



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Sérgio Rafael Pascoal Rodrigues

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA
AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DA RESISTÊNCIA
AO IMPACTO DE PROTETORES BUCAIS PARA O
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 2020

1 2



9 0

FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Desenvolvimento de dispositivo para avaliação experimental da resistência ao impacto de protetores bucais para o uso desportivo

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

Device development for experimental evaluation of the impact resistance of mouthguards for sports use

Autor

Sérgio Rafael Pascoal Rodrigues

Orientadores

Ana Paula Betencourt 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 Betencourt Martins
 Amaro
 Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra

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

Coimbra, Outubro, 2020

Aos meus pais.

Agradecimentos

Antes de mais quero agradecer às minhas orientadoras, a Professora Ana Amaro e a Professora Ana Messias, que sempre ajudaram na procura de ideias e soluções para este projeto que, sem elas, não seria possível. Agradecer, também, ao Professor Luís Roseiro pela disponibilidade em esclarecer algumas dúvidas e transmitir conhecimentos imprescindíveis para a realização deste trabalho. Aos meus pais, que ao longo de todo o curso, sempre estiveram presentes, me apoiaram e nunca deixaram que nada me faltasse. Por fim, não posso deixar de mencionar as pessoas que sempre estiveram por perto ao longo destes cinco anos de muita luta, esforço e, por vezes, alguma frustração, à Inês, ao Rafael e ao Miguel, obrigado por tudo.

Resumo

O objetivo deste trabalho é a projeção de um sistema de pêndulo que permita avaliar a resistência ao impacto dos protetores bucais para o uso desportivo. Cada vez mais, os desportos se estão a tornar mais competitivos, sendo necessário recorrer ao uso de proteção adequada, por forma a evitar lesões orofaciais. Para isso, é primordial fazer uma avaliação aos protetores bucais, com uma boa aproximação de um impacto real, para obter resultados fiáveis. Deste modo, este sistema contém objetos de impacto com formas distintas, que permitem avaliar o protetor bucal, consoante o desporto para o qual será usado. O mesmo contém, ainda, um sistema de molas que permite simular o movimento da cabeça de um atleta ao impacto. A avaliação poderá ser feita para diferentes energias de impacto, mediante os ângulos de lançamento do pêndulo permitidos. Este sistema foi projetado com a finalidade de atingir a energia de impacto de 4,4 J, uma vez que é um valor já conhecido na literatura aberta. Os sensores aplicados, por forma a obter resultados sobre o impacto, são um acelerómetro, aplicado aos objetos de impacto, e dois extensómetros, aplicados aos dentes da maxila simulada. Foram feitas análises de tensão, tanto à estrutura de base como ao pêndulo, por forma a garantir que estes componentes estariam capacitados para suportar a carga para a qual serão solicitados durante os testes aos protetores bucais. Todo este processo foi possível com as sucessivas alterações, que aparecem discriminadas ao longo deste trabalho. Conclui-se assim que o sistema cumpre os requisitos necessários para produzir o impacto desejado e conseguir avaliar o desempenho dos protetores bucais. Todos os componentes foram desenhados em Inventor, um programa computacional onde podem ser desenhados protótipos virtuais tridimensionais, e devidamente detalhados em 2D, para que seja possível a construção deste sistema de pêndulo.

Palavras-chave: Impacto, Sistema de pêndulo, Protetor bucal, Biomecânica orofacial.

Abstract

The objective of this project is to design a pendulum system which assesses the resistance to impact of mouthguards to be used in sports. Sports are becoming more and more competitive and adequate protection is required in order to avoid orofacial injuries. Having this in mind, a reliable assessment of the mouthguards is achieved through the consideration of scenarios that resemble real impacts. The designed system contains impact objects with different shapes to address the various sports the mouthguard can be used in. It also contains a spring system that allows to simulate the movement of an athlete's head on impact. The assessment can be made for different impact energies in accordance with the permitted pendulum launch angles. This system was designed with the purpose of reaching the impact energy of 4,4 J, since it is a value already known in the open literature. An accelerometer, applied to the impact objects, and two strain gauges, applied to the teeth of the simulated jaw, compose the proposed system. Stress analyzes were made, both to the structure and to the pendulum, to guarantee that these components would be able to support the load for which they will be requested during the tests on the mouthguards. This whole process was possible with the successive changes, which appear broken down throughout this work. It is concluded that the system meets the necessary requirements to produce the desired impact and to be able to evaluate the performance of mouthguards. All components were designed in Inventor, a computer program where three-dimensional virtual prototypes can be designed, and duly detailed in 2D, so that it is possible to build this pendulum system.

Keywords Impact, Pendulum system, Mouthguard, Orofacial biomechanics.

Índice

| | |
|--|------|
| Índice de Figuras | ix |
| Índice de Tabelas | xiii |
| Simbologia e Siglas | xv |
| Simbologia..... | xv |
| Siglas | xv |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2. ESTADO DE ARTE..... | 3 |
| 2.1. História do Protetor Bucal | 3 |
| 2.2. Tipos de Protetores Bucais | 4 |
| 2.3. Protetor Bucal | 7 |
| 2.3.1. Propriedades | 7 |
| 2.3.2. <i>Design</i> | 8 |
| 2.3.3. Materiais | 8 |
| 2.4. Tipos de teste ao impacto..... | 8 |
| 2.5. Maxilar e dentes..... | 11 |
| 2.5.1. A sua composição..... | 11 |
| 2.5.2. Simulações..... | 12 |
| 2.6. Métodos de avaliação da resistência ao impacto | 16 |
| 2.6.1. Sensores | 16 |
| 2.6.2. Ângulo de ressalto | 20 |
| 2.6.3. Deflexão dos dentes..... | 21 |
| 2.7. Aspectos que influenciam absorção de energia | 22 |
| 2.7.1. Características físicas dos objetos de impacto..... | 22 |
| 2.7.2. Tipo de sensor usado | 24 |
| 2.7.3. Espessura do protetor bucal..... | 25 |
| 2.7.4. Tipo de material do protetor bucal | 26 |
| 2.7.5. Temperatura..... | 27 |
| 3. DESENVOLVIMENTO CONCEPTUAL | 29 |
| 3.1. Estrutura..... | 29 |
| 3.2. Rolamentos | 33 |
| 3.3. Pêndulo | 34 |
| 3.4. Objetos de impacto | 36 |
| 3.5. Maxila | 38 |
| 3.6. Sensores | 40 |
| 3.7. Mola..... | 42 |
| 3.8. Porca | 43 |
| 3.9. Chave | 44 |
| 3.10. Energia de impacto..... | 44 |
| 3.11. Análise de Tensões..... | 45 |
| 3.11.1. Estrutura..... | 45 |
| 3.11.2. Pêndulo | 47 |
| 3.12. Sistema completo | 48 |

| | |
|---|----|
| 4. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS..... | 51 |
| 4.1. Sugestões para trabalhos futuros | 51 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 53 |
| APÊNDICE A | 57 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1. Protetor bucal do tipo <i>stock</i> (https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/ acessado a 24/09/20). | 4 |
| Figura 2.2. Protetor bucal do tipo <i>mouth-formed</i> (https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/ acessado a 24/09/20). | 5 |
| Figura 2.3. Protetor bucal do tipo <i>custom-made</i> (https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/ acessado a 24/09/20). | 5 |
| Figura 2.4. Protetor bucal bimalixar. Adaptado de (https://souesportista.decathlon.com.br/tipos-de-protetor-bucal-para-os-esportes-de-combate/ acessado a 15/10/20). | 6 |
| Figura 2.5. Sistema de teste ao impacto por pêndulo. Adaptado de (Bochnig <i>et al.</i> , 2017).. | 9 |
| Figura 2.6. Sistema de teste ao impacto por queda-livre (Reza <i>et al.</i> , 2014). | 10 |
| Figura 2.7. Constituição do Maxilar superior. Adaptado de (https://gengiva.com/artigos/5-tipos-de-dentes-e-suas-funcoes acessado a 17/09/20)..... | 11 |
| Figura 2.8. Constituição dos dentes. Adaptado de (https://teleodontologiauea.wordpress.com/2017/05/29/estrutura-do-dente acessado a 17/09/20)..... | 11 |
| Figura 2.9. Modelo de maxila em aço inoxidável com dente pivotado (Bochnig <i>et al.</i> , 2017)..... | 12 |
| Figura 2.10. Sistema de pêndulo equipado com um modelo de maxila num arco de PMMA com dentes de resina substituíveis (Bemelmans & Pfeiffer, 2001)..... | 13 |
| Figura 2.11. Modelo de maxila num arco de borracha com um compósito fotopolimerizável e dentes de gesso. Adaptado de (Greasley & Karet, 1997). | 14 |
| Figura 2.12. Simulação do movimento do pescoço ao impacto (de Wet <i>et al.</i> , 1999). | 15 |
| Figura 2.13. Simulação do movimento máximo da cabeça ao impacto (Greasley & Karet, 1997; Warnet & Greasley, 2001). | 16 |
| Figura 2.14. Três células de carga afastadas a 120° (Reza <i>et al.</i> , 2014)..... | 17 |
| Figura 2.15. Posição dos sensores no teste de pêndulo. Adaptado de (Takeda, <i>et al.</i> , 2004a). | 17 |
| Figura 2.16. Célula de carga integrada no objeto de impacto (Warnet & Greasley, 2001). | 18 |
| Figura 2.17. Exemplo da dinâmica de um impacto. Adaptado de (B. Westerman <i>et al.</i> , 2002)..... | 18 |
| Figura 2.18. Aplicação do acelerómetro na maxila e extensómetros nos dentes. Adaptado de (Takeda <i>et al.</i> , 2006)..... | 19 |
| Figura 2.19. Exemplo de um diagrama de tensão (dois impactos) (Bemelmans & Pfeiffer, 2001)..... | 20 |

| | |
|---|----|
| Figura 2.20. Representação do ângulo de ressalto. Adaptado de (Takeda <i>et al.</i> , 2004a).... | 21 |
| Figura 2.21. Resultado dos picos de força de sete objetos de impacto diferentes com e sem proteção. Adaptado de (Takeda, <i>et al.</i> , 2004b). | 23 |
| Figura 2.22. Resultados da capacidade de absorção de sete objetos de impacto diferentes. Adaptado de (Takeda, <i>et al.</i> , 2004b). | 24 |
| Figura 2.23. Resultados dos três sensores diferentes. Adaptado de (Takeda, <i>et al.</i> , 2004a). | 25 |
| Figura 3.1. Estrutura inicial do sistema de pêndulo. | 29 |
| Figura 3.2. Suporte para manter imóvel a maxila. | 30 |
| Figura 3.3. Suporte de maxila com aplicação de molas para simular o movimento da cabeça ao impacto. | 30 |
| Figura 3.4. Sistema de mola desmontável para substituição da mesma..... | 31 |
| Figura 3.5. Conexão entre o suporte do pêndulo, rolamentos e pêndulo. | 31 |
| Figura 3.6. Encaixe da chave no suporte e no pêndulo que permite a precisão no lançamento. | 32 |
| Figura 3.7. Estrutura final do sistema de pêndulo..... | 33 |
| Figura 3.8. Rolamento rígido de esferas (https://www.skf.com/pt/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-W%20607 acedido a 5/10/20). | 34 |
| Figura 3.9. Primeiro projeto do pêndulo com objeto de impacto integrado..... | 34 |
| Figura 3.10. Extremidade superior do pêndulo com uma pequena furação para uma chave que permite um lançamento preciso no ângulo pretendido..... | 35 |
| Figura 3.11. Extremidade inferior do pêndulo roscada para permitir a alteração dos diferentes objetos de impacto..... | 36 |
| Figura 3.12. Esfera em aço inoxidável com raio de 22,7 mm..... | 37 |
| Figura 3.13. Aríete em aço inoxidável com superfície plana de 15 mm de diâmetro..... | 37 |
| Figura 3.14. Aríete em aço inoxidável com ponta bicuda..... | 38 |
| Figura 3.15. Simulação inicial da maxila. | 39 |
| Figura 3.16. Simulação final da maxila..... | 39 |
| Figura 3.17. Medidas usadas na simulação da maxila. | 40 |
| Figura 3.18. Extensómetro aplicado na parte externa dos incisivos centrais. | 41 |
| Figura 3.19. Extensómetro aplicado na parte interna dos incisivos centrais..... | 41 |
| Figura 3.20. Acelerómetro aplicado no objeto de impacto (neste caso na esfera). | 42 |
| Figura 3.21. Mola soldada a dois blocos, um com furação para aplicação da maxila simulada e outro, com um veio roscado para fixar ao suporte..... | 43 |
| Figura 3.22. Porca sextavada retirada do centro de conteúdo do Inventor. | 43 |

| | |
|--|----|
| Figura 3.23. Chave que permite um lançamento exato do pêndulo. | 44 |
| Figura 3.24. Análise de tensão à estrutura em aço inoxidável. | 46 |
| Figura 3.25. Configuração da malha para a estrutura e para o pêndulo. | 46 |
| Figura 3.26. Falha na análise de tensão do pêndulo em nylon. | 47 |
| Figura 3.27. Análise de tensão ao pêndulo em liga de alumínio 6061. | 48 |
| Figura 3.28. Modelo final do sistema de pêndulo completo. | 49 |
| Figura A.1. Plataforma base com suporte de mandíbula em 2D no Inventor. | 57 |
| Figura A.2. Pilares com suporte de pêndulo em 2D no Inventor. | 58 |
| Figura A.3. Pêndulo em 2D no Inventor. | 59 |
| Figura A.4. Esfera em 2D no Inventor. | 60 |
| Figura A.5. Aríete com ponta plana em 2D no Inventor. | 61 |
| Figura A.6. Aríete pontiagudo em 2D no Inventor. | 62 |
| Figura A.7. Sistema de mola em 2D no Inventor. | 63 |
| Figura A.8. Chave em 2D no Inventor. | 64 |

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1. Massa e dureza dos objetos de impacto. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004b).23

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

α – Ângulo de lançamento

β – Ângulo de ressalto

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

E_a – Energia absorvida

E_e – Energia elástica

E_{imp} – Energia de impacto

g – Aceleração gravítica

K_{1c} – Tenacidade à fratura

m – Massa

Siglas

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

CAD – *Computer Aided Design*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

EVA – *Ethylene-vinyl acetate*

NCAA – *National Collegiate Athletic Association*

PMMA – *Polymethylmethacrylate*

PVA – *Polyvinyl acetate*

PVC – *Polyvinylchloride*

1. INTRODUÇÃO

A condição oral de um atleta é de extrema importância, porque qualquer trauma oral pode influenciar o desempenho e o rendimento do mesmo. Os traumas orais podem ser tão graves, ao ponto de impossibilitar a realização de tarefas tão simples como falar, comer e, até mesmo, respirar. A prática desportiva é causadora de cerca de 33% das lesões dentárias ocorridas em todo o mundo (Dhillon *et al.*, 2014).

Para além das lesões dentárias, existe, também, grande possibilidade do atleta contrair uma concussão cerebral. Como muitas das lesões na região da boca e do cérebro são irreversíveis, ou de tratamento árduo, e podem conduzir a uma longa recuperação, o que induz a seus custos elevados, é essencial prevenir estas lesões, por exemplo, pelo uso do protetor bucal adequado (Knapik *et al.*, 2007).

Inicialmente, os protetores bucais não foram bem aceites pelos atletas por causar desconforto, problemas de respiração e comunicação, má disposição, entre outros. Contudo, o trabalho de consciencialização dos médicos, preparadores físicos e, até, treinadores tem ajudado no uso regular de proteção adequada. As consecutivas melhorias, a nível de proteção, conforto e biocompatibilidade têm, também, ajudado ao uso frequente do protetor bucal (Newsome *et al.*, 2001).

Para que estas melhorias sejam contínuas é necessário avaliar o desempenho dos protetores bucais. O ideal seria fazer estudos *in vivo* aos protetores bucais, de modo a obter resultados concretos. Contudo, isto não é realizável devido à possibilidade de colocar em risco a integridade física dos voluntários (Reza *et al.*, 2014).

Assim, o objetivo fundamental deste projeto passa pela criação de um sistema de teste, para avaliação da resposta ao impacto, aos protetores bucais, que reproduza com a maior aproximação possível as condições reais durante a prática desportiva.

Este trabalho está dividido em 4 capítulos, sendo este o primeiro, Introdução, onde é feito um enquadramento do tema, as causas que levam à sua realização e o objetivo do mesmo. O segundo capítulo é o Estado de Arte, onde é feita uma revisão bibliográfica sobre o tema em questão, transmitindo ao leitor os avanços científicos até agora conhecidos e divulgados, bem como os termos e conceitos necessários para uma melhor compreensão deste estudo. O terceiro capítulo, denominado Procedimentos, transcreve a sucessão do

trabalho realizado, por forma a chegar ao objetivo final. O quarto e último capítulo apresenta as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

2. ESTADO DE ARTE

2.1. História do Protetor Bucal

Os primeiros protetores bucais surgiram no século XX devido à imprescindibilidade de proteção bucal dos praticantes de boxe. Estes eram constituídos por um pedaço de borracha aplicado ao maxilar superior. Como eram demasiado simples não se encaixavam corretamente na dentição, pelo que se desprendiam com facilidade, sujeitando, assim, o atleta a uma baixa proteção e risco de o engolir. Por estes motivos, que colocavam em risco a saúde dos atletas, os protetores bucais foram proibidos na altura (Knapik et al., 2007).

No ano de 1962, a *National Collegiate Athletic Association* (NCAA) obrigou o uso de protetor bucal a todos os atletas de rugby do ensino médio. Antes do uso ser obrigatório, estimava-se que 50% das lesões no rugby universitário eram lesões orofaciais. Após o uso obrigatório do protetor bucal, a taxa de lesões orofaciais baixou para 1,4% (Rechner, 1973; Sane, 1988).

Os protetores bucais têm como principal objetivo reduzir várias lesões orofaciais, como dentes fraturados, lesões nos tecidos moles, fraturas ósseas e concussões cerebrais (Westerman *et al.*, 2002a). No estudo realizado por (Hickey *et al.*, 1967), onde foi aplicado um golpe no queixo de cadáveres, com o intuito de perceber se os protetores bucais tinham algum sucesso na prevenção de concussões cerebrais, ficou provado que houve uma redução na pressão intracraniana, ou seja, uma força de impacto menor no cérebro.

Embora o risco de lesões orofaciais seja maior onde existe contacto corporal (Dhillon *et al.*, 2014), o elevado número de atividades desportivas, que não envolvem contacto corporal, apresentadas nos dias de hoje, como patinagem, skate, *downwill*, entre outras, obriga, também, cada vez mais à procura de proteção adequada (Bemelmans & Pfeiffer, 2001; Hoffmann *et al.*, 1999).

2.2. Tipos de Protetores Bucais

Segundo a *American Society for Testing and Materials* (ASTM), existem três tipos de protetores bucais: *stock*, *mouth-formed* e *custom-made* (Chalmers, 1998; Chowdhury *et al.*, 2014).

Os protetores do tipo *stock*, Figura 2.1, são comprados prontos a usar, existindo uma pequena diversidade de medidas para escolha (Newsome *et al.*, 2001).



Figura 2.1. Protetor bucal do tipo *stock* (<https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/> acessido a 24/09/20).

Os protetores bucais do tipo *mouth-formed* ou, também designados por *boil-and-bite*, representados na Figura 2.2, são, como o nome indica, formados pela mordida da boca do usuário. Primeiramente, são colocados em água quente para ficarem moldáveis, depois

formam-se na boca com a mordida dos dentes e pressão auxiliada pelos dedos, língua e bochecha (Newsome *et al.*, 2001; Westerman *et al.*, 2002b).

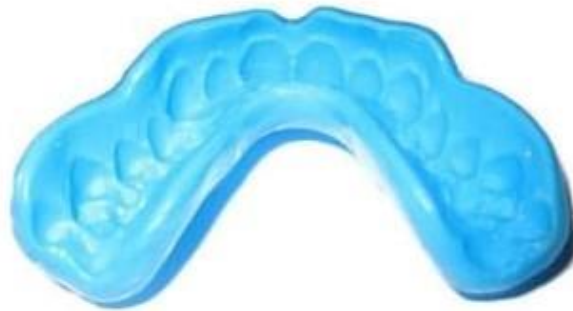


Figura 2.2. Protetor bucal do tipo *mouth-formed* (<https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/> acessido a 24/09/20).

Já os protetores bucais do tipo *custom-made*, Figura 2.3, requerem uma impressão dentária, modelo de gesso dos dentes e técnicas de fabricação especializadas para a formação de um protetor bucal específico para um dado indivíduo (Westerman *et al.*, 2002a). Estes dispositivos biomédicos são os mais aceites pelos atletas, sendo os protetores bucais do tipo *stock* os mais desprezados (Going *et al.*, 1974).



Figura 2.3. Protetor bucal do tipo *custom-made* (<https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/> acessido a 24/09/20).

As razões que levam os protetores bucais do tipo *custom-made* a serem os mais aceites pelos atletas são a sua limpeza, falta de gosto e odor, retenção, durabilidade, facilidade na fala, e conseqüente conforto (Craig & Godwin, 2002). No entanto, os seus custos são cerca de 10 a 100 vezes mais dispendiosos que os restantes e, como são protetores personalizados, demoram mais tempo a ser produzidos (Park *et al.*, 1994). Apesar deste tipo de equipamento ser o melhor, como tem um custo elevado, os protetores bucais do tipo *mouth-formed* são os mais usados em todo o mundo (Westerman *et al.*, 2002b).

Existem também alguns protetores bimaxilares, ou seja, para a dentição superior e inferior. Este tipo de *design* garante uma proteção superior ao nível dos tecidos moles. Como é possível ver na Figura 2.4, a mandíbula está estabilizada, o que diminui o risco de fratura da mesma. Este equipamento auxilia na proteção contra aceleração rotacional da cabeça, isto é, aquando de um impacto de baixo para cima na mandíbula, por exemplo, um soco. No entanto, este tipo de protetor bucal, por estar associado aos 2 maxilares, dificulta imenso a respiração e a comunicação, pelo que não é comum ser usado (Chapman, 1989; Greasley & Karet, 1997).



Figura 2.4. Protetor bucal bimalixar. Adaptado de (<https://souesportista.decathlon.com.br/tipos-de-protetor-bucal-para-os-esportes-de-combate/> acedido a 15/10/20).

2.3. Protetor Bucal

2.3.1. Propriedades

De acordo com vários autores (Auroy *et al.*, 1996; Bishop *et al.*, 1985; Going *et al.*, 1974), os materiais para os protetores bucais têm de ter propriedades específicas como, baixa absorção de água, boa resistência à mordida, alta resistência ao rasgo, bom comportamento na elasticidade e na compressão, e alta capacidade de absorção de energia.

É necessário que o material do protetor bucal tenha baixa capacidade de absorção de água, não só para que este mantenha as suas propriedades, mas também, para que a boca continue húmida, por forma a evitar pequenos cortes (Fukasawa *et al.*, 2016).

Existem relatos de atletas que dizem que os protetores bucais são expostos a uma quantidade considerável de mastigação nervosa, consciente ou inconscientemente, durante os treinos e jogos (Knapik *et al.*, 2007).

Se um pequeno rasgo se formar no material, é importante que não seja fácil a propagação do mesmo através do protetor bucal (Jagger *et al.*, 2000). Por outro lado, também é essencial que os materiais tenham bom comportamento elástico, por forma a que sofram alterações na sua forma durante a aplicação de uma força, e que retomem ao seu estado após término da mesma (Gomes, 2019). Contudo, o objetivo fundamental dos protetores bucais não é unicamente absorver a energia de impacto, mas também atenuar e dispersar a mesma (Fukasawa *et al.*, 2016; Low *et al.*, 2002). Isto porque um alto nível de absorção de energia por si só, não significa obrigatoriamente que o material consiga oferecer proteção máxima, uma vez que alguma da energia absorvida pode simplesmente ser transmitida para a estrutura dentária subjacente (Going *et al.*, 1974).

Geralmente, é recomendada a substituição do protetor bucal passado 2/3 anos de uso, caso este não apresente problemas antes. Ao fim deste tempo, as propriedades alteram-se significativamente, principalmente a resiliência (Council *et al.*, 2006).

2.3.2. Design

Segundo alguns autores (Going et al., 1974; Park et al., 1994), um protetor bucal para ser competente deve encaixar corretamente na boca do atleta, apresentar uma proteção adequada, permanecer fixo de maneira a transmitir conforto e segurança, sem colidir ou irritar os tecidos moles e deve, também, liberar uma respiração e uma fala eficientes.

Fatores como facilidade de uso, estabilidade dimensional e ligação entre várias camadas também devem ser considerados (de Wet *et al.*, 1999).

Igualmente é crucial que o protetor tenha um contacto uniforme entre a superfície oclusal e a dentição inferior, uma vez que este contato uniforme aumenta a distribuição do impacto (Chapman, 1989).

2.3.3. Materiais

Os materiais mais usados para o fabrico de protetores bucais são *polyvinyl acetate-polyethylene* ou *ethylene-vinyl acetate (EVA) copolymer* e *polyvinylchloride (PVC)*. *Natural rubber*, *soft acrylic resin* e *polyurethane* são também usados, mas não com tanta frequência como os anteriormente referidos, EVA e PVC (Auroy et al., 1996; Park et al., 1994).

Segundo (Westerman *et al.*, 2002a), o material mais usado na fabricação de protetores bucais é o EVA, devido à sua natureza não tóxica, absorção mínima de água, elasticidade desejável e facilidade de fabricação. Num estudo realizado por (Bishop *et al.*, 1985), foi descoberto que se houvesse uma diminuição na percentagem de *polyvinyl acetate (PVA)* num protetor formado por EVA, isto teria um efeito positivo na absorção de energia por parte do protetor bucal, no entanto iria prejudicar a distribuição da força para as estruturas subjacentes.

2.4. Tipos de teste ao impacto

Os tipos de teste disponíveis para determinar a resistência ao impacto de protetores bucais são o teste de pêndulo, impacto por queda livre e ensaio de tração.

O teste de pêndulo, Figura 2.5, é semelhante ao ensaio *Charpy/Izod*, onde o impactor, que pode ter diversas formas, é solto de um determinado ângulo, de modo a embater num

modelo de maxila equipado com o protetor bucal, a fim de testar a resistênça do mesmo. Este sistema funciona segundo a energia potencial do pêndulo, contudo é demasiado dependente da forma da amostra.

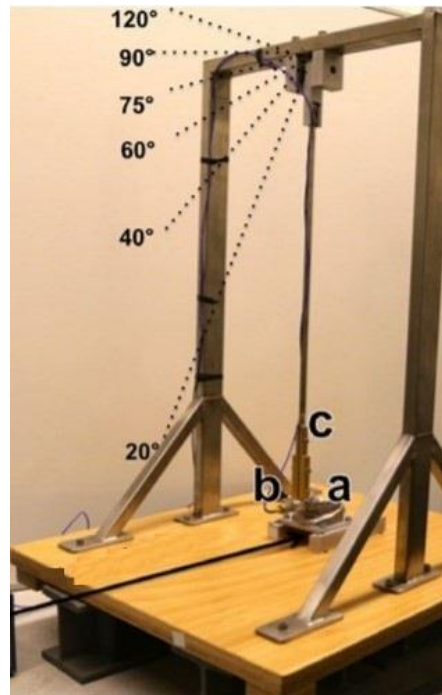


Figura 2.5. Sistema de teste ao impacto por pêndulo. Adaptado de (Bochnig *et al.*, 2017).

O teste de impacto por queda livre (Figura 2.6), consiste na queda vertical de um objeto de uma determinada altura sobre a amostra onde, geralmente, as amostras são folhas de material circulares. O mais usual é o impactor ser uma esfera de aço, denominando-se, assim, como teste de *drop-ball*.

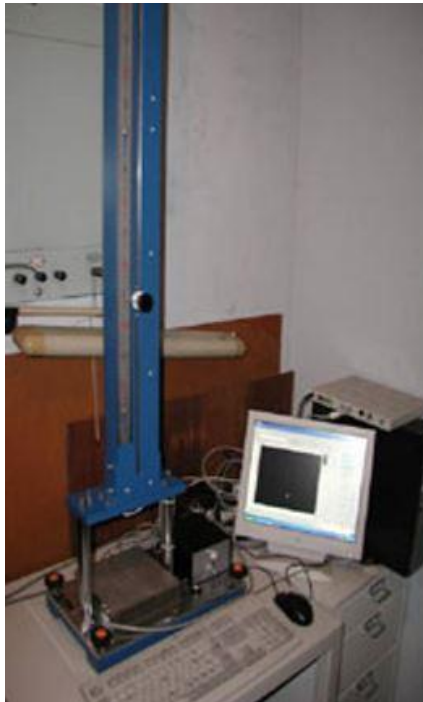


Figura 2.6. Sistema de teste ao impacto por queda-livre (Reza *et al.*, 2014).

No ensaio de tração, é medida a tensão na amostra, que é tracionada até falhar. Neste sistema são analisados o impacto teórico e a resistência do material, por via analítica. Este teste não tem grande significância para o estudo direto da eficácia dos protetores bucais, pelo que é pouco usual (Fukasawa *et al.*, 2016).

Recentemente, tem havido um desenvolvimento notório num sistema computacional, que se baseia no método dos elementos finitos. Este sistema faz uma análise tridimensional de uma força dinâmica virtual, por forma a examinar a capacidade de absorção de choque do protetor bucal, observando a dispersão da força na amostra.

O *design* é todo feito em computador, em programas como SolidWorks, Inventor, AutoCAD, etc. A análise do efeito do amortecimento, no caso de o material ser avaliado na forma de folha, ou a análise do suporte do protetor bucal, no caso de ser representada a maxila, é feita com base num código explícito de elementos finitos para prever a força de impacto, sabendo as propriedades do material do protetor bucal e a velocidade de impacto. Embora seja um método de análise mais rápida e económica, ainda apresenta algumas limitações (Chowdhury *et al.*, 2014; Gomes, 2019).

2.5. Maxilar e dentes

2.5.1. A sua composição

A maxila, como é possível observar na Figura 2.7, é constituída por 4 incisivos, 2 caninos, 4 pré-molares e 6 molares.

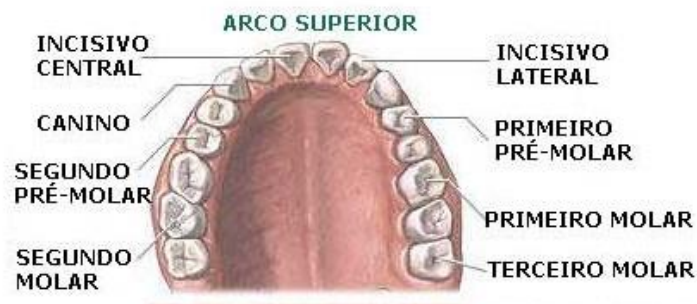


Figura 2.7. Constituição do Maxilar superior. Adaptado de (<https://gengiva.com/artigos/5-tipos-de-dentes-e-suas-funcoes> acessido a 17/09/20).

Os dentes, representados na Figura 2.8, são constituídos por esmalte, dentina e polpa, estando ligados ao osso (maxilar), ladeados pela gengiva (tecido mole). A ligação entre os dentes e o osso é feita pelo ligamento periodontal.

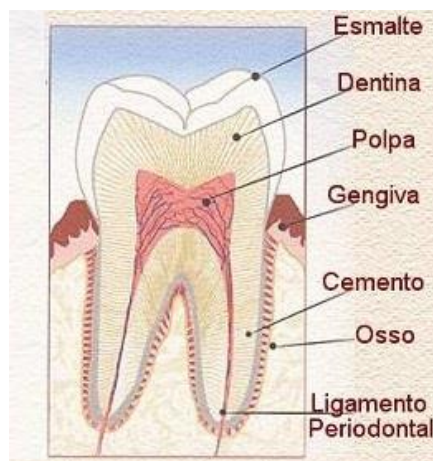


Figura 2.8. Constituição dos dentes. Adaptado de (<http://www.odontologiawai.com.br/Saude-bucal/1/conhecendo-o-orgao-dental> acessido a 17/09/20).

2.5.2. Simulações

2.5.2.1. Maxila

É usual, nos testes de pêndulo, fazer uma simulação do maxilar para servir de suporte ao protetor bucal, de modo a reproduzir com maior proximidade as condições *in vivo*. Segundo (Newsome et al., 2001), os incisivos centrais superiores são os dentes com maior probabilidade de contrair lesões (cerca de 80% das lesões orofaciais), desta forma os protetores bucais são, comumente, mais usados no maxilar superior.

Bochnig *et al.*, 2017 usaram um modelo em gesso dos dentes superiores de um indivíduo, que tinha feito terapia ortodôntica recentemente, para o replicar em aço inoxidável por via de moldagem por injeção, o qual está representado na Figura 2.9. Um dos incisivos centrais (1) foi montado à parte, com eixo de rotação vertical no plano frontal (2), recorrendo a uma mola (3) com tensão constante de 11,3 N/mm, com os componentes necessários para garantir a sua função (4 e 5), que replicou a resistência natural do dente. O parafuso (6) impedia o movimento vestibular do dente. Como o objetivo deste modelo era calcular a deflexão dentária, foi implementado uma folha de reflexão (7) que estava alinhada com o vibrômetro a laser (8). Este modelo da maxila em aço inoxidável é rígido, de modo a diminuir, ou eliminar, a probabilidade de ficar danificado com os sucessivos impactos. Contudo, estima mal as capacidades de proteção, porque não reproduz a flexibilidade da maxila, a mobilidade da cabeça durante o impacto, nem a absorção de choques no tecido mole.

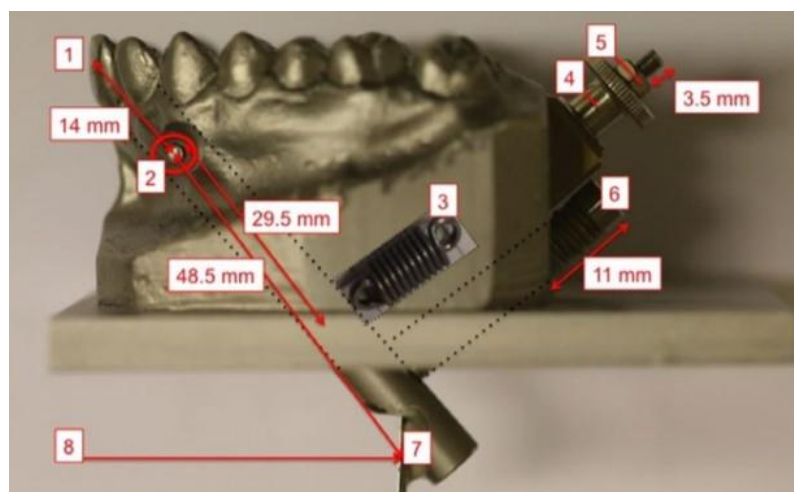


Figura 2.9. Modelo de maxila em aço inoxidável com dente pivotado (Bochnig *et al.*, 2017).

Hoffmann *et al.*, 1999, criaram um modelo, onde a maxila foi constituída por resina laminada *Freopox*, a crista alveolar formada por silicone de reticulação de adição e dentes de metal, de modo a obter condições de investigação reproduzíveis. As forças aplicadas ao modelo variaram entre 250 N e 500 N, onde existiram impactos sem proteção para meio de comparação, sobre os quais não foram relatados danos na maxila simulada.

No seu estudo, (Bemelmans & Pfeiffer, 2001) conceberam um modelo da maxila num arco de *polymethylmethacrylate* (PMMA) com dentes de resina substituíveis, que pode ser observado na Figura 2.10. Um dos centrais incisivos foi aparafusado com um certo espaço para se movimentar, idêntico ao que fizeram (Bochnig *et al.*, 2017), que corresponde à mobilidade natural de um dente saudável. Nos pré-testes feitos sem proteção, os dentes de resina fraturaram com uma força de 148 N. Nas mesmas condições de teste, mas com a aplicação de protetores bucais, os dentes mantiveram-se intactos. Este modelo foi montado com recurso a um parafuso ao centro numa placa de aço, que por sua vez foi fixada à máquina de teste de pêndulo por meio de quatro parafusos.



Figura 2.10. Sistema de pêndulo equipado com um modelo de maxila num arco de PMMA com dentes de resina substituíveis (Bemelmans & Pfeiffer, 2001).

O modelo que melhor reproduziu condições perto das reais, foi o de (Greasley & Karet, 1997), onde a maxila era baseada num arco de borracha (Dureza shore 94). Este arco continha um espaço livre para adicionar um material para imitar o osso e, também, pequenos orifícios para encaixar os dentes simulados. Os dentes, que foram moldados separadamente, eram constituídos por gesso de tenacidade à fratura (K_{Ic}) igual a $0,5 \text{ MN/m}^{3/2}$. Já o osso, foi

construído usando camadas de 2mm de um compósito fotopolimerizável de tenacidade à fratura igual a $3,0 \text{ MN/m}^{3/2}$. Estes valores de K_{Ic} estão muito próximos da realidade, uma vez que para a dentina tem-se $K_{Ic} = 4,3 \text{ MN/m}^{3/2}$, para o esmalte $K_{Ic} = 2,7 \text{ MN/m}^{3/2}$ e para a hidroxiapatita de cálcio o valor de K_{Ic} está compreendido entre 0,2 e $1,0 \text{ MN/m}^{3/2}$, dependendo da sua porosidade.

Este modelo está representado na Figura 2.11.

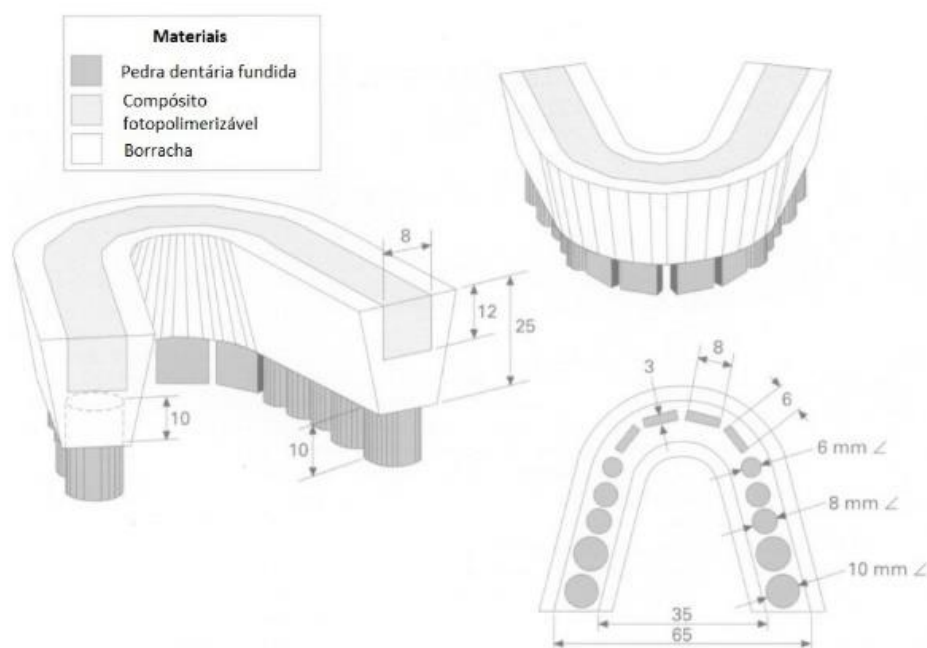


Figura 2.11. Modelo de maxila num arco de borracha com um compósito fotopolimerizável e dentes de gesso. Adaptado de (Greasley & Karet, 1997).

A absorção da força de impacto, *in vivo*, é determinada pela repartição da pressão através do protetor bucal, dos dentes adjacentes e dos tecidos moles circundantes (Bemelmans & Pfeiffer, 2001).

A pouca disponibilidade de dentes humanos saudáveis não permite fazer testes mais realistas neste sentido (Bochnig *et al.*, 2017). Além de que, os dentes extraídos não contêm o ligamento periodontal como componente de absorção de choque (Bochnig *et al.*, 2017).

2.5.2.2. Movimento da cabeça

Quando um indivíduo é sujeito a um impacto na região orofacial, a cabeça tem uma reação na forma de rotação vertical.

No estudo realizado por (de Wet *et al.*, 1999), foi usado um crânio suspenso numa configuração elástica, como se pode ver na Figura 2.12, para simular o movimento da rotação da cabeça na zona do pescoço quando submetido a várias forças. A rigidez da mola é constante, mas não é mencionado o seu valor.



Figura 2.12. Simulação do movimento do pescoço ao impacto (de Wet *et al.*, 1999).

Num outro estudo, foi montada uma maxila num sistema de mola (Figura 2.13), que simula, de igual modo, o recuo instantâneo da cabeça face a um impacto frontal até um ponto máximo, que limita o movimento (Greasley & Karet, 1997; Warnet & Greasley, 2001). A constante de cada mola de compressão é de 0,5 kg/mm e a deflexão máxima de 16 mm, que serão os valores a serem utilizados no presente estudo.

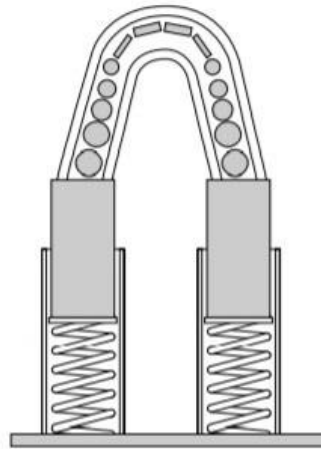


Figura 2.13. Simulação do movimento máximo da cabeça ao impacto (Greasley & Karet, 1997; Warnet & Greasley, 2001).

2.6. Métodos de avaliação da resistência ao impacto

2.6.1. Sensores

2.6.1.1. Células de carga

As células de carga são transdutores de força, ou seja, medem as deformações que nelas atuam e registam o valor da força. Geralmente, quando são usadas nos testes de impacto por queda-livre, apresentam-se sobre a placa de base que as sustenta e sob a plataforma, que deve ter alta efetividade na transmissão do impacto por forma a traduzir a força total aos sensores, na qual assenta a amostra. É comum o uso de três células de carga com capacidade nominal de 2 kN, separadas entre si por um ângulo de 120°, como é observável na Figura 2.14 (Chowdhury *et al.*, 2014; Fukasawa *et al.*, 2016; Reza *et al.*, 2014). Contudo, também existem estudos onde se aplica apenas uma célula de carga e esta localiza-se diretamente sobre o protetor bucal (Park *et al.*, 1994).

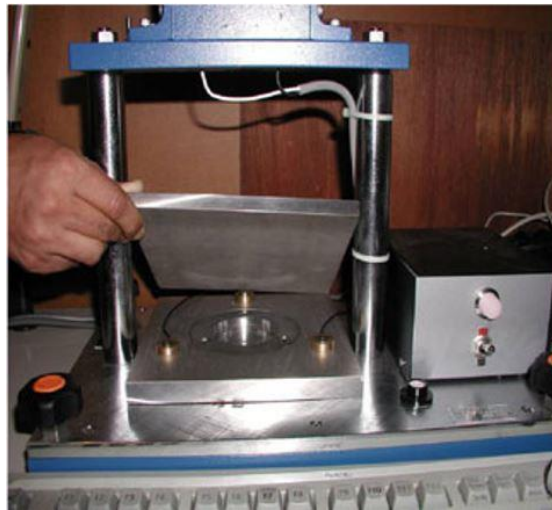


Figura 2.14. Três células de carga afastadas a 120° (Reza *et al.*, 2014).

No teste de pêndulo realizado por (Takeda, *et al.*, 2004a), Figura 2.15, a célula de carga estava entre o suporte e a maxila.

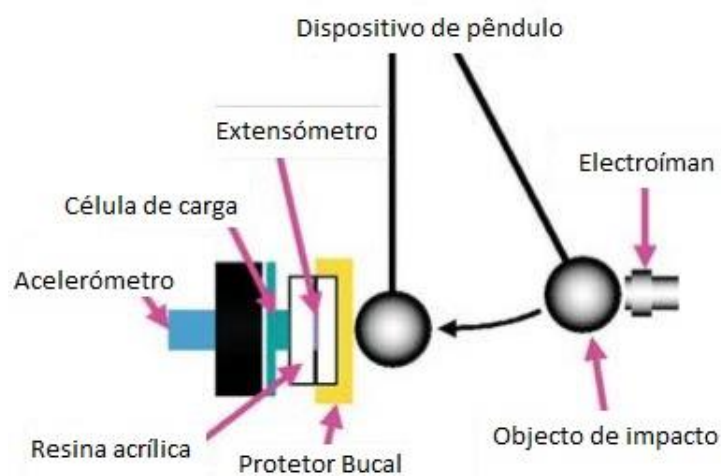


Figura 2.15. Posição dos sensores no teste de pêndulo. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004a).

Houve ainda uma outra solução idealizada por (Warnet & Greasley, 2001), que colocaram uma célula de carga integrada no objeto de impacto usado no seu estudo, Figura 2.16. No entanto, é necessário ter em conta que, deste modo, as forças avaliadas são medidas dentro do objeto de impacto e não no protetor bucal como nos casos anteriores.



Figura 2.16. Célula de carga integrada no objeto de impacto (Warnet & Greasley, 2001).

2.6.1.2. Acelerómetros

O acelerómetro é usado para medir a aceleração, ou seja, quando é aplicado a um objeto, este dispositivo transmite a informação sobre a movimentação do mesmo num dado eixo. Com a aplicação deste sensor num sistema de pêndulo, durante a comparação de diversos protetores bucais, é possível saber se o objeto está a desacelerar mais ou menos rapidamente após o impacto, sendo possível obter-se uma estimativa da energia absorvida pelo protetor bucal.

Na Figura 2.17 está representada a dinâmica de um impacto.

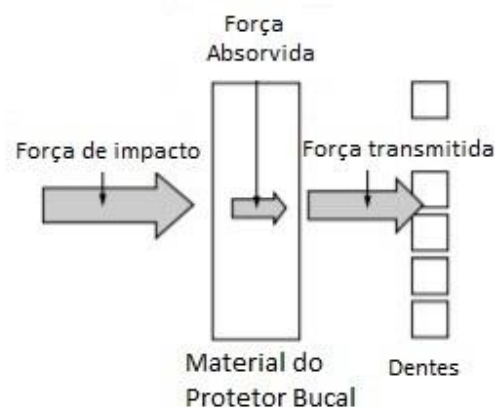


Figura 2.17. Exemplo da dinâmica de um impacto. Adaptado de (B. Westerman *et al.*, 2002).

No estudo de (Westerman *et al.*, 2002b) e (Bochnig *et al.*, 2017), o acelerómetro foi colocado no objeto de impacto, alinhado com a direção do mesmo, na face oposta ao ponto de contacto. Por outro lado, (Takeda *et al.*, 2006) aplicaram o acelerómetro à maxila, como se apresenta na Figura 2.18.

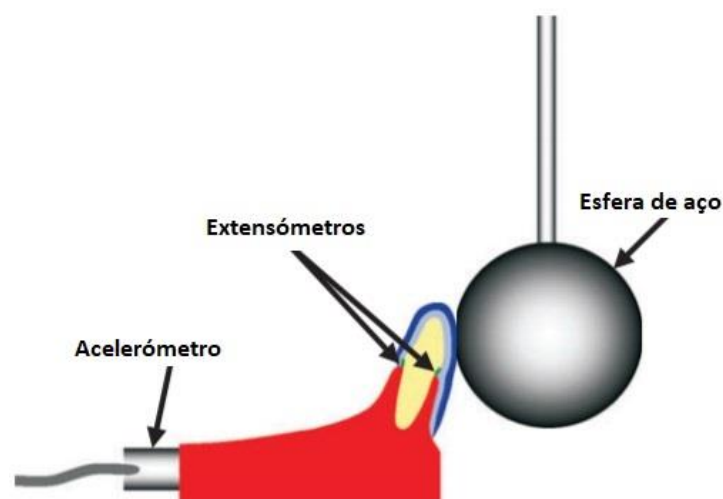


Figura 2.18. Aplicação do acelerómetro na maxila e extensómetros nos dentes. Adaptado de (Takeda *et al.*, 2006).

Num outro estudo, referido anteriormente, realizado por (Takeda, *et al.*, 2004a), Figura 2.15, o acelerómetro foi aplicado não na maxila, mas no seu suporte. Estas alterações de posições, em qualquer sensor, podem condicionar a comparação dos resultados.

2.6.1.3. Extensómetros

O extensómetro é um sensor elétrico usado para medir a deformação de um corpo, por meio da alteração da sua resistência nominal aquando um impacto, que é posteriormente lida por um dispositivo externo para ser processada.

Bemelmans & Pfeiffer, 2001 aplicaram um extensómetro na parte anterior labial de um incisivo central superior, centrado na ligação dente-tecido mole. Este dispositivo foi conectado a um voltímetro amplificado onde, por meio de um conversor, os sinais amplificados foram processados num diagrama X/Y, representado na Figura 2.19. O padrão apresentado foi semelhante para todos os protetores bucais, variando apenas a magnitude. Os protetores bucais que apresentaram os piores valores foram os do tipo *mouth-formed* em

comparação com os restantes do tipo *custom-made*, pelo que os autores não realizaram mais testes com esse tipo de protetores para não danificar o sistema.

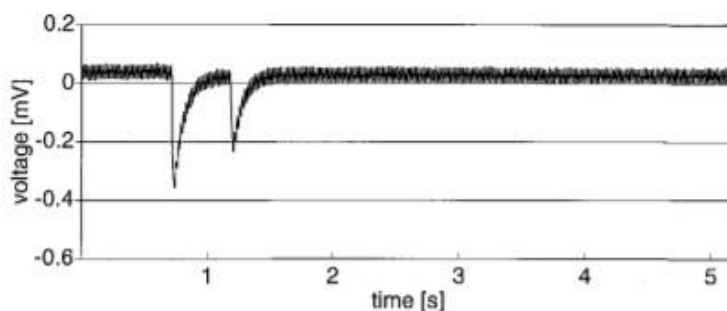


Figura 2.19. Exemplo de um diagrama de tensão (dois impactos) (Bemelmans & Pfeiffer, 2001).

Num outro estudo realizado por (Takeda *et al.*, 2006), os extensómetros foram aplicados a um incisivo central, não só na parte anterior labial, mas também, na parte anterior lingual, como é visível na Figura 2.18.

Takeda, *et al.*, 2004a conseguiram ainda fazer algo diferente, ao aplicar extensómetros entre duas camadas de resina acrílica laminada, que simulavam uma mandíbula, como é visto na Figura 2.15.

2.6.2. Ângulo de ressalto

Segundo (Godwin & Craig, 1968) a captação do ângulo de ressalto (β) pode ser um meio para calcular a absorção de energia do material do protetor bucal, segundo a equação (2.1):

$$\% E_a = \frac{E_{imp} - E_e}{E_{imp}} * 100 \quad (2.1)$$

onde, E_a representa a energia absorvida, E_{imp} a energia de impacto e E_e a energia elástica.

A energia de impacto pode ser calculada pela equação (2.2):

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

sendo, m a massa do corpo, g a aceleração da gravidade, c a distância entre o centro de rotação do pêndulo e o ponto de contacto com o protetor bucal e α o ângulo de lançamento do pêndulo.

Por fim, a energia elástica pode ser calculada fazendo uso da equação (2.3):

$$E_e = m * g * c * (1 - \cos(\beta)) \quad (2.3)$$

O ângulo de ressalto é obtido quando o objeto de impacto embate no protetor bucal e apresenta um recuo do pêndulo, como está demonstrado na Figura 2.20.

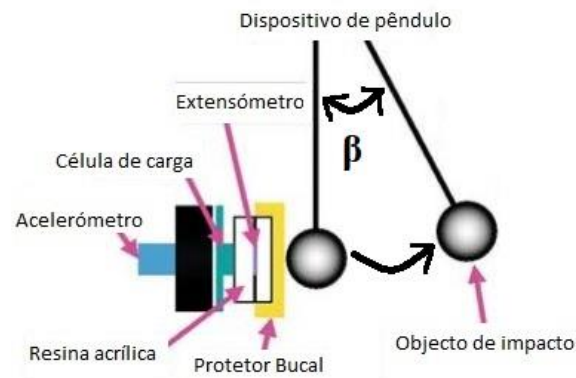


Figura 2.20. Representação do ângulo de ressalto. Adaptado de (Takeda *et al.*, 2004a).

2.6.3. Deflexão dos dentes

No estudo de (Hoffmann *et al.*, 1999) foram comparados vários protetores comerciais com base num teste de pêndulo a 90°, onde foi usado um sistema com uma manga roscada acoplada a cada dente em estudo, que por sua vez estava ligada a um pino de metal. Existia papel preto preso à mesa de fixação com adesivo sobreposto com papel de carbono para fazer registos dos valores de deflexão dos dentes. A análise do efeito do amortecimento dos protetores bucais foi feita considerando o impacto sem proteção como a deflexão máxima (100%). Foi possível quantificar a transmissão da força aplicada para outros dentes através da deflexão dos mesmos. Com este estudo, os autores conseguiram comparar a deflexão dos dentes, para forças de impacto de 250 N, 300 N e 500 N, quando utilizados diferentes protetores bucais.

Num outro estudo de (Bochnig *et al.*, 2017), Figura 2.9, foi usada uma maxila com um incisivo central superior pivotado, que estava ligado a um pequeno espelho por meio de um eixo que continha uma mola. Este sistema em conjunto com um vibrômetro a laser permitiu calcular a deflexão dentária. Os valores de deflexão do dente sem proteção foram

considerados como a deflexão máxima (100%), de modo a permitir a comparação entre os diferentes protetores bucais, igual ao método adotado por (Hoffmann *et al.*, 1999).

2.7. Aspetos que influenciam absorção de energia

2.7.1. Características físicas dos objetos de impacto

Geralmente, os objetos de impacto usados nos testes aos protetores bucais são esféricos. Contudo, na realidade, os objetos que causam traumas são angulados, pontiagudos ou mesmo afiados, como, por exemplo, discos de hóquei, *sticks* de hóquei ou até mesmo, os dedos dos adversários (Chowdhury *et al.*, 2014).

Chowdhury *et al.*, 2014 realizaram um estudo onde utilizaram dois aríetes de aço, um com ponta arredondada de 12,7 mm de diâmetro e outro com ponta pontiaguda de 3,2 mm de diâmetro. Também foram empregues dois materiais diferentes de protetores bucais, ambos com 4 mm de espessura, de modo a perceber a influência do tipo de material com os objetos de impacto disponíveis.

As intensidades de pico de força, de ambos os materiais, foram significativamente inferiores com o objeto de impacto pontiagudo, o que evidencia que ambos os materiais foram bem-sucedidos na absorção de forças de impacto aquando o golpe do objeto pontiagudo.

Um objeto de impacto pontiagudo tem uma área de superfície mais fina, o que contribui para uma distribuição de força mais concentrada numa área menor, culminando numa distribuição de tensão também mais concentrada em comparação com um objeto arredondado, que tem uma área de superfície maior.

Num outro estudo realizado por (Takeda, *et al.*, 2004b) foram usados sete objetos de impacto diferentes, dos quais: uma esfera de aço (1), uma bola de basebol (2), uma bola de softbol (3), uma bola de hóquei no campo (4), um disco de hóquei no gelo (5), uma bola de críquete (6) e um taco de basebol em madeira (7). O peso e a dureza dos objetos de impacto são apresentados na Tabela 2.1. O protetor bucal usado foi um EVA com 3 mm de espessura.

Tabela 2.1. Massa e dureza dos objetos de impacto. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004b).

| Objeto de impacto | Massa (g) | Dureza |
|----------------------------|-----------|--------|
| Esfera de aço | 172,5 | * |
| Bola de basebol | 147,3 | 82,5 |
| Bola de softbol | 197,4 | 79,5 |
| Bola de hóquei no campo | 176,6 | 91,5 |
| Disco de hóquei no gelo | 164,9 | 83,5 |
| Bola de críquete | 160,9 | 91,9 |
| Taco de basebol em madeira | 199,8 | 98,5 |

Tal como aconteceu no estudo anterior de (Chowdhury *et al.*, 2014), o pico de força transmitida foi persuadido pelos diferentes objetos de impacto.

Como é possível observar na Figura 2.21, a esfera de aço e o taco de basebol em madeira apresentaram os picos de força maiores, o que não parece ser explicado pela massa do objeto, visto que a esfera de aço não era o componente mais pesado. Estes resultados parecem ser influenciados pela dureza (Takeda, *et al.*, 2004b).

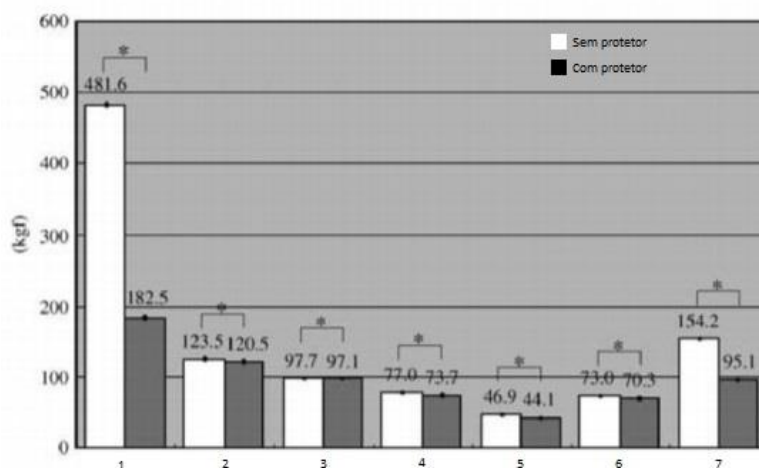


Figura 2.21. Resultado dos picos de força de sete objetos de impacto diferentes com e sem proteção. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004b).

Relacionando as forças de pico com e sem protetor bucal, é possível obter a capacidade de absorção do material para cada tipo de objeto de impacto. As percentagens de absorção são apresentadas na Figura 2.22, onde a esfera de aço e o taco de beisebol em madeira apresentaram os maiores valores. Isto vai de encontro ao relatado por (Cummins & Spears, 2002), que afirmaram que um choque entre um objeto duro e um material macio culmina numa maior absorção do impacto.

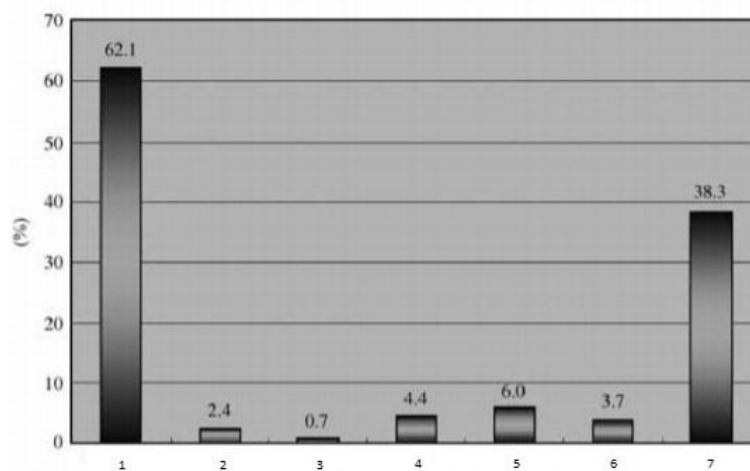


Figura 2.22. Resultados da capacidade de absorção de sete objetos de impacto diferentes. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004b).

2.7.2. Tipo de sensor usado

No estudo de (Takeda, *et al.*, 2004a) foram aplicados três sensores diferentes em posições distintas, Figura 2.15. Os resultados dos testes ao protetor bucal, de EVA com 3 mm de espessura, são apresentados na Figura 2.23.

| | | Célula de carga (kgf) | | Acelerómetro (G) | | Extensómetro ($\mu\epsilon$) | |
|--------------------------|--------------|-----------------------|-------------|------------------|-------------|--------------------------------|-------------|
| | | C/ Proteção | S/ Proteção | C/ Proteção | S/ Proteção | C/ Proteção | S/ Proteção |
| Esfera de aço | Média | 182.5 | 481.6 | 100.2 | 513.6 | 1289.1 | 6594.5 |
| | DP | 1.1 | 2.4 | 3.2 | 20.8 | 29.5 | 300.6 |
| Bola beisebol | Média | 120.5 | 123.5 | 24.5 | 25.3 | 19.7 | 25.8 |
| | DP | 2.0 | 2.0 | 1.2 | 2.3 | 0.9 | 5.1 |
| Bola hóquei no campo | Média | 73.7 | 77.0 | 108.0 | 129.1 | 71.8 | 133.7 |
| | DP | 0.7 | 0.2 | 0.0 | 2.4 | 2.1 | 0.9 |
| Taco beisebol em madeira | Média | 95.1 | 154.2 | 63.8 | 152.2 | 202.5 | 853.0 |
| | DP | 0.1 | 0.4 | 3.0 | 4.9 | 3.1 | 11.9 |

Figura 2.23. Resultados dos três sensores diferentes. Adaptado de (Takeda, *et al.*, 2004a).

Ficou provado por (Takeda, *et al.*, 2004a) que a absorção ao impacto é diferente consoante o tipo de sensor usado. Esta diferença é mais significativa quando o objeto de impacto é macio.

O efeito do protetor bucal também foi mais notório com o uso do extensómetro e do acelerómetro para o caso em que o objeto de impacto foi a esfera de aço, uma vez que apresentam resultados muito idênticos.

Para os restantes objetos de impacto, a absorção ao choque foi decrescendo de extensómetro, acelerómetro e célula de carga, respetivamente.

2.7.3. Espessura do protetor bucal

Park *et al.*, 1994 realizaram um estudo onde usaram dois materiais distintos para produzir protetores bucais com diferentes espessuras. Chegaram à conclusão de que quanto maior a espessura maior a eficácia do protetor bucal. Neste estudo, houve protetores mais finos que com um forte impacto se deformaram e alguns que chegaram mesmo a ficar destruídos. É importante salientar que uma maior espessura de material, apesar de aumentar a absorção, prejudica o conforto do indivíduo que faz uso do protetor bucal. No entanto, existem alternativas como as inclusões de ar, que substituem parte do material, nos protetores bucais, e contribuem para um aumento da absorção de energia sem que a espessura aumente (Westerman *et al.*, 2002a).

No estudo de (Westerman *et al.*, 2002a) foram usadas seis amostras de EVA de espessuras diferentes, 1, 2, 3, 4, 5 e 6 mm. Cada amostra foi impactada oito vezes, no entanto, para não haver interferências nos resultados, os impactos ocorreram em áreas diferentes. Foram registadas as médias das forças máximas, sendo que a maior força transmitida foi

através das amostras de 1 mm, mas não foi possível registrar os resultados, uma vez que a força excedeu a capacidade do sensor de célula de carga. Os resultados vão de encontro com o referenciado por (Park *et al.*, 1994), que referiram que o aumento da espessura causa uma diminuição na força transmitida. A maior discrepância de valores acontece entre a amostra com 3 e 4 mm, ou seja, para além do desconforto que causa um protetor bucal com uma espessura superior a 4 mm, a nível de transmissão de força, também não compensa usar um protetor com uma espessura superior. A amostra com 2 mm transmitiu uma força de quase quatro vezes maior que a força transmitida através da amostra de 4 mm para a mesma força de impacto.

Num outro estudo realizado por (Bochnig *et al.*, 2017), foram testados dois protetores iguais, com espessuras de 2 e 3 mm. Os resultados mostraram que um aumento de 50% (1mm) na espessura levou a deflexões dentárias menores.

Segundo (Hoffmann *et al.*, 1999) a espessura do protetor bucal nas regiões oclusal e vestibulo-cervical é um critério decisivo para um efeito protetor adequado. É necessário também, existir uma espessura mínima de 3 mm na área labial.

2.7.4. Tipo de material do protetor bucal

No estudo de (Chowdhury *et al.*, 2014), foram usados dois tipos de materiais diferentes, EVA e *Polyosterin*, ambos de 4 mm de espessura. Foram utilizados dois tipos de objetos de impacto diferentes, que permitiu clarificar a interpretação da diferença entre os materiais de proteção bucal. Estes autores demonstraram que o tipo de material influencia na absorção e distribuição de energia.

Bochnig *et al.*, 2017 fizeram a comparação entre vários materiais de protetor bucal. Ao comparar os resultados de um protetor com malha de nylon (material macio) de 6,5 mm de espessura com um protetor com DURAN (material muito duro) com 7,5 mm de espessura, perceberam que o protetor com menos espessura conduzia a melhores resultados, isto porque o objeto de impacto era um objeto duro. Sendo que, geralmente, de acordo com o já referido, quanto maior a espessura do protetor bucal maior a absorção ao impacto, esta descoberta vai de encontro ao que (Cummins & Spears, 2002) afirmaram, que o choque entre um objeto duro e um protetor macio apresenta maior absorção ao impacto.

2.7.5. Temperatura

A grande maioria dos testes são realizados à temperatura ambiente, no entanto, na realidade, os protetores bucais apresentam-se à temperatura da boca que corresponde a cerca de 37°C. Esta desigualdade pode ter alterações na capacidade de absorção de energia, uma vez que alguns materiais têm comportamentos diferentes consoante a temperatura (Fukasawa *et al.*, 2016).

Craig & Godwin, 2002 realizaram um teste com duas folhas de EVA, uma a 37°C e outra à temperatura ambiente. Os resultados não foram muito significativos, tendo a folha de EVA, que foi testada a 37°C, apresentado um aumento de 4% na absorção de energia.

3. DESENVOLVIMENTO CONCEPTUAL

3.1. Estrutura

A estrutura, apresentada na Figura 3.1, foi idealizada com base no sistema de pêndulo de (Bochnig *et al.*, 2017). O seu funcionamento é equivalente ao teste de *Charpy*, onde um pêndulo é largado de um certo ângulo permitindo o impacto no protetor bucal.

Esta estrutura, inicialmente, foi projetada para ser maciça em aço inoxidável, porque assim garantia-se que a estrutura não iria colapsar.

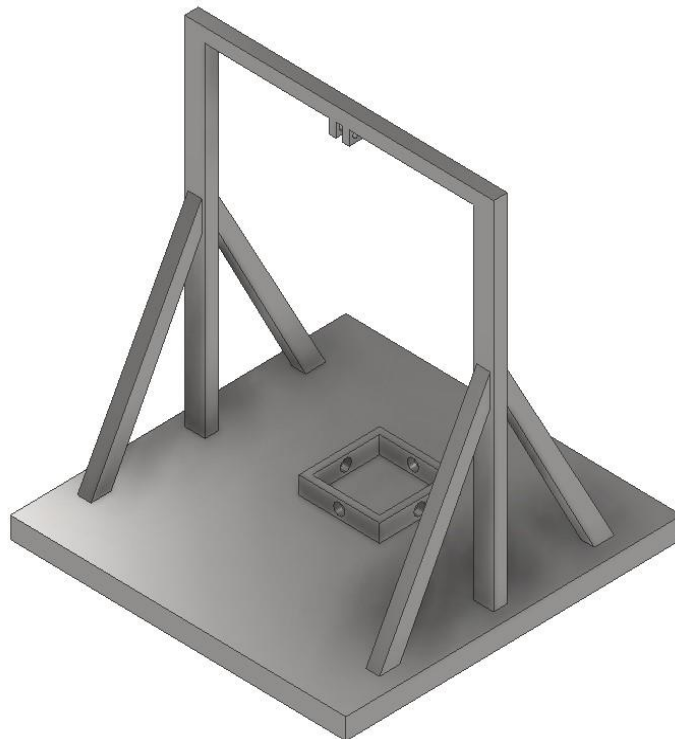


Figura 3.1. Estrutura inicial do sistema de pêndulo.

Surgindo a necessidade de suportar a maxila, primeiramente, foi construído um suporte para manter a mesma imóvel, por meio de quatro parafusos (Figura 3.2).

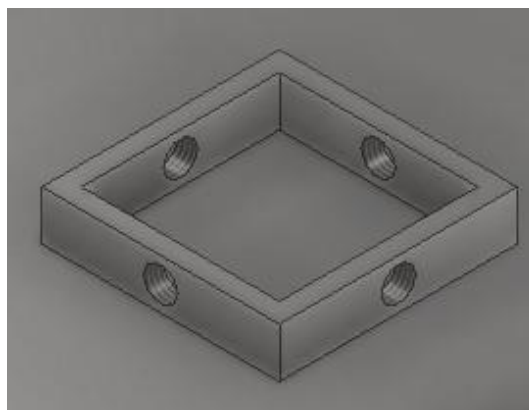


Figura 3.2. Suporte para manter imóvel a maxila.

Após a revisão de alguns estudos, nomeadamente de (Greasley & Karet, 1997; Warnet & Greasley, 2001) surgiu a primordialidade de implementar um suporte de maxila com sistema de mola para permitir obter condições de teste reproduzíveis, no sentido de aproximação da realidade.

Com este intuito, o novo suporte, Figura 3.3, foi desenhado com a capacidade de acoplar as molas que permitem simular o movimento da cabeça ao impacto, numa situação real. O seu pé foi soldado à plataforma base da estrutura. Este componente foi projetado para apresentar a devida distância do centro da estrutura, para permitir que o pêndulo percorra o ângulo pretendido antes do impacto.

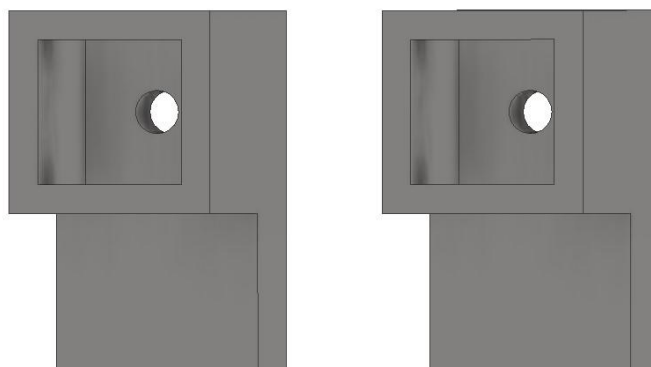


Figura 3.3. Suporte de maxila com aplicação de molas para simular o movimento da cabeça ao impacto.

Para além de possibilitar a aplicação da mola, também permite a sua substituição, quando esta perde parte da sua funcionalidade devido aos sucessivos impactos. Este sistema foi apertado por meio de uma rosca com porca sextavada como é visível na Figura 3.4.

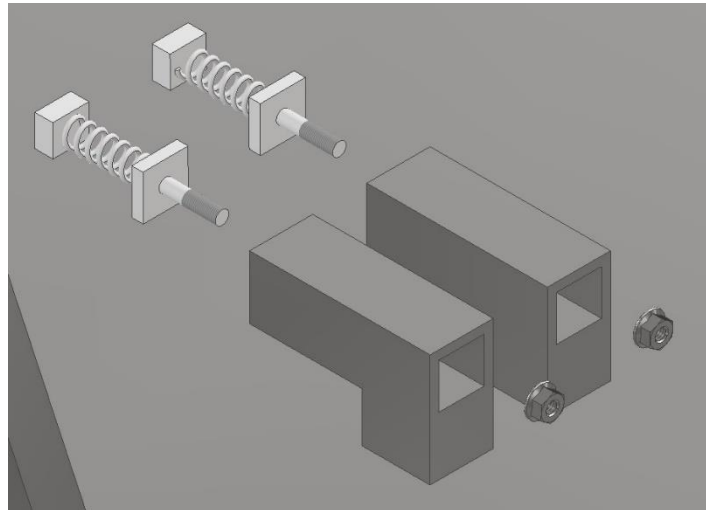


Figura 3.4. Sistema de mola desmontável para substituição da mesma.

Já o suporte do pêndulo, soldado à barra horizontal da estrutura, foi projetado para sustentar um pêndulo em forma de T. Ao suporte foram acoplados rolamentos, de modo a permitir a fixação e rotação do pêndulo. Na Figura 3.5 é possível observar a conexão entre o suporte do pêndulo, os rolamentos e o próprio pêndulo. Para permitir esta montagem é necessário que o tubo horizontal do pêndulo seja montado no suporte com os rolamentos, antes da sua soldagem com a barra vertical.

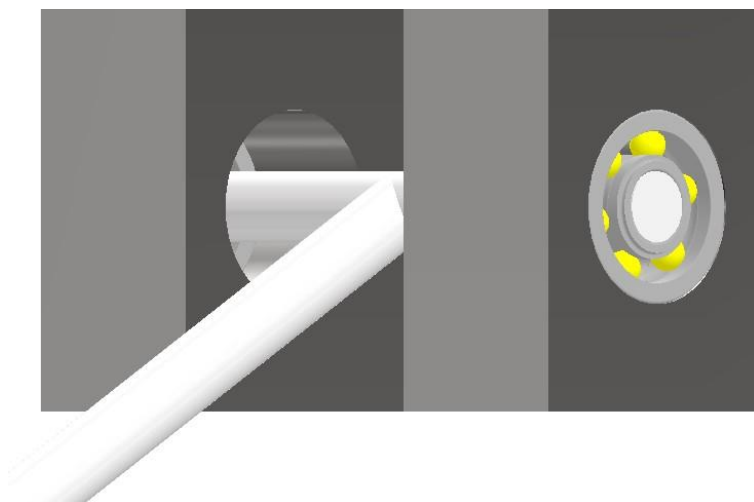


Figura 3.5. Conexão entre o suporte do pêndulo, rolamentos e pêndulo.

Mais tarde, surgiu a necessidade de obter um lançamento preciso do pêndulo no ângulo pretendido, para que as energias de impacto fossem corretamente obtidas. A ideia foi projetar furações de 2 mm, que permitem o encaixe de uma chave, de modo a que o pêndulo fique suspenso no ângulo pretendido, mas apenas momentaneamente antes do impacto, porque este componente não está preparado para sustentar a carga do objeto de impacto durante um longo período. Estas furações permitem o lançamento do pêndulo a 60°, 75°, 90° e 120° com a vertical. Este foram os ângulos, mais relevantes a nível de resultados, usados no estudo de (Bochnig *et al.*, 2017), sendo assim os pretendidos. Como é observável na Figura 3.6, a chave atravessa o centro do pêndulo, pelo que o ângulo é medido entre o eixo do centro do pêndulo e o modelo da maxila.

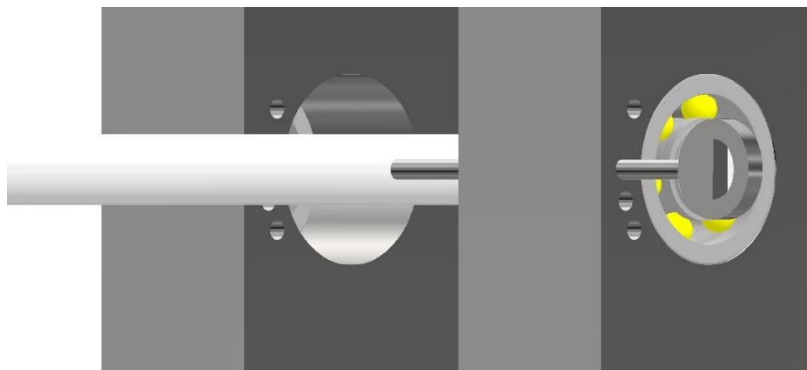


Figura 3.6. Encaixe da chave no suporte e no pêndulo que permite a precisão no lançamento.

A estrutura apresentada na Figura 3.7 é, então, o resultado das sucessivas alterações dimensionais e metódicas, de forma a ser possível responder aos requisitos médicos, e permitir uma reprodutibilidade da realidade. Esta estrutura continua a ser constituída em aço inoxidável, mas tornou-se tubular com uma espessura de 4 mm, para que os seus custos de material fossem menores, visto ser suficiente para que a mesma se mantenha intacta. No entanto, o suporte da maxila permaneceu maciço na sua base. A plataforma base da estrutura é um quadrado com dimensões de 500x500 [mm] e altura de 30 mm. A altura total da estrutura é de 866 mm. Os pilares verticais e oblíquos estão soldados à plataforma base da estrutura e entre si.

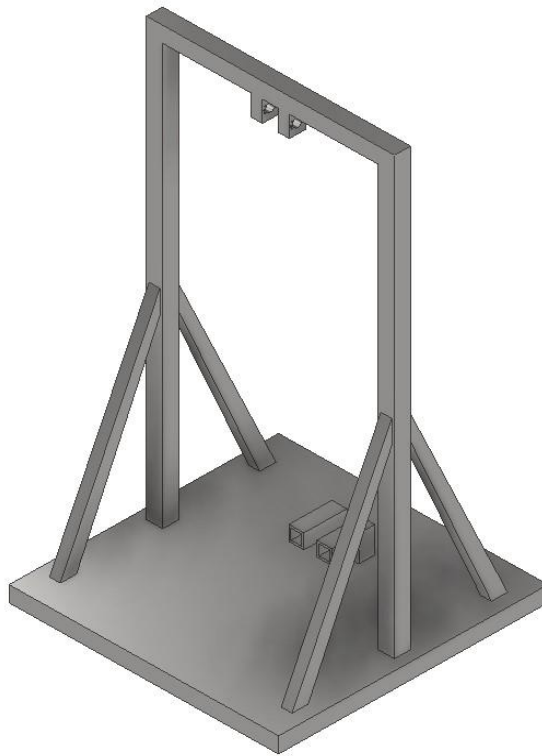


Figura 3.7. Estrutura final do sistema de pêndulo.

3.2. Rolamentos

Os rolamentos escolhidos, para permitir a fixação e rotação do pêndulo, foram os rolamentos de esferas rígidas, modelo W 607. Estes são o tipo de rolamento mais usado, porque têm baixo atrito e produzem baixo ruído e vibração em trabalho. Têm, também, a vantagem de serem fáceis de montar e necessitar pouca manutenção. Esta escolha foi feita através dos catálogos de Rolamentos da SKF (<https://www.skf.com/pt/products/rolling-bearings>).

O *Computer Aided Design* (CAD) do rolamento apresentado na Figura 3.8 foi retirado da SKF.

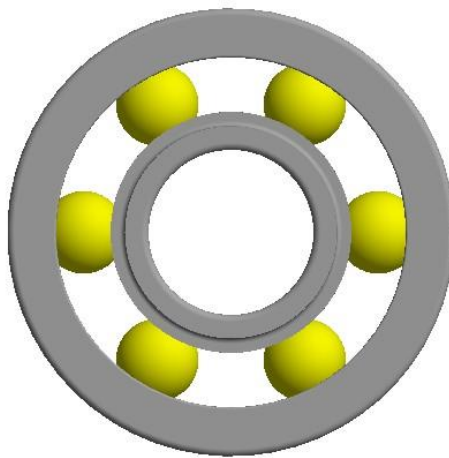


Figura 3.8. Rolamento rígido de esferas (<https://www.skf.com/pt/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-W%20607> acessado a 5/10/20).

3.3. Pêndulo

O projeto inicial do pêndulo, criado para que seja possível reproduzir o impacto, apresenta uma forma em T, constituído por um liga de alumínio da série 6000, Al 6061, maciço, sendo soldado na ligação do tubo vertical com o tubo horizontal. Esta soldadura, como já foi mencionado, deve ser realizada após o tubo horizontal ser instalado para possibilitar a montagem.

Este componente, como é visível na Figura 3.9, contém uma esfera integrada na sua extremidade, que impactará a maxila equipada com o protetor bucal.



Figura 3.9. Primeiro projeto do pêndulo com objeto de impacto integrado.

Como havia a necessidade de se obter um lançamento preciso do pêndulo no ângulo pretendido, foi feita, na sua extremidade superior, uma furação com 2 mm para o encaixe da chave, para que fosse possível a colocação do pêndulo na posição requerida de lançamento.



Figura 3.10. Extremidade superior do pêndulo com uma pequena furação para uma chave que permite um lançamento preciso no ângulo pretendido.

Com base nos estudos de (Chowdhury *et al.*, 2014; Takeda, *et al.*, 2004b) surgiu a ideia de construir um pêndulo com capacidade para acoplar diferentes objetos de impacto. Desta forma, a sua extremidade inferior foi alterada, de modo a conter uma furação roscada (Figura 3.11), para permitir a alteração entre os diferentes objetos de impacto, os quais são explicados em detalhe no ponto 3.4.



Figura 3.11. Extremidade inferior do pêndulo roscada para permitir a alteração dos diferentes objetos de impacto.

3.4. Objetos de impacto

Foram produzidos objetos de impacto com diferentes formas. Esta solução, como já foi mencionado no capítulo 2, é de extrema importância porque as diferentes formas dos objetos de impacto estão correlacionadas com o desempenho do protetor bucal. Assim, o ideal é avaliar o desempenho do protetor bucal, com um objeto de impacto idêntico aos objetos que podem provocar lesões no desporto que se tenciona aplicar proteção.

Todos os objetos de impacto foram desenvolvidos em aço inoxidável, com uma massa de 400 g. Também é comum, a todos os objetos, uma furação roscada pequena, na superfície oposta ao ponto de impacto, que servirá para acoplar um acelerómetro, por forma a conhecer as direções da força interna do impacto no material do protetor bucal.

Na Figura 3.12 está representada uma esfera em aço inoxidável com um raio de 22,7 mm.



Figura 3.12. Esfera em aço inoxidável com raio de 22,7 mm.

Na Figura 3.13 é apresentado um outro objeto de impacto, que é idêntico a um aríete com superfície plana de 15 mm de diâmetro.

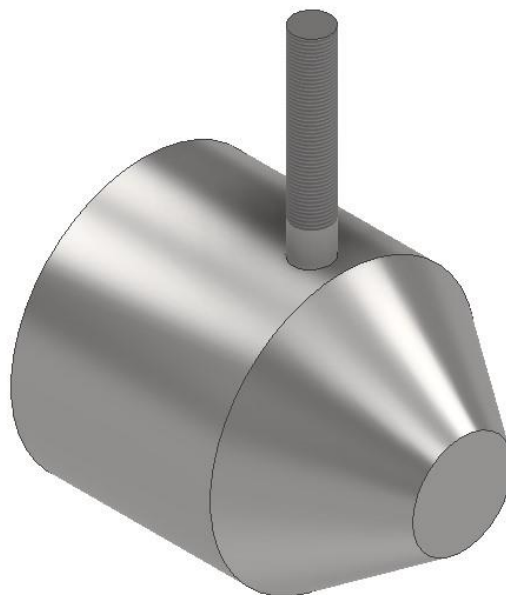


Figura 3.13. Aríete em aço inoxidável com superfície plana de 15 mm de diâmetro.

Por fim, na Figura 3.14 é ilustrado um aríete com ponta bicuda.



Figura 3.14. Aríete em aço inoxidável com ponta bicuda.

O encaixe entre os objetos de impacto e o pêndulo foi calculado por forma a que o impacto ocorra sempre no centro da maxila projetada, ou seja, no centro de ambos os incisivos centrais, uma vez que estes são os dentes com maior probabilidade de sofrer lesões (Bishop *et al.*, 1985; Chapman, 1989; Newsome *et al.*, 2001).

3.5. Maxila

Inicialmente, a maxila (Figura 3.15) foi idealizada para conter uma plataforma base, com furações para fixação, que serviria para encaixar no suporte representado na Figura 3.2.

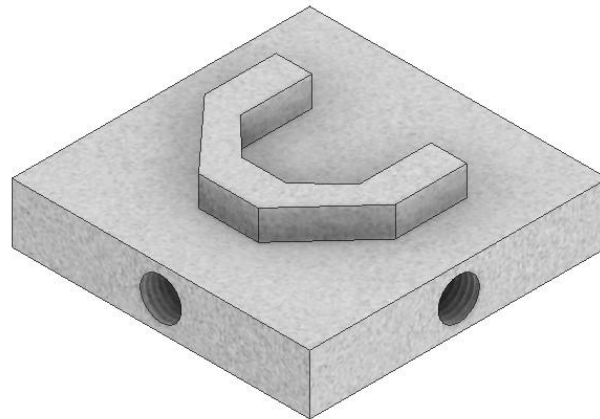


Figura 3.15. Simulação inicial da maxila.

Posteriormente, com a adaptação do suporte com molas, foi preciso mudar o projeto da maxila, não sendo necessária a plataforma base. Foi feito um aumento no comprimento da maxila de 5 mm, para que esta pudesse encaixar na mola, ou seja a maxila passou a apresentar uma dimensão de 53 mm.

Este projeto de maxila, representado na Figura 3.16, foi simulado em gesso, podendo também ser fabricado em resina acrílica, visto que estas duas soluções têm uma boa relação entre a qualidade de simulação e o custo de fabrico.

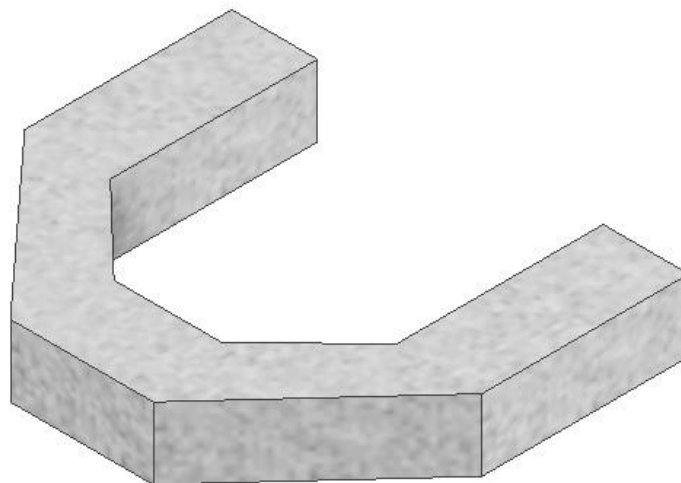


Figura 3.16. Simulação final da maxila.

As medidas usadas para simular a maxila estão apresentadas na Figura 3.17.

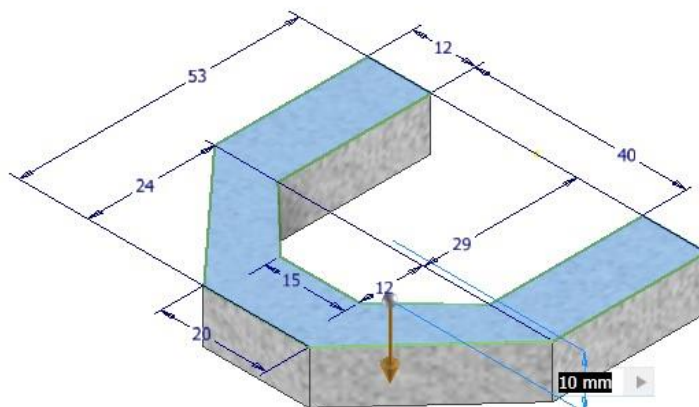


Figura 3.17. Medidas usadas na simulação da maxila.

3.6. Sensores

Segundo (Takeda, *et al.*, 2004a) é importante fazer uso de mais do que um tipo de sensor, por forma a analisar o desempenho de um material de proteção bucal. Isto porque, todos os testes de impacto acabam por ser influenciados por diversos fatores, como já foi revisto no capítulo 2, sendo um deles o tipo de sensor usado.

Inicialmente, foi idealizado o uso de uma célula de carga com o intuito de avaliar a força transmitida aos dentes após o impacto no protetor bucal. No entanto, segundo (Westerman *et al.*, 2002b), o acelerómetro é vantajoso em relação à célula de carga, porque permite uma visão interna do impacto, uma vez que a aceleração e a força estão diretamente relacionadas, pela segunda lei de Newton, quando a massa é constante. Assim, a medição da aceleração indica as direções da força interna do impacto no material do protetor bucal (Westerman *et al.*, 2002b).

Desta forma, os sensores aplicados ao sistema seriam um acelerómetro uniaxial, porque as restantes direções não serão relevantes para o estudo e um extensómetro com uma boa resistência, de modo a que possa existir uma maior dissipação de energia.

É relevante mencionar que a posição dos sensores contribui para a avaliação da *performance* dos protetores bucais. No seu estudo, (Takeda, *et al.*, 2004a) relataram que o uso do extensómetro torna-se mais significativo quando aplicado no ponto de impacto, porque é a zona onde se deduz que a deformação será maior, enquanto que aplicar um

acelerómetro a uma certa distância do ponto de impacto conduz a melhores resultados, porque torna possível conhecer a distribuição da força transmitida ao componente que contem este sensor.

Assim, os extensómetros, foram aplicados no ponto de impacto, um na parte externa dos incisivos centrais, Figura 3.18, e outro na parte interna, Figura 3.19. Já o acelerómetro, Figura 3.20, foi aplicado aos diferentes objetos de impacto, na superfície oposta ao ponto de impacto.

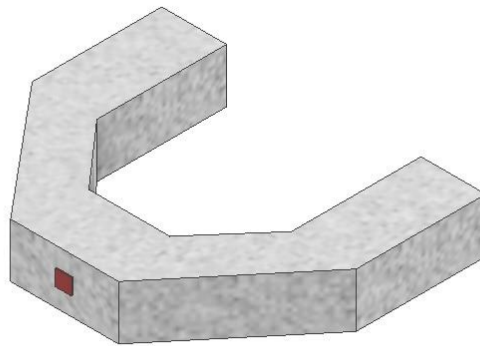


Figura 3.18. Extensómetro aplicado na parte externa dos incisivos centrais.

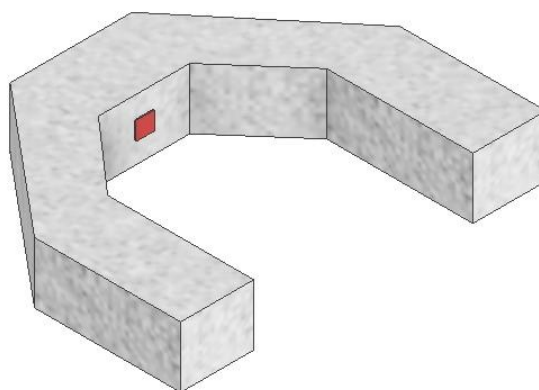


Figura 3.19. Extensómetro aplicado na parte interna dos incisivos centrais.

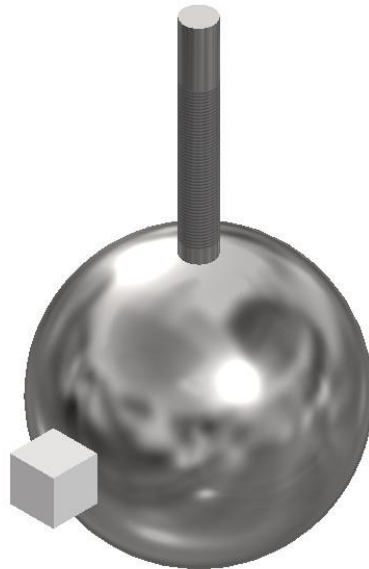


Figura 3.20. Acelerómetro aplicado no objeto de impacto (neste caso na esfera).

3.7. Mola

A mola serve para reproduzir o movimento da cabeça aquando um impacto, contribuindo para a sua absorção. Na realidade, sempre que existe um impacto no maxilar a cabeça do atleta não permanece imóvel, fazendo um movimento que não deve ser desprezado na análise experimental, de modo a ser possível uma replicação da realidade.

Este componente, Figura 3.21, foi soldado a dois blocos com espessuras distintas, sendo que um deles contém uma abertura para permitir o encaixe da maxila simulada e, outro, apresenta um veio roscado que servirá para fixar a mola ao suporte por meio de uma porca. A constante da mola e a sua deflexão máxima, já foram mencionadas anteriormente, sendo 0,5 kg/mm e 16 mm, respetivamente. Todo este modelo é em aço inoxidável.

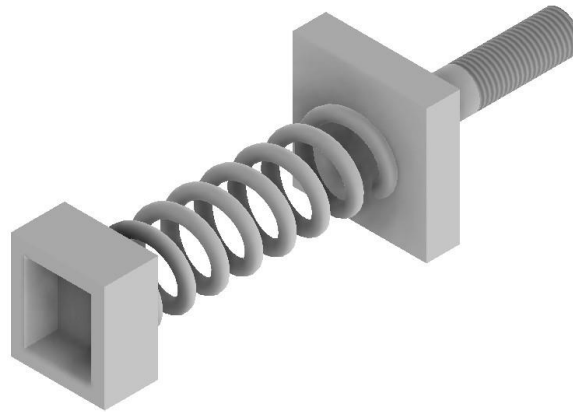


Figura 3.21. Mola soldada a dois blocos, um com furação para aplicação da maxila simulada e outro, com um veio roscado para fixar ao suporte.

3.8. Porca

A porca é o elemento que permite a fixação do modelo da mola ao seu suporte, a partir do seu aperto. Esta porca é sextavada, ou seja, a sua forma é hexagonal. O modelo da mesma é DIN EN 1661 – M6. Este componente (Figura 3.22) foi retirado do centro de conteúdo do Inventor.

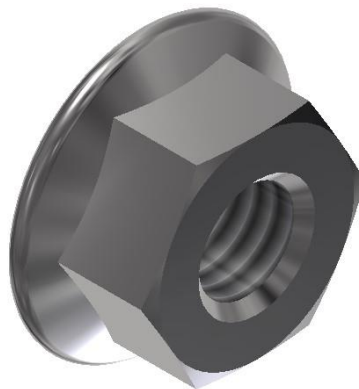


Figura 3.22. Porca sextavada retirada do centro de conteúdo do Inventor.

3.9. Chave

Este componente, apresentado na Figura 3.23, foi criado com o intuito de segurar o pêndulo, momentaneamente, a partir das furações existentes na estrutura, de modo a permitir um lançamento preciso no ângulo pretendido. Em conformidade com alguns dos componentes já mencionados, esta chave foi desenvolvida em aço inoxidável.



Figura 3.23. Chave que permite um lançamento exato do pêndulo.

3.10. Energia de impacto

A energia de impacto, E_{imp} , pode ser calculada em função da Equação (2.2).

A massa do pêndulo é de 80 g, mas decidiu-se desprezar a mesma para os cálculos, uma vez que não se sabe ao certo o seu contributo para a energia de impacto.

A massa do acelerómetro é de 4 g e, também, foi desprezada, por não ser considerada significativa.

Os valores de m , g e c são constantes, pelo que a energia irá variar exclusivamente segundo o ângulo do pêndulo.

Como $m = 0,4$ kg, $g = 9,81$ m/s e $c = 0,75$ m, tem-se que:

$$E_{imp,60^\circ} = 0,4 * 9,81 * 0,75 * (1 - \cos(60^\circ)) = 1,47 J \quad (3.1)$$

$$E_{imp,75^\circ} = 0,4 * 9,81 * 0,75 * (1 - \cos(75^\circ)) = 2,18 J \quad (3.2)$$

$$E_{imp,90^\circ} = 0,4 * 9,81 * 0,75 * (1 - \cos(90^\circ)) = 2,94 J \quad (3.3)$$

$$E_{imp,120^\circ} = 0,4 * 9,81 * 0,75 * (1 - \cos(120^\circ)) = 4,41 J \quad (3.4)$$

O sistema foi projetado para que fosse possível obter uma energia de impacto máxima de 4,4 J, isto porque este valor é a energia de referência de vários estudos como os apresentados por (Gomes, 2019; Westerman *et al.*, 2002a).

3.11. Análise de Tensões

3.11.1. Estrutura

Na Figura 3.24 está representada a distribuição de tensões que surgem na estrutura desenhada. Esta análise foi obtida através das ferramentas do Inventor, onde foi necessário definir algumas condições. A base foi considerada fixa e a carga aplicada de 4,7 N, que representa o peso do conjunto pêndulo-objeto de impacto. Esta carga foi dividida e aplicada, igualmente, aos dois suportes do pêndulo, com direção vertical e sentido de cima para baixo. A análise da estrutura foi feita com base no método dos elementos finitos, onde se fez uso de 22698 nós e 11980 elementos triangulares. É observável que a estrutura não apresenta pontos críticos de tensão, pelo que está bem dimensionada e, preparada para a carga a que estará exposta.

A configuração da malha foi igual tanto para a estrutura como para o pêndulo e é apresentada na .

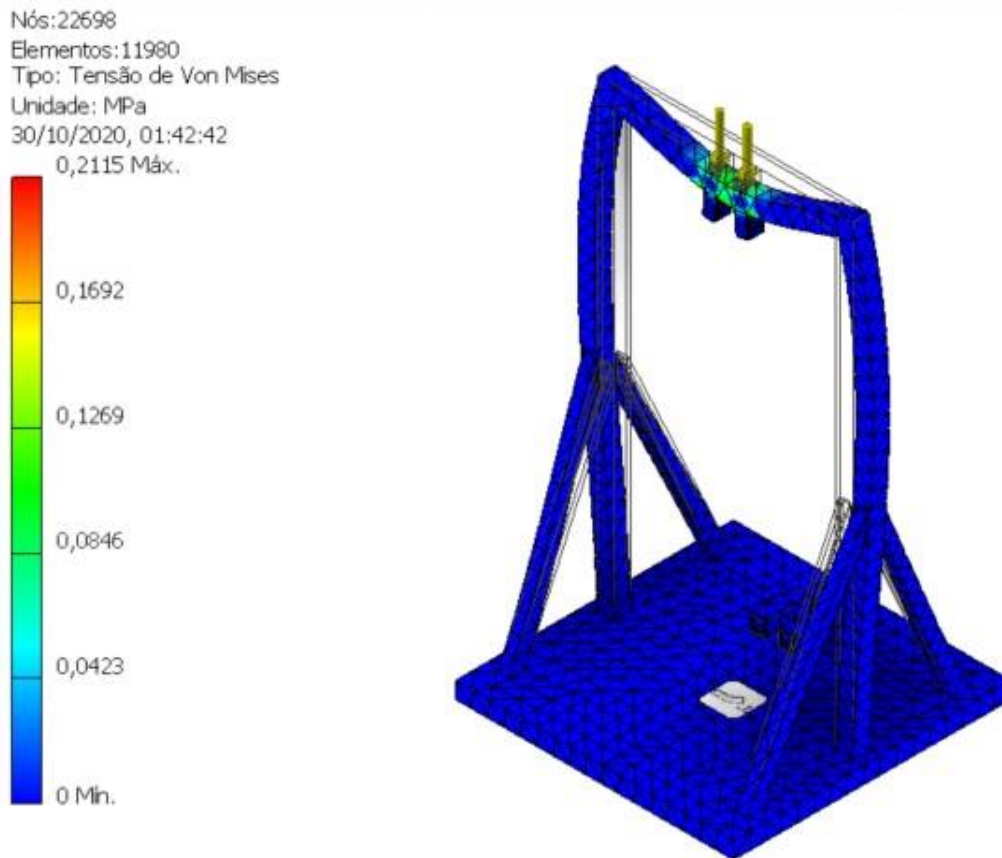


Figura 3.24. Análise de tensão à estrutura em aço inoxidável.

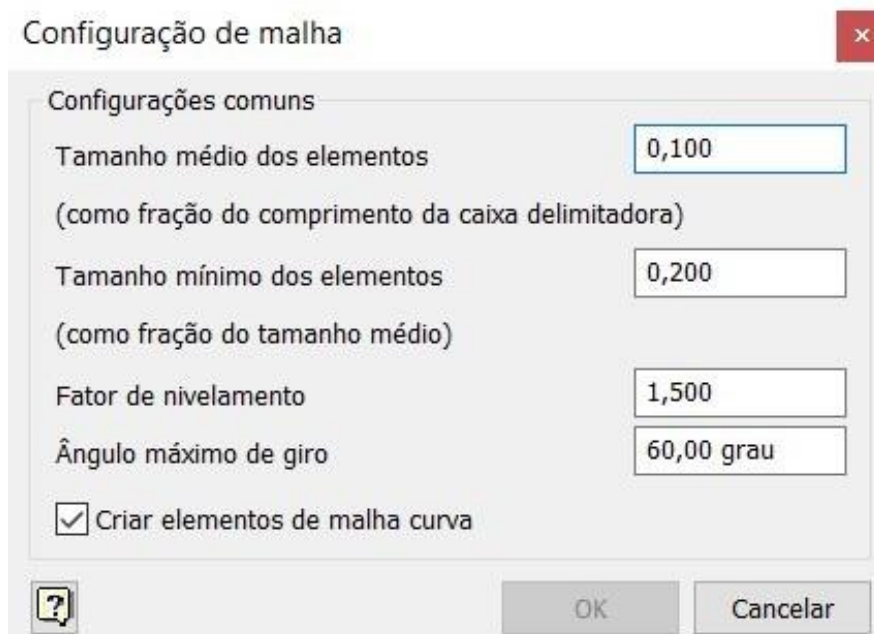


Figura 3.25. Configuração da malha para a estrutura e para o pêndulo.

3.11.2. Pêndulo

Para o caso do pêndulo, fez-se uso do mesmo método, onde foram analisados dois materiais, nylon e uma liga de alumínio 6061.

A restrição imposta foi que o tubo horizontal estaria fixo, o que na realidade não acontecerá, porque existe rotação do mesmo acoplado aos rolamentos. Esta foi a solução encontrada para ter uma referência sobre o comportamento do pêndulo, quando aplicada uma dada força. A força aplicada para esta simulação foi de 3,92 N, representando o peso do objeto de impacto. Considerou-se que o pêndulo estaria na horizontal, sendo a força aplicada na extremidade oposta à fixação, com direção vertical e sentido de cima para baixo. Fez-se uso, novamente, do método dos elementos finitos, recorrendo a 5541 nós e 2932 elementos triangulares para realizar esta simulação.

Quando o teste de análise de tensão ao pêndulo foi efetuado em nylon, o programa alertou para uma possível falha como é visível na Figura 3.26, pelo que se excluiu esta hipótese.

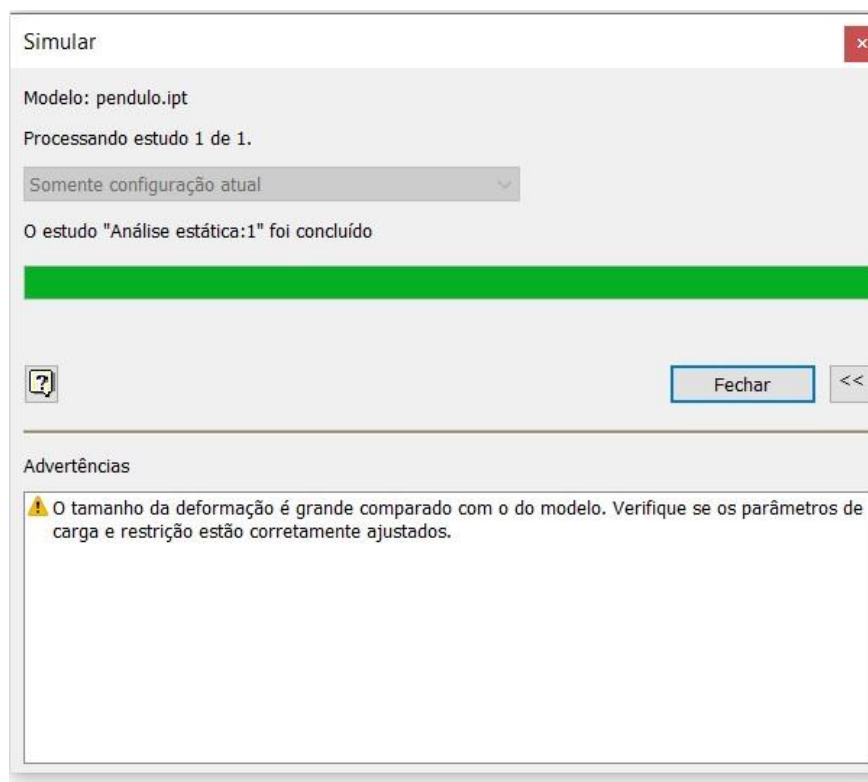


Figura 3.26. Falha na análise de tensão do pêndulo em nylon.

Para o caso em que o teste ao pêndulo foi feito em liga de alumínio 6061 (Figura 3.27), a tensão máxima obtida foi de 95 MPa, apresentado uma situação crítica perto da ligação dos tubos. O facto desta ligação ser soldada, reduz a tensão neste ponto crítico, uma vez que a soldadura é um reforço à propagação da falha do componente.

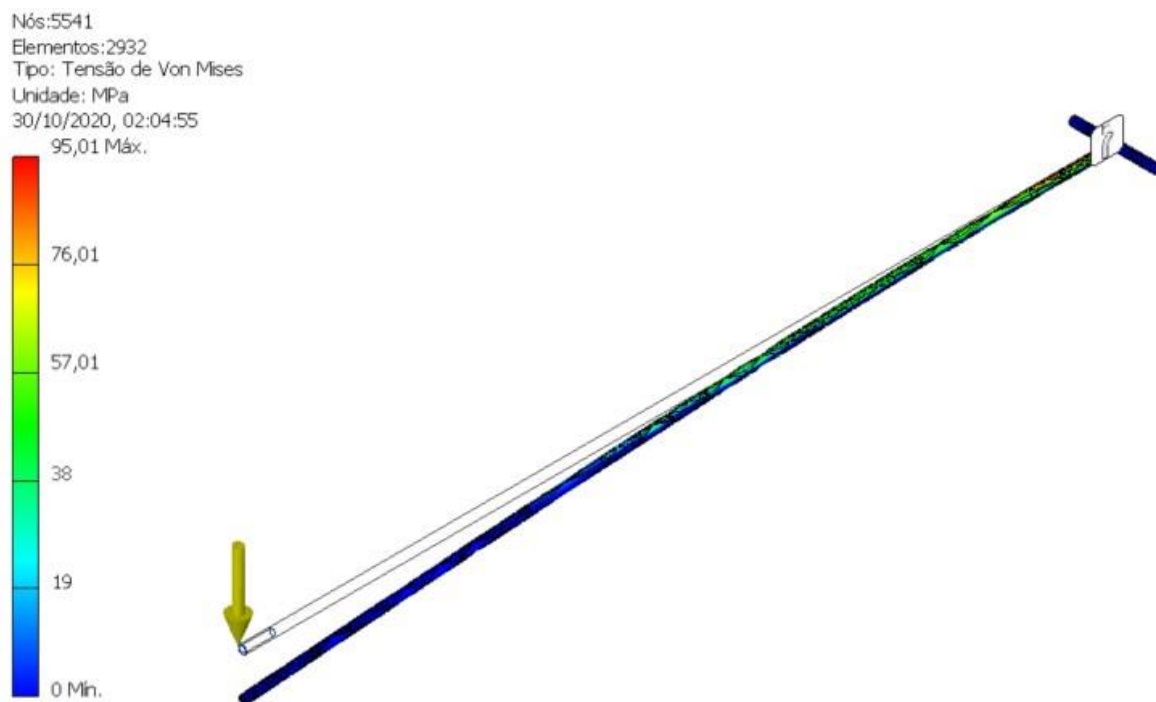


Figura 3.27. Análise de tensão ao pêndulo em liga de alumínio 6061.

3.12. Sistema completo

Após todas as iterações e correções feitas ao modelo, de modo a produzir um sistema que permite uma simulação de um impacto real na maxila, chegou-se ao produto final, representado na Figura 3.28, onde são satisfeitos os requisitos necessários para avaliar os protetores bucais.

No APÊNDICE A (Figura A.1 a Figura A.8) são apresentados os desenhos 2D, com todos os detalhes, de cada componente que constitui o sistema de pêndulo, de modo a que o mesmo possa ser concebido.

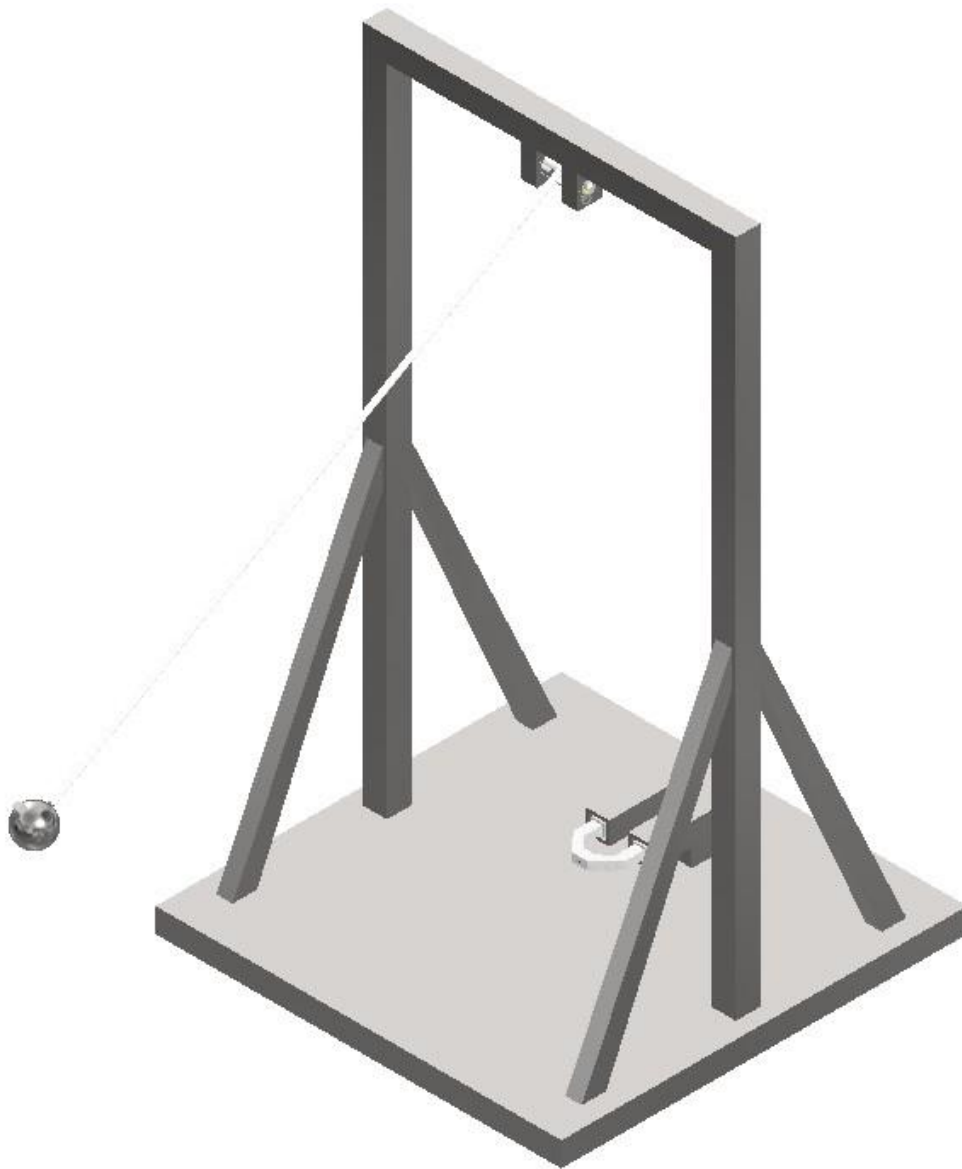


Figura 3.28. Modelo final do sistema de pêndulo completo.

4. CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

No mercado existem vários sistemas de impacto Charpy, no entanto, podem não ser capazes de satisfazer as condições específicas para o ensaio que se quer realizar respeitante aos protetores bucais.

Assim, com este estudo pretendeu-se criar uma ferramenta de teste capaz de responder de forma positiva aos desafios colocados pelos profissionais de saúde, atletas e equipas técnicas, no que à integridade física dos atletas diz respeito, quando sujeitos a solicitações de impacto durante a prática desportiva.

Após o término deste trabalho é possível chegar à conclusão que o sistema de pêndulo projetado consegue oferecer valores de energia de impacto significativamente menores, valores entre 1,47-4,41 J, do que o sistema de Charpy do Departamento de Engenharia Mecânica (DEM), que compreende valores entre 5-25 J. O sistema de pêndulo trabalha com ângulos de 60°, 75°, 90° e 120°, enquanto que o sistema do DEM trabalha apenas com o ângulo de 150°, ou seja, foi projetado um sistema de impacto que está em conformidade com alguns trabalhos já existentes na literatura aberta, mas mais compacto e robusto.

O equipamento projetado neste trabalho, permite o impacto no protetor bucal na sua forma final, enquanto que o sistema de Charpy, apenas permite impactar uma amostra padrão do material de protetor bucal.

4.1. Sugestões para trabalhos futuros

Para trabalho futuro sugere-se avaliar a contribuição da massa do pêndulo na energia de impacto, sendo esta 20% da massa do objeto de impacto, a sua contribuição deve ser significativa.

Seria interessante estudar a resistência ao impacto noutras regiões da boca, que não apenas nos incisivos centrais. Dessa forma, o sistema teria de permitir o encaixe da maxila simulada em posições diferentes.

Poderia, também, ser interessante simular uma maxila que permitisse algum movimento dos dentes, que representa o movimento normal dos mesmos e, contribui para a absorção de energia.

Outro aspeto que deixa alguma curiosidade é a relação entre a temperatura de execução dos testes com a energia absorvida, uma vez que apenas um estudo realizou esta experiência e, exclusivamente, para um material de protetor bucal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Auroy, P., Duchatelard, P., Zmantar, N. E., & Hennequin, M. (1996). Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouth guards. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(4), 463–471. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90045-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90045-1)
- Bemelmans, P., & Pfeiffer, P. (2001). Shock absorption capacities of mouthguards in different types and thicknesses. *International Journal of Sports Medicine*, 22(2), 149–153. <https://doi.org/10.1055/s-2001-11342>
- Bishop, B. M., Davies, E. H., & von Fraunhofer, J. A. (1985). Materials for mouth protectors. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 53(2), 256–261. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(85\)90123-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(85)90123-4)
- 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>
- Chalmers, D. J. (1998). Mouthguards. Protection for the mouth in rugby union. In *Sports Medicine* (Vol. 25, Issue 5, pp. 339–349). Springer. <https://doi.org/10.2165/00007256-199825050-00006>
- 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>
- Council, A. D. A., Access, O. N., Relations, I., Council, A. D. A., & Scientific, O. N. (2006). Using mouthguards to reduce the incidence and severity of sports-related oral injuries. *Journal of the American Dental Association*, 137(12), 1712–1720. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2006.0118>
- Craig, R. G., & Godwin, W. C. (2002). Properties of athletic mouth protectors and materials. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(2), 146–150. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00831.x>
- Cummins, N. K., & Spears, I. R. (2002). The effect of mouthguard design on stresses in the

- tooth-bone complex. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 942–947.
<https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00006>
- de Wet, F. A., Heyns, M., & Pretorius, J. (1999). Shock absorption potential of different mouth guard materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(3), 301–306.
[https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(99\)70084-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(99)70084-3)
- DECATHLON, Protetor bucal e o Boxe, Acedido a 15/10/20, URL:
<https://souesportista.decathlon.com.br/tipos-de-protetor-bucal-para-os-esportes-de-combate/>
- Dhillon, B. S., Sood, N., Sood, N., Sah, N., Arora, D., & Mahendra, A. (2014). Guarding the precious smile: incidence and prevention of injury in sports: a review. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 6(4), 104–107.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25214744>
- EKDANTAM™, Mouthguard | Types of Mouthguard, Acedido a 24/09/20, URL:
<https://www.ekdantamclinic.com/type-of-mouthguard-for-braces/>
- 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. J. (2019). Avaliação numérica da resistência ao impacto de diferentes protetores bucais para uso desportivo. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica na Especialidade de Instrumentação Biomédica. Faculdade de Medicina - Universidade de Coimbra, Coimbra.
- 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. K., & Göz, G. (1999). Experimental comparative study of various mouthguards. *Dental Traumatology*, 15(4), 157–163. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1999.tb00794.x>
- Jagger, R., Milward, P., & Waters, M. (2000). Properties of an Experimental Mouthguard Material. *International Journal of Prosthodontics*, 13(5), 416–419.
- 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 Medicine* (Vol. 37, Issue 2, pp. 117–144). Springer. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737020-00003>
- Low, D., Sumii, T., Swain, M. V., Ishigami, K., & Takeda, T. (2002). Instrumented indentation characterisation of mouth-guard materials. *Dental Materials*, 18(3), 211–215. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(01\)00084-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(01)00084-7)
- Newsome, P. R. H., Tran, D. C., & Cooke, M. S. (2001). The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: A review. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 11(6), 396–404. <https://doi.org/10.1046/j.0960-7439.2001.00304.x>
- Park, J. B., Shaull, K. L., Overton, B., & Donly, K. J. (1994). Improving mouth guards. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(4), 373–380. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90556-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90556-8)
- Rechner, R. A. (1973). American dental association bureau of dental health education. *School Health Review*, 4(5), 10–20. <https://doi.org/10.1080/00366579.1973.10613501>
- 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>
- 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>
- SKF®, Catálogo de Rolamentos, Acedido a 5/10/20, URL: <https://www.skf.com/pt/products/rolling-bearings>
- SKF®, Rolamentos rígidos de esferas, modelo W 607, Acedido a 5/10/20, URL:

<https://www.skf.com/pt/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ballbearings/productid-W%20607>

Takeda, T., Ishigami, K., Handa, J., Naitoh, K., Kurokawa, K., Shibusawa, M., Nakajima, K., & Kawamura, S. (2006). Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? *Dental Traumatology*, *22*(2), 77–82.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.2006.00361.x>

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. *Dental Traumatology*, *20*(1), 29–35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-4469.2004.00220.x>

Takeda, T., Ishigami, K., Shintaro, K., Nakajima, K., Shimada, A., & Regner, C. W. (2004). The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material. *Dental Traumatology*, *20*(1), 12–20.

<https://doi.org/10.1111/j.1600-4469.2004.00210.x>

Warnet, L., & Greasley, A. (2001). Transient forces generated by projectiles on variable quality mouthguards monitored by instrumented impact testing. *British Journal of Sports Medicine*, *35*(4), 257–262. <https://doi.org/10.1136/bjism.35.4.257>

Westerman, B., Stringfellow, P. M., & Eccleston, J. A. (2002). Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. *British Journal of Sports Medicine*, *36*(1), 51–53.

<https://doi.org/10.1136/bjism.36.1.51>

Westerman, Bill, Stringfellow, P. M., & Eccleston, J. A. (2002). EVA mouthguards: How thick should they be? *Dental Traumatology*, *18*(1), 24–27.

<https://doi.org/10.1034/j.1600-9657.2002.180103.x>

APÊNDICE A

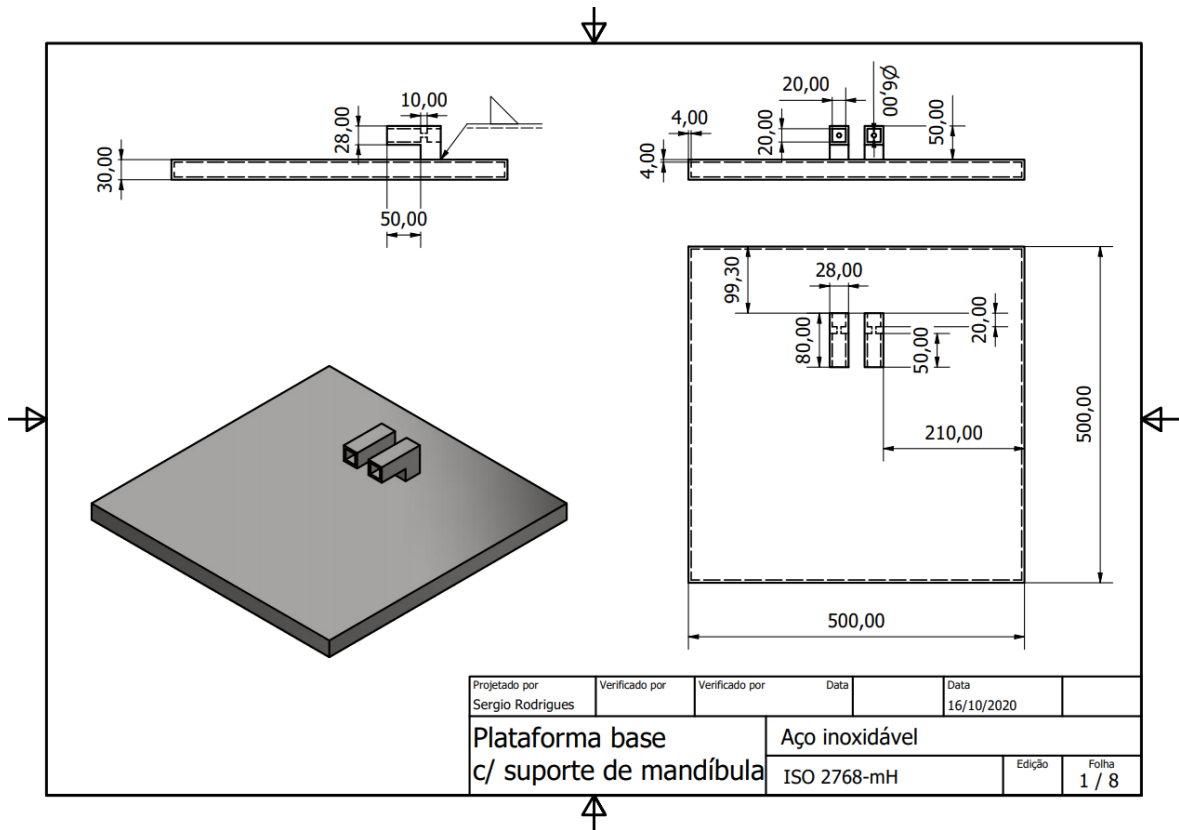


Figura A.1. Plataforma base com suporte de mandíbula em 2D no Inventor.

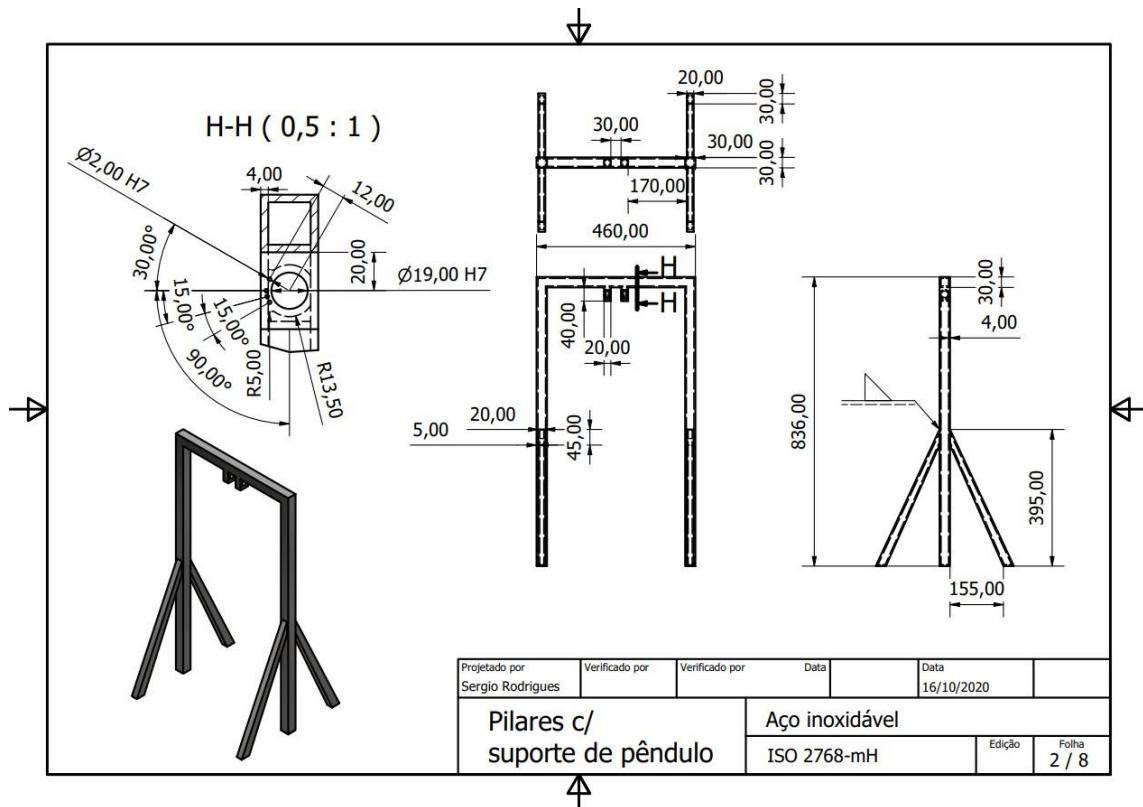


Figura A.2. Pilares com suporte de pêndulo em 2D no Inventor.

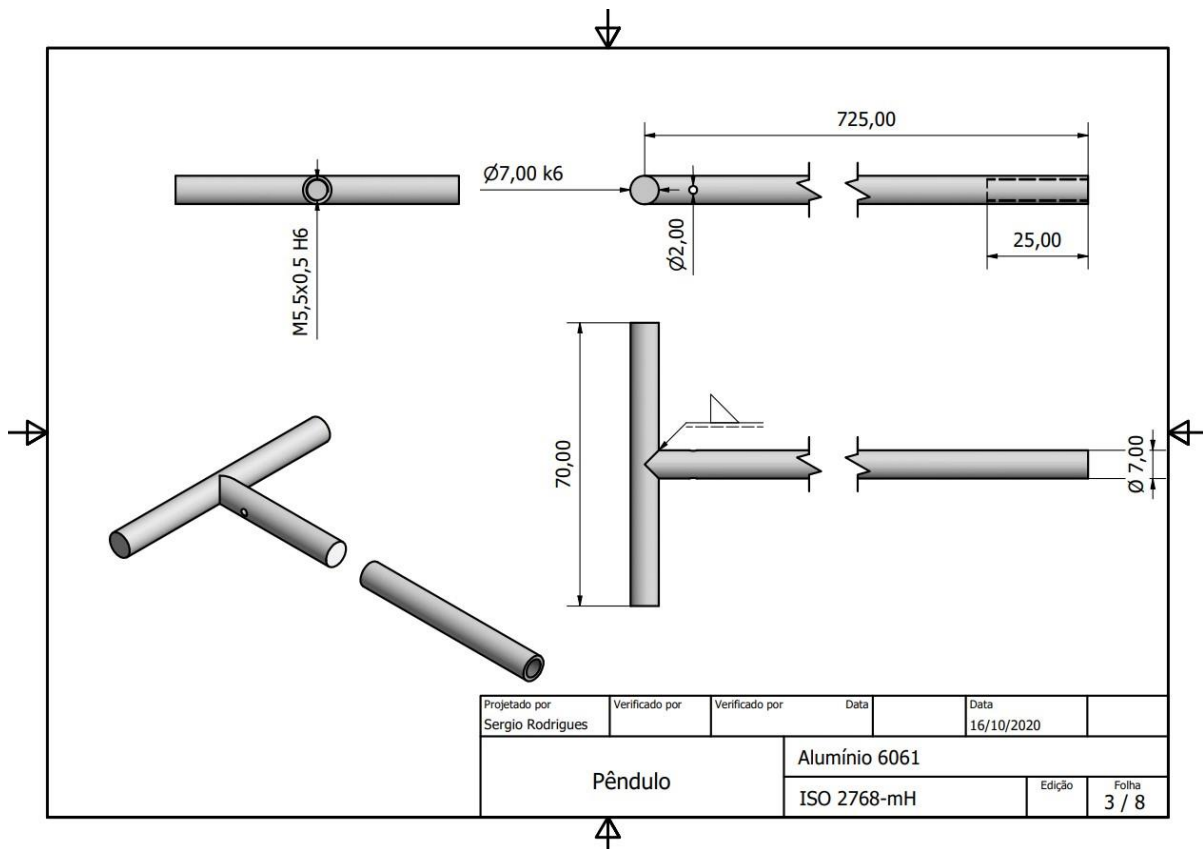


Figura A.3. Pêndulo em 2D no Inventor.

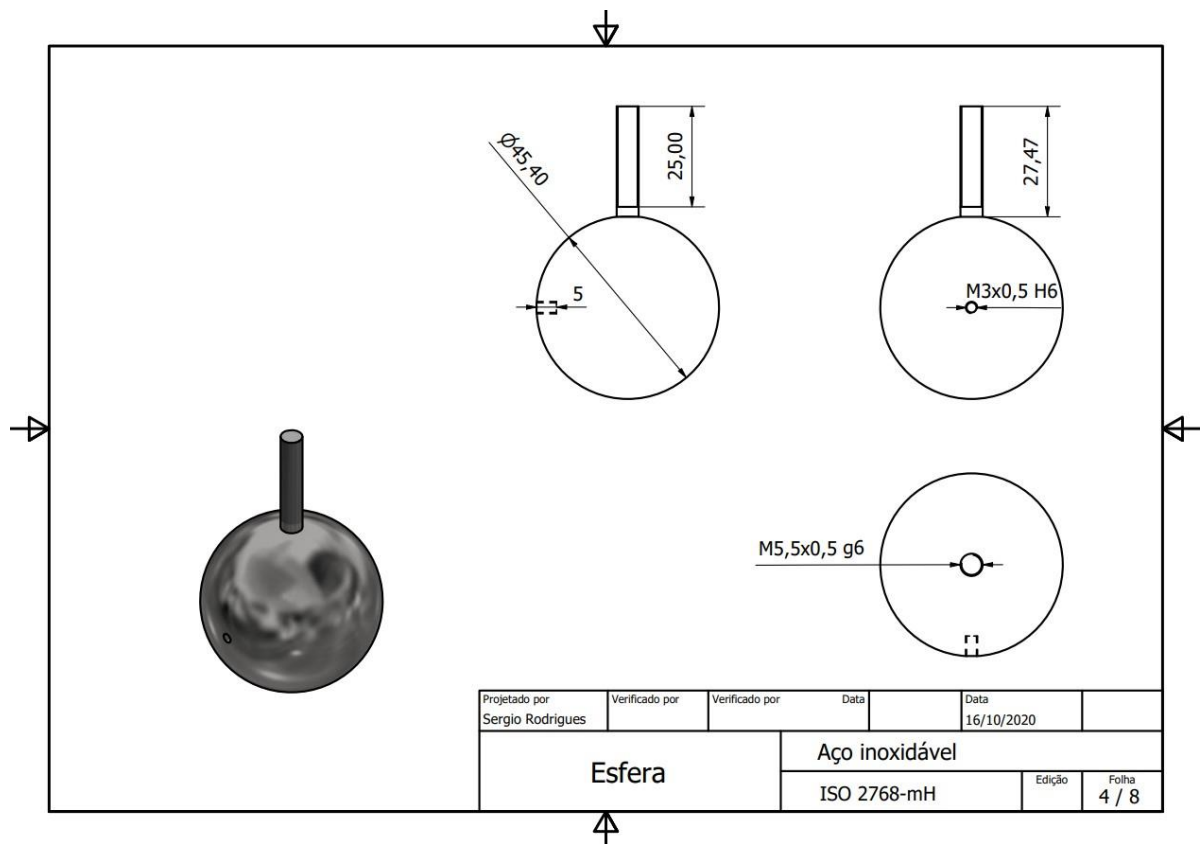


Figura A.4. Esfera em 2D no Inventor.

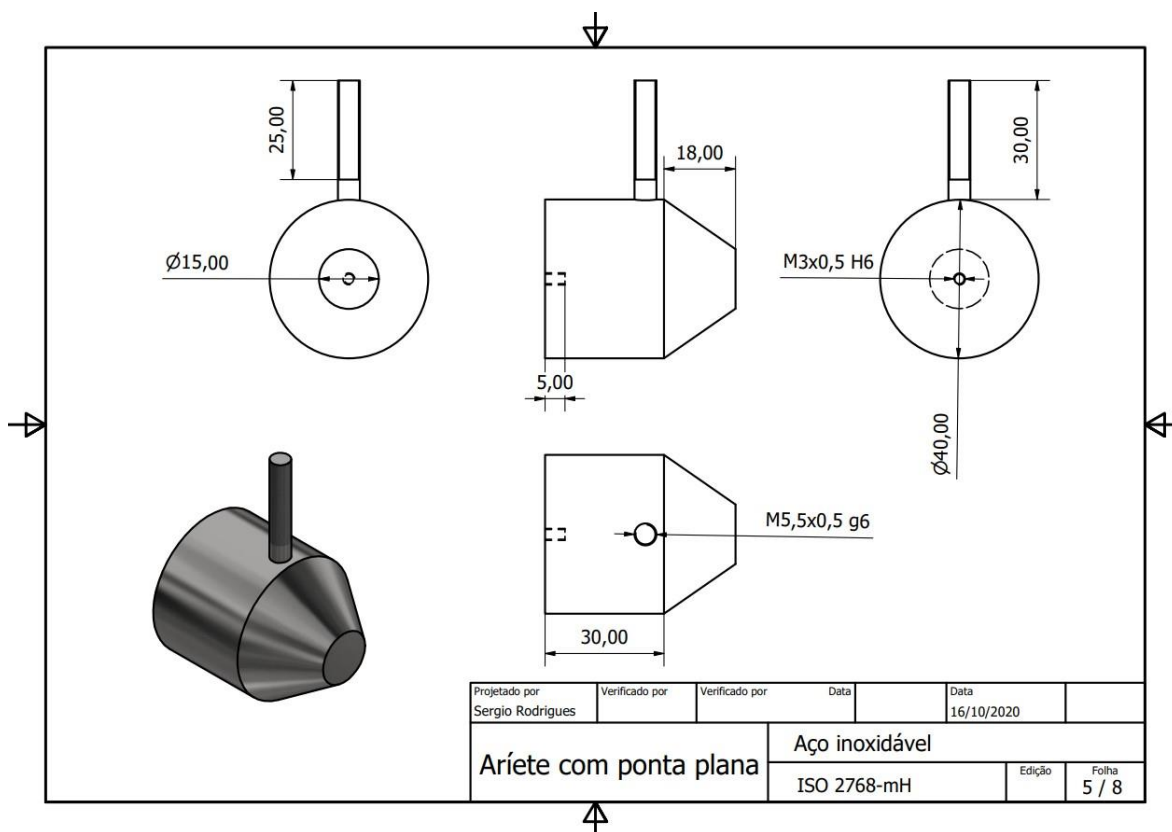


Figura A.5. Aríete com ponta plana em 2D no Inventor.

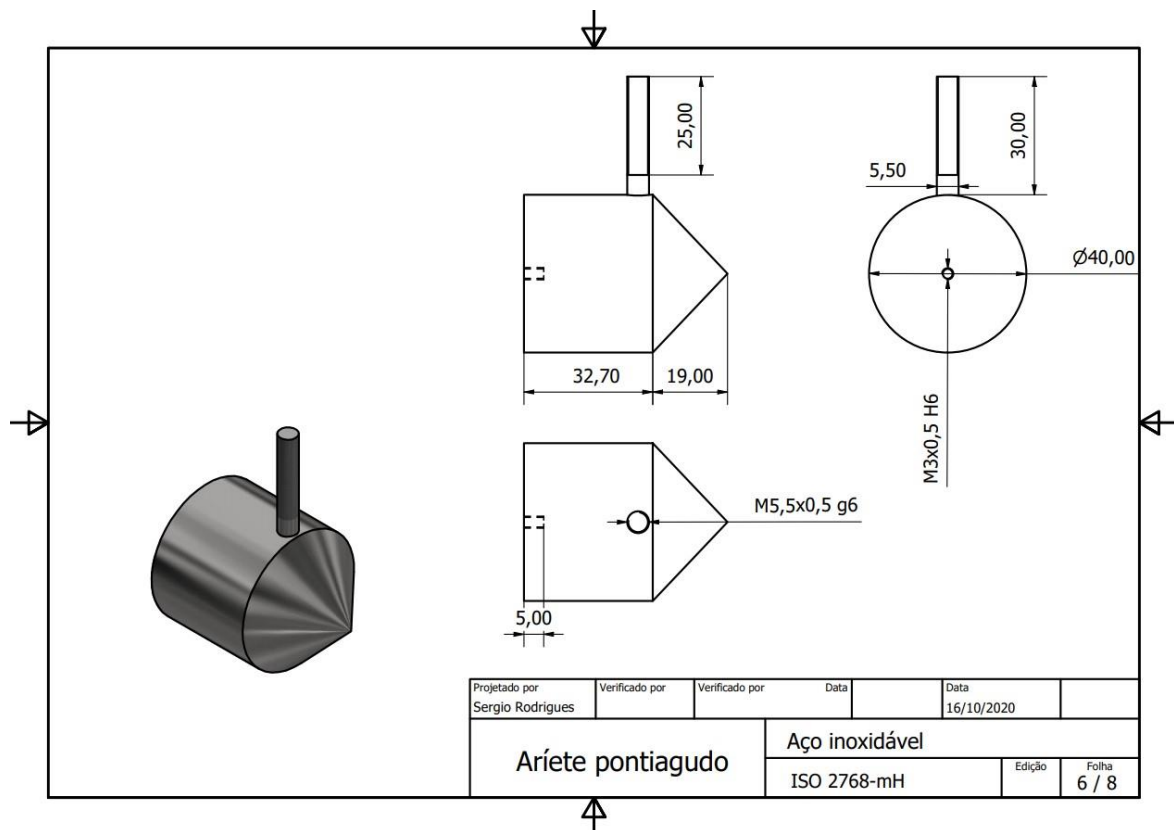


Figura A.6. Aríete pontiagudo em 2D no Inventor.

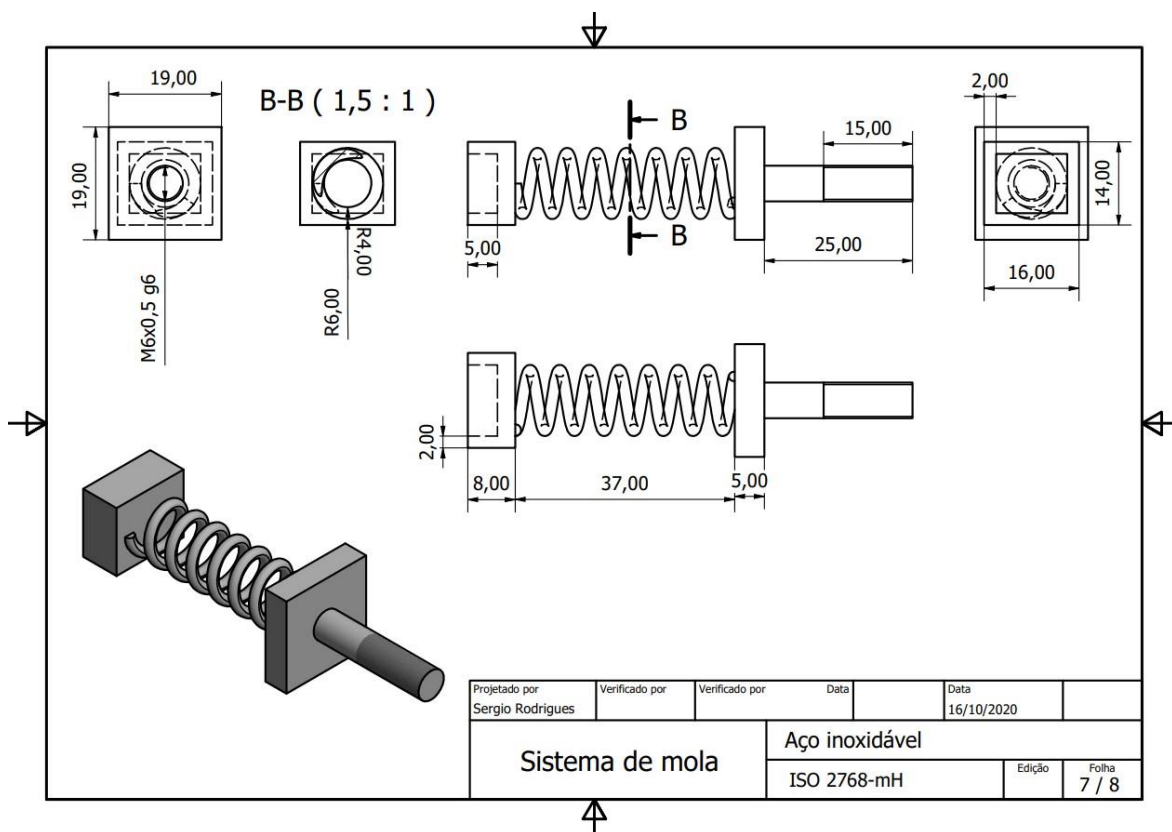


Figura A.7. Sistema de mola em 2D no Inventor.

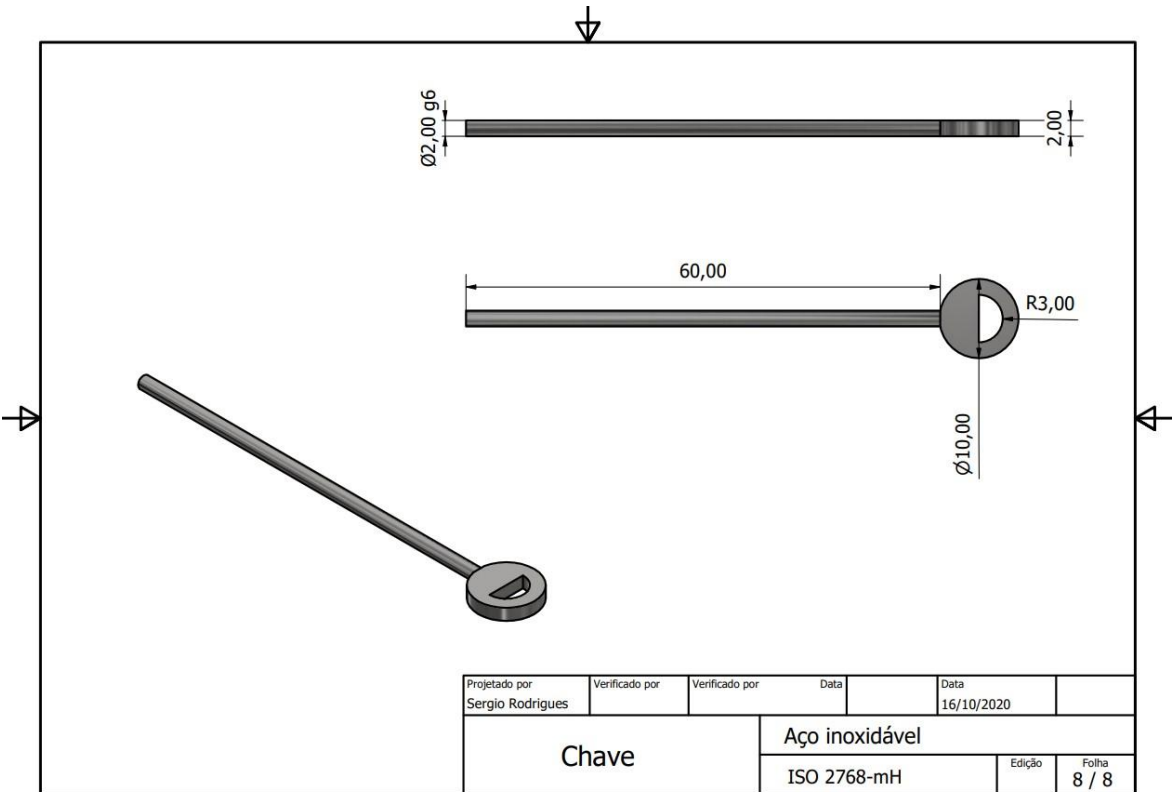


Figura A.8. Chave em 2D no Inventor.