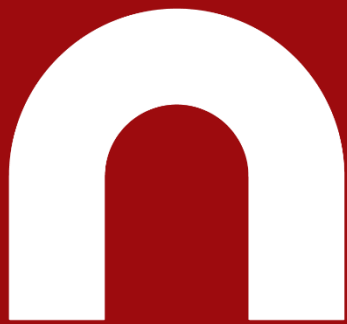




isec
Engenharia

DEFINITIVO

MESTRADO EM ENGENHARIA
MECÂNICA

**Desenvolvimento de um Dispositivo
Para Controlo da Força em
Restaurações Dentárias**

Autor

Marco António Lourenço Esteves

Orientador

Luis Manuel Ferreira Roseiro

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, dezembro de 2020



isec

Engenharia

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Desenvolvimento de um Dispositivo Para Controlo da Força em Restaurações Dentárias

Relatório de Trabalho de Projeto para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Especialização em Construção e Manutenção de Equipamentos Mecânicos

Autor

Marco António Lourenço Esteves

Orientador

Luis Manuel Ferreira Roseiro

INSTITUTO POLITÉCNICO
DE COIMBRA

INSTITUTO SUPERIOR
DE ENGENHARIA
DE COIMBRA

Coimbra, dezembro de 2020

Dedico este trabalho aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Maria Isabel e António José, que são os meus pilares em todos os momentos, pelos valores transmitidos que preservo, que fizeram de mim aquilo que sou hoje e que espero ser capaz de os transmitir a outros.

Ao Senhor Professor Luis Manuel Ferreira Roseiro, que mais do que ter sido o meu orientador, foi o mestre que me acompanhou e aconselhou em todo o trabalho desenvolvido no âmbito deste projeto. Agradeço também o seu incedível apoio e incentivo que muito me ajudaram a ultrapassar obstáculos e a tornar este trabalho realidade.

Ao Senhor Professor Rui Falacho, pela sua visão, palavras de encorajamento e motivação que muito contribuíram para que me sentisse capaz de aceitar e continuar com este desafio. Agradeço também a sua total disponibilidade e partilha de conhecimento nesta área, bem como a divulgação deste trabalho além fronteiras.

Ao Senhor Professor Marco Silva, pelo desenvolvimento e conceção do sistema eletrónico do dispositivo, componente fundamental deste trabalho. O seu conhecimento e visão são incríveis. Agradeço também a sua persistência, dedicação e os seus conselhos.

Ao Senhor Professor Fernando Simões, por ter disponibilizado, sem reserva, meios e equipamentos necessários a este projeto.

Ao Senhor Eng.^o Paulo Amaro, que colaborou na maquinação de algumas peças, que soube dar o apoio necessário e dizer “presente” sempre que necessitei. Sem o seu empenho este trabalho não seria possível.

Ao Senhor Professor Vítor Maranha, pela ajuda no desenvolvimento da aplicação em LabVIEW. Agradeço também a partilha de conhecimentos que faz sem qualquer reserva.

À Susana Pereira, colega e amiga, com quem iniciei este trabalho, por sempre me ter apoiado e incentivado a continuar e por me fazer acreditar nas minhas capacidades.

Ao João Santos, colega e amigo, pela ajuda e incentivo durante o desenvolvimento deste trabalho e pelos momentos em que a motivação aparentava querer desaparecer, mas que a sua boa disposição resolvia.

Aos meus amigos, aqueles que sempre me apoiaram e acompanharam ao longo de todo o meu percurso académico, que permitiram a vivência de bons momentos, os quais guardo para a vida.

Aos colegas do Laboratório de Mecânica Aplicada pelo companheirismo, partilha de bons momentos e de conhecimento das diversas áreas.

Aos meus Professores e Colegas do Departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, pelo apoio, ajuda e incentivo que muito contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos alunos do Departamento de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, pela participação nos testes funcionais do dispositivo e que se prontificaram a contribuir com a sua ajuda na avaliação do mesmo.

A todos mais uma vez o meu obrigado e o mais sincero reconhecimento pelo seu contributo.

Quanto às entidades, ficam expressos os agradecimentos:

Ao Instituto Politécnico de Coimbra, pelo apoio financeiro e assessoria no processo moroso de pedido de patente.

Ao Instituto Superior de Engenharia de Coimbra, na pessoa do Excelentíssimo Senhor Professor Mário Velindro.

Ao Laboratório de Biomecânica Aplicada, do Departamento de Engenharia Mecânica - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.



RESUMO

Em medicina dentária, a restauração de dentes devido a cáries é um dos procedimentos mais comuns. Neste domínio, têm vindo a ser desenvolvidas metodologias de abordagem que envolvem o recurso a restaurações indiretas, onde a parte danificada do dente é reposta por um componente com geometria bem definida, produzido em laboratório. Nesta situação, o assentamento deste componente no dente é executado com recurso a um agente cimentante, que com a aplicação de uma força de pressão, deve fluir de modo a criar uma película micrométrica que assegure um selamento adequado contra a infiltração de bactérias, garantindo a longevidade da restauração. Se a força de pressão aplicada for insuficiente, poderá conduzir a uma incorreta adesão da restauração e consequente infiltração de bactérias pela porosidade da película. Se a força de pressão for demasiado elevada pode conduzir a lesões ou fratura da restauração. Assim, a aplicação de uma força de pressão adequada é imperativa neste tipo de procedimento. Ora, atualmente, o controlo da intensidade da força aplicada depende apenas da experiência do médico dentista, não existindo no mercado um dispositivo que garanta a sua monitorização neste tipo de procedimento. Além disso, os alunos de medicina dentária não dispõem atualmente de dispositivos que lhe permitam uma aprendizagem em que “sintam” a quantificação da força que exercem neste tipo de procedimentos.

O presente trabalho de projeto descreve o desenvolvimento de um dispositivo biomecânico que permite a quantificação e monitorização da força exercida em contexto de restaurações dentárias, resolvendo uma lacuna atualmente existente.

O dispositivo envolve uma geometria compacta, ergonómica, sendo a medição da força obtida através da deformação estrutural de uma zona bem definida que é instrumentada com recurso a extensometria. A geometria foi desenvolvida considerando todos os requisitos e normas dos instrumentos utilizados em procedimentos que envolvam contacto com a boca e os seus fluidos, aliando a ergonomia com a facilidade de utilização. O sistema incorpora ainda uma interface com o utilizador, de fácil utilização.

Este dispositivo permitirá melhorar o prognóstico e a longevidade das restaurações dentárias, traduzindo-se também numa ferramenta de apoio à aprendizagem para futuros médicos dentistas.

Palavras-Chave: Biomecânica Orofacial, Controlo de Força, Restaurações Dentárias, Cimentação Adesiva.

ABSTRACT

In dentistry, restoration of damaged teeth due to cavities is one of the most common procedures. In this domain, approach methodologies have been developed that involve the use of indirect restorations, where the damaged part of the tooth is replaced by a component with well-defined geometry, produced in the laboratory. In this situation, the placement of this component on the tooth is performed using a cementing agent, which with the application of a pressure force, must flow to create a micrometric film that ensures an adequate seal against the bacteria infiltration, ensuring the restoration longevity. If the applied pressure force is insufficient, it can lead to incorrect adhesion of the restoration and consequent bacteria infiltration due to the porosity of the film. If the pressure force is too high, it can lead to injury or fracture of the restoration. Thus, the application of an adequate pressure force is imperative in this type of procedure. Nowadays, the control of the intensity of the applied force depends only on the dentist's experience, and there is no device on the market that guarantees its monitoring in this type of procedure. Also, dental students do not currently have devices that allow them in learning process to “feel” the quantification of the force they exert in these types of procedures.

This project work describes the development of a biomechanical device that allows the quantification and monitoring of the force exerted in the context of dental restorations, solving the gap that currently exists in this type of procedures.

The device involves a compact and ergonomic geometry, being the measurement of the force obtained through the structural deformation of a well-defined zone that is instrumented using strain gauges. The geometry was developed considering all the requirements and standards of the instruments used in procedures that involve contact with the mouth and its fluids, combining ergonomics with ease of use. The system also incorporates an easy to use user interface.

This device will improve the prognosis and longevity of dental restorations, in addition to being a tool to support learning for future dentists.

Keywords: Orofacial Biomechanics, Force Control, Dental Restorations, Adhesive Cementation.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	i
RESUMO.....	iii
ABSTRACT	v
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE TABELAS	xi
SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS.....	xiii
SIMBOLOGIA	xiii
ABREVIATURAS	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Objetivos e Metodologia.....	1
1.3. Estrutura do Trabalho Escrito.....	2
2. ESTADO DA ARTE	5
2.1. Anatomia e epidemiologia da boca	5
2.2. Restaurações Dentárias.....	6
2.3. Controlo de Força.....	8
3. DISPOSITIVO PARA CONTROLO DE FORÇA	11
3.1. Modelo Geométrico do Dispositivo.....	12
3.2. Materiais.....	15
3.3. Hardware Utilizado e Software Implementado	16
3.4. Dimensionamento Estrutural do Dispositivo.....	19
3.5. Protótipo Dimensional do Dispositivo	27
3.6. Primeiro Protótipo do Dispositivo	28
3.7. Segundo Protótipo do Dispositivo	33
3.8. Terceiro Protótipo do Dispositivo, com Incorporação de Eletrónica	36
4. TESTES FUNCIONAIS	43
4.1. Sistema de Referência na Medição de Força	43
4.2. Metodologia Experimental.....	46
4.3. Questionário de Avaliação	47
4.4. Resultados Obtidos.....	49
4.5. Discussão.....	52
5. CONCLUSÕES	55
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	57
7. APÊNDICES.....	59

7.1. Consentimento informado, livre e esclarecido para participação em estudo de investigação.....	59
7.2. Informação aos voluntários.....	60
7.3. Inquérito e Questionário	61
7.4. Gráficos dos dados adquiridos	63

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Anatomia dos dentes (Marie, 2019).	5
Figura 2.2 - Exemplo de uma cárie dentária (Sferlazza, 2016).	5
Figura 2.3 - Exemplos simplificados dos tipos de restaurações indiretas (DentaGama, 2016).	7
Figura 2.4 - Modelos reais de restaurações (DentaGama, 2016).	7
Figura 3.1 - Modelo final do dispositivo.	11
Figura 3.2 - Modelo do primeiro protótipo do dispositivo.	12
Figura 3.3 - Vista geral da geometria do dispositivo.	12
Figura 3.4 - Modelo da ponta.	13
Figura 3.5 - Modelo da pega.	13
Figura 3.6 - Vista superior do modelo da pega.	14
Figura 3.7 - Vista geral do cabo e da tampa.	14
Figura 3.8 - Gráfico dos ciclos de vida de um extensómetro (HBM, 2019).	15
Figura 3.9 - Esquema de meia ponte extensométrica (All About Circuits, 2015).	16
Figura 3.10 - Ponte extensométrica da marca Vishay®	16
Figura 3.11 - Chassis NI-cDAQ-9174.	17
Figura 3.12 - Placa de aquisição de dados NI 9219.	17
Figura 3.13 - Célula de carga TE Connectivity.	18
Figura 3.14 - Placa Arduino® Uno.	18
Figura 3.15 - Placa Arduino® Nano.	19
Figura 3.16 - Geometria para cálculos.	20
Figura 3.17 - Exemplo de viga à flexão.	22
Figura 3.18 - Elemento tetraédrico parabólico (SolidWorks, 2017).	23
Figura 3.19 - Condições de fronteira do modelo. 1- Força de 30 N; 2- Superfície com nós constrangidos.	24
Figura 3.20 - Contacto não penetrante entre as superfícies da ponta (esq.) e pega (dir.).	24
Figura 3.21 - Malhagem do dispositivo e pormenor na zona crítica.	25
Figura 3.22 - Distribuição das tensões de von Mises.	25
Figura 3.23 - Distribuição dos deslocamentos resultantes.	26
Figura 3.24 - Distribuição das deformações na face superior (esq.) e inferior (dir.).	26
Figura 3.25 - Deformação nos nós de leitura da grelha extensométrica.	27
Figura 3.26 - Mesa de trabalho da impressora 3D com as peças produzidas.	27
Figura 3.27 - Protótipo produzido em PLA (poliácido láctico).	28
Figura 3.28 - Protótipo funcional produzido por maquinagem convencional.	28
Figura 3.29 - Setup do protótipo em calibração.	29
Figura 3.30 - Diagrama de blocos do programa LabVIEW.	30
Figura 3.31 - Painel frontal do programa LabVIEW.	30

Figura 3.32 - Aplicação de força na célula de carga, usando o dispositivo.....	31
Figura 3.33 - Gráfico dos valores de força da célula e do dispositivo.....	31
Figura 3.34 - Simulação do assentamento de uma faceta com o primeiro protótipo.....	32
Figura 3.35 - Pega (esq.) e Ponta (dir.) em processo de produção.	33
Figura 3.36 - Cabo do dispositivo.	33
Figura 3.37 - Protótipo do Dispositivo.	34
Figura 3.38 - <i>Setup</i> do dispositivo em calibração (esq.) e curva de calibração (dir.).....	34
Figura 3.39 - Dispositivo finalizado.....	35
Figura 3.40 - Modelo do cabo para implementação de eletrónica.....	36
Figura 3.41 - Modelo da tampa com pormenor do orifício da porta USB (esq.) e vista em corte do acoplamento da tampa no cabo (dir.).....	37
Figura 3.42 - Cabo para implementação de eletrónica (esq.) e tampa de suporte para eletrónica (dir.).	37
Figura 3.43 - Geometria do encaixe entre a ponta (esq.) e a pega (dir.).....	37
Figura 3.44 - Ponta (esq.) e pega (dir.) do dispositivo.	38
Figura 3.45 - Pormenor do extensómetro inferior aplicado.....	38
Figura 3.46 - Tampa com os componentes eletrónicos inseridos.....	39
Figura 3.47 - Dispositivo completo (esq.) e pormenor da saída USB da tampa (dir.).....	39
Figura 3.48 - <i>Layout</i> da aplicação em <i>Processing</i>	40
Figura 3.49 - Dispositivo conectado, em <i>standby</i>	41
Figura 3.50 - Modelo geométrico da caixa de transporte.	41
Figura 3.51 - Dispositivo acomodado na caixa.	42
Figura 4.1 - Suporte da célula aparafusada no acrílico.....	43
Figura 4.2 - Modelo do casquilho e conjunto do deslizador-dente.....	44
Figura 4.3 - Conjunto deslizador-dente (esq.) e casquilho (dir.).....	44
Figura 4.4 - Estrutura com o perfil <i>Minitec</i> [®] e com a placa <i>Arduino</i> [®]	45
Figura 4.5 - Modelo do sistema e vista em corte dos componentes.	45
Figura 4.6 - Protótipo do sistema de medição de força.	45
Figura 4.7 - Sistema de medição de força com o modelo anatómico dos dentes.	46
Figura 4.8 - <i>Setup</i> experimental (esq.) e pormenor do dispositivo e sistema de medição de força (dir.).	47
Figura 4.9 - Gráfico do valor da pontuação média de cada afirmação.	49
Figura 4.10 - Exemplo dos valores de força adquiridos nos dois ensaios (TD02).	51

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas da liga de alumínio 7075-T6.....	15
Tabela 3.2 - Valores da força na calibração do dispositivo.....	32
Tabela 4.1 - Percentagem do tipo de resposta por cada afirmação.....	50
Tabela 4.2 - Valores médios da força e do tempo de cada voluntário nos dois ensaios.....	52
Tabela 4.3 - Percentagem de intervalos de força nas diferenças de força entre valor padrão e testes.	54

SIMBOLOGIA E ABREVIATURAS

SIMBOLOGIA

L	–	Comprimento [m]
h	–	Altura [m]
b	–	Base [m]
F	–	Força [N]
A	–	Área [m ²]
I_x	–	Momento de Inércia [m ⁴]
N	–	Coeficiente de Segurança
E	–	Módulo de Elasticidade Transversal [GPa]
ν	–	Coeficiente de Poisson
ρ	–	Massa Específica [kg/m ³]
σ	–	Tensão normal [MPa]
ε	–	Deformação

ABREVIATURAS

3D	–	Tridimensional
CAD	–	Computer Aided Design
CNC	–	Computer Numeric Control
CSV	–	Comma Separated Values
FDM	–	Fused Deposition Modelling
FEM	–	Finite Element Method
FMUC	–	Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra
ID	–	Identification
IPC	–	Instituto Politécnico de Coimbra
ISEC	–	Instituto Superior de Engenharia de Coimbra
ISO	–	International Organization for Standardization
LBA	–	Laboratório de Biomecânica Aplicada
LED	–	Light Emitting Diode
OMS	–	Organização Mundial de Saúde
PCI	–	Placa de Circuito Impresso
PLA	–	Polylactic Acid
RGB	–	Red, Green and Blue
USB	–	Universal Serial Bus

1. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

O aumento da esperança de vida nos países desenvolvidos, bem como a melhoria das condições de vida nos países em desenvolvimento, tem contribuído para um aumento significativo do aparecimento de doenças na cavidade bucal, em especial as associadas à cárie dentária. O crescente consumo de açúcares adicionados nos alimentos e bebidas leva ao aparecimento destas e de outras patologias, que ocorrem não só em crianças, como também nos adultos, sendo neste grupo frequentemente uma doença cumulativa.

A medicina dentária tem evoluído e desenvolvido vários procedimentos para o tratamento de problemas associados à preservação funcional dos dentes, como é o caso das restaurações dentárias. Este procedimento preserva a estrutura principal do dente, removendo a parte deteriorada pela cárie, repondo a estrutura e as suas funções. Uma das técnicas que se tem vindo a desenvolver é a restauração indireta, onde a parte deteriorada pela cárie é produzida externamente à boca, em laboratório, sendo posteriormente selada ao dente pré-preparado. Para garantir esta fixação é aplicado um adesivo, que deve fluir entre as interfaces de contato, de modo a criar uma película uniforme, sendo para isto aplicada força no topo da restauração durante um determinado tempo. O controlo desta força é essencial para garantir a uniformidade da película adesiva. Uma força insuficiente leva ao incorreto escoamento e à porosidade da película de adesivo que poderá permitir a infiltração de bactérias e formar uma cárie secundária no dente. Por outro lado, uma força excessiva pode causar danos na restauração, na estrutura do dente ou mesmo no maxilar.

Atualmente, a garantia da correta aplicação desta força depende apenas da experiência do médico dentista e da sua sensibilidade para a situação em análise. Deste modo, o desenvolvimento de um dispositivo biomecânico que possa de modo simples, eficaz e sem perturbações do ato médico, quantificar força que é aplicada neste tipo de procedimento, representaria um importante avanço para o controlo na restauração dentária. Refira-se que, realizada a pesquisa bibliográfica, não foi encontrado no mercado nenhum dispositivo específico para aplicar este tipo de força, nem para a quantificar. Assim, este é um desafio em aberto, identificado entre as equipas do laboratório de biomecânica aplicada do ISEC e da faculdade de medicina da Universidade de Coimbra e que foi aceite no contexto deste trabalho, no qual se apresenta um dispositivo biomecânico que garante a quantificação e controlo da força exercida numa restauração indireta.

1.2. Objetivos e Metodologia

O desenvolvimento deste trabalho foi iniciado com uma pesquisa sobre o tema, com envolvimento na biomecânica orofacial, em particular na identificação da metodologia usada em procedimentos de restauração indireta. Neste seguimento, foram pesquisados os trabalhos

existentes, envolvendo a utilização de dispositivos de apoio neste tipo de procedimento, assim como os registos de patente existentes.

Não tendo sido identificado qualquer dispositivo médico, específico para este tipo de procedimentos, foi iniciado o trabalho de desenvolvimento de uma solução funcional.

Esta fase começou com a definição de um modelo 3D do dispositivo, implementada com recurso ao *software SolidWorks®*. Este processo envolveu a conceção de dois protótipos do dispositivo, um com conexão a uma interface externa através de um fio com condutores elétricos para transporte de sinal e outro com toda a eletrónica embebida no seu interior. Estas duas geometrias, assim como os materiais utilizados tiveram em consideração a ergonomia, biocompatibilidade, proteção aos fluidos bucais dos componentes eletrónicos, simplicidade de execução do procedimento de restauração dentária e facilidade de produção. Estes desenvolvimentos envolveram o recurso a cálculo analítico e a uma análise através do método dos elementos finitos, que permitiu uma previsão do comportamento mecânico estrutural do dispositivo. Estes resultados foram cruciais para o dimensionamento de uma zona específica de instrumentação, para recolher a informação estrutural do dispositivo, com recurso a extensometria elétrica por resistência, conferindo ao dispositivo um funcionamento como sensor de força.

A produção estrutural do protótipo final envolveu o recurso a fabrico subtrativo, recorrendo a um centro de maquinagem de 5 eixos e um torno convencional. Em paralelo foi desenvolvido e implementado o *hardware* e *software* necessários para o funcionamento do dispositivo, implementados com recurso a hardware da *National Instruments* e programação *LabVIEW®*, assim como a aquisição de dados através de uma placa de *Arduino®* e programação em *Processing*.

A execução dos testes funcionais foi realizada por um grupo de voluntários, alunos de Medicina Dentária.

Tendo como base os resultados obtidos, tanto da avaliação feita ao longo do desenvolvimento do dispositivo, que contou sempre com o apoio de um médico dentista, como dos testes funcionais, foi possível perceber as suas potencialidades.

1.3. Estrutura do Trabalho Escrito

A escrita deste trabalho de projeto está organizada em cinco capítulos principais. Os dois primeiros capítulos apresentam o enquadramento do trabalho, o terceiro expõe todo o desenvolvimento do modelo do dispositivo, o quarto apresenta a validação experimental do dispositivo e o último as conclusões do trabalho. A organização da escrita do trabalho encontra-se estruturada do seguinte modo:

Capítulo 1 – Introdução.

Enquadra os objetivos e motivação para o desenvolvimento deste trabalho, assim como a metodologia seguida;

Capítulo 2 – Estado da Arte.

Apresenta o estado da arte relativamente ao dispositivo desenvolvido. Enquadra o que são restaurações dentárias, os problemas associados, como são efetuadas e a importância da força exercida nas restaurações. Descreve ainda, de modo sumário, os materiais utilizados neste tipo de dispositivos médicos e as condições requeridas para utilização nos procedimentos de restauração dentária;

Capítulo 3 – Dispositivo para Controlo de Força

Descreve a conceção e modelação do dispositivo tendo em consideração os requisitos impostos, o seu cálculo analítico e estudo numérico, bem como a produção dos protótipos e das aplicações de *software*;

Capítulo 4 – Testes Funcionais

Apresenta a validação experimental do protótipo do dispositivo através de testes funcionais. Descreve o protocolo definido, assim como os procedimentos de preparação dos testes, da sua execução e o tratamento estatístico de dados. Apresenta uma discussão crítica aos resultados obtidos.

Capítulo 5 – Conclusões

Enumera as conclusões principais deste trabalho, assim como as melhorias e os trabalhos futuros a realizar.

2. ESTADO DA ARTE

2.1. Anatomia e epidemiologia da boca

A boca, bem como toda a estrutura dentária, é das partes mais importantes do nosso corpo, sendo uma das interfaces do organismo com o meio exterior. É através dela que nos alimentamos, e manter uma boa saúde oral é imprescindível para a saúde do nosso organismo. A Figura 2.1 apresenta a anatomia dos dentes.

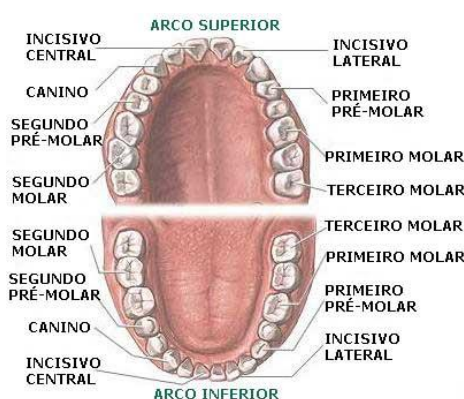


Figura 2.1 - Anatomia dos dentes (Marie, 2019).

A cárie dentária (Figura 2.2) é um tipo de doença não transmissível comum em todo o mundo. Quase metade da população do mundo é afetada por situações de cárie dentária. Trata-se de uma doença com um tratamento relativamente caro, representando entre 5 a 10% dos orçamentos de saúde em países industrializados (Atlas da Saúde, 2013). É também a condição mais prevalente incluída no Estudo Global de Carga de Doenças de 2015, ocupando o primeiro lugar a cárie de dentes permanentes (2,3 bilhões de pessoas) e 12º a cárie de dentes de leite (560 milhões de crianças). As crianças e adolescentes estão em maior risco, embora a maioria das cáries dentárias ocorra em adultos devido à doença ser cumulativa (World Health Organization, 2017).



Figura 2.2 - Exemplo de uma cárie dentária (Sferlazza, 2016).

Os açúcares alimentares são um dos fatores que contribuem para o desenvolvimento desta doença, porque a cárie dentária ocorre na presença destes açúcares, os quais por sua vez

conduzem à formação de placa bacteriana na superfície dos dentes. Aqui, as bactérias metabolizam açúcares e produzem um ácido, que desmineraliza os tecidos duros dos dentes, nomeadamente o esmalte e a dentina.

A cárie dentária grave geralmente causa dor e infeção, o que pode resultar na extração do dente, além de prejudicar a qualidade de vida. Por exemplo, a cárie dentária pode causar dificuldades em comer e dormir e, em estágios avançados pode causar abscessos ou mesmo derivar para septicemia. Esta situação é evitável por meio de intervenções individuais, simples e de baixo custo, tais como escovar os dentes pelo menos duas vezes por dia e utilização diária de fio dentário, recomendadas pelos especialistas em saúde oral. No caso de necessidade de extração do dente, o período de recuperação será consequentemente um pouco longo, além da perda de funções causada pela sua ausência e eventual defeito estético. De igual forma, a eventual aplicação de um implante dentário para substituição do dente removido, além de dispendioso, é um processo demorado com um período de recuperação longo posteriormente ao seu alojamento ao maxilar, dado que envolve a aplicação de um implante. Quando a estrutura principal do dente não se encontra atacada pela cárie, é possível proceder a uma restauração do dente, removendo todo o material danificado da sua estrutura através de fresagem, substituindo e preenchendo a cavidade resultante com materiais específicos para o efeito. Deste modo, o período de recuperação do paciente é relativamente rápido, evitando a extração do dente.

2.2. Restaurações Dentárias

A restauração dentária é um procedimento comum em medicina dentária, podendo ser classificada em dois: diretas, quando uma preparação é imediatamente obturada *in situ* após a sua execução; indiretas, quando uma restauração é processada de forma diferida ou em laboratório e posteriormente cimentada a uma preparação dentária previamente realizada no dente do paciente (Lott & Hill, 2011). As principais vantagens de uma restauração indireta são o controlo da contração de polimerização, maior rigidez do material e melhor anatomia no que diz respeito ao ponto de contacto, sendo habitualmente produzida em resina composta ou em cerâmica, que garante melhores resultados a médio e longo prazo, mantendo as suas características inalteradas ao longo do tempo, com uma maior dureza e resistência à fratura.

A restauração indireta pode ainda ser classificada em *overlay*, *onlay* e *inlay*, que diferem essencialmente na quantidade da estrutura do dente que cobrem. Porém, dependendo do caso, também podem ser utilizadas coroas completas ou facetas, como se pode observar na Figura 2.3. Nos 3 primeiros casos, podem ser efetuadas por amálgama (material metálico), embora atualmente a opção passe pelo recurso a materiais compósitos e cerâmicos, tanto por razões estéticas como para evitar a presença de metais que possam ser nocivos para a saúde (OralMed, 2018).

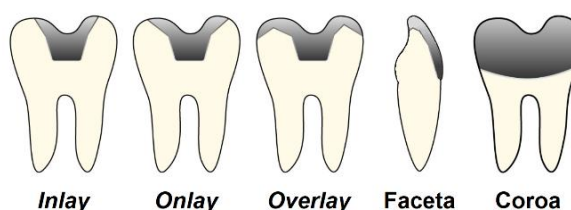


Figura 2.3 - Exemplos simplificados dos tipos de restaurações indiretas (DentaGama, 2016).

A metodologia de implementação das restaurações indiretas começa pela aquisição da geometria do dente a restaurar, normalmente através de um scanner intraoral, que origina um ficheiro de nuvem de pontos. Esta nuvem de pontos é convertida num objeto sólido através de um software de modelação 3D (CAD), sendo realizados os ajustes necessários à geometria, de modo a possibilitar o seu encaixe no dente preparado e a garantir que não existe interferência com os dentes adjacentes. Após a geometria estar finalizada, a restauração (Figura 2.4) é produzida com um equipamento de fabrico subtrativo apoiado por computador (CNC) (Panegassi, 2016).



Figura 2.4 - Modelos reais de restaurações (DentaGama, 2016).

Entre a restauração indireta e a estrutura dentária existe um agente cimentante cuja função principal é o selamento marginal entre a restauração e o dente, permitindo a retenção desta e a dissipação das forças nela exercidas, garantindo assim a sua durabilidade (Weiner, 2009). As características desejáveis de um cimento são: ligação estável entre a estrutura dentária e a restauração, resistência de união às forças exercidas durante a mastigação e parafunções, baixa solubilidade em fluídos orais, biocompatibilidade com os tecidos orais, radiopacidade, estabilidade de cor, fácil manipulação e fluidez para um escoamento que ofereça uma espessura de película apropriada, isto é, baixa espessura (Simon & Darnell, 2012) e (Pegoraro, da Silva, & Carvalho, 2007).

De acordo com o material que compõe a restauração, esta pode ser cimentada definitivamente ao dente preparado, seguindo o conceito de cimentação clássica ou aderida através de uma

técnica de cimentação adesiva (Lott & Hill, 2011). A cimentação clássica baseia-se numa retenção mecânica e micro-mecânica. A cimentação adesiva envolve uma retenção química, apresentando um aumento da resistência a fraturas e uma maior longevidade da restauração (Hill, 2007). É realizada em cerâmicas vítreas que apresentam uma matriz capaz de ser condicionada e dissolvida por um agente ácido, criando micro-retenções com recurso a uma resina composta ou cimento resinoso (Manso, et al., 2011).

Vários cimentos foram utilizados, ao longo dos tempos, para cimentar restaurações indiretas a preparações dentárias, tais como: óxido de zinco eugenol, fosfato de zinco, policarboxilato, ionómero de vidro, ionómero de vidro modificado por resinas e resinas compostas, podendo utilizar-se estas como cimentos resinosos ou como resina composta termo-modificada (Lott & Hill, 2011). Os cimentos resinosos podem ser classificados em termos de mecanismo de ativação, como ativáveis quimicamente, fotoativáveis ou de dupla polimerização (Santos, Santos, & Rizkalla, 2009). Estes possuem elevada elasticidade, boa resistência à tração e compressão e baixa solubilidade, no entanto requerem elevada sensibilidade técnica, aliada a um custo superior (Stamatatos & Simon, 2013). O compósito termo-modificado, apesar de apresentar melhores propriedades mecânicas, solicita uma elevada sensibilidade técnica, devido ao rápido arrefecimento da resina a partir do momento em que é retirada do dispositivo de aquecimento até que é colocada em boca, diminuindo o tempo de operabilidade e criando uma maior espessura de película (Blalock, Holmes, & Rueggeberg, 2006).

Importa referir o conceito de escoamento, processo em que as moléculas de um material se movimentam umas em relação às outras, dentro de limites impostos, sob a ação de uma força tangencial. No caso da cimentação, quanto maior for o escoamento do agente cimentante, menor será a espessura de película entre a restauração e o dente. Uma espessura de película ideal varia entre os 5 μm e os 25 μm de forma a garantir um correto assentamento da restauração, impedindo simultaneamente a microinfiltração pela exposição à cavidade oral (Manso, et al., 2011). Tendo em conta que a viscosidade é um dos principais fatores que influencia esta grandeza, um material com menor viscosidade apresenta um maior escoamento, conferindo uma menor espessura de película (Simon & Darnell, 2012).

2.3. Controlo de Força

Como foi descrito anteriormente, e independentemente do tipo de cimentação a efetuar, para se garantir uma correta espessura e um bom escoamento, é necessário aplicar uma força adequada, perpendicular à secção de cimentação da restauração. Atualmente não existe nenhum dispositivo específico para este efeito, no entanto é usado um instrumento adaptado, com a finalidade de funcionar como transportador de material restaurador em resina composta para restaurações diretas, tendo sido adaptado pelos médicos dentistas de forma empírica ao uso

clínico, para exercer força em restaurações dentárias indiretas. Este dispositivo é o *OptraSculpt Pad* da marca Ivoclar Vivadent® (Cardoso, 2016).

Os instrumentos usados em medicina dentária são produzidos em vários materiais, com biocompatibilidade à cavidade oral, como é o caso de alguns polímeros tais como o PLA, Polietileno, Polipropileno, PVC e ABS, do aço inoxidável 316L, das ligas de titânio com elevada resistência à corrosão e ligas de alumínio anodizadas (Pires, Bierhalz, & Moraes, 2015). A esterilização de todos os instrumentos utilizados neste tipo de procedimento é obrigatória, pelo que os materiais devem possuir a capacidade de resistir a altas temperaturas decorrentes deste processo. Em alguns casos, é suficiente o recurso a uma simples desinfecção, sendo necessário o material resistir aos agentes desinfetantes.

Em contexto laboratorial foi desenvolvido um estudo experimental e determinada uma força máxima a aplicar neste tipo de restaurações indiretas. Este estudo, desenvolvido por (Cardoso, 2016), recorrendo a um protocolo de medição com recurso a um sensor de medição de força, foi executado por um operador experiente, na cimentação de uma restauração posterior através da técnica de assentamento, usando o instrumento *OptraSculpt Pad*. Os autores indicam uma força média de 30 N para garantir uma adesão adequada, e demonstram com o estudo a importância da monitorização da força em procedimentos de restauração dentária.

No entanto, ainda não é possível medir e monitorizar a força exercida durante o procedimento de restauração. Este instrumento é utilizado apenas em clínicas dentárias, tendo em conta que se trata de um equipamento caro, não acessível a todos, e por isso, em processo de aprendizagem, os alunos executam a aplicação de força exercendo pressão com o dedo indicador. Ora, em contexto de prática clínica, embora os médicos dentistas mais experientes possuam a sensibilidade para exercer a força correta, não dispõem de meios para quantificar o valor da força aplicada, não conseguindo garantir que essa força está dentro da gama ideal. De igual modo, em contexto de ensino e preparação dos alunos de medicina dentária, estes não têm a experiência nem a sensibilidade para a força a aplicar, acompanhando visualmente a execução da operação por parte dos seus professores experientes, que seguramente têm alguma dificuldade em transmitir de modo apropriado a execução da força adequada.

Assim, o desenvolvimento de um dispositivo que permita a monitorização da força exercida no procedimento de restauração indireta é fundamental para a garantia de aplicação da força adequada neste tipo de procedimentos de restauração, tanto para a prática clínica como para o ensino e preparação experimental de alunos de medicina dentária.

3. DISPOSITIVO PARA CONTROLO DE FORÇA

Este capítulo descreve os procedimentos seguidos e materiais utilizados até à obtenção do protótipo final do dispositivo, que se pode visualizar na Figura 3.1.

O desenvolvimento do dispositivo teve em conta diversos aspetos importantes, no contexto da sua utilização, tendo como base a importância de se assemelhar, tanto quanto possível, aos instrumentos normalmente usados em medicina dentária.

No entanto é preciso ter em atenção diversos fatores tais como: biocompatibilidade dos materiais utilizados; resistência dos mesmos aos fluidos orais; geometria que ofereça ergonomia, conforto e estabilidade no manuseamento, efetuado com os dedos polegar, indicador e médio, e que conte ainda com uma parte traseira de suporte na mão, especificamente na zona entre a base do indicador e do polegar; possibilidade de desinfeção e/ou esterilização por autoclavagem das partes em contacto com a cavidade oral; a dimensão do dispositivo desde a zona de apreensão até à extremidade de contacto com os dentes não pode ser demasiada, para permitir uma maior estabilidade e a ancoragem dos dedos mindinho e anelar do dentista no maxilar do paciente; a zona de aplicação da força tem de possuir algum tipo de almofada para que aquando do contacto com o dente, este não seja danificado. Dado que este dispositivo terá sensores para possibilitar a leitura da força, estes não podem ser expostos aos fluidos orais, nem a qualquer tipo de humidade e nem a elevadas temperaturas, como é o caso da autoclavagem, que conjuga humidade com altas temperaturas.

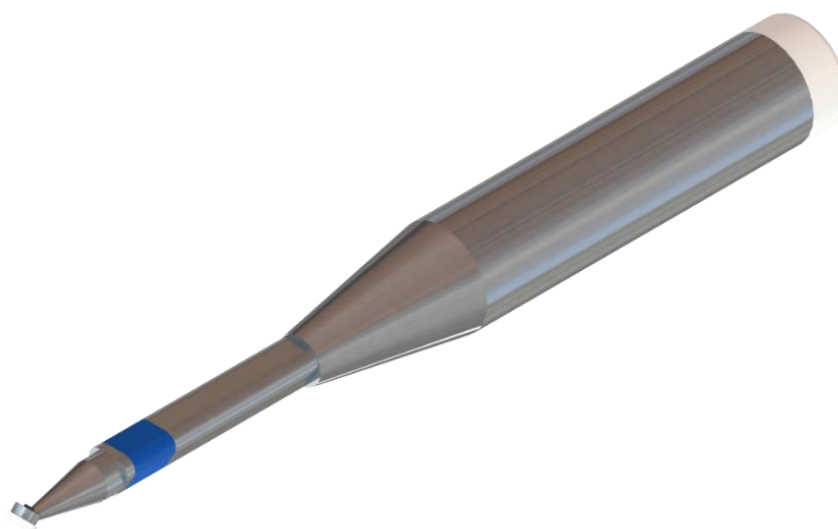


Figura 3.1 - Modelo final do dispositivo.

3.1. Modelo Geométrico do Dispositivo

A Figura 3.2 apresenta o modelo 3D do primeiro protótipo do dispositivo, desenvolvido a partir dos conceitos de base atrás definidos.

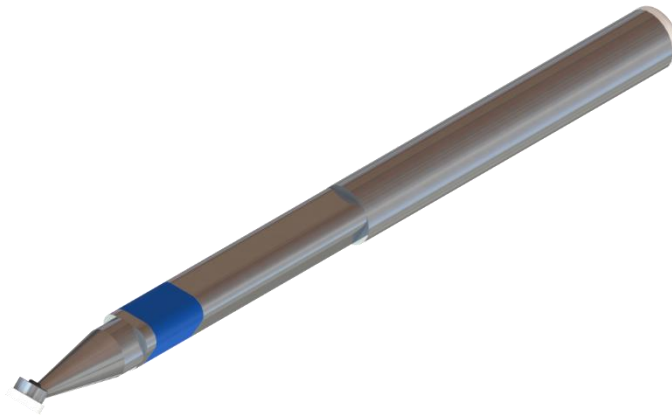


Figura 3.2 - Modelo do primeiro protótipo do dispositivo.

Este dispositivo assenta numa configuração mecânica com três elementos estruturais principais (Figura 3.3): um elemento na extremidade de aplicação de força designado por ponta (1), um elemento estrutural para o manuseio do dispositivo, designado por pega (2), com geometria na extremidade para instrumentação com vista à quantificação da força exercida e um elemento designado por cabo (3), com função de suporte e estabilidade do dispositivo.

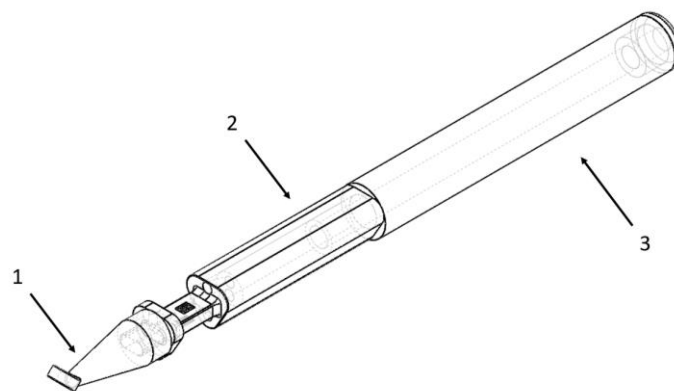


Figura 3.3 - Vista geral da geometria do dispositivo.

A ponta, ilustrada na Figura 3.4, tem uma geometria cónica com uma extremidade em forma de anel (4 e 5). A extremidade oposta tem um orifício (6) para encaixe na pega e uma superfície de encosto na pega (7). A ponta e a pega são unidas através de encaixe mecânico com ajuste adequado para garantir a estabilidade do sistema. A ponta pode ser construída em liga metálica (aço inoxidável, ligas de titânio ou ligas de alumínio anodizado) ou em material do tipo

polimérico (ABS ou PLA), que deve ser biocompatível com a cavidade oral. Pode também incorporar uma membrana de silicone ou material idêntico. Poderá ser usada em utilização única, do tipo descartável, ou para reutilização, com possibilidade de desinfeção em autoclave.

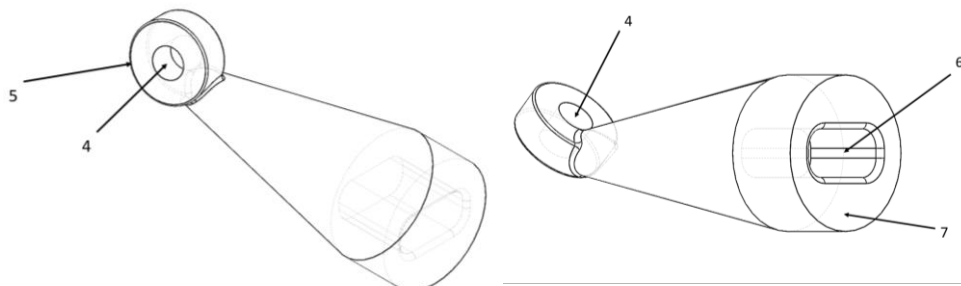


Figura 3.4 - Modelo da ponta.

A pega, ilustrada na Figura 3.5, possui uma zona com geometria bem definida e otimizada com um formato ergonómico para o correto manuseio estável e preciso do dispositivo, apresentando uma zona de deformação (10), onde estarão aplicados extensómetros (20) para quantificação da deformação localizada e calibração para força aplicada. Esta zona de deformação (10) situa-se entre uma anilha (9) da ponta e uma zona de manuseamento (12) da pega. Adicionalmente, a pega apresenta na extremidade de manuseamento um furo (13) para encaixe no cabo. Na outra extremidade tem uma geometria do tipo macho para encaixe justo na cavidade da ponta.

A zona de transição entre a zona de manuseamento da pega (12) e a zona de deformação (10) tem dois orifícios (11) para a passagem de condutores eléctricos com transporte de sinal dos extensómetros.

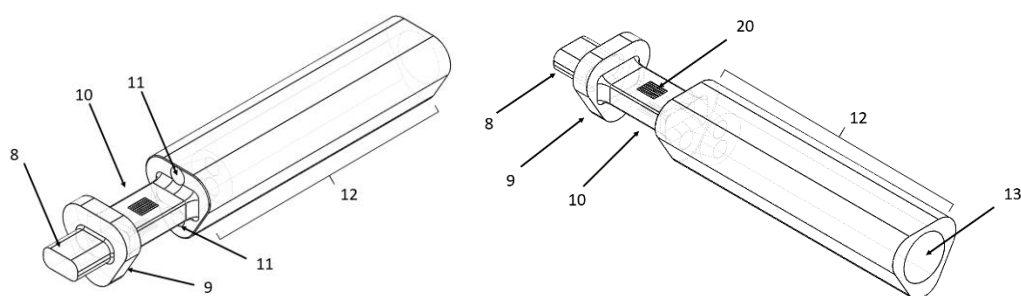


Figura 3.5 - Modelo da pega.

A zona de deformação (10), visível na Figura 3.6, onde se encontram os extensómetros (20), tem uma geometria de secção retangular, com as dimensões que permitam uma deformação mensurável a recolher através dos extensómetros (20), garantindo ao mesmo tempo que o dispositivo tenha a resistência e rigidez mecânica adequadas. Existe a necessidade de esta zona ser protegida com silicone ou material semelhante, de modo a permitir a desinfeção do

dispositivo posteriormente a cada utilização, sem danificar os extensómetros (20). A zona de manuseamento (12) da pega (2) pode permitir a colocação de uma membrana em silicone ou material idêntico, removível ou não, descartável ou lavável, para proteção total ou parcial da pega. No caso de ser removível, será descartável e trocada depois de cada utilização. Caso seja fixa, terá de ser desinfetada.

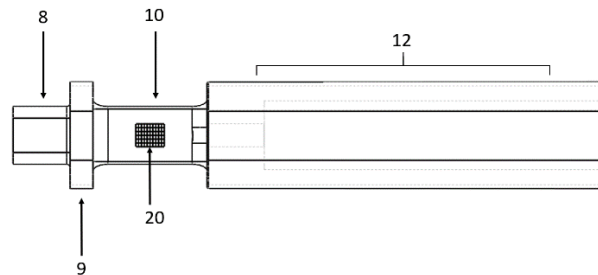


Figura 3.6 - Vista superior do modelo da pega.

A pega é construída em material metálico biocompatível.

O encaixe do cabo (3) na pega (2) é feito por ligação roscada. Logo, de modo a garantir a vedação, terá um anel de retenção em material polimérico maleável e biocompatível.

O cabo, ilustrado na Figura 3.7, apresenta numa extremidade meios de encaixe (14) à pega (2), o qual apresenta um furo (15) para passagem de condutores elétricos pelo interior do cabo (3). Possui ainda uma zona de apoio na mão do utilizador, a qual é designada de zona central de apoio (16), a qual apresenta um diâmetro de 10 mm. Na outra extremidade apresenta uma tampa (18), que permite a passagem dos condutores elétricos para uma interface exterior de aquisição e processamento de dados e tem a finalidade de garantir a estanqueidade entre os condutores elétricos e o dispositivo. O encaixe da tampa (18) no cabo (3) é feito por pressão, contendo um anel de retenção em material polimérico maleável e biocompatível, para garantir a vedação.

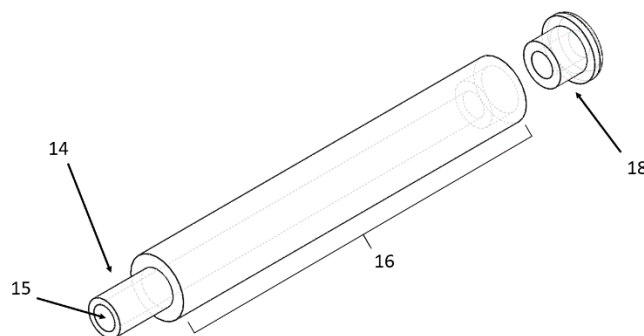


Figura 3.7 - Vista geral do cabo e da tampa.

3.2. Materiais

O material escolhido para a produção do corpo do dispositivo é a liga de alumínio 7075-T6, cujas propriedades se encontram descritas na Tabela 3.1. Optou-se por este material devido a ser leve, possuir boa resistência mecânica aliada a um baixo módulo de elasticidade, apresentar boa maquinabilidade, ser um material relativamente barato e que aliado a uma anodização o torna biocompatível e resistente à oxidação.

Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas da liga de alumínio 7075-T6

Alumínio 7075-T6			
Massa Específica ρ [kg/m ³]	Módulo de Young E [GPa]	Tensão de Cedência σ_c [MPa]	Coefficiente de Poisson ν
2810	72	505	0,33

A opção de instrumentação para calibração do dispositivo recaiu na utilização de extensómetros lineares. Assim, a zona de colagem dos extensómetros deve apresentar uma gama de deformação que seja mensurável. Compreende-se por gama de deformação ideal a que se situa entre os 400 $\mu\epsilon$ e os 1500 $\mu\epsilon$, isto é, para um valor obtido com erro reduzido, é necessário ultrapassar os 400 $\mu\epsilon$, mas para não danificar o extensómetro nem reduzir a sua vida útil não deve exceder os 1500 $\mu\epsilon$ (HBM, 2019). O gráfico dos ciclos de vida em função da deformação máxima a que o extensómetro é solicitado encontra-se na Figura 3.8.

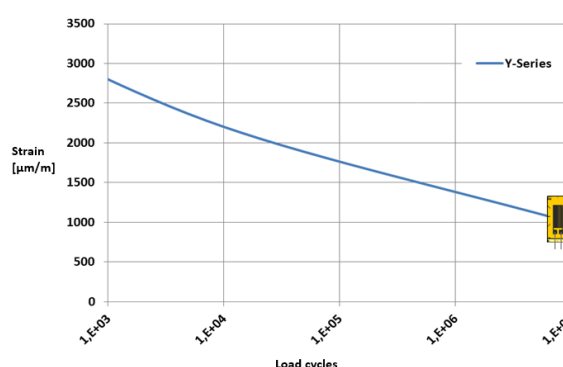


Figura 3.8 - Gráfico dos ciclos de vida de um extensómetro (HBM, 2019).

A distância da zona de contacto com o dente até à zona de prensão do dispositivo é de 33 mm, valor determinado experimentalmente para permitir o acesso do dispositivo ao segundo e terceiro molares, e ao mesmo tempo possibilitar o correto manuseio e estabilidade do mesmo pelo apoio dos dedos mindinho e anelar do dentista no maxilar do paciente.

O ângulo ideal de aplicação de força corresponde a 45°, de modo a ser possível exercer a força em vários dentes, a partir de várias posições.

Os extensómetros seleccionados para o primeiro protótipo do dispositivo são da marca HBM, referência 1-LY13-1.5/120 (120 Ω), indicados para ligas de alumínio.

Para o segundo e terceiro protótipo, os extensómetros seleccionados são da marca HBM, referência 1-LY13-3/350 (350 Ω), indicados para ligas de alumínio. Optou-se por aumentar a resistência dos extensómetros em relação aos utilizados anteriormente (120 Ω), para adequar a resistência da meia ponte aos circuitos integrados transdutores mais comuns no mercado.

Os dois extensómetros são ligados em meia ponte (Figura 3.9), estando um deles definido para a tração e outro para compressão ($+\varepsilon$; $-\varepsilon$). A ligação em meia ponte é possível dado que os valores de deformação dos dois extensómetros apresentam o mesmo valor em módulo, mas com sinais opostos, isto é, sinal negativo na face superior (compressão) e positivo na face inferior (tração). Isto permite que o sinal adquirido seja mais estável e fiável.

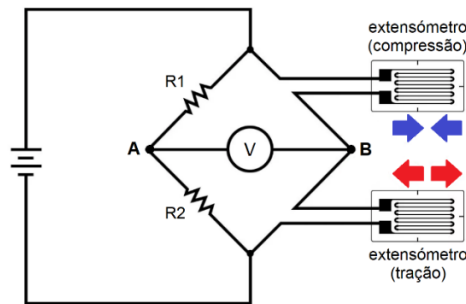


Figura 3.9 - Esquema de meia ponte extensométrica (All About Circuits, 2015).

3.3. Hardware Utilizado e Software Implementado

De modo a realizar a calibração do dispositivo, recorreu-se a uma ponte extensométrica da marca Vishay®, referência P3 – *Strain Indicator and Recorder*, como se pode observar na Figura 3.10.



Figura 3.10 - Ponte extensométrica da marca Vishay®

Para efetuar a aquisição de dados dos extensómetros, o *hardware* utilizado integra um chassis com a referência NI-cDAQ-9174 (Figura 3.11) e uma placa de aquisição de dados com a referência NI 9219 (Figura 3.12), ambas da marca *National Instruments*®.



Figura 3.11 - Chassis NI-cDAQ-9174.



Figura 3.12 - Placa de aquisição de dados NI 9219.

O *software* implementado para o processamento e apresentação de dados dos extensómetros, recorreu ao programa *LabVIEW*®, que possui uma vasta biblioteca com diagramas pré-definidos para diversos tipos de sensores, permitindo criar um ambiente simples e intuitivo para a apresentação de dados ao utilizador, além da possibilidade do registo dos dados.

Para a validação dos valores apresentados pelo dispositivo, utilizou-se uma célula de carga da marca *TE Connectivity*, referência FC2231-0000-0050-L (Figura 3.13). O *hardware* utilizado para o processamento de sinal da célula corresponde a uma placa *Arduino Uno* (Figura 3.14), programada através do *software Arduino*® (*IDE*)¹, indicando a força diretamente no próprio programa.

¹ <https://www.arduino.cc/>



Figura 3.13 - Célula de carga *TE Connectivity*.



Figura 3.14 - Placa *Arduino® Uno*.

No terceiro protótipo foi necessário usar como hardware uma placa *Arduino® Nano* (Figura 3.15) para realizar a interface para um computador pessoal através de um cabo Mini USB. Para a emissão de sinais luminosos sinalizadores do estado de operação, foram utilizados dois LEDs (díodos emissores de luz) RGB referência WS2812B. Relativamente à aquisição e processamento de sinal dos extensómetros, foi projetada uma PCI (Placa de Circuito Impresso) com hardware específico para extensometria, da marca *Maxlinear*, referência XR10910². Esta placa detém também a função de amplificar o sinal, de modo a medir os valores de força adquiridos com ajuste de escala. Como a indicação do tempo e da força em simultâneo com sinais visuais poderia levar a alguma confusão para o utilizador, foi introduzido um *buzzer* comum para indicar, através de um sinal sonoro, o tempo de aplicação da força, mantendo os LEDs exclusivamente para indicação dos valores da força. A intensidade sonora emitida pelo *buzzer* permite que este permaneça no interior do cabo do equipamento junto da restante eletrónica.

² <https://www.maxlinear.com/ds/XR10910.pdf>

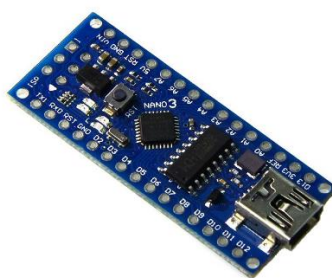


Figura 3.15 - Placa *Arduino® Nano*.

De modo a programar as funcionalidades do dispositivo foi usado o *software Arduino® IDE*, e para apresentar os dados do sistema eletrónico foi elaborada uma aplicação com o *software Processing*³, que utiliza bibliotecas em código aberto em linguagem *java*.

3.4. Dimensionamento Estrutural do Dispositivo

Em termos estruturais, tendo em conta a gama de força aplicada e condições de trabalho, a zona mais sensível do dispositivo é a correspondente à colocação dos extensómetros. Deste modo, apresentam-se em primeiro lugar os cálculos analíticos de suporte ao seu dimensionamento. Depois apresenta-se o modelo de elementos finitos que demonstra a verificação estrutural de todo o dispositivo.

Cálculo Analítico

Além da garantia de uma gama de deformação adequada, é também necessário que a resistência mecânica do componente seja adequada. Optou-se por definir uma secção retangular, para um funcionamento próximo de uma célula de carga à flexão, após a calibração do sistema. Tendo em conta a dimensão dos extensómetros selecionados, a face de colagem do extensómetro deverá ter pelo menos 5 mm de largura e 10 mm de comprimento, de modo a permitir a colocação de terminais para os condutores elétricos.

Tendo em conta que o valor máximo da força F aplicada na ponta corresponde a 30 N, o ângulo de aplicação de força de 45° , a distância L_a de 33 mm e simplificando a geometria para os cálculos ao assumir uma secção contínua, é possível determinar a secção ideal para a zona de aplicação dos extensómetros. A geometria simplificada encontra-se ilustrada na Figura 3.16.

³ <https://processing.org/>

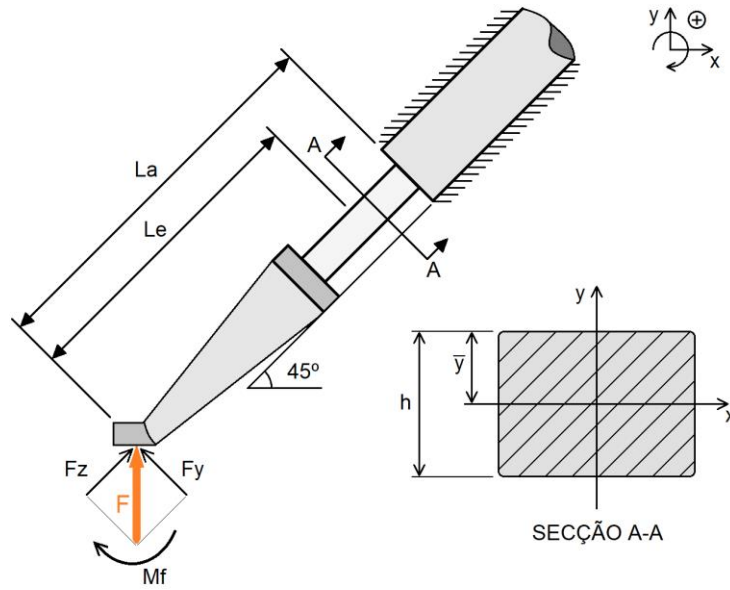


Figura 3.16 - Geometria para cálculos.

A força F pode ser decomposta nas componentes F_y e F_z de acordo com:

$$F_{y,z} = 30 * \cos 45 = 21,21 \text{ N} \quad (1)$$

Admitindo que a solicitação atua apenas no plano YZ , a componente F_z introduz compressão no troço menos resistente do dispositivo, que corresponde à zona instrumentada e a componente F_y provoca flexão e corte.

Assim, pode-se verificar o dimensionamento à resistência mecânica, determinando a secção mínima. Considerando os esforços de flexão e carga axial e desprezando a componente de corte por possuir um valor muito baixo, obtém-se o seguinte:

$$\begin{aligned} \sigma_{ced} &\geq \sigma_N + \sigma_f \\ \Leftrightarrow \sigma_{ced} &\geq -\frac{F_z}{A} + \frac{F_y * L_a}{I_x} * \bar{y} \\ \Leftrightarrow 505 * 10^6 &\geq -\frac{21,21}{5 * 10^{-3} * h * 10^{-3}} + \frac{21,21 * 33 * 10^{-3}}{\frac{5 * (h * 10^{-3})^3}{12}} * \frac{h * 10^{-3}}{2} \\ \Leftrightarrow h &\geq 1,3 \text{ mm} \end{aligned} \quad (2)$$

Considerando que o material se encontra dentro do seu domínio elástico, através da lei de Hooke (Rychlewski, 1984), relaciona-se a tensão com a deformação e o módulo de Young (equação (3)).

Verificação da deformação máxima:

$$\begin{aligned}
\sigma &= E * \varepsilon \\
\leftrightarrow -\frac{F_x}{A} + \frac{F_y * L}{I_x} * \bar{y} &= E * \varepsilon \\
\leftrightarrow \varepsilon &= \frac{\left(-\frac{F_x}{A} + \frac{F_y * L_a}{I_x} * \frac{h}{2}\right)}{E} \quad (3) \\
\leftrightarrow \varepsilon &= \frac{\left(-\frac{21,21}{5 * 10^{-3} * 1,3 * 10^{-3}} + \frac{21,21 * 33 * 10^{-3}}{5 * 10^{-3} * (1,3 * 10^{-3})^3} * \frac{1,3 * 10^{-3}}{2}\right)}{72 * 10^9} \\
\leftrightarrow \varepsilon &= 6857 * 10^{-6}
\end{aligned}$$

Como se pode observar na equação (2), o valor da altura mínima da secção será pelo menos 1,3 mm.

Agora, é possível obter a espessura adequada para que a secção onde se encontra o centro dos extensómetros apresente um valor de deformação inferior a 1500 $\mu\varepsilon$. Esta secção encontra-se a 27 mm da zona de aplicação de força (L_e), o que conduz a uma espessura ideal de 2,5 mm, tal como se pode verificar na expressão (4).

$$\begin{aligned}
\sigma &= E * \varepsilon \\
\leftrightarrow -\frac{F_z}{A} + \frac{F_y * L_e}{I_x} * \bar{y} &= E * \varepsilon \\
\leftrightarrow -\frac{21,21}{5 * 10^{-3} * h * 10^{-3}} + \frac{21,21 * 27 * 10^{-3}}{5 * 10^{-3} * (h * 10^{-3})^3} * \frac{h * 10^{-3}}{2} &= 72 * 10^9 * 1500 * 10^{-6} \quad (4) \\
\leftrightarrow h &\geq 2,5 \text{ mm}
\end{aligned}$$

Tendo agora como referência a espessura de 2.5 mm, pode-se calcular o valor da tensão normal máxima que ocorre na secção mais solicitada (transição da zona de medição), desprezando a componente de corte:

$$\begin{aligned}
\sigma_{m\acute{a}x} &= \sigma_N + \sigma_f \\
\leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= -\frac{F_z}{A} + \frac{F_y * L_a}{I_x} * \bar{y} \\
\leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= -\frac{21,21}{5 * 10^{-3} * 2,5 * 10^{-3}} + \frac{21,21 * 33 * 10^{-3}}{5 * (2,5 * 10^{-3})^3} * \frac{2,5 * 10^{-3}}{2} \quad (5) \\
\leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= 133 \text{ MPa}
\end{aligned}$$

Tendo como referência o valor da tensão de cedência do alumínio considerado, obtém-se um coeficiente de segurança de 3,8:

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{\sigma_{ced}}{N} \leftrightarrow N = \frac{\sigma_{ced}}{\sigma_{m\acute{a}x}} \leftrightarrow N = \frac{505}{133} \leftrightarrow N = 3,8 \quad (6)$$

Admita-se agora que a força aplicada na extremidade da ponta do dispositivo tem uma direção perpendicular ao eixo do dispositivo, o que corresponderá a uma situação de solicitação limite. Neste caso a componente F_z assume valor nulo, ficando a componente $F_y = F$, com o valor de 30 N (Figura 3.17).

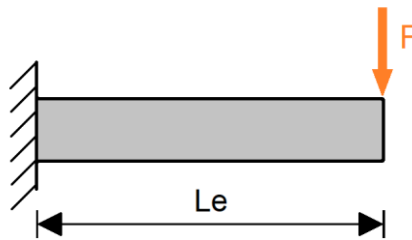


Figura 3.17 - Exemplo de viga à flexão.

Neste caso a tensão normal máxima de 190 MPa, correspondendo a um coeficiente de segurança de 2,7, tal como se pode verificar nas expressões (7) e (8):

$$\begin{aligned} \sigma_{m\acute{a}x} &= \frac{F_y * L_a}{I_x} * \bar{y} \\ \leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= \frac{F * L_a}{\frac{b * h^3}{12}} * \frac{h}{2} \\ \leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= \frac{30 * 33 * 10^{-3}}{\frac{5 * 10^{-3} * (2,5 * 10^{-3})^3}{12}} * \frac{2,5 * 10^{-3}}{2} \\ \leftrightarrow \sigma_{m\acute{a}x} &= 190 \text{ MPa} \end{aligned} \quad (7)$$

$$\sigma_{m\acute{a}x} = \frac{\sigma_{ced}}{N} \leftrightarrow N = \frac{\sigma_{ced}}{\sigma_{m\acute{a}x}} \leftrightarrow N = \frac{505}{190} \leftrightarrow N = 2,7 \quad (8)$$

Nesta situação a deformação na zona dos extensómetros será de 2160 $\mu\epsilon$ (9), valor suportado pelos extensómetros, embora com diminuição dos ciclos de vida.

$$\begin{aligned}
 \sigma &= E * \varepsilon \\
 \Leftrightarrow \frac{F_y * L_e}{I_x} * y &= E * \varepsilon \\
 \Leftrightarrow \varepsilon &= \frac{\left(\frac{F_y * L_e}{I_x} * y \right)}{E} \\
 \Leftrightarrow \varepsilon &= \frac{\left(\frac{30 * 27 * 10^{-3}}{5 * 10^{-3} * (2,5 * 10^{-3})^3} * \frac{2,5 * 10^{-3}}{2} \right)}{72 * 10^9} \\
 \Leftrightarrow \varepsilon &= 2160 * 10^{-6}
 \end{aligned} \tag{9}$$

Modelo numérico do dispositivo

E modo a obter uma identificação do comportamento global do dispositivo, foi definido um modelo numérico de elementos, recorrendo ao software *SolidWorks*[®]. Tendo em conta a utilização do dispositivo, entendeu-se que um modelo quase estático com análise linear representaria uma aproximação adequada do seu comportamento.

O modelo é definido com elementos sólidos tetraédricos parabólicos, designado por SOLID na biblioteca do software, cuja geometria se representa na Figura 3.18. Este elemento é definido por quatro nós de canto, seis nós do meio das seis arestas, o que perfaz um total de 10 nós, cada um com 3 graus de liberdade, correspondente aos deslocamentos nos 3 eixos ortogonais.

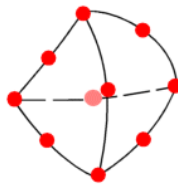


Figura 3.18 - Elemento tetraédrico parabólico (*SolidWorks*, 2017).

A Figura 3.19 representa as condições de fronteira e de carga no modelo. A zona de prensão da pega é definida com os nós constrangidos em toda a sua superfície (todos os graus de liberdade), correspondendo a uma aproximação ao suporte com a mão do utilizador. Considera-se ainda a aplicação de uma força total de 30 N na superfície de contacto com os dentes, perpendicularmente a essa superfície, tal como se representa na figura.

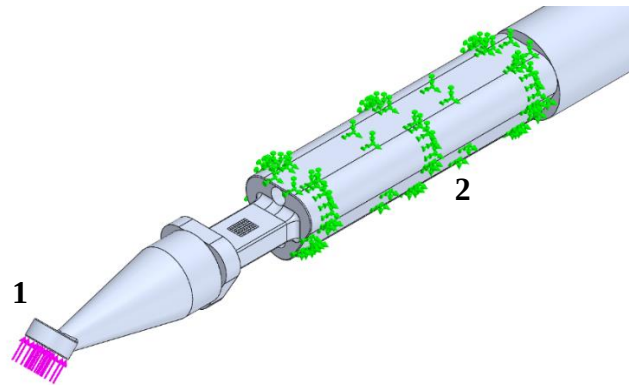


Figura 3.19 - Condições de fronteira do modelo. 1- Força de 30 N; 2- Superfície com nós constrangidos.

O modelo numérico considera ainda a modelação do contacto entre as várias superfícies, definido como não penetrante, nomeadamente entre as superfícies do pino da pega e o orifício da ponta e entre a zona de encosto da pega e a zona de encosto da ponta, como se pode observar na **Figura 3.20**. Este tipo de contato é definido por *no penetration* no software.

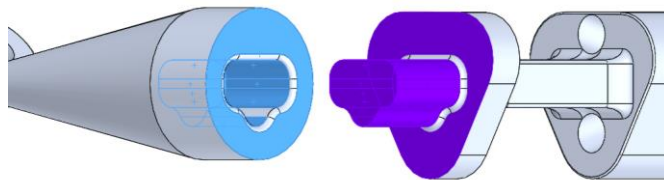


Figura 3.20 - Contacto não penetrante entre as superfícies da ponta (esq.) e pega (dir.).

A definição do número de elementos e a sua dimensão foi obtida com um estudo de convergência de malha.

A malhagem resultou num modelo com 59235 elementos e 91301 nós, representada na Figura 3.21. O tamanho dos elementos varia entre 1,31 mm e 6,53 mm, consoante as zonas mais solicitadas. Estas dimensões resultaram de um estudo de convergência de malha com definição da opção *h-adaptive*, que ajusta a dimensão dos elementos, verificando a convergência em cada iteração.

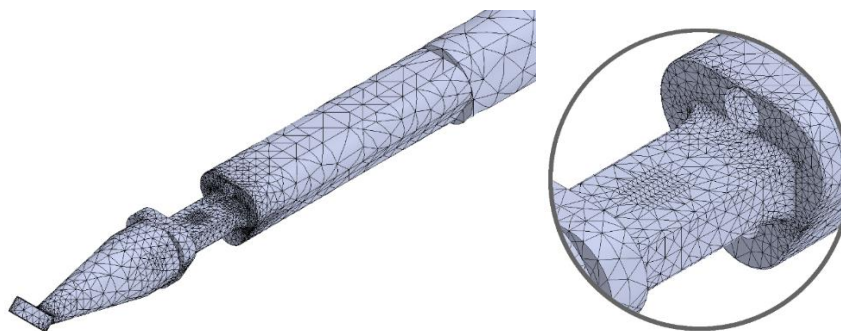


Figura 3.21 - Malhagem do dispositivo e pormenor na zona crítica.

A distribuição das tensões de *von Mises* no modelo apresenta-se na Figura 3.22. Como era previsível, dado a variação brusca de secção da zona dos extensómetros para a zona de manuseamento da pega, a região crítica encontra-se na secção dos extensómetros, na zona mais distante da aplicação da força, com um valor máximo de 162 MPa. A zona sofreu uma acentuação na geometria de modo a suavizar a zona crítica, através de um enchimento convexo (*fillet*), que se traduz num espessamento da secção da zona de aplicação dos extensómetros. Não foi possível aumentar mais esta acentuação por forma a garantir uma zona plana para aplicar os extensómetros corretamente, embora os resultados tenham sido bastante positivos, estando a distribuição de tensões uniforme. A distribuição dos deslocamentos equivalentes no modelo encontra-se representada na Figura 3.23, com um deslocamento máximo de 0,43 mm na extremidade da ponta, um valor adequado para a estabilidade do dispositivo no momento da sua utilização.

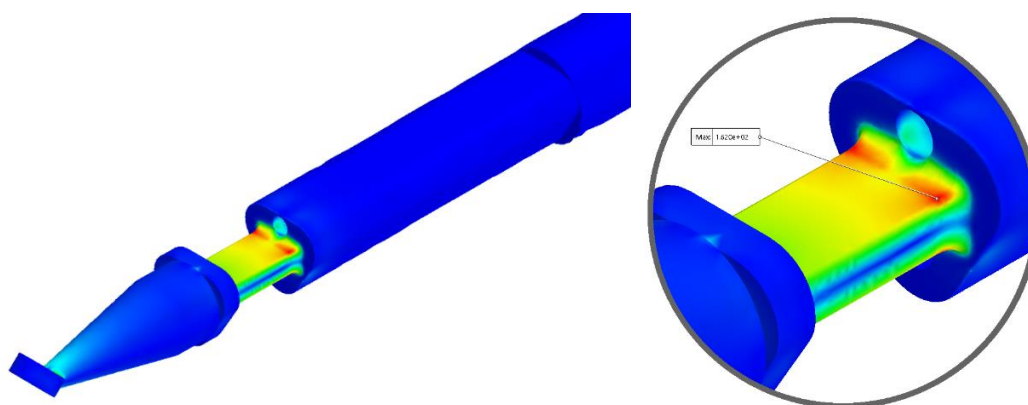


Figura 3.22 - Distribuição das tensões de *von Mises*.

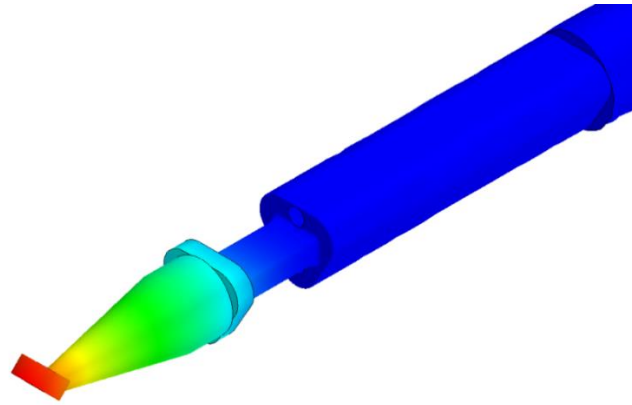


Figura 3.23 - Distribuição dos deslocamentos resultantes.

Relativamente à deformação na geometria do dispositivo, na superfície da zona de colagem dos extensómetros, foram definidos retângulos equivalentes à zona de medição, de modo a garantir nós de medição com as dimensões da grelha do extensómetro (resistência), como se pode observar na Figura 3.21. A distribuição das deformações na zona de aplicação dos extensómetros está representada na Figura 3.24, apresentando um valor mínimo de $-2068 \mu\epsilon$ (face superior) e um valor máximo de $2027 \mu\epsilon$ (face inferior).

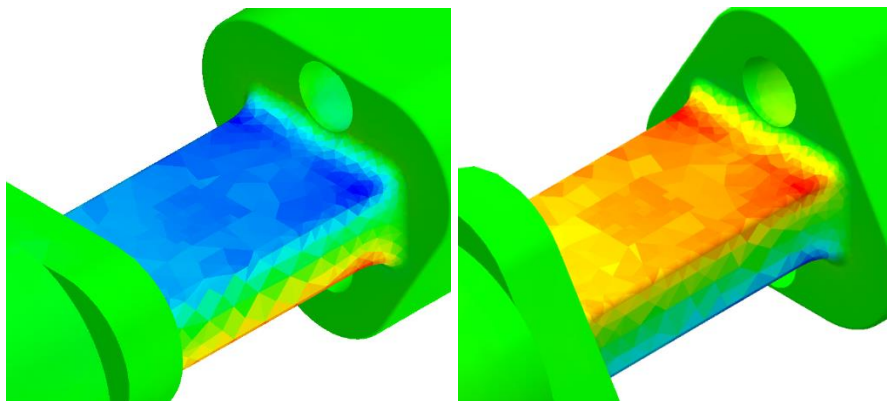


Figura 3.24 - Distribuição das deformações na face superior (esq.) e inferior (dir.).

Com o refinamento de malha localizado, é possível efetuar o cálculo da média da deformação nos nós da grelha do extensómetro (Figura 3.25), correspondendo a $1540 \mu\epsilon$, em linha com o definido analiticamente. Os valores mínimo e máximo são $1447 \mu\epsilon$ e $1609 \mu\epsilon$, respetivamente.

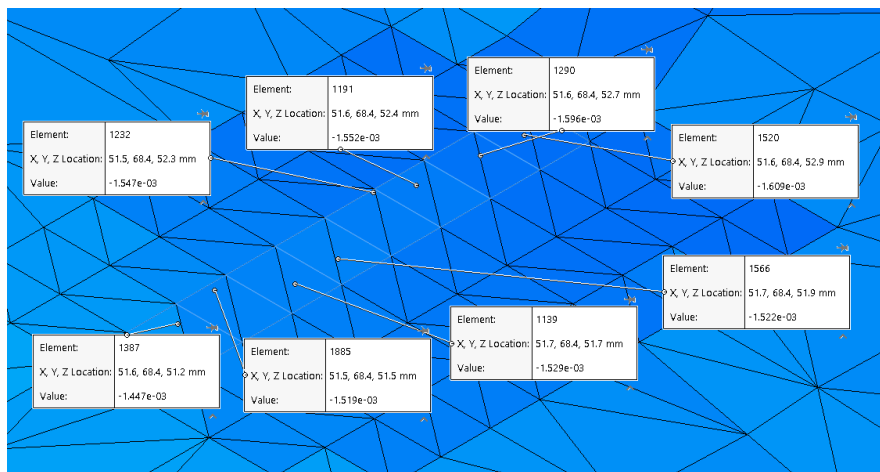


Figura 3.25 - Deformação nos nós de leitura da grelha extensométrica.

3.5. Protótipo Dimensional do Dispositivo

Depois da avaliação do comportamento estrutural do dispositivo, a sua geometria entrou na fase de prototipagem rápida, produzida por tecnologia de fabricação aditiva FDM, que consiste na utilização de filamento termoplástico, aquecido até ao seu ponto de fusão e depositado formando várias camadas, criando um objeto 3D. A produção deste protótipo recorreu ao uso de uma impressora *FlashForge®*, modelo *Guider II*, do Laboratório de Biomecânica Aplicada do ISEC.

A Figura 3.26 mostra os modelos físicos, produzidos em PLA (poliácido láctico).



Figura 3.26 - Mesa de trabalho da impressora 3D com as peças produzidas.

O protótipo de teste montado e completo encontra-se ilustrado na Figura 3.27. Este protótipo foi apresentado à equipa médica que colabora no trabalho, de modo a avaliar a sua ergonomia

e dimensões, e antever eventuais alterações na geometria, de modo a garantir o posicionamento adequado dos vários componentes.



Figura 3.27 - Protótipo produzido em PLA (poliácido láctico).

3.6. Primeiro Protótipo do Dispositivo

Validada a geometria do modelo, foi produzido um primeiro protótipo (Figura 3.28), recorrendo a processos de maquinagem convencional, com um torno mecânico, de modo a obter a geometria o mais aproximada possível à gerada pelo software CAD. Utilizou-se maquinagem convencional nesta fase por ser um processo mais simples e barato, produzindo um protótipo para validação do conceito. Neste protótipo a pega assume uma forma cilíndrica e o acoplamento da ponta a esta é realizado por meio de uma ligação roscada. A zona dos extensómetros foi desbastada numa fresadora convencional de modo a garantir o paralelismo entre as duas faces dos extensómetros bem como a correta espessura e largura da secção. O material utilizado na produção de todos os componentes é a liga de alumínio 7075-T6.



Figura 3.28 - Protótipo funcional produzido por maquinagem convencional.

Aplicação de extensómetros no primeiro protótipo

A colagem dos extensómetros seguiu os procedimentos necessários para garantir a sua adequada aplicação. Primeiro uniformizou-se a superfície com uma lixa de água de grão 2000, para remover imperfeições causadas pelas ferramentas de corte. De seguida procedeu-se a um suave ataque à superfície com ácido fosfórico, seguido da sua neutralização com uma base de amoníaco. Depois foi necessário remover impurezas e gorduras que ainda possam restar com uma solução de álcool isopropílico. Foi então colocado o extensómetro no local pretendido, com especial cuidado de o deixar alinhado longitudinalmente e transversalmente. Aplicou-se então fita de poliamida para garantir que o extensómetro permanece na correta posição. A colagem do extensómetro foi executada com uma gota de cianoacrilato, da marca *Loctite*, mantendo uma pressão constante entre este e a superfície, durante pelo menos 3 minutos, tempo de cura da cola utilizada.

Calibração

A calibração foi implementada com uma montagem experimental, com o dispositivo ancorado num bastidor, a 45° (Figura 3.29), sendo sucessivamente adicionadas massas calibradas. A ligação dos extensómetros foi feita numa ponte extensométrica da marca *Vishay*®. Como procedimento, para massa colocada foi registado o valor de deformação obtido através dos extensómetros, com o procedimento a ser realizado em carga e em descarga.



Figura 3.29 - Setup do protótipo em calibração.

Através de uma aplicação concebida com o *software LabVIEW*®, é possível monitorizar a força em tempo real e observá-la num gráfico, definir a gama, isto é, definir limites inferiores e

superiores de aplicação da força, monitorizar o tempo decorrente e gravar dados num ficheiro Excel para análise posterior. É possível também colocar o valor de força em zero para eliminar algum valor residual que possa existir. Os limites são visíveis no gráfico, a verde o inferior e a vermelho o superior, sendo o valor da força apresentado a branco. Quanto à indicação numérica de força, a cor de fundo do campo de apresentação varia consoante a mesma, ou seja, o fundo apresenta-se laranja quando o valor da força se encontra abaixo do limite inferior, verde quando o valor está dentro dos limites e vermelho quando o valor ultrapassa o limite máximo. Ao realizar a gravação, esta tem em conta o tempo decorrido e o valor de força correspondente. O diagrama de blocos da aplicação está representado na Figura 3.30 e o painel frontal na Figura 3.31.

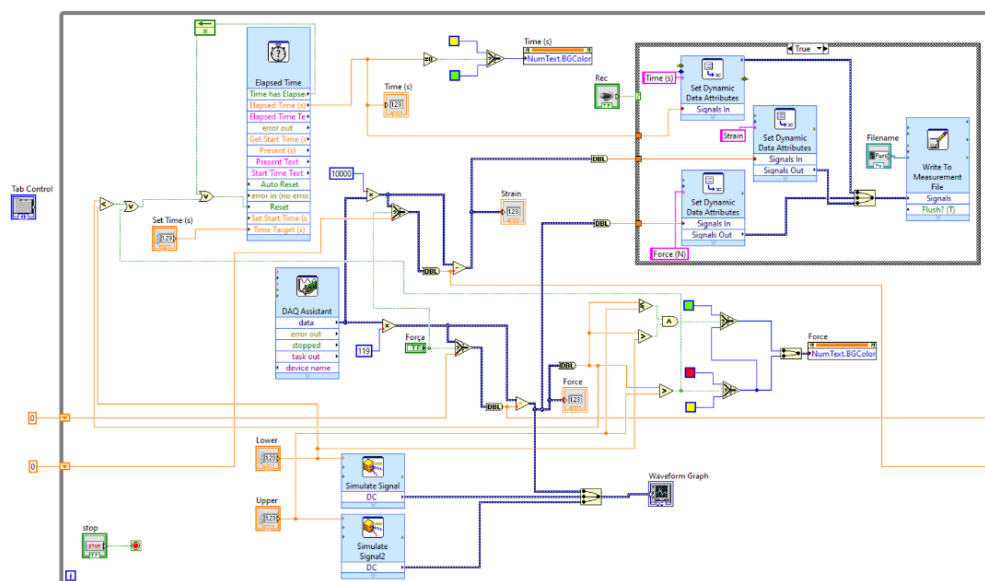


Figura 3.30 - Diagrama de blocos do programa *LabVIEW*.

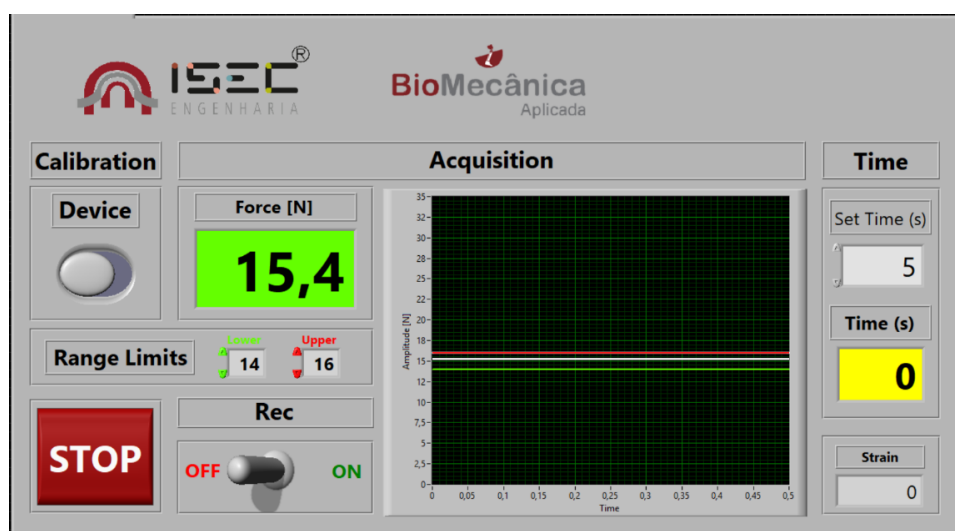


Figura 3.31 - Painel frontal do programa *LabVIEW*.

Teste ao primeiro protótipo do dispositivo

Para garantir que o valor indicado pela aplicação se encontrava correto, foi realizado um ensaio de comparação de força com recurso a uma célula de carga *TE Connectivity*. A célula de carga foi ancorada num sistema rígido (bastidor de ensaios mecânicos) de forma a serem obtidos valores corretos enquanto o dispositivo exerce pressão na sua área ativa, como se encontra ilustrado na Figura 3.32. Foram registados vários valores de força, representados no gráfico da Figura 3.33.



Figura 3.32 - Aplicação de força na célula de carga, usando o dispositivo.

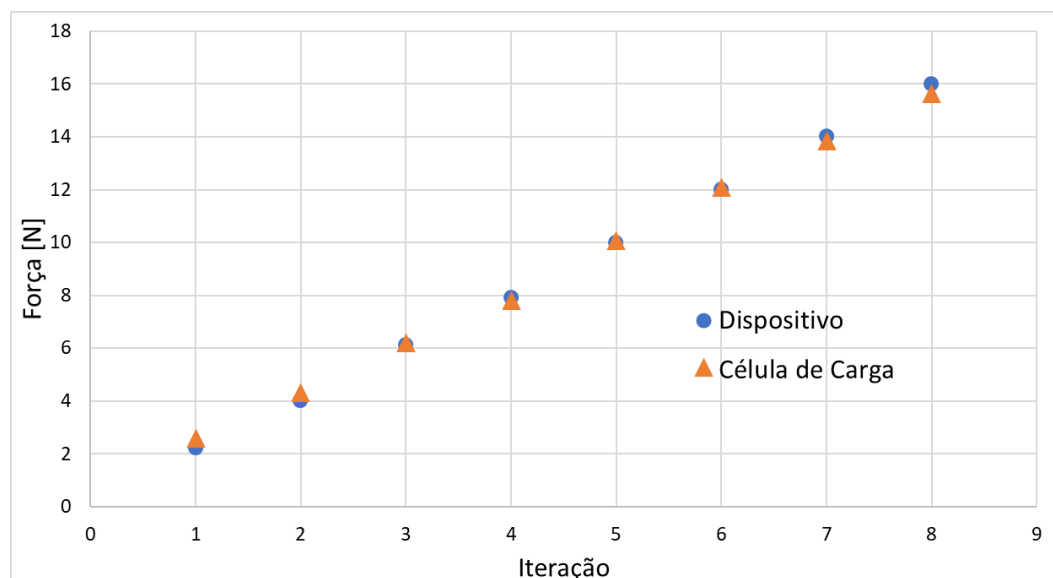


Figura 3.33 - Gráfico dos valores de força da célula e do dispositivo.

Analizando os valores de força, como se pode observar na Tabela 3.2, os valores encontram-se relativamente próximos, com um erro relativo máximo de 2,5 %. Deste modo, considera-se validado o desempenho do dispositivo em termos de quantificação da força.

Tabela 3.2 - Valores da força na calibração do dispositivo.

Iteração	Força			
	Dispositivo	Célula	Disp-Cél.	%Erro
1	2,2	2,25	0,05	2,3
2	4	4,1	0,1	2,5
3	6,1	6,1	0	0
4	7,9	7,7	0,2	-2,5
5	10	9,97	0,03	-0,3
6	12	11,99	0,01	-0,1
7	14	13,75	0,25	-1,8
8	16	15,6	0,4	-2,5

Nesta fase foi necessário validar o desempenho do dispositivo ao nível clínico, realizando um teste em ambiente simulado com dois voluntários da equipa médica, um desempenhando o papel de operador e o outro de paciente. Este teste teve por base a simulação do assentamento de uma faceta num dente com recurso ao dispositivo para exercer a força, como se pode observar na Figura 3.34. Os resultados obtidos evidenciaram uma perceção por parte do utilizador que o dispositivo é de simples utilização, conseguindo monitorizar a força exercida durante o seu manuseamento.

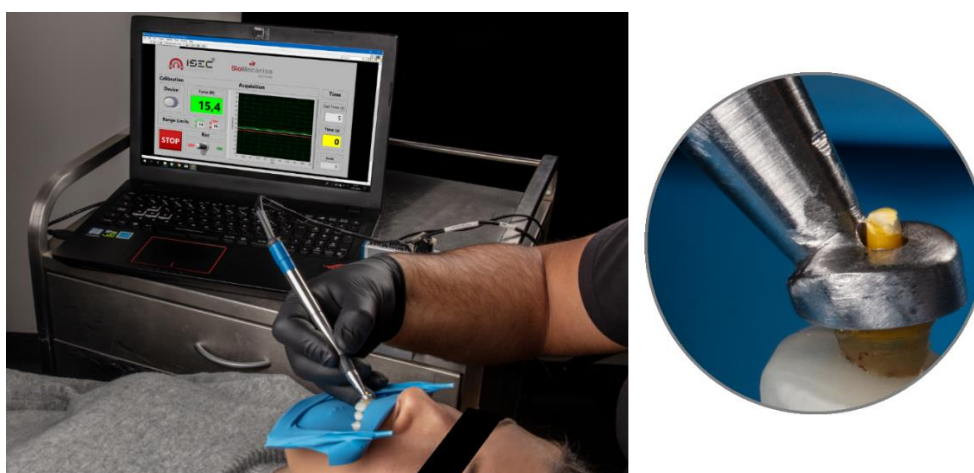


Figura 3.34 - Simulação do assentamento de uma faceta com o primeiro protótipo.

3.7. Segundo Protótipo do Dispositivo

Tendo sido submetido a todos os testes necessários e validado o conceito, o dispositivo pode finalmente ganhar a sua forma prevista pela modelação 3D. Assim, a pega e a ponta do dispositivo foram produzidas por fresagem, numa fresadora CNC 5 eixos, da marca HAAS, modelo UMC 750SS 5 eixos, que o Laboratório de Biomecânica Aplicada dispõe nas suas instalações. A geometria foi previamente preparada e os ciclos de maquinação realizados com recurso ao software *MasterCAM*[®]. Ambas as peças partiram de um varão de alumínio 7075-T6 com 20 mm de diâmetro (Figura 3.35).

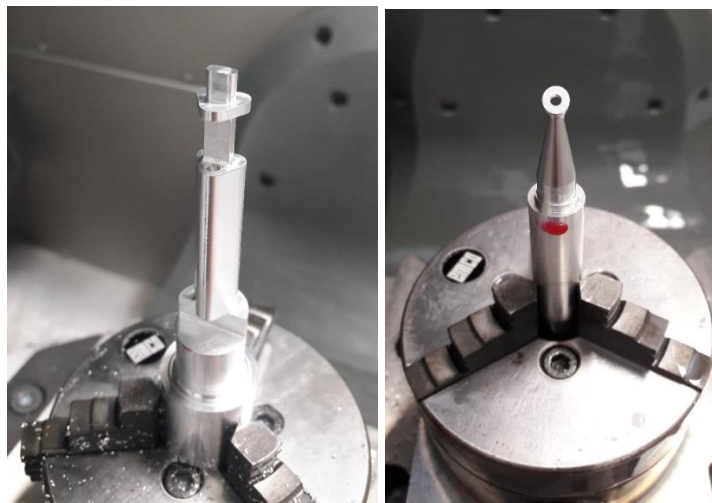


Figura 3.35 - Pega (esq.) e Ponta (dir.) em processo de produção.

Na Figura 3.36 é possível observar o cabo, produzido por maquinagem convencional com recurso a um torno mecânico, dada a sua simples geometria. Para a sua produção foi usado um varão de alumínio 7075-T6 com 12 mm de diâmetro. A tampa traseira foi obtida por fabrico aditivo, sendo produzida em PLA.

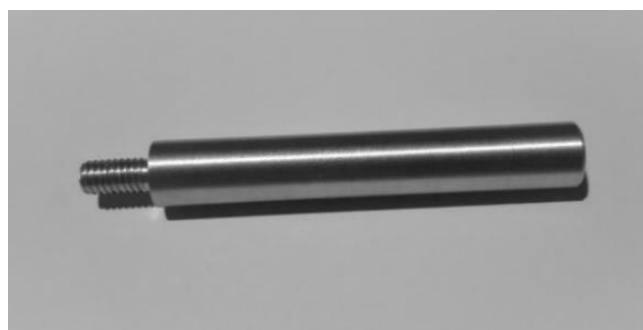


Figura 3.36 - Cabo do dispositivo.

O segundo protótipo, com todos os seus componentes estruturais posicionados em conjunto, pode-se observar na Figura 3.37.



Figura 3.37 - Protótipo do Dispositivo.

A colocação dos extensómetros e fixação dos condutores elétricos seguiu um procedimento semelhante ao do primeiro protótipo, recorrendo-se neste caso a extensómetros com resistência mais elevada ($350\ \Omega$), de modo a garantir um sinal mais estável. Foi utilizado o mesmo *hardware* e *software* do protótipo anterior, e a calibração seguiu o mesmo método já realizado anteriormente, como se pode observar na Figura 3.38, de modo a obter a curva de calibração presente no gráfico.

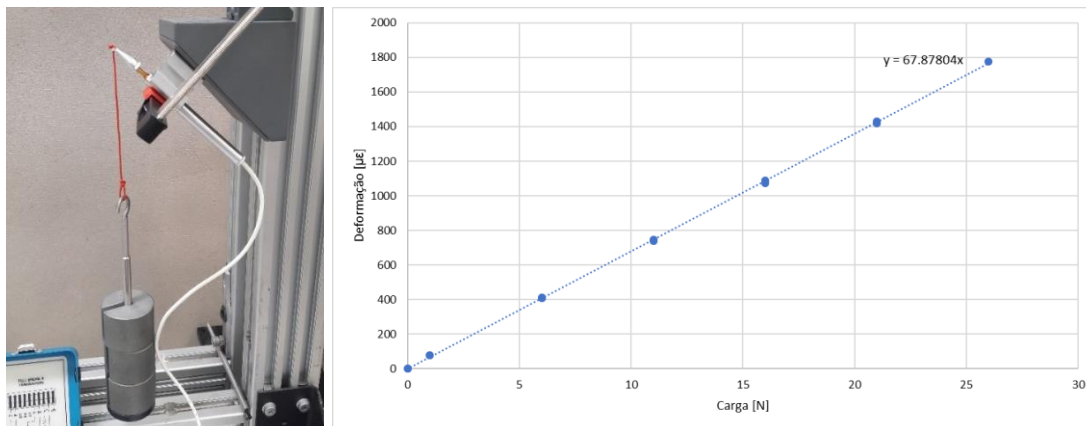


Figura 3.38 - Setup do dispositivo em calibração (esq.) e curva de calibração (dir.).

Calibrado o dispositivo, seguiu-se a necessidade de proteger os extensómetros. Para isso foi utilizado um silicone de dois componentes, de uso recorrente na medicina dentária (*Putty Silicone*). Este silicone, além de biocompatível, detém uma porosidade muito reduzida, evitando a acumulação e desenvolvimento de bactérias na sua superfície. O dispositivo finalizado pode ser visualizado na Figura 3.39.



Figura 3.39 - Dispositivo finalizado.

Teste ao segundo protótipo do dispositivo

Após alguns testes funcionais com base na simulação do assentamento de restaurações por cimentação, o *feedback* obtido revelou-se positivo, refletindo-se na correta ergonomia, nas reduzidas dimensões, na facilidade de manuseamento, na apresentação dos dados pela aplicação e na perceção da força exercida em tempo real.

Foram, no entanto, identificadas algumas melhorias necessárias a implementar no dispositivo, de modo a melhorar a sua eficácia, nomeadamente:

Encaixe da ponta: Ao retirar e colocar a ponta repetidas vezes, principalmente para utilizadores no primeiro contacto com o dispositivo, esta era introduzida por vezes ao contrário, dada a geometria simétrica do seu encaixe na pega. Esta situação só era notada ao verificar que a pega ficava na posição errada para o manuseio do dispositivo. Assim, foi percecionada a necessidade de proceder a ajustes neste encaixe, de modo a garantir apenas uma posição de ajuste.

Interface com o utilizador: O dispositivo e a aplicação desempenham as suas funções de forma eficaz para o processo de aprendizagem. No entanto, de modo a entrar na área clínica, foi concluído que não seria necessário observar o gráfico da força, mas que seria ideal existir no campo de visão do dentista, isto é, perto da boca do paciente, algum tipo de sinal luminoso visível, semelhante ao observado no fundo do campo de indicação da força da aplicação. Para esta apresentação de sinais, a peça mais indicada é a tampa plástica traseira. Foi entendimento que, para esta implementação, seria necessário incorporar um sistema eletrónico no interior do cabo.

Assim, foi iniciado o processo de desenvolvimento de um terceiro protótipo, com implementação das melhorias identificadas.

3.8. Terceiro Protótipo do Dispositivo, com Incorporação de Eletrónica

No desenvolvimento do terceiro protótipo foi entendimento de compactar o sistema eletrónico, tornando-o embebido na estrutura do cabo. O sistema deveria permitir a aquisição e processamento dos dados dos extensómetros e a emissão de sinais luminosos na zona da tampa traseira. Deveria também ter a possibilidade de se ligar por cabo a um computador para programação de valores dos limites da força ou possuir capacidade para se conectar via *wireless* para o mesmo efeito.

Nesta fase do trabalho, foi imprescindível a colaboração do Professor Marco Silva do Departamento de Engenharia Eletrotécnica do ISEC, que desenvolveu toda a componente eletrónica do dispositivo. De modo a tornar as modificações ao dispositivo possíveis, foi necessário usar uma placa *Arduino*[®], como descrito anteriormente, permitindo uma interface para computador e a ligação dos LEDs e do *buzzer*. Seleccionados os componentes eletrónicos a embeber, procedeu-se ao desenho do cabo e da tampa, por forma a acomodar toda esta componente no seu interior. O cabo (Figura 3.40), apresenta uma geometria cilíndrica em toda a parte traseira com um diâmetro externo de 22 mm e interno de 18 mm, possibilitando a acomodação da tampa com os componentes eletrónicos no seu interior. Junto da zona de ancoragem à pega, apresenta uma geometria cónica para fins estéticos e ergonómicos. A fixação com a pega é feita através de uma ligação roscada.

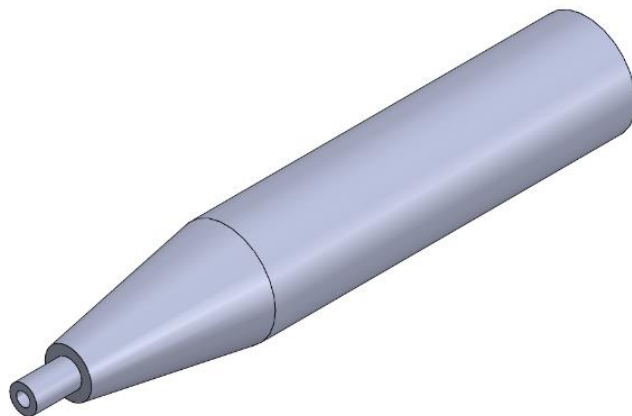


Figura 3.40 - Modelo do cabo para implementação de eletrónica.

A tampa (Figura 3.41), possui encaixes na sua parte traseira para inserir os LEDs e um orifício para a porta USB. Do lado oposto apresenta uma língua que permite o acoplamento das placas dos circuitos eletrónicos.

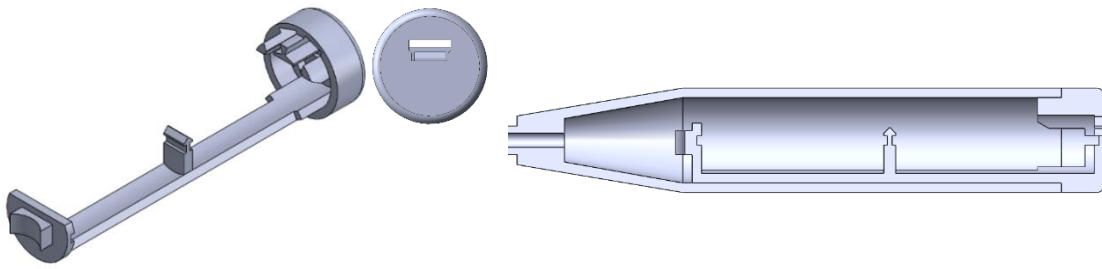


Figura 3.41 - Modelo da tampa com pormenor do orifício da porta USB (esq.) e vista em corte do acoplamento da tampa no cabo (dir.).

O cabo, ilustrado na Figura 3.42, em liga de alumínio 7075-T6, foi produzido convencionalmente com recurso a um torno mecânico. A tampa foi produzida através de fabrico aditivo, em PLA, permitindo que a luz emitida pelos LEDs seja visível do exterior, possibilitando que estes se conservem selados no interior do cabo, junto com toda a componente eletrónica.

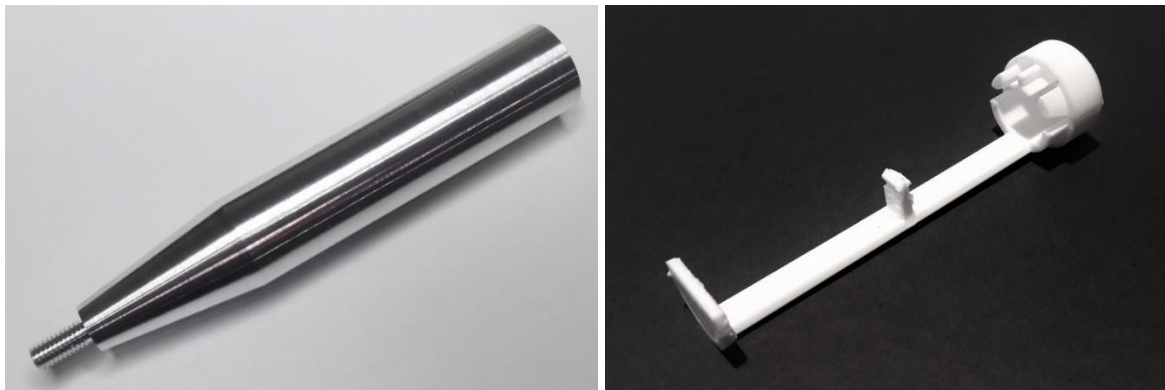


Figura 3.42 - Cabo para implementação de eletrónica (esq.) e tampa de suporte para eletrónica (dir.).

Outro dos ajustes implementados envolveu a geometria do encaixe entre a ponta e a pega, que foi redefinida para uma posição única, tal como se representa na Figura 3.43.

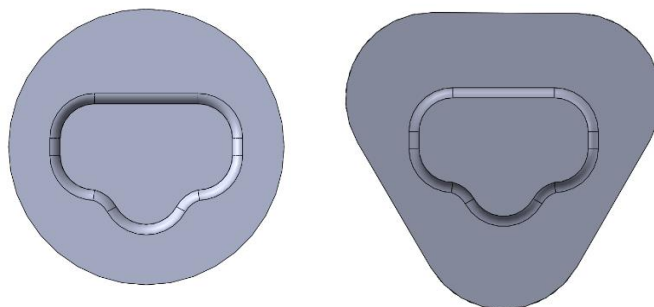


Figura 3.43 - Geometria do encaixe entre a ponta (esq.) e a pega (dir.).

A produção destes dois componentes, em liga de alumínio 7075-T6, foi feita recorrendo ao centro de maquinagem CNC de 5 eixos, da marca *Haas*, existente no Laboratório de Biomecânica Aplicada. Estes componentes podem ser visualizados na Figura 3.44.



Figura 3.44 - Ponta (esq.) e pega (dir.) do dispositivo.

A colagem dos dois extensómetros, seguiu os mesmo procedimento atrás referido, podendo ser visualizado na Figura 3.45 o extensómetro inferior (solicitado à tração) com os condutores já soldados nos terminais.

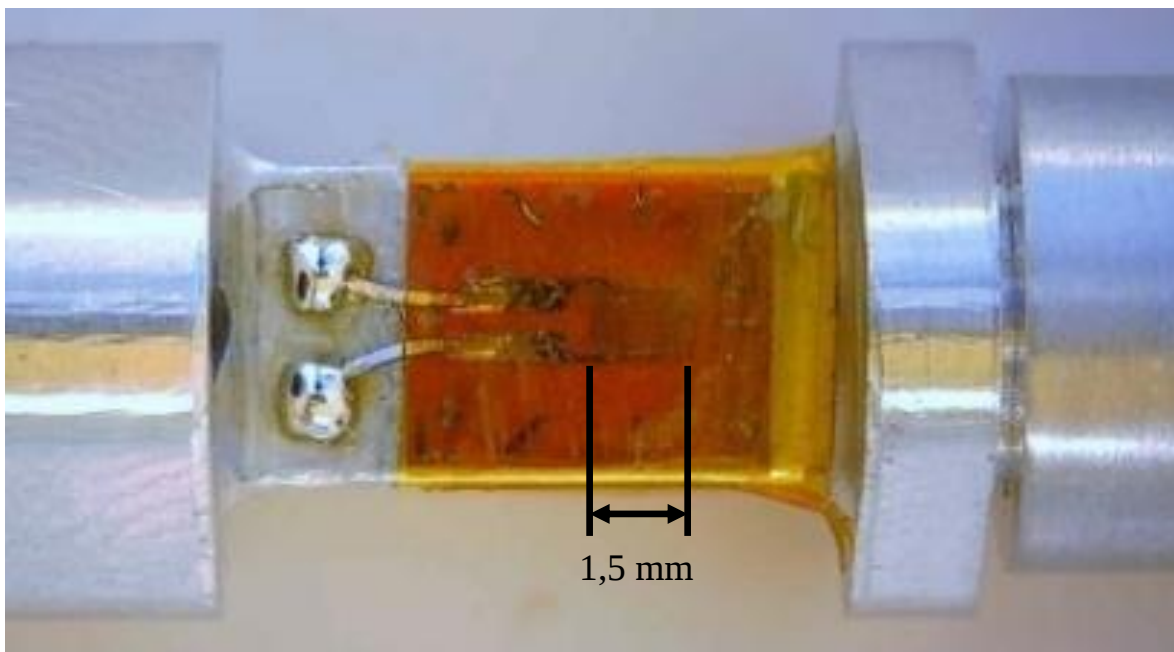


Figura 3.45 - Pormenor do extensómetro inferior aplicado.

Os componentes do sistema eletrónico foram posicionados na tampa (Figura 3.46), efetuando os ajustes e ligações necessárias e a tampa foi inserida no cabo, de modo a verificar a existência de eventuais interferências.

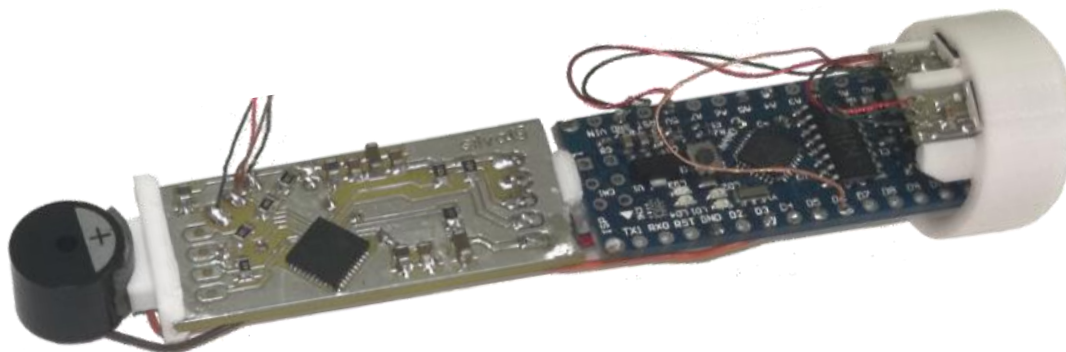


Figura 3.46 - Tampa com os componentes eletrónicos inseridos.

Realizado o teste de interferência entre os componentes eletrónicos e o cabo, os condutores elétricos foram ligados aos terminais dos extensómetros e a tampa com os componentes eletrónicos foi introduzida e presa no cabo. Os extensómetros foram também protegidos com o silicone biocompatível, de dois componentes (*Putty Silicone*). Na Figura 3.47, pode-se observar o dispositivo completo, com todos os componentes posicionados internamente.



Figura 3.47 - Dispositivo completo (esq.) e pormenor da saída USB da tampa (dir.).

A programação das funcionalidades do dispositivo foi implementada através do *software Arduino® IDE* e foi desenvolvida uma aplicação para apresentação de dados em computador com recurso ao *software Processing* (Figura 3.48). Esta aplicação, em semelhança com a anterior, permite definir limites da força a exercer, apresenta o valor de força exercida em tempo real e altera a cor consoante a definição deste parâmetro. De modo facilitar a sua leitura, a força aplicada é representada graficamente com um indicador, mais intuitivo do que o gráfico utilizado na aplicação em linguagem LabVIEW. A eliminação do valor residual inicial é

executada automaticamente no arranque da aplicação, existindo também um botão “ZERO” para o realizar manualmente. Há ainda a possibilidade de utilizar uma escala mais reduzida, para eventuais procedimentos que necessitem de menos força. A gravação dos dados em ficheiro é iniciada automaticamente assim que o valor de força ultrapasse os 0.1 kg (0.981 N), e termina depois do valor se encontrar a zero mais de 4 segundos. Esta gravação é efetuada num ficheiro CSV. Quanto ao tempo decorrente, este pode igualmente ser definido numa janela específica.

Importa referir que o dispositivo funciona sem a necessidade de estar ligado ao computador, servindo este apenas para a sua programação. Ligando o dispositivo a um *Power Bank* ou a uma tomada USB de 5V, por exemplo, é possível utilizar o dispositivo com parâmetros predefinidos.

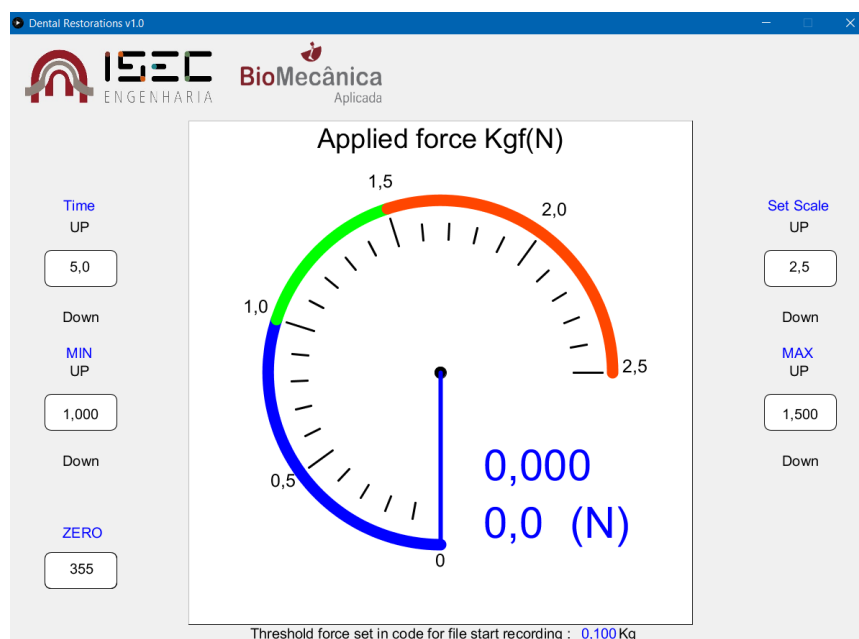


Figura 3.48 - Layout da aplicação em Processing.

Estando o dispositivo ligado ao computador, cada alteração que é efetuada na aplicação é imediatamente transmitida ao dispositivo, piscando os LEDs a amarelo, confirmando a receção dos dados. Assim como na aplicação, os LEDs apresentam a cor azul quando o dispositivo está em *standby* e quando o valor de força não excede o limite inferior (Figura 3.49). Assim que o valor de força se encontra dentro dos limites pretendidos, os LEDs mudam para verde e o tempo pré-determinado começa a contar. O *buzzer* efetua um bip a cada segundo e apenas se o valor de força permanecer dentro dos limites, isto é, se o valor da força descer abaixo do limite inferior ou subir acima do limite superior, o tempo fica em pausa e retoma assim que o valor de força se encontrar novamente dentro dos limites. O sinal sonoro (bip) fica contínuo quando o tempo é atingido, assinalando o fim do período de aplicação de força. Caso os limites sejam ultrapassados, os LEDs emitem luz vermelha.



Figura 3.49 - Dispositivo conectado, em *standby*.

O dispositivo é um objeto sensível, pelo qual deverá existir cuidado no seu manuseamento, mas acima de tudo no seu transporte. Foi por isso concebida a geometria de uma caixa de transporte (Figura 3.50) com recurso ao *software SolidWorks®*, de forma a albergar o dispositivo no seu interior em segurança. Esta caixa possui duas dobradiças e dois fechos de encaixe à pressão que garantem o aprisionamento da tampa na base da caixa. As paredes apresentam uma espessura de 3 mm, de modo a garantirem a resistência e rigidez adequadas. O seu interior contém um revestimento de espuma acústica para acomodar e estabilizar o dispositivo.

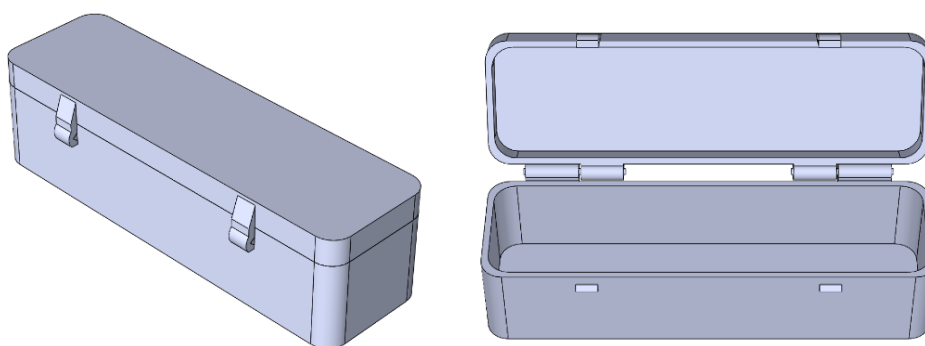


Figura 3.50 - Modelo geométrico da caixa de transporte.

A produção da caixa foi feita com recurso a fabrico aditivo, em PLA, e os pinos das dobradiças obtidos a partir de dois varões de aço inox com o diâmetro de 3 mm. O dispositivo e a respetiva caixa podem ser observados na Figura 3.51.



Figura 3.51 - Dispositivo acomodado na caixa.

Encontrando-se o dispositivo finalizado, operacional e com condições seguras de transporte, há a necessidade de realizar testes, simulando as condições de operação a que se destina, visando obter feedback sobre a sua utilização, bem como avaliar o seu comportamento.

4. TESTES FUNCIONAIS

Os testes funcionais ao dispositivo envolveram a definição de um procedimento médico em que habitualmente se recorra à aplicação de força, num contexto adequado aos objetivos do dispositivo. Assim foi definido um protocolo que tem por base o assentamento de uma coroa de um dente molar por cimentação adesiva. Para a realização do procedimento de restauração, foi produzida a partir de um dente modelo em material polimérico, uma preparação para o assentamento de uma respetiva coroa, concebida à medida.

Os testes ao dispositivo foram executados por um grupo de voluntários, alunos da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, no curso de Medicina Dentária.

4.1. Sistema de Referência na Medição de Força

De forma a validar a aplicação de força pelo dispositivo surgiu a necessidade de criar um sistema de medição de força, para certificar que os valores exercidos pelo dispositivo se encontram corretos. É necessário que este sistema apresente robustez e rigidez suficiente para a estabilidade dos valores e de modo a que o utilizador o possa usar como ponto de ancoragem da mão, mantendo-se este imóvel.

Para a aquisição dos valores de força, recorreu-se à célula de carga já previamente utilizada, marca *TE Connectivity*, ligada através de uma placa *Arduino® Uno*.

De seguida foi definido um sistema que acople tanto a célula como o *hardware*. Este sistema envolveu um suporte em PLA para integrar a célula de carga, sendo assente e aparafusado numa base de acrílico com 10 mm de espessura, garantindo assim a rigidez e estabilidade vertical da célula de carga. No topo, existe um orifício cilíndrico para colocação do suporte do dente que irá contactar com a célula de carga. Este conjunto encontra-se ilustrado na Figura 4.1.

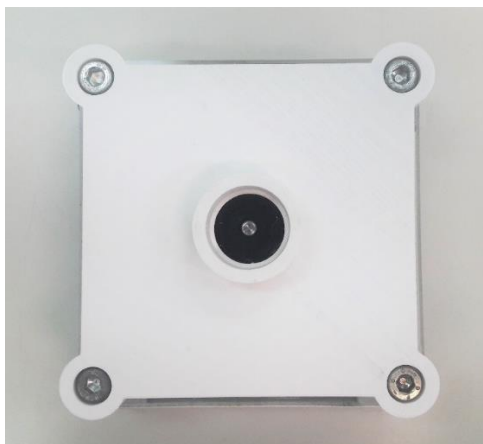


Figura 4.1 - Suporte da célula aparafusada no acrílico.

De modo a permitir a interface entre o dente e a célula de carga de modo estável, foram criados um casquilho em liga de alumínio e uma respetiva peça deslizante em teflon (Figura 4.2), que garantem a estabilidade radial, permitindo o deslocamento livre axial com reduzido atrito. Isto é possível devido ao polimento interior do casquilho de alumínio, das propriedades auto lubrificantes que o teflon apresenta e da tolerância entre estes dois componentes apresentar uma folga reduzida. O dente encontra-se aparafusado num suporte produzido em PLA e dada a geometria irregular da raiz, os espaços entre esta e o suporte foram preenchidos com silicone de alta densidade. Este suporte foi cravado à pressão no deslizador de teflon, tornando este conjunto rígido, como se pode observar na Figura 4.3.

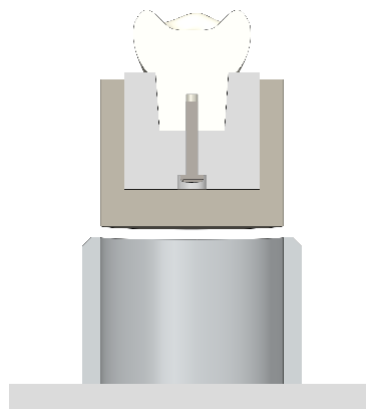


Figura 4.2 - Modelo do casquilho e conjunto do deslizador-dente.

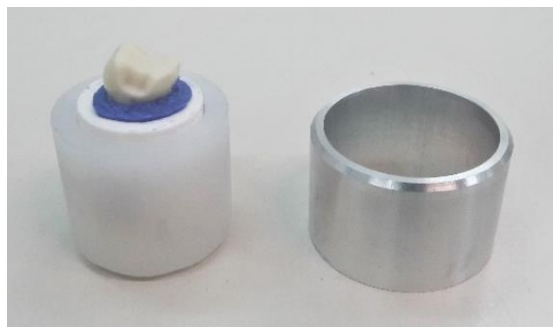


Figura 4.3 - Conjunto deslizador-dente (esq.) e casquilho (dir.).

Para o acoplamento do sistema eletrónico, a par de proporcionar uma robustez ainda mais elevada, foi instalado na face inferior do acrílico, perfil de alumínio da marca *Minitec*[®] com as dimensões de secção 23 x 23 mm, criando um compartimento para acomodar este sistema (Figura 4.4). Foi aplicada uma tampa em PLA para proteger a eletrónica e adicionada borracha, aumentando o atrito do sistema com as superfícies onde este será pousado e utilizado. O casquilho de alumínio foi instalado no suporte, por meio de um encaixe à pressão.



Figura 4.4 - Estrutura com o perfil *Minitec*[®] e com a placa *Arduino*[®].

Por fim, foi produzida uma tampa frontal em PLA com um orifício para a porta USB da placa, ficando assim a eletrônica totalmente protegida contra choques e sujidade. Para fins estéticos foram produzidas, em PLA, duas tampas para os topos do perfil traseiro e quatro tampas para a cabeça dos parafusos do suporte da célula. O modelo do sistema de medição de força com todos os seus componentes encontra-se ilustrado na Figura 4.5 e o protótipo final na Figura 4.6.

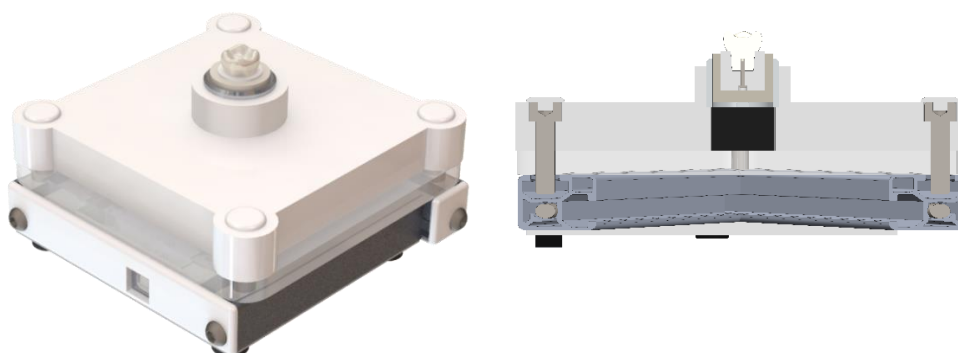


Figura 4.5 - Modelo do sistema e vista em corte dos componentes.

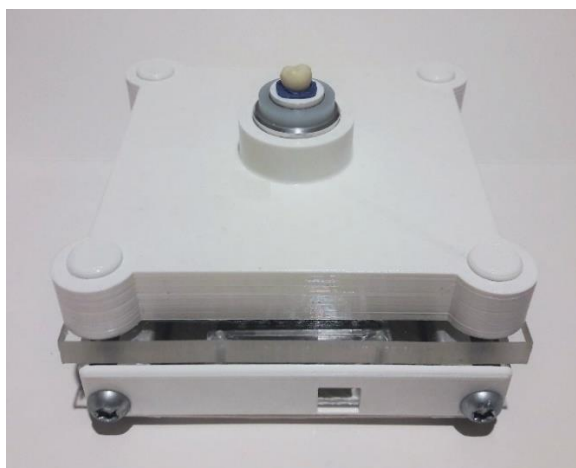


Figura 4.6 - Protótipo do sistema de medição de força.

Na busca da familiarização do sistema de medição de força com os alunos, no que corresponde à semelhança com os procedimentos clínicos realizados, foi criado um modelo anatómico dos dentes do maxilar inferior em PLA e incorporado junto ao dente, mantendo este na sua posição (1º molar), como se pode observar na Figura 4.7. A não interferência deste modelo com o deslizador foi garantida, não apresentando qualquer adulteração de valores de força medidos. Este modelo visa igualmente que os alunos tenham os pontos de referência habituais neste tipo de procedimento, servindo também de um ponto de suporte à mão.



Figura 4.7 - Sistema de medição de força com o modelo anatómico dos dentes.

Encontra-se assim o sistema de medição de força finalizado e apto para a realização dos testes. Importa ainda referir que este sistema apresenta uma elevada importância, dado que poderá ser utilizado em inúmeras aplicações em medicina dentária em contexto de aprendizagem, sendo possível monitorizar a força no treino de vários procedimentos a executar pelos alunos.

4.2. Metodologia Experimental

O teste ao funcionamento do dispositivo seguiu uma metodologia com recurso a um grupo de voluntários. O estudo envolveu a participação de 39 voluntários, 7 do género masculino e 32 do género feminino, com idades compreendidas entre os 20 e 28 anos e idade média de 22 anos, sendo todos estudantes do curso de Medicina Dentária na FMUC - Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Antes da realização do estudo, foi submetido e deferido um pedido de parecer à Comissão de Ética do IPC, com o N° 65/2019.

Os testes foram realizados numa sala climatizada, com o ambiente controlado a 22 °C, garantindo assim a aquisição de dados ausente de qualquer influência por efeito da diferença de temperatura. Previamente à realização dos ensaios, os voluntários foram familiarizados com o estudo, tendo sido esclarecidos os objetivos do trabalho, bem como todo o procedimento experimental a executar. Deste modo, todos os voluntários envolvidos participaram de forma voluntária dando o seu consentimento informado, livre e esclarecido, por escrito, com autorização para a participação no estudo e recolha de dados (Apêndice 7.1). Seguindo as recomendação da Declaração de Helsínquia, e de modo a garantir o anonimato dos

participantes, estes foram identificados por um código ID alfanumérico, apenas de acesso à equipa de investigação. Complementarmente, cada voluntário respondeu a um questionário, de modo a obter uma melhor caracterização do grupo de voluntários (Apêndice 7.3). Da análise ao questionário, verificou-se que 12,8% possuem ou já tiveram problemas associados aos membros superiores, sejam lesões ou fraturas.

O protocolo de aquisição dos dados envolveu duas etapas distintas, designadas por Teste A e Teste B. Primeiro (Teste A) o voluntário foi instruído a realizar o procedimento de assentamento da coroa nas condições normais que aprendeu, isto é, usando o dedo indicador e fazendo o próprio a contagem do tempo. Esta etapa permitiu registar os dados do sistema de medição de força. Depois (Teste B), o voluntário foi instruído a realizar o mesmo procedimento, mas utilizando o dispositivo para exercer a força e controlar o tempo, sendo os dados do dispositivo recolhidos automaticamente e simultaneamente aos do sistema de medição de força. Neste caso, a configuração do dispositivo foi igual em todos os ensaios, estando determinados 25 segundos como tempo de duração do ensaio e a gama de força compreendida entre 19 e 23 N, tendo a força média do intervalo o valor de 21 N, designado valor padrão. Estes valores foram determinados considerando tratar-se de uma primeira abordagem pelos alunos ao dispositivo, facilitando deste modo a permanência do valor de força exercida por eles dentro destes limites.

Em ambas as etapas, os voluntários posicionaram-se de acordo com o que é a sua postura corporal no procedimento habitual de restauração dentária. O estudo foi implementado considerando o dispositivo conectado a um computador através de um cabo. O *setup* experimental utilizado nos testes encontra-se ilustrado na Figura 4.8.

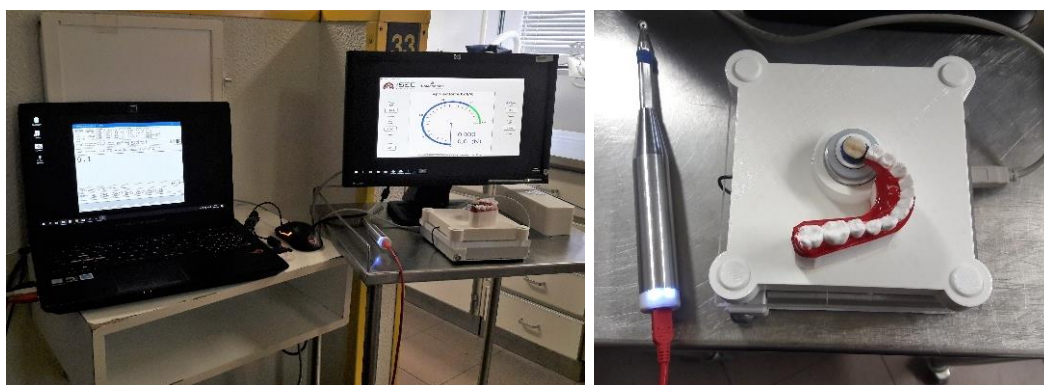


Figura 4.8 - Setup experimental (esq.) e pormenor do dispositivo e sistema de medição de força (dir.).

4.3. Questionário de Avaliação

No fim dos procedimentos, foi requerido aos voluntários o preenchimento de um questionário (Apêndice 7.3), com a finalidade de recolher a avaliação das potencialidades do dispositivo,

com base na opinião de cada voluntário. Este questionário inclui um total de 13 afirmações, se elencam:

1. A aplicação de força num procedimento de restauração dentária é de fácil execução;
2. A aplicação de força num procedimento de restauração dentária é uma tarefa que exige treino;
3. O dispositivo possui todas as funções necessárias ao procedimento (aplicação e quantificação da força para cimentação de restauração indireta);
4. Considero que o dispositivo desempenha as suas funções de forma simples, correta e adequada;
5. Considero a ergonomia do dispositivo adequada (dimensões, geometria, tato);
6. A disposição e visualização dos sinais visuais e sonoros do dispositivo e a sua interface gráfica são adequadas;
7. Os valores e unidades apresentados pela aplicação informática associada ao dispositivo são de fácil compreensão e perceção;
8. Considero que o fio/cabo de ligação não representa restrição de movimentos e/ou de maneabilidade do dispositivo;
9. Considero o dispositivo uma ferramenta indispensável ao ensino numa Faculdade de Medicina Dentária;
10. A minha aprendizagem em procedimentos de restaurações dentárias seria mais eficaz com a utilização deste dispositivo;
11. Clinicamente o dispositivo poderá vir a ser uma mais valia para a cimentação de restaurações dentárias;
12. Clinicamente o dispositivo poderá aumentar a facilidade do procedimento de cimentação de restaurações indiretas;
13. Na minha opinião, clinicamente o dispositivo poderá contribuir para o aumento de previsibilidade no procedimento de cimentação de restaurações indiretas.

Para cada uma das afirmações, o voluntário procede a uma escolha de classificação, numa escala de concordância de 1 a 4, de acordo com:

1 - Discordo Totalmente; 2 - Discordo; 3 - Concordo; 4 - Concordo Totalmente

4.4. Resultados Obtidos

A análise aos resultados obtidos divide-se em dois grupos. Em primeiro lugar descrevem-se as respostas aos questionários colocados aos alunos após a execução dos testes. Depois, tendo sido obtido o registo, no tempo, da força exercida em cada teste, analisa-se o desempenho de cada voluntário na implementação dos testes.

Respostas aos Questionários

A pontuação média da classificação atribuída às afirmações do questionário pode ser observada no gráfico da Figura 4.9. A pontuação mínima é 1 e a máxima 4, sendo a média 2,5.

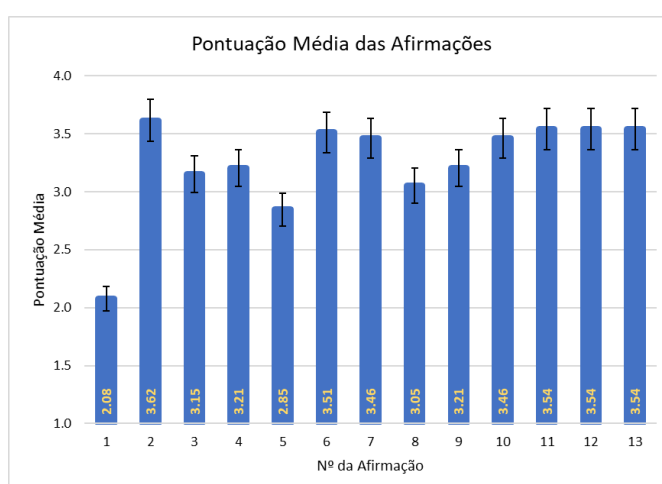


Figura 4.9 - Gráfico do valor da pontuação média de cada afirmação.

A afirmação 1, correspondente à facilidade do procedimento, com uma avaliação média de 2,08, demonstra a dificuldade com que o grupo de voluntários aborda a colocação deste tipo de coroas. Este facto evidencia o interesse no desenvolvimento deste tipo de dispositivo.

Além da primeira afirmação, que tinha como objetivo identificar a perceção da dificuldade deste tipo de operação, todas as restantes afirmações apresentaram classificação positiva. A afirmação 5, referente à ergonomia do dispositivo, possui uma pontuação positiva, 2,85 valores. A afirmação 8, relativa ao incómodo causado pelo fio, apresenta uma pontuação de 3,05 valores. As afirmações 3, 4 e 9 possuem uma boa pontuação, entre 3,15 e 3,21 valores. As restantes afirmações apresentam pontuações muito boas, entre 3,46 e 3,62 valores.

A Tabela 4.1 apresenta a distribuição média das respostas, em percentagem do número de voluntário, destacando-se que 76,9% discorda que a aplicação de força seja uma tarefa de fácil execução, 7,7% discorda totalmente e 15,4% concorda. Quanto à exigência de treino no

contexto da aplicação deste tipo de força, 66,7% concordam totalmente, 28,2% concordaram e apenas 5,1% discordaram.

Tabela 4.1 - Percentagem do tipo de resposta por cada afirmação.

Nº da Afirmação	Percentagem de Vountários que:			
	Discorda Totalmente	Discorda	Concorda	Concorda Totalmente
1	7,7	76,9	15,4	0
2	0	5,1	28,2	66,7
3	0	7,7	69,2	23,1
4	0	7,7	64,1	28,2
5	2,6	23,1	61,5	12,8
6	0	0	48,7	51,3
7	0	2,6	48,7	48,7
8	0	17,9	59	23,1
9	0	12,8	53,9	33,3
10	0	2,6	48,7	48,7
11	0	2,6	41	56,4
12	0	2,6	41	56,4
13	0	2,6	41	56,4

Na componente de avaliação do dispositivo e sua aplicação, cerca de 67% dos voluntários concordaram que o dispositivo dispõe de todas as funções necessárias, desempenhando-as de forma adequada e cerca de 25% concordaram totalmente, tendo 7,7% discordado. Quanto à ergonomia, 61,5% concordaram que esta se encontra adequada, tendo 23,1 % discordado. No que corresponde à adequação da disposição, apresentação e percepção dos sinais sonoros, visuais e quantitativos (força) do dispositivo, 48,7% concordaram e cerca de 50% concordaram totalmente.

Outro aspeto importante em avaliação envolvia a percepção da influência do cabo de ligação no manuseamento do dispositivo. Regista-se que 59% concordou que este não causa incómodo, 23,1% concordaram totalmente e 17,9% discordaram.

No campo de aprendizagem, 53,9% dos voluntários concordam que o dispositivo é uma ferramenta indispensável numa Faculdade de Medicina Dentária, tendo 33,3% concordado totalmente e 12,8% discordado. Quanto à maior eficácia da aprendizagem com a utilização do dispositivo, 48,7% concordaram totalmente, outros 48,7% concordaram e apenas 2,6% discordaram. De notar que o valor de 2,6% corresponde a apenas 1 voluntário, ou seja, uma única resposta.

No que corresponde à possibilidade de o dispositivo ser uma mais valia para a cimentação de restaurações, aumentar a facilidade deste procedimento e à sua previsibilidade, 56,4% concordaram totalmente, 41% concordaram e 2,6% discordaram.

Pode-se então concluir que os alunos, em média, não consideram que a aplicação de força num procedimento de restauração dentária seja de fácil execução, mas afirmam que é uma tarefa que exige treino. Quanto ao dispositivo, a opinião dos alunos reflete-se neste apresentar uma ergonomia razoável e de o fio não apresentar um incómodo relevante para a sua utilização. No que concerne à performance das funções do dispositivo, do seu feedback, da interação com o utilizador e da apresentação de sinais visuais e sonoros da força, os alunos consideram estas prestações muito boas. A respeito do ensino, os alunos reconhecem que o dispositivo se apresenta uma ferramenta indispensável numa faculdade de medicina, apresentando uma opinião mais sólida ao considerar que a sua aprendizagem seria mais eficaz utilizando o dispositivo, que evidencia uma mais valia para a prática clínica aumentando a facilidade no procedimento de cimentação de restaurações e que irá ter contributo para o aumento da previsibilidade deste tipo de procedimento.

Análise ao Registo dos Dados Recolhidos

Quanto aos resultados da aquisição de dados, estes encontram-se descritos na forma de gráficos no Apêndice 7.4. As linhas a verde representam o valor de força do primeiro ensaio, denominado Teste A, onde os voluntários executaram o procedimento aprendido nas aulas e em contexto clínico, com o qual estão familiarizados. As linhas a azul representam o valor de força do dispositivo e as linhas a laranja o correspondente valor de força registado pelo sistema de medição de força, no segundo ensaio, denominado Teste B. Na Figura 4.10, encontra-se representado um exemplo de resultados em forma de gráfico, correspondente ao voluntário com o ID TD02.

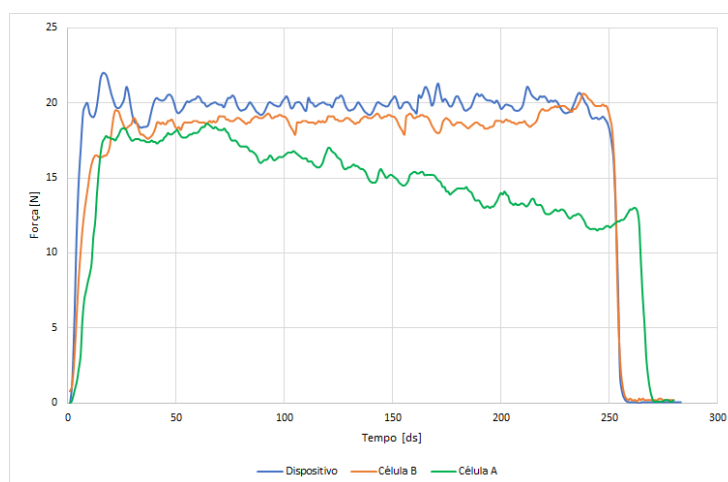


Figura 4.10 - Exemplo dos valores de força adquiridos nos dois ensaios (TD02).

Os dados recolhidos são muito diversificados, mas apresentam um padrão semelhante entre eles. Quanto ao Teste A, em 22 voluntários a força aplicada decaiu em função do tempo, tendo 16 mantido a força exercida constante durante o tempo decorrente do ensaio, e apenas 1 apresenta valores de força relativamente díspares entre si durante o ensaio (TD08). Relativamente ao Teste B, os valores de força exercida são relativamente constantes durante o tempo de duração do ensaio, embora apenas 2 apresentem redução da força exercida ao longo do tempo (TD04 e TD09) e 2 aumento de força (TD08 e TD18).

4.5. Discussão

Quanto à comparação dos valores de força registados pelo dispositivo e pelo sistema de medição de força, estes encontram-se próximos, sendo os valores do dispositivo um pouco superiores ao do sistema de medição de força no máximo em 1,8 N, tendo em conta os valores médios. A diferença dos valores médios de força do Teste B para o Teste A apresentam um valor mínimo de 1,8 N e máximo de 12,1 N.

Tabela 4.2 - Valores médios da força e do tempo de cada voluntário nos dois ensaios.

ID TD:	Género	Teste A		Teste B			Diferença	
		Força média Sistema [N]	Tempo [s]	Força média Sistema [N]	Força média Dispositivo [N]	Tempo [s]	Dispositivo - Sistema [N]	Teste B - Teste A [N]
1	M	10,9	32	18,2	19,8	31	1,7	7,3
2	F	15,3	26	18,9	19,9	25	1	3,6
3	F	10,5	18	20,2	20,8	25	0,6	9,7
4	F	17,1	23	19,4	20,5	22	1,1	2,4
5	F	17,5	9	20,1	21,3	13	1,2	2,6
6	F	14,0	28	15	15,3	26	0,3	1
7	F	14,3	19	15,6	16,7	26	1,1	1,3
8	F	12,5	16	18,7	18,7	25	0	6,2
9	F	14,1	24	13	15	14	2	-1
10	F	10,8	20	16,8	18,6	23	1,8	5,9
11	M	12	29	19,9	20	30	0,1	7,9
13	M	16,8	21	19,8	20,5	30	0,7	3
14	F	10,2	27	12,8	13,3	34	0,4	2,6
15	F	11,3	15	15,9	17,2	27	1,3	4,6
16	F	14,9	22	20,1	20,5	24	0,4	5,2
17	F	10,9	18	19,3	20	28	0,7	8,5
18	F	12,4	22	18	18,8	28	0,8	5,6
19	F	12,7	24	17,9	19,5	23	1,6	5,2
20	M	10,8	31	17,6	19,1	26	1,5	6,7
21	F	12,4	15	19,7	20	23	0,3	7,3
22	F	14	22	14	15,7	28	1,7	0
23	F	7,6	32	16,3	17,8	32	1,4	8,7

24	F	15,5	16	20,6	21,2	27	0,6	5,1
25	M	18,9	32	18,1	19,3	25	1,2	-0,8
26	F	14,6	30	16	16,8	26	0,8	1,4
27	F	13,3	25	16,3	16,8	26	0,5	3
29	F	14,6	25	12,8	13,7	28	0,9	-1,8
30	F	14,7	25	20,7	21,3	26	0,6	6
31	F	18,9	27	20,3	21,1	27	0,8	1,4
32	F	10,1	22	10,1	11	24	0,9	0
33	M	17,9	19	20,2	21,6	24	1,4	2,3
34	F	17,4	30	18,9	20,2	27	1,3	1,5
35	F	14,7	20	18	18,9	26	0,9	3,3
36	M	15,9	22	18,6	20,3	26	1,7	2,7
37	F	12,8	23	13,3	13,7	25	0,4	0,5
38	F	17,9	25	19	19	25	0	1,1
39	F	8,4	16	17,9	19,1	22	1,2	9,5
40	F	6,3	28	18,4	19,2	26	0,8	12,1
41	F	9,9	24	20,2	20,4	26	0,2	10,3

Analisando os dados da Tabela 4.2, pode-se concluir que os valores de força indicados pelo dispositivo se encontram validados. A diferença presente entre o valor de força do dispositivo e o do sistema de medição de força é reduzida, provavelmente resultante de alguma resistência existente entre o casquilho e o deslizador ou da dissipação de força horizontal.

Foi possível notar também uma considerável discrepância dos valores do teste B para o teste A em 69,2% dos voluntários, tendo 25,6% apresentado uma diferença entre 2 e 4,9 N, 38,5% uma diferença entre 5 e 9,9 N e apenas 5,1% uma diferença superior a 10 N. Os restantes 30,8% apresentam uma diferença, em módulo, não superior a 1,9 N. Considerando estas diferenças e simultaneamente os valores de força dos dois ensaios, foi possível apurar que 20,5% dos voluntários não aplicaram força suficiente no primeiro ensaio nem melhoraram a sua prestação no segundo ensaio, com a utilização do dispositivo, e 5,1% melhoraram o valor da força, embora insuficientemente. De igual forma, 64,1% dos voluntários não aplicaram força suficiente no primeiro ensaio, no entanto, no segundo ensaio com recurso ao dispositivo, alcançaram valores de força próximos do valor previsto. No que corresponde à correta aplicação de força, 10,3% dos voluntários aplicaram a força correta no primeiro ensaio, repetindo essa força com a utilização do dispositivo.

Considerando os valores da Tabela 4.3, é possível perceber que a disparidade entre o valor padrão de força (21 N) e os valores médios de força do Teste A, apresenta-se superior a 10 N para 28,2% dos voluntários, entre 5 e 9,9 N em 51,3% dos voluntários e entre 2 a 4,9 N nos restantes 20,5%. Quanto à diferença entre o valor padrão de força e os valores médios de força do Teste B, esta é menor que 1,9 N para 33,3% dos voluntários, entre 2 e 4,9 N em 41% dos voluntários, de 5 a 9,9 N perante 23,1% dos voluntários, sendo superior a 10 N nos restantes 2,6%, equivalendo a apenas um voluntário.

Tabela 4.3 - Percentagem de intervalos de força nas diferenças de força entre valor padrão e testes.

Diferença	Voluntários com diferença de força dentro do intervalo: (%)			
	< 1,9 N	2 a 4,9 N	5 a 9,9 N	> 10 N
Teste B - Teste A	30,8	25,6	38,5	5,1
V. Padrão - Teste A	0	20,5	51,3	28,2
V. Padrão - Teste B	33,3	41	23,1	2,6

Com isto, pode-se concluir que sem o auxílio do dispositivo, os valores de força são normalmente insuficientes assim como a sua duração de aplicação. Em alguns casos o valor de força decai substancialmente ao longo do tempo. No entanto, com a utilização do dispositivo, a grande maioria dos voluntários alcançaram valores de força próximos do valor padrão, tendo mantido a força uniforme ao longo do tempo.

A discrepância de alguns valores pode dever-se ao facto de este ter sido o primeiro contacto com o dispositivo bem como à técnica e treino detidos por cada indivíduo em específico. Como já anteriormente referido, 94,9% dos voluntários assumiram que o procedimento de restauração é uma tarefa que exige treino, e 84,6% concorda que o procedimento não é de fácil execução. Tendo em conta que os resultados na primeira abordagem ao dispositivo são bastante positivos, com o progressivo treino de utilização deste por parte dos alunos, há uma grande probabilidade de os resultados a longo prazo se revelarem consequentemente melhores. Encontra-se então provada a importância do dispositivo.

5. CONCLUSÕES

O presente trabalho de projeto expõe o desenvolvimento de um dispositivo com a finalidade de monitorização e controlo da força em procedimentos de restauração dentária. Foram desenvolvidos vários modelos e protótipos do dispositivo até obter uma geometria final, onde se procurou garantir uma combinação de funcionalidade, previsão do comportamento mecânico, ergonomia, facilidade de utilização e simplicidade de apresentação de dados. Foi ainda garantido um compromisso entre a biocompatibilidade com a cavidade oral, a facilidade de produção e a simplicidade de utilização em termos mecânicos e visuais.

O desenvolvimento do dispositivo envolveu inicialmente um trabalho de pesquisa, em particular na procura de dispositivos semelhantes, não tendo sido identificados sistemas no mercado destinados a este tipo de análise e utilização.

O dimensionamento do dispositivo teve como base a modelação 3D, suportada pelo cálculo analítico da sua secção mais desfavorável e verificação do comportamento estrutural através de um modelo de elementos finitos implementado no software *SolidWorks*. Com a instrumentação do dispositivo a basear-se na recolha da informação estrutural do seu comportamento, tendo por base a força aplicada, foi dada particular relevância ao dimensionamento do troço de instrumentação, implementada com recurso a extensometria elétrica por resistência.

Foram realizados testes funcionais com a finalidade de avaliar o comportamento do dispositivo e a sua importância clínica. Os resultados revelaram-se coerentes e fiáveis, comprovando que o dispositivo poderá ser um instrumento eficaz, com vantagens associadas na correta execução de restaurações indiretas.

É relevante ainda referir que este trabalho inclui o desenvolvimento de um sistema de medição e calibração da força, utilizado na execução dos testes funcionais, o qual permitiu validar o rigor do dispositivo, mas também estabelecer uma comparação entre o que é a realização de um procedimento de restauração pelo método clínico habitual e a realização do mesmo procedimento com recurso ao dispositivo. Este sistema pode igualmente ser utilizado em diversos procedimentos envolvendo o processo de aprendizagem dos alunos de medicina dentária, de modo a monitorizar a aplicação de força.

Importa ainda referir que ao longo do desenvolvimento do presente trabalho, os resultados que foram sucessivamente sendo obtidos, foram apresentados em quatro conferências, uma de âmbito Nacional e três de âmbito Internacional, que se elencam por ordem cronológica:

- CNB 2019 - 8º Congresso Nacional de Biomecânica - “Dispositivo Biomecânico para Controlo da Força em Restaurações Dentárias”. Autores: Marco Esteves; Susana Pereira; Rui Falacho; Luis Roseiro.
- ICHWBI 2019 - *International Congress of Health and Well-being Intervention* - “Biomechanical Device for Strength Control in Dental Restorations Procedures”. Autores: Marco Esteves; Rui Falacho; Marco Silva; Luis Roseiro.

- *Annual Meeting 2020* (Saúde 4.0: Desenhar a Saúde de Amanhã - “Biomechanical Device for Strength Control in Dental Restorations”. Autores: Marco Esteves; Rui Falacho; Marco Silva; Luis Roseiro.

- *AmiEs 2019 - International Symposium on Ambient Intelligence and Embedded Systems* - “Force-controlled biomechanical prototype for dental restorations”. Autores: Marco Silva; Marco Esteves; Rui Falacho; Luis Roseiro.

Foi também publicado um resumo alargado no *European Journal of Public Health*. O dispositivo foi também alvo de um pedido de patente internacional, cuja análise se encontra em curso. O trabalho está também em fase de submissão a uma revista internacional, no domínio da biomecânica.

Relativamente a trabalhos futuros, considerando a avaliação dos resultados obtidos pelos testes funcionais, referem-se os seguintes, alguns deles já em implementação:

- Envolver uma camada de silicone biocompatível na pega que permita uma melhor ergonomia e um incremento de aderência e consequente melhoria da estabilidade no manuseamento do dispositivo;

- Desenvolvimento de uma componente eletrónica com bateria que permita a utilização do dispositivo sem a permanente ligação por cabo e eventual criação de interface wireless do dispositivo com o computador;

- Alargar o campo de utilização do dispositivo não só no ensino, mas em contexto clínico por profissionais experientes, realizando testes de viabilidade neste campo;

- Otimização da inclinação da ponta e consequente calibração do dispositivo de modo a permitir a aplicação de força com uma menor inclinação;

- Desenvolvimento de duas pontas com duas finalidades distintas. Uma ponta para utilização na área da periodontologia, através da modificação da ponta ativa para uma sonda, permitindo a medição do sulco gengival com a força adequada, evitando assim a lesão das fibras de inserção e danificação dessa estrutura vital. Uma ponta para utilização na área de ortodontia, através da modificação da ponta ativa para um gancho, permitindo a permitir aplicar forças constantes na aplicação de elásticos, evitando forças demasiado elevadas e consequente perda de dentes, mas garantindo a eficácia do tratamento. Deste modo, a importância do dispositivo na Medicina Dentária aumenta relevantemente;

- Realização de estudos clínicos, de modo a parametrizar os valores de força consoante o tipo de resina utilizada na cimentação, consoante o tipo de restauração e consoante o tipo de dentes em que esta é executada.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- All About Circuits*. (2015). Obtido de Strain Gauges: Chapter 9 - Electrical Instrumentation Signals: <https://www.allaboutcircuits.com/textbook/direct-current/chpt-9/strain-gauges/>
- Atlas da Saúde*. (2013). Obtido de <https://www.atlasdasaude.pt/content/carie-dentaria>
- Blalock, J. S., Holmes, R. G., & Rueggeberg, F. A. (2006). Effect of Temperature on Unpolymerized Composite Resin Film Thickness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(6), 424-32.
- Cardoso, A. S. (2016). *Cimentação adesiva: Avaliação da espessura da película em diferentes materiais e técnicas – Estudo Piloto*. (Tese de mestrado, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal).
- Daronch, M., Rueggeberg, F., Moss, L., & de Goes, M. F. (2006). Clinically Relevant Issues Related to Preheating Composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(6), 340-50.
- DentaGama*. (2016). Obtido de Difference between inlay, onlay, overlay and pinlay: <https://dentagama.com/news/what-is-the-difference-between-inlay-onlay-overlay-and-pinlay>
- HBM*. (2019). Obtido de The Fatigue Life of Electrical Foil Strain Gauges and the Limits of Durability Testing: <https://www.hbm.com/en/8153/fatigue-life-of-electrical-strain-gauges/>
- Hill, E. E. (2007). Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643-58.
- Lott, J., & Hill, E. E. (2011). A Clinically Focused Discussion of Luting Materials. *Australian Dental Journal*, 56(Suppl 1), 67-76.
- Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 311-32.
- Marie, A. (2019). *5 Tipos de Dentes e as suas Funções*. Obtido de Gengiva: <https://gengiva.com/artigos/5-tipos-de-dentes-e-suas-funcoes>
- OralMed*. (2018). Obtido de <https://www.oralmed.pt/destaques/restauracoes-dentarias>

- Panegassi, J. (1 de 8 de 2016). *Minha Vida*. Obtido de <https://www.minhavidade.com.br/saude/materias/21168-restauracao-dental-conheca-os-diferentes-tipos>
- Pegoraro, T. A., da Silva, N. R., & Carvalho, R. M. (2007). Cements for Use in Esthetic Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 453-71.
- Pires, A. L., Bierhalz, A. C., & Moraes, Â. M. (2015). Química Nova. *BIOMATERIAIS: TIPOS, APLICAÇÕES E MERCADO*, 7, pp. 957-971. Obtido de <https://dx.doi.org/10.5935/0100-4042.20150094>
- Rychlewski, J. (1984). On Hooke's Law. *Journal of Applied Mathematics and Mechanics*, 48(3), 303-14.
- Santos, G., Santos, M. J., & Rizkalla, A. S. (2009). Adhesive Cementation of Etchable Ceramic Esthetic Restorations. *Canadian Dental Association Journal*, 75(5), 379-84.
- Sferlazza, L. (2016). *Dentistry By Dr. Sferlazza*. Obtido de What are dental caries?: <http://winningsmileto.com/dental-caries>
- Simon, J., & Darnell, L. A. (2012). Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 33(1), 28-30.
- SolidWorks. (2017). Obtido de Solid Mesh: https://help.solidworks.com/2017/english/SolidWorks/cworks/c_Solid_Mesh.htm
- Sousa, F. I. (2017). *Diferentes técnicas para Cimentação adesiva: comparação entre duas resinas compostas*. (Tese de mestrado, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Portugal).
- Stamatatos, C., & Simon, J. F. (2013). Cementation of Indirect Restorations: an Overview of Resin Cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(1), 42-44.
- Weiner, R. (2009). Liners, Bases, and Cements Review: An In-Depth, Part 1. *Dentistry Today*, 27(5), 72, 74, 76.
- World Health Organization. (2017). Obtido de https://www.who.int/oral_health/publications/sugars-dental-caries-keyfacts/en/

7. APÊNDICES

7.1. Consentimento informado, livre e esclarecido para participação em estudo de investigação

De acordo com a Lei 67/98 de 26 outubro, a Declaração de Helsínquia e a Convenção de Oviedo
(sempre que se aplique)

Título do Estudo:

Avaliação Experimental de um Dispositivo Biomecânico para Controlo da Força em
Restaurações Dentárias

Na qualidade de participante no estudo acima referido, declaro que compreendi todos os objetivos da minha participação no mesmo, pelas informações verbais e escritas que me foram fornecidas pela equipa de investigação. Foi garantida a confidencialidade e anonimização dos dados, e a possibilidade de, em qualquer altura, recusar participar neste estudo sem qualquer tipo de consequências. Tive oportunidade de fazer perguntas e as minhas dúvidas foram esclarecidas. Desta forma, aceito de livre vontade a participação neste estudo e permito a utilização dos dados que de forma voluntária forneço, confiando em que apenas serão utilizados para esta investigação, aceitando também a divulgação dos resultados obtidos no meio científico, garantindo o anonimato.

Nome Completo: _____

Assinatura: _____ ... Data: ____ / ____ / ____

NOME: _____

BI/CC Nº: _____ DATA OU VALIDADE ____ / ____ / ____

ASSINATURA _____

ESTE DOCUMENTO É FEITO EM DUPLICADO: UMA VIA PARA O INVESTIGADOR, OUTRA PARA QUEM CONSENTE

7.2. Informação aos voluntários

Identificação do Estudo.

Avaliação Experimental de um Dispositivo Biomecânico para Controlo da Força em Restaurações Dentárias

Identificação do Investigador Responsável e forma de ser contactado:

Luis Manuel Ferreira Roseiro E-mail: lroseiro@isec.pt Tlm.:+351967845829

Aluno Responsável pelo Trabalho:

Marco Esteves E-mail: malesteves@hotmail.com Tlm.:+351963839695

Objetivo do estudo

Pretende-se com este estudo avaliar a funcionalidade de um dispositivo biomecânico, desenvolvido para monitorizar as forças aplicadas em contexto de restaurações dentárias. Esta avaliação experimental permitirá identificar as potencialidades do dispositivo no controlo da força exercida na execução da restauração dentária, particularmente em contexto de aprendizagem.

Sequência dos Procedimentos

1º Inquérito sobre eventuais lesões ou patologias que possam condicionar a utilização do dispositivo.

2º Explicação quanto ao funcionamento e manipulação do dispositivo.

3º Recolha de dados da força aplicada (cega) num dente artificial com interface de restauração em silicone (durante 30 segundos).

4º Recolha de dados da força aplicada (com visualização) num dente artificial com interface de restauração em silicone (durante 30 segundos).

5º Preenchimento de inquérito de funcionalidade na utilização do dispositivo.

Prevemos que a totalidade dos procedimentos possa demorar cerca de **10 minutos**.

Riscos da participação no estudo.

Os riscos associados ao estudo limitando-se apenas ao eventual desconforto pela manipulação de um novo dispositivo.

Benefícios.

Melhoria do conhecimento científico relativamente ao processo de aplicação de força em restaurações dentárias, e em particular no ensino deste procedimento.

Custos.

Os gastos com os testes do estudo serão cobertos pelo projeto. A sua participação não terá custos.

Confidencialidade dos dados e resultados do estudo.

Cada participante receberá um código. Os dados recolhidos apenas conterão o código, de modo que não seja relacionada qualquer da informação obtida com a identidade do sujeito. Será aplicada a legislação vigente sobre a proteção de dados, a Declaração de Helsínquia e Organização Mundial da Saúde referente à experimentação envolvendo seres humanos.

Ser-lhe-á dado tempo para refletir sobre se aceita ou não participar no estudo e terá plena Liberdade para decidir se aceita ou não participar. Caso aceite participar, a sua participação será voluntária e poderá desistir em qualquer momento sem que daí advenham quaisquer consequências. É garantida toda a privacidade e a confidencialidade dos dados recolhidos.

7.3. Inquérito e Questionário

Avaliação de um Dispositivo Biomecânico para controlo da força em Restaurações Dentárias

Informações

Este questionário tem por fim a avaliação do comportamento e características de um dispositivo com a finalidade de exercer força em restaurações dentárias. Enquadra-se num trabalho de investigação e desenvolvimento no âmbito de uma tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada no IPC - Instituto Superior de Engenharia de Coimbra.

Os resultados obtidos serão utilizados apenas para fins académicos (tese de Mestrado), e eventual publicação. O questionário é anónimo, não devendo por isso colocar a sua identificação em nenhuma das folhas nem assinar o questionário.

Instruções

Por favor, responda de forma espontânea e sincera a todas as questões. Caso não tenha a certeza sobre que resposta dar numa questão, por favor escolha entre as alternativas a que lhe parece mais apropriada. Na maioria das questões terá apenas de assinalar com uma cruz (X) a sua opção de resposta.

Obrigado pela sua colaboração.

Identificação:

ID _____ (a preencher pela equipa de investigação)

Idade: ____ anos

Sexo: ☐ Masculino. ☐ Feminino.

Apresenta algum tipo de problema nos membros superiores?

☐ Sim. ☐ Não.

Em caso afirmativo, de que tipo? _____

Já sofreu alguma lesão muscular ao nível dos membros superiores ?

☐ Sim. ☐ Não.

Em caso afirmativo, de que tipo? _____

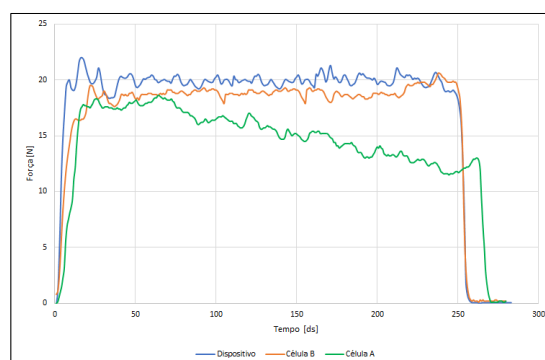
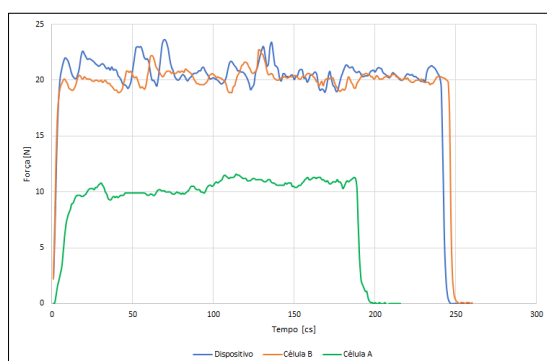
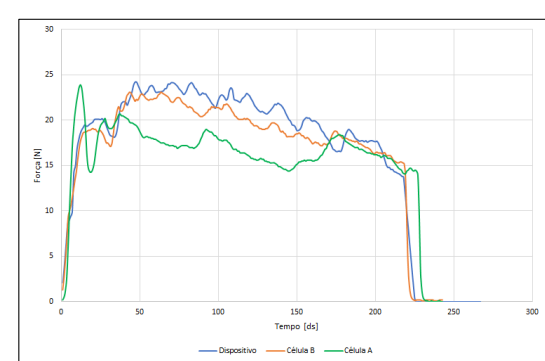
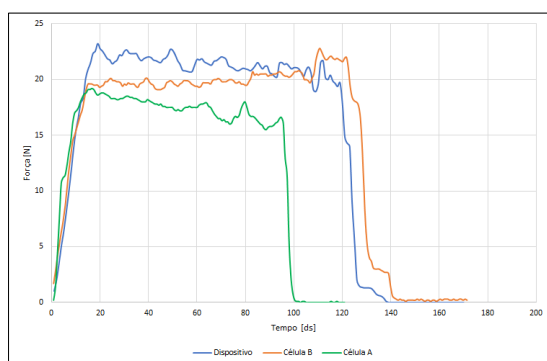
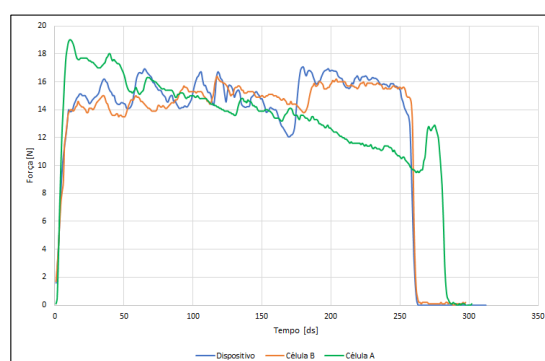
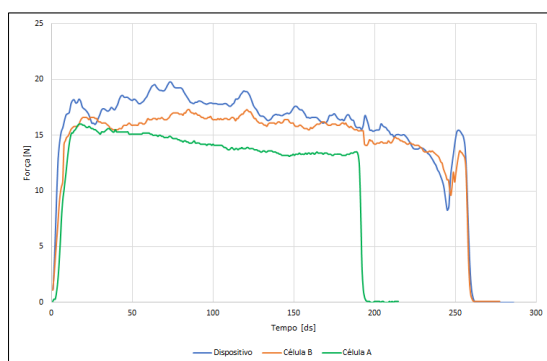
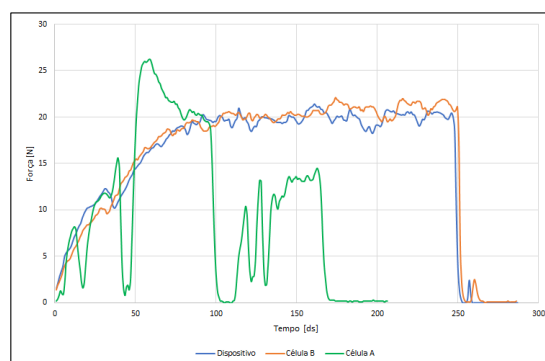
QUESTIONÁRIO

(colocar uma cruz (X) na afirmação mais correta)

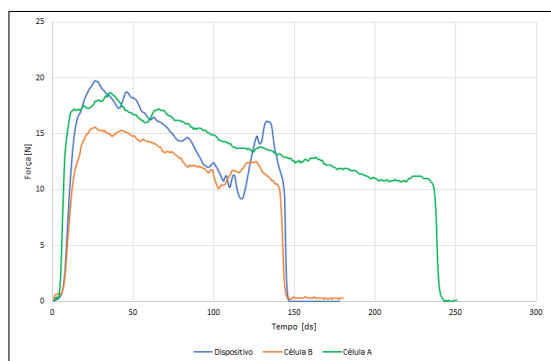
1 - Discordo Totalmente; 2 - Discordo; 3 - Concordo; 4 - Concordo Totalmente.

1. A aplicação de força num procedimento de restauração dentária é de fácil execução.	1	2	3	4
2. A aplicação de força num procedimento de restauração dentária é uma tarefa que exige treino.	1	2	3	4
3. O dispositivo possui todas as funções necessárias ao procedimento (aplicação e quantificação da força para cimentação de restauração indireta).	1	2	3	4
4. Considero que o dispositivo desempenha as suas funções de forma simples, correta e adequada.	1	2	3	4
5. Considero a ergonomia do dispositivo adequada (dimensões, geometria, tato).	1	2	3	4
6. A disposição e visualização dos sinais visuais e sonoros do dispositivo e a sua interface gráfica são adequadas.	1	2	3	4
7. Os valores e unidades apresentados pela aplicação informática associada ao dispositivo são de fácil compreensão e perceção.	1	2	3	4
8. Considero que o fio/cabo de ligação não representa restrição de movimentos e/ou de maneabilidade do dispositivo.	1	2	3	4
9. Considero o dispositivo uma ferramenta indispensável ao ensino numa Faculdade de Medicina Dentária.	1	2	3	4
10. A minha aprendizagem em procedimentos de restaurações dentárias seria mais eficaz com a utilização deste dispositivo.	1	2	3	4
11. Clinicamente o dispositivo poderá vir a ser uma mais valia para a cimentação de restaurações dentárias.	1	2	3	4
12. Clinicamente o dispositivo poderá aumentar a facilidade do procedimento de cimentação de restaurações indiretas.	1	2	3	4
13. Na minha opinião, clinicamente o dispositivo poderá contribuir para o aumento de previsibilidade no procedimento de cimentação de restaurações indiretas.	1	2	3	4

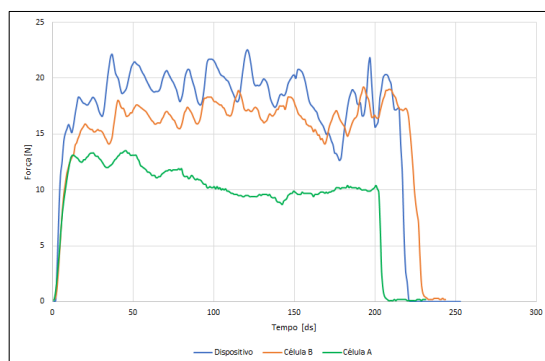
7.4. Gráficos dos dados adquiridos

TD01**TD02****TD03****TD04****TD05****TD06****TD07****TD08**

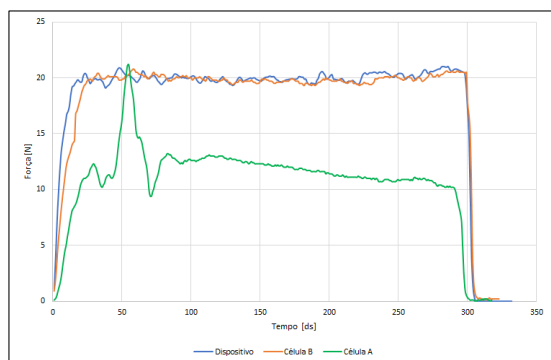
TD09



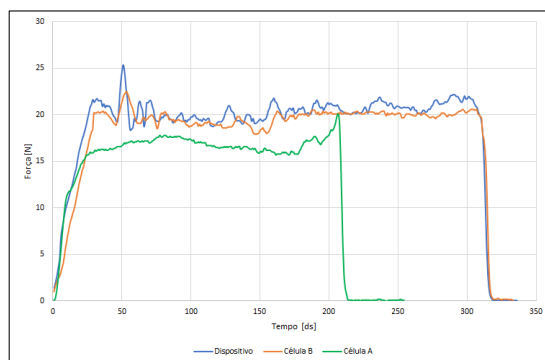
TD10



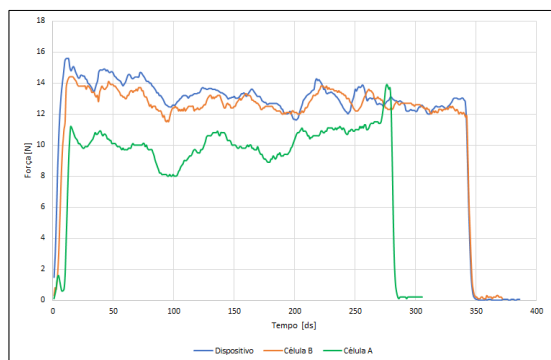
TD11



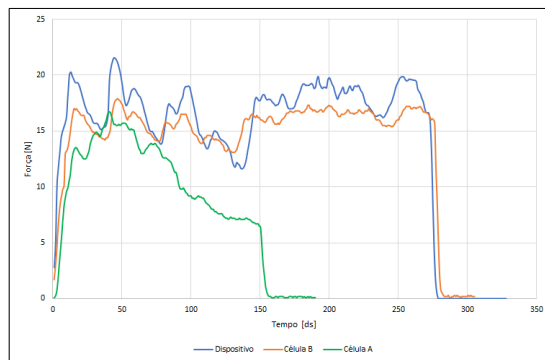
TD13



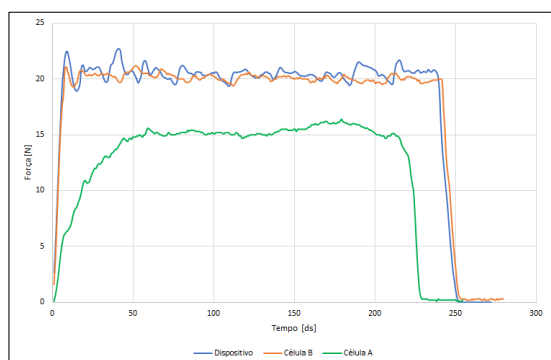
TD14



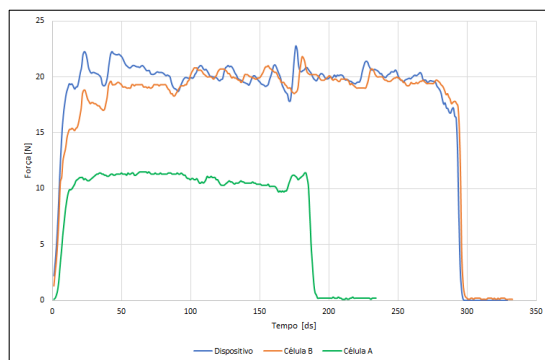
TD15



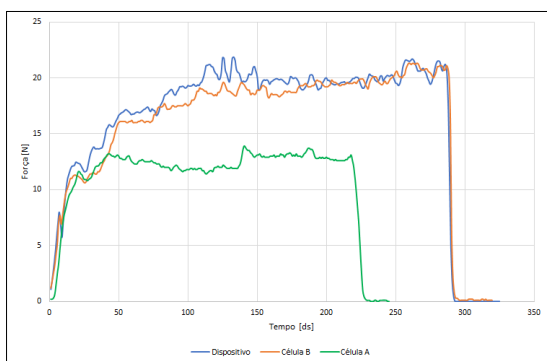
TD16



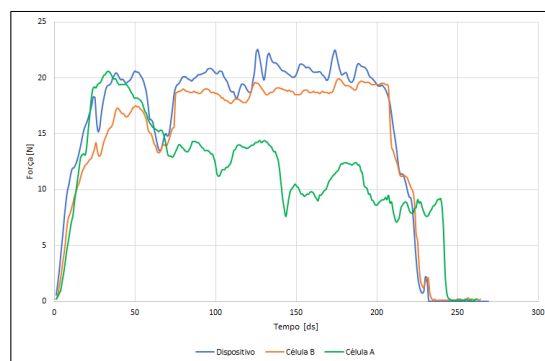
TD17



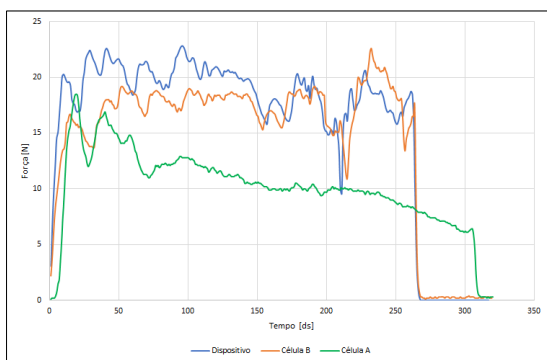
TD18



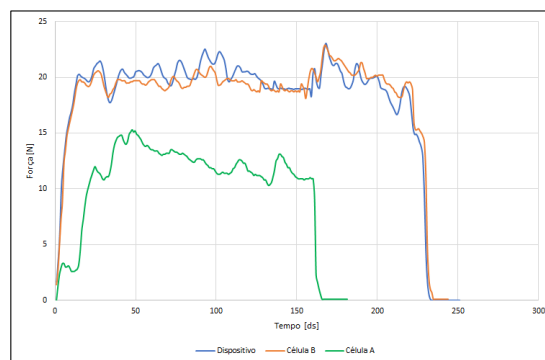
TD19



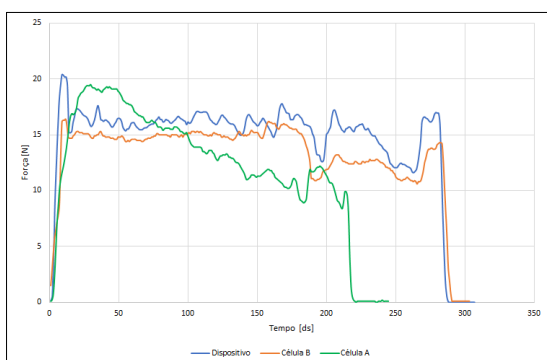
TD20



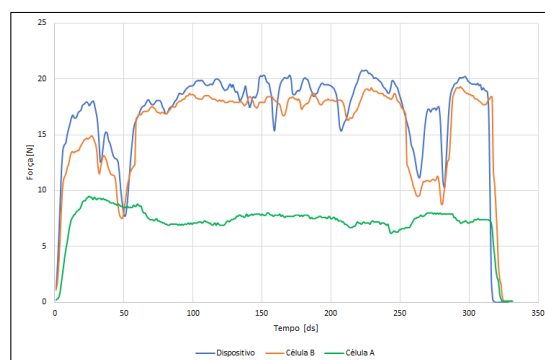
TD21



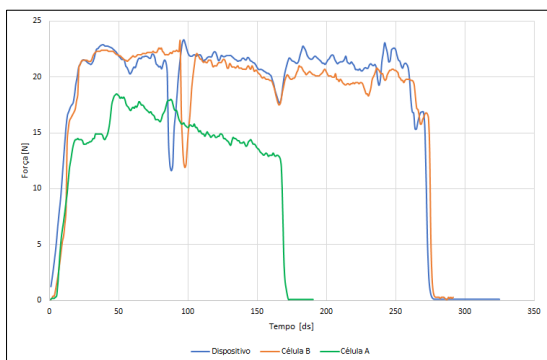
TD22



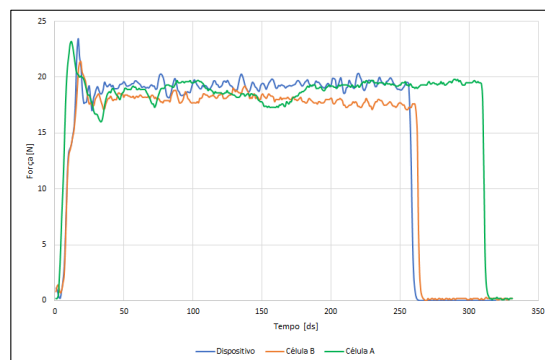
TD23



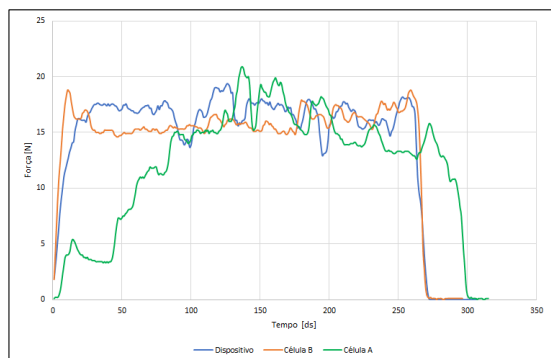
TD24



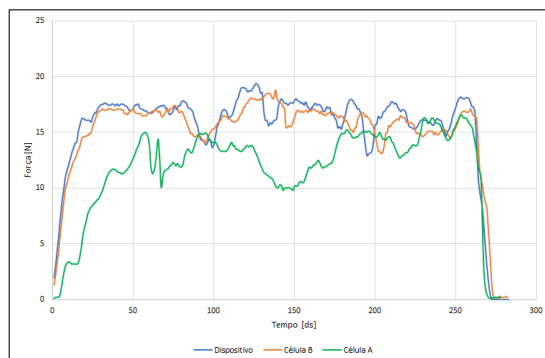
TD25



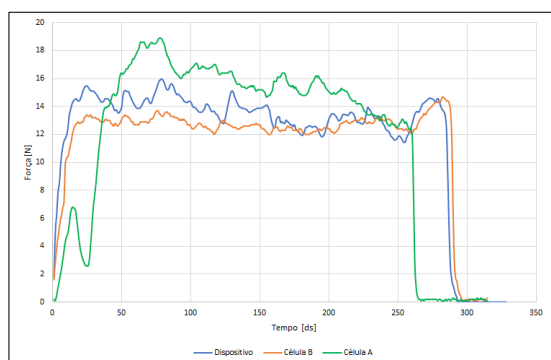
TD26



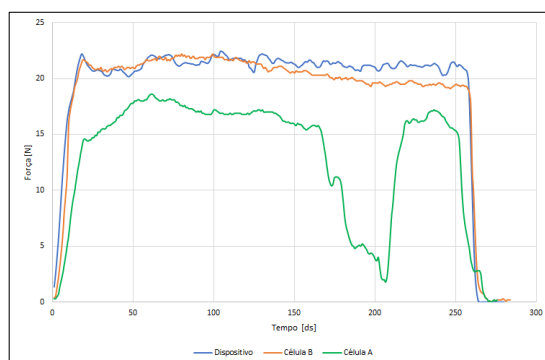
TD27



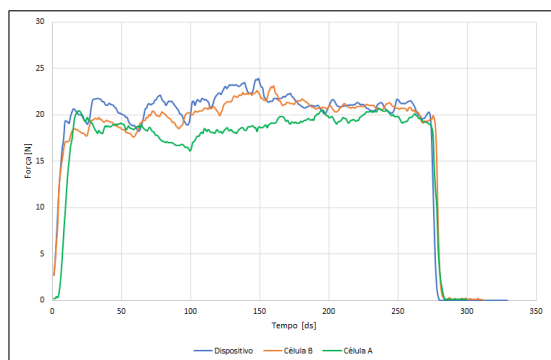
TD29



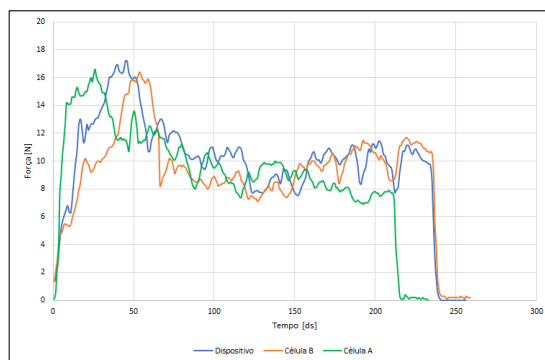
TD30



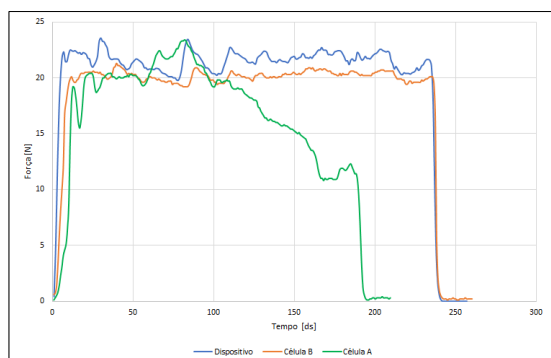
TD31



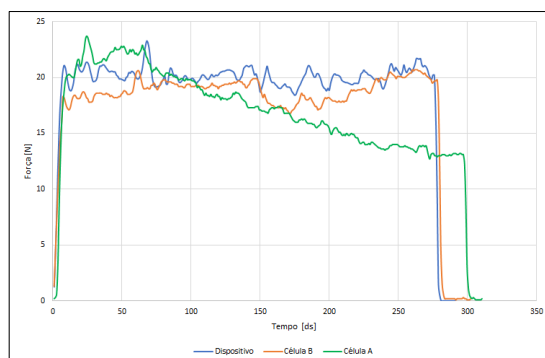
TD32



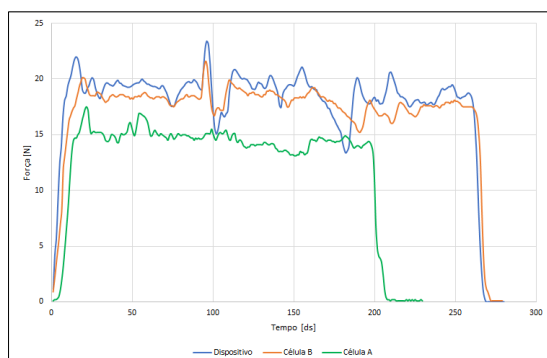
TD33



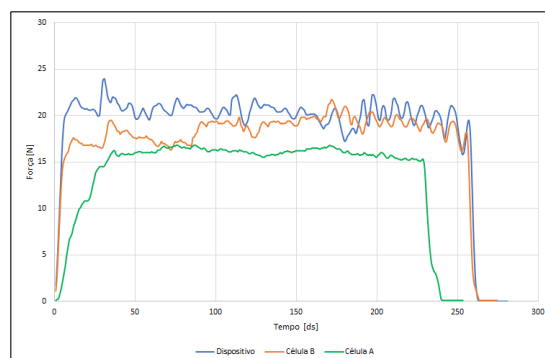
TD34



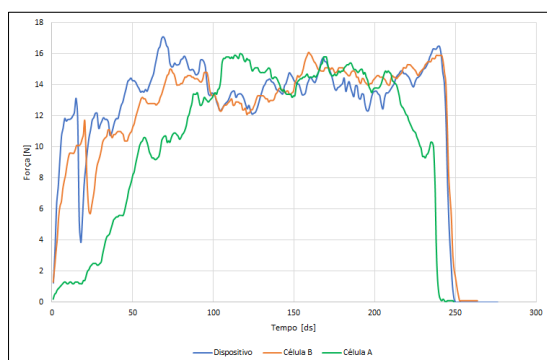
TD35



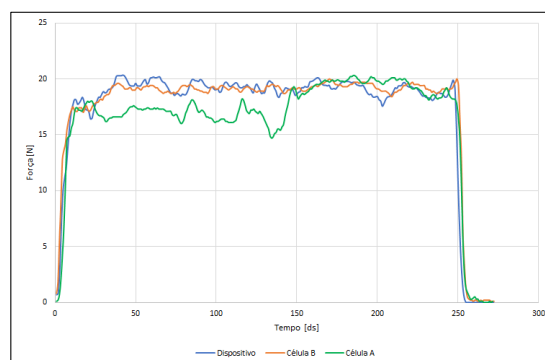
TD36



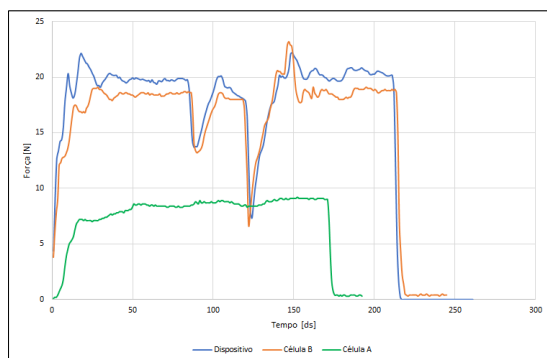
TD37



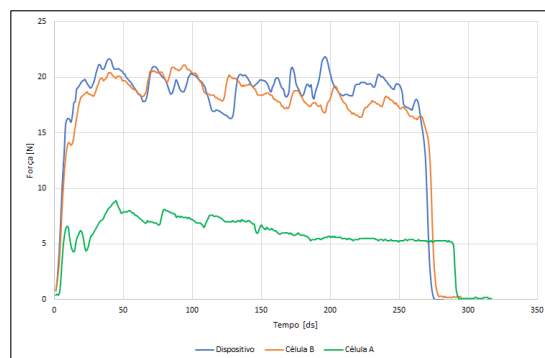
TD38



TD39



TD40



TD41

