vermelho (sabor morango) e branca (chiclete Adams) para ser mastigada e por meio de um escâner as imagens são enviadas para um computador onde o *Magic Wand* (Adobe Photoshop) identifica as partes não misturadas da goma e estes dados são inseridos em uma equação para avaliação da eficiência mastigatória do indivíduo.

KOSTRZEWA-JANICKA *et al.* (2012) utilizaram a medição da força de mordida para individualizar a espessura das placas oclusais e melhorar sua eficiência.

Van Vuuren *et al.* (2020) utilizaram a medição da força de mordida para sugerir melhoras nas cerâmicas utilizadas na fabricação de coroas de cerâmica *metal free*, uma vez que, segundo os autores as cargas aplicadas sobre elas durante a mordida excedem em 21,8% a resistência flexural da cerâmica dental mais resistente.

Segundo Kruse *et al.* (2020) a medição da força de mordida pode ser uma ferramenta eficiente para detectar mudanças na função bulbar de pacientes com atrofia muscular espinhal.

5.4 Fatores que afetam a força de mordida

Shimada *et al.* (2012) propõem a hipótese que a força de mordida durante a mastigação é dependente de uma memória associado ao alimento e que ela seja controlada por *feedforward*. Os resultados de Maki *et al.* (2001) comprovam, em parte, esta teoria, pois mostraram que a força de mordida diminuiu em

crianças no Japão em decorrência do amaciamento do alimento que ocorre na sua industrialização.

A Força de mordida possui uma grande variabilidade dentro do padrão de normalidade. Varia com o biótipo facial do indivíduo (INGERVALL, HELKIMO, 1978; FARELLA *et al.*, 2003).

Almotairy *et al.* (2018), em uma revisão sistematizada sobre o desenvolvimento do controle sensoromotor e mastigação em crianças, relataram que a força de mordida em crianças até 12 anos de idade é menor que em adultos. A menor força de mordida foi encontrada em crianças de 3 anos de idade.

Andersen e Sonnesen (2013) observaram a força de mordida menor em mulheres que em homens adultos, porém relataram não haver relação entre a força de mordida e a idade (amostra entre 18 e 55 anos, com idade média de 28,9 anos), número de dentes presentes e número de dentes com contato oclusal.

A relação entre força e mordida e biótipo facial foi observada por Ingervall e Minder (1997), que estudando crianças entre 8 e 16 anos constataram diferenças entre os gêneros. Em garotas a força de mastigação estava correlacionada com a inclinação da mandíbula, a abertura do ângulo goniaco e a razão entre a altura facial posterior e a altura facial anterior. Sendo que a força de mordida é maior nas garotas com menor inclinação da mandíbula e menor ângulo goniaco e uma altura facial posterior proporcionalmente maior que a anterior. Em garotos estas correlações não foram encontradas ou eram fracas. Porém, fazendo uma correlação com o número de contatos oclusais, somente a abertura do ângulo goniaco apresentava correlação com a força de mordida.

Em crianças, Heydari *et al.* (2018) relatam que a extração de dentes decíduos é um fator que afeta a força de mordida. Ingervall e Minder (1997) estudando crianças entre 8 e 16 anos constataram que a força de mordida estava relacionada com o número de contatos oclusais.

Andersen e Sonnesen (2013) obtiveram relação significativa entre a força de mordida e algumas dimensões craniofaciais. Foi observada uma correlação positiva entre força de mordida e prognatismo e uma relação negativa entre força de mordida e ângulo sagital da mandíbula, o ângulo mandibular e o plano mandibular. Ou seja, indivíduos com biótipos faciais mais verticais, indivíduos com hiperdivergência entre maxila e mandíbula (achado muito comum em respiradores bucais), e indivíduos com retrognatismo ou protrusão maxilar tem uma menor força de mordida.

Goto, Yamada e Yoshiura (2008) encontraram uma menor área de contato oclusal em indivíduos com assimetria facial por mordida cruzada com desvio mandibular e, conseqüentemente uma menor força de mordida

A força de mordida varia com a idade do indivíduo, aumentando até os 20 anos de idade, se mantendo constante até os 40 anos de idade e decrescendo a partir daí (TAKAKI, VIEIRA e BOMMARITO, 2014).

Maki *et al.* (2001) observaram uma diferença entre a força de mordida em crianças com 9 anos de idade comparado com o grupo de 7 e 8 anos. Porém não foi encontrada diferença entre os grupos de 7 e 8 anos de idade. Almotairy *et al.* (2018) constataram um aumento lento, mas constante da força de mordida com o aumento da idade até a idade de 25 anos de idade. A força de mordida decresce nas mulheres a partir dos 40 anos de idade, enquanto nos homens começa a decrescer a partir dos 45 anos de idade. Mountain, Wood e Tomba (2010) mediram a força de mordida em crianças de 3 a 6 e uma grande variação intra e interindividual.

A diferença da força de mordida entre gêneros começa a ser observada entre 7 e 10 anos e se torna marcadamente diferente no período pós puberal. (ALMOTAIRY *et al.*, 2018)

Arwa *et al.* (2013) em sua investigação com 1011 indivíduos entre 3 e 18 anos dividiram a amostra em 5 grupos: grupo 1 indivíduos com dentição decídua em estágio inicial; grupo 2 indivíduos com dentição decídua em estágio final; grupo 3 indivíduos com dentição mista em estágio inicial; grupo 4 indivíduos com dentição mista em estágio final e grupo 5 indivíduos com dentição permanente.

Diferença de força de mordida máxima entre gêneros foi detectada nos grupos 2, 3 e 4. Altura e idade correlacionaram positivamente com a força máxima de mordida em todos os grupos, exceto o grupo 1.

Shimada, Hara e Svensson (2013) relataram que estados dolorosos da musculatura mastigatória comprometem a força de mordida. Foi injetado uma solução salina hipertônica (8%) no músculo masseter de mulheres saudáveis voluntárias e investigado o efeito na força de mordida. Os autores relataram que a força máxima de mordida estava afetada no masseter bilateral, apesar da injeção ter sido feita unilateral e ainda que houve um aumento da atividade do músculo temporal, aparentemente, uma alteração do recrutamento compensatória. Quando o indivíduo apertava com 50% da força houve um aumento da força de mordida na região do primeiro molar.

Haavik *et al.* (2018) relataram um aumento da força de mordida em indivíduos submetidos a manipulação quiroprática espinhal uma vez que, segundo os autores, o procedimento quiroprático pode alterar a integração central sensoriomotor e gerando uma eferência onde o núcleo motor altera o padrão de contração dos músculos voluntários.

Yamashita *et al.* (2000) em sua investigação relataram uma força de mordida menor em indivíduos portadores de próteses removíveis parciais e totais e que, no grupo onde não havia suporte oclusal (classificação de Eichner – C1) a diferença era ainda mais marcante.

Maki *et al.* (2001) investigaram sobre os efeitos do amaciamento decorrente da industrialização do alimento e relataram que houve uma diminuição da força de mordida. Além disto relataram alterações no estilo de alimentação da população japonesa como diminuição do tempo de alimentação, alteração de frequência dos ciclos mastigatórios dentre outras. Estas alterações do alimento podem representar uma das maiores influências ambientais que afetam função oclusal e morfologia facial.

Em um estudo arqueológico em crânios infantis (idades entre 1 e 8 anos) em Canterbury, Inglaterra, Mahoney *et al.* (2016), relataram que a dieta adquiriu mais consistência a partir dos 4 anos de idade e se tornou mais dura a partir dos 6 anos de idade. Relataram, ainda, que para o grupo estudado a dieta não variava com o status sócio econômico.

Simione *et al.* (2018) estudaram a evolução da mastigação em crianças. Realizaram 5 medições dos 9 aos 36 meses de idade e relataram ganho no controle neuromuscular da mastigação, na coordenação no período. A textura da comida afetou a performance mastigatória em todas as idades. Relataram mudanças na força de mordida com a erupção dentária e melhora no controle neuromuscular da mastigação.

Segundo Kumar, Castrillon e Svenson (2015) informações sensoriais dos mecanorreceptores periodontais são usados no sistema nervoso para otimizar o posicionamento do alimento na boca e determinar os níveis de força e vetores de força envolvidos na quebra do alimento.

Pereira, Gavião, Van Der Bilt (2006) relatam uma relação entre a consistência da comida e as forças mastigatórias.

5.5 Métodos de medição do SE e da região craniofacial

O exame complementar mais comumente pedido na clínica odontológica é o exame de imagem que são as radiografias, tomografias, ressonância magnética, etc.

O exame radiográfico, é um exame estático com intenção de visualizar morfologia e/ou alterações patológicas intraósseas.

Os dados obtidos com estes exames não medem nenhum tipo de função do SE, embora com uma série de exames do mesmo indivíduo ao longo da vida, algumas alterações morfológicas encontradas nos exames por imagem podem

ser associadas com alterações funcionais. (MOYERS, 1949; SIMÕES 2010; PROFFIT *et al.* 2013)

Figura 2 - Telerradiografia Frontal PA da face.
Radiografia frontal PA para análise de simetria facial. Importante no estudo dos efeitos que uma mastigação unilateral pode causar na face de um indivíduo.

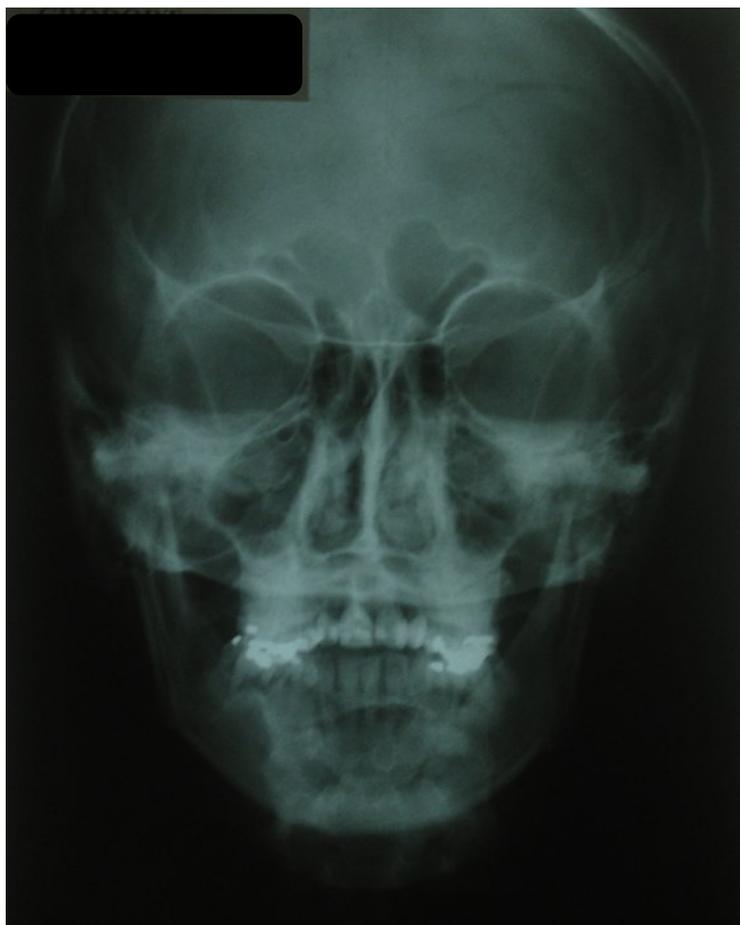


imagem do arquivo do autor publicada com autorização do paciente.

Correlacionada com dados obtidos na clínica, a radiografia frontal PA (Figura 2) pode informar sobre uma função mastigatória predominantemente unilateral, e sobre o tipo facial do indivíduo (PLANAS, 1994; SIMÕES, 2010).

As medidas realizadas sobre a telerradiografia lateral da face (figura 3) (Cefalometria) mostram o padrão de crescimento do indivíduo e podem indicar alterações de crescimento em tamanho e direção causadas por parafunções.

(SIMÕES, 2010; PROFFIT *et al.*, 2013)

Figura 3 - Telerradiografia lateral da face.

Seta vermelha apontando imagem sugestiva de hipertrofia de adenoide, criando a hipótese de diagnóstico do paciente ser respirador bucal, indicando protocolo de encaminhamento para otorrinolaringologista para confirmação do diagnóstico.



Imagem do arquivo do autor publicada com autorização do paciente.

As radiografias panorâmicas fornecem informações sobre as condições gerais do sistema estomatognático (Figura 4), permitindo, em conjunto com dados clínicos, diagnosticar a capacidade do indivíduo de exercer algumas funções. Em um exemplo extremo, um indivíduo desdentado não consegue mastigar (DOUGLAS, 2002; SIMÕES, 2010).

As adaptações de aparelhos utilizados para medições da face e do sistema estomatognático remontam meados do século XX. MOYERS (1949) utilizou um aparelho de eletroencefalografia (Offner Type A) para realizar estudos de eletromiografia para compreensão do comportamento da musculatura mastigatória em indivíduos com retrognatismo. A evolução da técnica trouxe aparelhos específicos para as devidas medições além de uma

melhor portabilidade quando comparada com o eletromiógrafo utilizado por Sakai (2010) (Figura 5).

Figura 4 - Radiografia panorâmica. Seta amarela indica uma lesão periapical. Seta verde, a condição do osso alveolar, no caso, com uma diminuição da inserção óssea. Setas vermelhas ressaltam assimetria nas articulações temporomandibulares.

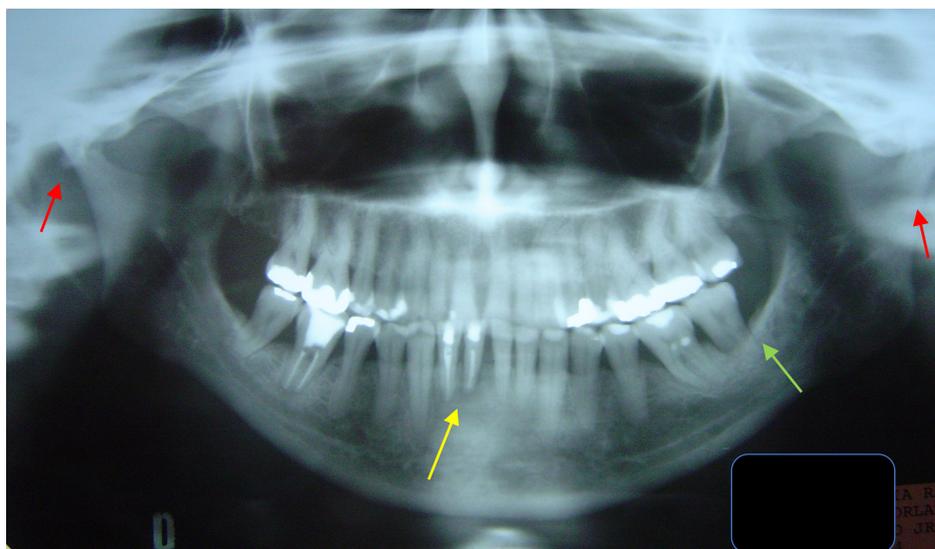


imagem do arquivo do autor publicada com autorização do paciente.

Figura 5 - Aparelhos utilizados para medição de função muscular. Figura 5A) aparelho de encefalografia utilizado por Moyers (1949). Figura 5B) eletromiógrafo utilizado por Sakai (2010).

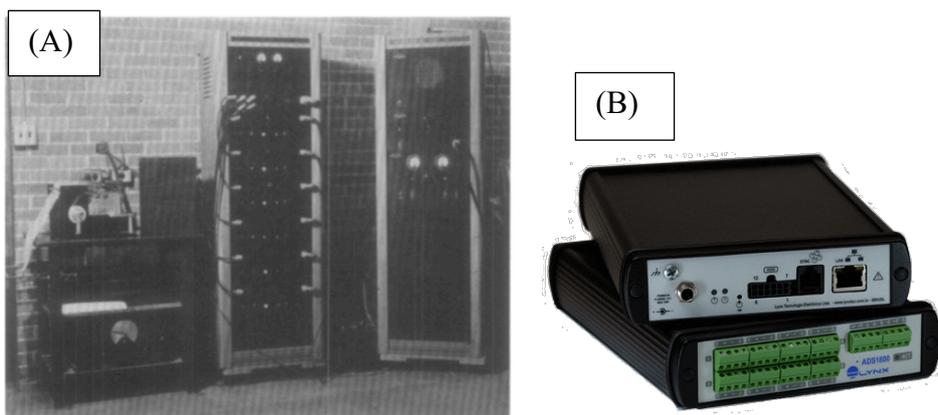


Figura 5A extraída de Moyers (1949) e 5B extraída de Sakai (2010).

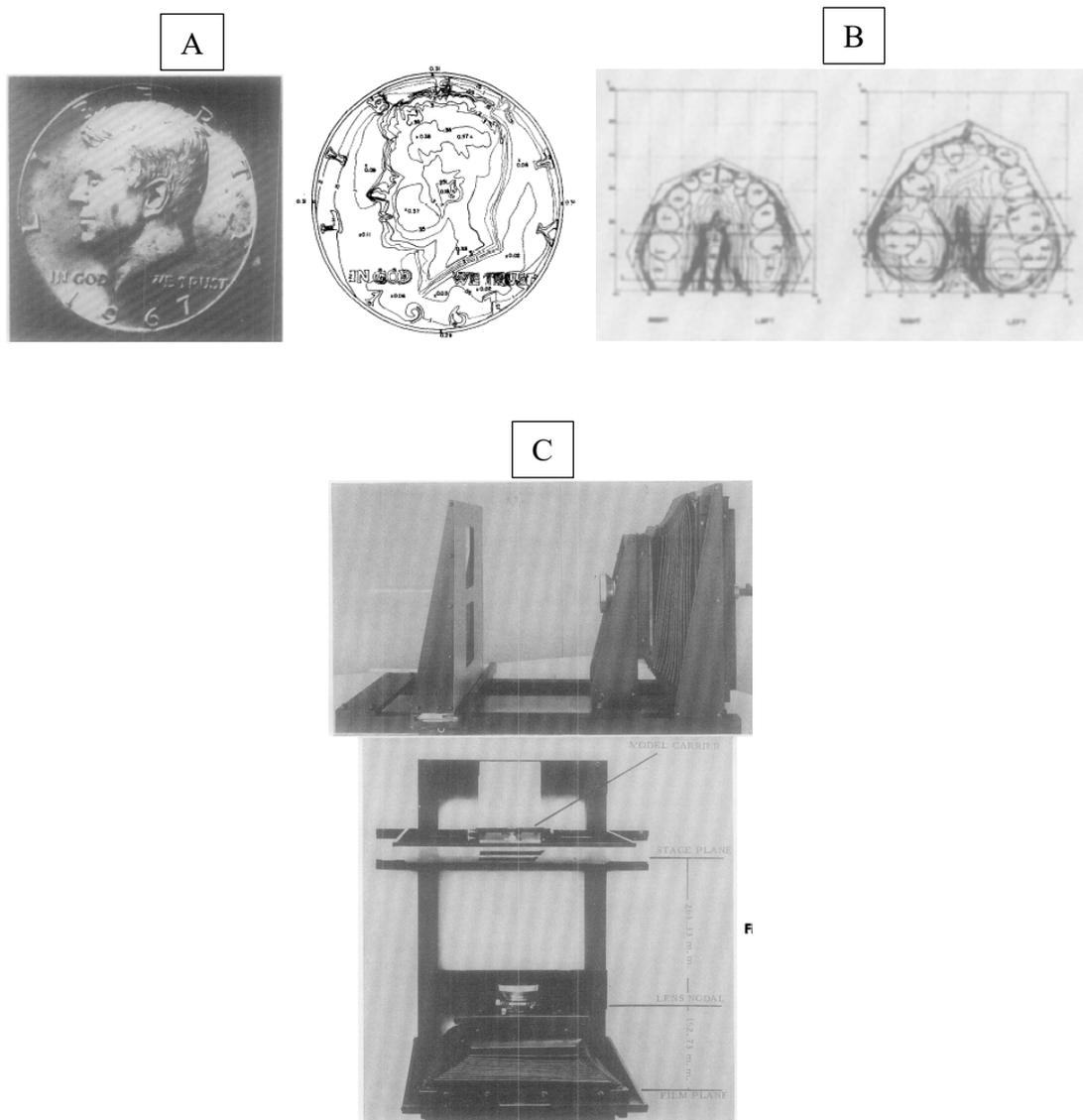
Sakai (2010) utilizou o eletromiógrafo (Figura 5B) para avaliar o comportamento da musculatura da mastigação diante da colocação de aparelhos ortopédicos funcionais em crianças e adolescentes para correção de

maloclusões. Sforza *et al.* (2010) também utilizaram a eletromiografia para estudar o efeito de dispositivos intra orais na coordenação neuromuscular da musculatura mastigatória. Crawford *et al.* (2015) utilizaram a eletromiografia associada a medição da força de mordida.

Berkowitz (1971) utilizou a estereofotogrametria (Figura 6) para estudar o comportamento do palato durante o crescimento e ao longo do tratamento corretivo. O exame utiliza linhas de nível em intervalos de 0.1 mm para estudo do comportamento tridimensional do palato.

Figura 6 - Estereofotogrametria.

Berkowitz utilizou curvas de nível para observar o comportamento da abóbada palatina e da mandíbula. A) Estereofotogrametria de uma moeda de 50 cents americanos. B) Estereofotogrametria do palato. C) Mecanismo para obtenção da Estereofotogrametria



Figuras extraídas de Berkowitz (1971).

Bando *et al.* (1972) Utilizaram a telemetria para estudo do movimento mandibular fixando na face vestibular dos dentes posteriores, uma banda de metal acoplada a um transmissor por radiofrequência (Figura 7). A transmissão de dados era feita por frequência modulada (FM).

Figura 7 - Telemetria por radiofrequência.
Posição do transmissor na boca e na parte inferior o circuito elétrico.

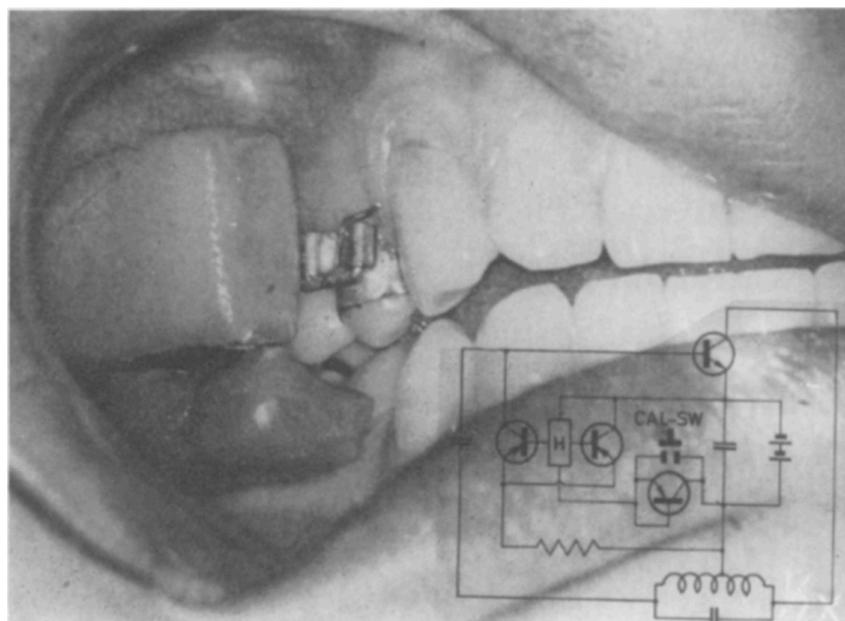


Figura extraída de Bando *et al.* (1972).

De BOEVER *et al.* (1978) associaram a eletromiografia com a telemetria para estudo da força aplicada durante a mastigação. Eles utilizaram minitransmissores de rádio de 8 canais (figura 8) colocados em próteses parciais removíveis para medição da força de mordida durante a mastigação. Cada transmissor tinha 8 sensores de força distribuídos sob as cúspide e fossas do molar de acrílico da prótese parcial removível colocados de forma a não interferir com a função muscular.

Figura 8 - Minitransmissores e células de carga.

A) mostra os minitransmissores instalados nas próteses por. B) mostrando o posicionamento utilizado para colocação das células de carga sob a superfície oclusal das próteses.

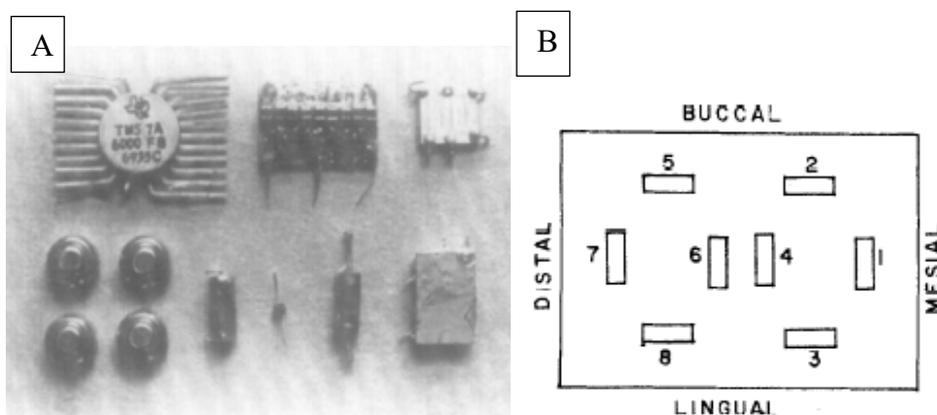


Figura extraída de De Boever (1978).

Os sensores de movimento tridimensional têm sido bastante utilizados para rastreamento do movimento mandibular. Ugolini *et al.* (2017) utilizaram a análise cinemática dos movimentos mandibulares, usando um analisador optoeletrônico de movimento 3D operando a 60 Hz (SMART System, BTS S.p.a., Garbagnate Milanese, Italy), para avaliação, pós procedimento de cirurgia ortognática, das consequências na articulação temporomandibular (figura 9).

Solaberrieta *et al.* (2018) mostram os sistemas de rastreamento mandibular existentes no mercado (figura 10) e propõem um método digital para registrar movimentos mandibulares de cada indivíduo (figura 11) para o planejamento e confecção de próteses utilizando um dispositivo de movimento de salto e peças prototipadas, gerando um sistema simples e viável economicamente. O dispositivo mede movimentos de lateralidade, retrusão, protrusão e mastigação. Entretanto, o registro só pode ser obtido com um *scanner* intraoral e uma arco facial virtual.

Figura 9 - Análise cinemática de movimento 3D. Sistema de rastreamento tridimensional de movimento mandibular. A) desenho esquemático; B) sistema no rosto do indivíduo

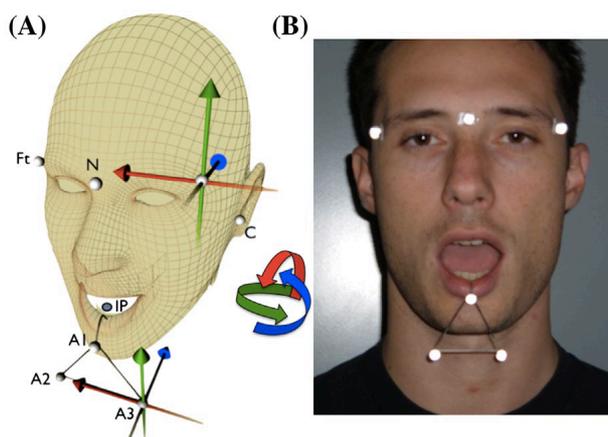


Figura extraída de UGOLINI *et al.* (2017)

Figura 10 - Medidores tridimensionais de movimento mandibular. A figura mostra alguns dos rastreadores tridimensionais encontrados no mercado. A) MODJAW, B) Freecorder BlueFox, C) JMA Zebris, D) Planmeca 4DTM jaw motion

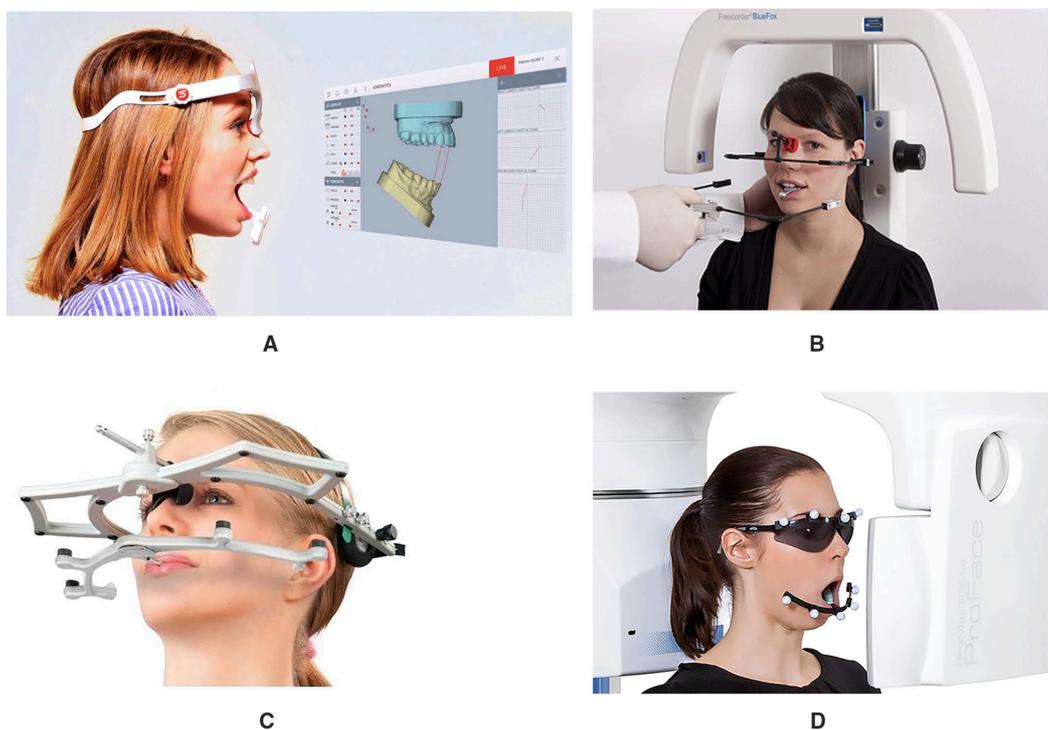


Figura extraída de Solaberrieta *et al.* (2018)

Figura 11 - Arco facial digital. A) Arco facial digital instalado em manequim. B) desenho esquemático do sensor intraoral

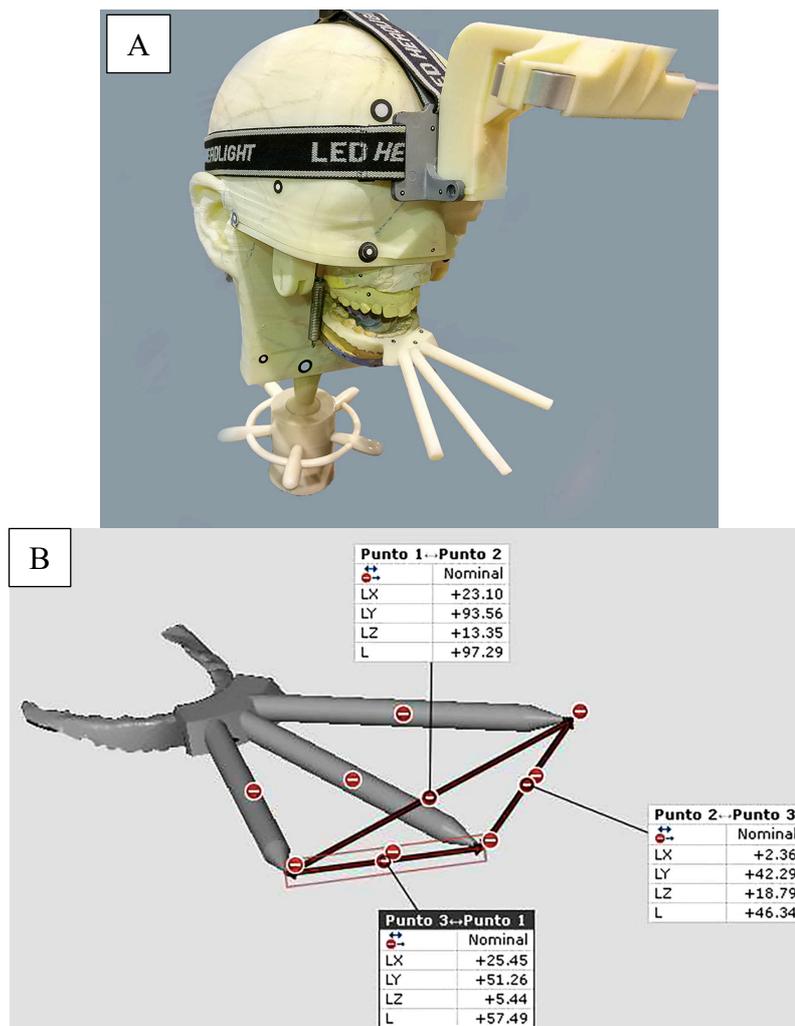


Figura extraída de Solaberrieta *et al.* (2018)

Seedorf *et al.* (2004) rastream os movimentos mandibulares com um analisador ultrassônico 3D com 6 graus de liberdade. O arco facial continha 3 transmissores ultrassônicos e um garfo de metal foi preso na face vestibular dos incisivos inferiores (figura 12).

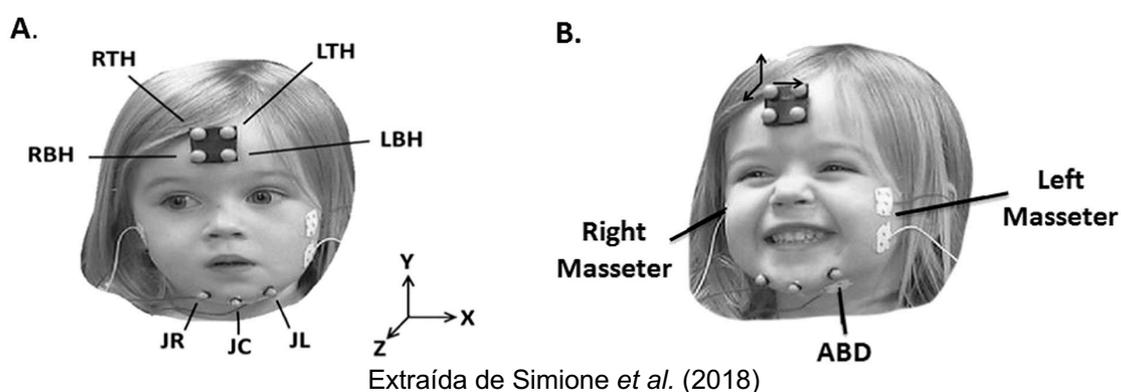
Simione *et al.* (2018) estudaram a evolução do processo da mastigação em crianças utilizando eletromiografia e um sistema óptico tridimensional de captação de movimento (figura 13).

Figura 12 - Rastreador ultrassônico utilizado por Seedorf *et al* para rastreamento dos movimentos mandibulares



Figura extraída de Seedorf *et al.* (2004)

Figura 13 - Associação rastreamento 3D com eletromiografia. Medição tridimensional dos movimentos mandibulares. A. os marcadores utilizados para medição dos movimentos em 3 dimensões. B. posicionamento dos eletrodos para registro da função muscular durante os movimentos mandibulares.



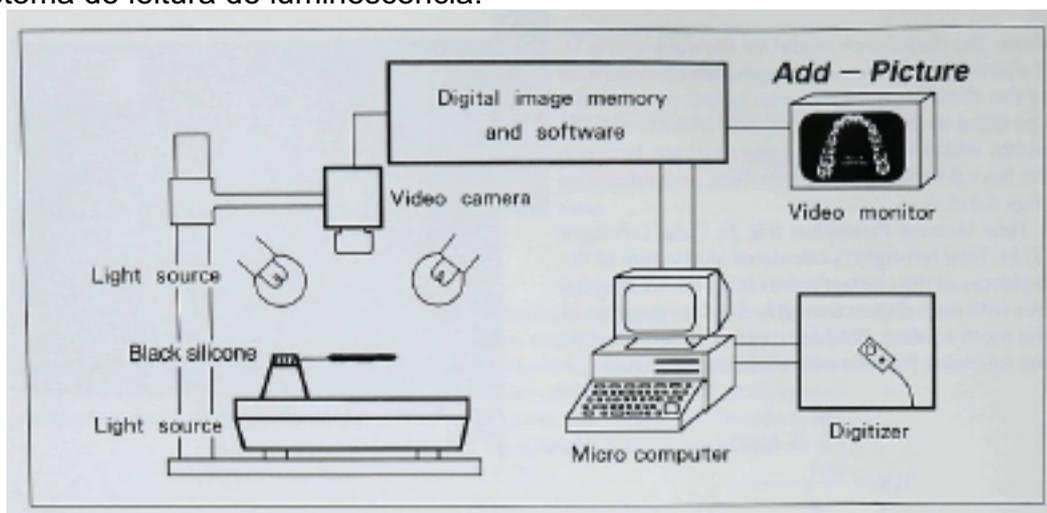
Bolt e Orchardson (1986) utilizaram um gnatodinamômetro extra oral para medição da musculatura abaixadora da boca correlacionando com o biótipo facial. O gnatodinamômetro consiste de um quadro de metal, montado em uma mesa, onde existe um local para posicionar o queixo em uma barra de aço com células de carga coladas em uma lâmina de metal.

MURATA (1988) utilizou o silicone negro (material semiconductor com refletividade muito baixa e absorção alta de luz visível) para verificar áreas de

contato oclusal por luminescência (como pode ser observado na figura 14) e relatou que a área de contato oclusal é influenciada pela força de mordida.

Zeyi e Shan (1991) desenvolveram um *software* para microcomputadores para monitoramento do sistema estomatognático. O sistema processava dados sobre movimento mandibular, atividade elétrica dos músculos da mastigação, sons da ATM e oclusais e a força de mordida. Em seu trabalho não mencionam o nome do software.

Figura 14 - Medição por fotoluminescência. A figura mostra o sistema utilizado para medição da força de mordida por fotoluminescência. À esquerda o sistema de captação da imagem do silicone negro mordido composto por uma base onde é fixado o garfo de mordida, fontes de luz direcionadas ao silicone negro e uma câmera de vídeo. A imagem digitalizada é enviada a um computador com um sistema de leitura de luminescência.



Extraída de Murata (1986).

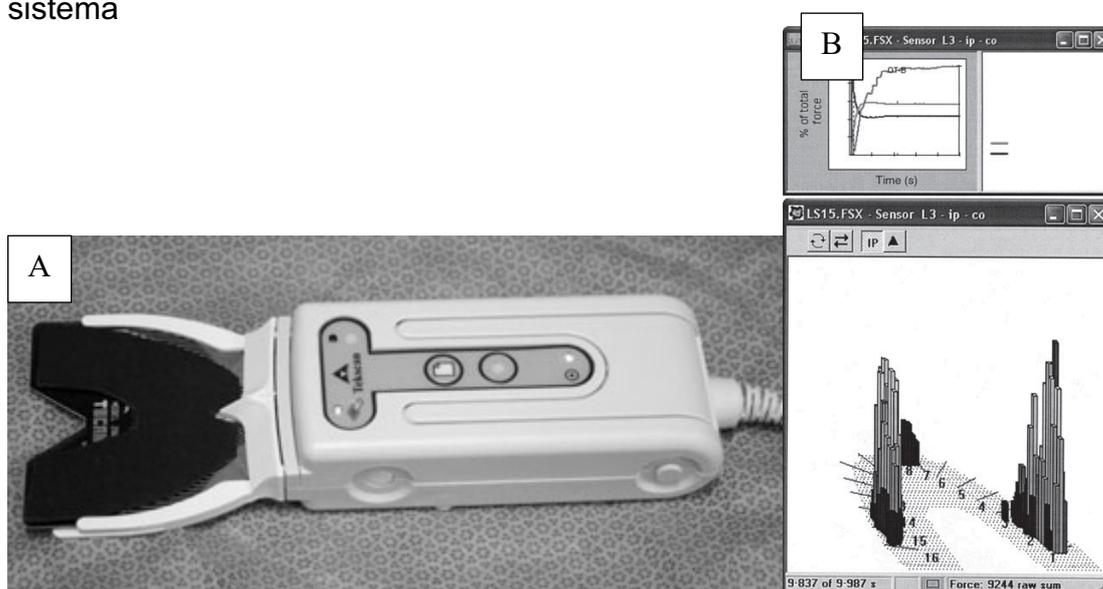
Youssef *et al.* (1997) utilizaram o programa de computador - MAS, desenvolvido na Universidade do Texas em Arlington por Blackwood (1991), para análise do movimento mandibular e da eletromiografia dos músculos mastigatórios durante a mastigação. O programa analisa um magneto fixado na mandíbula da marca Bio-pak e determina, pela sua posição, automaticamente o início do ciclo mastigatório

Massanori *et al* (1994) utilizaram o Sistema T-Scan para avaliar a distribuição do tempo e força no equilíbrio oclusal. Em sua investigação os

autores relataram a validação clínica do Sistema T-Scan como método de diagnóstico.

Throckmorton, Rasmussen, Caloss (2009) em sua pesquisa relataram a validação clínica do Sistema T-Scan III (figura 15), salientando que ele fornece dados de forças relativas no plano oclusal, mas não fornece dados de forças absolutas

Figura 15 - T-Scan III. A) sensor do T-Scan III; B) leitura de resultados do sistema



Imagens extraídas de Throckmorton, Rasmussen, Caloss (2009).

Tanasic et al (2012) realizaram medições de tensão precisas do osso sob próteses removíveis usando o equipamento do sistema DIC (GOM, Braunschweig, Germany). O sistema consiste de duas câmeras digitais com lentes de 50 mm com anéis de distância de 25 mm (Schneider Kreuznach, Bad Kreuznach, Germany) caixa de gatilho, PC e software Aramis (versão 6.2.0., Braunschweig, Germany). Exemplo das imagens obtidas pode ser visto na figura 16.

Figura 16 - Resultados do sistema DIC. Leitura de tensões exercidas no osso por próteses removíveis

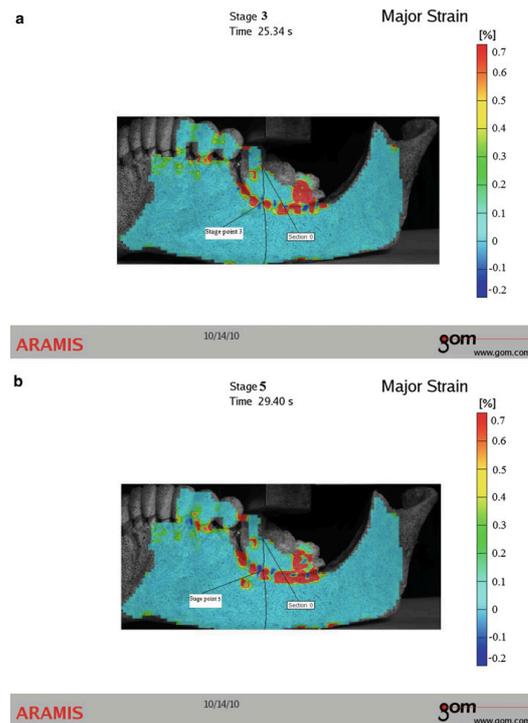


Figura Tanasic *et al.* (2012)

SHOJI (1992) utilizou um algômetro para medir o limiar de dor muscular diante de pressão dos músculos masseter e temporal, visando utilizar as medidas para calibração da pressão exercida na palpação da musculatura da mastigação para diagnóstico de disfunção têmporo mandibular.

Os métodos virtuais são baseados em simulações computacionais. Podem simular os efeitos da mordida, ou mastigação em dentes, ossos maxilares, ossos do crânio. Além disto podem simular o efeito de forças externas aplicadas aos dentes e/ou aos ossos maxilares, como traumas ou procedimentos ortopédicos ou ortodônticos Röhrlé et al (1990) estudaram, por meio do método de elementos finitos, as tensões geradas no esmalte e na dentina de um primeiro molar inferior submetido a cargas oclusais. Tanaka, Tanne, Sakuda (1994) estudaram as tensões atuantes nas articulações têmporo mandibulares durante o apertamento dentário também pelo método de elementos finitos.

Choi, Ben-Nissan e Conway (2005) publicaram um trabalho com a utilização de elementos finitos durante o apertamento dental. Na ocasião os materiais foram idealizados como isotrópicos transversalmente. Utilizaram 258 elementos sólidos e 1635 nós. Os autores concluíram que o uso de modelos

assistidos por computador em conjunto com o método de elementos finitos pode ser efetivo para análise biomecânica da mandíbula e pode ajudar na pesquisa de muitos problemas parafuncionais. Toro-Ibacache e O'Higgins (2016) utilizaram uma malha cúbica com 6.306.181 elementos com 8 nós cada para analisar os efeitos que a variação da força de contração dos músculos elevadores da mandíbula no crânio. De acordo com os autores, os achados da pesquisa são de particular interesse em estudos de material fóssil onde não existe dados da musculatura.

CHOI *et al.* (2013) estudaram os efeitos da extração de pré molares, no tratamento ortodôntico, na distribuição das tensões geradas pelas cargas oclusais no crânio por meio do método de elementos finitos. Relataram no trabalho que existe um deslocamento mais anterior na dissipação das pressões no crânio com a extração de pré molares.

Mei *et al.* (2016) pesquisaram por meio do método de elementos finitos o efeito de uma carga de 300 N sobre uma restauração feita em um pré molar para estudar características físicas de resinas e seus efeitos na transmissão de força para o dente durante a mordida.

Hasan *et al.* (2021) utilizaram o método de elementos finitos em 3D para estudar os efeitos do achatamento da curva de Spee do plano oclusal sobre a distribuição da força de mastigação na mandíbula.

No final da década de 80 e início da década de 1990, com a evolução dos exames de imagem, a tomografia computadorizada e a ressonância magnética começaram a ser utilizadas para estudar de forma precisa a morfologia das estruturas ósseas utilizando a tomografia computadorizada, e dos tecidos moles utilizando a ressonância magnética. Estes exames por imagem permitem estudos dinâmicos que possibilitam a análise funcional das estruturas estudadas. Koolstra, Van Eijden, Weijs (1989), Koolstra *et al.* (1990) utilizaram a ressonância magnética para estudar a orientação das linhas de ação da musculatura mastigatória. Van Spronsen *et al.* (1989), baseados na premissa que a força máxima que um músculo pode exercer é proporcional a sua área transversal, compararam as imagens de tomografia computadorizada e

ressonância magnética dos músculos da mastigação para estudo da influência da força muscular no crescimento vertical excessivo da face. Concluíram que a ressonância magnética é mais eficiente que a tomografia, por exemplo pela ausência de reações adversas a radiação ionizante e que a clareza de imagem dos tecidos moles, mas a grande vantagem é que uma série de imagens nos planos frontal, horizontal e sagital, além de tomadas anguladas podem ser feitas sem modificação da posição do paciente, facilitando a reconstrução dos músculos da mastigação.

Takashi *et al.* (2012) estudaram por meio da ressonância magnética os efeitos da estimulação periodontal na circulação do cérebro. Os achados sugerem que as aferências periodontais durante o apertamento voluntário são relativamente menores que as aferências dos movimentos rítmicos da mandíbula. Mostrando um padrão diferente da parafunção (bruxismo/apertamento) para a função oral. IIDA *et al* (2014) associaram a ressonância magnética a eletromiografia para estudar o comportamento cerebral durante a mordida com forças baixas e desenvolveram um dispositivo de mordida que não mede a força de mordida, mas orienta o indivíduo a morder com determinada intensidade (figura 17)

Oda *et al.* (2014) utilizaram a ressonância magnética do cérebro para identificar a presença de contatos oclusais mais fortes em um ou mais dentes, chamados de interferências oclusais, e mostraram as alterações do cérebro diante deles (figura 18).

Figura 17 - Dispositivo de orientação de força de mordida.

Dispositivo a base de elástico que orienta a intensidade de mordida do indivíduo. A colocação dos elásticos é regulável de acordo com a intensidade de mordida desejada



Figura extraída de Ilda *et al.* (2014)

Baseado na mesma premissa da relação da área transversal do músculo com sua força máxima (VAN SPRONSEN *et al.*, 1989), Bakke *et al.* (1992), Kiliaridis *et al.* (2007) utilizaram o ultrassom para medição da espessura do masseter e sua simetria em indivíduos portadores de mordida cruzada posterior funcional (com desvio mandibular para o lado da mordida cruzada). Kiliaridis, Mills e Antonarakis (2010) verificaram o comportamento do masseter por meio da ultrassonografia no avanço mandibular estimulado com aparelho ortopédico funcional para tratamento de classe II, enquanto Sun *et al.* (2007) utilizaram o ultrassom quantitativo para estudo da qualidade do osso em idosos no Japão.

Mohl *et al.* (1990) investigaram a validade do uso da eletromiografia e a sonografia no diagnóstico de disfunção têmporo mandibular. Relataram que o ultrassom doppler não apresenta vantagens sobre um estetoscópio convencional na auscultação da articulação têmporo mandibular

Figura 18 - Ressonância magnética e interferências oclusais. São mostradas as alterações ocorridas no cérebro diante de interferências oclusais. Projeção na superfície dos mapas paramétricos estatísticos superposto pelo template Montreal Neurological standard durante a coleta de dados A) obtida sem a interferência oclusal experimental. Setas verdes indicam o córtex sensorial primário, seta azul indica o centro da porção rostral (estrutura voltada para a parte craniana) do giro pós central e os círculos pretos indicam a área 46 de Brodmann do hemisfério direito ativada. B) imagens obtidas pós colocação ode interferência oclusal de 0,75 mm. Nota-se ativação do córtex sensorial primário contralateral (seta verde), do ipsilateral (seta preta) e da área 46 de Brodmann ipsilateral. C) imagens obtidas pós colocação de interferência oclusal de 0,5 mm. Nota-se ativação do córtex sensorial primário contralateral (seta verde), do ipsilateral (seta preta), da área 46 de Brodmann bilateral (círculos brancos) e da

porção rostral do giro pós central (seta azul). D) imagem imediatamente após remoção da interferência oclusal. E) imagem 30 minutos após remoção de interferência oclusal. F) imagem 60 minutos após remoção de interferência oclusal. Cortes sensorial primário ativado bilateral (setas verdes), centro da porção rostral do giro pós central ativado (seta azul) e área de Brodmann não ativada (círculo preto) sem ativação.

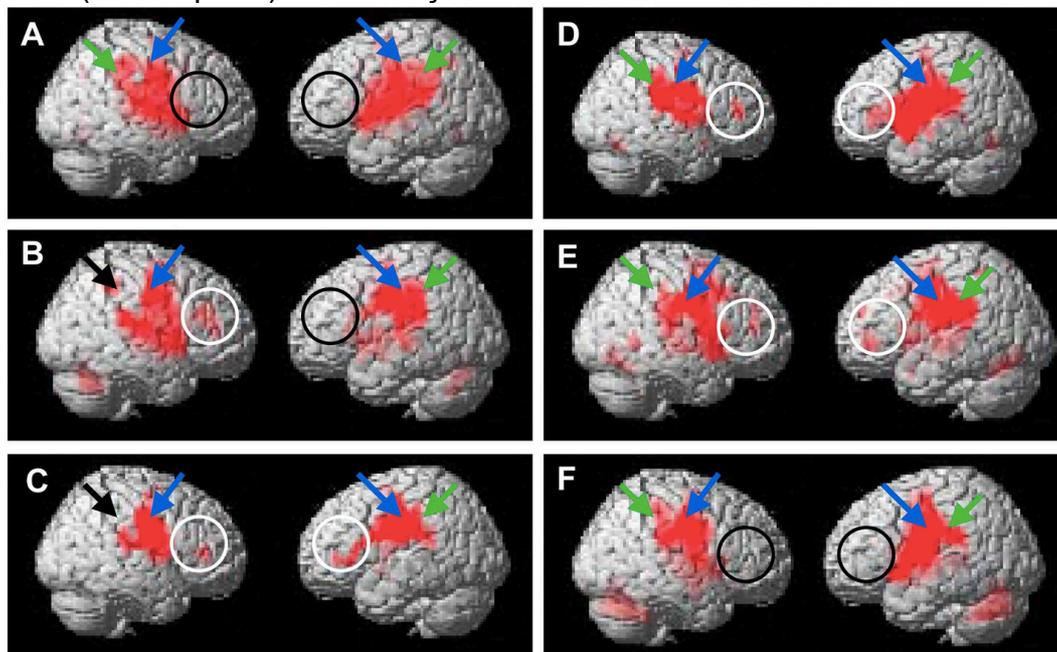


Figura extraída de Oda *et al.* (2014)

Le Révérend e Hartmann (2014) utilizaram um modelo matemático baseado em alavanca de terceira classe (alavanca interpotente) da força de mordida humana e o espaço interoclusal baseado em dados de anatomia oral humana. Comprovaram a eficiência do modelo comparando-o com a literatura no intuito de utilizá-lo na indústria alimentícia para controlar características físicas de alimentos, desde tamanho a textura. Modelos matemáticos foram utilizados nas décadas de 80 e 90 para estudo da mastigação, da força de mordida, de propriedades dos alimentos dentre outros.

Van Eijden *et al* (1988) estudaram a capacidade da contração da musculatura da mastigação com modelo matemático (figura 19) e relataram que cálculos das várias direções de reação na articulação temporomandibular (ATM) demonstraram que cada músculo pode produzir uma variedade única de direções de força de mordida e que, excetuando o músculo pterigoideo lateral e o feixe posterior do músculo temporal, o alcance e a orientação das possíveis forças de mordida estavam intimamente relacionados a orientação da força da

ATM. Geralmente a força de mordida exercida pelos caninos é direcionada mais posteriormente na ATM que a exercida pelos segundos molares. Relataram, ainda, que no próprio músculo porções diferentes podem produzir magnitudes de força de mordida bem diferentes. Koolstra *et al.* (1989) estudaram por meio de um modelo matemático as forças estáticas da mastigação e as reações na articulação têmporo mandibular. Os autores apresentaram um método matemático que pode ser usado para reconstrução dos músculos em *in vivo* baseados em imagens de ressonância magnética e tomografia. Van Der Glas, Van Der Bilt, Bosman (1992) utilizaram modelo matemático para estudo da interação entre a moagem do alimento e a oclusão dos dentes posteriores. Koolstra e Van Eijden (1992) relataram a validação de um modelo matemático tridimensional para estudo do sistema estomatognático *in vivo* (figura 20) e estudaram a biomecânica do movimento mandibular e sua relação com o pescoço e posição de cabeça.

Figura 19 - Linhas de ação da musculatura mastigatória. A figura mostra o desenho esquemático das linhas de ação da musculatura mastigatória utilizado no modelo matemático para estudo dos efeitos da sua ação visto no plano sagital. SMA: masseter superficial; TEM: temporal; PTM: pterigoideo medial; PTLI feixe inferior do pterigoideo lateral; PTLs feixe superior do pterigoideo lateral; a: linha de ação mais anterior; p: linha de ação mais posterior; i: linha de ação mais inferior; s: linha de ação mais superior; Ca: canino; M2: segundo molar

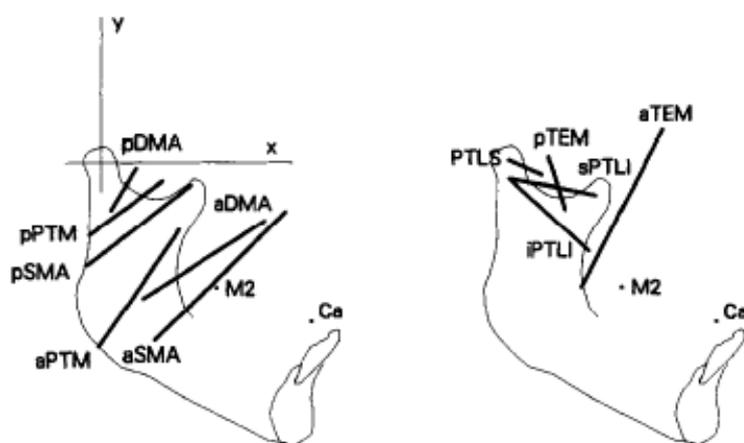


Figura extraída de Eijden *et al.* (1988)

Figura 20 - Modelo matemático para estudo da musculatura da mastigação. A figura mostra de maneira esquemática a disposição dos músculos mastigatórios e modelo matemático utilizado para estudo de sua força. a. Em cinza escuro os músculos abaixadores da mandíbula. Dig: digástrico; Geh: geniohioideo; MyhA: feixe anterior do milohioideo; Myhp: feixe posterior do milohioideo. Em cinza

claro músculos elevadores da mandíbula. b. Em destaque a estrutura do sarcômero. A força produzida pelo sarcômero ($F_{\text{sarcomeres}}$) é a soma da força ativa (F_{active}) com a força passiva (F_{passive})

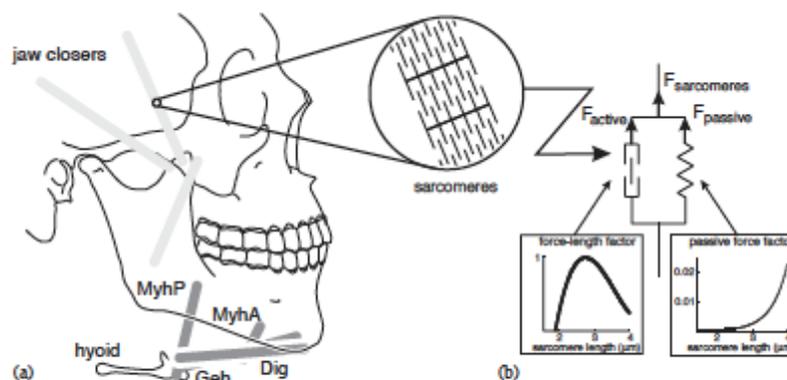


Figura extraída de Koolstra e Van Eijden (1992)

Caroena *et al.* (2010) utilizaram técnica de interferometria holografia fotorreativa em crânios (figura 21) para identificar regiões de resistência, tensão e fragilidade do esqueleto cefálico abrindo inúmeras possibilidades de investigação nas áreas de anatomia funcional, ortodontia e ortopedia. Uma melhor compreensão da arquitetura do esqueleto cefálico usando este processo dinâmico de medição fornece informações importantes para os procedimentos melhorando seu planejamento e tornando mais previsíveis os resultados cirúrgicos e, preventivamente, condições anômalas podem ser identificadas e corrigidas antes de produzirem efeitos clínicos adversos.

AL QASSAR *et al.* (2016) utilizaram um dispositivo composto por 2 sensores, um para medição de força oclusal e outro para mensurar o ajuste do ponto de contato para estudar o componente anterior de forças que era determinado pela diferença entre a medição do sensor interproximal (figura 22) entre as condições de mordida (mordendo a 75% da força de mordida máxima) e repouso (ou não mordida, como definido pelos autores)

Figura 21 - Holografia fotorreativa. Desenho esquemático do modus operandi da medição através de interferometria holografia fotorreativa feita em crânio seco

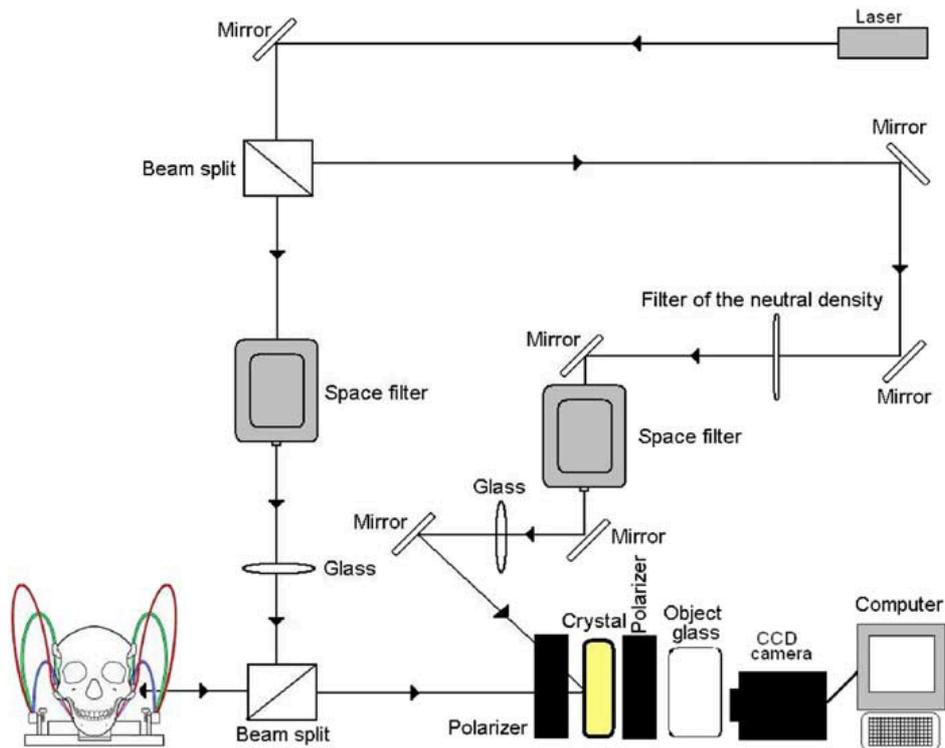


Figura extraída de Carøena *et al.* (2010)

Figura 22 - Sensor interproximal. Posicionamento dos sensores interproximais para medição do componente anterior de força

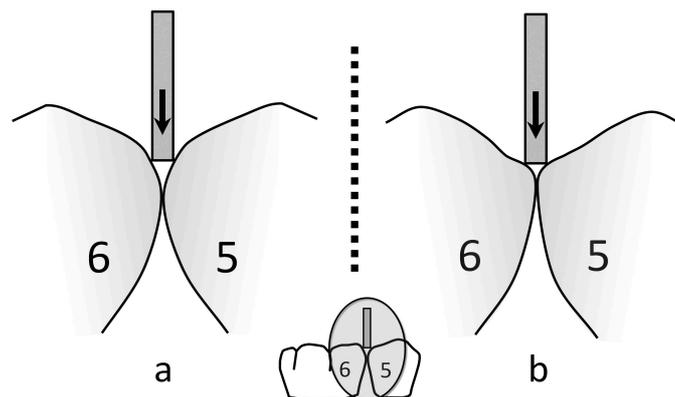


Figura extraída de Al Qassar *et al.* (2016)

Small, Brits e Hemingway (2016) estudaram por geometria, utilizando pontos craniométricos, modificações decorrentes de perdas dentárias no crânio. Encontraram que as modificações estatisticamente significantes ocorreram no sistema estomatognático. (figura 23)

Figura 23 - Máscaras e extrações dentárias. A figura mostra máscaras, em vista anterior, inferior e lateral, indivíduos dentados, edentados e a superposição dos extremos, para estudo de alterações craniométricas causadas por extrações dentárias

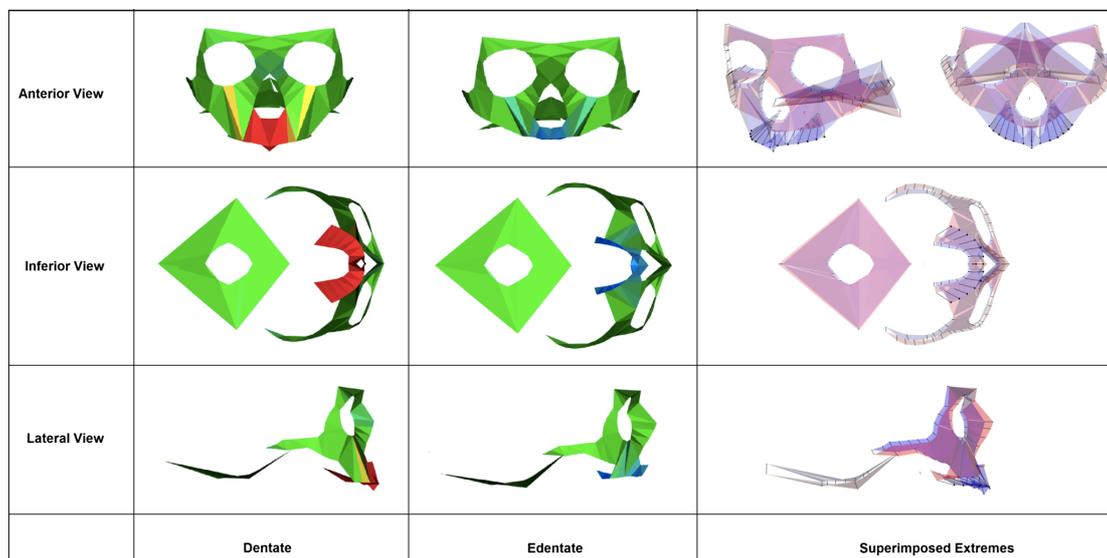


Figura extraída de Small, Brits e Hemingway (2016)

5.6 FORMAS DE MEDIÇÃO DA FORÇA DE MORDIDA

A necessidade de medição da força de mordida data de quase 4 séculos. Borelli em 1681 prendeu pesos nos molares inferiores por meio de cordas (RÖHRLE *et al.*, 1990).

O primeiro a descrever um gnatodinamômetro foi Black (1895) (figura 24) que o utilizou para mensuração da força de mordida com o propósito de compreender o papel da força interoclusal tanto no desenvolvimento de patologias do sistema estomatognático quanto as características físicas necessárias ao material restaurador.

Head (1906) utilizou um crânio seco (figura 25) para determinar a força necessária para a trituração de alimento durante a mastigação humana visando o desenvolvimento de materiais restauradores, dando continuidade, segundo o autor, a linha de pesquisa iniciada por Black (1895).

Figura 24 - Gnatodinamômetro de Black. Este é o gnatodinamômetro mais antigo segunda a literatura consultada. Feito de madeira com mola para determinação da força de mordida.



Figura extraída de Black (1895)

Os dispositivos para medição *in vitro* são essenciais para a pesquisa de materiais odontológicos, sem eles não é possível conduzir uma investigação clínica, sob o ponto de vista ético, de materiais dentários.

Huang, Chen e Lin (2016) utilizaram o monitoramento da emissão acústica (figura 26) para analisar a fadiga de dentes tratados endodonticamente quando submetidos a cargas oclusais.

Figura 25 - Metodologia de Head. Um crânio seco dependurado de cabeça pra baixo com um balde preso na mandíbula onde eram colocados pesos foi o método de Head (1906) utilizado para mensurar a força de mordida necessária para quebrar vários tipos de alimentos.

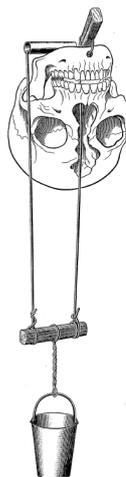


Figura extraída de Head (1906)

Figura 26 - Análise de força em implante. A figura mostra esquema do método de medição por emissão de som. Um dente tratado endodonticamente, com ligamento periodontal artificial, foi acoplado a prótese sobre implante. Foi aplicada uma carga sobre o dente gerada por uma máquina de teste universal (E3000, Instron, Canton, MA, USA) e foi monitorado o efeito por meio do sensor de emissão acústica para estudo das consequências da carga sobre o osso, nestas condições.

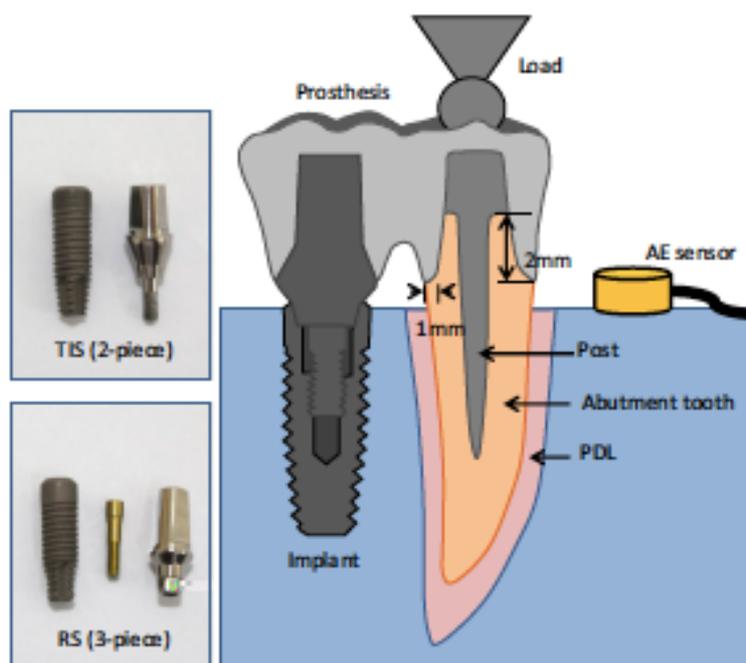


Figura extraída de Huang, Chen e Lin (2016)

Singhatanadgit, Junkaew, Singhatanadgid (2016) desenvolveram um simulador de mastigação para medição *in vitro* de carga unidirecional e bidirecional. O simulador adota um mecanismo de ligação de 4 barras para desenvolver ambos os padrões de carga (figura 27). Os autores desenvolveram

o simulador para investigações pré clínicas para testar as propriedades mecânicas de novos materiais odontológicos, uma vez que isto se constitui um pré requisito ético para inícios dos testes clínicos. Eles relataram, ainda, que a aplicação de carga bidirecional induz a fraturas de cúspides dentarias com características mais semelhantes as que ocorrem nas cúspides naturais em humanos.

Figura 27 - Simulador unidirecional e bidirecional. A figura mostra o desenho esquemático (A), o dispositivo (B) e a dinâmica de medição da força de mordida unidirecional e bidirecional (C) *in vitro* para teste pré clínico de materiais odontológicos. Na figura (A) pode ser visto desenho de um dente, na figura (B) pode ser vista imagem do dente que será testado

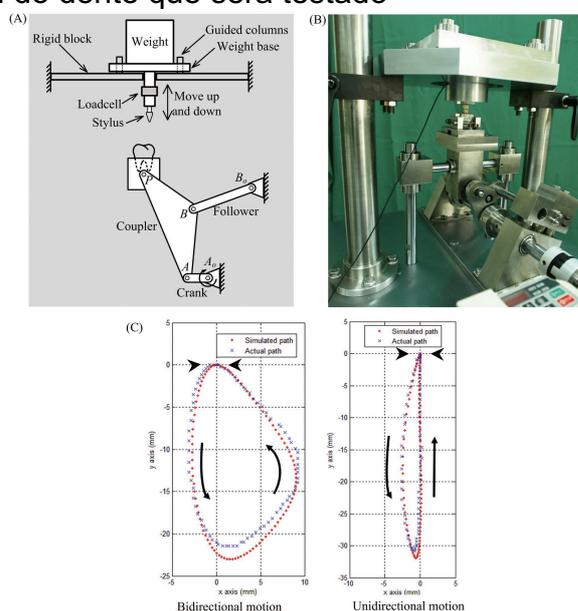


Figura extraída de Singhatanadgit, Junkaew, Singhatanadgid (2016)

Katona e Eckert (2017) utilizaram um dispositivo para medição *in vitro* da mecânica da oclusão e da desocclusão dentária. Sobre uma mesa de madeira foi colocado um dispositivo de teste MTS Bionix 858 (MTS Corp., Minneapolis, MN, USA) (figura 28). Eles utilizaram dentes antagonistas com inclinações cuspidicas distintas (0, 20,33 e 45 graus) para estudar os componentes físicos e os efeitos da força interoclusal sobre a estrutura dentária.

Santos *et al* (2018) utilizaram simuladores para estudo *in vitro* da interação entre material restaurador e o esmalte do dente humano utilizando um simulador CS-4.2 SD (Mechatronik, Germany) como pode ser observado na figura 29 e saliva artificial (pH≈7) como lubrificante. As cúspides dentais foram

colocadas na parte superior do simulador em um suporte móvel enquanto o material protético era fixado na parte inferior do simulador. O desgaste das cúspides foi medido com um *scanner* 3D. (Small Milling Machine - active piezo sensor Roland Model MDX20) e os perfis analisados por meio do *software* Rhinoceros 5.

Figura 28 - MTS Bionix 858. Dinamômetro para teste in vitro de materiais odontológicos. (A) Dispositivo de teste composto por uma base acoplada a um eixo vertical deslizante (slide) responsável pela aplicação da tensão no dente gerada por um peso regulável (weight) e medido por uma célula de carga sob o dente (load cell); (B) Classificação molar de ângulo relacionada a relação anteroposterior entre bases ósseas de mandíbula e maxila. Classe I relação normal. Classe II mandíbula retruída. Classe III mandíbula protruída. α representa o ângulo das cúspides. (C) Especificação dos eixos x,y e z em relação ao dente estudado quanto a força e momento - F_x , F_y , F_z , M_x , M_z) medidos pela célula de carga.

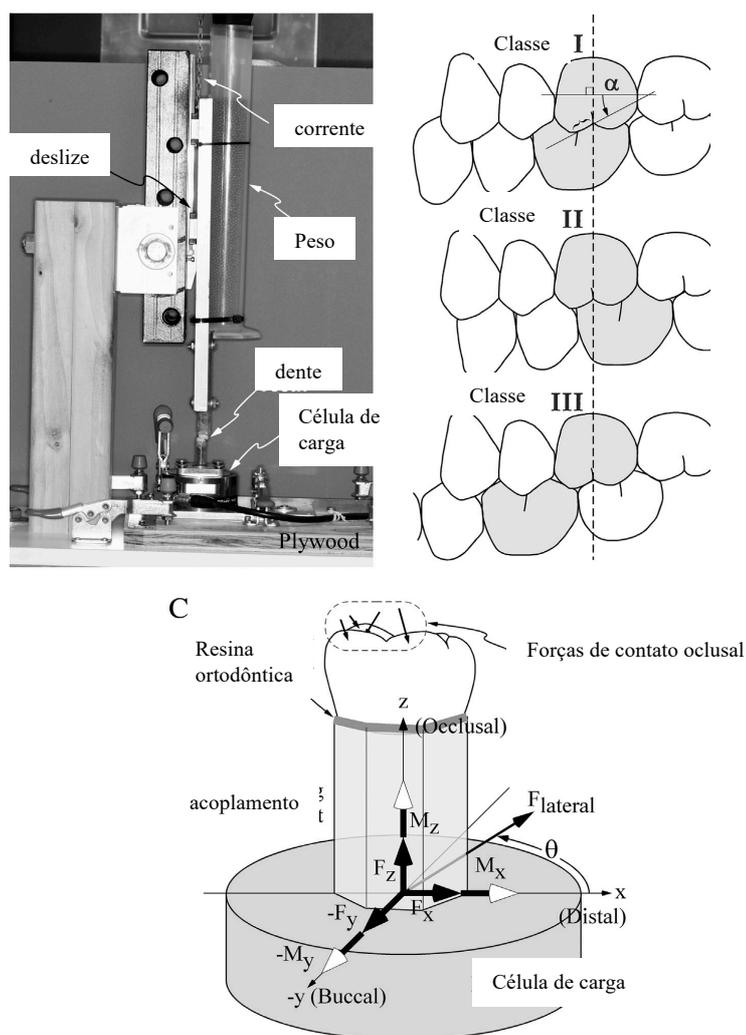


Figura extraída de Katonaa e Eckert (2017)

Enquanto a medida total da força de mordida é um indicador para a função mastigatória de maneira geral, forças sofridas por um dente individualmente devem ser consideradas quando se planeja implantes unitários ou protocolos, na escolha do material restaurador, planejando preparo de conduto dentre outros procedimentos. Além disto a magnitude da força oclusal sobre um dente isolado foi identificada como uma das maiores causas de fraturas de implantes dentários. (RÖHRLE *et al.*, 1990)

Figura 29 - Simulador CS-4.2 SD. A) desenho esquemático do simulador mostrando as direções de medição; B) Foto da simulação sendo realizada.

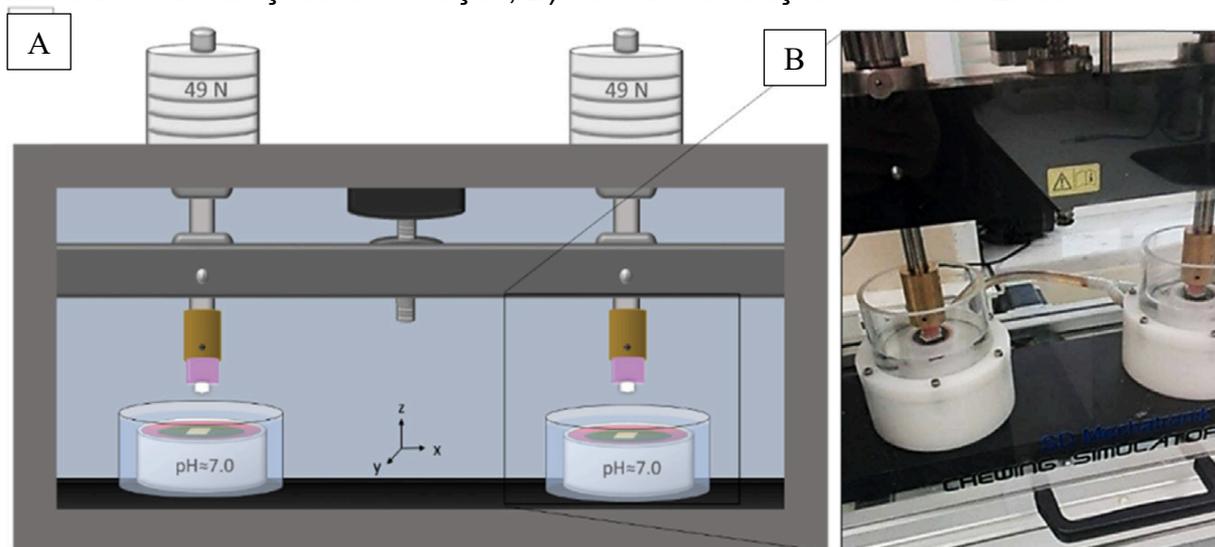


Figura extraída de Santos et al (2018)

Röhrle *et al.* (1990) dividem os métodos de medição da força de mordida em três tipos. O primeiro engloba gnatodinamômetros e outros métodos mecânicos sendo um deles; células de carga. O segundo tipo contempla métodos de indução e, finalmente, o terceiro tipo com técnicas ópticas, sensores piezoelétricos, métodos tridimensionais e os métodos virtuais ou simulações.

Gibbs *et al.* (1981) utilizaram a medição vibração sonora para medir a força oclusal *in vivo* durante a mastigação, conforme mostrado de forma esquemática na Figura 30. A técnica utiliza placas de acrílico para proteção das cúspides dentárias, mas com o inconveniente do aumento da dimensão vertical. Um gnatodinamômetro desenvolvido pela Universidade da Flórida foi acoplado

às placas de acrílico. Um transdutor para captação de vibrações acoplado ao queixo do indivíduo preso por tiras a uma cinta que por sua vez é presa na cabeça do indivíduo e é acoplada a gerador de sinal digital e um amplificador que ficam na testa do indivíduo.

Ruiz e Arsuaga (2017) utilizaram de modelos matemáticos baseados em alavancas para estudar a força de mordida de fósseis com o objetivo de estudar a evolução humana e seu comportamento alimentar.

Neill *et al.* (1989) utilizaram um transdutor em forma de U composto por duas lâminas de aço inoxidável em forma de cantiléver separados por 1 mm com uma célula de carga acoplada a um deles. A superfície de mordida era coberta por uma borracha macia de 0,5 mm resultando em uma espessura total de 4 mm. A medição foi feita associada a um eletromiograma e a cinesiografia no intuito de estudar a relação entre a contração muscular, o estágio de movimento do ciclo mastigatório e a contração muscular durante a mordida.

Os gnatodinamômetros se baseiam no sistema de alavancas, ou de molas e da combinação entre eles. Técnicas alternativas como manômetros foram utilizadas medindo a força oclusal por deslocamento de fluídos. (RÖHRLE *et al.*, 1990)

As células de carga e métodos de indução fizeram a transição da medição mecânica da força oclusal para a medição eletrônica, o que permitiu uma redução do tamanho do dispositivo de medição da força de mordida, implantando células de carga, por exemplo, em dentaduras ou implantes ou restaurações dentárias. A diminuição do tamanho do dispositivo permitiu medições simultâneas dente-a-dente e da força global da mordida utilizando células de carga múltiplas (RÖHRLE *et al.*, 1990). Ferrario *et al.* (2004), para medição da força de mordida em um dente utilizaram uma célula de carga Occlusator, B.A.R. srl, (Milano, Italy) feita de aço inoxidável.

Figura 30 - Medição por som *in vivo* da força de mordida. Esquema do método de medição da força de mordida *in vivo*

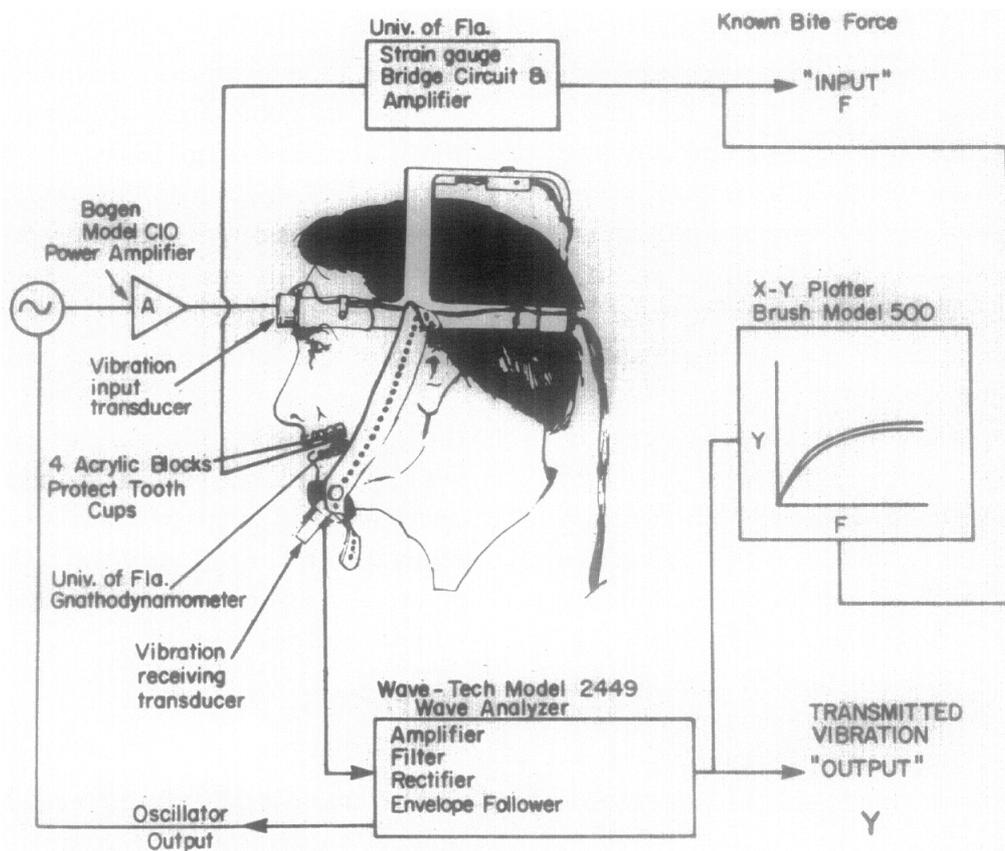


Figura extraída de Gibbs *et al.* (1981)

As técnicas ópticas consistem na medição da área de contato oclusal por filmes sensíveis a pressão. Microcápsulas coloridas com diferentes forças de ruptura são inseridas entre duas membranas sensíveis a pressão. O mapa de cor resultante da mordida indica a pressão que atuou sobre o filme, naquela área. (RÖHRLE *et al.*, 1990).

Matsui *et al.* (1996) utilizaram o Dental Prescale System® para analisar a área de contato oclusal com um papel de articular com coloração progressiva. O papel é uma folha de mordida sensível a pressão e de coloração progressiva e é utilizado para estudar a área de contato oclusal que foi analisada por meio de um programa de computador. A performance mastigatória foi avaliada por uma goma de mascar com baixa adesividade e coloração progressiva para estudar as condições do sistema estomatognático de indivíduos operados de tumor.

Okiyama, Ikebe e Nokubi (2003); Matsuyama *et al.* (2006); Goto, Yamada, Yoshiura (2008), Ibayashi *et al.* (2008), Kim *et al.* (2009) mediram a força de mordida utilizando folhas sensíveis a pressão com espessura de 0,097 mm (Dental prescale 50 HR type, Fuji Film Co., Tóquio) (figuras 31, 32 e 33). A folha sensível contém uma camada de microcápsulas com material formador de cor e uma camada na qual se encontra um material desenvolvedor da cor. As microcápsulas, de vários tamanhos e resistências, se rompem de acordo com a pressão aplicada. Para medição da força de mordida foi feita uma análise computacional dos dados com o Occluzer, GC, (Tóquio, Japão) para medição da força de mordida.

Figura 31 - Sistema de capsulas para medição da força de mordida. Mostrando a dinâmica do colorimento do filme oclusal quando submetido à pressão interoclusal

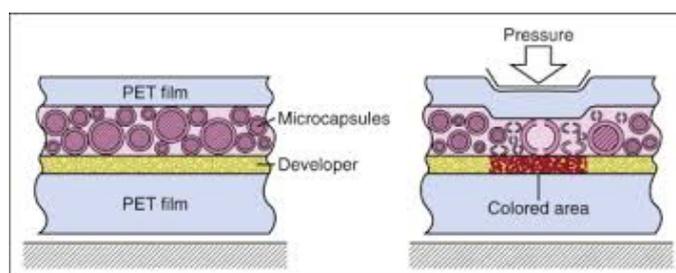


Figura extraída de <https://pocketdentistry.com/occlusal-patterns-in-orthodontic-patients-using-the-occlusal-force-measuring-system/>

Figura 32- Indivíduo mordendo o Dental Prescale. Mostrando a coleta de dados da força de mordida com o indivíduo mordendo o sensor



Figura extraída de Kim *et al.* (2009)

Figura 33 - Sensor para mordida do Dental Prescale. Mostra o sensor em forma de ferradura do Dental Prescale

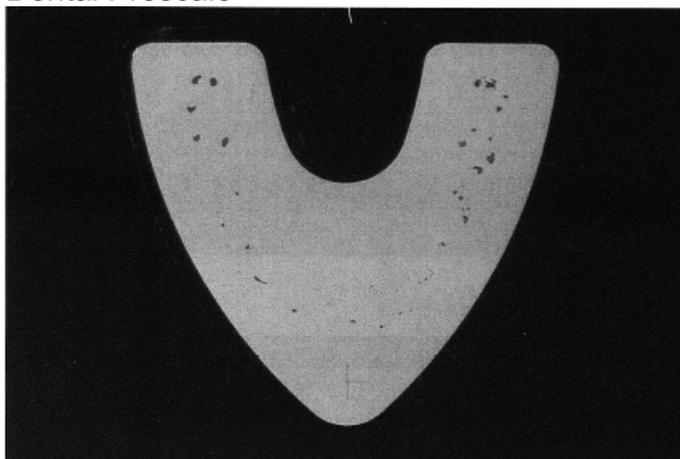


Figura extraída de Matsui *et al.* (1996)

O I-Scan System (Nitta Corporation, Osaka), é utilizado há cerca de 20 anos em pesquisas sobre força de mordida (KHOYAMA, SAKAI, 2001; TAKASHI *et al.*, 2009; KHOYAMA *et al.*, 2014). O sensor é composto por 100 pontos sensíveis posicionados em 10 fileiras e 10 colunas, com um diâmetro de área de 1,27 mm cada ponto sensível impresso em um filme flexível plástico de 0,1 mm de espessura. Cada indivíduo utilizava um sensor único previamente calibrado por um dispositivo Instron apparatus (Model 6642) antes da coleta de dados.

Os sensores ou transdutores piezoelétricos são pequenos e muito finos e medem a força de mordida de forma tridimensional pela colocação dos sensores em dentes previamente restaurados. Eles permitem a medição não somente da força de mordida, mas em várias outras condições como mastigando, rangendo dentes ou medindo repostas a estímulos externos, como aparelhos corretivos, por exemplo. (RÖHRLE *et al.*, 1990; TREFFEL *et al.*, 2016)

Os Medidores tridimensionais medem as forças gerais do sistema estomatognático, apesar do componente vertical da força ser o mais importante (tanto que a maioria dos dispositivos para medição da força de mordida fazem a medição unidirecional), o componente anterior e o lateral da força têm uma importância muito significativa para alguns tipos de medição força, principalmente durante a mastigação. Os sensores tridimensionais podem ser implantados em dentes previamente restaurados, próteses removíveis, implantes, etc (RÖHRLE *et al.*, 1990). Van Eijden (1991) calculou a magnitude da força de mordida em 17 direções usando um transdutor tridimensional (24 x

24 x10 mm, comprimento, largura, altura) que registrava tanto a direção quanto a magnitude da força de mordida. O transdutor foi colocado na superfície oclusal de pré-molares e no canino, determinando um aumento de dimensão vertical de oclusão.

Ogawa *et al.* (2006) registraram a magnitude e direção da força de mordida usando um dispositivo tridimensional customizado (conforme mostra a figura 34), com três transdutores de força posicionados em ângulos diferentes em uma estrutura de cromo cobalto na maxila e uma esfera de aço em outra estrutura de cromo cobalto na mandíbula. Ambas foram fixadas nos seus respectivos arcos com cimento temporário.

Shimada *et al.* (2012) cimentaram uma banda de aço em dentes naturais de adultos (figura 35). Na face vestibular da banda foram fixadas as células de carga para medição de força de mordida durante a mastigação e integraram a medição com eletromiografia

Linsen *et al.* (2018) em sua investigação empregaram um dispositivo que utilizou o ultrassom (WinJaw, Zebris Medical GmbH, Isny, Germany) para verificação do movimento condilar e a medição da força de mordida foi realizada com um aparelho customizado feito de cromo vanádio carbono DIN115CRV3 para pesquisar as condições do SE em indivíduos com ressecção segmentada da mandíbula com e sem reconstrução.

Tarkowska, Katzer, Ahlers (2017) fizeram uma revisão sistemática sobre a validade do uso da goma de mascar de cor mutável analisando a profundidade dos dados obtidos. A medição consiste em analisar as alterações da cor de uma goma de mascar depois de mastigada por um indivíduo. Os autores chegaram à conclusão que o método é eficiente para análise de mastigação e que pode contribuir de maneira significativa com dados que auxiliem avaliar de maneira segura o sucesso da terapêutica aplicada em um indivíduo. A análise da cor é feita pela medição das diferenças da cor antes e depois de mastigada a goma de mascar. Na maior parte dos estudos a medição colorimétrica é feita baseada no modelo de espaço colorido denominado de $L^*a^*b^*$ onde o L^* representa a

leveza da cor (lightness), o a^* o eixo entre as cores oponentes vermelho/verde e o b^* as cores oponentes entre amarelo/azul. Utilizando esta metodologia os resultados da medição se tornam independentes do produto utilizado

Figura 34 - Medidor de força de pressão de Ogawa e colaboradores. Mostrando o medidor de força tridimensional no modelo de gesso demonstrando sua posição na mandíbula e na maxila

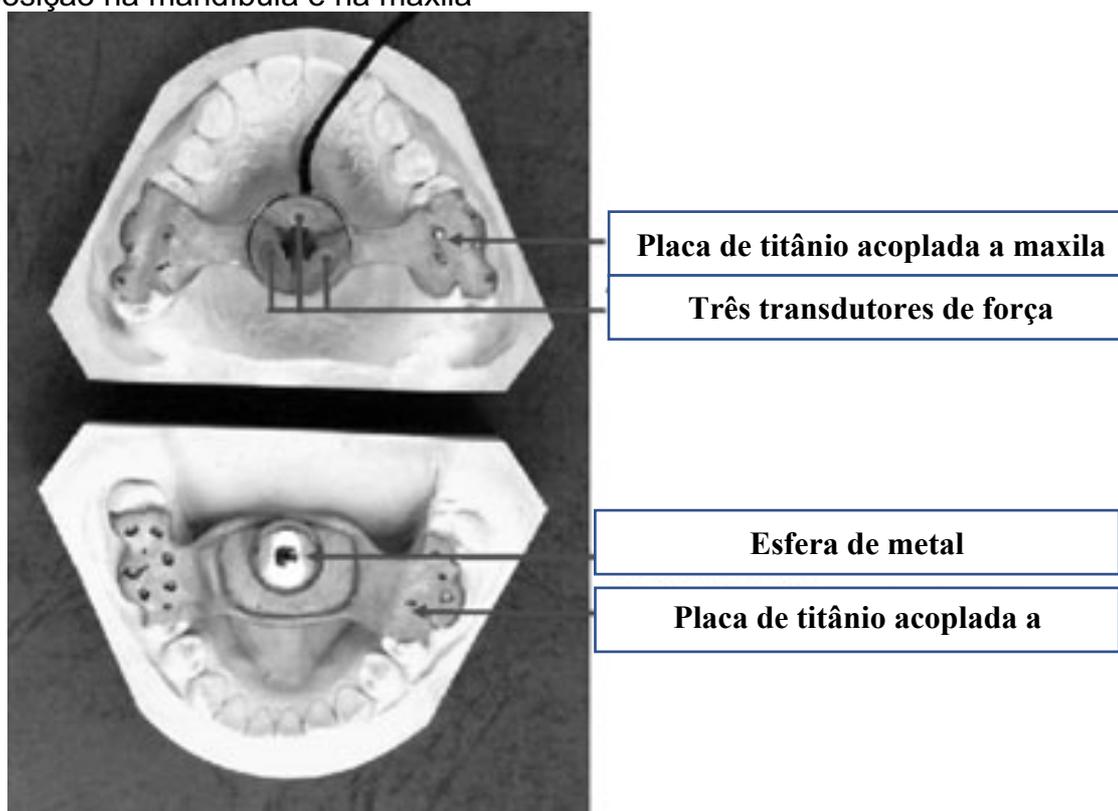


Figura extraída de Ogawa *et al.* (2006)

Figura 35 - Medidor de força oclusal cimentado nos dentes. Mostrando a posição de fixação na maxila e na mandíbula e a medição quando o paciente morde com um pequeno aumento de dimensão vertical de oclusão.

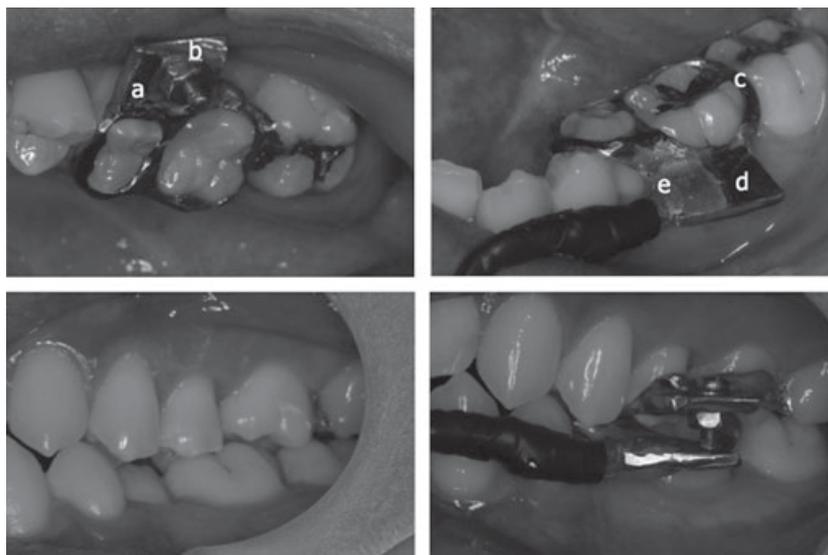


Figura extraída de Shimada *et al.* (2012)

Maki *et al.* (2001) utilizaram um instrumento de multi medição MPM-3000 (Nihon Koudenski Co Tokio) e um transdutor de força oclusal com uma placa com 17 mm de diâmetro na extremidade e no centro um bloco com 1 mm de altura e 3mm de diâmetro.

Goharian, Moghimi , Kalani (2015) associaram a eletromiografia com a medição da força de mordida e o método algorítmico discreto de Laguerre (Laguerre expansion technique - LET). Os autores relataram que através do uso do LET é possível a previsão da força de mastigação por meio dos sinais eletromiográficos. Relatam, ainda, que por meio deste método é possível a construção de robôs mastigatórios para estudos *in vitro*.

Figura 36 - Força de mordida e LET. Metodologia de associação da força de mordida com o método de Laguerre

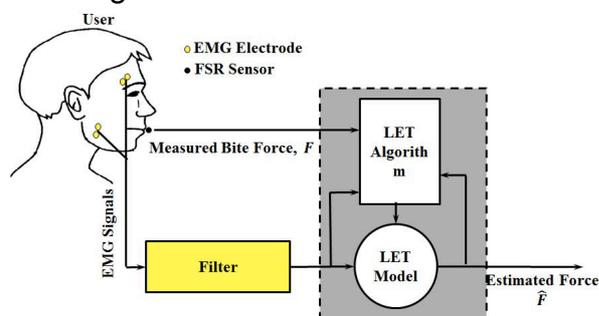
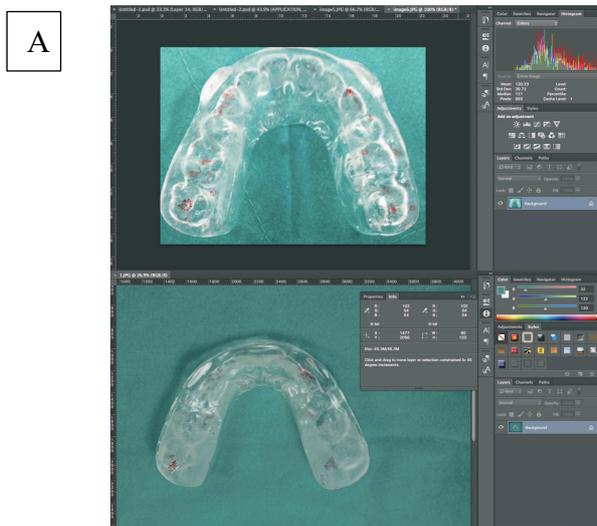


Figura extraída de Goharian, Moghimi, Kalani (2015)

Thanathornwong e Suebnukarn (2017), mediram em indivíduos com bruxismo a força de mordida que eles exercem sobre a placa miorreaxante. Para tal utilizaram uma placa com guia canina analisando as medidas digitais do tamanho e da cor das marcas do papel de articular. Elas foram impressas na placa depois que o indivíduo foi orientado a morder sobre ela com o papel de articular interposto entre os dentes inferiores e a placa. Utilizaram o papel de articular de 12- μ m Hanel; Coltene/Whaledent GmbH, Langenau, Germany). As marcas eram medidas em pixels e em escala RGB (vermelho, verde, azul) usando o software Adobe Photoshop (Adobe Systems, San Jose, CA, USA). A força oclusal foi medida usando o T-Scan III (Tekscan Inc., South Boston, MA, USA). Foi utilizada uma equação de multirregressão para prever a força utilizando os pixels e a escala RGB (figura 37).

Kostrzewa-Janicka *et al.* (2012) utilizando uma liga de alumínio (99.5% Al, no máximo 0.3% Fe, 0.3% Si, 0.02% Cu, 0.06% Zn, 0.03% Ti e 0.5% Fe + Si + Zn + Ti) em uma banda com 0,8 mm de espessura (Aluminium Band A1R, Huta Aluminium, Konin, Poland) calcularam a força de mordida através do estudo da alteração dimensional da banda durante a mordida

Figura 37 - Escaneamento de marcas oclusais. A) As marcas do papel de articular sobre a placa reconhecidas utilizando software AdobePhotoshop (Adobe Systems, San Jose, CA, USA). B) distribuição das cargas oclusais sobre a placa utilizando T-Scan III system (Tekscan Inc., South Boston, MA, USA).



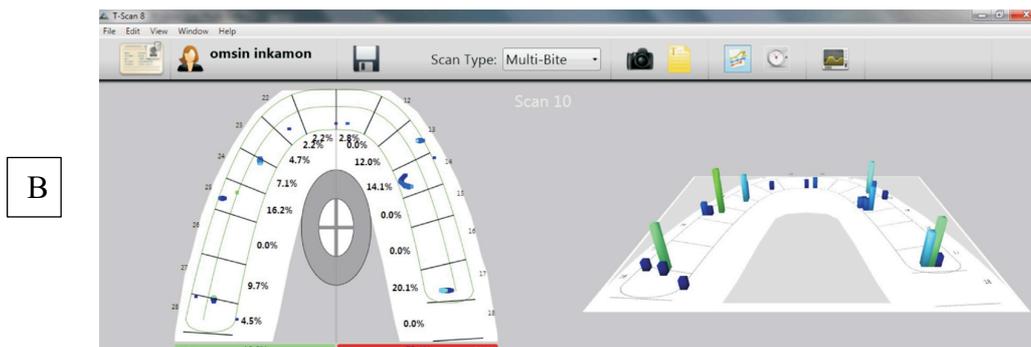


Figura extraída de Thanathornwong e Suebnukarn (2017)

5.7 Medição em crianças da força de mordida

Os estudos sobre o comportamento do sistema estomatognático em crianças tem fornecido informações valiosas que justificam plenamente a prevenção e a intervenção precoce, seja no campo da cariologia, seja no campo da maloclusão, chegando à preocupação funcional e estética (MOUNTAIN *et al.*, 2010). Lengua *et al.* (2012) realizaram um trabalho envolvendo crianças entre 6 e 10 anos com mordida cruzada posterior funcional (com desvio mandibular para o lado da mordida cruzada) utilizando eletromiografia de superfície. Encontraram que na posição de repouso da mandíbula não existe diferença de sinal elétrico no músculo masseter e no temporal nem do lado cruzado para o não cruzado, nem entre gêneros. Já na máxima contração voluntária foi encontrado uma atividade eletromiográfica maior em garotos que nas garotas tanto do lado cruzado quanto do não cruzado. Encontraram uma atividade muscular simétrica tanto em garotos quanto em garotas.

Maki *et al.* (2001) fizeram a medição da força de mordida de crianças entre 7 e 9 anos de idade, com oclusão normal e sem perdas dentárias, para estudar seu comportamento e chegaram à conclusão que a força de mordida de crianças diminui quando comparado com estudos anteriores. Não encontraram diferenças entre os grupos com 7 e 8 anos, porém o grupo com 9 anos apresentou valores mais altos estatisticamente que o grupo com 7 anos e o com 8 anos.

Mountain, Wood e Tomba (2010) mediram a força de mordida de crianças de 3 a 6 anos de idade e analisaram a influência de carie e maloclusão na força

e mordida máxima. Concluíram que a força de mordida em crianças com presença de cáries é menor que nas sem a infecção, já nas crianças com maloclusão ela é ligeiramente menor, mas não de modo estatisticamente significativa.

Arwa *et al.* (2013) em sua investigação com 1011 indivíduos entre 3 e 18 anos dividiram a amostra em 5 grupos: grupo 1 indivíduos com dentição decídua em estágio inicial; grupo 2 indivíduos com dentição decídua em estágio final; grupo 3 indivíduos com dentição mista em estágio inicial; grupo 4 indivíduos com dentição mista em estágio final e grupo 5 indivíduos com dentição permanente. Constataram que a média da força de mordida máxima foi de 176N para grupo 1; 240 N para grupo 2; 289 N para grupo 3; 433 N para grupo 4 e 527 N para o grupo 5.

5.8 Estado da arte da medição da força de mordida

Feito um levantamento bibliográfico dos últimos 5 anos foi encontrado que os dispositivos de medição de mordida podem ser divididos basicamente em duas categorias: dispositivos mecânicos e dispositivos eletrônicos. Os dispositivos mecânicos são aparelhos podem utilizar alavancas e grampos com células de carga interpostas. Os dispositivos com molas como o apresentado por Black (Black 1895) não foram encontrados neste levantamento. Os mecânicos, em quase sua totalidade são compostos por duas superfícies opostas que se aproximam durante a aplicação da força de mordida e comprimem uma célula de carga interposta entre as superfícies que envia sinal a um decodificador ou deforma a estrutura (geralmente um grampo) e esta deformação é captada por uma célula de carga que transmite sinal a um decodificador. Os eletrônicos são dispositivos conectados a computadores que utilizam leitura de filmes sensíveis a pressão, geralmente na escala Vermelho, azul e verde (RBG) lida diretamente por um sistema no computador ou por um escâner.

Os dispositivos customizados foram desenvolvidos por diversos autores que sentiram a necessidade do desenvolvimento aparelhos de medição e registro do sistema estomatognático de baixo custo (SOLABERRIETA *et al.*, 2018, FLANAGHAN *et al.* 2012; CRAWFORD *et al.* 2015, FASTIER-WOLLER

et al. 2016, TESTA *et al.*, 2016, UMESH *et al.*, 2016, PATIL *et al.*, 2021).

Duizer e Winger (2006) construíram um dispositivo de medição de força com uma célula de carga para medição somente em incisivos. O dispositivo foi utilizado uma célula de carga de 35 kg e duas barras de aço inoxidável, montado em uma base perspex de 245X100 mm, conforme mostra a figura 38. Cerca de 50% de uma das barras de aço é embutida na base e fixada por dois parafusos. A segunda barra reforça a metade não embutida da primeira barra e é aparafusada em um suporte vertical. O final da barra de cima forma uma pequena plataforma de 30mm x 13 mm X 2,5 mm, comprimento, largura e espessura, respectivamente para colocar o dente durante a mordida.

Figura 38 - Dispositivo customizado por Duizer e Winger. Visão superior (A) e lateral(B) do dispositivo de mordida de força.

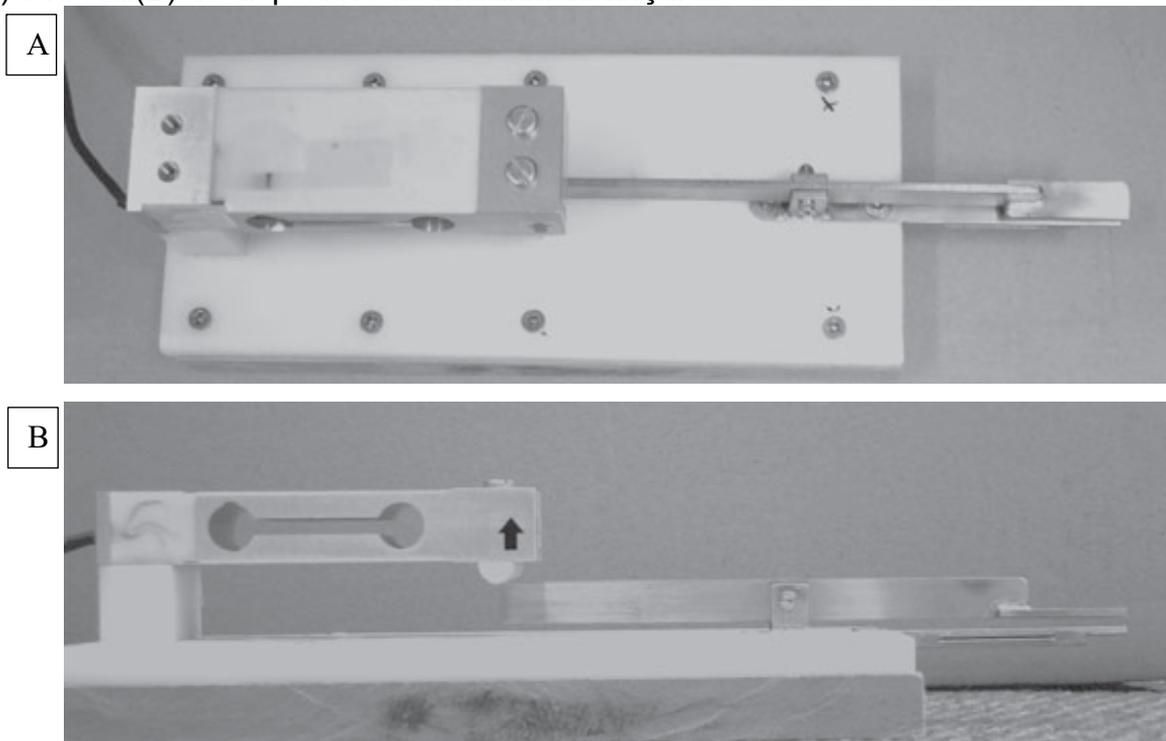


Figura extraída de Duizer e Winger (2006)

Linssen *et al.* (2013) utilizaram um dispositivo customizado feito de aço endurecido (cromo vanádio carbono DIN 115CRV3) com 22 mm de profundidade, 5 mm de largura e 6mm de altura, mostrado na figura 39. Em ambos os lados do garfo de mordida (maxilar e mandibular) foram colocadas fitas de mensuração. A resistência elétrica variou com a carga aplicada no garfo de mordida e foi transformada em um sinal elétrico proporcional a força. A

calibração mecânica do instrumento foi feita com uma unidade de teste tipo 1445 (Zwick, Ulm, Germany). Futar fast (Kettenbach GmbH, Eschenburg, Germany), um material de polivinilsiloxano utilizado para registro de mordida foi utilizado em ambos os braços (superior e inferior) para garantir uma distribuição de carga mais homogênea nos dentes durante a medição

Figura 39 - Dispositivo de Linsen e colaboradores. Mostrando as dimensões do dispositivo utilizado em vista lateral na parte superior da figura e em vista superior na parte inferior da figura.

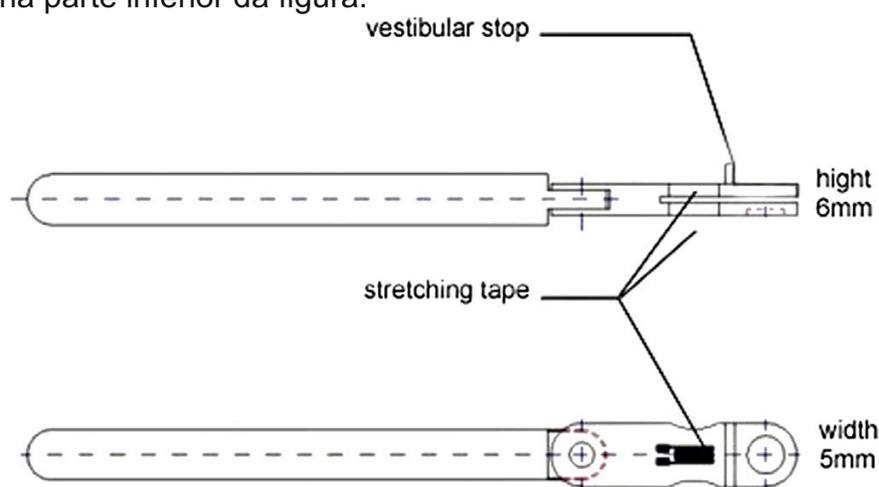


Figura extraída de Linssen *et al.* 2013

Abreu *et al.* (2014) utilizaram um modelo DDK 100 (Kratos Industrial Ltda, Cotia, São Paulo, Brazil); Takaki, Vieira e Bommarito (2014) utilizaram um dinamômetro digital industrializado modelo DDK/M (figura 40). Regalo *et al.* (2008), Palinkas *et al.* (2019), Verri *et al.* (2019), Bordignon *et al.* (2020), Manzon *et al.* (2021), Poli *et al.* (2021), Caxias *et al.* (2021), Bettioli *et al.* (2022), Silva *et al.* (2022) utilizaram o dispositivo mecânico para medição de força de mordida o IDDK (Kratos Industrial Ltda, Cotia, São Paulo, Brazil). Trata-se de um dispositivo, com tecnologia eletrônica, que utiliza um garfo de mordida com duas lâminas de metal cobertas de plástico. O aparelho tem capacidade máxima de medida de 980,6 N. Lucas *et al.* (2017) utilizaram o modelo DMD 100 com capacidade de 1 kN adaptado para a boca e relataram que mesmo com necessidade de tratamento corretivo dos dentes e sinais e sintomas de Disfunção Têmporo Mandibular (DTM) foi encontrado uma força de mordida

maior em indivíduos do gênero masculino e em indivíduos com faces mais largas e mais curtas.

Figura 40 - Dinamômetro Kratos. Dinamômetro da Kratos ainda sem adaptação para medições intraorais



Figura extraída de <http://www.kratos.com.br/dinamometros-eletronicos.htm>

Crawford *et al.* (2015) projetaram um dinamômetro e realizaram medições de força de mordida. O dispositivo é composto de uma célula de carga, uma placa de aço inoxidável de 2mm, protegidos por EVA e recoberto por uma camada de látex *vinil-free* (figura 41). Os autores reportam que o eletromiograma dos músculos da mandíbula pode ser normalizado com sucesso para uma força de mordida muito baixa, abrindo possibilidades para comparações entre grupos de amostra de risco (de DTM) que, de outra maneira, pode ser difícil produzir valores máximos de força de mordida, por exemplo em indivíduos com dor orofacial.

Figura 41 - Dispositivo de Crawford e colaboradores. Vista lateral podendo observar que o sistema de transmissão é por cabo e as dimensões.

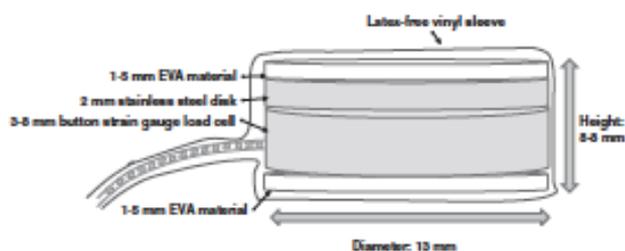


Figura extraída de Crawford *et al.* (2015)

A Qassar *et al.* (2016) realizaram a medição da força de mordida com a interposição de uma célula de carga da flexiforce da tekscan entre duas placas

de metal (figura 42). Kruse *et al.* (2020) e Khan *et al.* (2020) utilizaram um medidor customizado constituído de uma célula de carga da Tekscan, a flexiforce B 201 para estudar a influência dos traços de personalidade na intensidade da força de mordida em adultos. Kaya e Ataoglu (2021) compararam a força de mordida em pacientes com dor na articulação têmporo mandibular pré e pós aplicação de toxina botulínica utilizando do mesmo artifício, um medidor de mordida customizado com célula de carga Tekscan.

Figura 42 - Célula de carga de Al Qassar e colaboradores. Vista lateral mostrando a célula de carga flexiforce entre as duas barras de metal e sua relação com os dentes posteriores durante o exame.

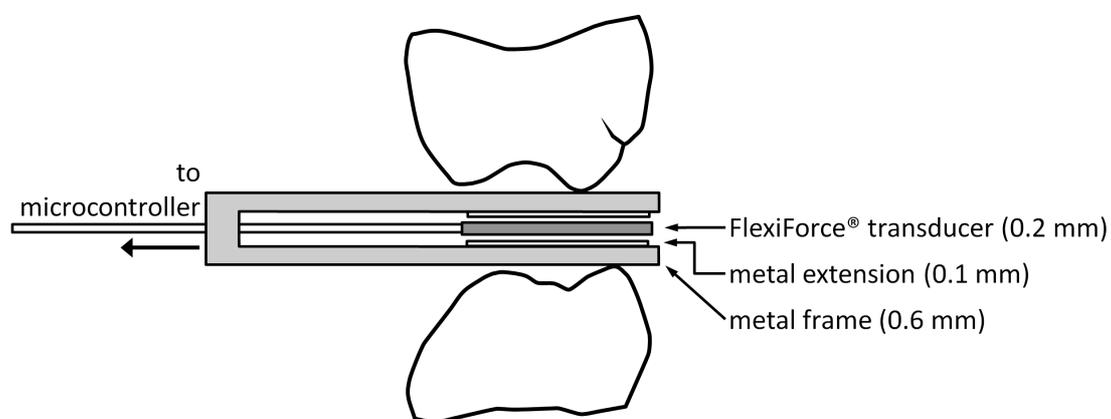


Figura extraída de Al Qassar *et al.* (2016)

Treffel *et al.* (2016) construíram um dispositivo, para cada paciente, composto de 2 discos com 2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro, de polietileno (Duran Scheu-Dental; GmbH, Iserlohn, Germany), separados por um sensor de pressão (Flexi Force Sensor model B201; Tekscan Inc, Boston, MA, USA). Estes transdutores são tiras finas (0.13 mm) com sensores piezoelétricos impressos com área de 9,53 mm² capazes de medir a carga aplicada com um tempo de resposta menor que 5 microsegundos e um erro linear de $\pm 5\%$ (44, 50). Os discos de polietileno foram colados ao sensor utilizando adesivo laminado (Stamark; 3M, St. Paul, MN, USA) (Figura 43).

Figura 43 - Dispositivo de Treffel e colaboradores. Pode-se observar a semelhança com o descrito anteriormente (figura 42), alterando somente o material utilizado, trocando metal por polietileno.

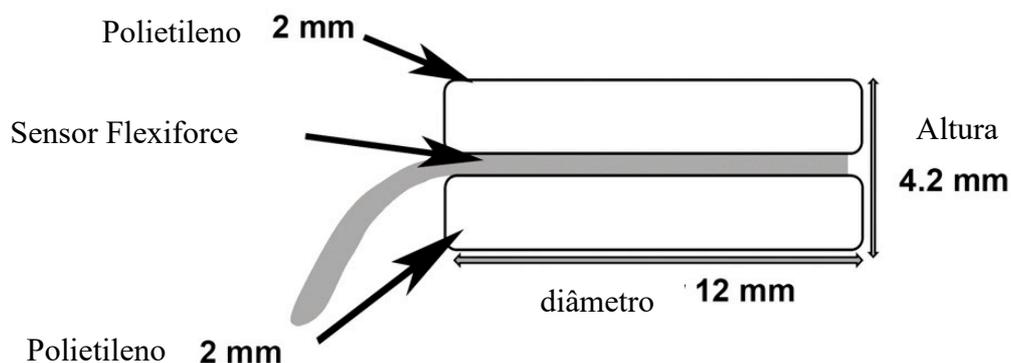


Figura extraída de Treffel *et al.* (2016)

Laguna *et al.* (2016) utilizaram o mesmo dispositivo de Flanagan *et al.* (2012) e Laguna *et al.* (2015) que é composto por dois discos adesivos de silicone com 15 mm de diâmetro e 3 mm de espessura, utilizados para revestir o sensor de força Flexforce (Tekscan, South Boston, Mass) com capacidade de medição até 4000 N (figura 44).

Umesh *et al.* (2016) construíram um dispositivo baseado no *fiber bragg grating* (FGB) que é uma microestrutura com comprimento milimétrico que faz uma modulação espacial periódica do índice de refração do núcleo de uma fibra óptica fotosensitiva criando uma estrutura ressonante. Quando uma luz de banda larga é lançada sobre o *fiber bragg grating* um comprimento de onda único é refletido enquanto os demais comprimentos são transmitidos (figura 45).

Fastier-Wooler *et al.* (2016) desenvolveram um dispositivo de medição de mordida que, segundo os autores, pode ser manufaturado em casa e utilizado uma hora após a produção. Tem uma faixa de medida de 0 a 700 N. Ele é composto por duas camadas de silicone de adição polivinilsiloxano, um quadro de acrílico e sensores de metal (figura 46), embora os autores acreditem que um sensor não metálico (p. ex. células de carga de fibra ótica) possa trazer resultados mais satisfatórios, porém não foram utilizados por não se enquadrarem nos quesitos baixo custo e facilidade de confecção. Foi realizado um teste pré-clínico utilizando o método de elementos finitos com critério de falha de von Mises, feita calibração mecânica em prensa de precisão. Os autores não especificam o sensor de carga, mas os sinais são captados por um osciloscópio MSO-X 3104A (Agilent Technologies, Santa Clara, CA, USA)

Figura 44 - Dispositivo utilizado por Laguna, et al. Utilizando célula de carga flexiforce a figura mostra o dispositivo (A), desenho esquemático (B) e dispositivo sendo empregado durante um teste (C).

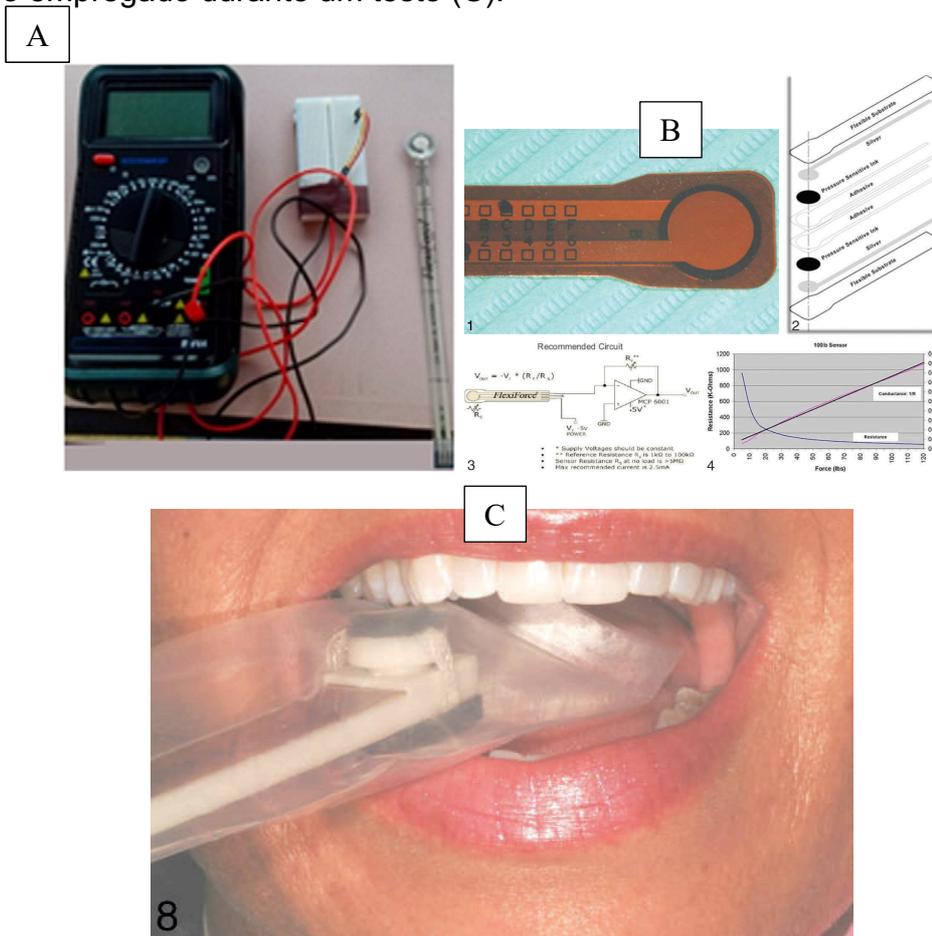


Figura extraída de Laguna et al (2016)

Abe, Milczewski, Souza (2017) também utilizaram um *fiber bragg gratings* para medir a força de mordida só que em uma estrutura acoplada ao dente. Os sensores foram inseridos em uma fibra de telecomunicação de 125 μm de diâmetro. Sua leitura foi feita usando um laser Excimer KrF (Coherent, Xantos XS 500) em 248 nm, cujo feixe ilumina a fibra através de uma máscara de fase com um campo espacial de 1073.5 nm e 1067.4 nm. As fibras eram carregadas por hidrogênio a 100 atm, a 25°C por 4 dias antes da produção da grade. O laser foi operado a 5mJ por pulso, a 200 Hz. O tamanho estimado da grade foi de 3 mm devido ao diâmetro do feixe do laser e uma matriz colocada antes da máscara de fase (figura 47).

Figura 45 - FBG. Dispositivo desenvolvido por Umesh et al. A) dimensões do dispositivo; B) desenho esquemático de funcionamento; C) medição de força de mordida com o FBG desenvolvido.

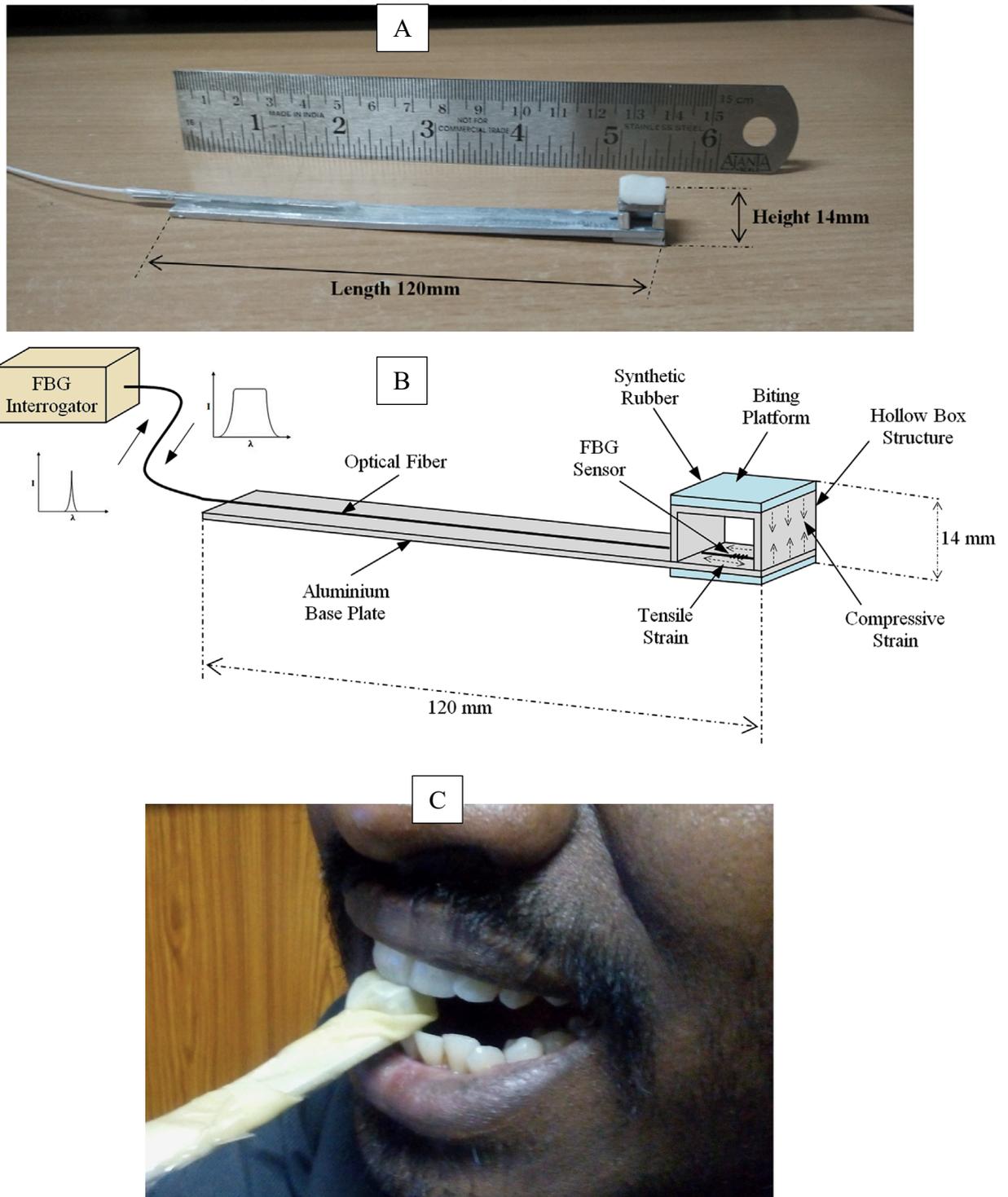


Figura extraída de Umesh et al. (2016)

Figura 46 - Dispositivo de mordida de Fastier-Wooller e colaboradores. A) dispositivo montado; B) dispositivo explodido para observação dos componentes do box; C) localização da célula de carga no dispositivo

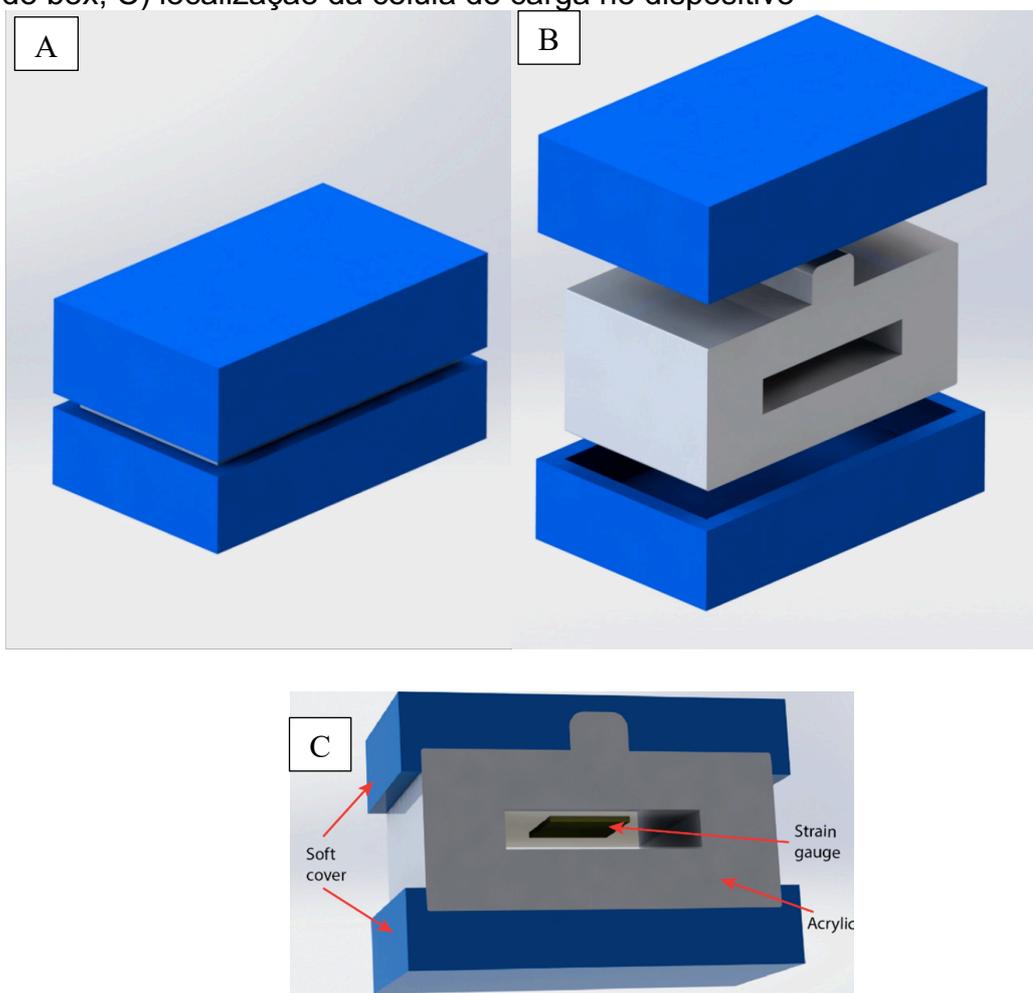


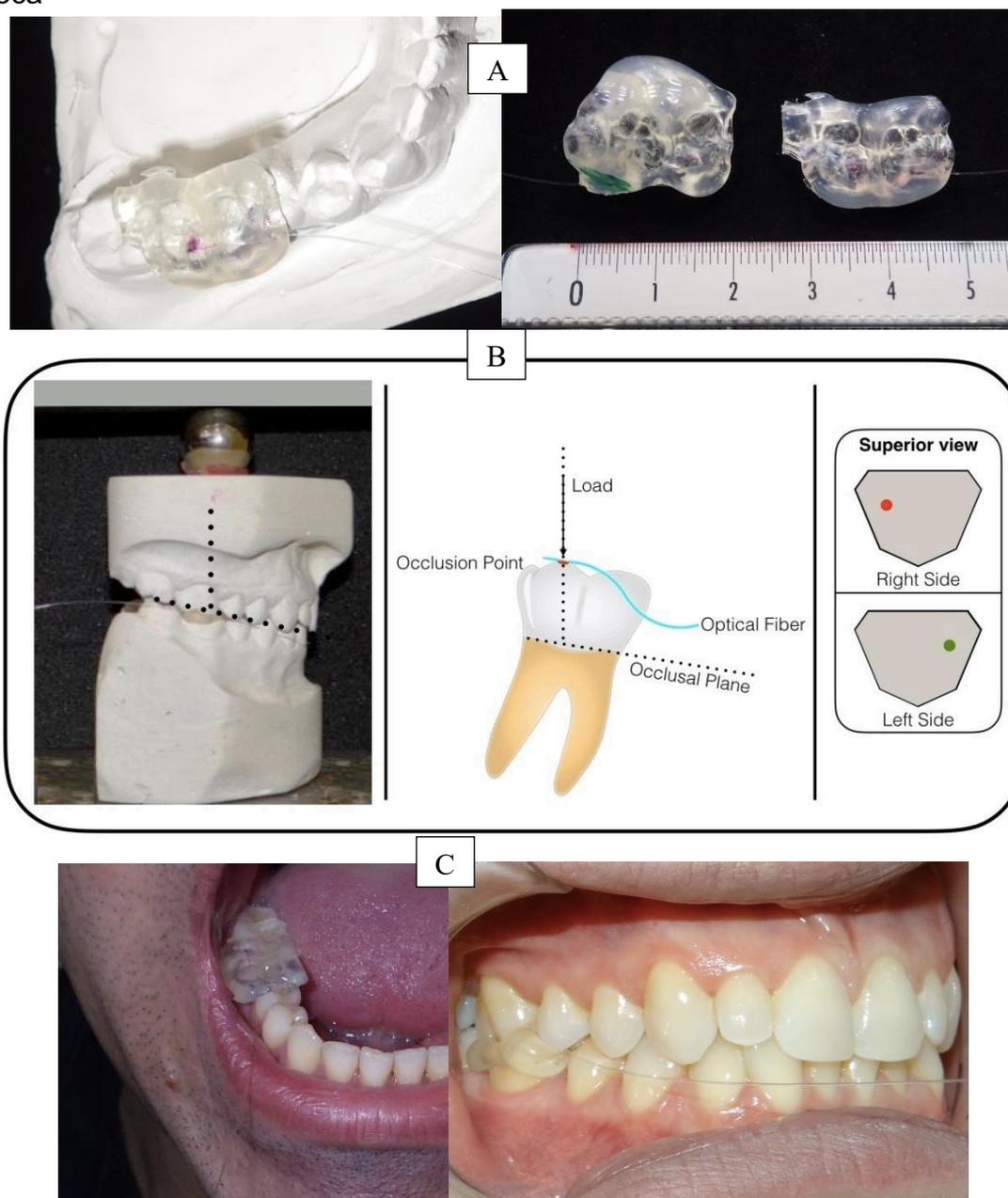
Figura extraída de Fastier-Wooller *et al.* (2016)

Dizdarevic, Masic, Muslic (2017) utilizaram um medidor de força oclusal PCE-FG 200K (PCE Alemanha GmbH) como pode ser observado na figura 48 com um transdutor de força desenhado especialmente para este propósito com capacidade de medição de força máxima de 500 N/50kg, resolução de 0.1N/10g, com unidades de medidas em N, g, lb, oz, kg e incerteza de medição de 0.05% do valor medido. Com repetitividade de 10 medidas por segundo.

O dispositivo utilizado por Khaghaninedjad *et al.* (2017) era composto por um sensor para receber a tensão da força de mordida e uma tela de cristal líquido para acesso imediato aos resultados e um sistema para calibração rápida no consultório. O sensor utilizado foi o FSR-402 (interlink eletronic, USA) devido a facilidade de ser encontrado no mercado e pela faixa requerida de medição de

força. O sensor era adequado esterilizável para reuso e composto de material biocompatível. Capaz de medir até 90 kg com alta repetitividade. Segundo os autores a força de mordida dificilmente chega a 90 kg.

Figura 47 - FBG de Abe, Milczewski, Souza. A) colocação na coroa molar e dimensões, B) Coroa ocluída e esquema de colocação do sensor; C) sensor na boca



Extraída de Abe, Milczewski, Souza (2017)

Figura 48 - PCE – FG 200k. Dinamômetro usado por Dizdarevic, Masic, Muslic (2017). A) vista do dinamômetro; B) medição da força de mordida com o dinamômetro.

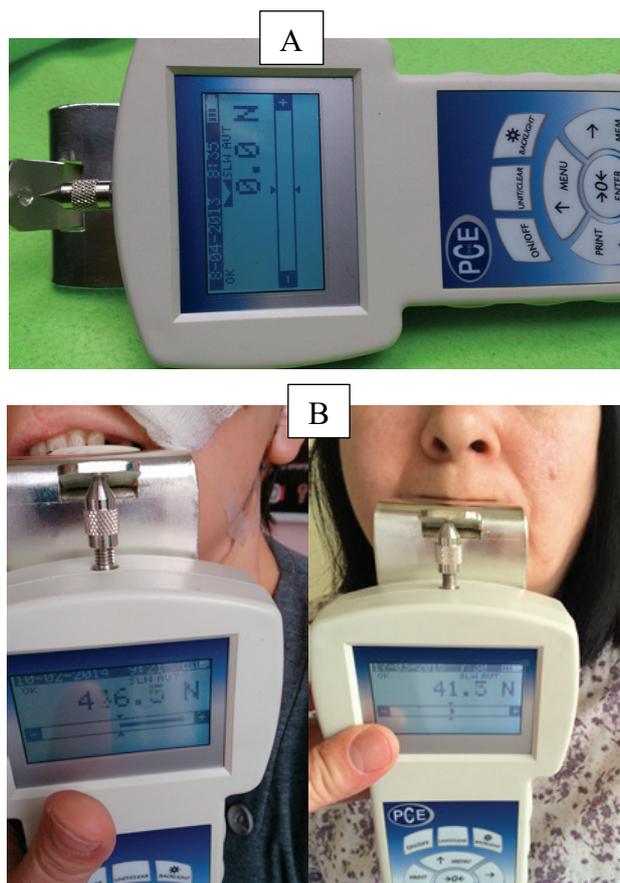
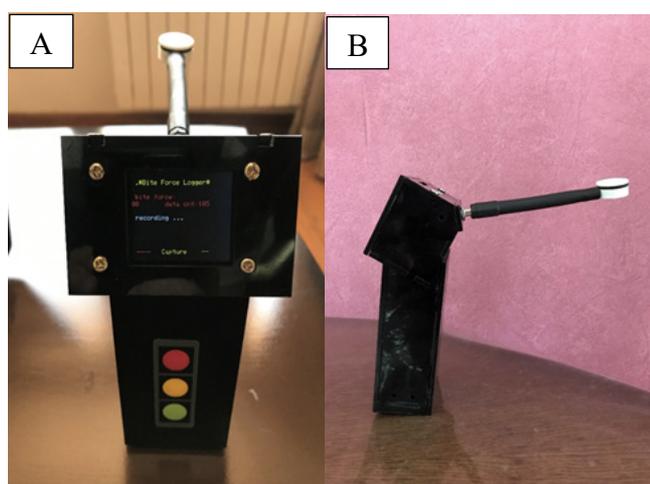


Figura extraída de Dizdarevic, Masic, Muslic (2017)

Figura 49 - Dispositivo utilizado por Khaghaninedjad e colaboradores. A) vista frontal do dispositivo onde pode ser observado o display; B) vista lateral do dispositivo; C) sensor e esquema de montagem do dispositivo; D) dimensões



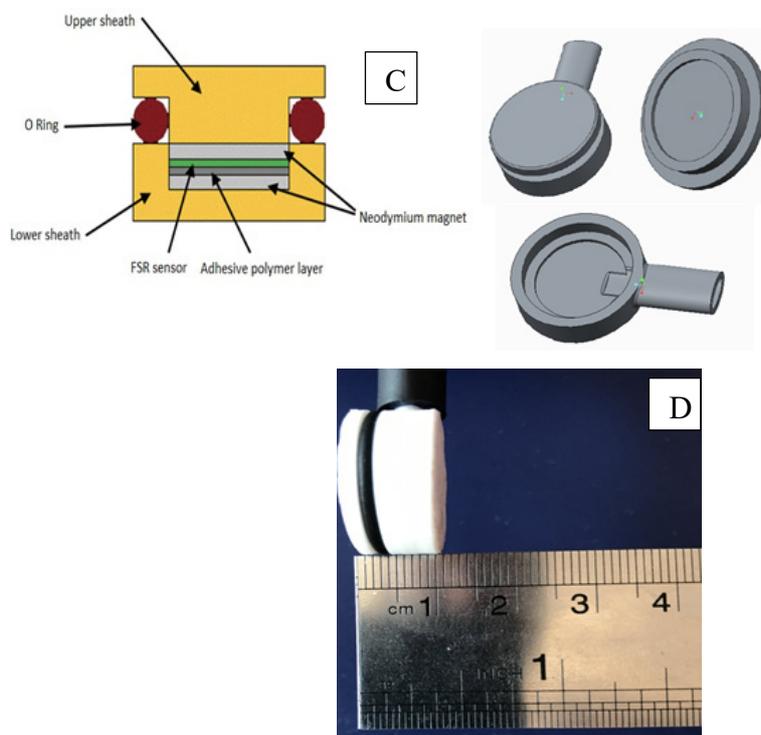


Figura extraída de Khaghaninedjad *et al.* (2017)

Haavik *et al.* (2018) utilizaram uma célula de carga colocada entre duas placas de tungstênio para mensurar a força de mordida máxima. Duas placas de mordida foram posicionadas cerca de 1 cm de distância uma da outra. Foram tomadas impressões com material moldador (Express STD vinyl polysiloxane), misturado em uma proporção 1/1 da base e do catalisador do material; e colocado em ambos os lados das placas de tungstênio. Solicitou-se que o indivíduo mordesse, encaixando todos os dentes possibilitando a sua atuação durante a medição da mordida (figura 50).

Figura 50 - Dispositivo utilizado por Haavik *et al.* Desenho esquemático dispositivo sendo testado em boca. Pode ser observado uma grande espessura do dispositivo.

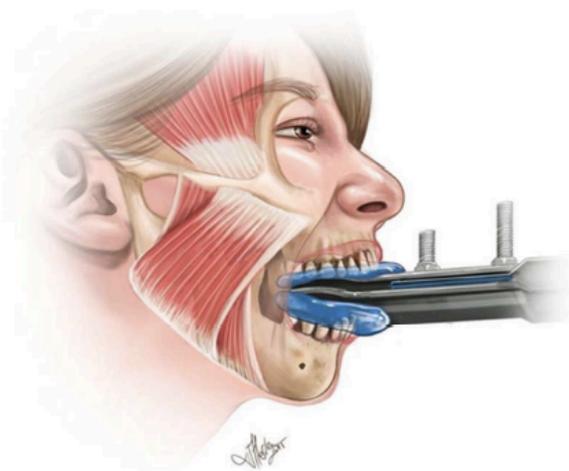


Figura extraída de Haavik *et al.* (2018)

Elsyad e Khairallah (2017), Takeshima *et al.* (2019), Kimoto *et al.* (2019), Alsharif *et al.* (2021), Furuya *et al.* (2021), Srinivasan *et al.* (2021), Elsyad *et al.* (2022) utilizaram o medidor de força oclusal (GM10, Nagano Keiki Co. Ltd., Tokyo, Japan), que consiste de uma célula de carga no centro de um elemento de mordida encapsulado por um tubo plástico. O dispositivo foi utilizado para avaliação de força de mordida em pacientes portadores de próteses removíveis, próteses sobre implantes, relação de força de mordida com condição periodontal.

Sagawa *et al.* (2019) utilizaram o filme sensível a pressão Dental Prescale 50 H, Type R (Fujifilm Corp., Tokyo, Japan) para medição da força de mordida e utilizaram um escâner (Occluzer FPD-703; Fujifilm) para análise dos resultados, Kosaka *et al.* (2021) utilizaram o Dental Prescale, 50H type R. Kim *et al.* (2021) utilizaram o dental prescale 50H para avaliar as alterações da função mastigatória no envelhecimento em indivíduos com dentição normal. Sakae *et al.* (2021) também utilizaram o Dental Prescale 50H para estudar se uma força de mordida diminuída em indivíduos idosos gera risco para doenças cardiovasculares.

Oki *et al.* (2021) utilizaram o dental *prescale* II (GC Co., Japão) e o *bite force analyser* (Gc Co. Japão) para estudar o comportamento da força de mordida com suporte na região posterior em indivíduos com dentes naturais e indivíduos portadores de próteses removíveis. Takano *et al.* (2021) utilizaram o Dental *prescale* II para estudar os efeitos de exercícios isométricos no músculo

masseter de indivíduos idosos com perdas dentárias. Para análise das marcas no filme sensível a pressão foi utilizado o *bite force analyser*. Ogino *et al.* (2021) utilizaram o mesmo protocolo com o filme sensível a pressão e o *bite force analyser* para estudar os efeitos da força de mordida na deglutição de pacientes idosos.

Sivasubramani *et al.* (2019) Criaram um dispositivo de medição de força de mordida e estudaram duas drogas diferentes utilizadas na sedação consciente em cirurgias orais menores. O dispositivo é muito espesso que inviabiliza a medição da força de mordida em crianças e em adultos com limitação de abertura de boca como pode ser observado na figura 51.

Figura 51 - Dispositivo de Sivasubramani *et al.* A) visão geral do dispositivo; B) utilização do dispositivo e leitura do display

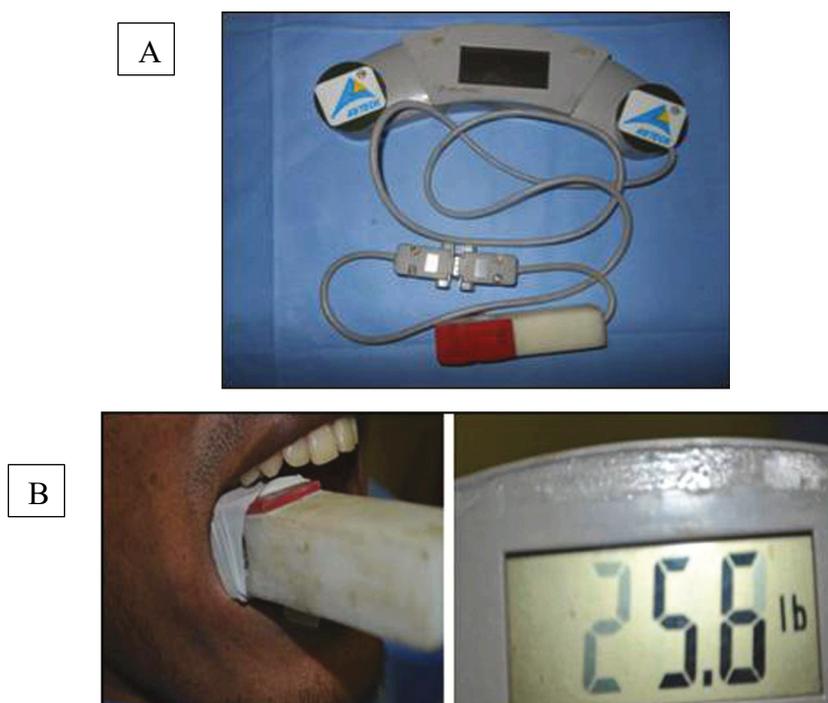


Figura extraída de Sivasubramani *et al.* (2019)

Cozzolino *et al.* (2019) utilizaram três células de carga lineares com resistência $350 \pm 0.3 \Omega$, amplitude de tensão 3%; C-980204, Micro-group Inc., Raleigh, NC, USA) com uma grade de medição de $4\text{Å} \sim 3 \text{ mm}$, selada em uma folha de alumínio de $6.5\text{Å} \sim 4.0\text{mm}$ e projetadas para medir a tensão em

apenas uma direção. As células de carga foram fixadas na face vestibular do processo alveolar com cianoacrilato cirúrgico (Histoacryl, Braun, Italy) (figura 52).

Figura 52 - Dispositivo intraósseo. Protocolo de colocação e posição do dispositivo intraósseo para medição de força de mordida utilizado por Cozzolino *et al.* (2019)

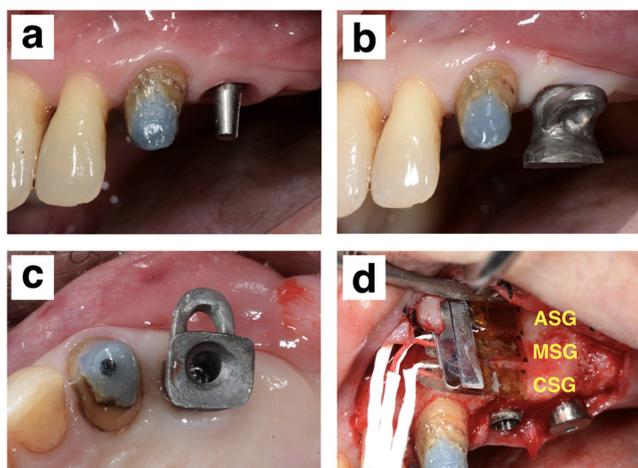


Figura extraída da Cozzolino *et al.* (2019)

Gizem *et al.* (2019) utilizaram um dispositivo customizado com um sensor de força Kyowa (KFG-5-120-C1-11) acoplado a uma barra de mordida. As superfícies das barras de mordida foram mantidas desencapadas e planas. Utilizaram o dispositivo para estudo de controle da mecanocepção periodontal em indivíduos com bruxismo e relataram que os resultados encontrados representam um progresso no desenvolvimento de um protocolo de excelência no qual o tremor muscular pode funcionar como marcador biológico do bruxismo.

Mohanty *et al.* (2019) mediram força de mordida com um filme sensível a pressão. O filme foi submetido a digitalização com o scanner NUPAI *bite force scanning system*, (Ambu Co., Japan) com a medida da força em N.

Varghese *et al.* (2019) utilizaram um transdutor composto de duas placas com uma célula de carga embutida. Utilizaram o dispositivo para estudar o comportamento de dois adesivos de próteses totais removíveis comparados com o não uso de adesivo para aumento de retenção destas próteses. Relataram não haver diferença entre os dois adesivos, mas que ambos promovem uma retenção na prótese superior maior que o não uso do adesivo.

Jain e Kerur (2019) mediram a força de mordida com um dispositivo consistindo de um transdutor de força projetado para mensurar a força de mordida em kg e mostrar o resultado em um mostrador digital (figura 53).

Vijeta *et al.* (2019) mediram a força de mordida com um sensor Tekscan Flexiforce B201H em conjunto com o software. Silicone de moldagem com uma espessura uniforme de 1 mm foi colocado em volta do sensor para prevenir distorção.

Nota *et al.* (2019), Assery *et al.* (2020), Aishwarya *et al.* (2021), Kué, Szarejko, Golebiewska (2021), Zhou *et al.* (2021) utilizaram o sistema de análise oclusal computadorizado T-Scan (Tek-Scan Inc., Boston, MA, USA). O *hardware* é constituído de um periférico de medição, conectado a um computador via cabo USB. O periférico é um sensor plástico em forma de garfo (figura 54). A resiliência deste sensor a variações de força oclusal permite a avaliação da distribuição dos pontos de contato. O sensor é encontrado nos tamanhos S (pequeno) e L (grande) devido a diferença de tamanho que pode ocorrer entre bocas de indivíduos diferentes. O T-Scan registra o tempo de oclusão que consiste no intervalo de tempo entre o primeiro contato dentário até a máxima intercuspidação dentária (encontro da maior quantidade de dentes superiores com inferiores), os tempos de desocclusão direita e esquerda que consistem nos intervalos de tempo entre a máxima intercuspidação e a desocclusão dos dentes posteriores nos movimentos de lateralidade da boca. O dispositivo mostra comparativamente se e onde ocorrem os contatos com maior pressão na boca.

Figura 53 - Medidor de Jain e Kerur. À esquerda o teste da força de mordida realizado no paciente, à direita foto do medidor



Figura extraída de Jain e Kerur (2019)

Figura 54 - Utilização do T-Scan III. A) Sistema com sensor; B) medição da força de mordida no paciente

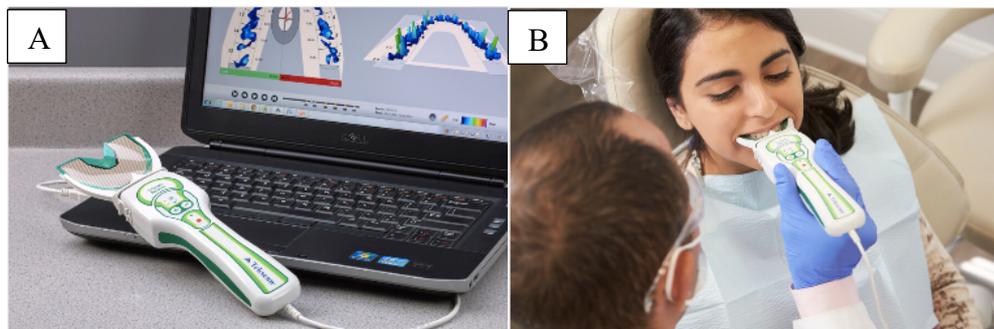


Figura extraída de <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan>

Van Vuuren *et al.* (2020) desenvolveram um gnatodinamômetro para medição dente-a-dente baseados no fato que os dispositivos disponíveis no mercado possuem uma ponta de mordida grande gerando risco de interferência com os dentes vizinhos durante o teste.

Figura 55 - Ponta de mordida Anatômica. Desenvolvida por Van Vuuren *et al.* (2020) na figura observa-se a relação do tamanho da ponta de mordida com as superfícies oclusais dos dentes.



Figura extraída de Van Vuuren *et al.* (2020)

Chang *et al.* (2020) utilizaram o medidor de força de mordida ACCURA (Demetec, Gyeonggi-do, South Korea), que pode ser visto na figura 56, para medir os efeitos da estimulação elétrica na espessura do músculo masseter e na força de mordida em indivíduos saudáveis com 65 anos de idade ou mais velhos.

Figura 56 – Sistema Accura. Na figura pode ser observado a utilização do Accura para medição de força de mordida e o resultado do exame representado por código de cor.

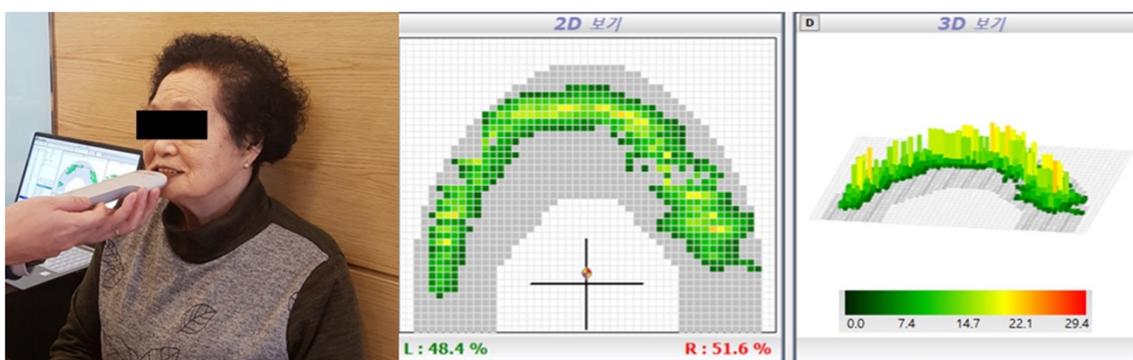


Figura extraída de Chang *et al.* (2020)

Sonnaville *et al.* (2021) e Sonnaville *et al.* (2023) utilizaram um gnatodinamômetro desenvolvido pelo Centro Médico Universitário de Utrecht para estudo do comportamento da força de mordida em dentes anteriores em crianças com artrite idiopática e crianças saudáveis.

Patil *et al.* (2021) apresentaram um novo dispositivo para medir a força de mordida. No estudo, eles compararam o novo dispositivo com o medidor de força oclusal (Nagano Reiki Co, Japão) e relataram confiabilidade clínica do novo dispositivo que pode ser visto na figura 57.

Figura 57- dispositivo desenvolvido por Patil *et al.* (2021). Pode ser observado na figura o quanto os lábios tem que ser esticados para realização da medição da força de mordida em molares.



Figura extraída de Patil *et al.* (2020)

5.9. Valores dos dinamômetros disponíveis no mercado

O PCE FG utilizado por Dizdarevic, Masic, Muslic (2017) custa 1899,48 euros (<http://www.qualitaturprofis.at/dynamometer-pce-fg-200k-new-modell-pce-fb-150k>). Acrescido de 14,4% de alíquota de importação (<https://www.google.com/search?client=safari&rls=en&q=aliquota+de+importa%C3%A7%C3%A3o+de+eletr%C3%B4nicos&ie=UTF-8&oe=UTF-8>) daria um valor de 2.173 euros mais despesas de frete perfazendo um total de dois mil quinhentos e quarenta e três dólares americanos (US\$ 2.543,00)

No caso do T-Scan não foi possível encontrar valores do aparelho no *website* do fabricante nem em *sites* de compra de produtos odontológicos, porém, cada sensor utilizado na medição tem o custo de 10 dólares (US\$ 10,00), valores acrescidos de 14,4% de alíquota de importação. Depois do quinquagésimo teste, aproximadamente, os valores do T-Scan suplantam os valores do gnatodinamômetro objeto deste estudo.

O DDM produzido pela Kratos tem um valor de quatro mil seiscentos e trinta e um reais (R\$ 4.631,00) convertidos para dólares americanos custa oitocentos e noventa e um dólares americano (US\$ 891,00)

5.10 Estado da técnica dos sistemas de medição da força de mordida

A última busca por patentes foi realizada no dia 14 de julho de 2021, iniciada aproximadamente às 20:00 no escritório de patentes dos Estados

Unidos (USPTO), no escritório europeu de patentes (EPO), no escritório internacional de patentes (WIPO) e no instituto nacional da propriedade industrial (INPI). Os arquivos em PDF das patentes foram baixados para leitura posterior.

PARK J. T *et al.* (2014) tiveram sua patente intitulada *bite force measurement system*, de número KR 20140038885 (A), publicada no *European Patent Office* (EPO) e no WIPO (*Word International Patent Office*). Ela consiste em um sistema capaz de medir com acurácia a força de mordida em tempo real utilizando uma célula de carga. Os Sistema é composto por um dispositivo de mordida, uma célula de carga e uma unidade de análise de sinal. Ao dispositivo de mordida é acoplada uma tela em forma de C e células de carga colocadas uma de cada lado da tela. Os sinais são transmitidos para uma unidade de análise de sinal como mostra a figura 58.

Figura 58 - Sistema de medida de mordida. A esquerda desenho esquemático da obtenção da força de mordida e a direita esquema de transmissão de dados wireless

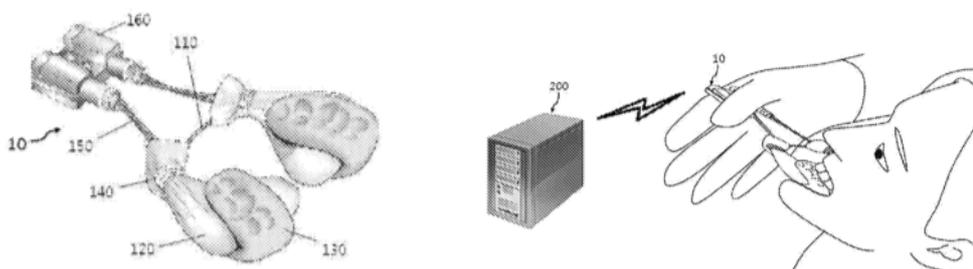


Figura extraída de Park *et al.* (2014)

Foi registrada uma patente por Park (2015), na Coreia, sob número KR20150034873 no EPO e no WIPO, intitulada *Functional Malocclusion Diagnostic System* que pode ser observado na figura 59. Consiste de um medidor de força oclusal que inclui pelo menos uma célula de carga de cada lado da boca, marcadores instalados na boca e na bochecha, de uma câmera com marcadores na testa, queixo, lábios, bochechas, marcas de expressão parte inferior dos olhos e têmporas um transdutor que transforma os sinais analógicos recebidos da força de mordida em sinais digitais, uma parte de cálculo que recebe informações da câmera, da força de mordida e eletromiográficas.

Figura 59 - Sistema funcional de diagnóstico de maloclusão. Pode ser observado na figura que o sistema capta o movimento, a função mandibular e a força de mordida

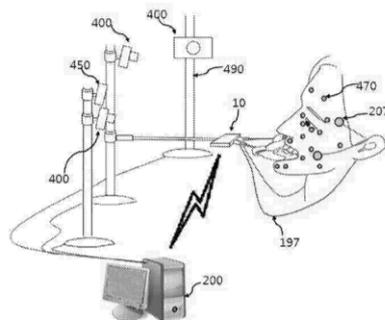


Figura extraída de Park 2015

Shi *et al.* (2015) tiveram seu pedido de patente publicado no WIPO, em 2015, sob número 204379289 com o título *Bite Force Measuring Instrument*. A invenção é composta por um molde de mordida sendo que suas extremidades são dois suportes em cantiléver simétricos com um sensor em pelo menos uma das extremidades como pode ser observado na figura 60

Figura 60 – Dispositivo em Cantiléver. A figura mostra o diagrama do medidor de força de mordida em cantiléver



Figura extraída de Shi *et al.* (2015)

Mutsuo (2106) teve sua patente publicada no USPTO US20166338812 (A1) com título *Occlusion Measurement Device and Method for Detecting Occlusal Force*. Utilizou micro eletrodos para captar a força de mordida e transmiti-la a uma central. O objeto desta patente pode ser observado na figura 61.

Figura 61 - Sistema de microelétródos. Diagrama de captação da força de mordida com os sistemas de microelétródos

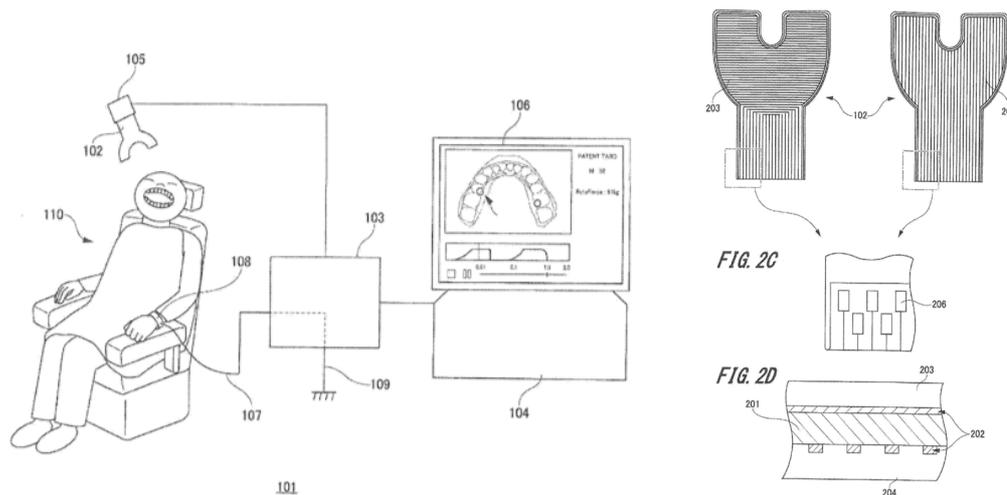


Figura extraída de Mutsuo (2016)

Yuan *et al.* (2016) tiveram sua patente, que pode ser observada na figura 62, intitulada *Novel Gel Film Capacitive Sensor for Measuring Full-Mouth Tooth Occlusal Force and Method Thereof* publicada no EPO e WIPO, em 2016. A invenção relata um novo sensor filme gel para mensuração da força oclusal de toda a boca. Cada face do filme é recoberta por uma camada de gel iônico servindo como fonte de eletrólitos. O gel iônico é passado em vários pontos para formar vários capacitores e uma camada de meio isolante é passada na superfície inferior dos capacitores. O valor da capacitância total da força oclusal de todos os dentes da boca pode ser obtida por um circuito em paralelo bem simples. O gel tem boa precisão de repetição de medidas, é de baixo custo e está em conformidade com as normas sanitárias.

Figura 62 - Dispositivo de Yuan e colaboradores. Disposição das camadas e dos sensores do dispositivo

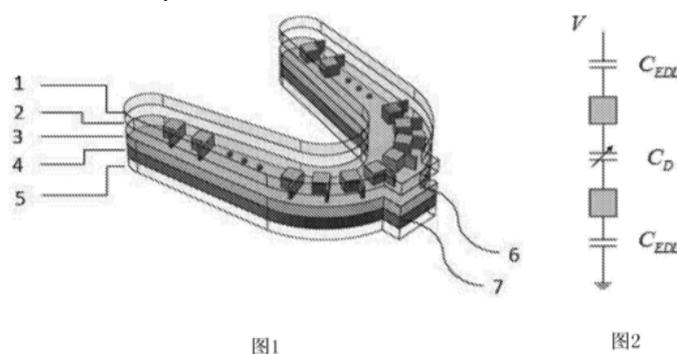


图1

图2

Figura extraída de Yuan *et al.* (2016)

Dong e Zuimin (2017) descreveram, na sua patente publicada no WIPO sob número CN107348965A intitulada *Occlusion Ergograph and Thin Film type Sensor Measuring Head Preparing Method Thereof*. Retrata um método de medição da força de mordida composto por um sensor (dinamômetro eletrônico) que capta a alteração pressórica da força de mordida e transmite sinais elétrico a um processador de dados que os analisa, arquiva e mostra a força de oclusão. O esquema básico de medição pode ser visto na figura 63.

Figura 63 - Dinamômetro eletrônico. A esquerda pode ser observado o sensor que transmite as informações da força de mordida para um computador

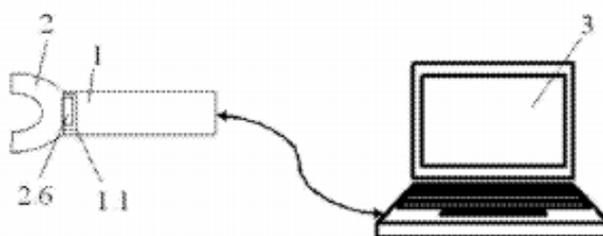


Figura extraída de Dong e Zuimin (2017)

Hansen *et al.* (2017) tiveram sua patente publicada no WIPO sob número WO/2017/093128 em 2017 com o título *Method for Determining the Individual Bite Force of a Patient*. A invenção consiste em um método para verificar a força de mordida mordendo em uma peça deformável. A força e mordida é calculada pela deformação da peça. A dinâmica de medição pode ser observada na figura 64.

Young (2017) teve sua patente publicada pelo EPO e WIPO sob número KR101712788(B1) e título *Measuring Device for bite force* que consiste de um dispositivo para medição da força oclusal em implantes. O sensor é fixado por dentro da coroa protética no implante como pode ser observado na figura 65

Figura 64 - Dispositivo deformável. Dispositivo de Hansen et al (2017). A peça deformável é colocada entre duas placas interoclusais.

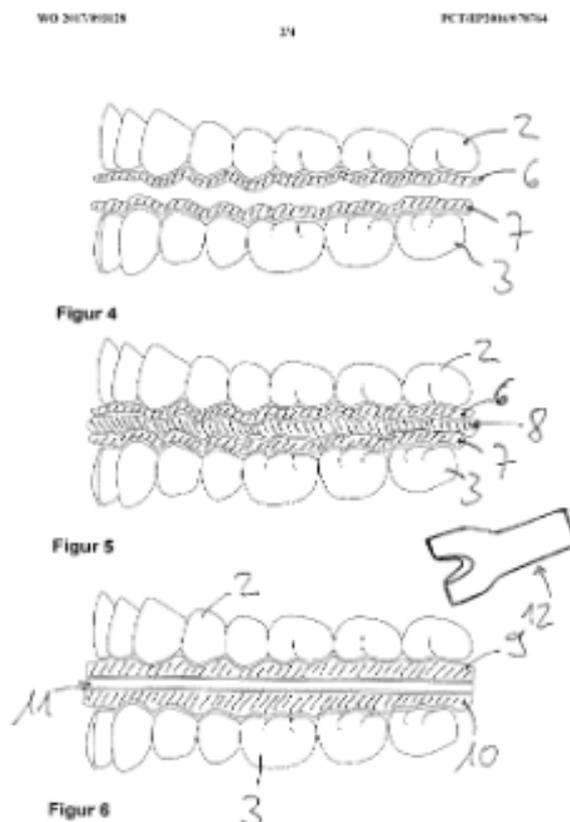


Figura extraída de Hansen *et al.* (2017)

Figura 65 - Dispositivo para captação de força em implantes. Mostrando o sensor para captação da força de mordida dentro da coroa protética fixado em um implante dental.

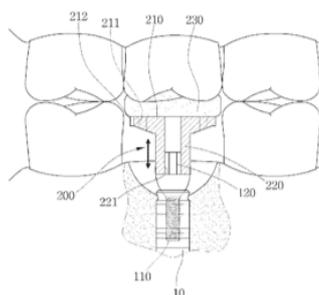


Figura extraída de Young (2017)

A patente de número CN107260188 publicada no EPO no WIPO por Xi e Wenjie (2017) com título *Multi-direcional Biting Force Measurement Device Based on Force Sensor* descreve uma invenção que consiste de um sensor multidirecional com uma casca desmontável e vários grupos de medição posicionados ao longo de sua face interna. Possui um sistema principal com uma

pontas conectadas na parede interna da casca em dois pontos diametralmente opostos e um sistema de medição auxiliar conectado em uma ponta com o sistema principal e na outra com a parede interna da casca.

Figura 66 - Medidor de Força de mordida 3D - Figura 63. Mostrando o esquema de captação da força oclusal (A, B, C) e a relação do dispositivo com molares quando feita a medição

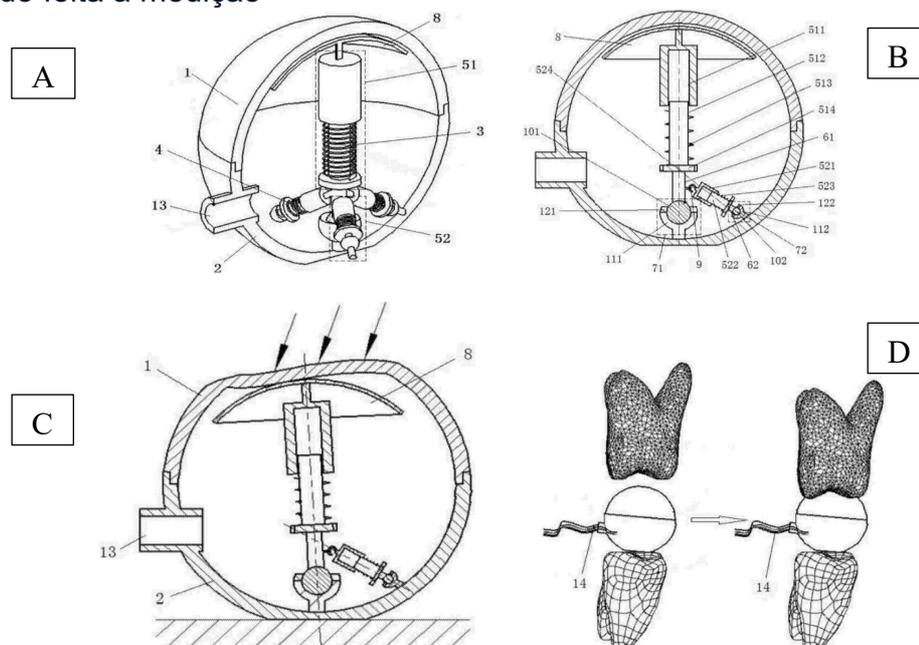


Figura extraída de Xi e Wenjie (2017)

Fuyong *et al.* (2017) desenvolveram um método de medição baseado em pressão de gás e tiveram sua patente publicada com o número CN106974665 e título *Occlusal Force Detection Device and Occlusal Force Detection Method Thereof* no EPO e no WIPO. A força de mordida é detectada pela alteração da pressão de gás contido em um bolsa pneumática de borracha. Segundo os inventores ela permite medir a força de mordida em pacientes desdentados parciais ou totais.

Figura 67 - Dispositivo pneumático. Mostrando o dispositivo pneumático com a bolsa pneumática e o sensor de pressão

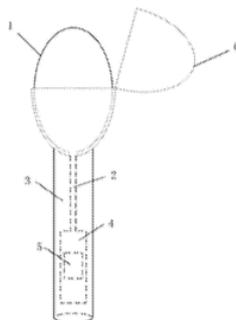


Figura extraída de Fuyong *et al.* (2017)

Borotto e Letizia (2017) tiveram sua patente publicada no USPTO sob número US 2017/0265978 A1 com o título *Capacitive sensor array for dental occlusion monitoring*. A invenção se relaciona a métodos, sistemas e dispositivos para identificar o perfil de oclusão e/ou a carga/força aplicada nos dentes. É composto por um garfo de mordida com sensores capacitivos incorporados dentro de um substrato macio reversivelmente deformável quando mordido, além de uma unidade micro-controladora. O contato dentário é medido pelos sensores, enviado e reelaborado pela unidade micro-controladora e enviado para uma tela para visualização. O desenho esquemático e o dispositivo podem ser visto na figura 68.

Edwards (2017) teve sua patente publicada WIPO sob número US 2017/0100069 A1, título *Jaw Function Measurement apparatus*. Que consiste de um dispositivo para mensuração da capacidade mastigatória, um dispositivo para coleta de dados e um dispositivo para transferência de dados. O dispositivo para mensuração da capacidade mastigatória é composto por plástico não tóxico mastigável com duas espessuras distintas (uma menor que 12 mm e outra maior que 12 mm) nelas está inserido um sensor de carga. Os dados podem ser transmitidos por conexão a cabo ou wireless. A autora descreve quatro formas distintas do dispositivo para mensuração.

A Kube Inovation Inc. (2017) teve sua patente intitulada *Intraoral Force Measuring System and Device* publicada em 2017 no WIPO sob número CA2933768. A invenção consiste de um sistema de medição composto por dispositivo intraoral conectado a uma unidade de controle por cabo ou rede sem

fi. O dispositivo intraoral é composto por pelo menos uma cavidade compressível preenchida por fluido e pelo menos um sensor de medição de pressão em fluidos convertendo o sinal elétrico em um valor mostrado em um display. O diagrama do dispositivo pode ser visto na figura 70.

Xi *et al.* (2018) tiveram sua patente de número CN109009177 publicada no EPO e no WIPO com título *Occlusal Force Measurement Device Based on Thin Film Pressure Sensor*. A invenção discorre sobre um Sistema de medição de mordida dente-a-dente. Ele consiste de duas porções, uma superior e outra inferior e um filme pressórico sensível fino. A porção superior envolve a inferior e o filme pressórico sensível é colocado entre as duas sob um cone truncado circular. Um botão móvel na parte superior fica em contato com o dente superior e um botão inferior fica em contato com o dente inferior. O diagrama do dispositivo e a forma de medição podem ser vistos na figura 71.

Figura 68 - Sensores capacitivos. A) forma do dispositivo e distribuição dos sensores; B) diagrama de funcionamento do sensor; C) imagem do dispositivo e do módulo receptor, D) esquema de transmissão de dados

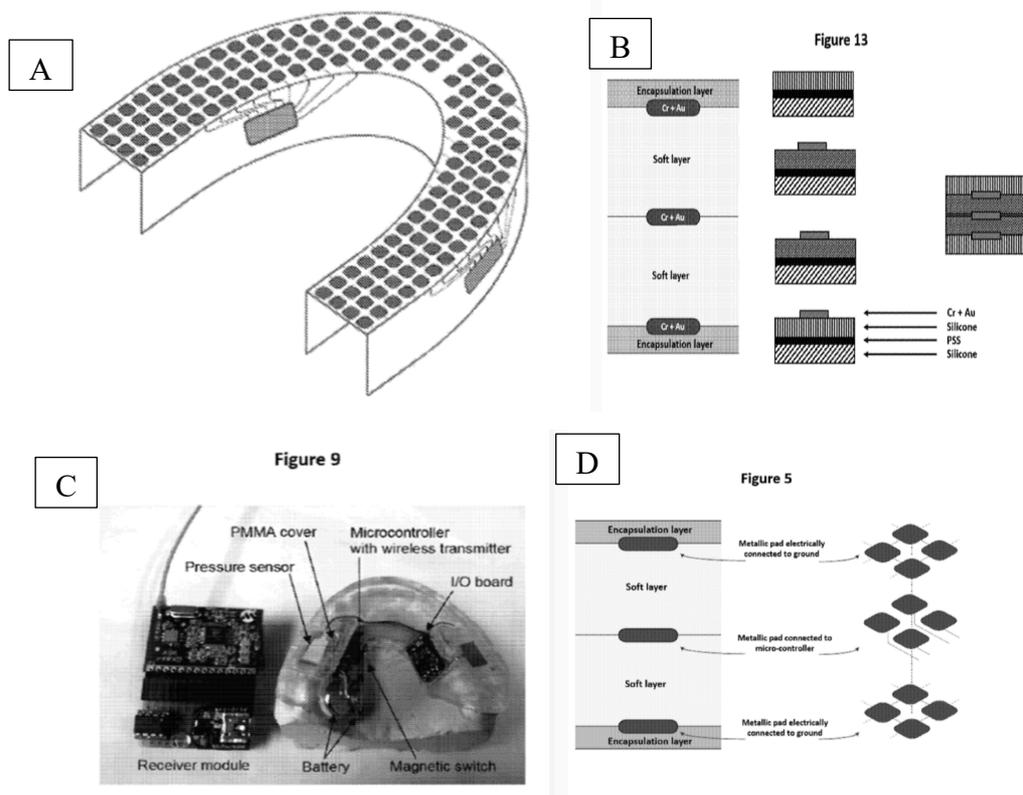


Figura e Boroto e Letizia (2017)

Em 2019 foi publicado na EPO e na WIPO a patente de Lee *et al.* (2019) com o título *Method for Bite Force Measurement of Tooth* (17/05/2019). Como foi redigida em coreano e o EPO não fez a tradução, foi feita a tradução no google translator e obteve-se o seguinte texto: A presente invenção fornece um dispositivo para medir uma oclusão do dente. O aparelho para medir a oclusão de um dente inclui uma parte principal do corpo do aparelho; uma unidade sensor instalada no corpo principal do aparelho e medindo uma força de oclusão do dente; uma unidade de fornecimento de pressão instalada de forma destacável no corpo principal do aparelho e fornecendo um valor de pressão predeterminado para a unidade de sensor; e um controlador instalado no corpo principal do aparelho e recebendo valores de resistência medidos pela unidade do sensor após o valor de pressão ser fornecido e redefinindo os valores de resistência para um valor de referência. A presente invenção também fornece um método para medir a oclusão do dente usando o aparelho. O a geometria do dispositivo e a distribuição dos sensores para captação da pressão oclusal podem ser observados na figura 72.

Figura 69 - Dispositivo de Edwards. As imagens observadas nas figuras A, B, C, D mostram as várias geometrias do dispositivo; E) mostrando a posição dos sensores no dispositivo.

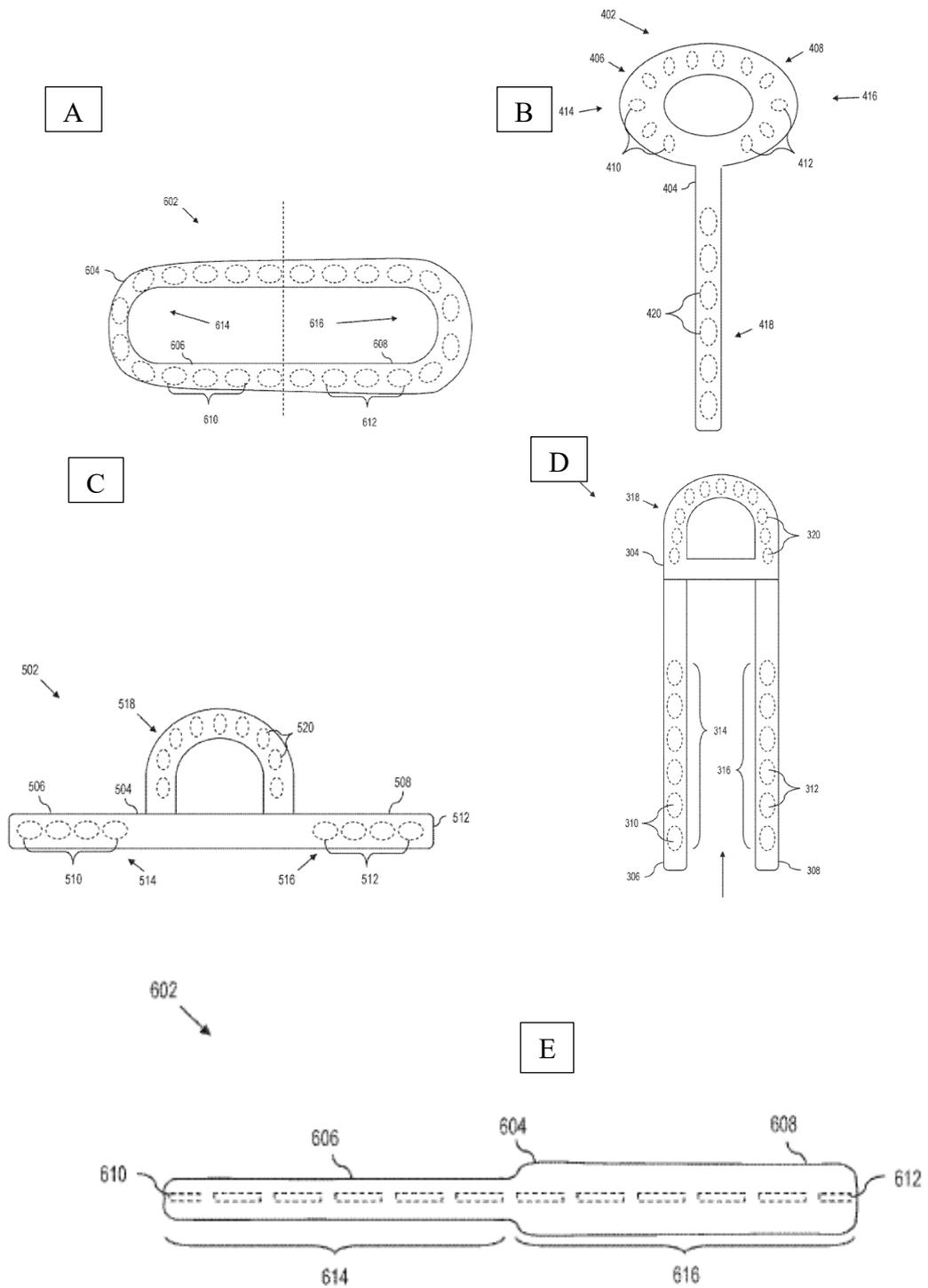


Figura extraída de Edwards (2017)

Figura 70 - Dispositivo por pressão fluídica. Mostrando o esquema de medição com sensor de pressão de fluídos.

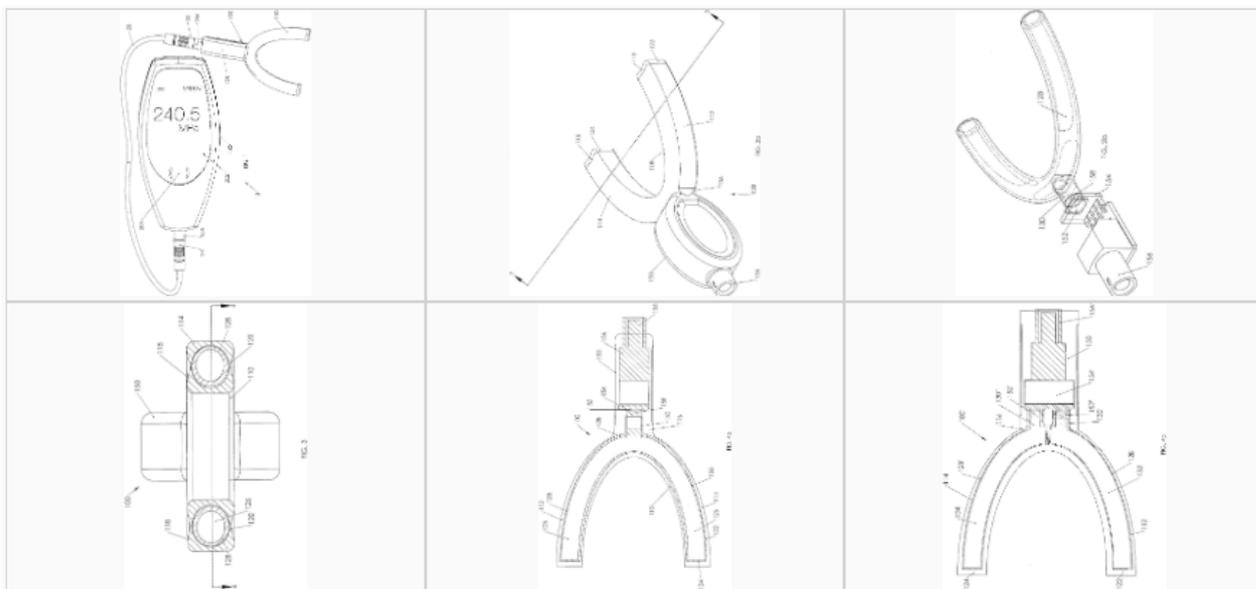


Figura extraída de Kube (2017)

Figura 71 - Sistema de medição dente a dente. Mostrando o desenho esquemático do medidor e seu funcionamento durante o exame.

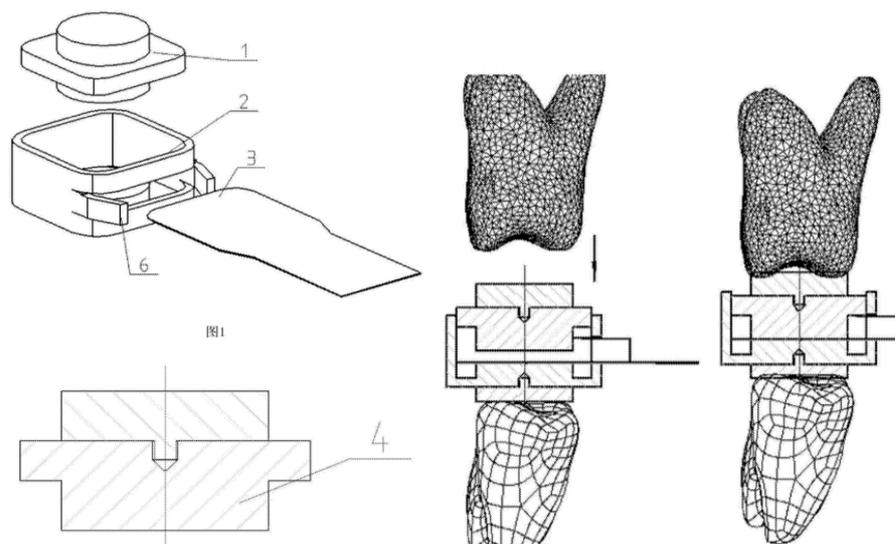


Figura extraída de Xi *et al.* (2018)

Figura 72 - Dispositivo medição de mordida por sensores duplos. Mostrando a disposição dos sensores no dispositivo e o sistema de transmissão de dados.

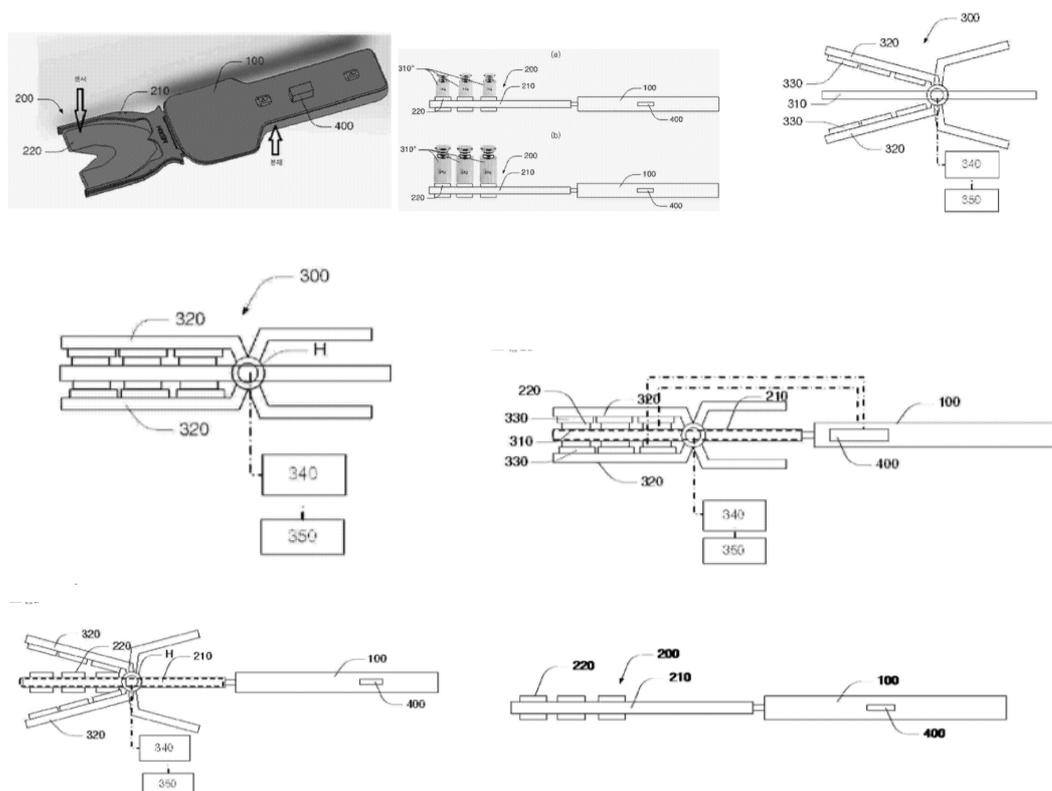


Figura extraída de Lee *et al.* (2019)

No Instituto Nacional de Marcas e Patentes (INPI) foi publicado em abril de 2019 o pedido de patente de Feitosa *et al.* (2019) contempla um dispositivo composto por duas placas de acetato com forma parabólica com três sensores de pressão.

Figura 73 - Sensor de mordida em placa de acetato. Mostrando a localização dos sensores na placa de acetato em vista lateral e oclusal, além do sistema de transmissão e leitura de dados.

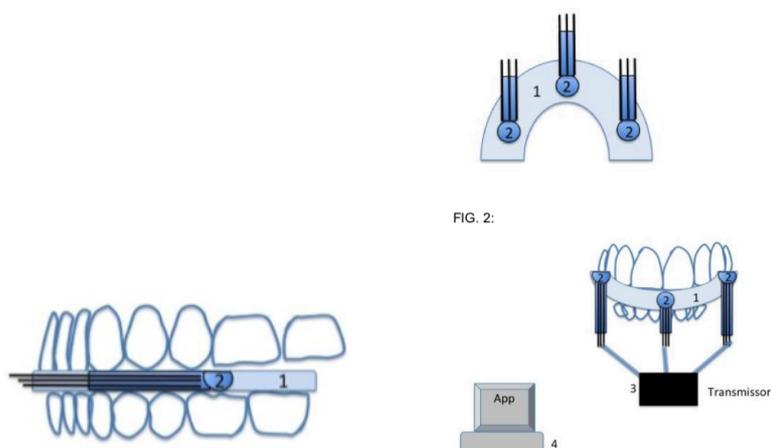


FIG. 2:

Figura de Feitosa *et al.* (2019)

6. INEDITISMO

O ineditismo deste projeto está no conceito das pontas pivotantes. Elas serão mais eficientes na medição da mordida dente a dente por serem intercambiáveis e articuláveis.

7. METODOLOGIA

Para desenvolvimento do protótipo algumas premissas de projeto foram estabelecidas. Todo o material utilizado deve ser atóxico e suportar o processo de antissepsia, seja ele realizado por calor, seja por substâncias químicas. Uma correta assepsia é essencial para evitar qualquer tipo de infecção cruzada durante a coleta de dados do indivíduo. Todo o material utilizado deve ter o menor custo possível, porém, com não perdendo o foco da manutenção da acuidade de medição.

Durante a fase de desenvolvimento do projeto foram feitas tentativas de diversas geometrias submetidas a simulação pelo método de elementos finitos (MEF). A geometria de grampo utilizando material dúctil foi tentada e teve seu comprimento e espessuras adaptados aos dados de falha fornecidos pela simulação pelo método de elementos finitos. O tipo de aço também foi alterado, iniciou-se pelo AISI 304, passando pelo AISI 306 que apresentaram falha na simulação por MEF quando submetidos a carga de 1 kN. Antes do desenvolvimento da geometria final de aço foi tentado um polímero biocompatível autoclavável que já possui liberação de comercialização e propriedades mecânicas conhecidas, disponíveis em <https://archive-media.formlabs.com/upload/XL-DataSheet.pdf>, a resina Dental SG – Formlabs (Somerville, Massachusetts, EUA). Foram projetadas 6 geometrias que foram submetidas a simulação por MEF e duas delas apresentaram resultados promissores para serem impressas e enviadas para a bancada para testes mecânicos. Quando da impressão das células de carga por manufatura aditiva

descobriu-se que a premissa “baixo custo” seria comprometida. Baseados nos cálculos feitos na época o custo da impressão seria semelhante ao custo final que se desejava da célula de carga sem os custos de montagem da parte de decodificação e transmissão do sinal elétrico obtido. Resolveu-se que este processo ficaria suspenso e retomou-se a geometria de grampo em material dúctil. Foi fixada uma geometria que oferecia resultados razoáveis a simulação por MEF e passou-se a estudar qual material teria propriedades satisfatórias para confecção da célula de carga. O aço Martensítico 420 recozido apresentou propriedades bastante interessantes mas o grampo apresentou falha com carga de 1 kN na simulação por MEF. Investiu-se no estudo da geometria novamente e as simulações foram feitas com as propriedades mecânicas do aço martensítico 420 recozido. Por fim foi obtida a geometria atual que apresentou respostas satisfatórias na simulação por MEF e não apresentou falha quando submetida a máquina de testes.

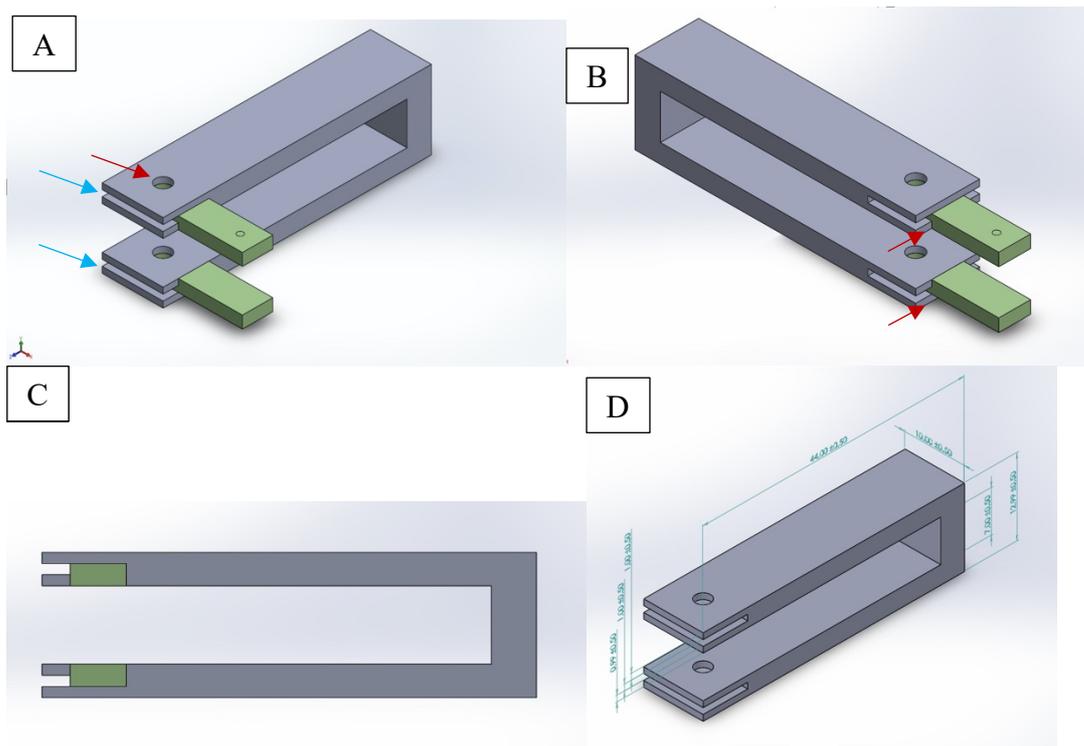
O gnatodinamômetro é composto pelas seguintes partes: sensor de carga para captação da pressão exercida pela mordida que é um extensômetro que capta a deformação do grampo; uma peça onde será exercida a pressão interoclusal que será denominada neste trabalho como ponta de mordida, uma célula de carga em aço inoxidável Martensítico 420 , um encaixe para a ponta de mordida, um sistema de transmissão de dados, um sistema de transdução do sinal elétrico enviado pela deformação do extensômetro em unidade força e/ou pressão, por um mostrador para visualização imediata de dados, um sistema de armazenamento de dados e um sistema de transmissão dos dados para um computador/tablete/telefone celular e para as nuvens.

O gnatodinamômetro tem forma de grampo e as pontas de mordida intercambiáveis são acopladas em slots nas extremidades do grampo que tem 7,5 mm de profundidade por 1 mm de espessura. A figura 74 mostra a geometria do projeto inicial que foi submetido a simulação pelo método de elementos finitos e teve sua geometria alterada para adequar as necessidades do dispositivo.

O grampo foi idealizado inicialmente com a medida externa de comprimento de braço de 53 mm em AISI 316, com 3 mm de espessura e largura

de 10 mm. A distância interna entre os braços do grampo era de 10 mm. Foi feito em cada braço do grampo um furo, com seu centro a 5 mm de distância de sua extremidade, na metade de sua largura. Para permitir o pivotamento da ponta de mordida para a posição que gere o maior conforto possível para o paciente e mais precisão e facilidade de posicionamento no dente testado para o operador como pode ser visto na figura 74

Figura 74 - Geometria inicial do grampo. A – dispositivos com as pontas de mordida em verde em 90 graus, podem ser observados os slots nas extremidades dos braços do grampo (setas azuis), os furos e os ressaltes das pontas de mordida (setas vermelhas). B – Pontas ativas no longo eixo no grampo. As setas mostram os ressaltes das pontas ativas. C – Corte lateral mostrando os slots as pontas de mordida giradas em 90 graus. Grampo sem as pontas de mordida com as cotas



Durante o teste de força de mordida o indivíduo morde nas pontas de mordida que se aproximam deformando o grampo. A deformação será captada pelo extensômetro que gera um sinal elétrico que, por sua vez será decodificado por uma plataforma de prototipagem e devidamente enviado para uma tela e/ou para o local de armazenamento desejado.

Submetida a geometria inicial a teste por meio do MEF foi constatado a necessidade de adequações/correções para, posteriormente, se construir um protótipo e submetê-lo a testes de bancada. Foi utilizado o programa SolidWorks (Dassault Systems SolidWorks Corporation) com os critérios de falha de von Mises. Foi gerada uma malha de elementos tridimensionais, hexaédrica, sólida com tamanho de 0,5 mm, e tolerância de 0,025 mm, originando 1.785.064 nós e 1.281.703 elementos na geometria inicial.

As cargas utilizadas para as simulações foram baseadas em valores encontrados na literatura. Ferrario *et al.* (2004) medindo a força de mordida em adultos encontraram valores entre 446N e 1022N. De acordo com Bakke (2006) a força de mordida em dentes naturais na região de molares em indivíduos adultos saudáveis é entre 300 e 600 N. Umesh *et al.* (2017) em molares mensuraram uma força de mordida máxima de 744 N e em incisivos uma força mínima de 156 N. Khaghaninedjad *et al.* (2017) relataram que a força de mordida dificilmente ultrapassa 90 kg. Mountain, Wood e Tomba (2010) encontraram uma força máxima de mordida de 353,64 N e uma média de 196,6 N para crianças com dentição decídua nos molares decíduos. Quando medida em incisivos a força máxima encontrada foi de 140,09 N e a média de 49,58 N. Stanimira *et al.* (2019) mediram a força de mordida com um transdutor usado por El Aidi *et al.* (2011). com uma faixa de medida variando de 0 a 1050 N.

Jansen van Vuuren *et al.* (2020) encontraram os valores da força de mordida entre 83,9 N e 1642,8 N com uma média de 430,4 N com desvio padrão de 279,4 N. Os autores foram os únicos encontrados na revisão bibliográfica que relataram uma força de mordida máxima muito acima de 1kN, os outros foram Ferrario *et al.* (2004) que encontraram 1022 N. Optou-se por não levar em consideração os dados de Van Vuuren *et al.* (2020) por estarem muito acima da curva.

A primeira simulação realizada foi a de 1000 N. As geometrias iniciais da ponta de mordida e do grampo não responderam adequadamente a simulação e alterações foram realizadas. A ponta de mordida recebeu um anteparo na parte interna que, diante da nova simulação de 1000 N foi considerada adequada para prosseguir com testes da bancada.

O comportamento de deformação do grampo foi avaliado em condição de carga máxima, variando-se os comprimentos externos dos braços considerando as dimensões de 48, 43 e 38 mm. Houve falha em todas as situações com carga de 1000 N. Com a última medida ele se mostrou adequado para testes de bancada para medição de força de mordida em crianças e adolescentes baseado nos valores relatados por Mountain, Wood e Tomba (2010) e por Cueva *et al.* (2014) que encontraram força máxima de aproximadamente 354 N e 370 N respectivamente já que apresentou falha com pressão acima de 500 N. Como o gnatodinamômetro foi idealizado para medição em adultos e crianças foi realizado mais uma simulação pelo MEF com comprimento externo dos braços de 33 mm e não foi encontrado resultado satisfatório para levar o protótipo para a bancada para testes de carga.

Optou-se por mudar o tipo de aço e, baseado nas características, optou-se pela utilização do aço martensítico 420 e por já ser utilizado na confecção de instrumentos cirúrgicos e ter resistência a corrosão a água doce e ácidos suaves e aceitar endurecimento por têmpera. Realizado a simulação por método de elementos finitos e houve falha no grampo. Optou-se por alterar a geometria do grampo. A parte posterior foi alterada recebendo uma curva que permitiu aumento da espessura desta região. Os braços ficaram com 4 mm de espessura e a curva com 8 mm de espessura. O grampo cotado pode ser visto na figura 81 e a geometria submetida a simulação pelo método de elementos finitos pode ser visto na figura 82. Feito simulação pelo método de elementos finitos utilizando os parâmetros de falha de Von Mises foi gerada uma malha sólida, tridimensional, hexaédrica com um elemento com 0,5 mm, e tolerância de 0,025 que originou 521.492 nós e 361.287 elementos para análise da variação da deformação do grampo e ocorreu falha. Optou-se pela têmpera no aço e, submetido a simulação pelo método de elementos finitos nas mesmas condições obteve-se sucesso no teste com 1000 N como pode ser observado na figura 77. Realizado teste com carga de 40 N o grampo apresentou deformação promissora para ser captada pelo extensômetro. Foram realizadas simulações com duas cargas aleatórias de 265 N e 370 N para analisar a variação da deformação do grampo se seria captável de maneira adequada pelo extensômetro e obtido resultado positivo para início dos testes de bancada.

O sensor de carga fica em uma posição no dispositivo que não necessite sua inserção dentro da boca. Será utilizado um extensômetro que é um transdutor capaz de medir deformações mecânicas em corpos de prova que quando fixado sobre o corpo de interesse, sofre a mesma deformação, e então sua resistência é alterada gerando uma corrente elétrica proporcional a deformação. Essa variação da resistência é lida por um transdutor e então processada para obter a informação desejada.

Para definição das dimensões mais adequadas das pontas de mordida foi realizada uma pesquisa na literatura para determinação dos tamanhos mais convenientes da ponta de mordida para cada região ou dente. As proporções definidas foram testadas em modelos de gesso obtidos por meio de moldagem total em alginato. Os parâmetros utilizados para verificação da adequação do tamanho foram: relação com os dentes medidos (superior e inferior), foi verificado se a ponta de mordida não ultrapassava os limites do dente medido e se tinha dimensões que possibilitavam a inserção da ponta na boca sem deslocamento da ponta de mordida por deslize ou interferência com alguma parte da anatomia do dente; ausência de interferência com dentes vizinhos. As dimensões propostas foram construídas em acrílico. Comprovada a eficiência das dimensões propostas para as pontas de mordida elas foram fabricadas em aço martensítico 420 para testes de bancada e validação clínica.

7.1. Validação do dispositivo

7.1.1 Validação mecânica

Os testes de bancada foram realizados para validação mecânica do protótipo para verificar se existe deformação captável com a carga mínima de 40 N, se as variações de carga determinam variações de deformação captáveis pelo extensômetro proporcionalmente, para verificação se deformação com carga de 1000 N e captável e a resistência do protótipo a carga máxima de 1000 N.

Foram fixados dois extensômetros no protótipo modelo comercial da marca Omega, baseado em uma liga de cobre e níquel para validação do extensômetro.

O protótipo foi submetido a testes de compressão utilizando a Máquina Universal de Testes BME – 20kN da Oswaldo Filizolla com o programa *DynaView Pro M*. Foi utilizada também a máquina de testes CSA/ZL – 200 de 200Kgf da MK Controle e Instrumentação Ltda. Os testes foram repetidos 10 vezes com cada uma das 4 cargas (40 N, 265 N, 370 N e 1kN) na posição de ponta reta e na posição de ponta em 90°. A célula de carga foi testada com as pontas retas para estudo de resistência. Para estudo da captação da deformação do grampo e sua captação pelo extensômetro foram realizados 20 testes com as pontas retas e com as pontas em 90°.

Como em geral a variação da resistência elétrica é baixa, serão utilizadas pontes de Wheatstone para se medir a tensão de saída do circuito. Além disso, também são necessários amplificadores para se elevar o nível do sinal e aumentar a resolução da medição.

7.2 Pontas pivotantes

Para testar se haveria alguma melhora na precisão do operador e no conforto do paciente durante os testes de força de mordida, foram convidados a participar da investigação alunos do último ano da Faculdade de Odontologia Arnaldo Jansen (Belo Horizonte, MG). Os critérios de inclusão foram uma pesquisa composta por três questões. O primeiro foi se os participantes tinham algum contato prévio ou sabiam alguma coisa sobre a tentativa de melhorar as condições de teste de força de mordida, o segundo era se eles sabiam como era um gnatodinamômetro, e o terceiro era se eles já tinham realizado um teste de força de mordida, seja como um operador ou um indivíduo sendo testado. A resposta NÃO às três perguntas foi o fator de inclusão.

Vinte e cinco alunos preencheram os requisitos, um foi excluído aleatoriamente (23 anos do sexo feminino), os 24 alunos restantes, 13 homens

e 11 mulheres, de idade entre 21 e 31 anos, com idade média de 24 anos e 1 mês. foram divididos aleatoriamente em dois grupos: o Grupo operador (OP) composto por 12 estudantes, 7 homens e 5 mulheres, de idade que varia de 21 a 31 anos com idade média de 24 anos e 2 meses; e o Grupo de Testes (TI) composto por 12 estudantes, 6 homens e 6 mulheres, de idade entre 21 e 29 anos, com idade média de 24 anos. A investigação foi aprovada pelo Comitê de Ética da Escola de Odontologia Arnaldo Jansen. Todos os participantes assinaram termos de consentimento livre e esclarecido.

Os operadores (OP) foram treinados para posicionar o gnatodinamômetro no dente 11 (incisivo central superior direito) e no 16 (primeiro molar permanente superior direito) com uma ponta de mordida reta (ponta de mordida seguindo o eixo longo do grampo) (Fig. 75) e ponta de mordida a 90° (ponta de mordida em um ângulo de 90° com o eixo longo do grampo) (Fig. 76), e os indivíduos testados (TI) foram informados como proceder com o teste pelos autores. Ambos os grupos não foram informados qual era a condição pré-existente (ponta de mordida reta) e qual era o novo que agora está sendo testado (ponta de mordida a 90°).

Figura 75 – Ponta pivotante reta no longo eixo do grampo



Figura 76 – Ponta pivotante em 90° com o longo eixo do grampo



Imagem de autoria própria

O operador foi solicitado a colocar no dente 11 a ponta de mordida reta (Fig. 77) e em 90° (Fig. 78), repetindo o mesmo procedimento no dente 16 - com a ponta de mordida reta (Fig. 79) e em 90° (Fig. 80).

Figura 77 – Gnatodinamômetro posicionado no dente 11 com a ponta reta



Imagem de autoria própria

Figura 78 - Gnatodinamômetro posicionado no dente 11 com a ponta em 90°.



Imagem de autoria própria

A instrução dada ao operador era que se não houvesse dificuldades em colocar a ponta da mordida entre os dentes, eles deveriam atribuir 10 pontos ao teste. Caso houvesse alguma dificuldade em colocar a ponta da mordida entre os dentes, foi solicitado que deduzisse a partir de 10 pontos o número de pontos que eles considerassem representativo da dificuldade.

O indivíduo a ser testado recebeu a seguinte instrução: se não houvesse desconforto ou qualquer tipo de dor ou lesão durante a mordida, deveria atribuir 10 pontos ao teste. Caso houvesse algum desconforto ou lesão nos lábios, bochechas, língua, gengivas quando a ponta da mordida foi colocada entre os dentes, foi solicitado a deduzir a partir de 10 pontos o número de pontos que ele considerasse representativo da situação.

Figura 79 - Gnatodinamômetro posicionado no dente 16 com a ponta reta.



Imagem de autoria própria

Figura 80 - Gnatodinamômetro posicionado no dente 16 com a ponta em 90°.



Imagem de autoria própria

Os indivíduos foram solicitados a morder a ponta da mordida por 3 a 5 segundos, uma vez para cada dente e em cada posição de ponta de mordida. Os indivíduos estavam sentados em uma cadeira odontológica na posição vertical, com a cabeça não tocando o encosto de cabeça da cadeira, olhando para o horizonte, conforme recomendado por Jain, Kerup (2019), Mohanty et al. (2019), e Takeshima, Fujita, Maki (2019).

A ponta de mordida foi coberta com PTFE (Teflon, Loctite 55) para evitar qualquer dano aos dentes, já que a ponta da mordida é feita de aço inoxidável martensítico 420 temperado. A proteção da ponta de mordida ou qualquer outro material que proteja a integridade das estruturas do sistema estomatognático é fundamental para os testes de força de mordida não somente com o gnatodiamômetro aqui desenvolvido mas com qualquer gnatodinamômetro existente no mercado. Qualquer dano causado ao sistema estomatognático anula qualquer benefício que os dados de um teste de força de mordida podem trazer ao indivíduo.

Em relação aos dados obtidos pelos doze alunos que atuaram como operadores do dispositivo, essa condição poderia gerar um viés experimental, uma vez que cada aluno poderia expressar percepções diferentes sobre a

dificuldade de inserção do dispositivo, atribuindo pontos/pontuações subjetivas. No entanto, esta foi uma variável quantitativa e contínua que indicou uma distribuição normal. O cálculo do coeficiente de variação obtido com base na coluna de variáveis da tabela proporcionou um valor de 35,62%, o que apoiou a classificação de variável paramétrica. Assim, foi escolhida uma análise ANOVA para medições e teste *t* para amostras emparelhadas. O intervalo de confiança escolhido foi de 95% e $p < 0,05\%$ foram considerados estatisticamente significativos. O programa utilizado na análise foi GraphPad Prism.

Para tratar estatisticamente os resultados foram utilizadas as seguintes abreviaturas:

IPR-TI – incisivo ponta de mordida reta - individuo testado(a);

IPR-OP – incisivo ponta de mordida reta – operador(a);

I90-TI – incisivo ponta de mordida a 90° - individual testado(a);

I90-OP – incisivo ponta de mordida a 90° - operador(a);

MPT-TI - molar ponta reta de mordida - individual testado(a);

MPR-OP – molar ponta de mordida reta – operador(a);

M90-TI – molar ponta de mordida a 90° - individuo testado(a);

M90-OP – molar ponta de mordida a 90° – operador(a)

8. Resultados

Baseado nas simulações houve alteração na geometria do grampo que pode ser vista com as respectivas cotas na figura 81. Na figura 82 pode ser observada a nova geometria em norma lateral e oblíqua no programa SolidWorks para ser submetida a simulação pelo método de elementos finitos. As tensões sofridas pelo grampo em aço AISI 316 com a geometria original e com a geometria final em aço martensítico 420 temperado podem ser vistas na figura 83 ficando nítida a diferença de deformações observadas em RBG nas duas geometrias.

Figura 81 - Grampo cotado

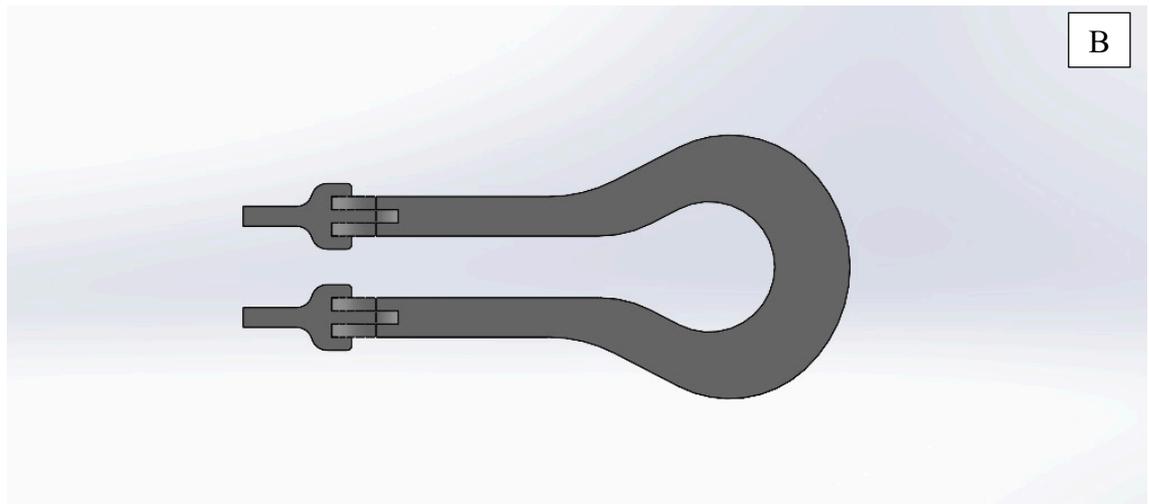
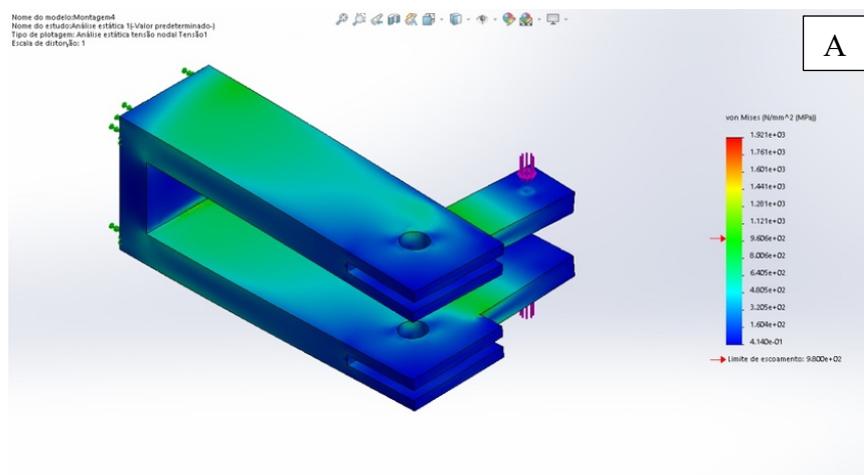


Figura de autoria própria

Figura 83 – Comparação das deformações sofridas pelo grampo na geometria original e na geometria final na simulação pelo método de elementos finitos. A) Deformações sofridas pelo grampo em aço AISI 316 na geometria inicial com comprimento externo de 33 mm. B) Deformações sofridas pelo grampo em aço martensítico 420 temperado na geometria final em vista lateral. C) Deformações sofridas pelo grampo em aço martensítico 420 temperado na geometria final em vista oblíqua.



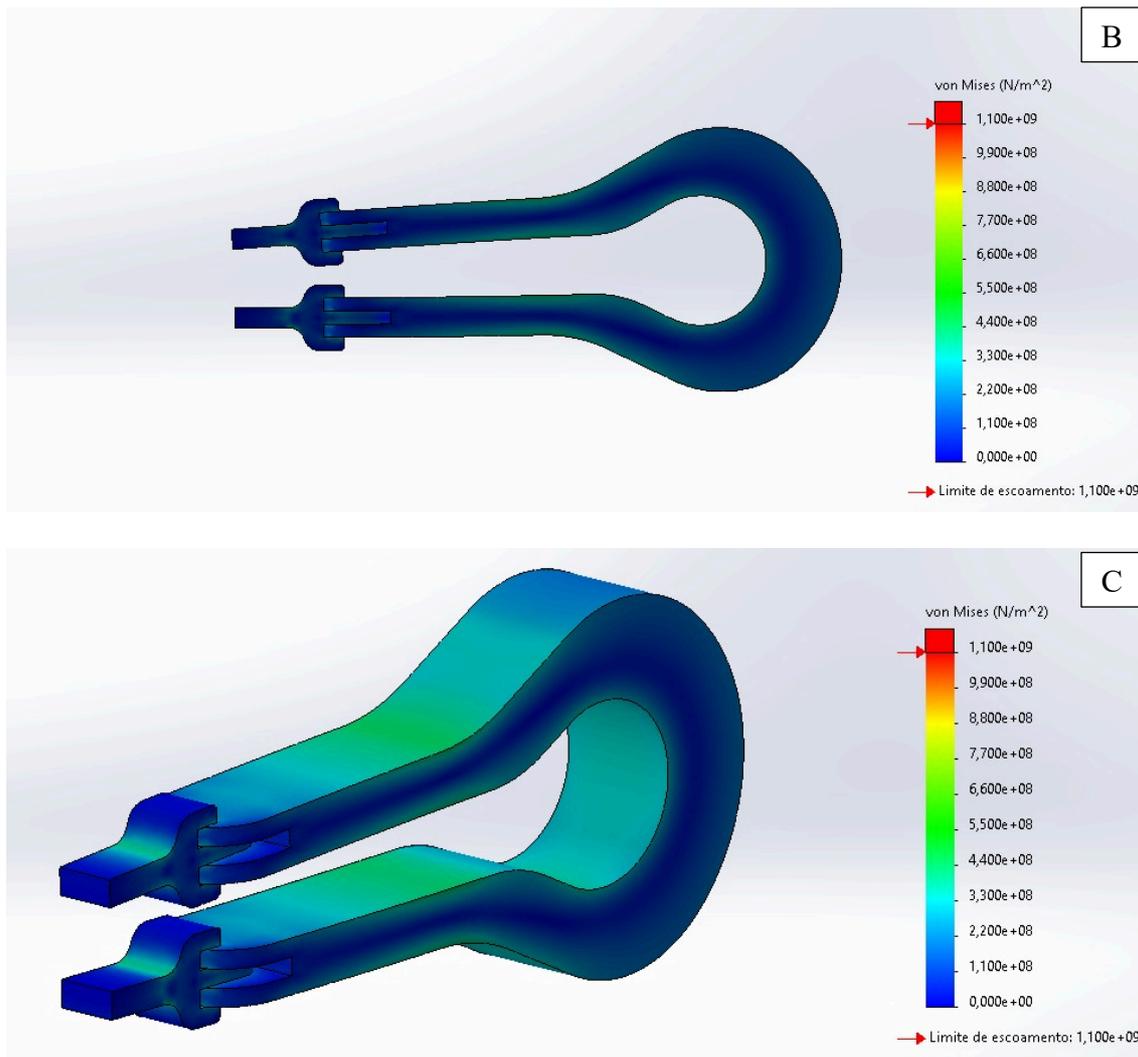


Figura de autoria própria

Comparando a figura nova distribuição de tensão com figura 83 pode ser observado que com a mudança do aço de AISI 316 para martensítico temperado 420 temperado houve uma mudança do limite de escoamento de acordo com o critério de falha de Von Misses bastante significativa

A carga de 40 N (menor força de mordida estipulada) e as cargas aleatórias de 265 N e 370 N demonstraram uma variação significativa na deformação. A simulação por MEF mostrou que a parte posterior do grampo sofreu deformação figura 83B e 83C, então esta foi a região escolhida para a colocação do extensômetro também por ser a região onde ocorre o menor risco de degradação do extensômetro pela saliva.

No teste de bancada o grampo suportou pressão de 1.200 N sem deformação. Não foi analisado qual a carga necessária para escoamento uma

vez que esta carga já suplanta em 200 N a carga necessária para o gnatodinamômetro.

As pontas pivotantes sofreram alteração da geometria original que pode ser vista com as respectivas cotas na figura 84. As pontas pivotantes apresentaram falha no teste de bancada com 670 N. Este resultado determina que a célula de carga possa ser utilizada para medição de força de mordida em crianças, adolescentes, região de incisivos e pré molares de adultos. Melhorias necessitam ser feitas na geometria das pontas de mordida para que suporte até 1000 N e possa ser utilizada na região de molares em adultos.

Os dinamômetros DMD Kratos (Kratos Industrial Ltda, Cotia, São Paulo, Brazil) utilizados por Abreu *et al.* (2014); Takaki, Vieira e Bommarito (2014); Palinkas *et al.* (2019); Verri *et al.* (2019); Bordignon *et al.* (2020); Manzon *et al.* (2021); Poli *et al.* (2021) são dinamômetros adaptados para a Odontologia que, apesar de validados clinicamente, apresentam dimensões que dificultam a medição em dentes posteriores, principalmente de crianças ou mesmo adultos com pequena abertura bucal ou distância entre comissuras labiais pequena.

Vários autores sentiram a necessidade do desenvolvimento aparelhos de medição e registro do sistema estomatognático de baixo custo (SOLABERRIETA *et al.*, 2018) incluindo aí os aparelhos para medição da força de mordida customizados (FLANAGHAN *et al.* 2012; CRAWFORD *et al.* 2015, FASTIER-WOOLLER *et al.* 2016, TESTA *et al.*, 2016, UMESH *et al.*, 2016). Assim como estes autores o intuito desta pesquisa foi desenvolver um dispositivo que supra as deficiências dos já existentes.

A espessura da parte do gnatodinamômetro que ficará entre os dentes superiores e inferiores é muito importante. Esta espessura já é objeto de estudos desde o final do século XIX (BLACK, 1895) uma vez que uma espessura demasiada exige uma abertura de boca muito grande o que estira muito a musculatura mastigatória e compromete a capacidade de contração da musculatura como descrito na lei de Frank-Sterling (DOUGLAS, 2002). Uma batata inteira colocada na boca gera uma dificuldade muito grande de mastigação, por exemplo.

O dispositivo apresentado por Laguna *et al* (2016) (figura 44), Haavik *et al* (2018) (figura 50), Sivasubramani *et al.* (2019) (figura 51), são bastante espessos, podendo comprometer os testes de força de mordida em adultos e inviabiliza-los em crianças. O gnatodinamômetro aqui descrito possui geometria que otimiza o correto posicionamento no dente a ser testado com as pontas de mordida pivotantes e pelas suas dimensões exige uma abertura de boca menor, diminuindo bastante o risco de viés na medição da força de mordida dentro dos padrões apresentados por outros autores como Flanagan *et al* (2012), Crawford *et al.* (2015), Al Qassar *et al.* (2016), Treffel *et al.* (2016), Varghese *et al* (2019).

Além da grande espessura citada acima, Haavik *et al.* (2018) utilizaram um dispositivo customizado idealizado para que o indivíduo testado encaixasse todos os dentes para que todos atuassem durante os testes de mordida, impossibilitando a medição dente a dente. Além disto cada indivíduo passa por uma moldagem com vinil polisiloxano que depois é acoplada ao dispositivo para que o indivíduo pudesse fazer o encaixe dos dentes referido anteriormente. Além de aumento de custo este processo é individualizado e com pouca possibilidade de repetição utilizando a mesma moldagem já que qualquer alteração do plano oclusal como, por exemplo troca de uma resina, cria uma incongruência entre boca e molde gerando um viés de medição.

A geometria do dispositivo associado com a dinâmica das pontas de mordida torna o dispositivo bem confortável para o indivíduo e preciso para o operador. O desenvolvido por Patil *et al* (2021) também é bastante grande. Na figura 57 pode ser observado que o dispositivo pressiona a bochecha do indivíduo podendo gerar bastante desconforto e até eventualmente uma lesão

O dispositivo construído por Duizer e Winger (2006) foi criado para fazer a medição da força de mordida somente em incisivos, apesar de muito bem montado não permite a medição em dentes posteriores limitando as possibilidades de teste com o dispositivo.

Fastier-Wooller *et al.* (2016) desenvolveram um dispositivo de medição de mordida que, segundo os autores, pode ser manufaturado em casa e que pode ser utilizado uma hora após a produção. Porém apresentam a limitação de tamanho de ponta de mordida único e célula de carga na ponta de mordida.

Quanto aos filmes sensíveis a pressão como o Dental Prescale II (GC Co., Japão) e o Dental Prescale 50H type R (Fujifilm Corp., Tokyo, Japan), fornecem mais dados que o gnatodinamômetro aqui apresentado, porém demanda uma complexidade maior de protocolo que dificulta o uso em saúde pública por que necessita de um escâner como por exemplo o occluzer FPD-709, ou o Occluzer FPD-703, um software (bite force analyser) para obtenção dos dados através da análise das marcas no filme e demanda cuidados no transporte depois de feito o teste de mordida tais como o correto armazenamento do filme sensível a pressão para que não receba nenhum tipo de pressão durante o transporte, a necessidade de um software em cada unidade de saúde ou o transporte dos filmes para uma central de leitura de dados, demonstrando que o dispositivo aqui apresentado é mais eficiente para uso na saúde pública.

Sagawa *et al.* (2019), Kosaka *et al.* (2021), Kim *et al.* (2021), Sakae *et al.* (2021), Shoji *et al.* (2022) utilizaram o filme sensível a pressão Dental Prescale 50 H, Type R (Fujifilm Corp., Tokyo, Japan) para medição da força de mordida e utilizaram um scanner (Occluzer FPD-703; Fujifilm) para análise dos resultados. Em contato pelo site da FujiFilms Brasil sobre o Dental Prescale 50H foi obtida a informação através do Sr. Francisco Cunha (francisco.cunha@fujifilm.com) por e mail no dia 17/08/2021 que este produto não está disponível no Brasil e quando interrogado sobre possibilidade de importação a resposta obtida foi não ser possível importa-los para o Brasil por que a ANVISA não autoriza os filmes pressóricos para utilização em boca.

Oki *et al.* (2021), Takano *et al.* (2021), Ogino *et al.* (2021) utilizaram o Dental Prescale II (GC Co., Japão) e o bite force analyser (Gc Co. Japão). O analisador oclusal depois da análise pelo escâner de análise colorida de imagem (bite force analyzer, GC, Japão) fornece a força de mordida em Newtons, a área de contato oclusal em mm² e a pressão da mordida em pascal (MPa).

Chang *et al.* (2020) utilizaram o Accura – Wireless Digital Occlusal Analysis System fabricado pela Demetec que utiliza a mesma dinâmica de filmes sensíveis a pressão do Dental Prescale 50H (Fujifilms) e do Dental Prescale II (Gc Co.) com tecnologia sem fio mas incorrendo nas mesmas condições da

necessidade de transporte de um escâner ou de um protocolo de transporte dos filmes de pressão sensibilizados que impeça pressões durante o transporte sobre os filmes sensibilizados para evitar viés. Mohanty *et al.* (2019) mediram força de mordida com um filme sensível a pressão que não relataram qual foi.

Nota *et al.* (2019), Aishwarya *et al.* (2021), Kué, Szarejko, Golebiewska (2021), Zhou *et al.* (2021) utilizaram o sistema de análise oclusal computadorizado T-Scan III (Tek-Scan Inc., Boston, MA, USA) O hardware tem um periférico de medição, conectado a um computador por um cabo USB que dificulta o transporte. Cada folha do sensor que faz apenas uma medição custa dez dólares americanos mais taxa e importação e frete. Com o T-Scan III é possível identificar as variações de força oclusal, a distribuição dos pontos de contato, o tempo de oclusão, os tempos de desocclusão direita e esquerda. Mostra comparativamente se, e onde existem contatos com maior pressão na boca, porém não fornecem valores absolutos da força de mordida.

Os filmes sensíveis a pressão não fornecem dados precisos da força de mordida uma vez que a escala de cores permite uma medição qualitativa. Huang *et al.* (2022) relataram que os analisadores oclusais Dental Prescale e T-scan apresentaram resultados estatisticamente iguais e reportaram uma equação matemática linear para encontrar no T-scan os valores de força de mordida máxima já que o Dental Prescale fornece, depois da leitura pelo escâner e análise pelo sistema, a força em Newtons.

Cozzolino *et al.* (2019) utilizaram células de fixadas na face vestibular do processo alveolar com cianoacrilato cirúrgico (Histoacryl, Braun, Italy) este protocolo de medição para ser utilizado demanda um procedimento cirúrgico para colocação do dispositivo no osso alveolar do dente onde será realizada a medição não atendendo pelo menos duas das premissas do dispositivo aqui desenvolvido que é de fácil manuseio e conforto para o indivíduo testado.

Figura 84– Geometria das pontas pivotantes cotada

81. Pontas pivotantes

Não houve lesão relatada pelos indivíduos testados ou observados pelos operadores causados pelo protótipo do gnatodinamômetro durante os testes.

Os escores dados pelos indivíduos testados (TI) e pelos operadores (OP) na região incisivo e de molar com ponta de mordida reta e a 90° podem ser vistos na tabela 1.

Análise 1

Analisando todas as colunas em um conjunto de 27 combinações, foi possível verificar uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) nas seguintes combinações (Gráfico 1)

- I. IPR-TI x MPR-TI
- II. IPR-OP x MPR-TI
- III. I90-TI x I90-OP
- IV. MPR-TI x M90-TI
- V. MPR-OP x M90-OP

Tabela 1 - Notas obtidas. Notas dadas por operadores e indivíduos testados (TI) avaliando precisão de posicionamento da ponta de mordida entre os dentes testados e o conforto dos participantes, respectivamente.

T I	Operador	INCISIVO 11		INCISIVO 11		MOLAR 16		MOLAR 16	
		Ponta Reta		Ponta 90°		Ponta Reta		Ponta 90°	
		T I	OP	T I	OP	T I	OP	T I	OP
A	1	10	10	10	10	6	6	10	10
B	2	10	6	10	10	6	6	10	10
C	3	10	10	10	10	6	6	10	10
D	4	10	10	10	10	5	7	10	10
E	5	10	10	10	10	6	6	10	10
F	6	10	10	10	10	6	10	10	10
G	7	10	10	10	10	8	8	10	10
H	8	10	10	10	10	7	10	10	10
I	9	10	10	10	10	3	5	10	10
J	10	10	10	10	10	10	10	10	10
K	11	10	10	10	10	9	9	10	10
L	12	10	10	10	10	8	10	10	10

Gráfico 1. Pontuações atribuídas. No gráfico podem ser observadas as médias das pontuações atribuídas com seus respectivos desvios-padrão

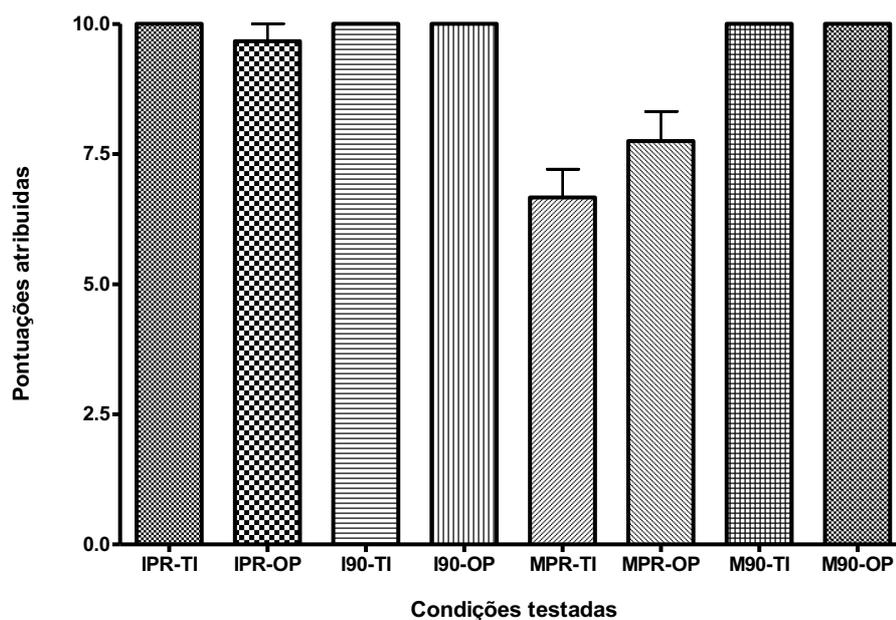


Gráfico de autoria própria

Análise 2:

Ao analisar os pontos atribuídos ao teste em incisivos com a mordida de ponta reta x ângulo de 90°, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) nas seguintes combinações: MPR-TI x MPR-OP, MPR-OP x M90-TI, MPR-OP x M90-OP, M90-TI x M90-OP (gráfico 2). Os valores obtidos com a ponta de mordida de 90° proporcionaram menor variação nas leituras, possivelmente devido à facilidade de posicionamento do dispositivo.

Gráfico 2 – Comparação entre ponta reta e ponta 90° em incisivos.

Comparação entre ponta reta e ângulo 90 graus

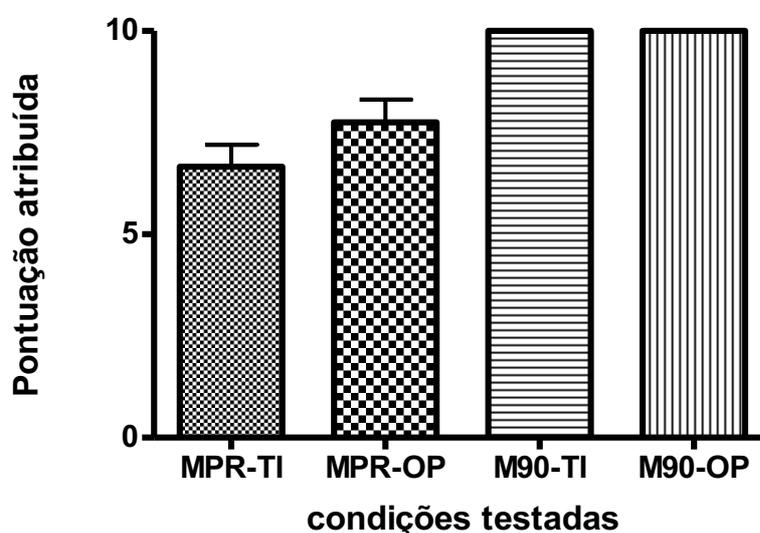


Gráfico de autoria própria

Análise 3

Ao comparar os escores da ponta de mordida reta usada entre incisivos e molares; houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) entre as combinações: IPR-TI x MPR-TI and IPR-OP x MPR-OP (Gráfico 3).

Ao comparar os escores de utilização da ponta de mordida a 90° entre incisivos e molares (tabela 1) não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Os escores obtidos foram estáveis provavelmente devido ao fato de

que a ponta de mordida de 90° era mais fácil de posicionar entre os dentes testados.

Gráfico 3 – Comparação da ponta de mordida 90° entre incisivos e molares

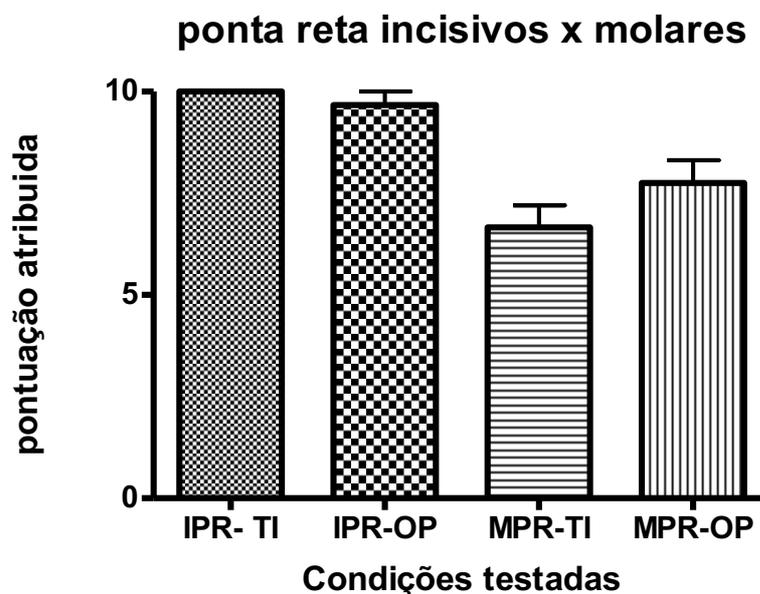


Gráfico de autoria própria

Análise pareada

Como não houve diferença estatística entre os valores de leitura obtidos nos incisivos, as análises pareadas foram realizadas apenas com as leituras medidas nos molares. Comparação pareada entre MPR-OP x M90-OP para analisar possíveis vies de operador (Gráfico 4). Houve uma diferença estatisticamente significativa nesta comparação ($p < 0.05$) (Fig. 8).

Gráfico 4 – Pareamento ponta reta e ângulo 90° - operador. Comparação pareada das notas do operador entre ponta reta e ponta em 90° em molares

pareamento Ponta reta e ângulo 90 - operador

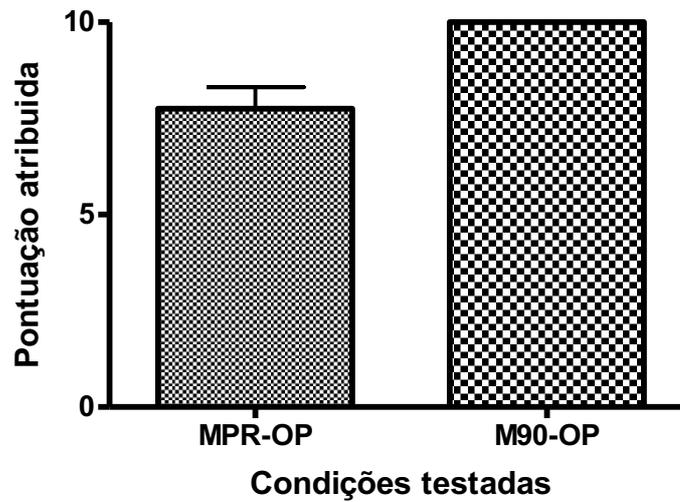


Gráfico de autoria própria

Comparação pareada entre: MPR-TI x M90-TI para avaliar as medidas entre os indivíduos testados nos 2 desenhos de pontas oferecidos. Houve uma diferença estatisticamente significativa nesta comparação ($p < 0.05$) (gráfico 5).

Gráfico 5 – Pareamento ponta reta e ângulo 90° - indivíduo testado. Comparação das notas atribuídas pelo indivíduo testado com ponta reta e ponta em 90° em molares

Pareamento ponta reta e ângulo 90- indivíduo testado

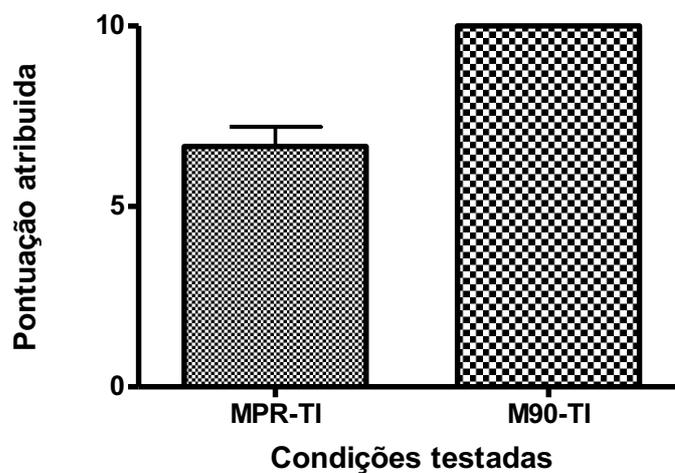


Gráfico de autoria própria

Comparação pareada entre ponta reta em molar TI x OP para avaliar o viés de leitura. Houve uma diferença estatisticamente significativa nesta comparação ($p < 0.05$) (gráfico 6).

Gráfico 6 – Pareamento ponta reta molares TI X OP. Pareamento das notas atribuídas pelos indivíduos testados e operadores com a ponta de mordida reta em molares

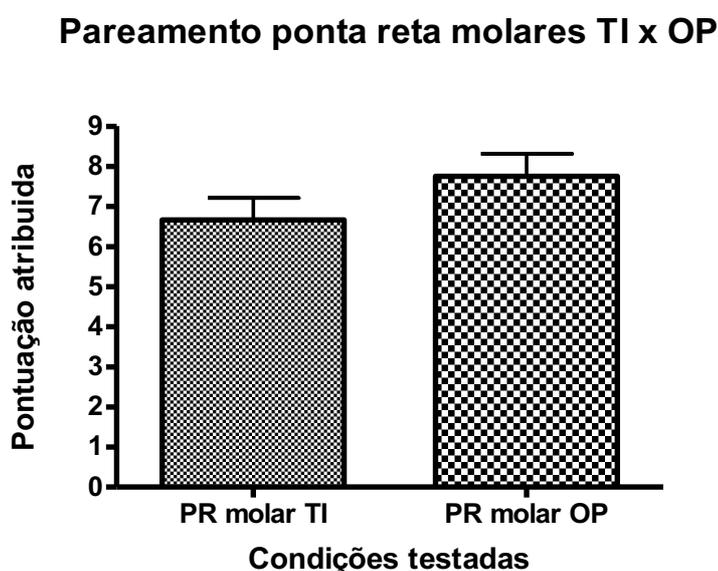


Gráfico de autoria própria

Como não houve diferença de valores entre: ângulo de 90° molar TI x OP, esta comparação não foi realizada. Os pareamentos sugerem que não houve viés de leitura entre os operadores e as diferenças estatísticas observadas nesses pareamentos resultaram de variações nas medidas do aparelho de ponta reta e me 90° possivelmente devido à localização do dente que foi medida.

Não houve diferença estatisticamente significativa nas leituras em incisivos ao mudar do uso do dispositivo convencional (ponta reta) para uso do dispositivo

Tabela 2 Comparação estatística entre a ponta reta e a ponta em 90°. Comparação para estudo do conforto dos indivíduos testados e precisão e facilidade de posicionamento da ponta de mordida para operadores durante os testes em molares. Dados expressos em média +/- desvio padrão.

Molar TI: notas dadas para conforto dos participantes durante os testes de mordida
 Molar OP: notas dadas para precisão e facilidade de posicionamento da ponta de mordida pelo operador durante os testes de mordida.

	Ponta reta	Ponta 90°	Diferença (ponta reta X 90°)	P
Molar TI	6,66 +/- 1,83	10 +/- 0	-3,34 +/- 1,83	0,0024
Molar OP	7,75 +/- 1,95	10 +/- 0	-2,25 +/- 1,95	0,0022

Tabela 3 - comparação estatística entre ponta reta resultados TI x OP em incisivos e molares.
 Dados expressos em média +/- desvio padrão.
 Ponta reta – TI – Notas dadas pelos participantes com a ponta de mordida no longo eixo do grampo.
 Ponta reta – OP – Notas dadas pelos operadores com a ponta de mordida no longo eixo do grampo.

	Incisivos	Molares	Diferença (incisivos e molares)	P
Ponta reta – TI	10 +/- 0	6,66 +/- 1,79	3,34 +/- 1,79	0,0001
Ponta reta - OP	9,66 +/- 1,10	7,75 +/- 1,87	1,91 +/- 1,48	0,0063

com a modificação (ponta de mordida pivotante). A localização do incisivo não parecia ter oferecido dificuldade para posicionar o dispositivo e, neste caso, ambos os tipos de equipamentos poderiam ser utilizados;

Houve uma diferença estatisticamente significativa em suas leituras nos molares ao mudar do uso do dispositivo convencional para o uso do dispositivo com a modificação (ponta de mordida pivotante). A localização do molar parecia favorecer o uso do desenho construído neste trabalho, pois a constância das

medições verificadas nas análises pode estar associada ao menor nível de dificuldade em posicionar o dispositivo neste dente.

As comparações pareadas reforçaram a constância das medições feitas com o uso da ponta de mordida pivotando, sugeridas pelos resultados obtidos com seu uso nos molares, e as diferenças observadas entre o aparelho com a ponta reta e em ângulo de 90° pareciam estar relacionadas exclusivamente as geometrias distintas do dispositivo e não aos vieses de leitura dos operadores.

Não foram encontrados dados sobre melhoria da precisão para o operador e conforto para o indivíduo testado na literatura. No entanto, pode-se ver claramente que alguns dispositivos de medição de força de mordida mostrados na literatura provavelmente levariam a alguma dificuldade durante testes de medição de força de mordida em dentes posteriores.

Os dinamômetros desenvolvidos por Crawford *et al.* (2015), Laguna *et al.* (2015), Laguna *et al.* (2016), Qassar *et al.* (2016), Treffel *et al.* (2016), Khaghaninedjad *et al.* (2017), Kruse *et al.* (2020) e Khan *et al.* (2020), Kaya e Ataoglu (2021) apresentam uma espessura adequada mas os autores só relatam uma dimensão de ponta de mordida e não relatam nenhum mecanismo que permita melhorar a precisão da colocação das pontas de mordida entre dentes posteriores como as pontas pivotantes presentes no gnatodinamômetro objeto desta tese. Embora construídos com materiais distintos, possuem a célula de carga na ponta de mordida e todos apresentam as mesmas situações que é uma tração de bochecha e/ou lábio para medição de força em molares, somente uma dimensão da ponta de mordida o que pode comprometer a medição principalmente em dentes decíduos, nenhum mecanismo que aumente precisão de colocação entre superfícies oclusais de dentes posteriores. Além disto como a célula de carga fica na ponta de mordida, embora protegida por algum invólucro para evitar contaminação cruzada e contato do dispositivo com saliva, este risco não desaparece porque durante o teste existe risco de ruptura do invólucro e contaminação da célula de carga além de risco de alteração de dados já que a saliva é um meio ionizado que pode interferir no sinal enviado pelo dispositivo ou mesmo contaminar a célula de carga inutilizando-a. Por esta razão optou-se

pela colocação do extensômetro em um local da célula de carga que não é inserida na boca que é na sua curva posterior.

O dinamômetro digital Kratos IDDK usado por Bordignon *et al.* (2020), Poli *et al.* (2021) Caxias *et al.* (2021) Silva *et al.* (2022). O modelo DDK 100 utilizado por Abreu *et al.* (2014), o DDK/M utilizado por Takaki, Vieira e Bommarito (2014), O IDDK Regalo *et al.* (2008), Palinkas *et al.* (2019), Verri *et al.* (2019), Bordignon *et al.* (2020), Manzon *et al.* (2021), Poli *et al.* (2021), Bettiol *et al.* (2022), Caxias *et al.* (2021), Silva *et al.* (2022), e o DMD 100 utilizado por Lucas *et al.* (2017) por terem a ponta de mordida entre 12 e 15 mm de largura devem dificultar a medição de um dente, principalmente em dentição decídua e na região de molar e esticou os lábios e bochechas excessivamente para testes de força de mordida.

O dispositivo desenvolvido por Umesh *et al.* (2016) tem 12 cm de comprimento e não gira, esticando bochechas e lábios ao realizar a medição do molar. A mesma situação acontece com os tipos desenvolvidos por Khaghaninejad *et al.* (2017) e Jain, Kerup (2019) que são tão compactos quanto o apresentado aqui, mas não pivotam.

Jansen van Vuuren *et al.* (2020) tiveram a mesma preocupação com a ponta da mordida e desenvolveram um tipo mais anatômico para evitar interferências com outros dentes durante o teste de força de mordida, porém, como não girava, bochechas e lábios foram esticados.

O dispositivo desenvolvido por Linssen *et al.* (2013) também é pivotante porém pivota toda a parte funcional do gnatodinamômetro, não somente a ponta de mordida. A parte que pivota é muito longa fazendo com que quando a célula de carga for colocada entre os dentes superior e inferior posteriores a bochecha e/ou o lábio sejam estirados em demasia, menos que nos dispositivos que não pivotam, porém, mais que o desejado. Os autores descrevem somente uma dimensão da ponta de mordida o que pode comprometer a medição principalmente em dentes decíduos. A pressão interoclusal é captada por folhas sensíveis a pressão que ficam na ponta de mordida. Embora protegida por algum invólucro para evitar contaminação cruzada e contato do dispositivo com saliva, este risco não desaparece porque durante o teste existe risco de ruptura do

invólucro e contaminação da célula de carga além de risco de alteração de dados já que a saliva é um meio ionizado que pode interferir no sinal enviado pelo dispositivo.

Vaz et al. (2012) mostraram uma ideia semelhante de pivotar a ponta da mordida para uma melhor coleta de dados, mas segundo os autores foi projetada para indivíduos com mais de 14 anos e foi encontrada mais compatível com o posicionamento dos molares em humanos com mais de 18 anos de idade. Uma vez que o gnatodinamômetro aqui apresentado tem diferentes dimensões da ponta da mordida de acordo com a dentição (decídua ou permanente) e as diferentes regiões da boca, seria adequado para uso em qualquer faixa etária.

Linsen et al. (2018) projetaram um dispositivo com uma ponta de mordida que também gira. Com base nos desenhos, parece que o dispositivo apresentado no presente artigo é mais eficiente porque a ponta de mordida pivotante de Linsen é mais longa provavelmente esticaria os lábios e bochechas durante os testes em maior medida do que o tipo apresentado aqui. A mesma situação se aplica ao gnatodinamômetro desenvolvido por Testa *et al.* (2016).

Não houve diferença de conforto para o indivíduo testado ou para o operador ao testar a força de mordida com o uso da ponta de mordida reta ou a ponta de mordida de 90° para testar incisivos. Este foi um resultado esperado, uma vez que algumas das geometrias dos gnatodinamômetros utilizados para testes de força de mordida incisivo não permitem sua colocação na região molar, como o tipo usado por Dizdarevic, Masic, Muslic (2017); ou os dispositivos foram desenvolvidos para testes de força de mordida no incisivo, como o tipo apresentado por Duizer e Winger (2006) com uma célula de carga que mede a força da mordida de até 35 Kg.

O dispositivo apresentado por Umesh *et al.* (2016) tem uma espessura de 14 mm e a ponta de mordida está presa a uma haste rígida que não pivota, Apesar de construído com fibra ótica fotosensitiva bastante precisa apresenta a maior dificuldade de posicionamento entre dentes posteriores e um tamanho

único de ponta de mordida que pode trazer dificuldade na medição, principalmente em dentes de leite.

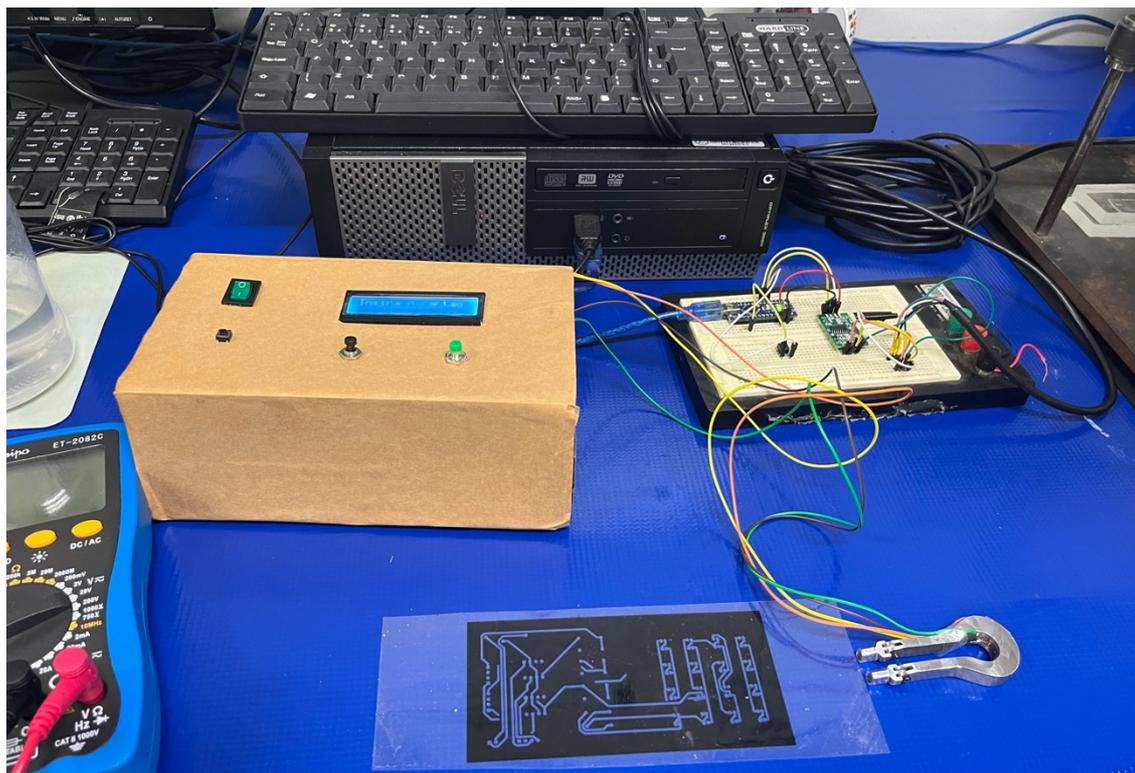
Baseado no exposto acima fica evidente a necessidade do trabalho interdisciplinar como o realizado no Laboratório de Bioengenharia (LabBio) onde profissionais da área de saúde e da área de engenharias trabalhando em conjunto conseguem desenvolver dispositivos e/ou técnicas para saúde humana e animal uma vez que os profissionais da área de saúde sabem o que é necessário ser desenvolvido para atender as demandas e os profissionais da engenharia sabem desenvolver o equipamento almejado.

Testes de força de mordida são necessários para ver se o conforto gerado pelo gnatodinamômetro descrito neste artigo fará alguma diferença nos valores máximos de força de mordida obtidos, especialmente na região molar.

O protótipo do gnatodinamômetro desenvolvido pode ser visto na figura 85 onde pode ser visto o grampo com os extensômetros colados e os sistema de codificação de dados. A direita pode ser visto parte da prensa utilizada para validação clínica.

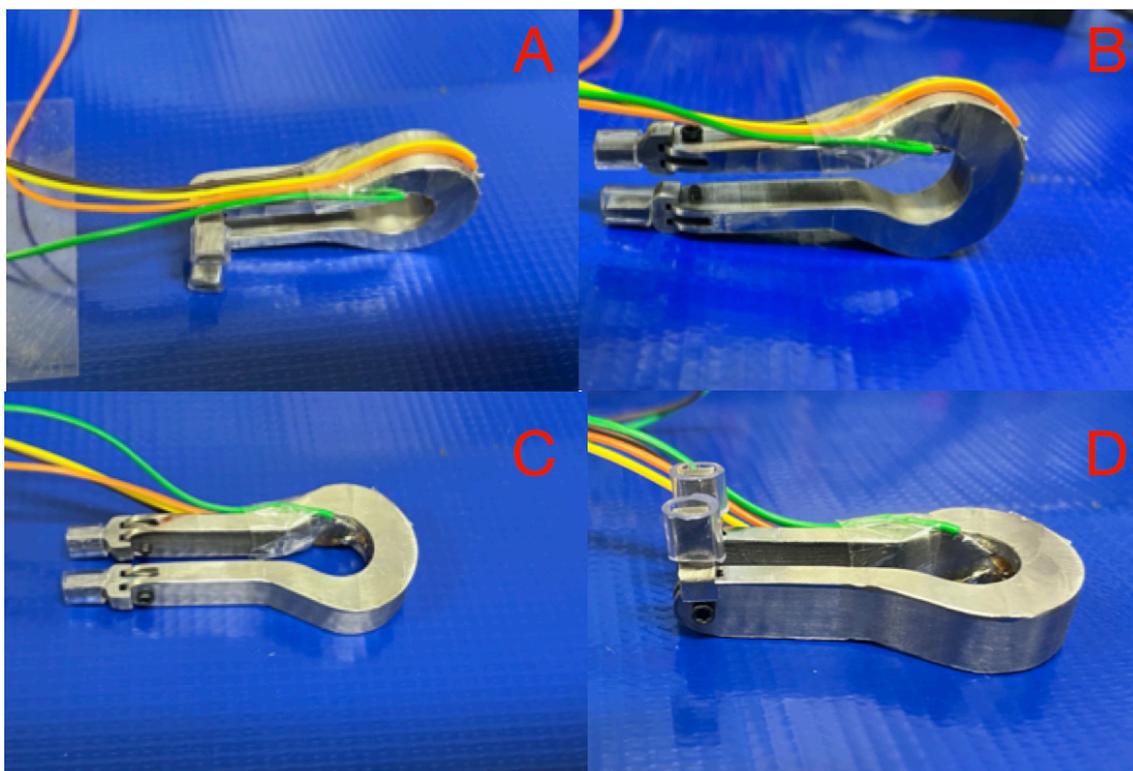
Sobre o material das pontas pivotantes investigações continuam sendo feitas no intuito de encontrar um material que possua as propriedades físicas necessárias para os testes de mordida e não ofereça risco a integridade das estruturas estomatognáticas, principalmente os dentes. Enquanto este material não é descoberto é imprescindível a proteção das pontas de mordida por material que proteja o indivíduo, seja PTFE, plástico, borracha ou qualquer outro polímero que ofereça esta proteção

Figura 85. Protótipo do gnatodinamômetro completo



Na Figura 86 pode ser observado em detalhe a célula de carga do gnatodinamômetro e os extensômetros colados com seus respectivos cabos. A) a célula de carga na vertical com as pontas pivotadas, B) célula de carga na vertical com as pontas pivotadas, C) na horizontal com as pontas retas e na D) na horizontal com as pontas pivotadas.

Figura 86. Célula de carga em detalhe



8.2. Extensômetro

Um extensômetro foi colocado na parte interna da curva da célula de carga e outro na parte externa da curva da célula de carga como pode ser visto na figura 86 e colado a ela seguindo as orientações do fabricante. Os extensômetros foram conectados a plataforma de prototipagem Arduino nano.

8.3. Dimensionamento das pontas de mordida

O dimensionamento das pontas de mordida foi baseado na literatura para medição dente a dente e de arcada toda em dentição permanente. Massanori *et al* (1994). relataram um comprimento de arco de $48,84 \pm 0.39$ mm.

Para a ponta de medição de arcada toda da dentição decídua não foram encontrados dados na literatura e foi feita medição da profundidade do plano oclusal posterior em modelos de gesso de 10 crianças com dentição decídua

(tratadas pelo autor) de maneira aleatória e os resultados estão no gráfico 7. Feito o cálculo da média e do desvio padrão foi encontrado a média de 23,75 mm com desvio padrão de 1 mm.

Gráfico 7 – Medidas da profundidade da hemiarçada na dentição decídua

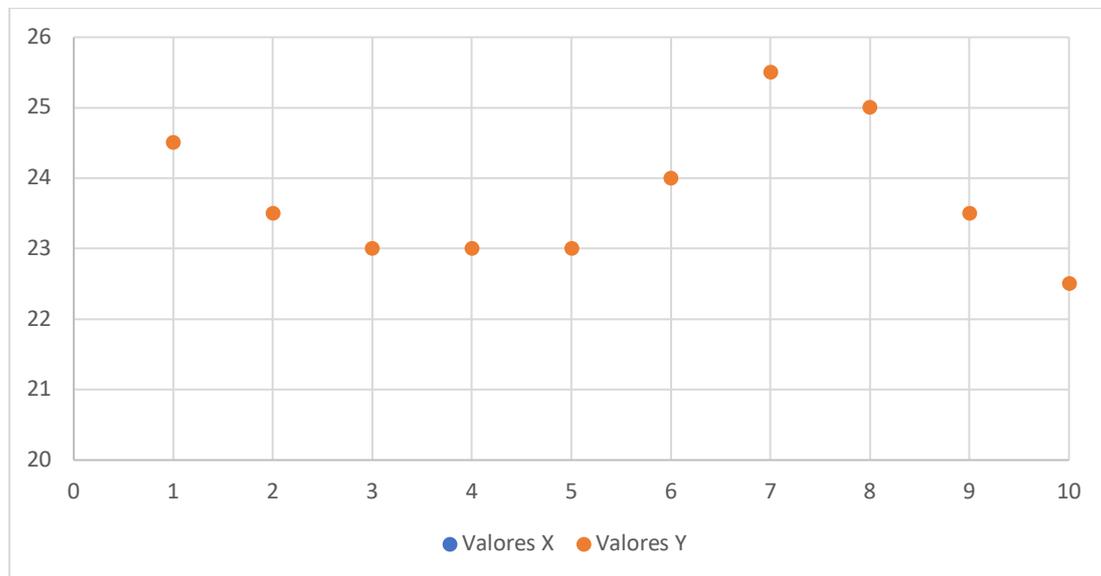


Gráfico de autoria própria

As pontas de mordida foram dimensionadas da seguinte maneira:

- Para medição de incisivos decíduos- 5 mm de largura e 10 mm de comprimento;
- Para incisivos permanentes, caninos decíduos e caninos permanentes, pré-molares e molares decíduos com 6 mm de largura e 10 mm de comprimento por
- Para molares permanente, 8 mm de largura e 12 mm de comprimento
- Para hemiarçada decídua, 12 mm de largura e 35 mm de comprimento
- Para hemiarçada permanente, largura de 15 mm e 55 mm de comprimento. (Figura 86)

Figura 87. Protótipos das pontas de mordida em acrílico. 1 – ponta de mordida para incisivos e decíduos; 2 - ponta de mordida para incisivos e caninos permanentes, caninos e molares decíduos e pre molares; 3 – ponta de mordida para molares permanentes; 4 – ponta de mordida para medição de hemiarco

para dentição decídua; 5 – ponta de mordida para medição de hemiarco para dentição permanente.

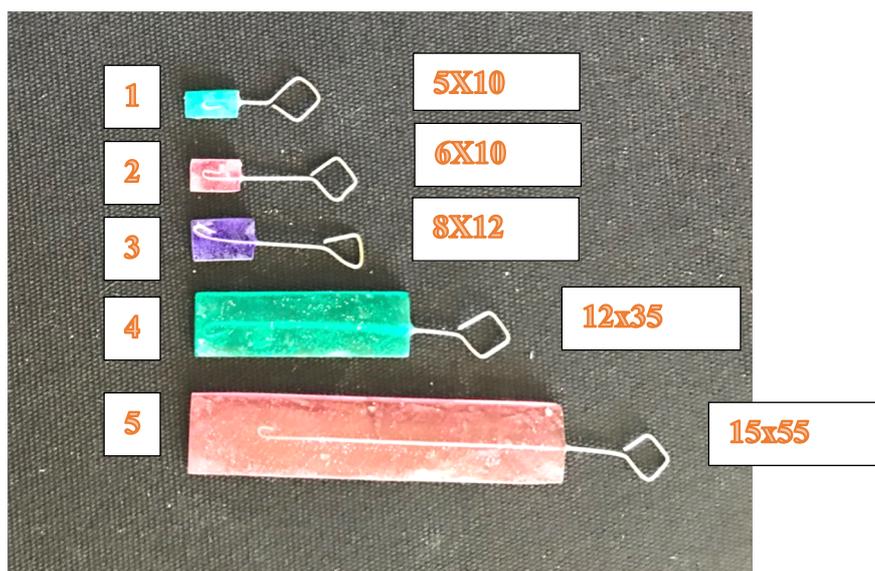
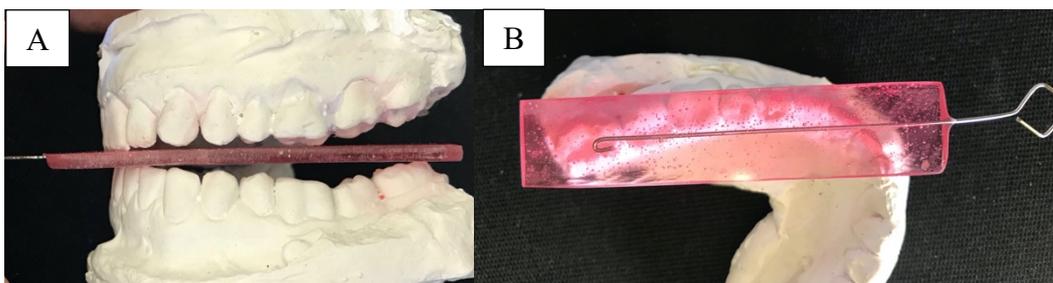


Figura 88. Ponta de mordida para quadrante em dentição permanente. A) vista lateral com os dentes ocluídos. B) vista oclusal com a relação da ponta de mordida com o plano oclusal



Foram feitos protótipos em acrílico das pontas (figura 89) que foram testados em modelos de gesso para conferência se não haveria interferência em outros dentes durante a medição (figuras 91, 91, 92, 93, 94)

Figura 89. Ponta de mordida para quadrante em dentição decídua. A) vista lateral com os dentes ocluídos. B) vista oclusal com a relação da ponta de mordida com o plano oclusal

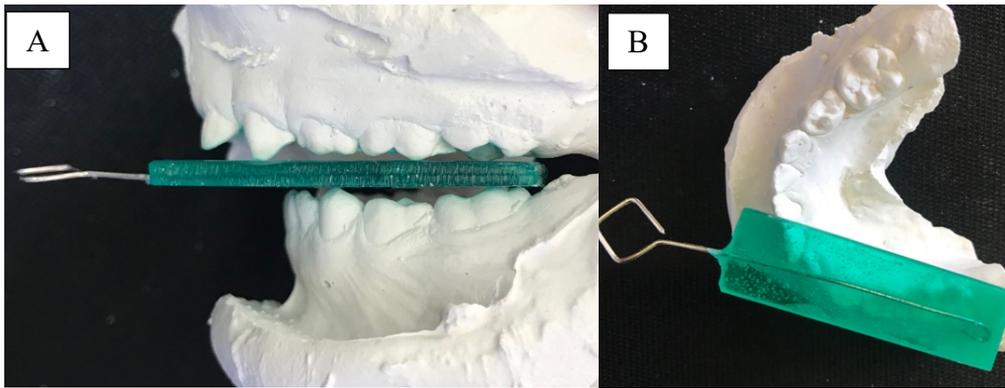


Figura 90. ponta de mordida para incisivos e caninos permanentes, molares decíduos e pre molares. A) ponta de mordida testada em molares decíduos em oclusão. B) ponta de mordida testada em caninos permanentes em oclusão. C) ponta de mordida testada em incisivos laterais permanentes em oclusão. D) ponta de mordida testada em pre molares. E) ponta de mordida testada em caninos decíduos em oclusão.

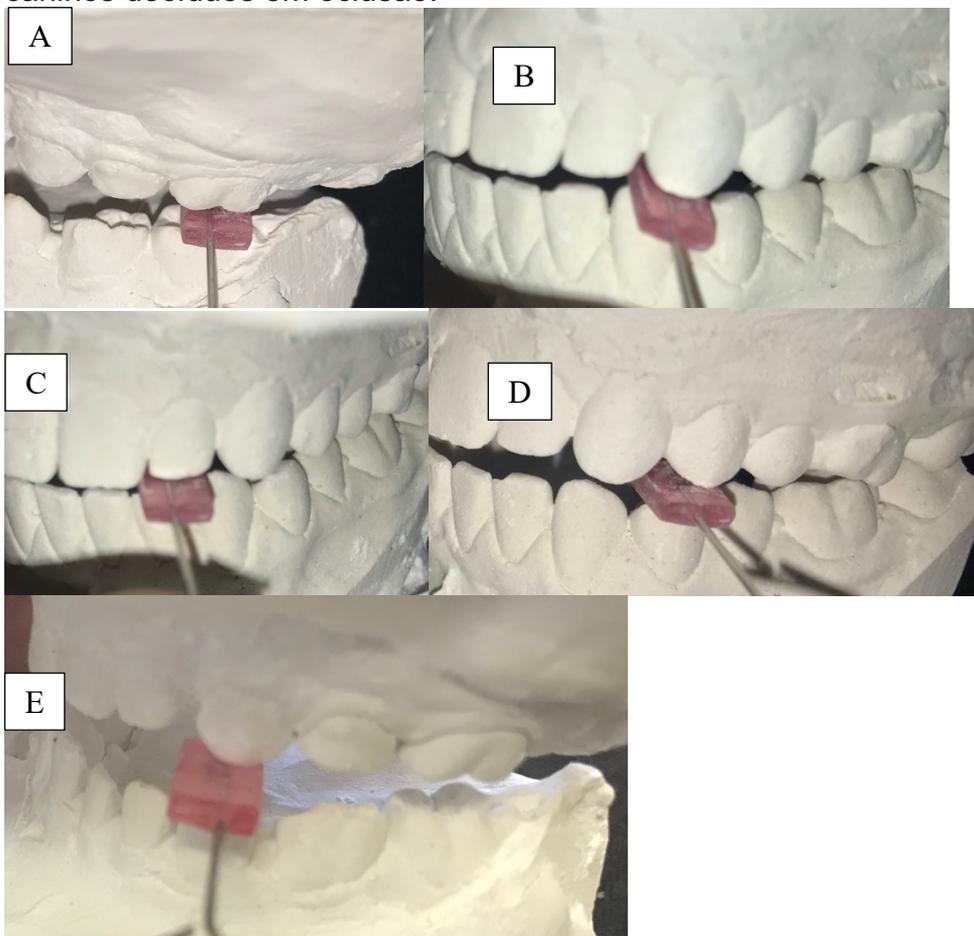


Figura 91. Ponta de mordida para incisivos decíduos. A) ponta de mordida testada em incisivos centrais decíduos em oclusão. B) ponta de mordida testada em incisivos laterais decíduos em oclusão

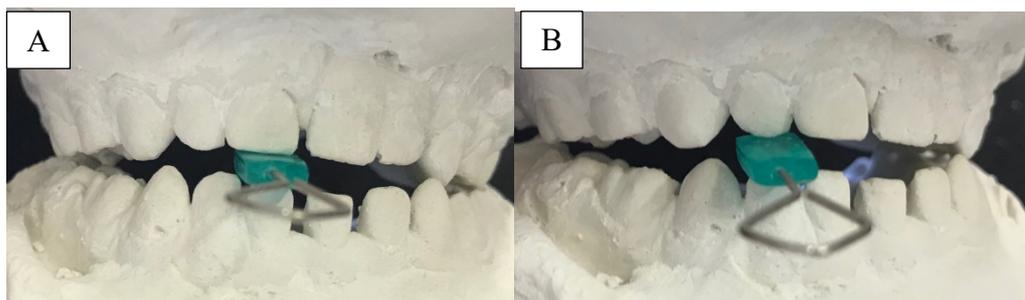


Figura 92. Ponta de mordida para molares permanentes. Ponta de mordida testada em molares permanentes em oclusão



O teste mostrou que os tamanhos das pontas de mordida são adequados para medição em dentes com tamanho e morfologia dentro dos padrões de normalidade.

Posteriormente a pontas foram construídas em aço martensítico 420 foram testadas em bocas com auxílio de uma pinça porta agulhas e foi verificado que os tamanhos são adequados. O único inconveniente foi em relação as pontas de medição de hemiarcada que em bocas com grandes alterações do plano oclusal só tocam em alguns dentes não permitindo o toque de todos os dentes posteriores. Em alguns casos havia toque do ultimo molar inferior e do dente superior mais baixo fazendo que com a ponta de mordida ficasse muito instável dificultando muito o posicionamento da ponta de mordida. Este fato trás uma limitação do uso das pontas de mordida de hemiarcada para indivíduos sem grandes alterações do plano oclusal.

O sistema de captação e transmissão de dados pode ser visto no apêndice VI que é resultado do trabalho conjunto com a Ms Elizabeth Akemi Fujito que lhe rendeu a título de mestre.

O programa para a coleta dos dados consiste em uma aplicação web escrita em Python, com o framework Streamlit, e um banco de dados do tipo relacional implementado com PostgreSQL. O banco de dados e a aplicação web

funcionam em servidores separados, sendo assim necessário a comunicação entre as partes que é feita via queries. As queries são usadas tanto para buscar informações já existentes no banco de dados, quanto na inserção de novos dados.

A concepção do banco de dados foi feita tendo em vista armazenar inicialmente 3 categorias de dados:

- Dados pessoais (Tais como nome, idade, sexo, local de nascimento, etc.),
- Respostas de questionários,
- Valores da força da mordida por pares de dentes.

Além dos dados citados acima, o banco de dados também armazena os questionários, sendo assim possível que o responsável pelo estudo seja capaz de criar ou atualizar os questionários.

A validação clínica do gnatodinamômetro pelo comitê de ética em pesquisa foi aprovada sob número CAAE 28471419.6.0000.5149. No Apêndice I pode ser visto o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), no apêndice II o termo de assentimento livre e esclarecido (TALE), no apêndice III os questionários para o indivíduo testado e para o examinador e no apêndice V o consentimento para coleta de dados nos alunos do curso de Odontologia da Faculdade Arnaldo Jansen.

No apêndice VII pode ser observado o artigo publicado na revista científica *Clinical Oral Investigations* com conceito qualis A1 tanto para Odontologia quanto para Engenharias III quando do aceite e publicação de mesmo.

8.4 Custos

Com referência ao custo do material optou-se por apresentá-lo em Reais e Dólares Americanos (US\$) uma vez que somente um dos dinamômetros cotados tem seu preço em Reais (R\$). Deve-se levar em consideração que os preços são aproximados devido a flutuações cambiais.

O protótipo construído por microusinagem a fio teve um custo de R\$ 400,00 (quatrocentos reais), cerca de 72,50 U\$D (setenta e dois dólares e cinquenta centavos de dólares americanos) segundo a cotação do dólar (R\$ 5,53) do dia quando foi efetuado o pagamento do protótipo. incluindo o jogo de pontas de mordida. Em produção em escala o custo tende a baixar tendo em vista o custo da matéria prima descrito abaixo. Foi estimado pelo prestador de serviços que fez a microusinagem a fio que para produção em série o custo do grampo e pontas de mordida diminuiriam cerca de R\$ 110,00 (cento de dez reais), equivalendo a cerca de US\$ 20,00 (vinte dólares americanos) por unidade saindo por um valor aproximado de 52 U\$D.

Cada extensômetro de 120 ohms utilizado nos testes de bancada custa R\$ 15,00 (quinze reais), aproximadamente US\$ 2,70 (dois dólares e setenta centavos de dólar americano), e a impressão de um cabo por impressora 3D custará aproximadamente R\$ 22,00 (vinte e dois reais), aproximadamente quatro dólares americanos (US\$ 4,00). O arduino custa R\$ 79,00 (setenta e nove reais), aproximadamente U\$D 5,50, o real Clock R\$ 35,00 (trinta e cinco reais), aproximadamente U\$D 6,30 (seis dólares e trinta centavos de dólar americano). O cartão micro SD de 2G custa R\$ 48,00 (quarenta e oito reais), aproximadamente U\$D 8,70 (oito dólares e setenta centavos de dólar americano) o módulo Hx711 custa R\$ 11,00 (onze reais), aproximadamente U\$D 2,00 (dois dólares americanos). Em caso de querer enviar os dados para as nuvens pode ser utilizado o WeMos 8066 que custa R\$ 66,00 (sessenta e seis reais), aproximadamente U\$D 12,00 (doze dólares) e uma amplificador de sinais que custa R\$ 12,00, (doze reais), aproximadamente U\$D 2,20 (dois dólares e vinte centavos de dólar americano). Foi acrescentado a isto um custo de fiação, solda, etc de R\$ 10,00 (dez reais), aproximadamente U\$D 1,80 (um dólar e oitenta centavos de dólar americano). O custo dos materiais para construir o gnatodinamômetro será de aproximadamente R\$ 632,00 (seiscentos e trinta e dois reais), aproximadamente U\$D 114,30 (cento e quatorze dólares e 30 centavos de dólar americano).

Para a montagem das peças elétricas foi recebido uma cotação de R\$ 220,00 (duzentos e vinte reais) aproximadamente US\$ 39,80 (trinta e nove quarenta dólares e oitenta centavos de dólar americano). Perfazendo um custo

total de R\$ 852,00 (oitocentos e cinquenta e dois reais), aproximadamente. Os custos para a construção de um protótipo são de aproximadamente US\$ 154,00 (cento e cinquenta e quatro dólares americanos).

A construção do protótipo está de acordo com a premissa de construir um gnatodinamômetro de baixo custo, quando comparado com os preços dos dispositivos existentes disponíveis no mercado, sem perda de precisão, devido ao uso de nanotecnologia no extensômetro.

Os dispositivos da Kratos, além disto necessitam calibração constante cujo valor é em torno de mil de duzentos reais mais custos de frete, custa quatro mil seiscentos e trinta e um reais (oitocentos e noventa e um dólares americanos).

O dinamômetro utilizado por Dizdarevic, Masic, Muslic (2017) - medidor de força oclusal PCE-FG 200K (PCE Alemanha GmbH) tem um custo de USD 2.543,00 (dois mil quinhentos e quarenta e três dólares americanos) e permite medição somente na região de incisivos pela impossibilidade de colocação do ponta de mordida em dentes posteriores sem interferência com os dentes vizinhos. Os autores alegam que escolheram o dinamômetro pela faixa requerida de medição (até 90 kg) e pela facilidade de encontra-lo no mercado.

O gnatodinamômetro com as pontas pivotantes aqui apresentado, se acrescido de 60% de seu valor para preço estimado para o consumidor teria um preço de R\$ 1.500,00 (mil e quinhentos) equivalendo a USD 227,00 (duzentos e vinte e sete dólares americanos) tem um custo de aproximadamente 25% do fabricado no Brasil (DMD Kratos) e de 10% do valor do PCE-FG 200K, satisfazendo a premissa da construção de um gnatodinamômetro de baixo custo.

Os dinamômetros desenvolvidos por Crawford *et al.* (2015), Laguna *et al.* (2015), Laguna *et al.* (2016), Qassar *et al.* (2016), Treffel *et al.* (2016), Khaghaninedjad *et al.* (2017), Kruse *et al.* (2020) e Khan *et al.* (2020), Kaya e Ataoglu (2021), sob o ponto de vista financeiro, levando-se em consideração que das células de carga utilizadas pelos autores a mais barata custa setenta dólares americanos, R\$ 387,00 (trezentos e oitenta e sete reais) o que aumentaria em pelo menos cerca de 45% o custo de produção do gnatodinamômetro que

passaria de de oitocentos e cinquenta reais para mil duzentos e vinte e quatro reais.

Quanto aos valores do gnatodinamômetro foi alcançada a premissa de construção de um dispositivo que diminuísse o preço melhorando as condições de aquisição do mesmo por profissionais, centros de pesquisa, universidades e pelo sistema único de saúde. Isto permitirá mais dados para diagnóstico, acompanhamento da execução do protocolo de tratamento e verificação da qualidade final do tratamento odontológico. Para verificação da possibilidade de comercialização foi colocado 70% de aumento sobre o custo de produção permitindo um custo final para o consumidor de duzentos e trinta e oito dólares americanos (US\$ 238,00). Das cotações obtidas ele mostrou possibilidades de comercialização por um valor 3,75 vezes menor que o produzido no Brasil pela Kratos. Quanto ao PCE FG o dispositivo aqui descrito, custa cerca de 10,7 vezes menos.

Comparado ao T-Scan II mesmo tirando o custo do sistema o custo do dispositivo aqui descrito corresponde a 24 testes de força de mordida já que cada sensor custa dez dólares americanos (US\$ 10,00), ou seja um custo bem mais baixo.

Abe, Milczewski, Souza (2017) utilizaram *fiber bragg gratings* acoplados a fibra ótica em uma espécie de coroa dentária acoplada ao dente. O dispositivo para medição de força de mordida é individualizado exigindo moldagem para obtenção de modelos de gesso, montagem dos modelos em articulador para construção da estrutura acoplada ao dente sem interferência oclusal, ajuste da estrutura em boca. Outra opção é fazer escaneamento intra oral, usar articulador virtual e imprimir a estrutura com o sensor imerso para depois ajusta-la em boca. O protocolo de medição da força de mordida é muito complexo, de alto custo, Um escaneamento intra oral tem um custo de cento e cinquenta reais, mais a impressão de uma restauração o valor é de cerca de cento e noventa reais (www.compass3d.com), mais custo de sensor e fibra ótica seria um valor de pelo menos quinhentos reais para cada dente medido, mais o custo do laser, muito elevado para os parâmetros de referência do dispositivo aqui apresentado.

em relação aos valores de força de mordida e os filmes pressóricos não são vendidos no Brasil, segundo a Fuji Films: "Infelizmente hoje, este produto só é comercializado no Japão. Atualmente não temos isso no mercado brasileiro. Não temos os preços do produto aqui, porque para isso, precisamos de algumas licenças governamentais porque é um produto farmacêutico." Além da impossibilidade de compra no Brasil.

8.5. Patente

O gnatodinamômetro, desenvolvido nesta pesquisa teve seu pedido de patente devidamente protocolado no Instituto Nacional de Patente Industrial (INPI) sob número de protocolo: BR1020210236930 com data de depósito em 24.11.2021 sendo o titular a Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e tendo como inventores: Orlando Santiago Júnior (Aluno Programa de pós graduação em Engenharia Mecânica – PPGMEC UFMG), Rodrigo Gribel Lacerda (Prof. Dr. Departamento de Física - UFMG), Thiago Henrique Rodrigues da Cunha (Dr., Pesquisador, CTNano, UFMG), Marcus Vinicius Lucas Ferreira (Prof. Dr. Departamento de Odontologia Restauradora – UFMG), Rudolf Huebner (Prof. Dr. Programa de pós graduação em Engenharia Mecânica – PPGMEC UFMG).

Pesquisando nos sites USPTO, OPI, EPTO e INPI, nenhuma patente foi encontrada com a ideia de dar mais conforto ao indivíduo testado e mais precisão ao posicionamento da ponta de mordida pelo operador do que o dispositivo aqui apresentado.

No Quadro 1 abaixo podem ser vistas a atividade inventiva, a criatividade, e superioridade de manuseio, vantagens e desvantagens do gnatodinamômetro aqui descrito em relação aos similares patenteados

Quadro 1 – atividade inventiva de medidores de força de mordida. No quadro podem ser observadas as atividades inventivas dos medidores de força de mordida e as comparações com o dispositivo aqui apresentado.

Referência bibliográfica / Número e título do documento de patente	Comparação com a invenção proposta
<p data-bbox="240 577 660 696">Scanner of the chewing force CS201490 (B1) — 28/11/1980 EPO</p>	<p data-bbox="695 114 1369 1137"> ¹⁴³ No dispositivo patenteado a célula de carga pode ser um extensômetro ou qualquer sensor de tensão mecânica, que é colocado em um ponto enfraquecido recoberto por borracha que terá contato com a saliva e, pela borracha ser um material com certa porosidade dificulta o processo de desinfecção. O dispositivo aqui descrito tem como célula de carga um extensômetro fabricado com tinta de nano túbulo de carbono 4 e é colocado em um local do grampo 1 que não entra em contato com a saliva, facilitando a desinfecção do dispositivo. No dispositivo patenteado o braço que deforma possui espessuras diferentes que podem alterar o grau de deformação da parte deformável podendo gerar um ruído de medição. O dispositivo aqui descrito possui um braço com coeficiente de deformação constante 1 diminuído o risco de ruído. Quanto ao ponto onde o indivíduo irá morder, no dispositivo aqui descrito existem pontas de mordida intercambiáveis e pivotantes específicas para cada grupo de dentes que aumenta a precisão da medição 2. Facilita a desinfecção e ainda permite medição de arcada toda, enquanto no dispositivo patenteado só existe condição de medição de um dente. </p>
<p data-bbox="240 1384 632 1541">Piezoelectric polymeric film occlusal force indicator US4.488.873 18/12/1984 USPTO</p>	<p data-bbox="695 1144 1369 1762"> Filme com polímero metalizado com propriedade piezoelétricas recoberto por uma cera convencional deformável que provêm método de medição de força de mordida. As pontas de mordida intercambiáveis e pivotantes 2 melhoram a qualidade de obtenção dos dados de força de mordida por permitirem um melhor ajuste da colocação entre os dentes superiores e inferiores para cada indivíduo. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 permitem desinfecção e reutilização, enquanto o dispositivo objeto desta patente registrada permite somente uma utilização ou se o filme piezoelétrico for reutilizado o processo de troca do local de mordida é mais complexo e demorado que das pontas intercambiáveis e pivotantes 2. </p>

<p>Method and apparatus for mediating inter-jaw biting pressure US 4541803 17/09/1985 USPTO</p>	<p>Esta patente descreve um dispositivo que utiliza a força de mordida como auxiliar no assentamento de próteses fixas (coroas, pontes) não faz medição da força. O dispositivo objeto deste pedido de patente tem como função a medição da força de mordida feita pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida 2.</p>
<p>Chewing force measuring machine JPS61328 (A) — 06/01/1986 EPO</p>	<p>Dispositivo com célula de carga acoplado e uma haste que mede a força de mordida. Possui uma bola que é colocada entre os dentes superiores e inferiores e um visor da força de mordida. Para medição de força de mordida de incisivos está bem. Para dentes posteriores ou pode puxar muito a bochecha ou pode sofrer interferência de outro dente, as pontas de mordida 2 permitem uma medição mais precisa e confortável por causa das dimensões apropriadas para cada dente e da liberdade de posicionamento da ponta de mordida da maneira mais conveniente para cada indivíduo. A desinfecção do grampo 1 de das pontas de mordida 2 e do pino de fixação das ponta 3 está facilitada</p>
<p>Piezoelectric polymeric film discriminating bite force occlusal indicator US4592727 03/06/1986 USPTO</p>	<p>Dois filmes com propriedades piezoelétricas recobertos por cera convencional que provêm meios de medição de força de mordida deslizante exercida durante a análise oclusal, é um upgrade da patente US4.488.873 por detectar deslizamentos de toques oclusais, porém a comparação é a mesma. As pontas de mordida intercambiáveis e pivotantes 2 melhoram a qualidade de obtenção dos dados de força de mordida por permitirem um melhor ajuste da colocação entre os dentes superiores e inferiores para cada indivíduo. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 e o pino de fixação das pontas 3 permitem desinfecção e reutilização, enquanto o dispositivo objeto desta patente registrada permite somente um utilização ou se o filme piezoelétrico for reutilizado o processo de troca do local de mordida é mais complexo que das pontas intercambiáveis e pivotantes 2</p>
<p>Intraoral ambiente sensing device. US 4629424 16/12/1986 USPTO</p>	<p>Aparelho intraoral de Hawley onde podem ser acoplados vários sensores para medição térmica, química e de pressão. Através de sensores de pressão. As informações são transmitidas por sinais de rádio. O dispositivo mede pressão lingual não pressão oclusal ou</p>

	força de mordida por não ter elementos que fiquem entre as superfícies oclusais dos dentes superiores e inferiores como as pontas de mordida 2
<p>Element for bite pressure measurement JPH01107754 (A) — 25/04/1989 EPO</p>	<p>Medição através de folhas de medida de pressão inserida em resina sintética termoplástica. Microcapsulas de um agente de produção de cor são aplicadas na superfície de uma folha e as de agente desenvolvedor de cor em outra. A resina que envolve as folhas deve ser aquecida para amaciamento a 70 graus centígrados (o que demanda um ebulidor ou qualquer outro aparelho que aqueça água, um termômetro para conferência da temperatura) depois espera-se sua solidificação a temperatura ambiente aumentando tempo de coleta de dados . Processo mais complexo do que demanda o grampo 1, as pontas de mordida 2 que necessitam ser envolvidas com teflon para proteção do dente durante a coleta de dados, dificultando seu uso em larga escala.</p>
<p>Pressure and contact sensor system for measuring dental occlusion US4856993 USPTO</p>	<p>Sensor em forma de garfo de mordida composto por folhas com sensores de pressão. Mede somente a boca toda, não permitindo medição dente a dente, sendo que uma interferência oclusal em um dente (este dente toca mais forte) pode mascarar a pressão exercida por outro dente. O garfo que suporta as folhas com sensíveis a pressão, obrigatoriamente muda a posição da língua, caos contrário as medições na parte posterior do arco dentário ficam comprometidas, o que pode gerar um viés na medição da força de mordida. O grampo1, as pontas de mordida 2 permitem a medição sem interferência na língua e com mínima interferência na bochecha pelas dimensões e pelo pivô das pontas 2 permitirem um posicionamento ideal para medição de força de mordida</p>
<p>Dental force transducer WO1993018709 (A1) — 30/09/1993 WIPO</p>	<p>Medição por strain gauges com dispositivo colocado nas superfícies oclusais. A ponta de mordida tem em forma de “H” tem altura vertical de 15 a 17 mm que pode ferir o palato ou o osso alveolar por lingual inferior ou osso alveolar por vestibular superior ou inferior, principalmente na dentição decídua. As dimensões descritas do dispositivo podem causar viés de medição de dente a dente em dentes anteriore e dentição decídua, problemas resolvidos pelo</p>

	grampo 1 e pelas pontas de mordida intercambiáveis e pivotantes 2.
Occlusion diagnostic device by two-dimensional pressure monitor JPH05317342 (a) — 03/12/1993 EPO	Dispositivo para medição de força de mordida com sensores interoclusais colocados em uma placa construída para cada paciente que monitora a força de mordida, posição dos contatos oclusais e armazena os dados. Para acompanhamento longitudinal em crianças e adolescentes com trocas dentárias demanda fabricação de dispositivos de maneira periódica. De difícil transporte e uso em larga escala. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 e o sistema de decodificação 6 leitura de dados 7 permitem uso em qualquer arcada e são de fácil transporte, facilitando uso em larga escala
Inexpensive and easy to use mechanically operated bite force gauge US5381799 (A) — 17/01/1995 USPTO	Dispositivo em forma de alicate quando mordido afasta os braços do dispositivo e este deslocamento é medido e aferido a força através de uma escala colocada no dispositivo. O dispositivo é idealizado para medição da força de mordida em dentes anteriores. As pontas de mordida 2 permitem a medição em dentes anteriores e posteriores. O dispositivo quando colocado na boca abaixa e/ou retrai a língua, podendo gerar viés na medição da força de mordida. O grampo1, as pontas de mordida 2 permitem a medição sem interferência na língua e com mínima interferência na bochecha pelas dimensões e pelo pivô das pontas 2 permitirem um posicionamento ideal para medição de força de mordida. Pelos desenhos da patente a escala é pequena gerando uma imprecisão dos dados. O grampo1, as pontas de mordida 2 estão conectadas a um decodificador de sinais 6, por fio 5 e envia os dados a um display 7 para leitura da força de mordida resultando em maior precisão de obtenção de dados.
Occlusal force measuring apparatus JPH08215223 (A) — 27/08/1996 EPO	Medidor de força de mordida convexo na sua porção inferior. A célula de carga fica dentro da boca dificultando o processo de assepsia enquanto o extensômetro 4 fica fora da boca, sem contato com saliva. A ponta de mordida é redonda, tem tamanho único, é fixa e não permite medição de quadrante todo. As pontas de mordida 2 possuem dimensões adequadas para medição de cada dente e de quadrante todo, sendo pivotantes melhoram as condições de coleta de dados por não interferência em

	outros dentes ou dificuldade por ter que puxar em demasia a bochecha para inserção na boca.
Occlusal force-meter US5846211 08/12/1998 USPTO	Dispositivo em forma de pinça com sensor de pressão na ponta de mordida exigindo um case hermético com grande capacidade de deformação elástica (se trincar contamina a célula de carga). O extensômetro 4 não tem contato com a saliva eliminando risco de contaminação e perda da acurácia da célula de carga. Só tem uma ponta de mordida bem longa e larga podendo comprometer a medição em bocas de crianças ou mesmo em dentes posteriores de adultos. As pontas de mordida 2 permitem a medição sem interferência na língua e com mínima interferência na bochecha pelas dimensões e pelo pivô das pontas 2 permitirem um posicionamento ideal para medição de força de mordida
Method and apparatus for measuring tooth tightness US5752832 19/05/1998 USPTO	Dispositivo mede a rigidez de dentes. É inserido uma fita entre dois dentes contíguos e medido a pressão exercida sobre ela pelos dentes para detecção da firmeza de sua inserção no osso alveolar. Não mede pressão interoclusal como o grampo 1 e as pontas de mordida 2.
Oromotor dynamometer US6050961 18/04/2000 USPTO	Instrumento em forma de pinça com um sensor de mordida entre os braços da pinça que mede a força de mordida. O dispositivo necessita regulagem de acordo com a força de mordida exercida pelo indivíduo. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 não necessitam regulagem em decorrência de diferenças de força de mordida. O dispositivo mede muito bem força de mordida em dentes anteriores. Se for medir em dentes posteriores sua forma (tem um degrau na ponta de mordida inferior) dificulta o posicionamento entre os dentes posteriores. A ponta de mordida é muito larga podendo interferir com outros dentes quando a medida for feita em dentes de leite. As pontas de mordida 2 permitem a medição sem com mínima interferência pelas dimensões e pelo pivô das pontas 2 permitirem um posicionamento ideal para medição de força de mordida.
Occlusal pressure measuring instrument JP2001224608 (a) — 21/08/2001 EPO	Medição com garfo de mordida. O garfo tem tamanho único o que dificulta medição em bocas com diferentes profundidades e larguras, além de bocas de crianças. Mesmo se forem utilizados garfos com dimensões distintas eles deveriam ser experimentados em boca para conferência, o que geraria maior custo, se eles

	<p>forem descartáveis, ou mais processos de assepsia. O garfo 1 e as pontas 2 são devidamente escolhidos antes do teste dependendo do dente ou quadrante a ser medido, bem mais simples e eficiente melhorando sua condição de uso em larga escala</p>
<p>Orofacial myographic measurement probe. US6190335 (B1) – 20/02/2001 USPTO</p>	<p>Medição é feita por alteração de pressão fluídica. Possui somente um tamanho de local de mordida. As pontas de mordida 2 de tamanho apropriado a cada região da boca e seu pivô permitem uma medição com maior acuidade. Os dados vêm em psi, quase toda a literatura gera dados em Newtons ou quilogramas. Há que fazer a conversão para verificação de normalidade ou não da força de mordida, apesar de acessível na internet é mais um passo.</p>
<p>Occlusal force measuring apparatus US6579249 – 17/06/2003 USPTO</p>	<p>Mede a força de mordida do indivíduo através do cálculo da saturação de oxigênio dos músculos da mastigação e utiliza um banco de dados para identificação da força de mordida. Necessita de um computador, um emissor de luz e um captador além de um medidor de saturação de oxigênio. Não permite a medição da força aplicada pelos dentes, Mede a força exercida pelo músculo. Caso seja necessário o conhecimento da pressão sobre os dentes, como é feito pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida 2 este dispositivo não fornece o dado</p>
<p>Dynamic occlusion measuring method JP2004121283 (A) — 22/04/2004 EPO</p>	<p>Garfo de mordida acoplado em um arco facial. O dispositivo calcula o local do centro de gravidade da pressão oclusal e a distribuição da superfície de pressão (reivindicação 1)</p>
<p>A measurement set for determination of occlusion- chewing force, and chewing pressure in the human mouth useful in dental technology and giving data on these variables under natural conditions DE10317245 (B3) — 23/09/2004 EPO</p>	<p>Dispositivo em forma de garfo de mordida com medição através de filmes sensíveis a pressão. Necessita de um escâner óptico para leitura do filme. Para transporte do dispositivo correto isto gera alguma dificuldade para transporte. Caso não se leve o escâner óptico, os filmes sensíveis a requerem bastante cuidado para transporte para não tocarem em nada, nem receber nenhum tipo de pressão para não mascarar a coleta de dados. Os resultados podem ser lidos diretamente no display 7, bem mais simples e eficiente melhorando sua condição de uso em larga escala e de transporte para uso na saúde pública</p>

<p>Dental system for measuring and adjusting occlusal load JP2005279094 (A) - 13/10/2005 EPO</p>	<p>Garfo de mordida com filme sensível a pressão. O dispositivo foi idealizado para estudo e ajuste da oclusão (reivindicação 1) determinando a área de contato oclusal, a média do pico da pressão oclusal. Não determinando força máxima de mordida.</p>
<p>Mastication monitoring device. US 6893406B – 17/05/2005</p>	<p>Aprimoramento da patente US6579249. Mede a força de mordida do indivíduo através do cálculo da saturação de oxigênio dos músculos da mastigação e utiliza um banco de dados para identificação da força de mordida. Necessita de um computador, um emissor de luz e um captador além de um medidor de saturação de oxigênio. Não permite a medição da força aplicada pelos dentes, Mede a força exercida pelo músculo. Caso seja necessário o conhecimento da pressão sobre os dentes, como é feito pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida 2, este dispositivo não fornece o dado</p>
<p>Force measuring method for use in e.g. dental medicine, involves automatically detecting distance change of transducer compared to receiver by camera of image processing system, and determining force based on preset parameter and change DE102005029002 (A1) — 28/12/2006 EPO</p>	<p>Método de medição óptico que mede a variação da distância que é detectada por meio de um sistema de processamento óptico ou por uma câmera (reivindicação 1 e 2). Idealizado para medir a direção e a força aplicadas no tecido do paciente e aplicadas em um instrumento pelo operador. Não detecta força de mordida.</p>
<p>Force measuring transducer US7121148 17/10/2006</p>	<p>Medidor de força de mordida dente a dente. O dispositivo tem uma ponta de mordida com somente um tamanho que é adequado para medição de força de mordida para molares permanentes, as pontas de mordida 2 permitem mais precisão de medição em dentes de decíduos, dentes permanentes anteriores (incisivos e caninos) e pré molares. Não permite medição de quadrante inteiro como as pontas de mordida 2. A célula de carga fica dentro da boca gerando risco de contaminação e viés de medição, enquanto o extensômetro 4 fica fora da boca eliminando este risco</p>
<p>Bite force gauge, US20080281233 (A1) — 13/11/2008 USPTO</p>	<p>Célula de carga com haste para empunhadura para medição de força de mordida dente a dente. As pontas intercambiáveis e pivotantes 2 permitem uma medição mais precisa e um</p>

	<p>melhor posicionamento da ponta de mordida minimizando viés de coleta de dados, seja por interferência em outros dentes, seja pela necessidade de estirar muito a bochecha dependendo do local de medição, o que pode alterar a força de mordida.</p>
<p>Force measuring transducer US7401526 22/07/2008 USPTO</p>	<p>Aprimoramento da patente US 7121148. Medidor de força de mordida dente a dente. O dispositivo tem uma ponta de mordida com somente um tamanho que é adequado para medição de força de mordida para molares permanentes, as pontas de mordida 2. permitem mais precisão de medição me dentes de decíduos, dentes permanentes anteriores (incisivos e caninos) e pré molares. Não permite medição de quadrante inteiro como as pontas de mordida 2. A célula de carga fica dentro da boca gerando risco de contaminação e viés de medição, enquanto o extensômetro 4 fica fora da boca eliminando este risco</p>
<p>Device for indirectly measuring occlusal forces US20100036286 11/02/2010 USPTO</p>	<p>Placa miorrelaxante com sensores de pressão colocados na face vestibular de uma placa (splint) oclusal. O paciente deverá ser moldado, feito modelos de gesso para construção da placa feito o ajuste da placa na boca para que os dois flancos opostos fiquem perpendiculares as superfícies oclusais (reivindicação 1). O procedimento para medição da força de mordida com o grampo 1 e as pontas 2 é bem menos complicado. O ajuste da placana boca toma cerca de 45 minutos a uma hora, em média.</p>
<p>Carrier for thin-film force for measuring masticatory forces . Wo 20100222707. 02/09/2010. WIPO</p>	<p>Suporte para filme sensível a pressão para medição de força de mordida em forma de um com um parafuso central que permite ajuste para dimensão transversal da boca, porém não existe reivindicação para medição da força de mordida somente para encaixe do filme.</p>
<p>Device and method for bite force measurement of tooth KR20110067682 (A) — 22/06/2011EPO</p>	<p>Strain gauge colado ao dente que se quer medir a força de mordida. Necessita de um consultório odontológico com todos os periféricos (compressor de ar, seringas, sugador de saliva, resinas fotopolimerizáveis, fotopolimerizador de resina, etc). O grampo 1, com extensômetro 4, as pontas de mordida 2 com o decodificador 6 e o display 7 permitem acesso a informação da força de mordida onde não tenha um consultório, o que contribui muito para seu uso em saúde pública e permite que o agente de saúde levante problemas bucais e</p>

	encaminhe o paciente ao posto de saúde com consultório odontológico mais próximo. Além do que o dispositivo objeto desta solicitação de patente permite coleta de dados para pesquisa em locais onde não exista consultório odontológico.
Dental diagnosis system and dental care system. AU2011200784 (A1) — 22/09/2011 EPO	Sistema de diagnóstico dental que conjuga informações tomográficas, eletromiográficas, de analisador de movimentos mandibulares e de força de mordida. Eles relatam que pode ser qualquer dispositivo que meça força de mordida. A patente é do sistema de integração de informações.
Dental abutment with a force transducer interfacing with a nerve. MX2011009674 (A) — 20/01/2012 EPO	Dispositivo idealizado para colocação em implantes odontológicos que capta força de mordida e como faz interface com terminações nervosas, envia informação ao SNC. Não permite uso em dentes naturais. Ao contrário do grampo 1, com extensômetro 4, as pontas de mordida 2 com o decodificador 6 e o display 7 que medem força em dentes naturais e implantes
Device for determining patient-specific chewing forces WO2012037923 (A2) — 29/03/2012 WIPO	Medição feita dente a dente com uma ponta de mordida descartável conectada a um braço que envia informações por alteração de pressão de gás a um sensor no braço. A ponta de mordida em tamanho único (dificulta uso em bocas com dentic'ão decídua) e não pivota (dificulta/compromete dados coletados por interferência em dentes vizinhos ou bochecha) o que , o grampo 1 e as pontas de mordida 2 pivotam eliminando este ultimo problema e as pontas de mordida 2 possuem vários tamanhos eliminando risco de interferência com dentes vizinhos
Occlusal pressure measurement means and occlusal pressure measurement device JP2012065941 (A) — 05/04/2012 EPO	Dispositivo em forma moldeira composta por várias lâminas onde uma delas é sensível a pressão. Pode tomar a forma da oclusal dos dentes superiores ou inferiores oque demanda moldagem e vazamento de gesso ou escaneamento intra oral e impressão 3d de modelo para confecção do dispositivo que deve ser ajustado em boca para impedir que interferências oclusais gerem um viés na coleta de dados. Caso seja colocado em forma de goteira na boca com a parte laminada sem copiar a anatomia oclusal pode causar uma interferência na parte posterior da goteira que a

	<p>desloque, impedindo uma correta medição. O dispositivo objeto desta solicitação de patente permite medição da força de mordida sem interferências oclusais e com menos etapas de protocolo de medição o que contribui muito para seu uso em saúde pública e permite que o agente de saúde levante problemas bucais e encaminhe o paciente ao posto de saúde com consultório odontológico mais próximo. Além do que o dispositivo objeto desta solicitação de patente permite coleta de dados para pesquisa em locais onde não exista consultório odontológico.</p>
<p>Method for creating a color scale for determination of chewing force KR20120090071 (A) — 16/08/2012 EPO</p>	<p>O objeto de patente é a criação de uma escala de cor que permite a determinação da força de mastigação utilizando um chiclete que altera a cor durante a mastigação. Força de mastigação difere da força de mordida, portanto o dispositivo não mede força de mordida. E este método exclui pessoas daltônicas, o display 7, permite a leitura por qualquer pessoa com visão.</p>
<p>Apparatus for measuring dental occlusion. US8337202B2 – 25/12/2012</p>	<p>O dispositivo monitora o movimento mandibular através de sensores colocados na mandíbula e maxilar, não mede força de mordida.</p>
<p>Measuring device for bite force Kr20130008835 – 23/01/2013 EPO</p>	<p>Dispositivo com tamanho único que no próprio desenho da patente tem contato com 3 dentes dificultando a medição dente a dente. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 medem força dente a dente sem interferência. A célula de carga é envolta por silicone e fica dentro da boca comprometendo processo de assepsia ou a tornando descartável. O extensômetro 4 fica fora da boca sem risco de contaminação por saliva</p>
<p>Occlusal pressure measuring device and occlusal force measuring system JP2013048680 (A) — 14/03/2013 EPO/ US20130052609 28/02/2013 USPTO</p>	<p>Dispositivo em forma de garfo de mordida, composto por várias camadas. Sendo uma delas com sensores de pressão. Dispositivo possui um garfo de mordida de tamanho único que não adapta a boca de crianças ao contrário do grampo 1 e das pontas de mordida 2 dimensionadas para tal e sendo pivotantes facilitam o posicionamento dentro da boca sem risco de viés.</p>
<p>Auxiliary System for dental diagnosis and restoration</p>	<p>Um scanner tridimensional acoplado a um instrumento de medição de medida em forma de garfo de mordida acoplados a um computador. Demanda a obtenção de modelo por uma moldagem e vazamento de gesso e</p>

<p>CN103226658 (A) — 31/07/2013 EPO</p>	<p>escaneamento do modelo ou escaneamento intra oral e envio dos dados ao computador, o que o complica seu transporte para uso em saúde pública. Além disto demanda uma quantidade maior de etapas de protocolo de obtenção de dados que o grampo 1 e as pontas de mordida 2.</p>
<p>Sensor for measuring occlusal force CN103565447 (A) — 12/02/2014 EPO</p>	<p>Sensor em forma de pinça que capta a força por células de carga. A ponta de mordida do sensor, por não ser pivotante com as pontas de mordida 2, pode gerar um viés da medição dorça de dentes posteriores, ou por interferir com outros dentes ou por ter que puxar demasiadamente a bochecha para colocação da ponta de mordida no local desejado. Como possui somente um tamanho, ao contrário das pontas de mordida 2 aqui descritas, podem interferir com outros dentes, principalmente em dentição decídua.</p>
<p>Bite Force Measurement System WIPO KR 20140038885 (A) . 31/03/2014. EPO</p>	<p>É célula de carga colocada em um garfo de mordida e recoberta com silicona pesada ligado a um eletromiógrafo. O Garfo pode oferecer dificuldade de inserção em bocas de crianças, processo bem mais eficiente com grampo 1 e pelas pontas de mordida 2. A célula de carga é colocada dentro da boca para coleta de dados e está recoberta por uma silicona pesada ou resina, o que não permite um processo de assepsia ideal, mesmo envolta em filme plástico. Ou será usado um conjunto de garfo de mordida, célula de carga, silicona/resina para cada indivíduo testado, ou remove-se a silicona/resina para assepsia do garfo e da célula de carga, o que pode danificar a célula de carga. O garfo 1, com o extensômetro 4 fora da boca e as pontas de mordida 2 permitem um processo de assepsia bem mais simples e eficiente melhorando sua condição de uso em larga escala para uso na saúde pública</p>
<p>Load device and method for measuring stress of in vitro tooth CN104237013 (A) —24/12/2014 EPO</p>	<p>Medição in vitro. Somente mede a força de mordida em dentes fora da boca, já extraídos. Muito útil em investigações com simulações pré clínicas mas não mede a força de mordida em indivíduos</p>
<p>Functional Malocclusion Diagnostic System. KR20150034873. WIPO. 06/04/2015</p>	<p>Os inventores utilizam o mesmo processo de medição da patente WIPO KR 20140038885 (A) associado a cinemática dos movimentos mandibulares e a eletromiografia. Esta patente é do sistema de integração de dados</p>

<p>Bite Force Measuring Instrument. CN204379289. WIPO 10/06/2015.</p>	<p>Medidor utilizado na patente CN105030259 que patenteia o método. Medidor em forma de grampo conectado a um computador. Como tem somente um tamanho de ponta de mordida ele pode interferir com dentes vizinhos, principalmente na região posterior e na dentição decídua, ao contrário das pontas 2 que são intercambiáveis e pivotantes, aumentando a eficiência da coleta de dados. Na reivindicação 2 a célula de carga é colocada na parte interna do grampo o que pode ocasionar contaminação da célula de carga pela saliva quando da medição da força de mordida em dentes posteriores e dificuldade de assepsia, o extensômetro 4 não tem contato com saliva. Além da necessidade do computador dificultar a transporte do dispositivo em programas de saúde pública.</p>
<p>Bite force measurement method based on computer aid CN105030259B 11/11/2015 EPO</p>	<p>Medidor em forma de grampo conectado a um computador. Como tem somente um tamanho de ponta de mordida ele pode interferir com dentes vizinhos, principalmente na região posterior e na dentição decídua, ao contrário das pontas 2 que são intercambiáveis e pivotantes, aumentando a eficiência da coleta de dados. Na reivindicação 2 a célula de carga é colocada na parte interna do grampo o que pode ocasionar contaminação da célula de carga pela saliva quando da medição da força de mordida em dentes posteriores e dificuldade de assepsia, o extensômetro 4 não tem contato com saliva. Além da necessidade do computador dificultar a transporte do dispositivo em programas de saúde pública.</p>
<p>Comprehensive tooth measuring instrument CN105012039 (A) — 04/11/2015 EPO</p>	<p>Dispositivo que mede a força de mordida para variação elétrica de placas sensíveis a pressão. Os sensores ficam dentro da boca na coleta de dados e o dispositivo é composto por capas descartáveis o que pode comprometer a isolamento e permitir a contaminação das células de carga por saliva, o extensômetro 4 fica fora da boca na coleta de dados eliminando esta condição. O dispositivo tem somente uma dimensão da ponta de mordida o que pode causar viés na coleta de dados por interferência em dentes adjacentes, especialmente na dentição decídua, problema eliminados pelas pontas de mordida 2 intercambiáveis e pivotantes.</p>

<p>Mouth guard for detecting and monitoring bite pressures US8961437 24/02/2015 USPTO</p>	<p>Sistema para monitorar apertamento dentário ou bruxismo noturno em forma de protetor bucal. Dispositivo em forma de ferradura com duas ou mais camadas de fluidos contendo células de carga que o paciente utiliza para dormir para monitoramento de bruxismo e é de uso constante. O dispositivo faz um perfil com a média da força aplicada em determinado tempo (reivindicação 18), o grampo1, as pontas de mordida 2 medem a força máxima de mordida. Para acompanhamento de apertamento dental o dispositivo é de muita utilidade, para medição de força máxima de mordida para averiguação das condições morfofuncionais da boca ele não tem utilidade e não mede pressão dente a dente como o grampo 1 e as pontas de mordida 2 nem força máxima de mordida. Demanda um processo de confecção de protetor bucal nada eficiente para medições periódicas da força de mordida. O procedimento para medição da força de mordida com o grampo 1 e as pontas 2 é bem mais simples e eficiente permitindo seu uso em larga escala.</p>
<p>Occlusion Measurement Device and Method for Detecting Occlusal Force. US2016/0338812 (A1). USPTO</p>	<p>Utiliza folha sensível a pressão que utiliza um filme piezoelétrico,(com microeletrodos) colocado em um garfo de mordida e um scanner que determina o ponto de aplicação da força. É um dispositivo de difícil transporte pelo tamanho e por ser muito sensível, ao contrário do grampo 1 e das pontas de mordida 2 que são de fácil transporte permitindo seu uso em larga escala. Demanda uma fonte de energia que pode ser uma tomada ou uma bateria com carga para suportar o nódulo com voltagem constante (reivindicação 1) e um processador para o processo de integração dos potenciais relativos obtidos pelos detectores relativos (reivindicação 2) aumento muito o peso do material para transporte.</p>
<p>Novel Gel Film Capacitive Sensor for Measuring Full-Mouth Tooth Occlusal Force and Method Thereof. CN 105496430 (A) EPO</p>	<p>O sensor tem forma de garfo de mordida, é composto por várias camadas de gel iônico que enviam as alterações elétricas durante a mordida por um circuito em paralelo. Tem como finalidade principal diagnosticar se os contatos dentários durante a oclusão estão uniformes em toda a boca. Como mede através de um garfo de mordida, ou teria que ser feito um específico para dentição decídua e outro para dentição mista ou podem ocorrer vieses de coleta de dado por dificuldade de adaptação do</p>

	<p>garfo de mordida na boca. Bocas mais estreitas ou mais largas também podem dificultar a coleta de dados. A medição da força de mordida total é feita pela soma dos dados coletados. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 foram desenhados para não trazer nenhuma interferência durante a coleta de dados para qualquer tamanho de boca</p>
<p>Sensor for an oral appliance. US2016/0242692, 25/08/2016 USPTO</p>	<p>Aparelho em forma de placa miorreaxante com os sensores inseridos na placa nas superfícies oclusais. Demanda moldagem e obtenção de modelos de gesso para confecção da placa individualizada e um complexo sistema de posicionamento das células de carga ou do filme com sensor piezoelétrico nada eficiente para medições periódicas da força de mordida. O procedimento para medição da força de mordida com o grampo 1 e as pontas 2 é bem mais simples e eficiente melhorando sua condição de uso em larga escala.</p>
<p>Eletronic Occlusion Ergograph and Thin Film type Sensor Measuring Head Preparing Method Thereof. CN107348965A. WIPO.</p>	<p>Dispositivo em forma de garfo com um filme tipo sensor acoplado. O garfo pode trazer viés de coleta de dados dependendo das dimensões da boca e, principalmente em bocas com dentição decídua por problemas de inserção e adaptação que não ocorre com o grampo 1 as pontas de mordida 2. Como o sistema demanda um computador, dificulta um pouco o transporte do dispositivo, que é mais fácil de ser feito pelo dispositivo objeto desta solicitação de patente.</p>
<p>Method for Determining the Individual Bite Force of a Patient. WO/2017/093128 WIPO Também publicado como DE102015120744 EP3383272 US20180368750</p>	<p>O dispositivo mede a força de mordida através de uma peça deformável colocada entre as arcadas e a força de mordida é determinada pelo exame da deformação da peça. A peça é conformada individualmente para cada paciente com material de prototipagem rápida. A deformação é prevista é feita por método de elementos finitos e comparada com a deformação sofrida. São muitas etapas de coleta de dados que demandam procedimentos feitos em ambiente de consultório odontológico, necessidade de um programa que faça a análise computacional de deformações o que complica seu uso em larga escala e pesquisas realizadas com coletas de dados em locais sem consultório odontológico. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 são um método menos complexo e resolvem as limitações existentes.</p>

<p>Measuring Device for bite force. KR101712788(B1). 06/03/2017 EPO</p>	<p>Dispositivo desenvolvido para captação de força de mordida em implantes através de um parafuso de suporte (implantado no osso) com um acoplamento em espiral a uma placa de mordida medindo a força de mordida pela variação vertical da placa. Só permite medição de força em implantes, não mede força em dentes naturais como o grampo 1, as pontas de mordida 2 e o extensômetro 4.</p>
<p>Multi-direcional Biting Force Measurement Device Based on Force Sensor. CN107260188. WIPO</p>	<p>A invenção é um sensor multidirecional com uma casca desmontável e uma pluralidade de grupos de medição posicionados na casca. Os sensores ficam dentro da boca e como as reivindicações não citam hermetismo de fechamento, pode haver contaminação dos mesmo por saliva e dificuldade de assepsia do dispositivo. A casca é fixada em uma haste não pivotante que pode comprometer coleta de dados, problema solucionado pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida 2. O tamanho da casca é único o que pode causar interferência da medição dente a dente em bocas com dentição decídua, problema solucionado pelas pontas intercambiáveis com diferentes dimensões 2</p>
<p>Occlusal Force Detection Device and Occlusal Force Detection Method Thereof. CN106974665. EPO</p>	<p>A força de mordida é detectada pela alteração da pressão de gás contido em um bolsa pneumática de borracha. Ideal para desdentados por adaptar bem ao rolete gengival ("is particularly suitable for an old person with tooth loss"). De acordo com o resumo ele mede vários dentes ou dentes e gengiva ao mesmo tempo, dificultando a medição dente a dente causando viés na coleta e dados, o que não ocorre com o grampo 1 e as pontas de mordida 2. Por ser muito volumoso dificulta medição em dentição decídua, problem solucionado pelo grampo 1 e as pontas de mordida 2</p>
<p>Jaw Function Measurement apparatus. US2017/0100069A1 USPTO.</p>	<p>O dispositivo para mensuração da mastigação é composto por plástico não tóxico mastigável com duas espessuras distintas (uma menor que 12 mm e outra maior que 12 mm) em cada uma delas está inserido pelo menos um sensor de carga. Os dados podem ser transmitidos por conexão a cabo ou wireless. O dispositivo foi idealizado para mensurar mastigação e não força de mordida. Ele não mede a força de mordida dente a dente por que deve ter pelo menos um toque em cada uma das sessões</p>

	com espessuras distintas ao contrário do grampo 1 e das pontas de mordida 2.
Single-tooth Occlusal Force Measurement Device Based on Thin Film Pressure Sensor. CN109009177 WIPO	Sistema de medição de mordida dente-a-dente. Ele consiste de duas porções, uma superior e outra inferior e um filme pressórico sensível fino. A porção superior abraça a inferior e o filme pressórico sensível é colocado entre as duas sob um cone truncado circular. Um botão móvel na parte superior fica em contato com o dente superior e um botão inferior fica em contato com o dente inferior. Como o o compartimento inferior possui uma abertura para colocação do filme sensível a pressão (reivindicação 2), o processo de assepsia fica comprometido e o filme pode ser alterado pela saliva que possa vir a entrar no dispositivo, o que não acontece com o grampo 1 e as pontas de mordida 2 e o extensômetro 4. A ponta de mordida é de tamo único e não pivotante podendo interferir na coleta de dados, problema resolvido pelas pontas de mordida pivotantes e intercambiáveis 2
Wearable apparatus attaching on tooth and sensing device fixing at a tooth US2018/0085059A1 USPTO	Um dispositivo fixado no dente com um sensor embutido que permite a leitura biométrica da força de mastigação. Exige um processo individual de colagem do dispositivo no dente que pode ser direto ou indireto, ambos dificultando o uso em larga escala. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 podem ser utilizados em qualquer indivíduo sem demandar a necessidade de um equipo odontológico, um compressor de ar, um fotopolimerizador e todo o material de colagem com resina fotopolimerizável no dente. Para alterar o dente de medição outro dispositivo deve ser colado no novo dente a ser medido, não foi idealizado para medição de quadrante, ao contrário do grampo 1 e das pontas intercambiáveis que permitem a troca do local de medição trocando somente as pontas 2 que leva alguns segundos e das pontas 2 para medição de quadrante todo que também levam segundos para serem trocadas otimizando a coleta de dados
Device for measuring bite force Wo10191944770000 19/11/2018 WIPO	Dispositivo em forma de garfo de mordida com folhas sensíveis a pressão. A moldura com tamanho único que pode gerar interferências de acordo com dimensões da boca, principalmente me dentição decídua, problema resolvido pelo grampo 1 e as pontas de mordida 2.

<p>Device and method for bite force measurement of tooth. KR101979201. 17/05/2019 EPO</p>	<p>Dispositivo de medição de força de mordida em forma de garfo. O garfo tem dimensão única o que pode comprometer a coleta de dados dependendo das dimensões da boca, principalmente bocas com dentição decídua, problema solucionado pelo grampo 1 e as pontas de mordida intercambiáveis 2.</p>
<p>Instrumento para registro de força de mordida BR202017020186-0 U2 INPI</p>	<p>Constituído por duas placas de acetato em forma de parábola com sensores de pressão entra elas. Dependendo da morfologia do arco dentário algum dente pode interferir com a placa fora da posição ideal da força de mordida e causar um vetor alterado de força que mascara os dados colhidos da força de mordida. Não permite que seja analisada diferença de força de mordida entre os dois lados da boca. Material (acetato) de difícil assepsia, praticamente requerendo um dispositivo por indivíduo testado. O grampo grampo 1 as pontas intercambiáveis e pivotantes 2 permitem uma medição mais precisa tanto quanto a força tanto quanto a região onde ela é aplicada</p>
<p>Bite force sensor assembly and a method of diagnosing bruxism Wo2019034345A1 14/11/2019 WIPO</p>	<p>Sensor de força planar colocado entre duas placas de plástico rígido internamente e resiliente externamente. Idealizado para medição de força em molares. A ponta de mordida tem tamanho único e pelo figura 4 compromete medição de força de mordida em dentição decídua por interferir com outros dentes e pode interferir na medição de força em molares por não ser pivotante e gerar ou interferência em outros dentes ou ter que puxar demasiadamente a bochecha para inserção da ponta de mordida. Problema solucionado pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida 2 intercambiáveis (coloca-se a ponta mais conveniente para as dimensões do dente medido) e pivotantes</p>
<p>Computerized sensor system and mouthguard device Wo20190365311 05/12/2019 WIPO</p>	<p>Sensor de pressão colocado em placa miorrelaxante que emite sinal toda vez que existe apertamento para um celular. Não reivindica medição de força de mordida, somente registro do comportamento da boca em pacientes com bruxismo ou apertamento dental. É individualizado (reivindicação 9) o que é um complicador para uso em saúde pública pois necessita consultório para moldagem, vazamento de gesso ou escaneamento intra oral.</p>

<p>Smart diagnostic mouth guard system US10517525B2 31/12/2019 USPTO</p>	<p>Dispositivo em forma de protetor bucal que mede a força de mordida e transmite os dados via rádio. Permite medição dente a dente quando necessário, porém o protetor bucal deveria ser feito de maneira individualizada para maior eficiência e menor risco de viés na coleta dados que demanda moldagem ou escaneamento intraoral, confecção de modelos de gesso ou de polímero para confecção do protetor bucal individualizado ou se for usado protetor de tamanho único não adaptará a bocas infantis, ao contrário do grampo 1 e das pontas de mordida 2 que permitem coleta de dados em bocas de qualquer idade, tamanho e conformação óssea.</p>
<p>Apparatus and method to measure dental bite force. KR102062350B1 03/01/2020 EPO</p>	<p>Aparelho consiste de um uma peça com um sensor de carga na ponta. Possui somente uma ponta de mordida que dificulta o uso em bocas com dentição decídua e mesmo em dentes posteriores de bocas adultos onde existe o risco de viés na coleta de dados por interferência com outros dentes ou puxando muito a bochecha, problema resolvido pelo grampo 1 e pelas pontas de mordida intercambiáveis e pivotantes 2.</p>
<p>force measurement system for masticatory muscles Wo202011001310 17/01/2020 wipo</p>	<p>Dispositivo de medição de força em C que permite ajuste a dimensão transversal e ântero posterior do arco dentário. com duas células de carga uma de cada lado móveis que permite medição em qualquer dente. O tamanho das células de mordida é único o que compromete a medição em dentes de leite, problema solucionado pelas pontas de mordida intercambiáveis 2</p>
<p>Capacitive sensor array for dental occlusion monitoring. US10595975A1 – 24/03/2020 USPTO</p>	<p>É composto por um garfo de mordida com sensores capacitivos incorporados dentro de um substrato macio reversivelmente deformável quando mordido, além de uma unidade micro-controladora. A célula de carga (filme piezoelétrico) fica dentro da boca podendo dificultar assepsia enquanto o extensômetro 4 fica fora da boca. O dispositivo por ter tamanho único o que pode comprometer a medição em alguns indivíduos (principalmente crianças) pela pouca adaptação do dispositivo na boca, ou pode ser feito individualmente necessitando uma moldagem, obtenção ode modelos de gesso e fabricação do dispositivo. O grampo 1, as pontas de mordida 2 permitem uma medição</p>

	bem mais simples e eficiente melhorando sua condição de uso em larga escala.
Capacitive sensor array of dental occlusion monitoring. US10595975 – 24/3/2020	Não faz medição dente a dente como o grampo 1 e as pontas de mordida 2 fazem, além ele é em forma de moldeira e possui tamanho único que pode gerar um viés uma vez que a largura e profundidade do arco dentário variam na normalidade e mais ainda diante de maloclusões. Os sensores ficam dentro da boca, ao contrario do extensômetro 4, o que pode contaminar com saliva e alterar a medição e complicar a assepsia do dispositivo.
Bite force detection device. Wo210354712. Wipo 21/04/2020	Sensor composto por um tubo com um sensor de carga idealizado para medição de mordida canina (cães policiais). Tem de 9 a 12 cm de comprimento, se for usado em humanos, provavelmente haverá muita interferência na coleta de dados
bite force measuring system and mouthpiece Wo2019000081 06/05/2020 WIPO. Também publicado como CA3072135, EP3644898, US20200155067	Medidor em forma de garfo que possui uma cavidade compressível cheia de fluido. O garfo por ter tamanho único pode ter problemas de adaptação dependendo das dimensões da boca, principalmente em dentição decídua. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 resolvem o problema
Tooth bite force measuring device and oral wearing device Wo 111407451. Wipo 14/07/2020	Dispositivo em forma de protetor bucal com um sensor de pressão que tem parâmetros elétricos que mudam com pressão. O dispositivo pelas reivindicações tem tamanho único que pode comprometer a coleta de dados dependendo das dimensões da boca, principalmente bocas com dentição decídua. O grampo 1 e as pontas de mordida 2 são idealizados para medição de força de mordida em qualquer tamanho de boca sem interferências.

9 - CONCLUSÃO

- O gnatodinamômetro desenvolvido é de baixo custo, compacto, leve, fácil de transportar e mostrou-se preciso em testes de bancada.
- Ensaios clínicos são necessários para sua validação clínica.

- As pontas pivotantes mostraram aumento de conforto para o indivíduo testado e precisão de posicionamento do gnatodinamômetro na região posterior da boca pelo operador.
- Não houve diferença de conforto para o indivíduo testado e de precisão para o operador nos testes na região de incisivos com a ponta no longo eixo do gnatodinamômetro e em 90°.
- Ensaios clínicos são necessários para verificar a eficácia do manuseio do gnatodinamômetro pelo examinador e o conforto da mordida para o indivíduo que está sendo testado comparado com outros dispositivos de medição de força de mordida.

REFERÊNCIAS

ABE I.; MILCZEWSKI M.S.; SOUZA M.A.. The force magnitude of a human bite measured at the molar intercuspitation using fiber Bragg gratings *Journal of Microwaves, Optoelectronics and Electromagnetic Applications* vol. 16, no. 2, 434-444, 2017.

ABREU R.A.M. et al. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion *Archives of Oral Biology*. Vol. 59, 105-107, 2014

AHLGREN J.. Mechanism of Mastication. *Acta Odont. Scand*. Vol. 24, Suppl 44, 1-109, 1966.

AHLGREN J.; OWALL B.. Muscular Activity and Chewing Force: A Polygraphic Study of Human Mandibular Movements. *Archs Oral Biol*. Vol. 15, 271-280, 1970.

AISHWARYA N. et al Comparisson of bite force and the influencing factors pre and post-cementation of Stainless Stell crowns in children using T-Scan. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. Vol. 14, no. 1, 46-50, 2021.

AL QASSAR S.S.S. et al. The anterior component of occlusal force revisited: direct measurement and theoretical considerations. *European Journal of Orthodontics*.190–196. 2016.

ALMOTAIRY N. et al. Development of the jaw sensorimotor control and chewing - a systematic Review. *Physiology & Behavior*, vol. 194, 456-465, 2018.

ALSHARIF H.N.H. et al. Periodontal clinical parameters as a predictor of bite force: a cross-sectional study. *Biomed Research International*, vol. 2021, article ID 5582946, 2021.

ANDERSEN M.K; SONNENSEN L. Risk factors for low molar bite force in adult orthodontic patients *European Journal of Orthodontics*, vol. 35, 421–426, 2013.

ARWA I. *et al.* Maximum occlusal bite force for children in different dentition Stages. *European Journal of Orthodontics*, vol 35, 427–433, 2013

ASSERY M.K. *et al.* Bite force and occlusal patterns in the mixed dentition in children with down syndrome. *Journal of Prosthodontics*, vol. 29, 472–478, 2020. doi: 10.1111/jopr.13186

BAKKE M. et al. Ultrasound image of human masseter muscle related to bite force, electromyography, facial morphology, and occlusal factors. *Scand. J. Dent. Res.*, vol100, 164-71, 1992

BAKKE M. Bite force and occlusion. *Seminars in Orthodontics*, vol 12, no 5, 120-6, 2006

BANDO E. et al. Continuous observations of mandibular positions by telemetry *J. Prosthet. Dent.*, vol. 28, no. 5, 485-490, 1972.

BELL W.E. *Dores Orofaciais. Classificação, Diagnóstico, Tratamento.* 3a Ed. Rio de Janeiro. Quintessence Books. 1990.

BERKOWITZ S Stereophotogrammetric analysis of casts of normal and abnormal palates. *American Journal of Orthodontics*, Vol. 60, no. 1, 1-18, 1971.

BETTIOL N.B. *et al.* Intervertebral disc degeneration: functional analysis of bite force and masseter and temporal muscles thickness. *Prague Medical Report*, Vol. 123 No. 2, 101–112, 2022. Doi.org/10.14712/23362936.2022.11

BLACK G.V. An Investigation of the Physical Characters of the Human Teeth In Relation to their Diseases, and to Practical Dental Operations Together With the Physical Characters of Filling Materials. *The Dental Cosmos*, vol. XXXVII, no 5, 469- 484, 1895.

BLACKWOOD D.J. Analysis of motion and EMG during mastication in subcondylar fracture patients. [Masters thesis.] Arlington: The University of Texas at Arlington, 1991

BOLT K.J.; ORCHARDSON R. Relationship Between Mouth-Opening Force and Facial Skeletal Dimensions in Human Females *Archs oral Biol.*, vol. 31, no. 12, 789-793, 1986.

BORDIGNON N.A.F. et al Impact of chronic allergic rhinitis on bite force and electromyographic activity of masseter and temporalis muscles in adult women. *J. Clin. Exp. Dent.*, vol 12, no. 5, e488-93, 2020

BOROTTO M.; LETIZIA M Capacitive sensor array for dental occlusion monitoring. USPTO US 2017/0265978 A1. 21/09/2017.

CAROENA A. et al. A Mastication effort study using photorefractive holographic interferometry technique. *Journal of Biomechanics*, vol. 43, 680–686, 2010.

CAXIAS F.P. *et al.* Effects of rehabilitation with complete dentures on bite force and electromyography of jaw and neck muscles and correlation with occlusal vertical dimension. *Clin Oral Invest*, vol. 25:4691–4698, 2021.
doi.org/10.1007/s00784-021-03783-1

CERRI A.; GUARIM J.A.; GENOVESE W.J.. Planejamento e diagnóstico em Odontologia com os princípios bioéticos *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.* vol.69 no.3, 216-225, Jul./Set. 2015

CHANG M.Y. et al. Effect of neuromuscular stimulation on masseter muscle thickness and maximal bite force among healthy community-dwelling persons aged 65 years and older: a randomized, double blind, placebo-controlled study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. Vol. 17, 3783, 2020.

CHOI A.H.; BEN-NISSAN B.; CONWAY R.C.. Three-dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Australian Dental Journal*, vol. 50, no. 1, 42-48, 2005.

CHOI D.S.; et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod.*, Vol. 83, 204–211, 2013.

COZZOLINO F. et al. Implant-to-bone force transmission: a pilot study for in vivo strain gauge measurement technique *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol 90, 173–181, 2019.

CRAWFORD S.R. et al. Can Masticatory Electromyography be Normalized to Submaximal Bite Force? *Journal of Oral Rehabilitation*. Vol. 42, 323–330, 2015.

CUEVA, S. *et al.* Bite Force Analysis in Different Types of Angle Malocclusions. *Revista CEFAC*. Vol. 16, 1567-1579, 2014.

DA CUNHA, T.H.R.; DE OLIVEIRA, S.; MARTINS, L.I.; GERALDO, V.; MIQUITA, D.; RAMOS, S.L.M.; LACERDA, R.G.; LADEIRA, L.O.; FERLAUTO, A.S. High-yield synthesis of bundles of double- and triple-walled carbon nanotubes on aluminum flakes. *CARBON*, v. 133, p. 53-61, 2018.

DEWEY, M A consideration of some of the etiological factors of malocclusion.

The international Journal of Orthodontia, 342-51, 1917.

De BOEVER J.A. et al. Functional occlusal forces: An investigation by telemetry J. Prosth. Dent., vol. 40, no. 3, 326-333, 1978.

DIZDAREVIC D.; MASIC T.; MUSLIC E.. Lower Jaw Grip Strength in Healthy and Sick Population Measured by Special Force Transducer ACTA INFORM MED., vol. 25, no. 4, 236-239, Dec 2017.

DIXON A.D.; HOYTE D.; RÖNING O.. Fundamentals of craniofacial growth . 1^a Ed., Boca Raton. CRC Press LLC, 1997.

DONG W.X.; ZUIMIN W. Eletronic Occlusion Ergograph and Thin Film type Sensor Measuring Head Preparing Method Thereof. CN107348965A. WIPO. 17/11/2017

DOUGLAS, CR Tratado de Fisiologia Aplicada a Saúde. 5^a Ed. São Paulo. Ed. Robe, 2002.

DUIZER L.M.; WINGER R.J. Instrumental measures of bite force associated with crisp products. Journal of Texture Studies. Vol. 37,1-15, 2006.

EDWARDS D. Jaw Function Measurement apparatus. US2017/0100069A1 WIPO. 13/04/2017

EL AIDI H. et al. Multifactorial analysis of factors associated with the incidence and progression of erosive tooth wear, Caries Res., vol. 45, no. 3, 303–312, 2011.

ELSYAD M.A. KHAIRALLAH A.S. Chewing efficiency and maximum bite force with different attachment system of implant overdentures. A crossover study. Clin. Oral Impl. Res., vol. 28, 677–682, 2017. doi: 10.1111/clr.12861

ELSYAD M.A. *et al.* Within-patient evaluation of chewing efficiency and maximum bite force of conventional dentures, fixed prosthesis, and milled bar overdentures used for all-on-four implant rehabilitation of atrophied mandibular ridges a short term randomized trial. Clin Implant Dent Relat Res., vol. 24, 522–531, 2022. DOI: 10.1111/cid.13104

FARELLA M. et al Masseter thickness, endurance and exercise-induced pain in subjects with different vertical craniofacial morphology Eur J Oral Sci., vol. 111, 183–188, 2003.

FASTIER-WOOLLER J. et al. Novel Low-Cost Sensor for Human Bite Force Measurement Sensors, vol. 16 1244-1254, 2016.

FLANAGHAN D et al. Jaw bite Force Measurement device. Journal of Oral Implantology, vol. 38, no. 4, 361-364, 2012.

FEITOSA C.C. et al Instrumento para Registro de Força de Mordida. Br2020170201860U2. INPI. 16/04/2019

FERRARIO V.F. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *Journal of Dentistry*, vol. 32, 451–457, 2004.

FURUYA Y. et al Effectiveness of silicone-based resilient denture liners on masticatory function: A randomized controlled trial. *Journal of Dentistry*. Vol 109, 103.657, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103657>

FUYONG L. et al Occlusal Force Detection Device and Occlusal Force Detection Method Thereof. CN106974665. EPO. 25/07/2017

GIBBS C.H. et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 46, no. 4, 443-449, 1981.

GIZEM Y. et al, Periodontal mechanoreceptors and bruxism at low bite forces *Archives of Oral Biology*, vol. 98, 87–91, 2019.

GOIATO M.C, et al. Does pain in the masseter and anterior temporal muscles influence maximal bite force? *Arch. Oral Biol.*, vol. 83, 1-6, 2017.

GOHARIAN N.; MOGHIMI S.; KALANI H.. Estimation biting force based using EMG Signals and Laguerre Estimation Technique. 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE) 50-55. 2015.

GOTO T.K.; YAMADA T.; YOSHIURA K.. Occlusal pressure, contact area, force and the correlation with the morphology of the jaw-closing muscles in patients with skeletal mandibular asymmetry. *Journal of Oral Rehabilitation* vol. 35, 594–603, 2008.

GU Y.; BAI Y.; XIE X.. Bite force transducer and measurement devices. *Front. Bioeng. Biotechnol.* Vol 9, 253-61. 2021
<https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.665081>

HAAVIK H. et al. Chiropractic Manipulation Increases Maximal Bite Force in Healthy Individuals *Brain Sci.*, vol. 8, 1-9, 2018.

HANSEN N. et al Method for Determining the Individual Bite Force of a Patient. WO/2017/093128 WIPO. 08/06/2017

HARA K. et al Association between myotonometric measurement of masseter muscle stiffness and maximum bite force in healthy elders. *J Oral Rehabil*, vol. 47, 750-6, 2020 DOI: 10.1111/joor.12968

HASAN L.A. et al Does the flattening of the curve of Spee affect the chewing force distribution in the mandible? (3D finite element study). *J Orthod Sci*, vol. 10, 1, 2021. doi: 10.4103/jos.JOS_39_20

HEAD J.. The Human Skull Used as A Gnathodynamometer to Determine the Value of Trituration in the Mastication of Food. *The Dental Cosmos*, vol. XVIII no. 12, 1189-1192, 1906.

HEYDARI et al. Bite Force of 3-6-Year-Old Children After Unilateral Extraction of Primary Teeth. *www.jdt.tums.ac.ir*. Vol. 15, no 1, 47-53, 2018.

HUANG S.F.; CHEN W.R.; LIN C.H.. Biomechanical interactions of endodontically treated tooth implant-supported prosthesis under fatigue test with acoustic emission monitoring. *BioMed Eng OnLine*, vol 15, 23-33, 2016.

HUANG Y.F. *et al.* The correlation between two occlusal analyzer for the measurement of bite force. *BMC Oral Health* vol. 22, 472, 2022.
<https://doi.org/10.1186/s12903-022-02484-9>

IBAYASHI H. et al. Intervention study of exercise program for oral function in healthy elderly people. *Tohoku J.Exp. Med*, vol. 205, 237-245, 2008.

IIDA T. et al. Analysis of brain and muscle activity during low-level tooth clenching – a feasibility study with a novel biting device *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 41, 93-100, 2014.

INGERVALL B.; HELKIMO E.. Masticatory muscle force and facial morphology in man. *Arch. Oral Biol.*, vol. 23 no. 3, 203-206, 1978.

INGERVALL B.; MINDER C.. Correlation between maximal bite force and facial morphology in children. *The Angle Orthod.*, vol. 67, no. 6, 415-424, 1997.

JAIN M.K.; KERUR P.. Bite Force as a Parameter for Comparison Between Three-Dimensional and Standard Titanium Miniplates for the Management of Anterior Mandibular Fractures: A Prospective Randomized Double-Blinded Clinical Trial *J. Maxillofac. Oral Surg.*, vol. 18, no. 2, 249–255, 2019.

JASEN VAN VUUREN L.J. et al Maximal voluntary bite force, occlusal contact points associated stress on posterior teeth. *Journal of the Royal Society of New Zealand*, vol. 50, no. 1, 132-143, 2020 DOI: 10.1080/03036758.2019.1691612

JOU Y.T. Dental deafferentation and brain damage: A review and a hypothesis *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, vol. 34, 231-237, 2018.

KAYA D., ATAOGU H. Botulism toxin treatment of temporomandibular joint pain patient with bruxism: a prospective and randomized clinical study. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, vol. 24, no. 3, 412, 2021

KATONAA T.R.; ECKERT G.J.. The mechanics of dental occlusion and disocclusion. *Clinical Biomechanics*, vol. 50, 84–91, 2017.

KAWAMURA, Y.. Movimiento mandibular: anatomia y fisiologia normales y disfunción clínica, IN SCHWARTZ L.; CHAYES C.M. ; GRANDI M.G. dolor facial y disfunción mandibular. 1a Ed. Buenos Aires. Editora Mundi, 38-86, 1973.

KEMPPAINEN K. et al. Masticatory Force and Function in Patients with Hemispheric Brain Infarction and Hemiplegia J. Dent. Res., vol. 78, no.12, 1810-1814, 1999.

KHAGHANINEDJAD M.S.et al. Novel User-Friendly Device for Human Bite Force Measurement. J Dent Biomater., vol. 4, no. 4, 475-483, 2017.

KHAN S. et al. influence of personality traits on the intensity of maximum voluntary bite force in adults. Indian Journal of Dental Research, vol. 31, no. 3, 706, 2020

KHAWAJA S.N et al. In-field masticatory muscle activity in subjects with pain-related TMD diagnoses Orthod. Craniofac. Res. vol. 18, no 1, 137–145. Apr. 2015.

KILIARIDIS S, et al. Ultrasonographic Thickness of the Masseter Muscle in Growing Individuals with Unilateral Crossbite. Angle Orthodontist, vol. 77, no. 4, 607-611, 2007.

KILIARIDIS S.; MILLS C.M.; ANTONARAKIS G.S.. Masseter muscle thickness as a predictive variable in treatment outcome of the twin-block appliance and masseteric thickness changes during treatment. Orthod Craniofac Res., vol. 13, 203–213, 2010.

KHOYAMA K , SAKAI T. Intraoral Pressure Measurement during Mastication of Kelp Food Sci. Technol. Res., vol. 7. No. 1, 17–21, 2001.

KHOYAMA K. et al. Effects of Cross-sectional Area on Human Bite Studied with Raw Carrot and Surimi Gel Bioscience, Biotechnology, and Biochemistry, vol. 68, no. 10, 2104-2110, 2014.

KIM, KS et al. Muscle Weakness After Repeated Injection of Botulinum Toxin Type A Evaluated According to Bite Force Measurement of Human Masseter Muscle. Dermatol. Surg., vol 35,1902–1907, 2009.

Kim S., Doh R.M., Yoo L., Jeong S.A., Jung B.y. Assessment of age-related changes on masticatory function in a population with normal dentition. Int J Environ Res Public Health. Vol. 18, 6899, 2021 10.3390/ijerph18136899.

KIMOTO S. et al. Receptivity of the mandible versus the maxilla to external stimuli in patients with complete dentures. journal of prosthodontic research, vol. 63, 299–302, 2019.

KOOLSTRA J.H.; VAN EIJDEN T.M.G.J.; WEIJS W.A. An interactive procedure to estimate muscle lines of action In Vivo. I. Biomechanics. Vol. 22

no. 819, 911-920, 1989.

KOOLSTRA J.H. et al. Computer-Assisted Estimation of Lines of Action of Human Masticatory Muscles Reconstructed In Vivo by Means of Magnetic Resonance Imaging of Parallel Sections *Archs oral Biol.*, vol. 35 no. 7, 549-556, 1990.

KOOLSTRA J. H.; VAN EIJDEN T. M. G. J.. Application and Validation Of A Three-Dimensional Mathematical Model Of The Human Masticatory System In Vivo. *J Biomechanics*, vol. 25, no. 2, 175-187, 1992.

KOSAKA T. et al A prediction model of masticatory performance change in 50- to 70 – year old Japanese: the suita study. *Journal of Dentistry*, vol 104, 103535, 2021 <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103535>

KOSTRZEWA-JANICKA J. et al. Vertical jaw separation for vertical thickness of occlusal stabilization splint *J. Stomat. Occ. Med.*, vol. 5, 20–27, 2012.

KRUSE T. et al Maximum bite force in patients with spinal muscular atrophy during the first year of nusinersen therapy – a pilot study. *Acta Myol*, vol. 39, 83-9, 2020

KUBE INVENTIONS Inc. Intraoral Force Measuring System and Device. CA2933768. WIPO 11/12/2017.

KUÉ J., SZAREJKO K.D., GOLEBIEWSKA M. Comparative evaluation of occlusion before and after soft tissue mobilization in patients with temporomandibular disorder- myofascial pain with referral. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, 6568, 2021. <https://doi.org/10.3390/ijerph18126568>

KUMAR A.; CASTRILLON E.; SVENSSON P.. Can Experimentally Evoked Pain in the Jaw Muscles or Temporomandibular Joint Affect Anterior Bite Force in Humans? *J Oral Facial Pain Headache*, vol. 29, 31–40, 2015.

LAGUNA L. et al Quantitative Assessment of the Eating Capability in the Elderly Individuals. *Physiology & Behavior* vol. 147, 274–281, 2015.

LAGUNA L. et al New Approach to Food Difficulty Perception: Food Structure, Food Oral Processing and Individual's Physical Strength. *Journal of Texture Studies*, vol 47, 413–422, 2016.

LAIRD M.F.; VOGEL E.R.; PONTZER H.. Chewing efficiency and occlusal functional morphology in modern Humans. *Journal of Human Evolution*, vol. 93, 1-11, 2016.

LAMB M. A.; Monthly Bibliography Of Dental Literature. *The Dental Cosmos* vol. Vol. XXXVII no.5, 466-68, 1895.

LEE J.B. et al Method for Bite Force Measurement of Tooth. EPO. 17/05/2019.

LE RÉVÉREND B.; HARTMANN C.. Numerical modeling of human mastication, a simplistic view to design foods adapted to mastication abilities *Physiology & Behavior*, vol. 124, 61–64, 2014.

LENGUAS L. et al Surface electromyographic evaluation of jaw muscles in children with unilateral crossbite and lateral shift in the early mixed dentition. Sexual dimorphism *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, vol. 1, no. 6, 1096-1102, Nov 2012.

LIEBERMAN D.E. et al. Effects of food processing on masticatory strain and craniofacial growth in a retrognathic face. *Journal of Human Evolution* vol. 46, 655–677, 2004.

LINSEN SS et al. Mandibular kinematics and maximum voluntary bite force following segmental resection of the mandible without or with reconstruction *Clin Oral Invest.*, vol. 22, 1707–1716, 2018.

LUCAS B.L. *et al.* Influence of anthropometry, TMD, and sex on bite force molar in adolescents with and without orthodontic needs. *J Orofac Orthop* vol. 78, 487–493, 2017. DOI 10.1007/s00056-017-0105-1

MAHONEY P. et al. Deciduous enamel 3D microwear texture analysis as an indicator of childhood diet in medieval Canterbury, England. *Journal of Archaeological Science* vol. 66, 128-136, 2016.

MAKI K. et al . A study of the measurement of occlusal force and masticatory efficiency in school age Japanese children. *International journal of pediatric dentistry*, vol. 11, 281-285, 2001.

MANZON L. et al. Bite force in elderly with full natural dentition and different rehabilitation prosthesis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 18, 1424, 2021.

MARUNICK M.T.; MATHOG R.H. Mastication in patients treated for head and neck cancer: A pilot study. *J. Prosthet. Dent.* Vol. 63, 566-573, 1990.

MASSANORI M. et al. Quantitative Analysis of Occlusal Balance in Intercuspal Position Using the T-Scan System *The international journal of Prosthodontics*, vol. 7, 62-71, 1994.

MATSUI Y. et al. Masticatory Function of Postoperative Tumor Patients Rehabilitated with Osseointegrated Implants. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 54, 441-447, 1996.

MATSUO O Occlusion Measurement Device and Method for Detecting Occlusal Force. USPTO. US20166338812 (A1). 24/11/2016

MATSUYAMA M. et al. Clinical Assessment of Chewing Function of Obturator Prosthesis Wearers by Objective Measurement of Masticatory Performance and Maximum Occlusal Force. *Int. J. Prosthodont.*, vol. 19, 253–257, 2006.

MEI M.L.; et al. Influence of the indirect restoration design on the fracture resistance: a finite element study. *BioMed Eng OnLine.*, vol. 15, no. 3, 1-9, 2016.

MOHANTY S. et al. Anatomic and functional changes after myotomy with or without mandibular anguloplasty in masseter hypertrophy patients: A prospective study *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, vol. 31, 163–168, 2019.

MOHL N.D. et al. Devices for the diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. Part II: Electromyography and sonography *J Prosthet. Dent.*, vol. 63, 332-336, 1990.

MOUNTAIN G.; WOOD D.; TOUMBA J. Force measurement in children with primary dentition. *International Journal of Paediatric Dentistry* vol. 21, 112-118, 2010

MONTI AE *Tratado de Ortodoncia* tomo I. 1ª Ed. Buenos Aires: El Ateneo. 1942

MOYERS R.E.. Temporomandibular muscle contraction patterns in Angle Class II, division 1 malocclusions: an electromyographic analysis. *American Journal of Orthodontics*, vol. 35, no. 11, 837-857, 1949.

MURATA Y. The influence of occlusal height of a cast crown on occlusal contact area. 1. Bite force in the silicon-Black method. *J Jpn Prosthodont Soc*, vol. 32, 601-609, 1988.

NEILL D.J. et al Functional loading of the dentition during mastication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 62, no. 2, 218-228, 1989.

NOBACK M.L.; HARVATIR K.. The contribution of subsistence to global human cranial variation *Journal of Human Evolution*, vol. 80, 34-50, 2015.

NOTA A. et al Occlusion time analysis in military pilots affected by bruxism *Scientific Reports*. Vol. 9, 1408 – 1418, 2019.

ODA M. et al. Identification and adjustment of experimental occlusal interference using functional magnetic resonance imaging *BMC Oral Health.*, vol. 14, 124-132, 2014.

OGAWA T. et al. Functional properties and regional differences of human masseter motor units related to three-dimensional bite force *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 33, 729–740, 2006.

OGINO Y. et al. Analyses of swallowing function and its related factors in community-dwelling elderly patients: a case-control study. *J. Clin. Med.*, vol. 10, 3437, 2021.

OKI K. et al. The significance of posterior occlusal support of teeth and removable prosthesis in oral functions and standing motion. *International journal of environmental research and Publica Health*, vol. 18, 6776, 2021.

OKIYAMA S. IKEBE K.; NOKUBI T.. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 30, 278–282, 2003.

PALINKAS et al. Alterations in masticatory cycle efficiency and bite force in individuals with periodontitis. *International Journal of Health Sciences*, vol. 13 no 1, 25-29, 2019

PARK J. T. et al Bite Force Measurement System WIPO KR 20140038885 (A). 31/03/2014.

PARK, J. T. et al. Functional Malocclusion Diagnostic System. KR20150034873. WIPO. 06/04/2015

PEREIRA L.J.; GAVIÃO M.B.D.; VAN DER BILT A.. Influence of Oral Characteristics and Food Products on Masticatory Function. *Acta Odontologica Scandinavica* vol. 64, 193-201, 2006.

PLANAS P. Rehabilitación Neuro-oclusal. 2ª Ed., Barcelona, Ed. Masson-Salvat Odontologia, 1994

POLI O. et al. Masticatory force in relation with age in subjects with full permanent dentition: A cross-sectional study. *Healthcare*, vol. 7, 700, 2021

PROFFIT W.R. et al, *Ortodontia Contemporânea*, 5ª Ed. São Paulo. Mosby Elsevier, 2013.

RAMFJORD S, ASH MM. *Oclusão* 4ª. Ed., Rio de Janeiro, Ed. Guanabara. 1996.

REGALO et al. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil. *Archives of Oral Biology*, vol. 53, 282–286, 2008.

RINGHOF S. et al. Effect of Jaw Clenching on Balance Recovery: Dynamic Stability and Lower Extremity Joint Kinematics after Forward Loss of Balance. *Front. Psychol.* Vol. 7, 291-295, 2016.

RÖHRLE O. et al. Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J. Prosthet Dent.*, vol. 64, 446-54, 1990.

RUIZ J.; ARSUAGA J.L.. On the calculation of occlusal bite pressures for fossil hominins, *Journal of Human Evolution*, vol. 102, 67-71, 2017.

SAGAWA K. et al. Tongue function is important for masticatory performance in the healthy elderly: a cross-sectional survey of community-dwelling elderly *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 63, 31–34, 2019.

SAKAE H. et al. A lower maximum bite force is a risk factor for development of cardiovascular disease: the Suita study. *Scientific Reports*, vol. 11, 7671, 2021. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87252-5>

SAKAI E Avaliação eletromiográfica de músculos da mastigação em pacientes portadores de maloclusão tratados com ortopedia funcional dos maxilares. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do título de Doutor em Biologia Buco – Dental , Área de Anatomia. Orientador: Professor Doutor Fausto Bérzin. 2010

SANTOS F. et al. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 88, 251–260, 2018.

SCULLY C Medicina Oral E Maxilofacial. Bases do Diagnóstico e Tratamento. Tradução Barroso D et al. 2 Ed. Rio De Janeiro. Elsevier. 2009.

SEEDORF H.F.; et al. Impact of posterior occlusal support on the condylar position *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 31, 759–763, 2004.

SFORZA C. et al. Immediate effect of an elastomeric oral appliance on the neuromuscular coordination of masticatory muscles: a pilot study in healthy subjects. *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 37, 840–847, 2010.

SHAW M. Perverted “functional” activity in the production of jaw deformities. *The Lancet*, 316-320, 1919.

SHI F. et al. Bite Force Measuring Instrument. CN204379289. WIPO 10/06/2015.

SHIAU YY et al. The effects of masseter muscle pain on biting performance. *J. Oral Rehab.*, vol. 30, 978–984, 2003.

SHIMADA A. et al. Measurement of dynamic bite force during mastication. *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 39, 349-356, 2012.

SHIMADA A; HARA S.; SVENSSON P. Effect of experimental jaw muscle pain on EMG activity and bite force distribution at different level of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*. Vol. 40, 826-833. 2013.

SHOJI S. An Evaluation Of The Pressure Pain Threshold in the Temporal and Masseter Muscles. *J. Jp Prosthodont. Soc.*, vol. 36, 131-138, 1992

SHOJI Y. *et al.* Bite force of patients with tooth pain. *Clin Exp Dent Res.*, vol. 8, 1213–1217, 2022. DOI: 10.1002/cre2.565.

SILVA G.P. *et al.* Impact of Hemorrhagic stroke on molar bite force: a prospective Study. *Prague Medical Report / Vol.* 123, No. 3, 181–187, 2022. Doi.org/10.14712/23362936.2022.16

SIMIONE M *et al.* Differing structural properties of foods affect the development of mandibular control and muscle coordination in infants and young children *Physiology & Behavior*, vol. 186, 62–72, 2018.

SIMÕES W.A.. *Ortopedia Funzionale dei Mascellari.* 5^a Ed. Orbetello, Ed. Nike, 2010.

SINGHATANADGIT W.; JUNKAEW P.; SINGHATANADGID P.. Effect of bidirectional loading on contact and force characteristics under a newly developed masticatory simulator with a dual-direction loading system. *Dental Materials Journal*, vol. 35, no. 6, 952–961, 2016.

SIVASUBRAMANI S.M. *et al.* Comparison of bite force after administration of midazolam and dexmedetomidine for conscious sedation in minor oral surgery. *J Pharm Bioall. Sci.*, vol. 11, Suppl S2, 446-9, 2019.

SMALL C. BRITS D.; HEMINGWAY J.. Assessing the effects of tooth loss in adult crania using geometric morphometrics *Int .J. Legal Med.*, vol. 130, 233–243, 2016.

SOLABERRIETA E. *et al.* Registration of mandibular movement for dental diagnosis, planning and treatment *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, vol. 12, 1027–1038, 2018.

SONNAVILLE W.F.C. *et al.* Maximum bite force in children with juvenile idiopathic arthritis with and without established temporomandibular joint involvement and in healthy children: a cross-sectional study. *J. Oral Rehabil*, vol. 48, no. 4, 774-784, 2021

SONNAVILLE W.F.C. *et al.* Reliability and measurement error of anterior maximum voluntary bite force in children with juvenile idiopathic arthritis and healthy children. *PLoS ONE* vol. 18, no. 1, e0280763. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0280763>

SRINIVASAN M. *et al.* CAD-CAM complete removable dental prosthesis: a double blind, randomized, crossover clinical trial evaluating milled and 3D-printed dentures. *Journal of Dentistry*, vol. 115, 103842, 2021. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103842>

STANIMIRA I. *et al.* Impact of restorative treatment of tooth wear upon

masticatory performance *Journal of Dentistry*, vol 88, 103159-103159, 2019
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.06.006>.

SUN W. et al Ultrasound parameters of bone health and related physical measurement indicators for the community-dwelling elderly in Japan. *Geriatr. Gerontol. Int.*, vol. 7, 154–159, 2007.

TAKAKI P.; VIEIRA M.; BOMMARITO S. Maximum Bite Force Analysis in Different Age Groups. *Int. Arch. Otorhinolaryngol.*, vol 18, 272–276, 2014.

TAKANO S. et al. Effect of isometric exercises on masseter muscle in older adults with missing dentition: a randomized controlled trial. *Scientific Reports*, vol. 11, 7285, 2021. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-86807-w>

TAKASHI T. et al. Relations among mechanical properties, human bite parameters, and ease of chewing of solid foods with various textures. *Journal of Food Engineering*, vol. 95, 400–409, 2009.

TAKASHI T. et al. Influence of periodontal afferent inputs for human cerebral blood oxygenation during jaw movements. *Exp. Brain. Res.* Vol. 216, 375–384, 2012.

TAKESHIMA T.; FUJITA Y. MAKI K.. Factors associated with masticatory performance and swallowing threshold according to dental formula development. *Archives of Oral Biology*, vol. 99, 51–57, 2019

TAKESHIMA T. et al. Receptivity of the mandible versus the maxilla to external stimuli in patients with complete dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 63, 299–302. 2019.

TANAKA E.; TANNE K.; SAKUDA M.. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Med. Eng. Phys.*, vol 16, 316-322, 1994.

TANASIC I. et al. Analysis of the compressive strain below the removable and fixed prosthesis in the posterior mandible using a digital image correlation method. *Biomech Model Mechanobiol.*, vol. 11, 751–758, 2012.

TARKOWSKA A.; KATZER L.; AHLERS M.O.. Assessment of masticatory performance by means of a color-changeable chewing gum. *Journal of Prosthodontic Research*, vol. 61, 9–19, 2017.

TESTA M. et al A validation study of a new instrument for low cost bite force measurement. *Electromyogr Kinesiol.* Vol. 30, 243-248, Oct 2016.

THANATHORNWONG B.; SUEBNUKARN S.; Clinical Decision Support Model to Predict Occlusal Force in Bruxism Patients *Healthc Inform Res.*, vol. 23 no. 4, 255-261. Oct. 2017.

- THOMSON A Facial development International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography, vol. 11, no. 8, 705-723, 1925.
- THROCKMORTON G.S.; RASMUSSEN J.; CALOSS R.. Calibration of T-Scan sensors for recording bite forces in denture patients Journal of Oral Rehabilitation. Vol. 36, 636–643, 2009
- TORO-IBACACHE V.; O’HIGGINS P.. The Effect of Varying Jaw-elevator Muscle Forces on a Finite Element Model of a Human Cranium. The Anatomical Record., vol. 299, 828–839, 2016.
- TREFFEL L. et al. Craniomandibular System and Postural Balance after 3-Day Dry Immersion PLOS ONE. DOI:10.1371/journal.pone.0150052, vol. 25 1-16. Feb 2016.
- UGOLINI A. et al. Kinematic analysis of mandibular motion before and after orthognathic surgery for skeletal Class III malocclusion: A pilot study. The Journal of Craniomandibular & Sleep Practice vol. 35, no 2, 94-100, 2017.
- UMESH S. et al. Fiber Bragg Grating based bite force measurement. Journal of Biomechanics. Vol. 49, 2877–2881, 2016.
- VAN DER GLAS H.W.; VAN DER BILT A.; BOSMAN F.. A Selection Model to Estimate the Interaction Between Food Particles and the Post-canine Teeth in Human Mastication J. theor. Biol. Vol. 155, 103-120, 1992.
- VAN EIJDEN T.M.G.J. *et al.* Mechanical Capabilities of the Human Jaw Muscles Studied with a Mathematical Model. Archs Oral Biol. Vol. 33, no. 11, 819-826, 1988.
- VAN EIJDEN T.M.G.J.. Three-Dimensional Analyses of Human Bite-Force Magnitude and Moment. Archs oral Biol., vol. 36, no. 7, 535-539, 1991.
- VAN SPRONSEN P.H., *et al.* Comparison of Jaw-muscle Bite-force Cross-sections Obtained by Means of Magnetic Resonance Imaging and High-resolution CT Scanning J. Dent. Res., vol. 68, no. 12, 1765-1770, 1989.
- VARGHESE R. et al A randomized bite force study assessing two currently marketed denture adhesive products compared with noadhesive control Clin Exp Dent Res., vol. 5, 276–283, 2019.
- VERRI et al. Effects of Parkinson's disease on molar bite force, electromyographic activity and muscle thickness of the masseter, temporal and sternocleidomastoid muscles: A case-control study. J. Oral Rehabil., 1–8, 2019
- VIJETA R.; SANGAMESH B.. Correlation between masseter muscle activity and maximum bite force among various facial divergence pattern J. Oral Res., vol. 8, no. 1, 59-65, 2019.

XI L.; WENJIE D. Multi-direcional Biting Force Measurement Device Based on Force Sensor. CN107260188. WIPO 20/10/2017.

XI L. et al Occlusal Force Measurement Device Based on Thin Film Pressure Sensor. WIPO. 17/07/2018

YAMASHITA S. e al. Relationship between oral function and occlusal support in denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 27, 881–886, 2000.

YOUNG M.M. Measuring Device for bite force. KR101712788(B1) WIPO 06/03/2017

YOUSSEF R.E. et al. Comparison of habitual masticatory patterns in men and women using a custom computer program. *J Prosthet Dent.*, vol. 78, 179-86, 1997.

YUAN Z. et al Novel Gel Film Capacitive Sensor for Measuring Full-Mouth Tooth Occlusal Force and Method Thereof. CN 105496430 (A) EPO. 20/04/2016

ZEYI H.; SHAN S.C.. A microcomputer system for collecting and processing physiological information about the masticatory system. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 36, 45-50, 1991.

ZHOU T. et al. Digital oclusal analysis of pre and post single posterior implant restoration delivery: a pilot study. *PLoS One*, vol. 16, no. 7, e0252191, 2021.

ZINK K.D.; LIEBERMAN D.E.; LUCAS P.W.. Food material properties and early hominin processing techniques *Journal of Human Evolution*, vol. 77, 155-166, 2014.

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Prezado(a) responsável, o menor de idade pelo qual o sr é responsável está sendo convidado a participar da pesquisa que consiste em coleta de dados no seu dependente para verificação da capacidade de mordida, e conseqüentemente, de mastigação que ele é portador, além de verificar o comportamento da mordida dele durante uso de um aparelho ortopédico funcional dos maxilares (aparelho removível) para controle da condição de bruxismo ou apertamento dentário que ele é portador.

O procedimento para averiguar a necessidade de colocação do aparelho intraoral no seu(sua) dependente inclui um diagnóstico inicial para ver se ele é portador de apertamento dental ou bruxismo, realizado pelo pesquisador e aluno do curso de Doutorado do programa de pós graduação do departamento de Engenharia Mecânica (PPGDMEC) da Universidade Federal de Minas Gerais Orlando Santiago Júnior orientado pelo Prof. Rudolf Huebner Prof. Dr. do PPGDMEC UFMG.

Caso haja necessidade os procedimentos para tratamento serão: tirar radiografia lateral da face, radiografia panorâmica, fazer moldagem da boca do(a) menor, medir a força de mordida, colocar o aparelho móvel, controle mensal do aparelho móvel e medições de força de mordida.

Currículo resumido de Orlando Santiago Júnior: Cirurgião-dentista graduado pela Faculdade de Odontologia da UFMG, Registrado no Conselho Regional do Odontologia sob número CROMG 11.842. Especialista em Ortopedia Funcional dos Maxilares e em Disfunção Têmporo Mandibular e Dor Orofacial pelo Conselho Federal de Odontologia, Mestre em Ortodontia (UNIARARAS), Professor dos cursos de Odontologia do Centro Universitário Promove, Centro Universitário UNA e Faculdade Arnaldo. Atendimento em clínica privada desde fevereiro de 1985 em Belo Horizonte.

Caso você decida que seu dependente deva participar da pesquisa deve ter consciência que:

1. A cura do apertamento ou bruxismo que seu (sua) dependente faz passa por um processo de eliminação de TODO o estresse e ansiedade a que ele possa ser submetido.
2. Diante do conhecimento que isto seja praticamente impossível, o tratamento que será realizado no seu (sua) dependente não curará o apertamento ou o bruxismo. Ele trabalha para evitar que seu dependente tenha um desgaste excessivo dos dentes, fraturas dos dentes, dores na face, nos músculos e/ou nas articulações, dificuldade de se alimentar, perda de estética de sorriso. Resumindo, perda de qualidade de vida decorrentes do bruxismo/apertamento.
3. Outras dores na cabeça ou na face originadas por outras causas, caso existam, deverão ser tratadas por outro profissional da saúde. Será feito devido encaminhamento para postos de saúde, hospitais ou profissionais capacitados.

4. Seu (sua) dependente será submetido(a) a colocação de um aparelho ortopédico funcional que é um aparelho removível cuja especialidade é reconhecida e regulamentada pelo Conselho Federal de Odontologia
5. Você não terá nenhum custo com relação ao tratamento que será realizado
6. Pode desistir a qualquer momento sem nenhum custo financeiro
7. A desistência pode levar a perda de todo o ganho que possa ser conseguido com o tratamento
8. Você devera incentivar e vigiar o uso do aparelho já que se trata de uma criança pequena sem maturidade para fazer isto sozinha
9. Você terá o compromisso de comparecer as consultas no dia e hora marcados. O não comparecimento pode comprometer a qualidade do tratamento.
10. O seu (sua) dependente terá que fazer radiografias da face antes do tratamento e depois de algum tempo de tratamento, sem custos onde todos os cuidados para que ele tome a menor quantidade de radiação possível serão tomados
11. Antes de colocar o aparelho ele(a) passará por um exame com um dispositivo chamado gnatodinamômetro que vai medir a força de mordida dele(a). Ele(a) terá apenas que morder o aparelho quando for pedido. Será pedido várias vezes que ele(a) morda o aparelho. Durante o tratamento ele(a) terá que repetir este exame algumas vezes.
12. O exame não causa dor
13. O exame não tem radiação (como o RX), não será feito nenhum corte ou injetado nenhuma substância
14. Os dados colhidos com o exame serão mantidos em sigilo e sua identidade ou a de seu (sua) dependente será mantida em segredo profissional.
15. Será feita uma moldagem de seu (sua) dependente que implica em colocar uma moldeira de metal (tipo uma forminha de metal) na boca da criança com um material macio chamado de alginato
16. O alginato não é tóxico nem causa qualquer tipo de reação alérgica.
17. Durante a moldagem a criança poderá fazer ânsia de vômito ou mesmo vomitar, para evita tal desconforto pedimos que não alimente a criança pelo menos uma hora antes da moldagem.
18. Se acontecer a ânsia ou o vômito o procedimento será completado e assim que for removida a moldeira da boca todos os sintomas desaparecem na hora não sendo necessário uso de nenhum medicamento para ânsia ou vômito
19. Você e seu (sua) dependente receberão orientações de como usar e cuidar do aparelho e você receberá estas orientações por escrito.
20. Qualquer dúvida quanto a uso ou qualquer coisa estranha que ocorra com o aparelho você deverá entrar em contato por telefone ou WhatsApp para que tudo seja esclarecido e resolvido
21. Se seu filho tiver problemas de dentes tortos será oferecido tratamento ortopédico funcional na tentativa de conserta-los
22. Você deverá cuidar da escovação dos dentes do seu (sua) dependente sob o risco que ele pode ter cárie ou problema na gengiva. O aparelho também deverá ser escovado sempre que os dentes forem escovados

23. O aparelho sujo pode causar cáries nos dentes, problemas nas gengivas e mau hálito.
24. Seu (sua) dependente será acompanhado(a) durante todo o crescimento. Caso problemas por causa do apertamento persistam, ele será encaminhado para uma clínica onde terá o tratamento. Este local não pertence a pesquisa e você poderá ter custos financeiros a partir desta etapa.
25. Qualquer tratamento de dente que seu filho precisar durante o período que utilizar o aparelho ortopédico funcional será feito nas dependências de uma faculdade. O único custo financeiro que pode existir é de laboratório de prótese
26. Não serão feitos procedimentos estéticos como clareamento, facetas, lentes de contato, harmonização facial pela equipe que cuidará de seu (sua) dependente. Caso deseje realiza-los deverá procurar outra clínica para fazê-los e os custos deverão ser arcados por você.
27. Caso estes procedimentos sejam feitos o tratamento do apertamento ou bruxismo continuará nas mesmas condições
28. O tratamento indicado não inclui aplicação de botox ou uso de medicamentos injetáveis ou tomados por via oral
29. Caso você decida fazer o tratamento, você aceita e concorda que todos os dados obtidos na pesquisa possam ser utilizados para fins de estudo e possam ser utilizados em aulas e palestras para divulgação dos resultados da pesquisa, sempre mantendo em sigilo a identidade sua e de seu (sua) dependente.
30. Qualquer dúvida o Comitê de ética em pesquisas da Universidade Federal de Minas Gerais poderá ser contatado para esclarecimentos através do telefone (31)3409-4592, pelo e-mail coep@prpq.ufmg.br ou pessoalmente à Av. Antônio Carlos 6627, Unidade Administrativa II – 2º andar, sala 2005 ds 9:00 as 11:00/ 14:00 as 16:00 horas.
31. Poderá contatar sempre que ache necessário o pesquisador júnior Orlando Santiago Júnior pelos telefones (31) 3291-5560, (31) 99973-4437 (whatsapp), pelo e mail orlandosantiagojr@ufmg.br, ou na Av. Contorno 8.000 sala 1712, bairro Santo Agostinho, Belo Horizonte, MG. Caso não seja possível atender na hora, seu contato será retornado o mais breve possível.
32. Poderá entrar em contato com o pesquisador sênior Rudolf Huebner pelo telefone (31) 34096677 ou pelo e mail rudolf@demec.ufmg.br.
33. Este termo de consentimento livre e esclarecido, caso haja concordância em aderir a pesquisa, será assinado em duas vias por um responsável pelo menor, por duas testemunhas e pelo aluno do curso de Doutorado em Engenharia mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais Orlando Santiago Júnior.

Você aceita participar?

SIM

NÃO

Caso aceite deverá assinar este em três vias

Belo Horizonte, _____ de _____ de 20_____

Responsável pelo(a) menor:

Nome Completo:

CPF:

Orlando Santiago Júnior
CPF: 480.342.076-91

Testemunhas:

Nome Completo:

CPF:

Nome Completo:

CPF:

APÊNDICE B – Termo de assentimento livre e esclarecido

Termo de assentimento livre e esclarecido

Crianças entre 4 e 8 anos de idade

Você morde seus dentes de noite quando está dormindo e está sendo convidado a participar de um trabalho para tentar melhorar isto.

Quando você morde os dentes de noite seus dentinhos podem quebrar



imagem modificada de <http://www.odontoclinicamonica.com.br/blog/leitura/fratura-em-dente-de-leite>

ou gastar



dentes gastos

Imagem extraída de: <https://vidadedentista.com.br/2014/05/dente-de-leite-2-bruxismo-infantil.html#comment-27182>



dentes sem gastar

Imagem do próprio autor

Você vai colocar um aparelho móvel dentro da boca. Vamos mostrar alguns aparelhos móveis, mas o seu, será feito para você e poderá ser um pouquinho diferente



Aparelhos fora da boca



Aparelho no céu da boca



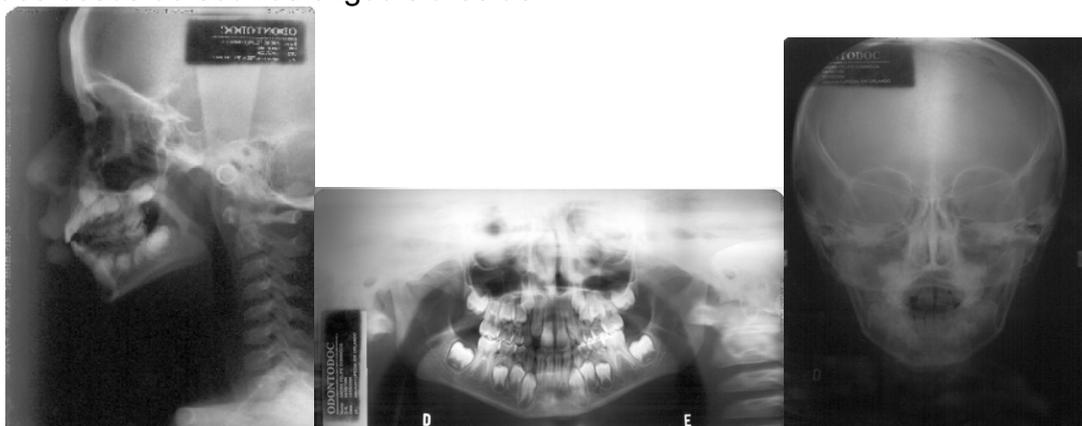
aparelho quando você sorri

Imagens do próprio autor

Se o aparelho que você vai usar na boca incomodar um pouquinho os dentinhos, ou o céu da boca, ou as bochechas, qualquer coisa que incomode, você vai reclamar para o papai ou a mamãe que eles vão telefonar para o dentista para podermos arrumar o aparelho e ficar tudo bem.

Se o aparelho quebrar ou entortar, você perder o aparelho, qualquer problema que der, você reclama também que vão ligar pro dentista e ele vai resolver o problema.

Para fazer o aparelho você vai ter que tirar umas radiografias, que são fotografias dos ossos do seu rosto iguais a estas



Imagens do próprio autor

Que serão tiradas assim:



Imagem extraída de: <https://youtu.be/R5iFftZKyeU>

Vai tirar umas fotografias do seu rosto iguais a estas:



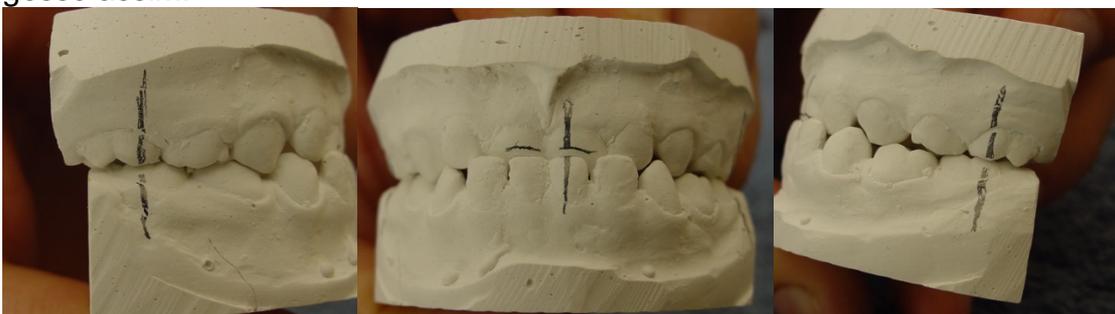
Imagens do próprio autor

E umas fotografias da sua boca iguais a estas:



Imagens do proprio autor

Para fazer seu aparelho vamos precisar de fazer uma cópia da sua boca em gesso assim:



Imagens do próprio autor

Para fazer o modelo temos que colocar uma forminha dentro da sua boca com uma massinha que vai copiar os seus dentes:
Forminhas:



Imagem extraída de : <https://www.dentalodonthomaz.com.br/consultorios/moldagem/moldeira/moldeira-inox/moldeira-infantil-lisa-inox-com-6-tecnodent/>

A massinha vai ser misturada com água, colocada na forminha e depois colocada na sua boca assim:

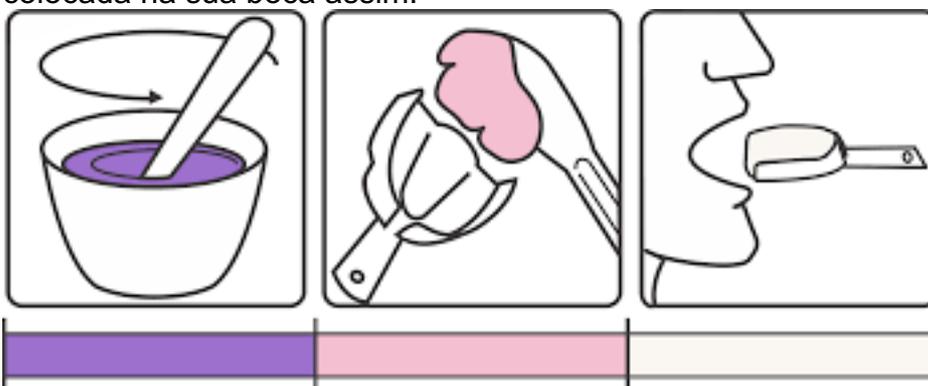


Imagem extraída de : <https://lohcus.com.br/alginato-kromopan/>

Quando a forminha e a massinha estiverem na sua boca você tem que respirar pelo nariz para não engasgar. Assim que a massinha estiver pronta nós tiramos da sua boca. Leva menos de um minuto.

Você vai ter que morder algumas vezes uma coisa que vamos colocar na sua boca pra ver com que força você está mordendo. Você vai morder muitas vezes, mas por pouquinho tempo um aparelhinho e falar se foi bom ou ruim, fácil ou difícil morder. O aparelhinho parece com este aqui:



Imagem extraída de : <http://www.scielo.br/pdf/dpress/v14n4/a11v14n4.pdf>

Você concorda em participar deste trabalho:

Nome do menor:

Identidade:

CPF:

**APÊNDICE C – Questionário de avaliação gnatodinamômetro para
operador e paciente**

Dinamômetro

1 | 2

Faça um X no dinamômetro avaliado

Questionário para o examinador

1. Facilidade de manuseio o dinamômetro:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Sendo 1 bastante complicado o manuseio e 10 bastante facilitado o manuseio

2. Facilidade de leitura dos dados:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Sendo 1 bastante complicada a leitura e 10 bastante facilitado o manuseio

3. Comportamento da criança em relação a medição

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Sendo 1 bastante assustada e 10 bastante tranquila a criança

4. Ergonomia para medição de dados

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	----

Sendo 1 bastante comprometida a ergonomia do examinador e 10 bastante favorecida a ergonomia do examinador

Dinamômetro

1 | 2

O examinador marca um X o dinamômetro avaliado

Questionário para a criança

O examinador deverá explicar para a criança sobre o questionário e sua marcação e tirar qualquer dúvida que ela possa ter.

1. Doeu morder o aparelhinho? (Se a criança ainda não foi alfabetizada o examinador deverá ler para a criança e pedir para que ela marque a opção)

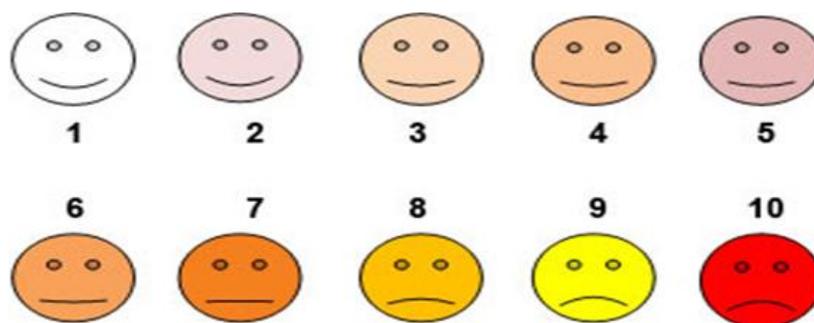


Imagem extraída de: <https://www.monografias.com/pt/trabalhos3/enfermagem-cuidados-paciente-com-dor/enfermagem-cuidados-paciente-com-dor2.shtml>

2. Foi bom morder o aparelhinho? (Se a criança ainda não foi alfabetizada o examinador deverá ler para a criança e pedir para que ela marque a opção)

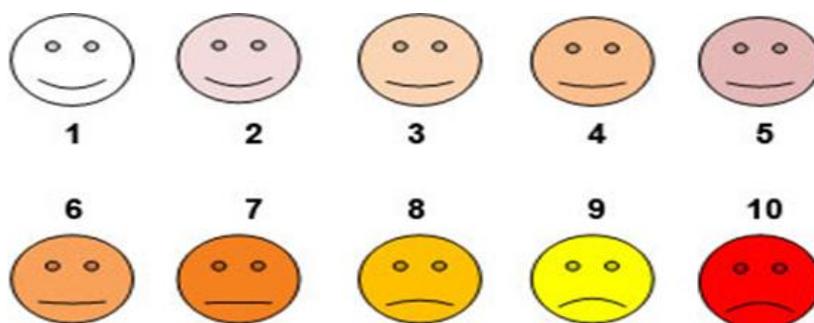


Imagem extraída de: <https://www.monografias.com/pt/trabalhos3/enfermagem-cuidados-paciente-com-dor/enfermagem-cuidados-paciente-com-dor2.shtml>

3. Qual foi melhor para morder: (Se a criança ainda não foi alfabetizada o examinador deverá ler para a criança e marcar a opção escolhida por ela)

- () Este
() O outro

APÊNDICE D – Termo de consentimento execução da coleta de dados na Faculdade Arnaldo Jansen

Atesto para os devidos fins que eu, Gerdal Roberto de Sousa coordenador do curso de Odontologia da Faculdade Arnaldo Jansen dou fé da autorização da coleta de dados nas clínicas odontológicas da Faculdade Arnaldo Jansen pelos pesquisadores Rudolf Huebner e Orlando Santiago Júnior firmando um convênio entre o Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais com a Faculdade Arnaldo Jansen. Os teste de conforto para pacientes e melhor manuseio para operador será realizado em estudantes de Odontologia do último ano de curso.

A decisão foi tomada em colegiado e foi baseada no parecer **CAAE: 28471419.6.0000.5149** emitido pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais que autorizou a mesma coleta de dados em crianças. Baseado no fato que poderia ser feito a coleta de dados em crianças sem vulnerabilidade ou prejuízo eminente e, em caso deste último presente, todas as medidas seriam tomadas pela equipe de pesquisadores, aprovou-se a coleta de dados em adultos sendo mantidas as mesmas condições aprovadas presentes no termo de assentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de Ética em pesquisa.



Gerdal Roberto de Sousa
Coordenador curso de Odontologia
Faculdade Arnaldo Jansen

APÊNDICE E – Depósito da Patente

24/11/2021 870210108913
19:02

29409161940741369

Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2021 023693 0

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 1

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**Tipo de Pessoa:** Pessoa Jurídica**CPF/CNPJ:** 17217985000104**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Jurídica:** Instituição de Ensino e Pesquisa**Endereço:** Av. Antônio Carlos, 6627 - Unidade Administrativa II - 2º andar- sala 2011**Cidade:** Belo Horizonte**Estado:** MG**CEP:** 31270-901**País:** Brasil**Telefone:** (31) 3409-6430**Fax:****Email:** patentes@ctit.ufmg.br

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 24/11/2021 às 19:02, Petição 870210108913

Dados do Pedido

Natureza Patente: 10 - Patente de Invenção (PI)**Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54):** DINAMÔMETRO DE MORDIDA COM PONTA ARTICULADA**Resumo:** A presente tecnologia refere-se a um dispositivo para medição de força de mordida, dados estes que são utilizados na Odontologia para conhecimento sobre a situação morfofuncional da boca para diagnóstico, prognóstico e acompanhamento de tratamento ortodôntico. O dispositivo da presente tecnologia é uma ponta articulada para dinamômetro de mordida composta por um grampo de metal dúctil ou biomaterial deformável que suporte 1000 N de força, que deforme com uma força a partir de 40 N de uma maneira captável e que apresente variação significativa de deformação entre 40 N e 1000 N para ser captável pelo extensômetro (6). O dispositivo possui um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade onde encaixarão as pontas de mordida (2) intercambiáveis e pivotantes para medição dente a dente variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro. O dispositivo diminui o risco de viés provocado pela interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) não designado(s) para o teste durante a medição da força de mordida para a análise da capacidade de mastigação e/ou performance mastigatória por meio da verificação da força máxima de mordida (FMM).**Figura a publicar:** 1

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 5**Nome:** ORLANDO SANTIAGO JÚNIOR**CPF:** 48034207691**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Pesquisador**Endereço:** Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha**Cidade:** Belo Horizonte**Estado:** MG**CEP:** 31270-901**País:** BRASIL**Telefone:** (31) 340 93932**Fax:****Email:** patentes@clit.ufmg.br**Inventor 2 de 5****Nome:** THIAGO HENRIQUE RODRIGUES DA CUNHA**CPF:** 06525269695**Nacionalidade:** Brasileira**Qualificação Física:** Pesquisador**Endereço:** Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha**Cidade:** Belo Horizonte**Estado:** MG**CEP:** 31270-901**País:** BRASIL**Telefone:** (31) 340 93932**Fax:****Email:** patentes@clit.ufmg.br**Inventor 3 de 5****PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 24/11/2021 às 19:02, Petição 870210108913

Nome: RODRIGO GRIBEL LACERDA

CPF: 00773877754

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Professor do ensino superior

Endereço: Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha

Cidade: Belo Horizonte

Estado: MG

CEP: 31270-901

País: BRASIL

Telefone: (31) 340 93932

Fax:

Email: patentes@ctit.ufmg.br

Inventor 4 de 5

Nome: MARCUS VINICIUS LUCAS FERREIRA

CPF: 03247187642

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Pesquisador

Endereço: Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha

Cidade: Belo Horizonte

Estado: MG

CEP: 31270-901

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email: patentes@ctit.ufmg.br

Inventor 5 de 5

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Petição Eletrônica em 24/11/2021 às 19:02, Petição 870210108913

Nome: RUDOLF HUEBNER

CPF: 68155247600

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Professor do ensino superior

Endereço: Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha

Cidade: Belo Horizonte

Estado: MG

CEP: 31270-901

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email: patentes@clit.ufmg.br

Documentos anexados

Tipo Anexo	Nome
Comprovante de pagamento de GRU 200	1 - Depósito de PI - 29409161940741369-mesclado.pdf
Portaria	2 - Portaria 2195-2020 - Prof. Gilberto UFMG.pdf
Relatório Descritivo	3 - Relatório descritivo.pdf
Reivindicação	4 - Reivindicações.pdf
Desenho	5 - Desenhos.pdf
Resumo	6 - Resumo.pdf

Acesso ao Patrimônio Genético

- Declaração Negativa de Acesso - Declaro que o objeto do presente pedido de patente de invenção não foi obtido em decorrência de acesso à amostra de componente do Patrimônio Genético Brasileiro, o acesso foi realizado antes de 30 de junho de 2000, ou não se aplica.

Declaração de veracidade

- Declaro, sob as penas da lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

**PETICIONAMENTO
ELETRÔNICO**

Esta solicitação foi enviada pelo sistema Peticionamento Eletrônico em 24/11/2021 às 19:02, Petição 870210108913

[bb.com.br] - Boletto gerado pelo sistema MPAG. 24/09/2021 08:12:27

INSTRUÇÕES:

A data de vencimento não prevalece sobre o prazo legal. O pagamento deve ser efetuado antes do protocolo. Órgãos públicos que utilizam o sistema SIAFI devem utilizar o número da GRU no campo Número de Referência na emissão do pagamento. Serviço: 200-Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Clique aqui e pague este boleto através do Auto Atendimento Pessoa Física.

Clique aqui e pague este boleto através do Auto Atendimento Pessoa Jurídica.

BANCO DO BRASIL		001-9	00190.00009 02940.916196 40741.369173 5 87820000007000			
Nome do Pagador/CPF/CNPJ/Endereço						
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS CPF/CNPJ: 17217985000104						
AV ANTONIO CARLOS 6627 UNIDADE ADMINISTRATIVA II 2 ANDAR SALA 2011, BELO HORIZONTE -MG CEP:31270901						
Sacador/Avalista						
Nosso Número	Nº Documento	Data de Vencimento	Valor do Documento	(-) Valor Pago		
29409161940741369	29409161940741369	23/10/2021	70,00			
Nome do Beneficiário/CPF/CNPJ/Endereço						
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUST CPF/CNPJ: 42.521.088/0001-37						
RUA MAYRINK VEIGA 9 24 ANDAR ED WHITE MARTINS , RIO DE JANEIRO - RJ CEP: 20090910						
Agência/Código do Beneficiário			Autenticação Mecânica			
2234-9 / 333028-1						

BANCO DO BRASIL		001-9	00190.00009 02940.916196 40741.369173 5 87820000007000			
Local de Pagamento						
PAGÁVEL EM QUALQUER BANCO ATÉ O VENCIMENTO						
Nome do Beneficiário/CPF/CNPJ						
INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDUST CPF/CNPJ: 42.521.088/0001-37						
Data do Documento	Nº Documento	Espécie DOC	Acete	Data do Processamento	Agência/Código do Beneficiário	
24/09/2021	29409161940741369	DS	N	24/09/2021	2234-9 / 333028-1	
Uso do Banco	Carteira	Espécie	Quantidade	xValor	Nosso Número	
29409161940741369	17	R\$			29409161940741369	
Informações de Responsabilidade do Beneficiário					(-) Valor do Documento	
A data de vencimento não prevalece sobre o prazo legal.					70,00	
O pagamento deve ser efetuado antes do protocolo.					(-) Desconto/Abatimento	
Órgãos públicos que utilizam o sistema SIAFI devem utilizar o número da GRU n						
o campo Número de Referência na emissão do pagamento.					(-) Juros/Multa	
Serviço: 200-Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de						
Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT					(-) Valor Cobrado	
Nome do Pagador/CPF/CNPJ/Endereço						
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS CPF/CNPJ: 17217985000104						
AV ANTONIO CARLOS 6627 UNIDADE ADMINISTRATIVA II 2 ANDAR SALA 2011,						
BELO HORIZONTE-MG CEP:31270901						
Sacador/Avalista			Código de Barra			
			Autenticação Mecânica - Ficha de Compensação			

Petição 80220108813, de 24/09/2021, pag. 4/42



___ SIAFI2021-CONTABIL-DEMONSTRA-DIARIO (CONSULTA DIARIO CONTABIL) _____
29/09/21 16:01 USUARIO : DANIELA
DATA EMISSAO : 29Set21 TIPO : 1 - PAGAMENTO NUMERO : 2021GR800931
UG/GESTAO EMITENTE : 153254 / 15229 - ADMINISTRACAO GERAL/UFMG
UG/GESTAO FAVORECIDA : 183038 / 18801 - INSTITUTO NACIONAL DA PROPRIEDADE INDU
RECOLHEDOR : 153254 GESTAO : 15229
CODIGO RECOLHIMENTO : 72200 - 6 COMPETENCIA: SET21 VENCIMENTO: 29Set21
DOC. ORIGEM: 153254 / 15229 / 2021NP001931 PROCESSO :
RECURSO : 1
(-)VALOR DOCUMENTO : 70,00
(-)DESCONTO/ABATIMENTO:
(-)OUTRAS DEDUCOES :
(+)MORA/MULTA :
(+)JUROS/ENCARGOS :
(+)OUTROS ACRESCIMOS :
(-)VALOR TOTAL : 70,00
NOSSO NUMERO/NUMERO REFERENCIA : 00029409161940741369
CODIGO DE BARRAS : 89610000000 0 70000001010 3 95523127220 9 00360640000 4
OBSERVACAO
Serviço: 200-Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de
Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT
LANCADO POR : 03844286659 - DANIELA UG : 153254 29Set2021 15:04
PF1-AJUDA PF3-SAI PF2-DADOS ORC/FIN PF4-ESPELHO PF12-RETORNA



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PORTARIA Nº 2195, DE 06 DE ABRIL DE 2020

A REITORA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, no uso de suas atribuições legais e estatutárias, considerando o disposto nos artigos 11 e 12 do Decreto-Lei nº 200, de 25 de fevereiro de 1967,

RESOLVE:

Art. 1º Delegar competência ao Diretor da Coordenadoria de Transferência e Inovação Tecnológica (CTIT), Professor Gilberto Medeiros Ribeiro, Inscrição UFMG nº 247405 e SIAPE nº 1964486, e a seu substituto eventual para, no âmbito desse Órgão,

- a) assinar, por meio eletrônico ou físico, documentos ou instrumentos jurídicos, concernentes ao exercício das atividades de competência da CTIT, no âmbito da Lei 10.973/04 – Lei de Inovação Tecnológica, da Política de Inovação da UFMG e suas resoluções específicas, tais como Contrato de Transferência de *Know-How*, Contrato de Licenciamento de Tecnologia, Contrato de Partilhamento de Titularidade de Tecnologia, Acordos de Confidencialidade e Termos de Sigilo, Termos de Autorização de Teste e documentos afins;
- b) assinar, por meio eletrônico ou físico, documentação necessária para depósito, processamento, adição, retificação, substituição, modificação, ampliação e resposta de relatórios referentes a objeto de proteção de propriedade intelectual junto aos órgãos competentes, em âmbito nacional e internacional;
- c) autorizar a realização de despesas dentro dos limites orçamentários da CTIT;
- d) autorizar a concessão de suprimento de fundos a servidores da Unidade, bem como determinar a baixa de responsabilidade;
- e) requisitar passagens e transportes em geral, por quaisquer vias, nos limites da dotação orçamentária da CTIT;
- f) autorizar viagens de servidores, a serviço da Unidade, arbitrando-lhes as respectivas diárias, obedecidas as disposições legais pertinentes;
- g) assinar contratos, decorrentes de licitação, de dispensa de licitação ou inexigibilidade, no âmbito da CTIT;
- h) prover arrecadação de receitas em geral, no âmbito da CTIT; e
- i) apurar dívidas de terceiros para com a Universidade, oriundas de contratos de cotitularidade, licenciamento, transferência, dentre outros, adotando as medidas necessárias à regularização delas, no âmbito da CTIT.

Art. 2º Com base no disposto no Decreto nº 10.193, de 27 de dezembro de 2019, e no inciso II do art. 1º e art. 3º da Portaria nº 243, de 12 de fevereiro de 2020, do Ministério da Educação (MEC), subdelegar

competência ao supracitado Diretor e a seu substituto eventual para, no âmbito da CTIT,

I - celebrar novos contratos administrativos decorrentes de licitação, de dispensa de licitação e de inexigibilidade, ou prorrogar contratos em vigor relativos às atividades de custeio cujos valores sejam inferiores a R\$500.000,00 (quinhentos mil reais); e

II - autorizar a realização de despesas relativas às atividades de custeio cujos valores sejam inferiores a R\$500.000,00 (quinhentos mil reais).

Art. 3º Tornar sem efeito a Portaria nº 010, de 24 de janeiro de 2019.

Art. 4º A presente Portaria entra em vigor nesta data.

Belo Horizonte, 6 de abril de 2020.

Profa. Sandra Regina Goulart Almeida
Reitora



Documento assinado eletronicamente por **Sandra Regina Goulart Almeida, Reitora**, em 09/04/2020, às 17:17, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0096203** e o código CRC **04D898C8**.

“DINAMÔMETRO DE MORDIDA COM PONTA ARTICULADA”

[01] A presente tecnologia refere-se a um dispositivo para medição de força de mordida, dados estes que são utilizados na Odontologia para conhecimento sobre a situação morfofuncional da boca para diagnóstico, prognóstico, acompanhamento de tratamento ortodôntico. O dispositivo da presente tecnologia é uma ponta articulada para dinamômetro de mordida composta por um grampo em formato de “U” de metal dúctil ou biomaterial deformável que suporte 1000 N de força, que deforme com uma força a partir de 40 N de uma maneira captável e que apresente variação significativa de deformação entre 40 N e 1 kN para ser captável pelo extensômetro (6). O dispositivo possui um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade onde encaixarão as pontas de mordida (2) intercambiáveis e pivotantes para medição dente a dente variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro. O dispositivo diminui o risco de viés provocado pela interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) não designado(s) para o teste durante a medição da força de mordida, interferência essa ocasionada em dispositivos que não possuem a articulação da ponta de mordida (2).

[02] Um dos principais objetivos de um tratamento dental restaurador é devolver ou melhorar a função mastigatória, por meio da restauração dos dentes naturais e/ou da substituição dos dentes perdidos. A avaliação desta função é um importante critério de controle de qualidade dos tratamentos realizados e a análise da capacidade de mastigação e/ou performance mastigatória são objetos de estudos para a garantia de bons resultados. Nestas análises são realizadas a verificação da força máxima de mordida (FMM), por meio da utilização de um gnatodinamômetro, o qual tem como função verificar se há ou não diferença nos valores encontrados, o que refletirá em maior ou menor

desempenho mastigatório, que conseqüentemente reflete diretamente na qualidade de vida dos pacientes.

[03] Os dispositivos utilizados na medição da força de mordida descritos no estado da técnica apresentam algumas necessidades, ou particularidades de medição e de indivíduos a serem testados que criam lacunas, como a impossibilidade de medição dente a dente, variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro (PARK J. T. et al Bite Force Measurement System WIPO KR 20140038885 (A). 31/03/2014. Park, J. T. et al. Functional Malocclusion Diagnostic System. KR20150034873. WIPO. 06/04/2015. SHI F. et al. Bite Force Measuring Instrument. CN204379289. WIPO 10/06/2015. YUAN Z. et al Novel Gel Film Capacitive Sensor for Measuring Full-Mouth Tooth Occlusal Force and Method Thereof. CN 105496430 (A) EPO. 20/04/2016. DONG W.X.; ZUIMIN W. Electronic Occlusion Ergograph and Thin Film type Sensor Measuring Head Preparing Method Thereof. CN107348965A. WIPO. 17/11/2017. HANSEN N. et al Method for Determining the Individual Bite Force of a Patient. WO/2017/093128 WIPO. 08/06/2017. YOUNG M.M. Measuring Device for bite force. KR101712788(B1) WIPO 06/03/2017. XI L.; WENJIE D. Multi-direcional Biting Force Measurement Device Based on Force Sensor. CN107260188. WIPO 20/10/2107. FUYONG L. et al Occlusal Force Detection Device and Occlusal Force Detection Method Thereof. CN106974665. EPO. 25/07/2017. BOROTTO M.; LETIZIA M Capacitive sensor array for dental occlusion monitoring. USPTO US 2017/0265978 A1. 21/09/2017. EDWARDS D.. Jaw Function Measurement apparatus. WIPO. 13/04/2017. KUBE INVATIONS Inc. Intraoral Force Measuring System and Device. CA2933768. WIPO 11/12/2017. XI L. et al Occlusal Force Measurement Device Based on Thin Film Pressure Sensor. WIPO. 17/07/2018. FEITOSA C.C. et al

Instrumento para Registro de Força de Mordida. Br2020170201860U2. INPI. 16/04/2019).

[04] A presente tecnologia tem como objetivo o fornecimento de dados precisos, com baixo custo, facilidade de transporte e otimização para obtenção dos dados. Além disso, se dispõe a melhorar as condições de biossegurança durante as medições, com o intuito de permitir seu uso não somente em pesquisas, mas acesso para uso no dia a dia da clínica odontológica e na saúde coletiva.

[05] Um dos medidores de força oclusal mais utilizados em pesquisas científicas é o *Dental Pre Scale*, Fuji Film Co, Toquio, Japão [Okiyama et al (2003); Matsuyama et al (2006); Goto et al (2008), Ibayashi et al (2008), Kim et al (2009)] que fornece alguns dados além da força de mordida, e é acoplado a um computador que faz a leitura dos dados e fornece informações qualitativas por escala de cores. Esse equipamento possui um alto custo e implica em uma dificuldade de transporte (OKIYAMA S. IKEBE K.; NOKUBI T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 30, 278–282, 2003. MATSUYAMA M. et al. Clinical Assessment of Chewing Function of Obturator Prosthesis Wearers by Objective Measurement of Masticatory Performance and Maximum Occlusal Force. *Int. J. Prosthodont.*, vol. 19, 253–257, 2006. GOTO T.K.; YAMADA T.; YOSHIURA K. Occlusal pressure, contact area, force and the correlation with the morphology of the jaw-closing muscles in patients with skeletal mandibular asymmetry. *Journal of Oral Rehabilitation* vol. 35, 594–603, 2008. IBAYASHI H. et al. Intervention study of exercise program for oral function in healthy elderly people. *Tohoku J.Exp. Med*, vol. 205, 237-245, 2008. KIM, KS et al. Muscle Weakness After Repeated Injection of Botulinum Toxin Type A Evaluated According to

Bite Force Measurement of Human Masseter Muscle. *Dermatol. Surg.*, vol 35,1902–1907, 2009).

[06] Alguns dispositivos são dinamômetros adaptados à medição da força de mordida, como o Miotool (Miotec equipamentos biomédicos) e o DDK (Kratos equipamentos), outros são dispositivos multiuso como o Kinetec (KT comércio de equipamentos para saúde Ltda).

[07] O dispositivo aqui apresentado possui as seguintes vantagens frente ao estado da técnica: possui um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade onde encaixarão as pontas de mordida (2) intercambiáveis e pivotantes para medição dente a dente variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro; diminui o risco de viés provocado pela interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) não designado(s) para o teste durante a medição da força de mordida; possui pontas de mordida (2) com a geometria mais conveniente ou eficiente para posicionamento na região/dente submetido ao teste; com um grau de liberdade para posicionamento das pontas de mordida (2) em um raio de 180° em relação ao eixo longitudinal do grampo (1), o que permite um posicionamento das pontas de mordida (2) em ambos os lados da boca com precisão ótima, mesmo em casos de assimetrias; permite um posicionamento mais adequado das pontas de mordida (2) para teste da mesma região/dente em indivíduos com morfologia facial e de arcos dentários diferentes, diminuindo o risco de viés durante a medição da força de mordida. Esse viés pode ocorrer por interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) que não o designado para o teste, por incorreto posicionamento das pontas de mordida (2) na região/dente testado por dificuldade de acesso (pode ocorrer um giro do grampo (1) alterando o teste pela carga não estar perpendicular ao grampo (1)). Além disso, o extensômetro (6) está fixado na região posterior do grampo

(1), para diminuir o risco de contaminação do extensômetro por saliva em caso de rasgamento do plástico protetor que será utilizado para biossegurança durante o teste.

BREVE DESCRIÇÃO DAS FIGURAS

[08] A Figura 1 exibe a vista, em perspectiva, da ponta articulada para dinamômetro de mordida, composta por grampo (1), ponta de mordida (2), elemento de fixação (3), corpo do elemento de fixação (3B) e extensômetro (6).

[09] A Figura 2 detalha o elemento grampo (1), dotado, em suas extremidades, de canal de movimentação da ponta de mordida (4) e orifício de fixação (5).

[010] A Figura 3 exibe a vista explodida da ponta articulada para dinamômetro de mordida, composta por grampo (1), ponta de mordida (2) e elemento de fixação (3), composto por cabeça do elemento de fixação (3A) e corpo do elemento de fixação (3B), canal de movimentação da ponta de mordida (4), orifício de fixação (5) e extensômetro (6).

DESCRIÇÃO DETALHADA DA TECNOLOGIA

[011] A presente tecnologia refere-se a um dispositivo para medição de força de mordida, dados estes que são utilizados na Odontologia para conhecimento sobre a situação morfofuncional da boca para diagnóstico, prognóstico e acompanhamento de tratamento ortodôntico. O dispositivo da presente tecnologia é uma ponta articulada para dinamômetro de mordida composta por um grampo de metal dúctil ou biomaterial deformável que suporte 1000 N de força, que deforme com uma força a partir de 40 N de uma maneira captável e que apresente variação significativa de deformação entre 40 N e 1 kN para ser captável pelo extensômetro (6). O dispositivo possui um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade onde encaixarão as pontas

de mordida (2) intercambiáveis e pivotantes para medição dente a dente variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro. O dispositivo diminui o risco de viés provocado pela interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) não designado(s) para o teste durante a medição da força de mordida.

[012] A ponta articulada para dinamômetro de mordida é composta por um grampo (1) em formato de "U" e duas pontas de mordida (2) fixadas ao grampo (1) por meio de um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade do grampo (1) onde encaixarão as pontas de mordida (2), e dos elementos de fixação (3) que estão inseridos no orifício de fixação (5) e promovem a movimentação relativa entre pontas de mordida (2) e grampo (1), sendo a movimentação do grampo (1) captada por um extensômetro (6).

[013] O referido dispositivo possibilita a movimentação das pontas de mordida (2) em relação ao grampo (1) devido à articulação formada entre o orifício de fixação (5) e o elemento de fixação (3) o qual poderá ser um pino, rebite, cavilha ou parafuso.

[014] O sistema de encaixe das pontas de mordida (2) no grampo (1) através do elemento de fixação (3) permite uma rápida troca das pontas de mordida (2) para colocação, em ambas as extremidades do grampo (1). Essa troca se dá pela utilização de pontas de mordida (2) com a geometria mais conveniente ou eficiente para posicionamento na região/dente submetido ao teste.

[015] A articulação pivotante entre o grampo (1) e as pontas de mordida (2) feita através do orifício de fixação (5) e do elemento de fixação (3) concede um grau de liberdade para posicionamento das pontas de mordida (2) em um raio de 180° em relação ao eixo longitudinal do grampo (1). Isso permite um posicionamento das pontas de mordida (2) em ambos os lados da boca com precisão ótima, mesmo em casos de

assimetrias; permite um posicionamento mais adequado das pontas de mordida (2) para teste da mesma região/dente em indivíduos com morfologia facial e de arcos dentários diferentes, diminuindo o risco de viés durante a medição da força de mordida. Esse viés pode ocorrer por interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) que não o designado para o teste, por incorreto posicionamento das pontas de mordida (2) na região/dente testado por dificuldade de acesso (pode ocorrer um giro do grampo (1) alterando o teste pela carga não estar perpendicular ao grampo (1)).

[016] A deformação do grampo (1) será captada por um extensômetro (6) de nanotubo de carbono fixado na região posterior do grampo (1). A região foi escolhida para diminuir o risco de contaminação do extensômetro por saliva em caso de rasgamento do plástico protetor que será utilizado para biossegurança durante o teste.

[017] A transmissão e decodificação do sinal elétrico emitido pelo extensômetro (6) pode ser feita por uma plataforma de prototipagem que conterà um *real time clock* (RTC) para registro do horário do teste, um cartão micro SD para armazenamento de dados, um sistema de transmissão dos dados para um *display* LCD para leitura de dados e um sistema de transmissão de dados para as nuvens utilizando internet das coisas para geração de relatórios.

REIVINDICAÇÕES

- 1. Dinamômetro de mordida com ponta articulada composto por um grampo (1) em formato de “U” caracterizado por** conter duas pontas de mordida (2) articuladas ao grampo (1) por meio de um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade do grampo (1) onde encaixarão as pontas de mordida (2), e dos elementos de fixação (3), composto por cabeça do elemento de fixação (3A) e corpo do elemento de fixação (3B), que estão inseridos no orifício de fixação (5) e promovem a movimentação relativa entre pontas de mordida (2) e grampo (1), sendo a movimentação do grampo (1) captada por um extensômetro (6).
- 2. Dinamômetro de mordida com ponta articulada, de acordo com a reivindicação 1, caracterizada pelos** elementos de fixação (3) serem selecionados do grupo compreendendo pino, rebite, cavilha ou parafuso.
- 3. Dinamômetro de mordida com ponta articulada, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 e 2, caracterizada pelas** pontas de mordida (2) serem articuladas em um raio de 180° em relação ao eixo longitudinal do grampo (1).
- 4. Dinamômetro de mordida com ponta articulada, de acordo com a qualquer uma das reivindicações 1 a 3, caracterizada pelo** grampo ser fabricado em metal dúctil ou biomaterial deformável que suporte uma força de 1000 N.
- 5. Dinamômetro de mordida com ponta articulada, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 4, caracterizada pelo** grampo (1) apresentar deformação captável a partir de uma força de mordida de 40 N e apresentar variação significativa de deformação entre 40 e 1000 N.

2/2

6. Dinamômetro de mordida com ponta articulada, de acordo com qualquer uma das reivindicações 1 a 5, caracterizada pelo extensômetro (6) ser de nanotubo de carbono.

1/2

DESENHOS

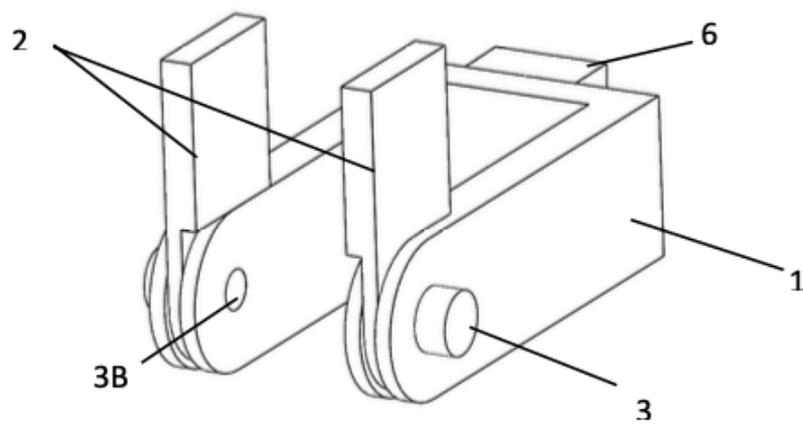


FIGURA 1

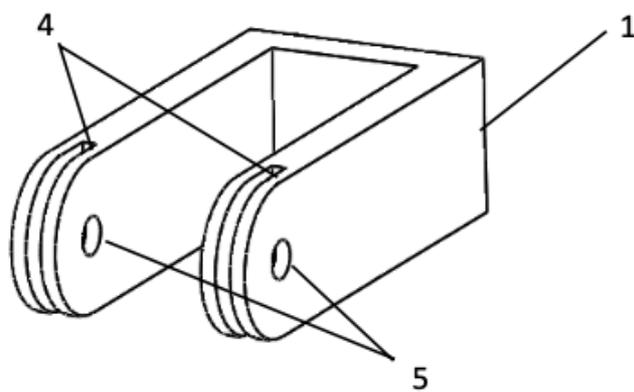


FIGURA 2

2/2

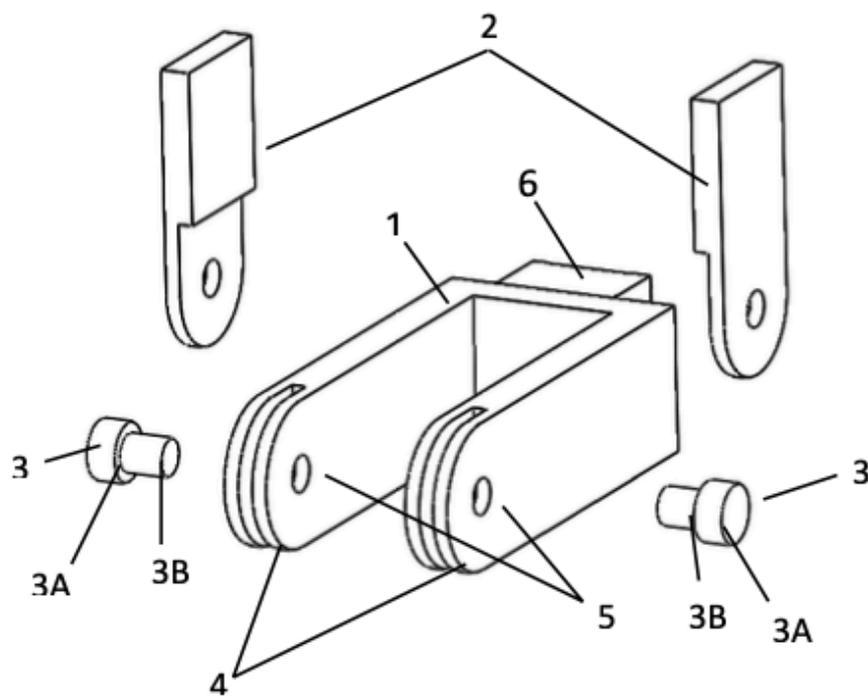


FIGURA 3

RESUMO**“DINAMÔMETRO DE MORDIDA COM PONTA ARTICULADA”**

A presente tecnologia refere-se a um dispositivo para medição de força de mordida, dados estes que são utilizados na Odontologia para conhecimento sobre a situação morfofuncional da boca para diagnóstico, prognóstico e acompanhamento de tratamento ortodôntico. O dispositivo da presente tecnologia é uma ponta articulada para dinamômetro de mordida composta por um grampo de metal dúctil ou biomaterial deformável que suporte 1000 N de força, que deforme com uma força a partir de 40 N de uma maneira captável e que apresente variação significativa de deformação entre 40 N e 1000 N para ser captável pelo extensômetro (6). O dispositivo possui um canal de movimentação da ponta de mordida (4) em cada extremidade onde encaixarão as pontas de mordida (2) intercambiáveis e pivotantes para medição dente a dente variando de acordo com o dente e a dentição (decídua ou permanente), ou de quadrante inteiro. O dispositivo diminui o risco de viés provocado pela interferência das pontas de mordida (2) com outro(s) dente(s) não designado(s) para o teste durante a medição da força de mordida para a análise da capacidade de mastigação e/ou performance mastigatória por meio da verificação da força máxima de mordida (FMM).

APÊNDICE F – Captação e transmissão de dados colhidos

Captação e transmissão de dados

Ambos os extensômetros apresentaram precisão na medição das cargas. Eles capturaram pressão de 40 N e registraram variações de carga (265 N, 370 N e 1 kN) com uma curva que forneceu medição precisa das variações de carga monitoradas pelo multímetro. Porém o de NTC apresentou histerese e optou-se por utilizar o modelo comercial de 120 Ohms.

O sistema de captura e transmissão de dados testado consiste no extensômetro, um microcontrolador alojado em uma caixa impressa em 3D, que enviará o sinal para o visor para leitura e armazenamento de dados, e uma peça de mão impressa em 3D para aderência do grampo durante o teste de força de mordida. O microcontrolador compreende uma plataforma de prototipagem, um módulo HX711 A/D de 24 bits, um display LCD 16x2 com I2C, um módulo de cartão micro-SD e um Real Clock RTC DS3231 (Maxim integrado). Durante os testes de bancada foram testadas duas plataformas de prototipagem, a placa de prototipagem Arduino Nano (Gravitech) e/ou a Wemos D1 ESP 8266 (WeMos). Foi necessário a inserção de um amplificador de sinais para melhor qualidade do sinal.

O fluxograma do Sistema de decodificação e transmissão de dados do sinal elétrico gerado pelo extensômetro com o uso das plataformas pode ser visto na figura 4..

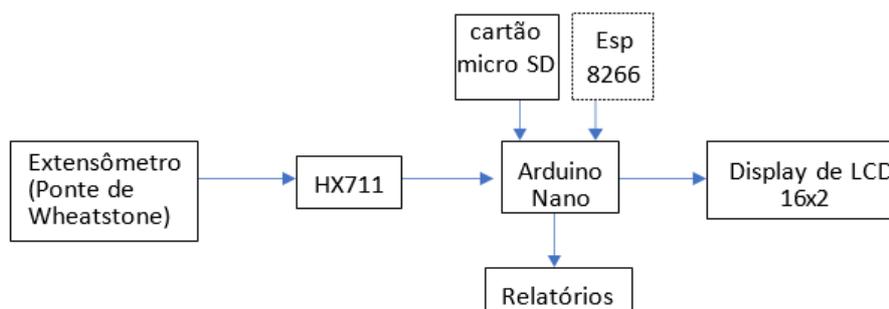
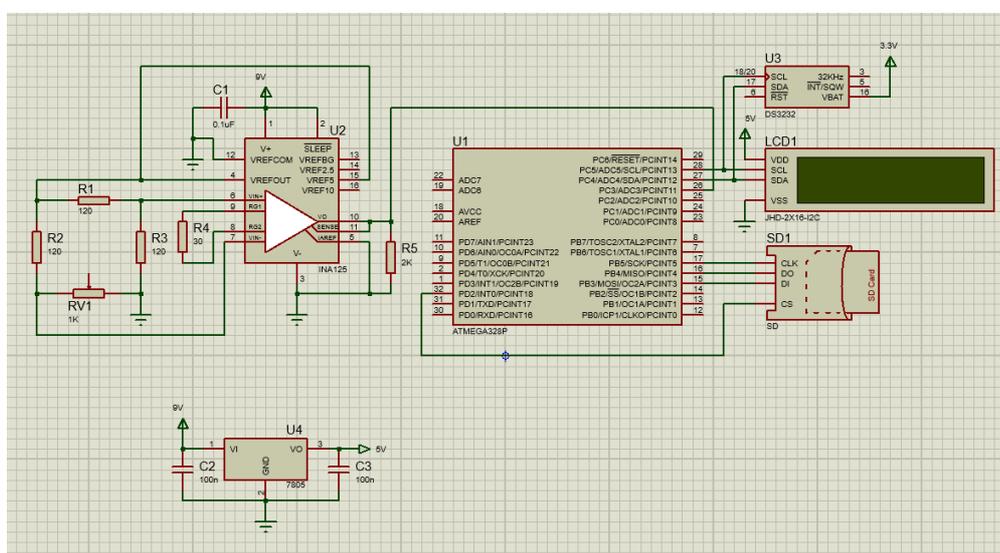


Figure 4 - Flowchart

A plataforma Arduino Nano (Gravitec) recebe o sinal digital convertido pelo HX711, processa este sinal para disponibilizá-lo no display LCD 16x2 com módulo I2C, e armazenar os dados em um módulo de cartão micro-SD, os dados fornecidos pelo Relógio em Tempo Real RTC DS3231 (Maxim integrado) também foram corretamente armazenados no cartão micro-SD. Usando a plataforma Wemos D1 ESP 8266 (WeMos) adicionamos ao processo o armazenamento dos dados nas nuvens.

O diagrama da decodificação e transmissão dos sinais elétricos gerados pelo extensômetro com o uso das plataformas pode ser visto na Figura 1. Os dados do gnatodinamômetro e do Relógio de Tempo Real são armazenados no cartão micro sd em ambas as plataformas, no Wemos D1 ESP 8266 é enviado por Wi-Fi para um computador ou imediatamente enviado para as nuvens. Os relatórios podem ser gerados usando IoT Thingspeak (The MathWorks Inc).

Figura 1. Diagrama de decodificação e transmissão de dados



9.3.1 Protocolos de transmissão de dados

9.3.1.1 Protocolo I²C

O I²C é um barramento serial de computador criado pela Philips Semicondutores e utilizado para conectar periféricos de baixa velocidade a dispositivos eletrônicos. O I²C utiliza duas linhas bidirecionais: uma linha de dados seriais (SDA) e uma linha de clock serial (SCL). O barramento I²C tem um endereço que pode ser de 7 ou 10 bits, conforme o dispositivo. Os dispositivos do barramento I²C compreendem um dispositivo mestre (*master*) e um ou mais dispositivos escravos (*slaves*). Todos ficam conectados as mesmas conexões de dados e linhas do clock.

O dispositivo mestre gera o sinal de clock, e inicia a comunicação com os dispositivos escravos, que por sua vez recebe o sinal do clock e responde quando solicitado pelo mestre. É possível ter vários dispositivos mestres, sendo que os dispositivos mestre e escravo podem trocar de papéis entre mensagens.

Dentro de cada dispositivo há registradores que podem ser lidos e escritos a fim de controlar ou alterar a sua configuração.

9.3.1.2 Protocolo SPI

SPI é uma forma de troca de informações entre dois dispositivos, cujas vantagens são: precisar de apenas 4 pinos do Arduino e de ser rápida. É um protocolo síncrono que permite que um dispositivo mestre se comunique com um dispositivo escravo. Os dados são controlados por um sinal de clock (CLK) que decide quando podem ser trocados e quando são válidos para leitura. A taxa do clock pode variar.

SPI é um protocolo mestre-escravo, significando que um dispositivo mestre controla o sinal de clock. Nenhum dado pode ser transmitido a menos que haja um pulso do clock. Também é um protocolo de troca de dados, significando que à medida que registramos a saída de dados, ocorre também a entrada de novos dados.

O pino Slave Select (SS) controla quando um dispositivo pode ser acessado, caso mais de um escravo esteja anexado ao mestre. Quando há apenas um dispositivo escravo, o SS é opcional. Entretanto como regra deve ser utilizado independentemente do caso, pois também pode servir como um reset

para o escravo. O sinal de seleção do escravo é enviado pelo mestre para dizer ao escravo que se deseja iniciar uma troca de dados SPI. O sinal está ativo (selecionado) quando LOW, e inativo quando HIGH.

As duas linhas de dados são conhecidas como MOSI(*master output, slave input*) e MISO(*master input, slave output*). A saída de dados ocorre apenas durante a extremidade ascendente ou descendente do sinal do clock no SCK (serial Clock). Assim, se o dispositivo estiver definido para enviar dados do mestre na extremidade ascendente do pulso do clock, dados seriam enviados de volta do escravo na extremidade descendente. Portanto, os dados são enviados tanto a partir do mestre(MOSI) quanto para o mestre (MISO) durante o pulso do clock. Apesar do nosso interesse ser apenas em ler os dados de um dispositivo, ainda terá que se enviar dados nos dois sentidos durante uma troca.

Os três registradores utilizados pelo barramento da SPI são:

SPCR – control register (registrador de controle da SPI)

SPDR – SPI data register (registrador de dados da SPI)

SPSR – SPI status register (registrador de estado da SPI)

O registrador de controle tem 8 bits e cada um deles controla uma configuração específica da SPI.

Os bits estão relacionados na tabela 11.2

SPIE – SPI Interrupt Enable – ativa a interrupção da SPI, caso seu valor seja 1

SPE – SPI Enable - Quando definido como 1,a SPI está ativada

DORD – Data Order – LSB transmitido primeiro, se 1, e MSB ,transmitido primeiro, se 0

MSTR – Master/ Slave Select – Define o Arduino em modo mestre se configurado como 1 e modo escravo, se 0.

CPOL – Clock Polarity – Se 1, define o clock como ocioso quando em estado alto e, se configurado como 0, o clock fica ocioso quando em estado baixo.

CPHA – Clock Phase – Determina se a amostragem dos dados ocorre na extremidade ascendente ou descendente do clock.

SPR1/0 – SPI Clock Rate Select 1& 0 – Esses dois bits controlam a taxa do clock do dispositivo mestre.

Não há uma configuração padrão para SPI, portanto os fabricantes criam dispositivos com pequenas diferenças. Basicamente, o barramento SPI é um dispositivo mestre e outro escravo, que desejam se comunicar entre si.

9.3.1.3 Protocolo UART

O protocolo UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) é uma comunicação assíncrona, ou seja, sem sinal de relógio. Os bits são enviados/recebidos em uma determinada cadência acordada entre o emissor e o receptor. Portanto, para que haja a comunicação, é necessário que o transmissor e o receptor estejam configurados a uma mesma taxa de transmissão (*baudrate*, dado em bits por segundo).

A comunicação serial (UART) possibilita a comunicação entre a placa e um computador ou entre a placa e um dispositivo. É através desse canal que realiza o carregamento do código para a placa.

Este projeto utiliza os protocolos I²C, SPI e UART. O protocolo I²C é utilizado para comunicação do display; o protocolo UART é para comunicação do Arduino com o notebook, e o protocolo SPI é para comunicação com o RTC (*real time clock*).

O protocolo I²C é utilizado para conectar periféricos de baixa velocidade a dispositivos eletrônicos. Esse protocolo utiliza duas linhas bidirecionais: uma linha de dados seriais (SDA) e uma linha de *clock serial* (SCL). Os dispositivos do barramento I²C compreendem um dispositivo mestre (*master*) e um ou mais dispositivos escravos (*slaves*). O dispositivo mestre gera o sinal de *clock*, e inicia a comunicação com os dispositivos escravos, que por sua vez recebe o sinal do *clock* e responde quando solicitado pelo mestre. É possível ter vários dispositivos

mestres, sendo que os dispositivos mestre e escravo podem trocar de papéis entre mensagens.

O protocolo UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*) é uma comunicação assíncrona, ou seja, sem sinal de relógio. Os bits são enviados/recebidos em uma determinada cadência acordada entre o emissor e o receptor. Portanto, para que haja a comunicação, é necessário que o transmissor e o receptor estejam configurados a uma mesma taxa de transmissão (*baudrate*, dado em bits por segundo).

Basicamente, o barramento SPI é um dispositivo mestre e outro escravo, que desejam se comunicar entre si. SPI é uma forma de troca de informações entre dois dispositivos, cujas vantagens são: precisar de apenas 4 pinos do Arduino e de ser rápida. É um protocolo síncrono, portanto os dados são controlados por um sinal de *clock* (CLK) que decide quando os dados podem ser trocados e quando são válidos para leitura. SPI é um protocolo mestre-escravo, significando que um dispositivo mestre controla o sinal de *clock*. As duas linhas de dados são conhecidas como MOSI (*master output, slave input*) e MISO (*master input, slave output*), sendo que os dados são enviados tanto a partir do mestre (MOSI) quanto para o mestre (MISO) durante o pulso do *clock*.

O protótipo montado pode ser visto na figura , onde pode ser observado o grampo com os dois extensômetros colados e o sistema de decodificação e transmissão de dados.

Na figura 3 pode ser visto em detalhe a case com os botões de liga e desliga (verde com os símbolos I e O) o display e mais dois botões, o verde que controla cada medição e o preto que, diante de viés de medição reseta a última medição. NA figura 4 podem ser observados os componentes e as conexões da plataforma de prototipagem.

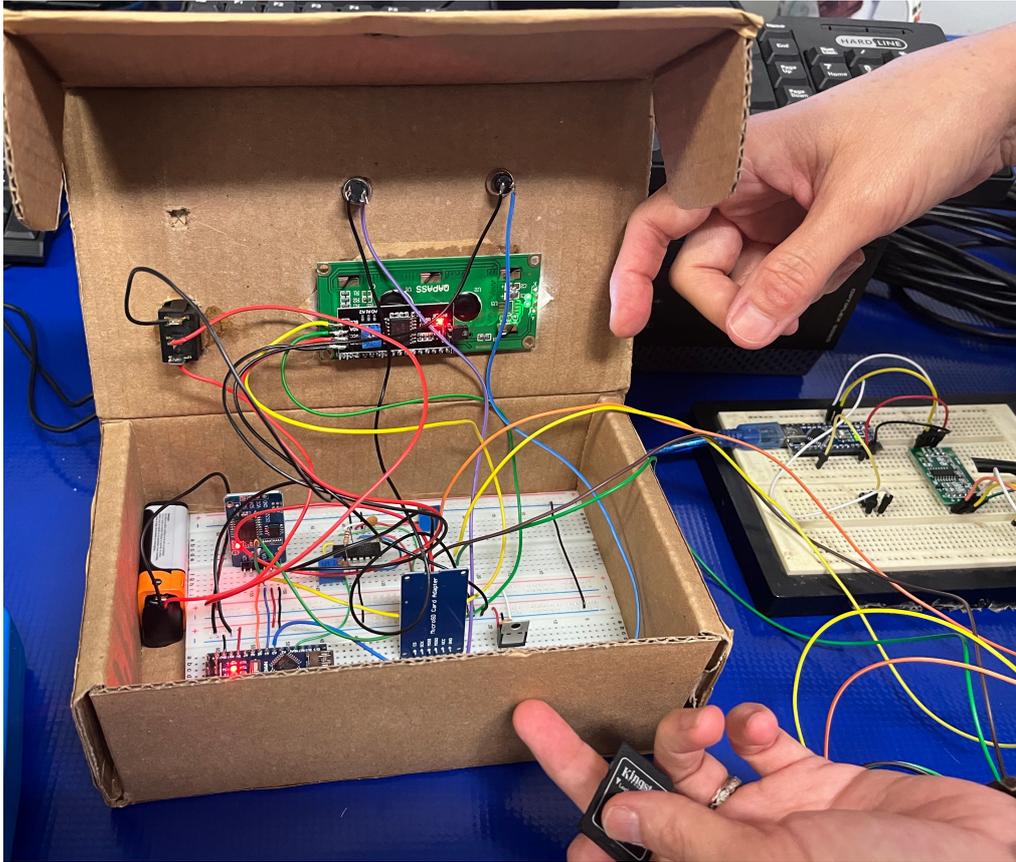
Figura 2. Dispositivo montado



Figura 3. Case do sistema de decodificação com os botões de acionamento



Figura 4. Case aberto mostrando as conexões e os componentes da plataforma de prototipagem





DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO DE SINAIS PARA MEDIÇÃO DE FORÇA DE MORDIDA DE SERES HUMANOS

Elizabeth Akemi Fujito*, Orlando Santiago Junior*, Hegler Kelsner de Araujo Rocha**, Jean Andrade Canestri*, Rudolf Huebner*

O dente humano é utilizado várias vezes ao dia, uma quantidade que é provavelmente da ordem de magnitude inferior aos nossos ancestrais, devido ao consumo de comidas cozidas que reduzem a necessidade da quebra do alimento na boca. No dia a dia, pessoas fazem milhões de contatos mecânicos prejudiciais, e não há solução atual de engenharia, de qualquer material, que se compare à excepcional tolerância ao dano que o esmalte dental humano possui. A consequência mais comum desses contatos mecânicos prejudiciais, são o desgaste da coroa dentária. Esse desgaste é um aspecto extremamente importante da biologia oral. Há quem diga que o desgaste é devido às forças mecânicas, mas na opinião dos dentistas, a dissolução química está sempre envolvida. Os padrões de stress no tecido dentário são influenciados pela direção variável da força de mordida.⁽⁵⁾

A força de mordida é entendida como o esforço exercido entre os dentes superiores e inferiores, quando a mandíbula é elevada pelos músculos mastigatórios. É uma importante ferramenta para avaliar o estado funcional do sistema mastigatório e foi utilizada para avaliar a função oral em diferentes máis oclusões, nas cirurgias orais, nas disfunções temporomandibulares e nas doenças neuromusculares. A força de mordida pode sofrer influência de acordo com a morfologia craniofacial, gênero, idade, número de dentes.⁽⁷⁾ Ela também está relacionada com o tamanho, espessura e a atividade do músculo mastigatório, oclusão dental, condição de dentição junção temporomandibular, dor e forma da arcada. Entretanto alguns desses fatores estão correlacionados. Por exemplo, com o aumento da idade, crescem a massa muscular, o corpo e a força, juntamente com alterações na dentição, aumento do contato oclusal, alterando a capacidade de aplicar maior força de mordida. A determinação dos níveis da força de mordida tem sido largamente utilizada na odontologia para entender as atividades musculares, o movimento

mandibular durante a mastigação, a influência de fatores psicológicos na mudança das forças oclusais, na performance mastigatória e investigar o biomecanismo dos dispositivos protéticos. Forças de mordida são propensas a variações conforme métodos experimentais, incluindo design instrumental, o enfoque do pesquisador, a cooperação da criança participante, a posição dentro da arcada dentária que a força de mordida medida é tomada, a posição da cabeça, e a extensão da separação vertical do dente e da mandíbula quando acomoda o dispositivo medido.⁽²⁾

Em condições clínicas, a informação da força de mordida pode ajudar no planejamento de diagnóstico e tratamento da desordem do ATM (Articulação Temporomandibular). Uma compreensão da força de mordida máxima é importante no campo da prótese dental, pois a medida de força de mordida pode prover valores de referência para avaliar a biomecânica e a eficiência do tratamento protético. Além do mais, força de mordida máxima pode ser considerada quando seleciona o material apropriado para construir a restauração protética a fim de assegurar que a carga do material caia dentro das forças de mordida comumente encontradas.⁽⁷⁾ A força de mordida do paciente também pode auxiliar no diagnóstico para determinar o tamanho do implante dentário, o número de implantes e o desenho da prótese para restauração de edentulismo parcial. A seleção do tamanho do implante e desenho protético é influenciado pela capacidade de força da mandíbula do paciente. Assim, conhecendo a capacidade da força de mordida do paciente, a princípio pode auxiliar o implantodontista a garantir um resultado de tratamento favorável, ou seja, o tratamento adequado para prevenir falhas após carregar a prótese definitiva.⁽¹⁾ Em estudo realizado para registrar diferentes estágios de dentição em crianças e estudar a relação da força oclusal em relação ao peso, altura e gênero, foram detectadas diferença de gênero nos grupos de dentição primária tardia, dentição mista precoce e dentição mista tardia. Idade e altura foram significativamente correlacionadas com a força de mordida máxima em todos os estágios de dentição exceto no grupo de crianças com dentição primária precoce. A força de mordida máxima tende a aumentar até a idade de 20 anos em homens e 17 anos nas mulheres. Foi relatado que a máxima força de morida é maior em homens do que em mulheres.⁽³⁾

* PPGMEC-UFMG

** PUC-MG

O objetivo deste projeto é desenvolver um Sistema de Aquisição e Tratamento de Sinais para Medição da Força de Mordida de Seres Humanos, com o intuito de auxiliar profissionais da área odontológica a diagnosticar anormalidades na arcada dentária dos pacientes, através da medição da força de mordida dos mesmos.

O elevado custo dos dispositivos existentes no mercado, nos motivou a buscar novas alternativas para realizar as medições das forças de mordida. O dispositivo tem como intuito ser compacto, de fácil manuseio e ter baixo custo de produção.

O Gnatodinamômetro é um dispositivo que está sendo desenvolvido para aquisição e tratamento de sinais, a fim de medir a força de mordida de seres humanos. Testes realizados com extensômetros utilizando CAD (*Computer Aided Design*) / CAM (*Computer Aided Manufacture*) e MEF (Método dos Elementos Finitos) mostraram que esses dispositivos são adequados para medições de força de mordida, além de apresentarem baixo custo. Portanto foram selecionados para serem utilizados neste projeto. O extensômetro capturará a força de mordida do paciente, e o sinal será encaminhado para Ponte de Wheatstone que mensurará a variação da resistência na forma de tensão. Devido ao baixo valor de tensão fornecido pela Ponte de Wheatstone será necessário o uso de um amplificador, que enviará o sinal ao Arduino Nano, que o processará para ser visualizado no *display* de LCD 16x2 I2C. Os dados obtidos serão armazenados no cartão micro SD para posterior elaboração de relatórios, conforme Fig.1.

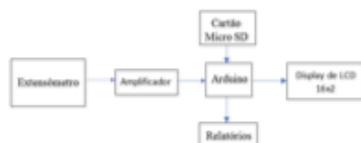


Figura 1. Fluxograma

Inicialmente foram realizados testes com os extensômetros comerciais (120ohms e 350 ohms) e extensômetro de nanotubo de carbono, a fim de selecionar o que apresentasse melhor desempenho para as medições. Apesar do extensômetro de nanotubo de carbono apresentar maior sensibilidade, foi detectado a presença de histerese. Portanto selecionamos o sensor de 120 ohms, que demonstrou ter mais sensibilidade do que o sensor de 350 ohms.

Para coleta de dados, o paciente fará 6 mordidas no aparelho, sendo que a primeira mordida será para a adaptação do usuário ao aparelho. A literatura recomenda o intervalo de 30 segundos entre cada mordida, a fim de evitar fadiga. Desta forma serão obtidos os valores da força máxima e a média das forças de mordida. Cada paciente terá a força de mordida medida em 4 dentes: dente anterior de cada lado e dente posterior de cada lado, sendo que para

Obteve-se a curva do extensômetro de 120 ohms com 2 sensores instalados no grampo, conforme Fig. (2) e verificou-se que o resultado apresentou uma boa linearidade das leituras.

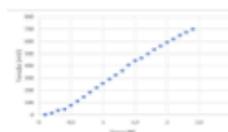


Figura 2. Curva do extensômetro de 120 ohms com 2 sensores, o autor (2022)

Neste projeto, aplica-se a lei de Hooke que refere à deformação elástica. A deformação do extensômetro causará a variação da corrente, que por sua vez variará a tensão da Ponte de Wheatstone. Essa tensão será convertida em Newton, obtendo desta forma, a força de mordida do paciente.

O legado deste projeto é facilitar ao profissional da saúde avaliar anomalias na arcada dentária do paciente através do relatório gerado pelo Gnatodinamômetro, possibilitando encaminhar o paciente para o tratamento adequado. O reduzido custo do aparelho permitirá que mais pessoas possam ter acesso a ele, contribuindo desta forma com a ciência que poderá obter uma melhor avaliação da força de mordida.

REFERÊNCIAS

1. Flanagan, Dennis et al. **Jaw Bite Force Measurement Device**. Journal of Oral Implantology.2012.
2. Mountain,Gary; Wood, David; Toumba, Jack.. **Bite force measurement in children with primary dentition**. International Journal of Paediatric Dentistry. 2010.
3. Owais, Arwa; Shaweesh, Mona; Alhaija, Elham. **Maximum occlusal bite force for children indifferent dentition stages**. European Journal of Orthodontics. 2012
4. Peter, W. Lucas; Ridwaan, Omar. **New Perspective on Tooth Wear**.National Library of Medicine. 2012.
5. Umesh, Sarath; Padsma, Srivani; Asokan, Sundararajan; Srinivas, Talabattula .**Fiber Bragg Grating based bite force measurement**. Journal of Biomechanics,2016.
6. Vilela, Mozine et al. **Força de mordida em crianças com morida cruzada posterior**. Audiology Communication Research. 2016.
7. Vuuren, L. Jansen et al. **Development of a bite force transducer for measuring maximum voluntary bite forces between individual opposing tooth surfaces**. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.2020.

RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.

* PPGMEC-UFMG

** PUC-MG

APÊNDICE G – Arquivo em PDF do artigo Publicado como parte do requerimento para defesa de Tese

Clinical Oral Investigations
<https://doi.org/10.1007/s00784-023-04901-x>

RESEARCH



Impact of pivoting bite tip on bite force measurement tests

Orlando Santiago Jr.¹ · Rosana C. Cruz¹ · Thiago Henrique R. da Cunha² · Rodrigo G. Lacerda³ · Marcus Vinícius L. Ferreira⁴ · Rudolf Huebner¹

Received: 2 September 2022 / Accepted: 3 February 2023
 © The Author(s), under exclusive licence to Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2023

Abstract

Objective Present a gnathodynamometer design that increases patient comfort, precision, and/or ease for the operator during bite force tests.

Materials and methods A bite tip capable of pivoting 180° was tested on senior dental students in a double-blind trial. The tests were performed in teeth 11 and 16 with the bite tip on the long axis of the clamp and at an angle of 90° to the clamp. The sample was composed of 24 students, 13 males and 11 females, randomly divided into two groups: the operator group (OP), which was composed of 12 students, 7 males and 5 females, and the test group (TI), which was composed of 12 students, 6 males and 6 females. The operator and participants were asked to evaluate comfort and precision/ease in positioning the bite tip by attributing scores from 0 (total discomfort) to 10 (total comfort) during the test.

Results No difference was noted in tooth 11 ($P > 0.05$). In tooth 16, there was a statistically significant improvement ($P < 0.01$) for the participants tested and the operator using the pivoting bite tip.

Conclusions The pivoting bite tip showed no difference in the comfort of the participants and operator precision when testing incisors; however, the tip showed a difference for both conditions in the molar region. The gnathodynamometer geometry showed good results in participant comfort and operator precision when used in bite force tests of the incisors and molars. Further investigations are needed to confirm whether these improvements influence the mean value and maximum bite force measurement.

Clinical relevance Bite force measurement is a method for obtaining important data to check the functional conditions of the stomatognathic system. With the aging of the world population, it has become important to check the quality of life during aging. The pivoting bite tip improves the comfort and precision of bite tests for the participants tested and for the operator, respectively.

Keywords Bite force · Gnathodynamometer · Dynamometer · Occlusal force · Low cost

Introduction

Bite force can be defined as the force exerted by masticatory muscles on the occlusal surfaces of the teeth [1]. The measurement of bite force is a complementary test that provides information that can be used in diagnosis and follow-up of treatment evolution; for instance, this measurement can provide information about the curative effects of dental restorations, periodontal and orthodontic treatments, and posttreatment. Thus, it is useful in various dental specialties, such as prosthetics, temporomandibular disorders and

orofacial pain (a recognized specialty in Brazil), surgery, and oral and maxillofacial traumatology, among others [2–4].

Today, with the world population getting older, bite force measurement in elderly people is becoming increasingly essential. Bite force is a particularly useful index for determining masticatory function, when poor masticatory function is associated with low quality of life, malnutrition, and difficulty swallowing. Moreover, bite force is associated with increased mortality, physical frailty, and sarcopenia and is a reliable indicator of life expectancy [5]. Deficient chewing in elderly individuals, detected by decreased bite force, greatly influences the food choice of the individual, causing deficiencies in protein, fibers, minerals, and vitamins and leading to a risk of malnutrition. The authors also reported that the maintenance of oral health in elderly persons is

✉ Orlando Santiago Jr.
 osjofm@gmail.com

Extended author information available on the last page of the article

important for maintaining a healthy and independent life [6]. Another risk arising from a low bite force is the development of cardiovascular diseases [7].

Bite force measurement devices that use pressure films, such as those manufactured by Fuji Films Co. [8, 9], manufactured by GC Co. [6, 10], or by Demetec [11], cannot be bought in Brazil because they are not registered with the Brazilian National Sanitary Agency (ANVISA). Regarding prices, the precision force gauge (PCE FG) [12], for instance, costs 1899.48 euros (<http://www.qualitaturprofis.at/dynamometer-pce-fg-200k-new-modell-pce-fb-150k>), and with import taxes (14.4%—<https://www.gov.br/receita-federal/pt-br>), it costs 2173.00 euros (US \$2543.00) in Brazil, which is expensive for a developing country. Therefore, the price and impossibility of buying these products in Brazil gave rise to the idea to develop a low-cost gnathodynamometer. The Kratos digital dynamometer IDDK can be purchased, but its geometry and price can be improved [13, 14].

A search of the USPTO, WIPO, EPTO, and INPI sites revealed that there were no patents pertaining to the idea of providing more comfort to participants tested and more precise positioning of the bite tip by the operator than the device presented here. A patent deposit was made at INPI (Brazilian Patent Office) “Dinamômetro de Mordida com Ponta Articulada” (Bite Force Dynamometer with Pivoting Bite Tip) on 11.24.2021/protocol number: BR1020210236930.

During the development of the gnathodynamometer, when testing the design of the device, it was found that measuring bite force in the permanent molars could generate some discomfort for the patient, and it was difficult for the operator to position the bite tip precisely (in the region where the bite force will be applied) during the test, which might cause bias (Fig. 1). The literature was searched for information about bite geometry. Some authors have used bite plates manufactured with distinct materials to improve

the geometry of the gnathodynamometer [3, 15–18]. Some authors [19–21] used customized ones with compact bite tips. Some gnathodynamometers found in the literature do not seem to take patient comfort into consideration [22]. Of note, some researchers [23] developed a more anatomical type of device to improve bite force test conditions.

Sensor films, such as the T-Scan III (Tek-Scan Inc.) [24–26], the Dental prescale II (GC Co.) [7, 27], and the prescale 50H (Fujifilm Corp.), are thin, are easy to place between the teeth, and provide more information than the bite force alone [8–10, 28]; however, they are not available in Brazil.

Therefore, a pivoting bite tip was developed to improve these conditions (Figs. 2 and 3). The idea of a pivoting bite tip was based on the consulted literature. The devices found in the literature [29–31] were improved by changing their geometry and adjusting the pivoting part dimensions to be more anatomical in an effort to create a more efficient bite



Fig. 1 The gnathodynamometer between teeth 16 and 46 with straight bite tip. The lips and cheeks had to be stretched for correct positioning of the bite tip



Fig. 2 The gnathodynamometer with straight bite tip. The bite tip is on the long axis of the load cell



Fig. 3 The gnathodynamometer with 90° bite tip. The bite tip is on an angle with 90° with the load cell

tip to increase participant comfort and operator precision during tests.

The hypothesis of this work was to assess whether the proposed change in the bite tip (allowing it to pivot a full 180 degrees) (Figs. 2 and 3) improved bite force test conditions by increasing participant comfort, operator precision, and/or ease of positioning the bite tip in tests of teeth 11 and 16. To check these hypotheses, a double-blind trial was conducted with dentistry students of Arnaldo Jansen Dental School (Belo Horizonte, MG, Brazil). This investigation does not aim to clinically validate the gnathodynamometer, only test the design variation proposed.

Materials and methods

The new gnathodynamometer proposed is composed of a clamp and bite tips in martensitic 420 stainless steel, a carbon nanotube extensometer, signal transmission, codification devices, and an LED display. The proposed dispositive has a bite force range measurement from 40 N up to 1 kN.

The sample size calculation used in this work was the same as Zhou et al. [26] who used the variables of Madani et al. [32]. According to Zhou et al., it is necessary to obtain 23,65 subjects, at least 24 subjects to conduct operator and participant comparisons with a level of precision for 95% reliability. All senior dentistry students from Arnaldo Jansen Dental School (Belo Horizonte, MG, Brazil) were invited to participate in the investigation by institutional e-mail. In addition to responding affirmatively to the invitation, they had to indicate their knowledge of gnathodynamometers. The inclusion criterion was the total lack of knowledge of gnathodynamometers reported by the student. Twenty-five students fulfilled the requirements, and one was randomly excluded because an even number of participants were required to be distributed to operators and participants. Participants were randomly assigned numbers from 1 to 25, and a number was drawn to exclude the student. A 23-year-old female student was randomly chosen for exclusion, and the remaining 24 students, 13 males and 11 females, ranged in age from 21 to 31 years with a mean age of 24 years and 1 month. Participants were randomly divided into two groups using the same numbers already assigned; those who received odd numbers were allocated to the operator group (OP), and those who received even numbers were allocated to the test group (TI). The OP was composed of 12 students, 7 males and 5 females, ranging in age from 21 to 31 years with a mean age of 24 years and 2 months, and the TI was composed of 12 students, 6 males and 6 females, ranging in age from 21 to 29 years with a mean age of 24 years. Both groups were blinded by their lack of knowledge about gnathodynamometers, and participants in both groups were not

informed of what the preexisting condition was (straight bite tip) and which was the new tip being tested (90° bite tip).

The investigation was approved by the Ethics Committee of Universidade Federal de Minas Gerais, process number CAAE 28471419.6.0000.5149. All the participants signed informed consent forms.

Due to the need of testing the pivoting bite tip in both positions, the straight bite tip (bite tip following the long axis of the clamp) (Fig. 2) and 90° bite tip (bite tip at a 90° angle to the long axis of the clamp) (Fig. 3) to check the hypothesis of this investigation (study if there is any improvement of the pivoting bite tip participant comfort and/or operator precision for positioning the bite tip during bite tests) in anterior and posterior teeth, teeth 11 was elected to test in the anterior teeth and teeth 16 was chosen to study in the posterior teeth. The right side was chosen by the option of the investigators. The operators were trained to position the gnathodynamometer on teeth 11 and 16 with a straight bite tip and 90° bite tip, the training consisted of a demonstration by the authors and immediately after the operators insert the dispositive in each tooth, in each bite tip position until they do it in the proper way and repeated the procedure three times under the supervision of the authors and the participants in the TI were informed how to proceed with the test by the authors.

The operators were asked to place the bite tip on tooth 11—straight (Fig. 4) and at a 90° angle (Fig. 5) and on tooth 16 with the bite tip straight (Fig. 1) and at a 90° angle (Fig. 6) and were instructed to attribute 10 points to the test if they experienced no difficulties in placing the bite tip between the teeth. If there was any difficulty in placing the bite tip between the teeth, he or she was asked to deduct 10 points from the number of points they thought could represent the difficulty.



Fig. 4 The gnathodynamometer was positioned between teeth 11 and 41 with a straight bite tip. There was no stretching of the lips and cheeks due to the teeth's position in dental arches



Fig. 5 The gnathodynamometer was positioned between teeth 11 and 41 with a 90° bite tip. No change in the lips or cheeks was observed when compared to the image shown in Fig. 3



Fig. 6 The gnathodynamometer was positioned between teeth 16 and 46 with a 90° bite tip. From the moment the bite tip has a bend, the load cell can be kept parallel to the buccal corridor, and there is no need for a greater stretch of lips and cheeks

The participants being tested were given the following instructions: if there was no discomfort or any type of pain or injury during the bite, attribute 10 points to the test. If there was any discomfort or injury to the lips, cheeks, tongue, or gums when the bite tip was placed between the teeth, he or she was asked to deduct from 10 points the number of points they thought could reflect the situation.

The participants were asked to bite the bite tip for 3 to 5 s, once for each tooth and in each bite tip position. The participants were seated in a dental chair in the upright position, with the head not touching the headrest of the dental chair, facing the horizon as recommended by the literature [21, 33, 34]. The bite tip was covered with polytetrafluoroethylene (PTFE) (Teflon, Loctite 55) to prevent any damage to the teeth since the bite tip is made of martensitic 420 stainless steel.

With regard to data obtained by the twelve students who acted as device operators, this condition could indicate an experimental bias since each student could express different perceptions about the difficulty of inserting the device, thus attributing subjective points/scores. However, this was a quantitative and continuous variable that indicated a normal distribution. The calculation of the coefficient of variation obtained based on the most variable column of the table provided a value of 35.62%, which supported the classification of parametric variables. Thus, a one-way analysis of variance (ANOVA) was chosen for measurements, and a *t* test was used for paired samples. The confidence interval chosen was 95%, and $P < 0.05\%$ was considered to indicate statistical significance. The program used in the analysis was GraphPad Prism (Dotmatics).

To statistically treat the results, the following abbreviations were used: IPR-TI, incisor straight bite tip participant tested; IPR-OP, incisor straight bite tip operator; I90-TI, incisor 90° participant tested; I90-OP, incisor 90° operator; MPT-TI, molar straight bite tip participant tested; MPR-OP, molar straight bite tip operator; M90-TI, molar 90° participant tested; and M90-OP, molar 90° operator.

Results

There was no injury reported by the participants tested or observed by the operators that were caused by the prototype of the gnathodynamometer during the tests. The scores given by the participants in the TI and the operators for the incisor region and molar region with straight and 90° bite tips can be seen in Table 1.

Analysis 1

Analyzing all the columns in an array of 27 combinations (Table 1), it was possible to verify a statistically significant difference ($P < 0.01$) in the following combinations: IPR-TI \times MPR-TI, IPR-OP \times MPR-TI, I90-TI \times I90-OP, MPR-TI \times M90-TI, and MPR-OP \times M90-OP.

Analysis 2

When analyzing the points attributed to the straight tip bite \times 90° angle in incisor tests, there was no statistically significant difference in this comparison ($P > 0.05$). Analyzing the points attributed to the straight tip bite \times 90° angle in the molars, there was a statistically significant difference ($P < 0.01$) in the following combinations: MPR-TI \times M90-TI and MPR-OP \times M90-OP (Table 2). There was no statistically significant difference ($P > 0.05$) in the following combinations: MPR-TI \times MPR-OP, MPR-OP \times M90-TI, MPR-OP \times M90-OP, and M90-TI \times M90-OP. The values obtained with

Table 1 Scores obtained. Scores given by operators and individuals tested (TI) regarding precision when placing the bite tip between the tested teeth and participant comfort, respectively

TI	Operator	Incisor 11				Molar 16			
		Straight bite tip		90° bite tip		Straight bite tip		90° bite tip	
		TI	OP	TI	OP	TI	OP	TI	OP
A	1	10	10	10	10	6	6	10	10
B	2	10	6	10	10	6	6	10	10
C	3	10	10	10	10	6	6	10	10
D	4	10	10	10	10	5	7	10	10
E	5	10	10	10	10	6	6	10	10
F	6	10	10	10	10	6	10	10	10
G	7	10	10	10	10	8	8	10	10
H	8	10	10	10	10	7	10	10	10
I	9	10	10	10	10	3	5	10	10
J	10	10	10	10	10	10	10	10	10
K	11	10	10	10	10	9	9	10	10
L	12	10	10	10	10	8	10	10	10

Table 2 Statistical comparison between the straight bite tip and 90° bite tip for participant comfort and for operator precision and/or ease for positioning the bite tip results in molar tests

	Straight bite tip	90° bite tip	Difference (straight × 90° bite tip)	P value
Molar TI	6.66 ± 1.83	10 ± 0	-3.34 ± 1.83	0.0024
Molar OP	7.75 ± 1.95	10 ± 0	-2.25 ± 1.95	0.0022

Data are expressed as the mean ± standard deviation

Molar TI scores for participant comfort during bite force tests, Molar OP scores for operator precision and/or ease for positioning the bite tip during bite force tests

a 90° bite tip provided less variation in readings, possibly due to the ease of positioning the device.

Analysis 3

When comparing the scores of the straight tip bite used between the incisors and molars, there was a statistically significant difference ($P < 0.01$) between the combinations IPR-TI × MPR-TI and IPR-OP × MPR-OP (Table 3). When comparing the scores of using the 90° bite tip between the incisors and molars, there was no statistically significant difference ($P > 0.05$). The scores obtained were stable, probably because the 90° bite tip was easier to position between the teeth tested.

Paired analysis

Because there was no significant difference between the reading values obtained in the incisors, the paired analyses were performed only with the readings measured in the

Table 3 Statistical comparison between straight bite tip TI × OP results in incisors and molars

	Incisors	Molars	Difference (incisors and molars)	P value
Straight bite tip—TI	10 ± 0	6.66 ± 1.79	3.34 ± 1.79	0.0001
Straight bite tip—OP	9.66 ± 1.10	7.75 ± 1.87	1.91 ± 1.48	0.0063

Data are expressed as the mean ± standard deviation

Straight bite tip—TI scores given by participants with the bite tip on the long axis of the clamp, Straight bite tip—OP scores given by operators with the bite tip on the long axis of the clamp

molars. Paired comparison between MPR-OP × M90-OP was performed to analyze possible operator bias. There was a statistically significant difference in this comparison ($P < 0.05$). Paired comparison between MPR-TI × M90-TI was performed to evaluate the measurements among the participants tested in the 2 bite tip designs offered. There was a statistically significant difference in this comparison ($P < 0.05$). Paired comparison between molar straight tip TI × OP was conducted to assess reading bias. There was a statistically significant difference in this comparison ($P < 0.05$). Since there was no difference in the values between the angles of 90° molar TI × OP, this comparison was not performed. The pairings suggested that there was no reading bias between the operators, so the significant differences observed in these pairings resulted from variations in the measurements of the straight-tipped apparatus, possibly due to the location of the tooth that was measured.

There was no statistically significant difference in incisor readings when changing from the use of the conventional

device to the use of the device with the modification (pivoting bite tip). The location of the incisor in the dental arch did not seem to make it difficult to position the device, and in this case, both types of equipment could be used.

Discussion

There was a statistically significant difference in molar readings when changing from the use of the conventional device to the use of the device with the modification (pivoting bite tip). The location of the molar seemed to favor the use of the design constructed in this work because the consistency of the measurements verified in the analyses may be associated with the lower level of difficulty with positioning the device to assess this tooth. The paired comparisons reinforced the consistency of the measurements made with the use of the device, suggested by the results obtained with its use in the molars. In addition, the differences observed between the straight-tipped apparatus and the 90° angle type seemed to be related exclusively to the design of these devices and not to the reading devices of the operators.

One study [29] showed a similar idea of pivoting the bite tip for better data collection, but according to the authors, it was designed for subjects over 14 years of age and was found to be more compatible with the positioning of the molars in humans over 18 years of age. Since the gnathodynamometer presented here has different bite tip dimensions according to the dentition (deciduous or permanent) and the different regions of the mouth, it would be suitable for use in any age group.

Another study [31] designed a device with a bite tip that also pivots. Based on the drawings, it would appear that the device presented in the present article is more efficient because Linsen's pivoting bite tip [31] is longer and would probably stretch the lips and cheeks during the tests to a greater extent than the type presented here. The same situation applies to the gnathodynamometer developed by Testa et al. [30].

No information about the devices with the pivoting bite tip strategy to improve bite force test conditions was found in the abovementioned patent offices. Some devices tried to improve test conditions by changing the bite tip conformation but not pivoting it. For instance, in patent CN205849461U, the inventor changed the geometry of the bite tip of patents CN105030259A and CN204379289U, trying to improve its positioning in the molar region by thinning and lengthening the bite tip.

There was no difference in comfort for the participants or the operator when testing the bite force with the use of the straight bite tip or the 90° bite tip for testing the incisors. This was an expected result since some of the geometries of

the gnathodynamometers used for incisor bite force tests do not allow their placement in the molar region, such as the type used by Dizdarevic et al. [12]; alternatively, the devices were developed only for bite force tests in the incisor, such as the type presented by Duizer and Winger [35] with a load cell that measures bite force of up to 35 kg.

The Kratos digital dynamometer IDDK did not allow bite force tests in one single tooth in the incisor and molar regions and stretched the lips and cheeks excessively during molar tests [13, 14].

The biting plates with a force sensor between them to measure bite force are used in many studies trying to improve bite force test conditions [3, 15–21]. All of them presented only a straight bite tip, thereby stretching the cheeks and lips when performing the molar measurement. The device presented by Sivasubramani et al. [22] is too large, so the mandible is too far away from the maxilla, which results in excessive mouth opening and the stretching of the cheeks and lips.

Sensor films, such as the T-Scan III (Tek-Scan Inc.) [24–26], the Dental prescale II (GC Co.) [7, 27], and the prescale 50H (Fujifilm Corp.), have been used [8–10, 28]. However, the bite force measurement is given by red, blue, and green (RBG) scales with qualitative values that lose specificity relative to bite force values, and they are not sold in Brazil. According to Fuji Films: "Unfortunately, today, this product is only commercialized in Japan. We do not currently have it on the Brazilian market. We don't have the prices for the product here because for that, we need some government permits because it's a pharmaceutical product."

Jansen van Vuuren et al. [23] had the same concern about the bite tip and developed a more anatomical type of device to prevent interference with other teeth during the bite force test; however, since it did not pivot, the cheeks and lips were stretched when the device was used.

There is a need to test the pivoting bite tip on the left side of the mouth to check if the results obtained in this investigation are confirmed. These are initial findings; if there was no difference in pivoting bite tip, the research line would be abandoned. These results are not definitive, and there is a range of variables that must be tested; the main one being the comparison with other gnathodynamometers well established.

Since statistically significant results were found with the pivoting bite tip, the next step is to compare with well-established gnathodynamometers as a comparator group in terms of comfort and precision/ease of positioning the bite tip. This study does not clinically validate the proposed gnathodynamometer bite force test measurement results with well-established gnathodynamometers as a comparator group, which is necessary for placing the product on the market.

Bite force tests are needed to see if the comfort generated by the gnathodynamometer described in this paper makes any difference in maximum or in average bite force values obtained, especially in the molar region.

Conclusions

The pivoting bite tip showed no difference in participant comfort and precision of handling by the operator when evaluating incisors.

The pivoting bite tip showed a statistically significant difference in participant comfort and operator precision during tests.

The low-cost gnathodynamometer geometry showed extremely good results of comfort and precision when used for bite force tests of incisors and molars.

Further investigations are necessary to check whether these improvements influence bite force values.

Author contribution Orlando Santiago Júnior—conception of the investigation, writing of the main manuscript, and preparation of the figures

Rosana C. Cruz—statistical analysis

Thiago Henrique R. da Cunha—methodology

Rodrigo G. Lacerda—methodology

Marcus Vinicius L. Ferreira—methodology and reviewed the paper
Rudolf Huebner—conception of the investigation, methodology, and review of the paper

Funding This study was funded by “National Council for Scientific and Technological Development – CNPq,” Brazilia, DF, Brazil. Grant number: 313145/2020-2.

Data availability Not applicable

Declarations

Ethical approval The investigation was approved by the Ethical Committee of Universidade Federal de Minas Gerais, process number CAAE 28471419.6.0000.5149.

Consent to participate All the participants signed written informed consent forms.

Competing interests The authors declare no competing interest.

References

- Bakke M (2006) Bite force and occlusion. *Seminars in Orthodontics* 12:120–126
- Abreu RAM, Pereira MD, Furtado F, Prado GPR, Mestriner W Jr, Ferreira LM (2014) Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch Oral Biol* 59:105–107. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.05.005>
- Crawford SR, Burden AM, Yates JM, Zioupos P, Winwood K (2015) Can masticatory electromyography be normalized to submaximal bite force? *J Oral Rehab* 42:323–330. <https://doi.org/10.1111/joor.12268>
- Gu Y, Bai Y, Xie X (2021) Bite force transducer and measurement devices. *Front Bioeng Biotechnol* 9:253–261. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.665081>
- Hara K, Namiki C, Yamaguchi K, Kobayashi K, Saito T, Nakagawa K, Ishii M, Okumura T, Tohara H (2020) Association between myotonometric measurement of masseter muscle stiffness and maximum bite force in healthy elders. *J Oral Rehab* 47:750–756. <https://doi.org/10.1111/joor.12968>
- Takano S, Yamaguchi K, Nakagawa K, Yoshimi K, Nakane A, Okumura T, Tohara H (2021) Effect of isometric exercises on masseter muscle in older adults with mission dentition: a randomized controlled trial. *Sci Rep* 11:7285. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-86807-w>
- Sakae H, Kosaka T, Nakai M, Kida M, Fushida S, Kokubo Y, Watanabe M, Higashiyama A, Ikebe K, Ono T, Miyamoto Y (2021) A lower maximum bite force is a risk factor for development of cardiovascular disease: the Suita study. *Sci Rep* 11:7671. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87252-5>
- Kim S, Doh RM, Yoo L, Jeong SA, Jung B (2021) Assessment of age-related changes on masticatory function in a population with normal dentition. *Int J Env Res Public Health* 18:6899. <https://doi.org/10.3390/ijerph18136899>
- Kosaka T, Ono T, Kida M, Fushida S, Nokubi T, Kokubo Y, Watanabe M, Higashiyama A, Miyamoto Y, Ikebe K (2021) A prediction model of masticatory performance change in 50- to 70-year old Japanese: the Suita study. *Journal of Dentistry* 104:103535. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2020.103535>
- Oki K, Ogino Y, Takamoto Y, Imai M, Takemura Y, Ayukawa Y, Koyano K (2021) The significance of posterior occlusal support of teeth and removable prosthesis in oral functions and standing motion. *Int J Env Res Public Health* 18:6776. <https://doi.org/10.3390/ijerph18136776>
- Chang MY, Lee G, Jung XY, Park JS (2020) Effect of neuromuscular stimulation on masseter muscle thickness and maximal bite force among healthy community-dwelling persons aged 65 years and older: a randomized, double blind, placebo-controlled study. *Int J Env Res Public Health* 17:3783. <https://doi.org/10.3390/ijerph17113783>
- Dizdarevic D, Masic T, Muslic E (2017) Lower jaw grip strength in healthy and sick population measured by special force transducer. *Acta Informatica Medica* 25:236–239. <https://doi.org/10.5455/aim.2017.25.236-239>
- Bordignon NAF, Regalo S, Vasconcelos PB, Prandi MVR, Hotta TH, Gonçalves LMN, Regalo IH, Siéssere S, Palinkas M (2020) Impact of chronic allergic rhinitis on bite force and electromyographic activity of masseter and temporalis muscles in adult women. *J Clin Exp Dentistry* 12:488–493
- Poli O, Manzoni L, Niglio T, Ettore E, Voza I (2021) Masticatory force in relation with age in subjects with full permanent dentition: a cross-sectional study. *Healthcare* 7:700. <https://doi.org/10.3390/healthcare9060700>
- Flanagan D, Ilies H, O'Brien B, McManus A, Larrow B (2012) Jaw bite force measurement device. *Journal of Oral Implantology* 38:361–364. <https://doi.org/10.1563/AJID-JOI-D-10-00101>
- Al Qassar SSS, Mavragani M, Psarras V, Halazonetis DJ (2016) The anterior component of occlusal force revisited: direct measurement and theoretical considerations. *European Journal of Orthodontics* 190–196. <https://doi.org/10.1093/ejod/cjv028>
- Laguna L, Barrowclough RA, Chen J, Sakar A (2016) New approach to food difficulty perception: food structure, food oral processing and individual's physical strength. *J Text Stud* 47:413–422. <https://doi.org/10.1111/jtxs.12190>
- Treffel L, Dmitrieva L, Gauquelin-Koch G, Custaud AA, Blanc S, Gharib C, Milet C (2016) Craniomandibular system and postural

- balance after 3-day dry immersion. *PLoS One* 25:1–16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150052>
19. Umesh S, Padma S, Asokan S, Srinivas T (2016) Fiber Bragg grating based bite force measurement. *J Biomech* 49:2877–2881. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.06.036>
 20. Khaghaninedjad MS, Peyravi A, Khosravifard A, Peyravi E, Eftekharian HR, Peyravi MR (2017) Novel user-friendly device for human bite force measurement. *J Dental Biomat* 4:475–483
 21. Jain MK, Kerur P (2019) Bite force as a parameter for comparison between three-dimensional and standard titanium miniplates for the management of anterior mandibular fractures: a prospective randomized double-blinded clinical trial. *J Max Oral Surg* 18:249–255. <https://doi.org/10.1007/s12663-018-1091-6>
 22. Sivasubramani SM, Pandyan DA, Chinnasamy R, Kuppusamy SK (2019) Comparison of bite force after administration of midazolam and dexmedetomidine for conscious sedation in minor oral surgery. *J Pharm Bioallied Sci* 11:446–449. https://doi.org/10.4103/JPBS.JPBS_67_19
 23. Jansen van Vuuren L, Jansen van Vuuren WA, Broadbent JM, Duncan WJ, Waddell JN (2020) Maximal voluntary bite force, occlusal contact points associated stress on posterior teeth. *J Royal Soc New Zealand* 50:132–143. <https://doi.org/10.1080/03036758.2019.1691612>
 24. Nota A, Tecco S, Cioffi C, Beraldi A, Padulo J, Baldini A (2019) Occlusion time analysis in military pilots affected by bruxism. *Sci Rep* 9:1408–1418. <https://doi.org/10.1038/s41598-01838166-2>
 25. Aishwarya N, Nagarathna C, Poovani S, Thumati P (2021) Comparison of bite force and the influencing factors pre- and post- cementation of stainless steel crowns in children using T-scan. *Int J Clin Pediatric Dentistry* 14:46–50. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1900>
 26. Zhou T, Sareethammanuwat M, Lilakhunakon C, Buranawat B (2021) Digital occlusal analysis of pre and post single posterior implant restoration delivery: a pilot study. *PLoS One* 16:0252191. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252191>
 27. Ogino Y, Suzuki H, Ayukawa Y, Jinnouchi A, Koyano K (2021) Analyses of swallowing function and its related factors in community-dwelling elderly patients: a case-control study. *J Clin Med* 10:3437. <https://doi.org/10.3390/jcm10153437>
 28. Sagawa K, Furuya H, Ohara Y, Yoshida M, Hirano H, Lijima K, Kikutani T (2019) Tongue function is important for masticatory performance in the healthy elderly: a cross-sectional survey of community-dwelling elderly. *J Prosthodontic Res* 63:31–34. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.03.006>
 29. Vaz A, Jha MS, Seth R, Saxena A (2012) Design and development of an instrument for measurement of biting force in human beings. Proceedings of the ASME 2012 11th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis. <https://www.researchgate.net/publication/256444761>
 30. Testa M, Di Marco A, Pertusio R, Van Ry P, Cattrysse E, Roatta S (2016) A validation study of a new instrument for low-cost bite force measurement. *J Electromyographic Kinesiol* 30:243–248. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.08.005>
 31. Linsen SS, Oikonomou A, Martini M, Teschke M (2018) Mandibular kinematics and maximum voluntary bite force following segmental resection of the mandible without or with reconstruction. *Clin Oral Inves* 22:1707–1716. <https://doi.org/10.1007/s00784-017-2263-3>
 32. As Madani, Mohammadreza N, Alami M, Haghi HR, Moazami SM (2017) Post insertion posterior single implant occlusion changes at different intervals: a T-scan computerized occlusal analysis. *J Contem Prac* 18:927–932. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2151>
 33. Mohanty S, Kumar P, Gulati U, Dabas J, Kohli S, Choudhary Z (2019) Anatomic and functional changes after myotomy with or without mandibular anguloplasty in masseter hypertrophy patients: a prospective study. *J Oral Maxillofacial Surg Med Pathol* 31:163–168. <https://doi.org/10.1016/j.ajoms.2018.12.006>
 34. Takeshima T, Fujita Y, Maki K (2019) Factors associated with masticatory performance and swallowing threshold according to dental formula development. *Arch Oral Biol* 99:51–57. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2018.12.012>
 35. Duizer LM, Winger RJ (2006) Instrumental measures of bite force associated with crisp products. *J Texture Stud* 37:1–15

Publisher's note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Springer Nature or its licensor (e.g. a society or other partner) holds exclusive rights to this article under a publishing agreement with the author(s) or other rightsholder(s); author self-archiving of the accepted manuscript version of this article is solely governed by the terms of such publishing agreement and applicable law.

Authors and Affiliations

Orlando Santiago Jr.¹ · Rosana C. Cruz¹ · Thiago Henrique R. da Cunha² · Rodrigo G. Lacerda³ · Marcus Vinicius L. Ferreira⁴ · Rudolf Huebner¹

Rosana C. Cruz
rosanabio@uol.com.br

Thiago Henrique R. da Cunha
thiago.cunha@ctnano.org

Rodrigo G. Lacerda
rlacerda@fisica.ufmg.br

Marcus Vinicius L. Ferreira
mv.mac@icloud.com

Rudolf Huebner
rudolf@ufmg.br

² Center of Nanotechnology (CTNano), Minas Gerais Federal University (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil

³ Department of Physics, Institute of Exact Sciences (ICEX), Minas Gerais Federal University (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil

⁴ Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Minas Gerais Federal University (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil

¹ Graduate Program in Mechanical Engineering, Minas Gerais Federal University (UFMG), Avenida Antônio Carlos 6627, Belo Horizonte, MG 31270-901, Brazil