



UNIVERSIDADE DE  
**COIMBRA**

Hugo Oliveira Macedo Teixeira

**CONCEÇÃO DE EQUIPAMENTO EXPERIMENTAL  
PARA AVALIAR A RESISTÊNCIA AO IMPACTO DE  
PROTETORES BUCAIS PARA USO DESPORTIVO**

**Dissertação no âmbito do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, orientada  
pela Professora Doutora Ana Paula Betencourt Martins Amaro e pela Professora  
Doutora Ana Lúcia de Pereira Neves Messias e apresentada ao Departamento de  
Engenharia Mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia**

outubro de 2021



1 2



9 0

FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE  
COIMBRA

# **Conceção de equipamento experimental para avaliar a resistência ao impacto de protetores bucais para uso desportivo**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

## **Conception of experimental equipment to evaluate the impact resistance of sports mouthguards**

**Autor**

**Hugo Oliveira Macedo Teixeira**

**Orientadores**

**Ana Paula Bettencourt Martins Amaro**

**Ana Lúcia de Pereira Neves Messias**

**Júri**

**Presidente** Professora Doutora Maria Augusta Neto  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Orientador** Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Vogais** Professor Doutor João Carlos Tomás Ramos  
Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra  
Professor Doutor Luis Manuel Ferreira Roseiro  
Professor Coordenador do Instituto Politécnico de Coimbra

**Coimbra, outubro, 2021**



Aos meus pais.



## Agradecimentos

Eu gostaria de agradecer às minhas orientadoras, a Professora Ana Amaro e a Professora Ana Messias, pelo apoio durante o desenvolvimento deste projeto, por me indicarem para o caminho certo sempre que foi preciso. Agradecer também ao Professor Luis Roseiro, pelos conselhos dados e por ter desbloqueado toda esta estrutura, fui muito importante a sua opinião e as suas ideias. Um agradecimento especial ao senhor Fernando da oficina do Departamento, pelo apoio no início da construção e por ter tentado arranjar soluções para as dificuldades que tive na construção.

Um agradecimento à minha família, mas em especial aos meus pais por estarem sempre lá quando era preciso, por me terem dado todas as condições para concluir os meus estudos mesmo contra todas as adversidades que fomos tendo pelo caminho, nós conseguimos na mesma.

Agradecer aos meus amigos, todos eles sem exceção por estarem sempre lá para mim, quer fosse às sete da manhã, quer fosse às três horas da manhã, sempre com o uma palavra amiga à minha espera acompanhado por um café.

Em último agradecer ao BEST Coimbra, em especial às minhas meninas da vigésima nona direção, Madalena, Mariana, Inês e Margarida e à decima sétima geração de RAs, Bogo, Elif, Lejla, Damos, Richie, Ana, Diana, Yun, Ali, Adri e Panos porque fizeram da mim a pessoa que sou hoje, ajudaram-me a crescer, a abrir os meus horizontes e agora estar preparado para enfrentar tudo e todos.





## Resumo

O objetivo deste trabalho é a concepção de uma estrutura para avaliar a resistência ao impacto de protetores bucais para uso desportivo. Com um número crescente de profissionais no desporto, a saúde e bem-estar dos atletas assume cada vez mais um papel fulcral no panorama atual. Assim, a proteção contra lesões orofaciais tem um papel extremamente importante na prevenção de danos graves quer físicos, quer mentais, e até mesmo sociais. A avaliação, e melhoramento, constante destes mecanismos de proteção tem assim um papel vital, hoje em dia, e daí a importância deste trabalho. Esta estrutura vai funcionar com um sistema de pêndulo com um objeto de impacto, neste caso uma esfera, permitindo gerar várias energias de impacto, sendo o seu valor máximo de 4,4 J. Partindo duma estrutura desenvolvida num trabalho anterior, foi feita uma análise de mercado para perceber que tipo de materiais se poderia utilizar na construção. Houve algumas dificuldades em encontrar disponibilidade de algum material devido à sua especificidade, e à complexidade de certos cortes e formas. Todo o esqueleto da estrutura foi desenvolvido em perfis de alumínio, e o resto dos componentes são em aço inoxidável, ou em aço. No cálculo da energia de impacto foi incluído o peso do pêndulo de forma que os resultados fossem o mais próximo possível à realidade. Apesar da construção não ter sido totalmente terminada devido à falta de acesso e disponibilidade das ferramentas necessárias, é possível concluir que a estrutura pode ser realizada e testada posteriormente.

**Palavras-chave:** Protetor bucal, Lesões orofaciais, Resistência ao impacto, Equipamento experimental



## Abstract

The goal of this work is the conception of a structure to evaluate the resistance to impact of sports mouthguards. With the increasing number of sports' professionals, health and well-being of athletes has gained a more crucial role in the current panorama. Protection against orofacial injuries assumes an important role in damage prevention, not only physical, but also mental and social. The constant evaluation and improvement of this kind of protections is the reason why this project is so important in the current days. This structure will work with a pendulum system which contains an impact object, in this case a sphere, that will generate 4,4 J of energy upon impact. Based in a structure developed in previous projects, a market analysis was made to understand and evaluate what kind of materials could be used in the development of the structure. There were some issues and difficulties in finding available materials due to its specificity and complexity of some forms and cuts. The basis of the structure was developed in aluminum profiles, the rest of the components were made of stainless steel and some even made of steel. In the calculation of the impact energy was included the weight of the pendulum so the results can be as much close to reality as possible, and the results could be used in the future. Although the construction was not concluded due to lack of access to the needed tools and some specific tools, it is possible to conclude that the structure is valid and suitable for impact testing.

**Keywords** Mouthguard, Dental trauma, Impact resistance, Experimental equipment



## Índice

Índice de Figuras .....	ix
Índice de Tabelas .....	xi
Simbologia e Siglas .....	xiii
Simbologia.....	xiii
Siglas .....	xiii
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. ESTADO DA ARTE .....	3
2.1. História do Protetor Bucal .....	3
2.2. Protetor Bucal .....	4
2.2.1. Tipologia de protetores bucais.....	4
2.2.2. Materiais .....	6
2.3. Maxila e Dentes .....	7
2.3.1. Composição da maxila .....	7
2.3.2. Estrutura do dente.....	7
2.4. Tipologia de testes de impacto.....	8
2.5. Protótipo.....	10
2.5.1. Maxila.....	10
2.5.2. Movimento da cabeça.....	12
2.6. Elementos que podem influenciar a absorção de energia .....	14
2.6.1. Forma dos objetos de impacto .....	14
2.6.2. Sensores utilizados .....	15
2.6.3. Espessura do protetor bucal.....	15
2.6.4. Condições de temperature e humidade.....	15
2.7. Trabalhos anteriores.....	16
2.7.1. Estrutura .....	16
2.7.2. Pêndulo .....	18
2.7.3. Objetos de impacto .....	19
2.7.4. Maxila.....	20
2.7.5. Sensores .....	21
2.7.6. Molas .....	22
2.7.7. Energia de Impacto.....	22
2.7.8. Sistema final .....	23
3. PROCEDIMENTO.....	25
3.1. Estrutura.....	25
3.1.1. Casquilhos .....	30
3.1.2. Pêndulo .....	31
3.2. Objeto de impacto .....	32
3.2.1. Esfera.....	32
3.3. Maxila .....	33
3.3.1. Dentes .....	33

3.3.2. Molas.....	34
3.4. Parafusos e porcas .....	35
4. RESULTADOS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	36
4.1. Resultados.....	36
4.2. Sugestões para futuros trabalhos .....	38
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	39

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Protetor bucal do tipo <i>stock</i> ( <a href="https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits">https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits</a> acessado a 06/09/2021). .....	4
Figura 2.2 - Protetor bucal do tipo <i>mouth-formed/bite-and-boil</i> ( <a href="https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits">https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits</a> acessado a 06/09/2020). .....	5
Figura 2.3 - Protetor bucal do tipo <i>custom</i> ( <a href="https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits">https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits</a> acessado a 06/09/2020). .....	5
Figura 2.4 - Protetor bucal bimaxilar (Milward & Jagger, 1995). .....	6
Figura 2.5 - Composição de metade do arco superior ( <a href="https://www.biologianet.com/anatomia-fisiologia-animal/estrutura-basica-dos-dentes.htm">https://www.biologianet.com/anatomia-fisiologia-animal/estrutura-basica-dos-dentes.htm</a> acessado em 13/09/2021). .....	7
Figura 2.6 - Estrutura do dente (adaptado <a href="https://www.oralmed.pt/destaques/dente">https://www.oralmed.pt/destaques/dente</a> acessado a 13/09/2021). .....	8
Figura 2.7 - Estrutura do teste de pêndulo (Mohamed <i>et al.</i> , 2017). .....	9
Figura 2.8 - Ensaio de impacto por queda livre ( <a href="https://www.ultrac.com/en/industries/automobil/mechanical/ball-drop-test.html">https://www.ultrac.com/en/industries/automobil/mechanical/ball-drop-test.html</a> acessado a 13/09/2021). .....	9
Figura 2.9 - Exemplo da utilização da simulação numérica na avaliação da resistência ao impacto de protetores bucais (Gomes, 2019). .....	10
Figura 2.10 - Simulação da maxila de Greasley & Karet, (1997). .....	11
Figura 2.11 - Simulação da maxila (Bochnig <i>et al.</i> , 2017). .....	12
Figura 2.12 - Sistema de molas para simulação da rotação da cabeça (Greasley & Karet, 1997). .....	13
Figura 2.13 - Sistema de mola com configuração <i>O-mount</i> (de Wet <i>et al.</i> , 1999). .....	13
Figura 2.14 - Estrutura desenvolvida por (Rodrigues, 2020). .....	17
Figura 2.15 - Sistema de molas para simulação do movimento da cabeça (Rodrigues, 2020). .....	17
Figura 2.16 - Sistema de chave para fixar o pêndulo no ângulo pretendido (Rodrigues, 2020). .....	18
Figura 2.17 – Pêndulo (Rodrigues, 2020) .....	18
Figura 2.18 - Furo roscado para inclusão do objeto de impacto (Rodrigues, 2020). .....	19
Figura 2.19 - Objeto de impacto – Esfera (Rodrigues, 2020). .....	19

Figura 2.20 - Objeto de impacto - Ariete plano (Rodrigues, 2020). .....	20
Figura 2.21 - Objeto de impacto - Ariete pontiagudo (Rodrigues, 2020). .....	20
Figura 2.22 - Simulação da maxila (Rodrigues, 2020). .....	20
Figura 2.23 - Acelerómetro acoplado ao objeto de impacto (Rodrigues, 2020). .....	21
Figura 2.24 - Extensómetros aplicados à simulação de maxila na zona dos incisivos centrais (Rodrigues, 2020). .....	21
Figura 2.25 - Sistema de molas para simular o movimento da cabeça (Rodrigues, 2020). .....	22
Figura 2.26 - Sistema final desenvolvido por (Rodrigues, 2020). .....	24
Figura 3.1 - Características do perfil MiniTec® 45 F (MiniTec Catalogue: Profiles Systems). .....	26
Figura 3.2 - Visualização da base do sistema de teste desenhado no programa Inventor® 2021. ....	26
Figura 3.3 - Placa base e pé selecionado para a estrutura (MiniTec Catalogue: Profiles Systems). .....	27
Figura 3.4 - Ligação <i>PowerLock</i> usada para fixar os pilares à base (MiniTec Catalogue: Profiles Systems). .....	27
Figura 3.5 - Ligação aparafusada entre os reforços e os pilares ( <a href="https://www.minitec.de/en/product/strengthening-element-45">https://www.minitec.de/en/product/strengthening-element-45</a> acessado em 20/9/2021). .....	28
Figura 3.6 - Visualização do ângulo de fixação da barra horizontal superior aos pilares no programa Inventor® 2021. ....	28
Figura 3.7 - Estrutura de fixação da posição de lançamento do pêndulo. ....	30
Figura 3.8 - Casquilho GCE com esferas para o pêndulo (MiniTec Catalogue: Linear Systems). .....	31
Figura 3.9 - Visualização dos casquilhos e a chapa no programa Inventor® 2021. ....	31
Figura 3.10 - Visualização da chave do pêndulo no programa Inventor® 2021. ....	32
Figura 3.11 - Visualização do pêndulo montado no programa Inventor® 2021. ....	32
Figura 3.12 – Visualização do protótipo da maxila no programa Inventor® 2021. ....	34
Figura 3.13 – Visualização do sistema de molas no programa Inventor® 2021. ....	34
Figura 3.14 -Parafusos aplicados na estrutura. ....	35
Figura 4.1 - Estrutura final obtida. ....	37
Figura 4.2 - A resistência à perfuração por parte da esfera. ....	37
Figura 4.3 - As 3 brocas utilizadas e o dano causado nas mesmas pela esfera. ....	38
Figura A.1 – Encaixe para o pêndulo em 2D no Inventor® 2021. ....	40
Figura A.2 – Suporte para o protótipo de maxila em 2D no Inventor® 2021. ....	40
Figura A.3 – Protótipo da maxila em 2D no Inventor® 2021. ....	40



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Tabela de propriedades do Aluminio EN-AW-6063( <i>MiniTec Catalogue:</i> <i>Profiles Systems</i> , n.d.) .....	25
--	----



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$\alpha$  – Ângulo de lançamento

$\beta$  – Ângulo de ressalto

$c$  – Distância entre o centro de rotação do pêndulo e o ponto de impacto com o protetor bucal

$E_{imp}$  – Energia de impacto

$E_{res}$  – Energia de ressalto

$g$  – Aceleração gravítica

$K_{IC}$  – Tenacidade à fratura

$m$  – Massa

$\%E_a$  – Percentagem de energia absorvida

### Siglas

ADA – American Dental Association

CAD – Computer Assisted Design

EVA – Ethylene-vinyl acetate

IASD – International Academy of Sports Dentistry

PVC – Polyvinylchloride



## 1. INTRODUÇÃO

A evolução de todos os desportos nos últimos anos tem sido exponencial. A quantidade de grandes atletas que surgem na comunidade desportiva tem-se multiplicado, acompanhada de um aumento do número de jovens atletas com enorme potencial, o que nos faz antever um futuro ainda mais brilhante.

Com o aumento dos atletas de alto rendimento aumentou também a preocupação de equipas, treinadores e dos próprios atletas com as lesões graves que podem pôr em risco a sua carreira, ou a realização do seu potencial. Durante a prática de desportos de contacto (basebol, basquetebol, futebol, etc.) a ocorrência de lesões orofaciais é entre 3% a 38% de todas as lesões específicas do desporto (Gould *et al.*, 2016). Estas consequências físicas podem ter vários graus de severidade e podem deixar sequelas psicológicas e sociais nos atletas (Tuna & Ozel, 2014).

Os protetores bucais foram inicialmente desenvolvidos por um médico dentista inglês, Woolf Krause, em 1890 para proteger os pugilistas (McCrary, 2001). Contudo, apenas alguns anos mais tarde, e já muito mais evoluídos que as suas versões primordiais, tornaram-se obrigatórios em outros desportos onde as lesões orofaciais também são frequentes como rugby, futebol americano, hóquei e desportos de combate. Na atualidade já se pode observar a utilização destes protetores em quase todos os desportos, mesmo não sendo obrigatório.

A popularização deste tipo de protetores bucais deve-se, além da crescente preocupação com o bem-estar físico e mental dos atletas, à evolução que tem ocorrido ao longo dos anos nos protetores, quer a nível de tamanho, material, conforto e proteção. Para que esta ocorresse foi necessário uma constante e diversificada testagem nestes dispositivos. O ideal seria esta testagem *in vivo*, contudo, por questões éticas tal não é possível, sendo então foram desenvolvidas *in vitro* algumas simulações para aproximar ao máximo da realidade (Reza *et al.*, 2014).

O objetivo deste estudo é reunir todo o trabalho feito ao longo dos anos, projetar e contruir um equipamento que seja capaz de testar a resistência ao impacto de diferentes

protetores bucais, simulando, o mais possível, a realidade e de forma que se possam fazer progressos nesta área num futuro próximo.

Esta dissertação é composta por 4 capítulos, sendo este a Introdução onde se pretende alinhar o tópico com as suas bases e objetivos. O segundo será o Estado da Arte onde se é feita uma revisão bibliográfica, e onde se aborda a tecnologia até agora existente, fazendo referência a trabalhos anteriores que levaram à fundamentação deste projeto. No terceiro capítulo (Procedimento) descrevem-se os processos de construção de toda a estrutura e os respetivos materiais. Por fim, no quarto e último capítulo (Resultados e Sugestões para Trabalhos Futuros) são apresentados os resultados, bem como propostas para futuros trabalhos.

## 2. ESTADO DA ARTE

### 2.1. História do Protetor Bucal

O protetor bucal foi criado em 1890 por Woolfe Krause, médico dentista londrino, e pelo seu filho, Phillip Krause, também ele médico dentista e pugilista amador, com o objetivo de proteger os pugilistas de lacerações labiais (McCroory, 2001). Este protetor (*gum shield*) era feito de uma borracha, guta-percha, derivada do latex produzido por uma árvore também com o mesmo nome. Era uma peça única usada na maxila superior, mas o seu *design* era rudimentar e não se adaptava aos dentes e, assim, só se estabilizava se os utilizadores mantivessem os dentes cerrados, causando alguns impedimentos respiratórios, não sendo por isso aconselhado o seu uso (Chapman, 1989).

Nos anos 1920, Ted “Kid” Lewis, pugilista inglês, fez alguns combates utilizando um protetor bucal, o que aumentou a utilização desta proteção entre os praticantes da modalidade. Mas, foi em 1959 que as proteções bucais se tornaram obrigatórias em alguns desportos (hóquei de campo, futebol americano, hóquei no gelo e lacrosse) verificando-se assim uma redução das lesões orofaciais, entre os atletas, para apenas 1,4% (Sane, 1988; Woodmansey, 1997).

Apesar da incidência das lesões orofaciais ser maior em desportos de contacto físico (futebol americano, basquetebol, andebol, boxe, hóquei no gelo, etc) (Sane, 1988), a *American Dental Association* (ADA) e a *International Academy of Sports Dentistry* (IASD) recomendam a utilização de protetores bucais noutros tipo de desportos, como futebol, basebol, voleibol, skate, patinagem, trampolins, ciclismo, desportos equestres, ginástica, softbol, squash, surf, polo aquático e halterofilismo (Tuna & Ozel, 2014).

Apesar dos protetores bucais terem sido desenvolvidos para a prevenção de lesões dentárias, como a fratura de dentes ou avulsão, também são capazes de proteger os tecidos moles, e o osso alveolar (Westerman *et al.*, 2002) e, há autores, como Hickey *et al.* (1967) e Stenger *et al.* (1964), que provaram que a utilização dos protetores bucais protegem contra concussões cerebrais. Aliás, no estudo de Hickey *et al.*, (1967) ficou mesmo provada,

através da aplicação de golpes no queixo de cadáveres, que havia uma redução na pressão exercida no crânio com o uso dos protetores bucais.

## 2.2. Protetor Bucal

### 2.2.1. Tipologia de protetores bucais

De acordo com a *American Society for Testing and Materials* (ASTM) existem 3 tipos de protetores bucais disponíveis no mercado, sendo eles: *stock*, *mouth-formed/boil-and-bite* e *custom*. Estes tipos diferem em performance, conforto, adaptação e custo (Chowdhury *et al.*, 2014; Woodmansey, 1997).

Os protetores do tipo *stock*, Figura 2.1, Figura 2.1 são fabricados com uma forma definida, e são disponibilizados no mercado já prontos a usar, pelo que não têm uma adaptação perfeita aos dentes existindo alguma folga, e só ficam fixos aos dentes se o utilizador cerrar os dentes, o que causa dificuldade em respirar e falar (Going *et al.*, 1974; Woodmansey, 1997).



**Figura 2.1** - Protetor bucal do tipo *stock* (<https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits> acedido a 06/09/2021).

Os protetores bucais do tipo *mouth-formed* ou *boil-and-bite*, Figura 2.2, são fabricados num termoplástico que é amolecido em água a ferver, e depois inserido na boca e pressionado contra os dentes com ajuda dos dedos e língua, de forma a ficar com o formato dos dentes. São bastante acessíveis em termos de custo e proporcionam diferentes tipos de proteção dependendo da adaptação e da qualidade (Going *et al.*, 1974; Woodmansey, 1997).





**Figura 2.2** - Protetor bucal do tipo *mouth-formed/bite-and-boil* (<https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits> acessado a 06/09/2020).

Por último, os protetores bucais do tipo *custom*, Figura 2.3, são feitos por um médico dentista que faz uma réplica dos dentes do utilizador através de impressões, fabrica o protetor em laboratório e ajusta-o de forma a obter a melhor adaptação e conforto durante uma segunda consulta com o utilizador. Este é o tipo de protetor que tem mais aceitação entre os atletas, porque provoca menos dificuldades a falar e respirar, mas também é o mais dispendioso (Going *et al.*, 1974; Woodmansey, 1997).



**Figura 2.3** - Protetor bucal do tipo *custom* (<https://www.dentistrytoday.com/sports-dentistry/357-athletic-mouthguards-indications-types-and-benefits> acessado a 06/09/2020).

Fica também uma menção ao protetor bucal bimaxilar, Figura 2.4, que segundo Chapman, (1986) protegia contra as lesões nos tecidos moles, uma vez que incluía os dentes inferiores. Era mais eficaz contra fraturas da mandíbula, porque esta se mantinha estável e atenuava a absorção de energia.



Figura 2.4 - Protetor bucal bimaxilar (Milward & Jagger, 1995).

### 2.2.2. Materiais

Segundo autores como Bishop *et al.*, (1985), Fukasawa *et al.*, (2016), Going *et al.*, (1974) e Knapik *et al.*, (2007), os materiais para o fabrico do protetor bucal têm que respeitar algumas propriedades de forma a proteger, mas também, a prestar conforto ao utilizador, como por exemplo a absorção de água, a durabilidade, a biocompatibilidade, a absorção de energia e o comportamento elástico.

O protetor bucal deve apresentar uma baixa, ou nula, taxa de absorção de água de modo a absorver o mínimo de saliva possível para que a boca mantenha a sua humidade natural, e não cause desconforto ao utilizador, mas também para que o protetor bucal não perca as suas propriedades (Fukasawa *et al.*, 2016).

Propriedades como a absorção de energia podem ser medidas através do ângulo de ressalto, isto é, quanto menor for o ângulo do ressalto, maior será a absorção de energia do protetor bucal (Knapik *et al.*, 2007). Contudo, a capacidade de absorção do material por si só não quer dizer que este seja o indicado. Segundo, Low *et al.*, (2002) o módulo de elasticidade tem que ser elevado, de forma que distribua a energia pelo protetor todo, e que alguma seja absorvida pela resposta elástico/plástica.

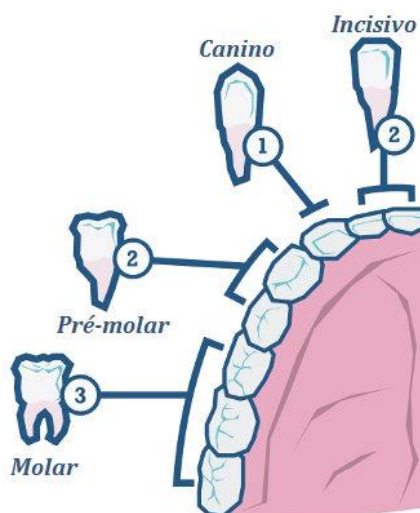
Atualmente, os materiais mais utilizados nos protetores bucais são o *ethylene-vinyl acetate* (EVA) e o *polyvinylchloride* (PVC), mas também outros materiais termoplásticos, como *copolymer polyolefin-polystyrene* e *polyolefin, natural rubber, soft acylic resin* e *polyurethane* têm sido usados, mas não com a mesma regularidade (Going *et al.*, 1974; Park *et al.*, 1994; Reza *et al.*, 2014).

Para os autores Westerman *et al.* (2002), o EVA possui as propriedades ideais para os protetores bucais uma vez que é não tóxico, tem uma taxa de absorção de humidade mínima, é elástico e é fácil de fabricar.

## 2.3. Maxila e Dentes

### 2.3.1. Composição da maxila

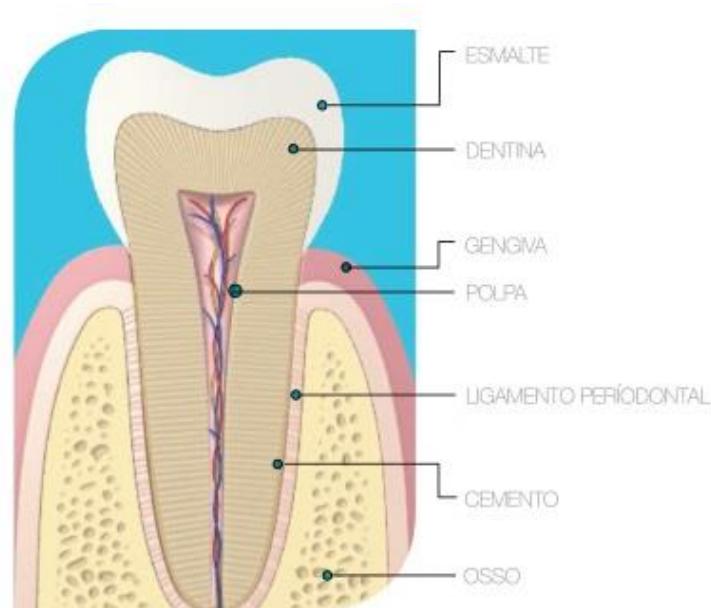
A maxila humana é composta por 4 dentes incisivos, 2 dentes caninos, 4 dentes pré-molares e 6 dentes molares como se pode observar na Figura 2.5.



**Figura 2.5** - Composição de metade do arco superior (<https://www.biologianet.com/anatomia-fisiologia-animal/estrutura-basica-dos-dentes.htm> acessado em 13/09/2021).

### 2.3.2. Estrutura do dente

O dente, Figura 2.6, é composto pelo esmalte, dentina (responsável por proteger a polpa) e polpa (tecido central do dente, contém nervos e vasos sanguíneos). Ao redor do dente estão os tecidos periodontais constituídos por osso alveolar, cemento (responsável por proteger a dentina radicular), ligamento periodontal (liga os dentes ao osso alveolar) e gengiva (tecido mole que envolve os dentes).



**Figura 2.6** - Estrutura do dente (adaptado <https://www.oralmed.pt/destaques/dente> acessido a 13/09/2021).

## 2.4. Tipologia de testes de impacto

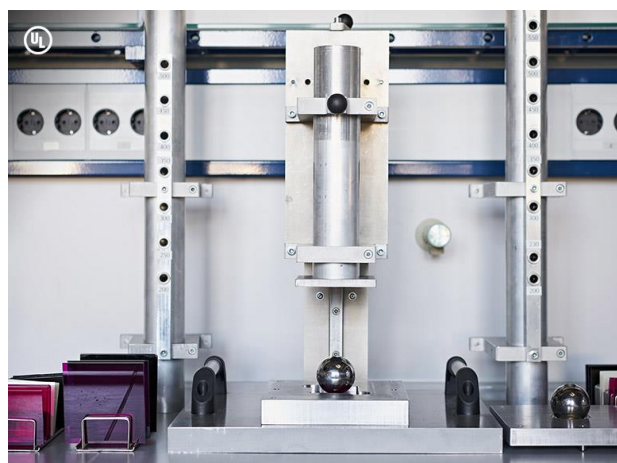
Neste momento, os testes disponíveis para a resistência ao impacto dos protetores bucais são apenas o teste de pêndulo, ensaio de tração e o impacto por queda livre. Contudo, com os avanços tecnológicos já é possível desenvolver modelostena de simulação e obter resultados muito próximos da realidade.

O teste de pêndulo, Figura 2.7, muito semelhante ao ensaio de *Charpy/Izod*, funciona baseado na energia cinética de um objeto de impacto, que pode ter várias formas e massas que podem alterar a energia de impacto deste (Fukasawa *et al.*, 2016). Esta energia também pode variar dependendo do ângulo de lançamento. Este objeto vai embater numa simulação de maxila onde está colocado um protetor bucal, obtendo, assim, a resistência ao impacto do mesmo.



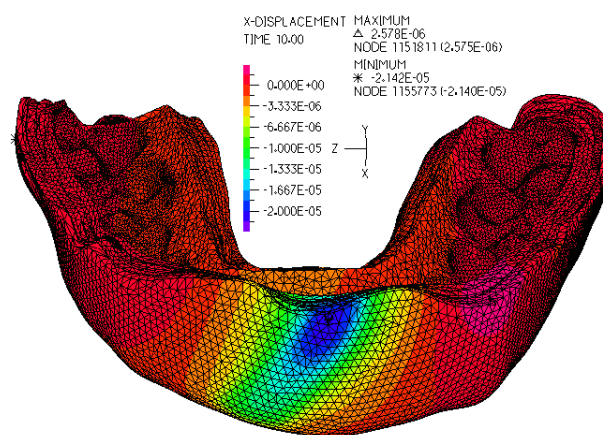
**Figura 2.7** - Estrutura do teste de pêndulo (Mohamed *et al.*, 2017).

O ensaio de impacto por queda livre, Figura 2.8, é um ensaio onde se faz cair um objeto sobre o material. Este ensaio é totalmente dependente da energia potencial do objeto de impacto.



**Figura 2.8** - Ensaio de impacto por queda livre  
(<https://www.ultrc.com/en/industries/automobil/mechanical/ball-drop-test.html> acessado a 13/09/2021).

Alternativamente, é possível obter a resistência ao impacto através de simulações numéricas que implicam a realização de um modelo em *Computer Aided Design* (CAD), e a utilização de programas próprios para a simulação numérica. Pode-se ver esse exemplo no trabalho de Gomes, (2019) em que, através do programa ADINA<sup>®</sup>, foi realizada uma simulação numérica da resistência ao impacto de diferentes protetores bucais para uso desportivo. Contudo, estes métodos têm inúmeras limitações, como por exemplo a capacidade de renderização do computador (Chowdhury *et al.*, 2014).



**Figura 2.9** - Exemplo da utilização da simulação numérica na avaliação da resistência ao impacto de protetores bucais (Gomes, 2019).

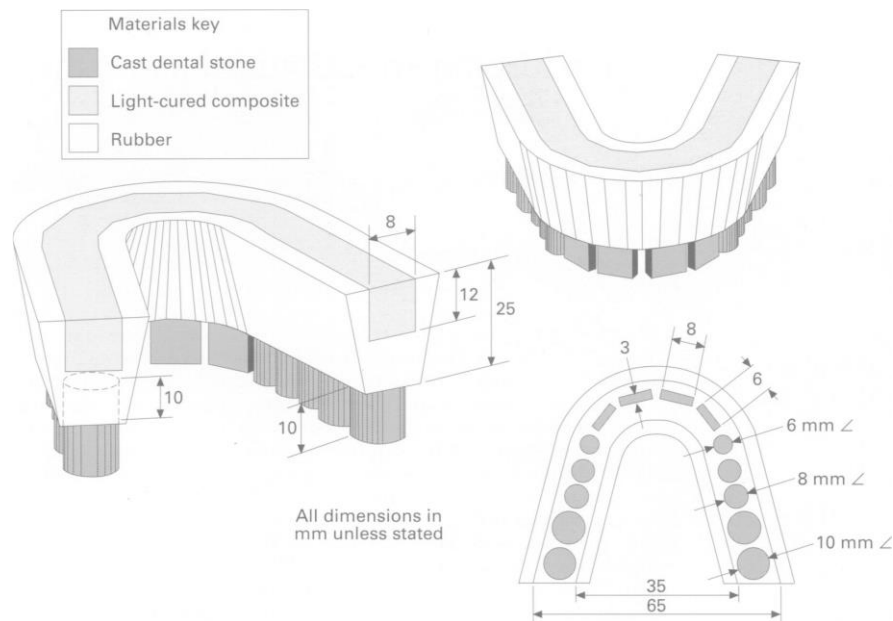
## 2.5. Protótipo

### 2.5.1. Maxila

Nos testes de pêndulo é comum existir um *espécimen* representativo da maxila para servir de suporte ao protetor bucal e tentar recriar as condições *in vivo*. Como se pode ver pelos estudos de Davis & Knott, (1984) and Cavalleri *et al.*, (1995) os dentes que se encontram mais expostos a lesões são os incisivos centrais superiores, e por isso, é que nas simulações se dá primazia à utilização de uma simulação da maxila.

No estudo de Greasley & Karet, (1997), Figura 2.10, foi utilizado um arco de borracha, com dentes de gesso com  $K_{IC} = 0,5 \text{ MNm}^{-3/2}$  substituíveis, e ossos de um compósito que é moldado *in situ* com  $K_{IC} = 3,0 \text{ MNm}^{-3/2}$ . Esta maxila é uma das que mais se aproxima das condições ideais uma vez que se estima que a hidroxiapatite tem  $K_{IC}$  entre

$0,2 MNm^{-3/2}$  e  $1,0 MNm^{-3/2}$ , a dentina  $4,3 MNm^{-3/2}$  e o esmalte  $2,7 MNm^{-3/2}$ . As dimensões dos dentes e da maxila são ideais e simplificadas.



**Figura 2.10** - Simulação da maxila de Greasley & Karet, (1997).

Por sua vez, Hoffmann, *et al.*, (1999) recriaram a maxila com uma base de resina laminada *Freepox*, a crista alveolar em silicone reticular de adição, os dentes de metal e um anel de aço inoxidável a envolver a base, para que fosse possível realizar condições de investigação reproduzíveis.

Bemelmans & Pfeiffer, (2000), por sua vez, criaram uma maxila em *polymethylmethacrylate* (PMMA) com dentes substituíveis feitos de resina, estes dentes eram aparafusados com um pequeno espaço para permitir o movimento natural dos dentes. Foi incluído um transdutor na superfície do palatino do incisivo esquerdo superior para medir o movimento do dente. A maxila foi montada num parafuso a uma placa de aço, e esta aparafusada ao equipamento de teste por 4 parafusos.

Noutro estudo, Bochnig *et al.*, (2017), montaram a maxila em aço inoxidável com um incisivo central assentado à parte com capacidade rotação sobre um eixo vertical ao plano frontal. Um sensor laser e um acelerómetro foram usados para avaliar a deflexão do dente com capacidade de rotação, assim como, a desaceleração do pêndulo no momento da colisão.

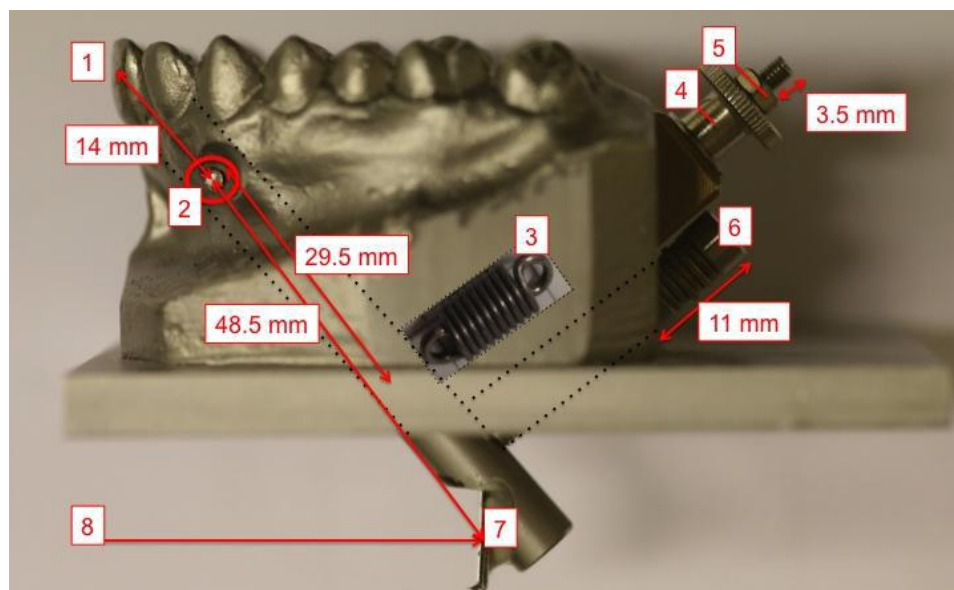


Figura 2.11 - Simulação da maxila (Bochnig *et al.*, 2017).

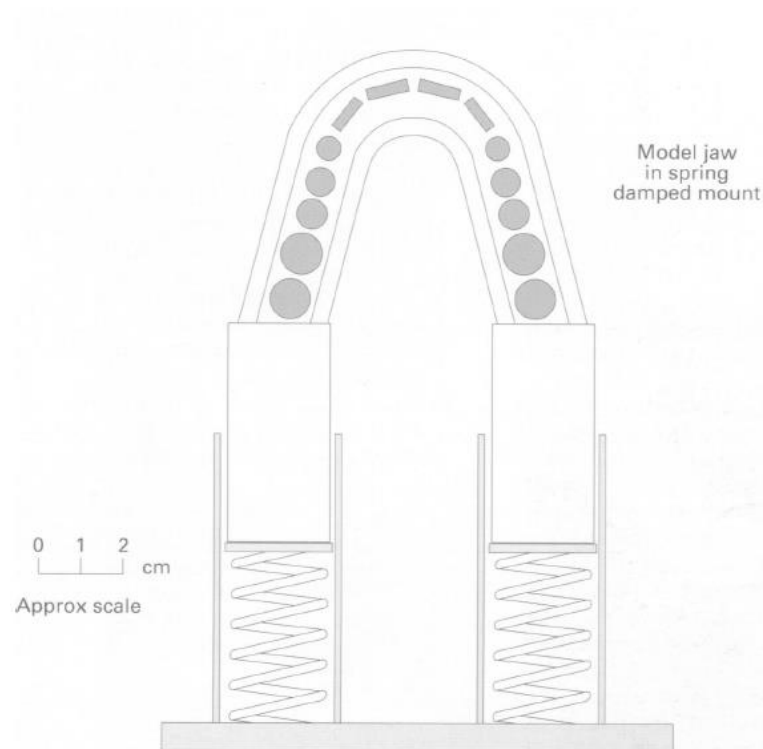
O facto de os dentes humanos extraídos não possuírem o ligamento periodontal, que também é capaz de absorver impacto, e a sua pouca disponibilidade, saudáveis, faz com não haja muita possibilidade de se realizar mais teste realistas (Bochnig *et al.*, 2017).

### 2.5.2. Movimento da cabeça

Quando sujeito a um impacto a cabeça humana está sujeita a um movimento de rotação e, assim, para uma melhor aproximação da realidade é preciso criar um mecanismo de simulação desse movimento.

Greasley & Karet, (1997), para criar esse movimento introduziram no seu sistema duas molas, Figura 2.12, de forma a recriar o amortecimento que a rotação da cabeça faz no momento do impacto. A constante destas molas combinada é  $K = 1 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-1}$  e a deflexão máxima de 16 mm. Este mecanismo conseguiu uma redução na força de impacto de 1,3 kN, 0,98 kN e 0,65 kN para energias de impacto de 20 J, 15 J e 10 J respetivamente.





**Figura 2.12** - Sistema de molas para simulação da rotação da cabeça (Greasley & Karet, 1997).

Noutro estudo, (de Wet *et al.*, 1999), Figura 2.13, suspendeu um crânio prostético a uma mola com a configuração *O-mount* com constante da mola a ser um valor conhecido, tentando assim recriar o movimento rotativo da cabeça.



**Figura 2.13** - Sistema de mola com configuração *O-mount* (de Wet *et al.*, 1999).

## 2.6. Elementos que podem influenciar a absorção de energia

Durante o impacto no protetor bucal, há vários elementos que podem, de forma significativa, contribuir para a absorção de energia. Neste ponto, vai ser feita a referência a alguns.

### 2.6.1. Forma dos objetos de impacto

Apesar de geralmente os testes de impacto em protetores bucais serem feitos por objetos arredondados ou esféricos, a maioria das lesões nos desportistas vem de objetos com várias formas, planos, angulosos e estreitos como os tacos de hóquei e *bandy*, e até mesmo o disco de hóquei no gelo, pontiagudos e afiados como dedos de outros jogadores (Chowdhury *et al.*, 2014).

O trabalho de Chowdhury *et al.*, (2014) foi realizado avaliando a intensidade do impacto de diferentes de formas de objetos, para melhor perceber como varia a força do impacto, a sua distribuição e absorção. Foram, então, utilizados objetos com uma forma arredondada e uma pontiaguda, sendo que a força de impacto do objeto pontiagudo foi claramente inferior à do objeto arredondado.

Takeda *et al.*, (2004), utilizaram diferentes objetos de impacto para verificar a diferença na força de impacto, e na absorção da mesma, pelos protetores bucais. Foram utilizados os seguintes objetos: bola de aço, bola de basebol, bola de softbol, bola de hóquei de campo, disco de hóquei no gelo, bola de críquete e um taco de madeira. Após analisados os resultados, foi possível verificar que o objeto que gera maior força de impacto é a bola de aço, com e sem protetor bucal, 481,6 *kgf* e 182,5 *kgf*, respetivamente. Por outro lado, o que gera menor força de impacto é o disco de hóquei no gelo, 46,9 *kgf* sem protetor bucal, e 44,1 *kgf* com protetor bucal. Nos resultados da capacidade de absorção de força de impacto foi também possível ver que o protetor bucal que é capaz de absorver mais força é o da bola de aço, 60%, comparativamente com a bola de softbol, com a menor capacidade de absorção, 0,7%. Deste modo, conclui-se, por este estudo que a forma tem influência direta na força de impacto.

### **2.6.2. Sensores utilizados**

Takeda *et al.*, 2004, neste estudo, implementaram 3 diferentes sensores, acelerómetro, extensómetro e célula de carga, em diferentes posições e avaliaram a força de impacto de quatro objetos: bola de aço, taco de madeira, bola de basebol e bola de hóquei em campo. Analisando os resultados pode-se concluir que os valores são diferentes dependendo do sensor, e por isso é aconselhável a utilização de mais que um para um resultado mais exato.

### **2.6.3. Espessura do protetor bucal**

A variação da espessura do protetor bucal é uma das formas de aumentar a capacidade de absorção de força de impacto do mesmo. Contudo é preciso ser muito cuidadoso, porque com o aumento da espessura, aumenta o desconforto sentido pelo utilizador.

No estudo de Westerman *et al.*, 2002b, avaliou-se a força transmitida aos dentes por protetores bucais, feitos do mesmo material (EVA), mas de diferentes espessuras, entre 1 a 6 mm. A maior força transmitida gravada foi para uma espessura de 2 mm, 15,70 kN e a menor foi 3,91 kN para 6 mm de espessura, provando, assim, que quanto maior é a espessura, maior é a absorção de energia.

Noutro estudo, Maeda *et al.*, 2008 utilizaram também protetores bucais feitos de EVA, com espessura variar entre 1 a 6 mm, mas os objetos de impacto foram uma bola de aço e uma bola de basebol e, para obtenção de resultados, foram utilizados 3 sensores diferentes. Após analisados os resultados, pode-se observar que os protetores bucais mais espessos absorvem mais a força de impacto, contudo a partir de 4 mm de espessura a diferença começa a atenuar-se próximo dos 73%.

### **2.6.4. Condições de temperatura e humidade**

Apesar da maioria dos testes de impacto em protetores bucais se realizar à temperatura e humidade ambiente, geralmente por volta dos 25°C, e com humidade baixa, o protetor bucal vai trabalhar a temperatura bem superiores, na ordem dos 37°C, que é a temperatura média corporal e em condições de humidade bem elevada devido à constante produção de saliva. Fukasawa *et al.*, 2016, referem que é impraticável recriar as condições *in vivo* nestes testes, e que as propriedades de absorção de impacto serão ligeiramente

diferentes, uma vez que os protetores bucais, feitos de termoplásticos sofrem alterações nas suas propriedades com a temperatura e humidade mais elevada.

## **2.7. Trabalhos anteriores**

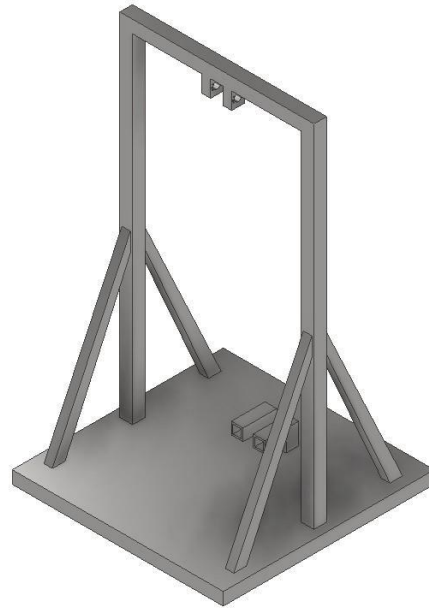
Para a realização desta dissertação há um ponto de partida, o trabalho realizado por Rodrigues, (2020), onde foi avaliada a possível construção de um sistema para testar a resistência ao impacto de protetores bucais para uso desportivo.

### **2.7.1. Estrutura**

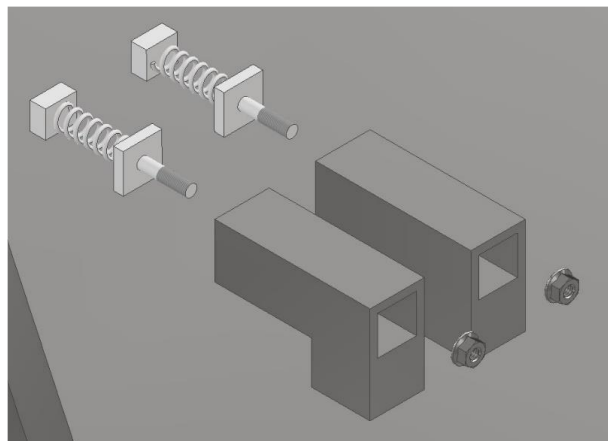
A estrutura, Figura 2.14, que Rodrigues, 2020 desenvolveu inspira-se no sistema de pêndulo de Bochnig *et al.*, 2017. Tem um funcionamento semelhante a um ensaio de *Charpy/Izod*, sendo largado um objeto de impacto de um determinado ângulo, conhecido, indo impactar com o protetor bucal.

A peça de suporte desenvolvida, Figura 2.15, tem a capacidade de acoplar molas e foi inspirada no trabalho de (Greasley & Karet, 1997), de forma a simular o movimento da cabeça aquando do impacto.

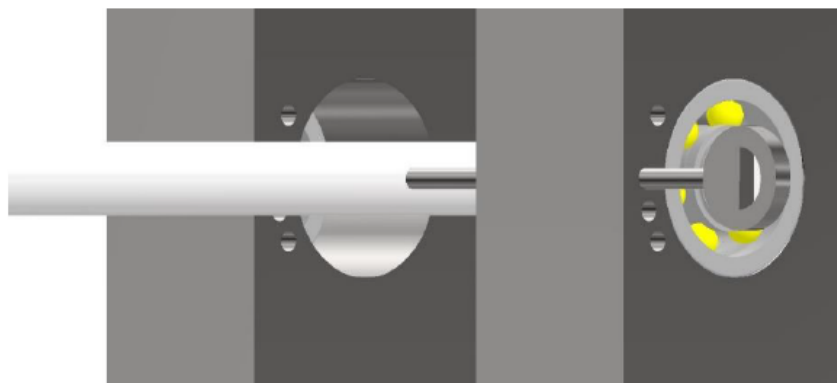
O suporte do pêndulo, que está soldado à estrutura, permite a utilização de um pêndulo em forma de T, com rolamentos, de esferas rígidas modelo W 607, reduzindo o atrito ao máximo. Este sistema inclui uns furos para uma chave, Figura 2.16, de forma que o lançamento seja feito de um ângulo exato.



**Figura 2.14** - Estrutura desenvolvida por (Rodrigues, 2020).



**Figura 2.15** - Sistema de molas para simulação do movimento da cabeça (Rodrigues, 2020).



**Figura 2.16** - Sistema de chave para fixar o pêndulo no ângulo pretendido (Rodrigues, 2020).

### 2.7.2. Pêndulo

No trabalho de Rodrigues, (2020) o pêndulo, Figura 2.17, projetado é feito de alumínio da série 6000, Al 6001, maciço. Tem uma forma de T, soldado entre o tubo vertical e o tubo horizontal. Contém um furo na parte de cima do tubo vertical para a chave, e tem um furo roscado na parte inferior para o objeto de impacto, Figura 2.18.



**Figura 2.17** – Pêndulo (Rodrigues, 2020)



**Figura 2.18** - Furo roscado para inclusão do objeto de impacto (Rodrigues, 2020).

### **2.7.3. Objetos de impacto**

O trabalho de Rodrigues, (2020) projeta 3 objetos de impacto, uma esfera (Figura 2.19), um ariete plano (Figura 2.20) e um ariete pontiagudo (Figura 2.21). O objetivo, conforme já referido, é avaliar o desempenho do protetor bucal contra os diferentes tipos de impacto a que pode estar sujeito.

Todos os objetos foram desenvolvidos com uma massa de 400 g, um furo roscado para acoplar um acelerómetro e um veio roscado para ligar-se ao pêndulo.



**Figura 2.19** - Objeto de impacto – Esfera (Rodrigues, 2020).



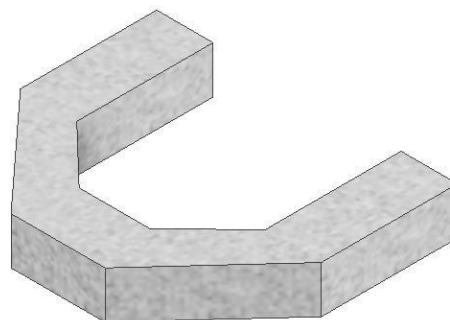
**Figura 2.20** - Objeto de impacto - Ariete plano (Rodrigues, 2020).



**Figura 2.21** - Objeto de impacto - Ariete pontiagudo (Rodrigues, 2020).

#### **2.7.4. Maxila**

O projeto de maxila, Figura 2.22, apresentado por Rodrigues, (2020) é todo fabricado em gesso ou resina acrílica, porque ambas tem boa relação entre a qualidade de simulação e custo de fabrico. Há também uma extensão de 5 mm na extremidade para o encaixe nas molas.

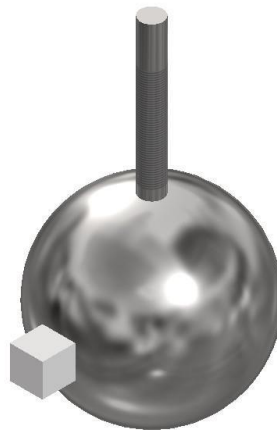


**Figura 2.22** - Simulação da maxila (Rodrigues, 2020).

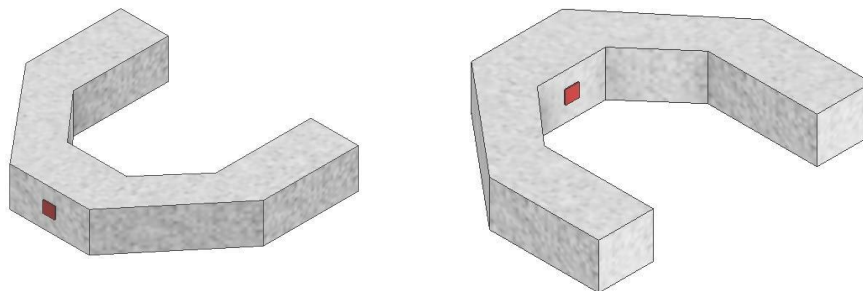


### 2.7.5. Sensores

Rodrigues, (2020) utiliza dois tipos de sensores, baseando-se numa das conclusões de Takeda *et al.*, (2004) que a melhor forma de obter um resultado mais próximo da realidade deve utilizar-se mais que um sensor, visto que o impacto avaliado por cada um é diferente. É utilizado um acelerómetro em detrimento de uma célula de carga, porque segundo Westerman *et al.*, (2002b) o acelerómetro permite uma visualização interna do impacto, uma vez que a aceleração e a força estão diretamente relacionadas. Os sensores utilizados são, então, um acelerómetro (Type 4520-001; BK; Triaxial CCLD; 10 MV/G), Figura 2.23, e dois extensómetros (1-RY81-1.5/120; HBM), Figura 2.24.



**Figura 2.23** - Acelerómetro acoplado ao objeto de impacto (Rodrigues, 2020).



**Figura 2.24** - Extensómetros aplicados à simulação de maxila na zona dos incisivos centrais (Rodrigues, 2020).

### 2.7.6. Molas

O sistema de molas, Figura 2.25, utilizado por Rodrigues, (2020), para simular o movimento da cabeça no momento do impacto têm duas molas com  $0,5 \text{ kg/mm}$  de constante de mola e  $16 \text{ mm}$  de deflexão máxima.

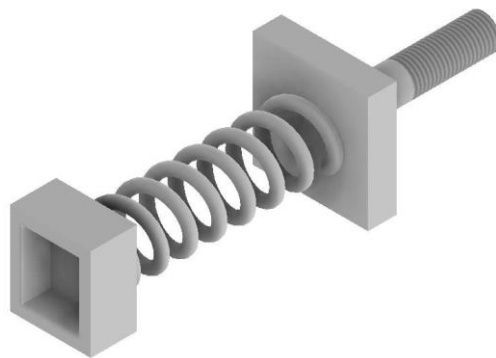


Figura 2.25 - Sistema de molas para simular o movimento da cabeça (Rodrigues, 2020).

Que serão apertadas ao suporte por uma porca sextavada, DIN EN 1661- M6.

### 2.7.7. Energia de Impacto

Segundo, (Godwin & Craig, 1968), uma das formas de obtermos a energia absorvida pelo protetor bucal é pelo ângulo de ressalto ( $\beta$ ), com a equação (2.1):

$$\%E_a = \frac{E_{imp} \times E_{res}}{E_{imp}} \times 100 \quad (2.1)$$

onde  $\%E_a$  é a percentagem de energia absorvida,  $E_{imp}$  é a energia de impacto, que pode ser calculada pela equação (2.2), e  $E_{res}$  é a energia de ressalto obtida pela equação (2.3).

$$E_{imp} = m \cdot g \cdot c \cdot (1 - \cos(\alpha)) \quad (2.2)$$

---

$$E_{imp} = m \cdot g \cdot c \cdot (1 - \cos(\beta)) \quad (2.3)$$

Sabendo que  $m$  é a massa da esfera,  $g$  a aceleração gravítica,  $c$  o comprimento entre o eixo de rotação do pêndulo e a esfera e  $\alpha$  o ângulo de lançamento. A massa do pêndulo e do acelerómetro foram desprezadas e  $m = 0,4 \text{ kg}$ ,  $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ ,  $c = 0,75 \text{ m}$  e  $\alpha$  é  $60^\circ$ ,  $75^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $120^\circ$ , então:

$$E_{imp,60^\circ} = 0,4 \cdot 9,81 \cdot 0,75 \cdot (1 - \cos(60^\circ)) = 1,47 \text{ J} \quad (2.4)$$

$$E_{imp,75^\circ} = 0,4 \cdot 9,81 \cdot 0,75 \cdot (1 - \cos(75^\circ)) = 2,18 \text{ J} \quad (2.5)$$

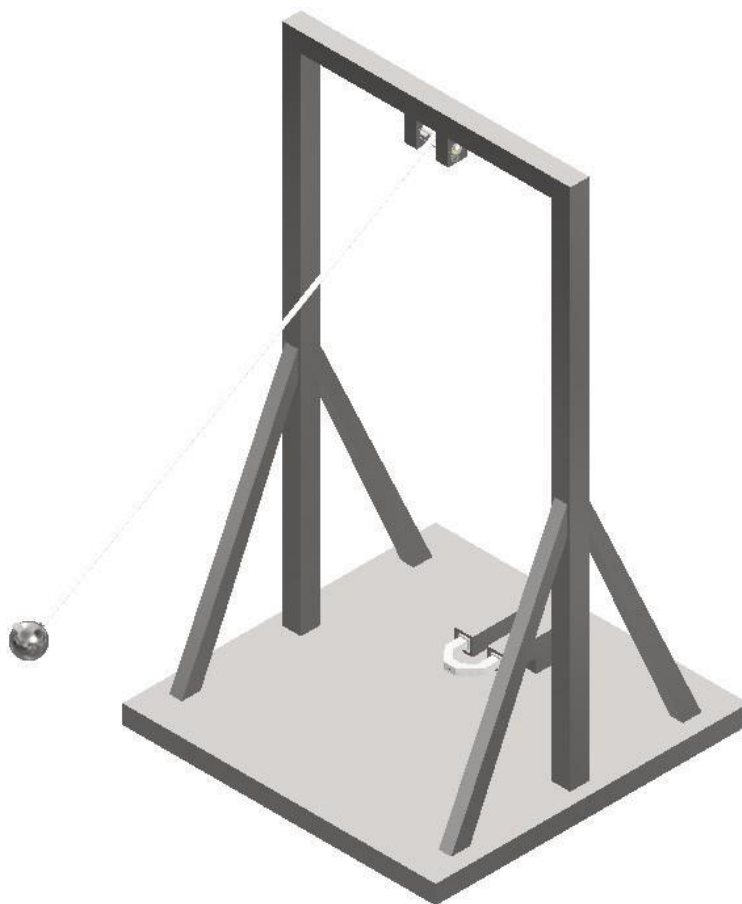
$$E_{imp,90^\circ} = 0,4 \cdot 9,81 \cdot 0,75 \cdot (1 - \cos(90^\circ)) = 2,94 \text{ J} \quad (2.6)$$

$$E_{imp,120^\circ} = 0,4 \cdot 9,81 \cdot 0,75 \cdot (1 - \cos(120^\circ)) = 4,41 \text{ J} \quad (2.7)$$

O valor máximo de energia gerado neste sistema é de 4,4 J por ser o valor de referência apresentado por estudos com Gomes, (2019)

### 2.7.8. Sistema final

A construção final do sistema desenvolvido por Rodrigues, (2020) é então o apresentado na Figura 2.26.



**Figura 2.26** - Sistema final desenvolvido por (Rodrigues, 2020).

### 3. PROCEDIMENTO

#### 3.1. Estrutura

Com a dissertação de Rodrigues, 2020 como base, o desafio principal passava por fazer uma prospeção de mercado para perceber o que existe, e que poderia ser utilizado na construção da estrutura.

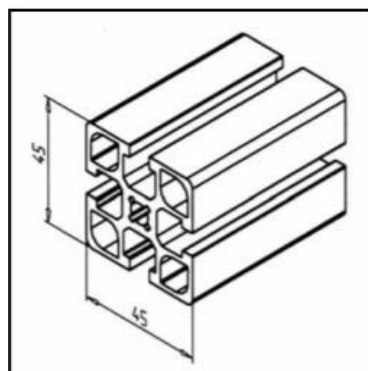
Após alguma análise e revisão da estrutura, concluiu-se que a melhor alternativa passaria por substituir todas as soldaduras da estrutura proposta por ligações aparafusadas, uma vez que estas permitem mais versatilidade e precisão.

Após a análise a todas as opções disponíveis no mercado, a escolha recaiu pelos perfis *MiniTec*<sup>®</sup>. Estes perfis, para além de um vasto leque de opções, são muito versáteis e de fácil utilização. Além de terem uma panóplia de equipamentos feitos para encaixar nestes perfis que podem ser úteis num futuro. São feitos de alumínio EN-AW-6063, com as propriedades apresentadas na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1** - Tabela de propriedades do Alumínio EN-AW-6063 (MiniTec Catalogue: Profiles Systems).

	<b>Valor</b>
<b>Densidade</b>	2750 $kg/m^3$
<b>Tensão de Rutura</b>	245 $MPa$
<b>Modulo de Elasticidade</b>	70 $GPa$

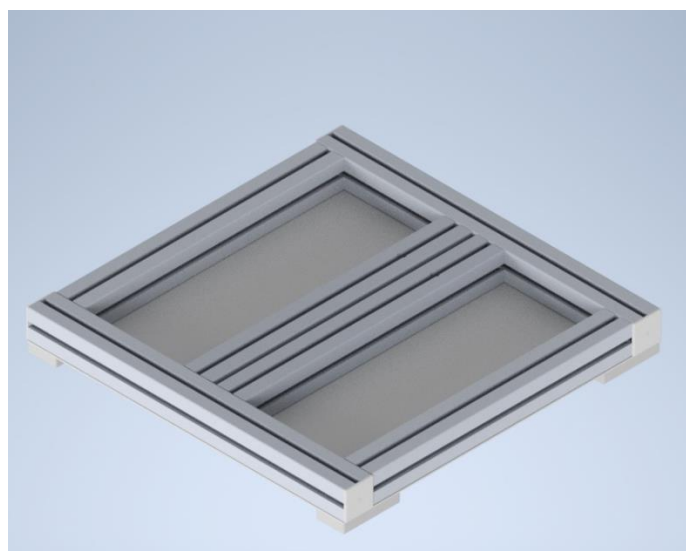
A escolha para a estrutura recaiu então para o perfil *MiniTec*<sup>®</sup>45 F, Figura 3.1.



TECHN. DATA / ITEMS SUPPLIED	
- Ix =	14,172 cm <sup>4</sup>
- Iy =	14,172 cm <sup>4</sup>
- wx =	6,298 cm <sup>3</sup>
- wy =	6,298 cm <sup>3</sup>
- Weight	2,005 kg/m

**Figura 3.1** - Características do perfil MiniTec® 45 F (MiniTec Catalogue: Profiles Systems).

Foi então projetado, inicialmente no Inventor® 2021 a base da estrutura, utilizando os perfis previamente escolhidos, Figura 3.2, é constituída por um caixilho com dois perfis incluídos no interior para a integração do suporte para a maxila, e na parte inferior está uma chapa de aço inoxidável com 5 mm de espessura.



**Figura 3.2** - Visualização da base do sistema de teste desenhado no programa Inventor® 2021.

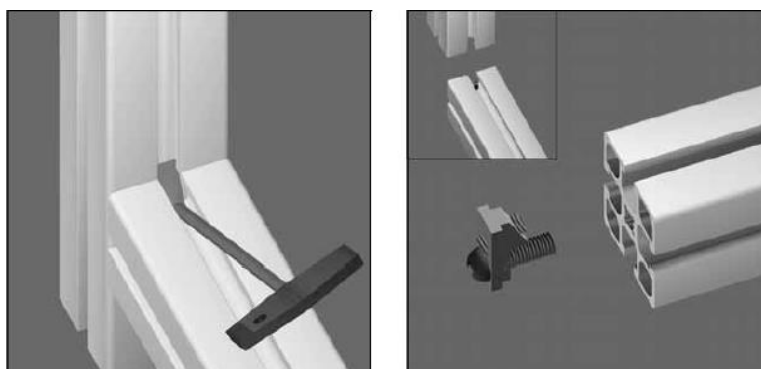
A chapa e os perfis estão unidos e fixados por placas base do mesmo fornecedor dos perfis (MiniTec®), estas placas possuem um furo roscado próprio para se encaixarem os pés.



**Figura 3.3** - Placa base e pé selecionado para a estrutura (MiniTec Catalogue: Profiles Systems).

Os pilares da estrutura, no trabalho de Rodrigues, 2020, eram em aço inoxidável e soldados à base. Neste projeto, foram substituídos por perfis *MiniTec*®45 F que são fixados à esquadria da base por ligações *PowerLock*, Figura 3.4, do mesmo fornecedor dos perfis.

Estes pilares tem um reforço, também ele um perfil *MiniTec*®45 F, que serve de suporte aos pilares. Estes estão fixos, à base e aos pilares por ligações aparafusadas, recomendadas e providas pelo fornecedor, Figura 3.5.



**Figura 3.4** - Ligação *PowerLock* usada para fixar os pilares à base (MiniTec Catalogue: Profiles Systems).



**Figura 3.5** - Ligação aparafusada entre os reforços e os pilares (<https://www.minitec.de/en/product/strengthening-element-45> acedido em 20/9/2021).

Por outro lado, a barra horizontal superior da estrutura está ligada aos pilares por um ângulo de montagem do mesmo fornecedor de modo a reforçar esta ligação. Este ângulo denomina-se *Angle 45-90 GD-Z*.



**Figura 3.6** - Visualização do ângulo de fixação da barra horizontal superior aos pilares no programa Inventor® 2021.

Dada as alterações efetuadas em toda a estrutura, foi necessário recriar uma forma de fixar a posição de lançamento do pêndulo, anteriormente esta fixação era feita por uma chaveta.

Assim, após aconselhamento do professor Luis Roseiro e pesquisa, concluiu-se que a melhor solução seria fixar o pêndulo a uma barra através de fio de nylon na posição



de maior ângulo de lançamento, Figura 3.7. Este sistema permite também mais flexibilidade na fixação do pêndulo em diversos ângulos que se pretenda.

O pêndulo encontra-se fixo à estrutura por um ângulo de fixação, Figura 3.7, de forma a reforçar a ligação. Entre as barras horizontal e vertical existe também um ângulo de fixação.

Pelo MiniTec Catalogue: Profiles Systems, sabe-se que a deflexão da barra horizontal superior pode ser calculada pela equação (3.2)

$$\delta = \frac{F \times l^3}{E \times I \times 48 \times 10^4} \quad (3.1)$$

Assim, sabendo que  $F$  é a força aplicada à barra,  $l$  é o comprimento,  $E$  o modulo de elasticidade e  $I$  o momento de inércia obtém-se:

$$\delta = \frac{3,968 \times 0,410^3}{70 \times 10^9 \times 1,4172 \times 10^{-7} \times 48 \times 10^4} = 5,743 \times 10^{-10} m \quad (3.2)$$

Para calcular a deflexão na barra que vai fixar o pêndulo no ponto de lançamento de maior ângulo recorre-se à Equação (3.3)

$$\delta = \frac{F \times l^3}{E \times I \times 3 \times 10^4} \quad (3.3)$$

$$\delta = \frac{3,968 \times 0,436^3}{70 \times 10^9 \times 1,4172 \times 10^{-7} \times 3 \times 10^4} = 1,106 \times 10^{-8} m \quad (3.4)$$

Como se pode observar os valores da deflexão são muito baixos, o que seria também de esperar com os resultados obtidos na análise de tensões de Rodrigues, 2020

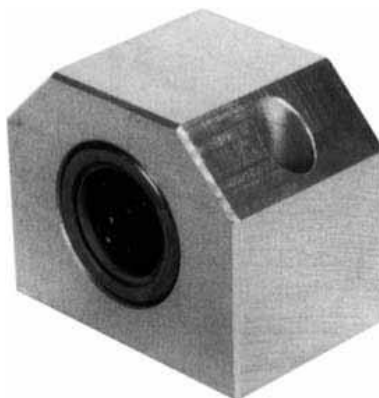


Figura 3.7 - Estrutura de fixação da posição de lançamento do pêndulo.

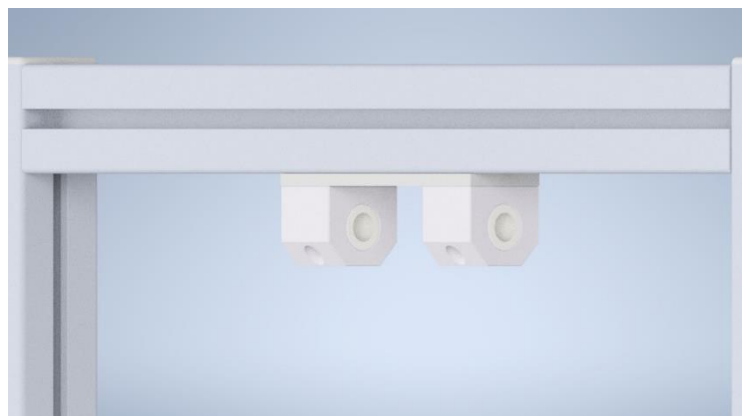
### 3.1.1. Casquilhos

No trabalho de Rodrigues, (2020) existem dois apoios, com um rolamento cada para suportar o pêndulo e manter o seu movimento de rotação, estes apoios eram soldados à estrutura.

Para substituir estes apoios, houve uma pesquisa por todos os equipamentos que a *MiniTec*<sup>®</sup> oferece para complementarem as estruturas que são feitas pelos seus perfis, e encontrou-se o casquilho *GCE 12*, Figura 3.8, que encaixa no perfil que se procurava. Em relação ao projetado anteriormente o pêndulo vai se encontrar ligeiramente mais próximo da parte superior, o que levou à introdução de uma placa de 5 mm para que o pêndulo conseguisse atingir o ângulo máximo de 120° sem embater na estrutura, Figura 3.9. Por outro lado, o diâmetro interno do casquilho é de 12 mm, o que levou à alteração do pêndulo já que este estava projetado para ser de 7 mm.



**Figura 3.8** - Casquilho GCE com esferas para o pêndulo (MiniTec Catalogue: Linear Systems).



**Figura 3.9** - Visualização dos casquilhos e a chapa no programa Inventor® 2021.

### 3.1.2. Pêndulo

O pêndulo desenvolvido por Rodrigues, (2020), Figura 2.17, era uma peça integral que unia a barra horizontal à barra vertical por uma solda que seria feita durante a montagem da estrutura.

Neste trabalho, como se pretende remover a soldaduras para se obter mais precisão, foi substituída a peça única por 3 peças. Uma barra de secção circular de 12mm de diâmetro, uma peça de união, APÊNDICE A, Figura 3.10, e uma barra de secção circular com 8 mm de diâmetro, com 15 mm de rosca em ambas extremidades para se fixar na peça de união e para aparafusar o objeto de impacto.

Estas alterações devem-se, para além da substituição das soldaduras, também ao facto de o diâmetro mínimo interno dos casquilhos disponibilizados pelo fornecedor ser de 12 mm.

Assim, a montagem final do pêndulo fica como mostra a Figura 3.11



Figura 3.10 - Visualização da chave do pêndulo no programa Inventor® 2021.

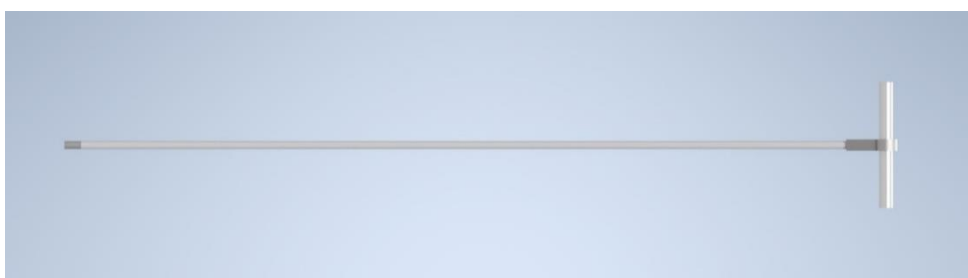


Figura 3.11 - Visualização do pêndulo montado no programa Inventor® 2021.

## 3.2. Objeto de impacto

### 3.2.1. Esfera

As alterações feitas ao objeto de impacto anteriormente proposto por (Rodrigues, 2020) foram baseadas nas sugestões para futuros trabalhos do autor. Assim, foi recalculada a energia gerada, mas tendo em conta o peso do pêndulo.

$$E_{120^{\circ}, sem\ pendulo} = 0,4 \times 9,81 \times 0,75 \times (1 - \cos(120^{\circ})) = 4,41 J \quad (3.5)$$

$$E_{120^{\circ}, com\ pendulo} = 0,48 \times 9,81 \times 0,75 \times (1 - \cos(120^{\circ})) = 5,3 J \quad (3.6)$$

Concluiu-se, então, que há um aumento de 20% na energia de impacto o que é um incremento considerável, pelo que foi necessário redimensionar quer o diâmetro da esfera, quer a extensão do pêndulo para que a energia gerada voltasse a ser os referidos 4,4 J.

Assim, avaliou-se que o diâmetro da esfera teria que ser de 42,4 mm, a que corresponde uma massa de 318g. Após pesquisa de mercado o diâmetro normalizado da esfera que há disponível, e mais aproximado do ideal, é de 42,862 mm, com a massa de 324g, o que dá uma energia gerada obtida na Equação (3.7)

$$E_{120,com\ pendulo} = (0,324 + 0,08) \times 9,81 \times 0,75 \times (1 - \cos(120^\circ)) = 4,45 J \quad (3.7)$$

Sendo apenas uma subida de 1% em relação à energia ideal de impacto.

### 3.3. Maxila

#### 3.3.1. Dentes

O trabalho de (Rodrigues, 2020) no que toca à simulação dos dentes era bastante simplista, logo, tendo por base o seu trabalho e o trabalho de Greasley & Karet, (1997) introduziram-se alguns detalhes no protótipo da maxila, Figura 3.12.

Primeiro foi introduzida uma borracha na parte superior dos dentes, de forma a criar o efeito da gengiva, pelo que se teve que de aumentar também a largura do gesso para que se pudesse fixar à borracha. De seguida, e aproveitando o facto dos dentes (simulados em gesso) terem a borracha para estarem fixos, incluiu-se uma separação de 1 mm entre 3 grandes blocos, que replicam os dentes, os incisivos, os caninos e pré-molares e os molares, APÊNDICE A.

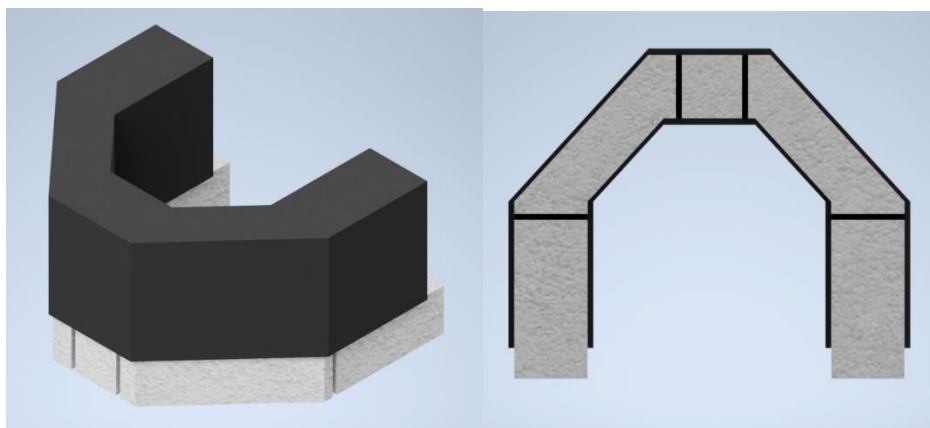


Figura 3.12 – Visualização do protótipo da maxila no programa Inventor® 2021.

### 3.3.2. Molas

O sistema de molas, Figura 3.13, não foi muito alterado em relação ao apresentado por Rodrigues, (2020), as molas mantêm as mesmas características e dimensões que propostas, APÊNDICE A,  $0,5 \text{ kg/mm}$  com  $16 \text{ mm}$  de deflexão máxima.

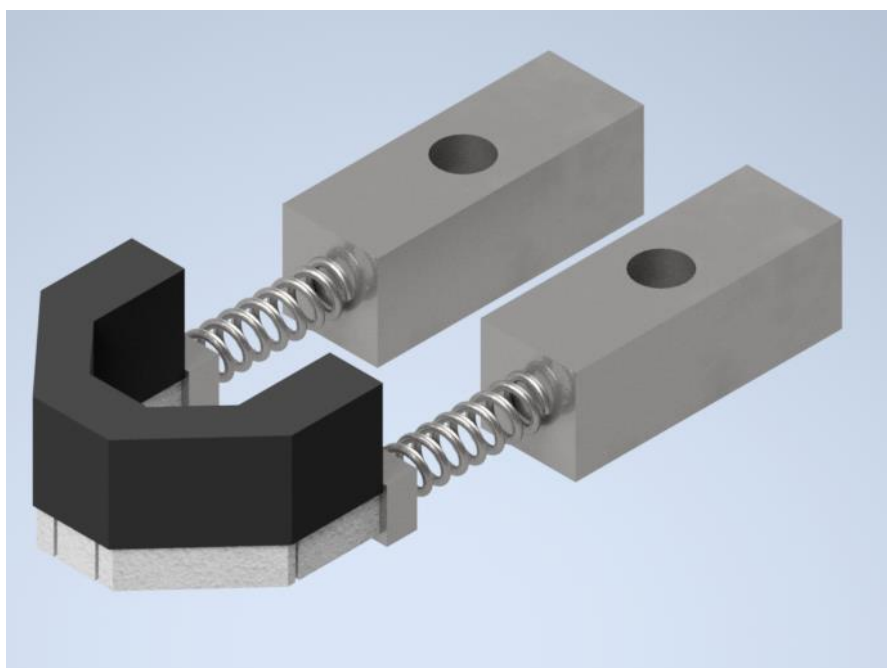


Figura 3.13 – Visualização do sistema de molas no programa Inventor® 2021.

### 3.4. Parafusos e porcas

O sistema de molas e de suporte à maxila é fixado à estrutura através de 2 parafusos M12×150, que tem uma porca extra alta M12 para segurar o sistema de molas à altura necessária, e permite o ajuste da altura e fixado por uma porca M12.



**Figura 3.14** -Parafusos aplicados na estrutura.

## **4. RESULTADOS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**

O plano estrutural e material deste projeto no mercado atual foi desafiante. A oferta não era muita, dada a especificidade de alguns componentes e, assim que contactados os fornecedores, mostravam-se reticentes em fornecer o material devido a ser em pequenas quantidades. A ausência de material no mercado levou a constantes alterações e adaptações no projeto, o que gerou constantes reconstruções e cálculos para garantir que todos os parâmetros se mantinham como requeridos. Após vários contactos, foi possível adquirir quase todos os componentes, faltando apenas as molas, visto que eram as que tinham mais especificações, no seu diâmetro, constante de mola e comprimento.

### **4.1. Resultados**

Durante a construção as adaptações também foram surgindo, pequenos detalhes que facilitaram o acesso quer a material, quer em termos de melhorias estéticas da estrutura sem nunca alterar nada que comprometesse os valores pretendidos, tendo sido obtida a estrutura final, Figura 4.1.





**Figura 4.1 - Estrutura final obtida.**

Durante a montagem da estrutura surgiu um obstáculo inesperado, e que até ao momento ainda não houve capacidade de resolução, o material da esfera, Figura 4.2. A esfera, por ser num aço com crómio, apresenta um módulo de rigidez de valor muito elevado, pelo que mostrou resistência à perfuração com as brocas disponíveis no departamento e, assim tornou impossível completar a estrutura.



**Figura 4.2 - A resistência à perfuração por parte da esfera.**

Como se pode ver na Figura 4.3, foram tentadas 3 brocas diferentes que acabaram com o mesmo desfecho, todas elas com a ponta danificada.



**Figura 4.3** - As 3 brocas utilizadas e o dano causado nas mesmas pela esfera.

## **4.2. Sugestões para futuros trabalhos**

Para trabalhos futuros sugere-se adquirir uma esfera já furada, ou aquecer o material de forma a baixar a sua resistência mecânica para se conseguir perfurar. Substituir o material da esfera também pode ser uma possibilidade, mas isso iria obrigar a redimensionar a esfera e por sua vez a refazer os cálculos da energia de impacto. Seria importante também procurar alternativas para os arietes visto que ambos estão dimensionados para o mesmo material da esfera.

Dado o desenho atual da estrutura seria importante pensar numa solução para ter teste em vários ângulos de lançamento como pensado em trabalhos anteriores. Assim, como uma forma de testar o impacto em diferentes zonas da maxila, não só frontal.

Como também referido no trabalho de (Rodrigues, 2020), seria interessante procurar uma forma de o teste ser realizado nas condições de temperatura e humidade da boca.

---

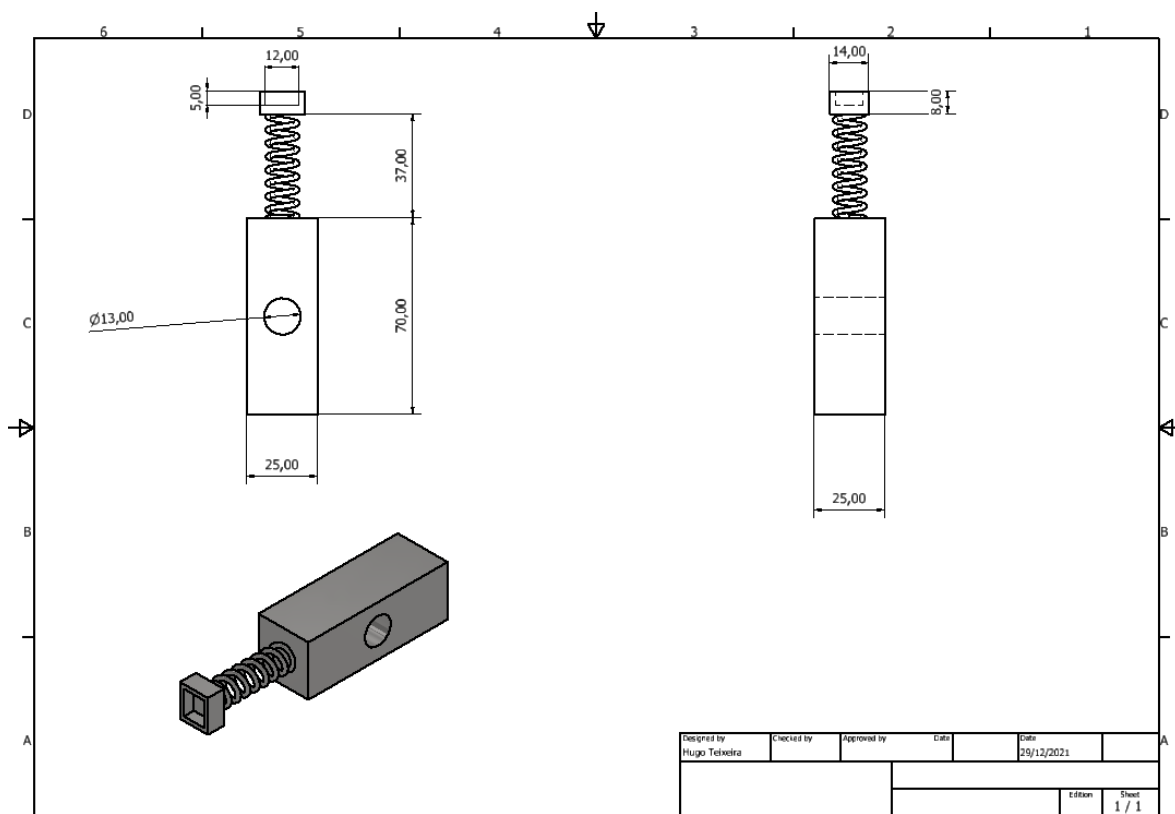
## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bemelmans, P., & Pfeiffer, P. (2000). *Orthopedics and Clinical Science*.
- Bishop, B. M., Davies, E. H., & von Fraunhofer, J. A. (1985). *Materials for mouth protectors*. 256–261.
- Bochnig, M. S., Oh, M. J., Nagel, T., Ziegler, F., & Jost-Brinkmann, P. G. (2017). Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. *Dental Traumatology*, 33(3), 205–213. <https://doi.org/10.1111/edt.12324>
- Cavalleri, G., Zerman, N., & Cavalleri, G. (1995). Endodontics & Dental Traumatology Traumatic crown fractures in permanent incisors with immature roots: a foilow-up study. *Endod Dent Traumatol*, 11, 294–296.
- Chapman, P. J. (1986). The bimaxillary mouthguard: a preliminary report of use in contact sports. *Australian Dental Journal*, 31(3), 200–206. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1986.tb01200.x>
- Chapman, P. J. (1989). Mouthguards and the role of Sporting Team Dentists. *Australian Dental Journal*, 34(1), 36–43. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1989.tb03003.x>
- Chowdhury, R. U., Churei, H., Takahashi, H., Wada, T., Uo, M., Fukasawa, S., Abe, K., Shahrin, S., & Ueno, T. (2014). Combined analysis of shock absorption capability and force dispersion effect of mouthguard materials with different impact objects. *Dental Materials Journal*, 33(4), 551–556. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-061>
- Davis, G. T., & Knott, S. C. (1984). Dental trauma in Australia. *Australian Dental Journal*, 29(4), 217–221. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.1984.tb06059.x>
- de Wet, F. a., Heyns, M., & Pretotius, J. (1999). Shock absorption potential of different mouth guard materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 301–306.
- Fukasawa, S., Churei, H., Chowdhury, R. U., Shirako, T., Shahrin, S., Shrestha, A., Wada, T., Uo, M., Takahashi, H., & Ueno, T. (2016). Difference among shock-absorbing capabilities of mouthguard materials. *Dental Traumatology*, 32(6), 474–479. <https://doi.org/10.1111/edt.12275>
- Godwin, W. C., & Craig, R. G. (1968). Stess transmitted through mouth protectors. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 77(6), 1316–1320. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1968.0363>
- Going, R. E., Loehman, R. E., & Chan, M. S. (1974). Mouthguard materials: their physical and mechanical properties. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 89(1), 132–138. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1974.0354>
- Gomes, I. (2019). *Avaliação numérica da resistência ao impacto de diferentes protetores bucais para uso desportivo*. Projeto de MIEBIOMED, da Universidade de Coimbra
- Gould, T. E., Piland, S. G., Caswell, S. v., Ranalli, D., Mills, S., Ferrara, M. S., & Courson, R. (2016). National athletic trainers' association position statement: Preventing and managing sport-related dental and oral injuries. *Journal of Athletic Training*, 51(10), 821–839. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.8.01>
- Greasley, A., & Karet, B. (1997). Towards the development of a standard test procedure for mouthguard assessment. *British Journal of Sports Medicine*, 31(1), 31–35. <https://doi.org/10.1136/bjism.31.1.31>

- Hickey, J. C., Morris, A. L., Carlson, L. D., & Seward, T. E. (1967). The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 74(4), 735–740. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1967.0145>
- Hoffmann, J., Alfter, G., Rudolph, N., & Göz, G. (1999). *Experimental comparative study of various mouthguards*. 15, 127–163.
- Knapik, J. J., Marshall, S. W., Lee, R. B., Darakjy, S. S., Jones, S. B., Mitchener, T. A., Delacruz, G. G., & Jones, B. H. (2007). Mouthguards in Sport Activities History, Physical Properties and Injury Prevention Effectiveness. In *Sports Med* (Vol. 37, Issue 2).
- Low, D., Sumii, T., Swain, M. v, Ishigami, K., & Takeda, T. (2002). *Instrumented indentation characterisation of mouth-guard materials*. [www.elsevier.com/locate/dental](http://www.elsevier.com/locate/dental)
- Maeda, M., Takeda, T., Nakajima, K., Shibusawa, M., Kurokawa, K., Shimada, A., Takayama, K., & Ishigami, K. (2008). *In Search of Necessary Mouthguard Thickness. Part I: From the Viewpoint of Shock Absorption Ability*.
- McCrory, P. (2001). Do mouthguards prevent concussion? In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 35, Issue 2, pp. 81–82). <https://doi.org/10.1136/bjism.35.2.81>
- Milward, P. J., & Jagger, R. G. (1995). *Heat-cured silicone bimaxillary mouthguard. MiniTec Catalogue: Linear Systems*. (n.d.).  
*MiniTec Catalogue: Profiles Systems*. (n.d.).
- Mohamed, N., Grobler, S., Basson, N., Osman, Y., & Mulder, R. (2017). *A comparative study to determine the shock absorption ability of two popular mouth guards available on the South African market*. 68–71.
- Park, J. B., Shaull, K. L., Overton, B., & Donly, K. J. (1994). Improving mouthguards. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 373–380.
- Reza, F., Churei, H., Takahashi, H., Iwasaki, N., & Ueno, T. (2014). Flexural impact force absorption of mouthguard materials using film sensor system. *Dental Traumatology*, 30(3), 193–197. <https://doi.org/10.1111/edt.12068>
- Rodrigues, S. (2020). *Avaliação experimental da resistência ao impacto de protetores bucais para uso desportivo*. Dissertação de Mestrado, DEM, Universidade de Coimbra
- Sane, J. (1988). *Comparison of maxillofacial and dental injuries in four contact team sports: American football, bandy, basketball, and handball*. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(6), 647–652. <https://doi.org/10.1177/036354658801600616>
- Stenger, J. M., Lawson, E. A., Wright, J. M., & Ricketts, J. (1964). Mouthguards: Protection against shock to head, neck and teeth. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 69(3), 273–281. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1964.0290>
- Takeda, T., Ishigami, K., Jun, H., Nakajima, K., Shimada, A., & Ogawa, T. (2004). *The influence of the sensor type on the measured impact absorption of mouthguard material*.
- Takeda, T., Ishigami, K., Shinataro, K., Nakajima, K., Shimada, A., & Regner, CW. (2004). *The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material*.
- Tuna, E. B., & Ozel, E. (2014). Factors affecting sports-related orofacial injuries and the importance of mouthguards. In *Sports Medicine* (Vol. 44, Issue 6, pp. 777–783). Adis International Ltd. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0167-9>

- Westerman, B., Stringfellow, P. M., & Eccleston, J. A. (2002a). Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. In *Br J Sports Med* (Vol. 36). <http://bjsm.bmj.com/>
- Westerman, B., Stringfellow, P. M., & Eccleston, J. A. (2002b). EVA mouthguards: how thick should they be? *Dental Traumatology*, *18*, 24–27.
- Woodmansey, K. F. (1997). Athletic mouth guards prevent orofacial injuries. *Journal of the American College Health Association*, *45*(4), 179–182. <https://doi.org/10.1080/07448481.1997.9936880>





FiguraA.2 – Suporte para o protótipo de maxila em 2D no Inventor® 2021.

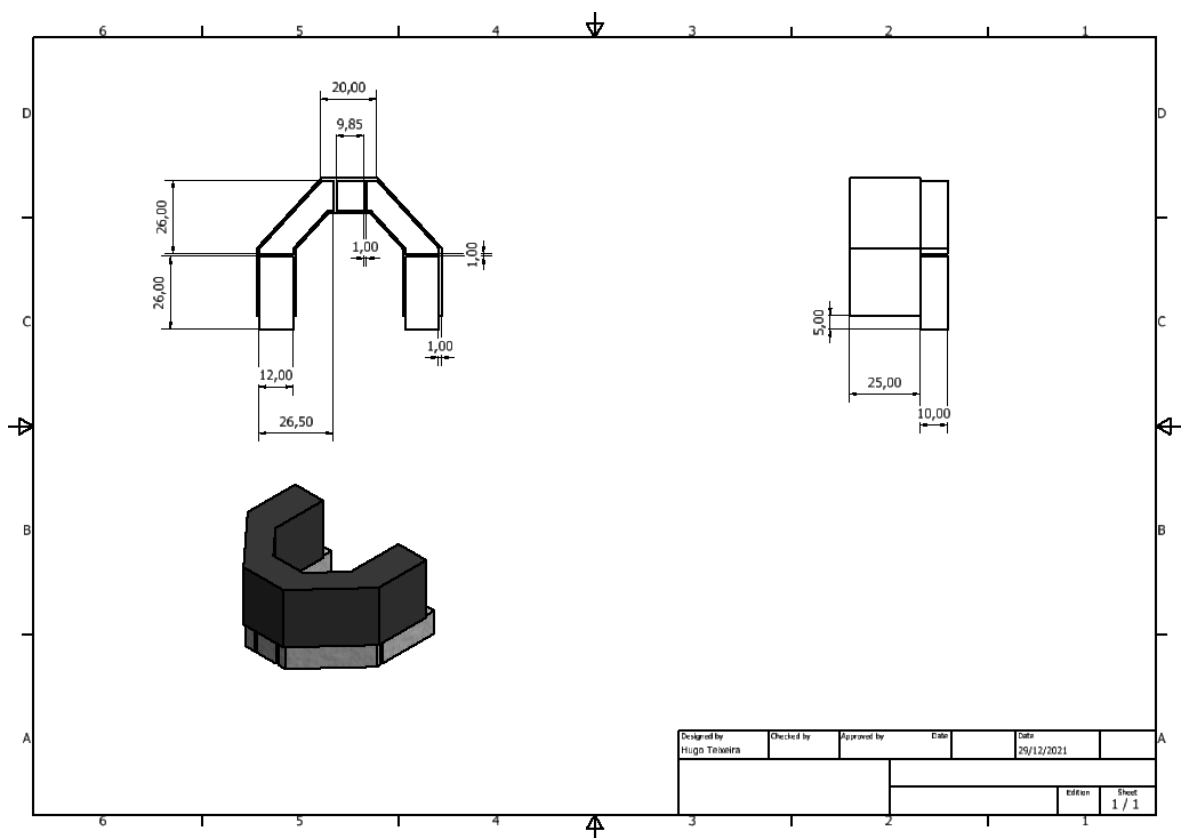


Figura A.3 – Protótipo da maxila em 2D no Inventor® 2021.