

Laringoscópio Digital

António José Ramos Silva

Dissertação

Orientadores:

Prof. Joaquim Gabriel Mendes

Prof. Manuel Rodrigues Quintas



Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica

Opção de Automação

Setembro de 2010

*Nenhum homem realmente produtivo pensa
como se estivesse escrevendo uma dissertação.*
Albert Einstein

Ao Marco, as minhas desculpas

Resumo

O laringoscópio é um dispositivo médico com utilização generalizada na maioria dos hospitais por todo o mundo. Este dispositivo é utilizado quando surge a necessidade de realizar uma entubação oral, embora seja maioritariamente utilizado para entubações endotraqueais. A utilização deste dispositivo origina habitualmente alterações nos parâmetros do paciente (ritmo cardíaco, pressão arterial, etc.) devido à força aplicada sobre a língua e demais corpos moles. Acontece, que estes parâmetros são monitorizados em contínuo e servem de orientação ao anestesista para o controlo dos fármacos, podendo levar por isso a uma dosagem inadequada.

Com este trabalho pretende-se desenvolver um laringoscópio capaz de medir a força exercida durante uma laringoscopia, contribuindo desta forma para a melhoria da qualidade do serviço prestado aos pacientes.

Para medir o esforço aplicado, foram analisadas várias soluções baseadas em diferentes sensores e construídos protótipos de teste. A solução final foi desenvolvida recorrendo ao uso de extensómetros, pois foi a que apresentou os melhores resultados.

Para o projecto do novo laringoscópio foi realizada a modelação tridimensional de todos os componentes recorrendo ao Solidworks®, mantendo as dimensões e aparência do dispositivo base. Foram feitos os desenhos de definição dos componentes mecânicos, estando estes actualmente em construção, esperando ainda durante o mês de Setembro realizar a montagem e teste do conjunto.

Para evitar a utilização de fios na comunicação com o computador, foi adquirido um módulo Bluetooth®. A aplicação informática desenvolvida permite a visualização da força em tempo real e o seu registo para análises futuras. A sua interface foi testada por diversos utilizadores para garantir a sua fiabilidade/usabilidade. A iluminação do laringoscópio tradicional com lâmpada de xénon foi substituída por um LED de iluminação tendo sido obtidos melhores resultados. Também a pilha foi trocada por uma bateria recarregável, mais económica e ecológica.

Abstract

A laryngoscope is a medical device commonly used in most hospitals worldwide. This device is used to conduct an oral or endotracheal intubation. This device typically leads to changes in some of the patient parameters (heart rate, blood pressure, etc.) due to the force applied on the tongue and other soft-tissues. However, these parameters are being monitored continuously, and provide guidance for the anesthetist to control the drugs, which may leads to an inadequate dosage.

This work aims to develop a laryngoscope capable of measuring the force applied during a laryngoscopy, thus contributing to improve the quality of service provided to the patients.

In order to measure the applied force, several solutions, based on different sensors, were analyzed and tested. Since strain gages were the ones that produced best results, the final system was developed using this solution.

A three-dimensional modeling of the components of the new laryngoscope was performed using the Solidworks®, helping to maintain the weight and layout of the original device. The technical drawings were made for all mechanical components, being currently under construction, hoping to perform the assembly and test the prototype still in September.

A Bluetooth® module was purchased to avoid the use of wires in the communication with computer. The developed software displays the real-time force and records data for future analysis. Various users to ensure its reliability/usability tested the interface. The traditional laryngoscope xenon lighting lamp, was replaced by a LED having achieved better results. In addition, the battery was replaced with a rechargeable battery.

Agradecimentos

Queria agradecer a todas as pessoas que me ajudaram, sem as quais não teria conseguido realizar este trabalho.

Queria agradecer ao professor Joaquim Gabriel Mendes da FEUP, por me ter dado a oportunidade, apoio e orientação para realizar este trabalho, aqui deixo o meu sincero obrigado.

Em seguida quero agradecer ao professor Manuel Quintas da FEUP, co-orientador deste trabalho, cujo contributo foi indispensável.

Em seguida quero deixar aqui os meus agradecimentos ao Doutor Pedro Amorim do Hospital de Sto. António do Porto, pelas oportunidades criadas para a realização de todos os testes e pela ajuda na compreensão de várias questões de índole médica.

Quero também dizer obrigado ao investigador Carlos Teixeira da FEUP, pela ajuda na área da electrónica, e à Joana Teixeira, aluna do ICBAS, pelo apoio prestado na realização de vários testes e integração em vários procedimentos hospitalares. Ao Eng. Jorge Reis, agradeço a ajuda no trabalho metuculoso da montagem dos extensómetros no sensor de força.

Não podia deixar de agradecer igualmente a todos os meus colegas que me deram apoio nas alturas mais difíceis.

À Reitoria da Universidade do Porto gostaria de deixar aqui o meu apreço pela oportunidade criada para a concretização deste trabalho através do programa “Projectos de Investigação na Pre-graduação”.

Como não podia deixar de ser, quero agradecer a toda a minha família e amigos, em especial à minha mãe, pela oportunidade que me deram de tirar este curso que estou prestes a terminar.

Índice de conteúdo

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Motivação.....	2
1.2	Objectivos deste trabalho	3
1.3	Resultados principais	4
1.4	Organização do trabalho	5
2	ESTADO DA ARTE	7
2.1	Contextualização	8
2.1.1	Contextualização histórica	8
2.1.2	Contextualização técnica	10
2.2	Normalização em dispositivos médicos	12
2.3	Laringoscópios comerciais.....	13
2.4	Análise de trabalhos anteriores.....	16
3	ESTUDOS INICIAIS	19
3.1	Estudo do dispositivo	20
3.2	Análise do problema	21
3.2.1	Análise de esforços - simplificada.....	22
3.2.2	Análise detalhada	24
3.3	Possíveis soluções para medição da força	29
3.3.1	Solução baseada num sensor piezoresistivo.....	31
3.3.2	Solução baseada no sensor de efeito de Hall	33
3.3.3	Solução baseada em extensómetros	36
3.4	Conclusão do capítulo	39
4	DESENVOLVIMENTO	41
4.1	Projecto mecânico	42
4.1.1.	Dimensionamento dos componentes mecânicos	52
4.2	Electrónica e comunicação sem fios	55
4.3	Programa de leitura e análise de dados	63
4.4	Conclusões do capítulo	68

5	ENSAIOS EXPERIMENTAIS.....	69
5.1	Procedimentos	70
5.2	Análise de resultados	72
6	CONCLUSÃO.....	77
6.1	Comentários finais	78
6.2	Trabalhos futuros	79
7	Referencias	81
8	ANEXOS.....	85
	Anexo A Estudos complementares	85
	Anexo B Cálculos estruturais	89
	Anexo C Publicações realizadas no âmbito deste trabalho	97
	KEYWORDS	106
	Anexo D Desenhos técnicos.....	111

Índice de figuras

Figura 2.1 Exemplos do teste de Mallampati (modificações de Young e Samssoon)	10
Figura 2.2 Diagrama de blocos do procedimento anestésico	11
Figura 2.3 Exemplos de video-laringoscópios A[4], B1[5], B2[6]	13
Figura 2.4 Laringoscópios de observação directa A[7], B[8], C[9], D[10], E[11].....	15
Figura 2.5 Punho para medir força e momento torsor	16
Figura 2.6 Princípio de funcionamento e protótipo do dispositivo	17
Figura 2.7 Lâminas Macintosh® modificada [17].....	18
Figura 3.1 Laringoscópio (Welch Allen)	20
Figura 3.2 A) Componentes do laringoscópio inicial estudado; B) Aspecto da montagem	21
Figura 3.3 Zona de contacto do laringoscópio com o paciente [20].....	22
Figura 3.4 A) Forças aplicadas no laringoscópio; B) Forças aplicadas na lâmina	23
Figura 3.5 Contacto com os dentes durante a laringoscopia	25
Figura 3.6 A) Análise das forças num laringoscópio; B) Análise das forças na lâmina.....	26
Figura 3.7 Utilização do laringoscópio	27
Figura 3.8 Zona de pressão estimada, segundo os testes efectuados	28
Figura 3.9 Solução inicial para a medição da força.....	29
Figura 3.10 Exemplos de forças patentes numa laringoscopia.....	30
Figura 3.11 Protótipo de testes	31
Figura 3.12 Montagem com sensor piezoresistivo	32
Figura 3.13 Sensor flexiforce da Tekscan	32
Figura 3.14 Montagem com sensor de efeito de hall	34
Figura 3.15 Montagem com extensómetros	36
Figura 3.16 Pino de ataque com extensómetros	38
Figura 3.17 Esquema de medição utilizando uma ponte de Wheatstone	39
Figura 4.1 Imagem ilustrativa dos constituintes da solução final.....	43
Figura 4.2 Montagem final, modelação da cabeça do laringoscópio.....	45
Figura 4.3 Elemento sensor com extensómetros	46
Figura 4.4 Modelação 3D dos componentes electrónicos e espaçadores.....	47
Figura 4.5 Modelação 3D dos espaçadores e pilha.....	48
Figura 4.6 Extremidade do berço.....	49
Figura 4.7 Componentes da extremidade inferior do punho	50

Figura 4.8 LED de aviso e respectiva montagem	51
Figura 4.9 A) Encosto da placa de iluminação; B) Montagem do LED de iluminação	52
Figura 4.10 Modelo do elemento sensor	53
Figura 4.11 Esquema simplificado de forças.....	54
Figura 4.12 Imagem do resultado obtido pelo cálculo de elementos finitos	55
Figura 4.13 Esquema de ligações.....	56
Figura 4.14 Módulo de condicionamento de sinal ICA2 H.....	57
Figura 4.15 Módulo de comunicação sem fios Sparkfun™ Ref.: WRL-00582.....	59
Figura 4.16 Esquema electrónico global	60
Figura 4.17 Luminosidade da lâmina nova vs lamina usada	61
Figura 4.18 Algoritmo da aplicação informática	63
Figura 4.19 Resultado dos filtros implementados.....	64
Figura 4.20 Aplicação informática, separador <i>MAIN</i>	65
Figura 4.21 Aplicação informática, separador <i>VIEW / SETUP</i>	66
Figura 4.22 Bloco geral de programação da aplicação desenvolvida	67
Figura 5.1 Posições frontais de aplicação da força de calibração	70
Figura 5.2 Princípio de obtenção do ganho	71
Figura 5.3 A) Laringoscópio original, B) Laringoscópio digital	72
Figura 5.4 Iluminação comercial e iluminação por LED	73
Figura 5.5 Comparação entre iluminação dos laringoscópios	74
Figura 8.1 Esquema simplificado de forças.....	86
Figura 8.2 Solução de medição de força alternativa	87
Figura 8.3 Esquema de medição para a solução alternativa	87
Figura 8.4 Esquema simplificado de forças e tensões.....	88
Figura 8.5 Imagem do resultado obtido pelo cálculo de elementos finitos, com tensões e mesh	92

Índice de tabelas

Tabela 3.1 Análise do sensor piezoresistivo	33
Tabela 3.2 Leitura do sensor de efeito de Hall	35
Tabela 3.3 Tensão mecânica no pino em função da área escolhida	37
Tabela 3.4 Resumo da análise dos sensores	39
Tabela 4.1 Principais características do módulo ICA 2 H	58
Tabela 4.2 Teste de luminosidade do LED	62

Índice de equações

Equações 3.1.....	22
Equações 3.2.....	23
Equações 3.3.....	23
Equações 3.4.....	24
Equações 3.5.....	26
Equação 3.6	37
Equação 4.1	53
Equação 4.2	54
Equações 8.1.....	86
Equações 8.2.....	88

Índice de símbolos

F – Força patente na garganta do paciente (N)

F_1 – Força exercida no punho na direcção do eixo y (N)

F_2 – Força exercida no punho na direcção do eixo x (N)

M_1 – Momento exercido no punho (Nm)

F_a - Força no pino de ataque (N)

F_b – Força no pino de rotação (N)

F_d - Força exercida pelos dentes na lâmina de laringoscópio (N)

a – Distância desde a base de encosto até o centro do pino de ataque no eixo x (m)

b – Distância desde o pino de rotação até à força F (m)

d – Distância desde o pino de rotação até ao ponto de aplicação da força F_d (m)

α – Ângulo entre o eixo x e a direcção de b (rad)

β – Ângulo entre o eixo x e a direcção de F (rad)

ε – Ângulo entre o eixo x e a direcção de F_d (rad)

σ_1 – Tensão mecânica na face esquerda (MPa)

σ_2 – Tensão mecânica na face direita (MPa)

1 INTRODUÇÃO

Este trabalho foi realizado no âmbito da disciplina de Dissertação, do Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica, especialização em Automação, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto.

O trabalho realizado teve como orientador o Prof. Joaquim Gabriel e co-orientador o Prof. Manuel Quintas. Contou também com a participação do Dr. Pedro Amorim na qualidade de médico especialista.

Neste capítulo inicial é feito o enquadramento do problema em análise e a solução proposta, objectivo deste trabalho. São também apresentados os principais resultados conseguidos e a organização global do documento.

1.1 Motivação

A laringoscopia, tal como aqui abordada, é um procedimento executado por anestesistas para realizar a ventilação de um paciente quando este é sujeito a uma anestesia geral.

De modo a permitir a realização de uma cirurgia, é habitual administrar ao paciente um conjunto de fármacos designados no seu todo por anestesia. Com este procedimento o paciente fica inconsciente, com, os músculos relaxados e as acções musculares inibidas, perdendo eventualmente a capacidade de respirar de uma forma autónoma.

Existem duas formas de realizar a ventilação auxiliar a um paciente: usando uma máscara ou por entubação endotraqueal. Esta última mostrou-se, ao longo dos anos, como sendo a solução mais eficaz e, por esta razão, a laringoscopia é actualmente o recurso mais utilizado em intervenções cirúrgicas.

Para realizar a ventilação assistida por meio de entubação, podem ser utilizados dois procedimentos. O primeiro consiste em introduzir um tubo endotraqueal na garganta do paciente de forma a fazer uma ventilação directa aos pulmões, e o segundo é criar uma incisão na garganta do paciente por onde é introduzido o referido tubo. Pelo facto deste último exigir uma incisão no paciente, apenas é utilizado no caso do primeiro não ser possível.

A laringoscopia pode ser dividida em dois tipos: observação directa e indirecta. Na observação directa o médico visualiza as cordas vocais directamente (a olho nu); enquanto na observação indirecta, o médico observa-as de uma forma indirecta, normalmente utilizando uma câmara de vídeo. Pelo facto da observação indirecta implicar equipamento mais oneroso, esta técnica não é tão difundida.

O facto da utilização do laringoscópio implicar a aplicação de uma força elevada sobre a língua do paciente provoca alterações na pressão arterial, no ritmo cardíaco, entre outros sintomas. Sendo a anestesia administrada monitorizando em contínuo estes parâmetros, o anestesista não consegue distinguir se as variações observadas são resultados de uma má dosagem dos fármacos ou da laringoscopia.

Supondo que é possível relacionar a força exercida na língua do paciente com a variação de alguns parâmetros, os médicos poderiam fazer uma melhor dosagem do anestésico, melhorando assim a qualidade de vida do paciente. Por outro lado, o conhecimento do esforço aplicado em tempo real, ajudará o profissional de saúde a melhor controlar a força aplicada.

Os casos de laringoscopias directas, consideradas difíceis em anestesia geral, são diminutas, entre 1,5% a 8,5%, as entubações endotraqueais falhadas entre 0,12% e 0,3% [1], e cerca de 30% das mortes, totalmente atribuíveis à anestesia, estão associados a problemas nas vias aéreas [1]. Associado ao facto de em Portugal serem realizadas cerca de 4 laringoscopias directas diariamente em cada hospital, foi estimado que: Em Portugal e por hospital e por ano, poderão existir entre 14 e 80 casos com elevada probabilidade de morte. É este número que o dispositivo aqui apresentado pretende ajudar a reduzir.

No processo de aprendizagem da laringoscopia, o dispositivo aqui apresentado pode vir a desempenhar um papel importante, possibilitando que os estudantes de medicina em geral, e os estudantes de anestesiologia em particular, possam saber qual a força que estão a aplicar ao paciente, diminuindo o seu tempo de aprendizagem e melhorando a eficácia das manobras.

Dependendo do “entusiasmo” e do impacto que este dispositivo possa vir a ter na comunidade médica, pode ainda levar a que os fabricantes de simuladores possam vir a dotar os seus produtos da capacidade de comunicação com o Laringoscópio Digital, alargando a informação disponível para os estudantes, durante a sua formação médica.

1.2 Objectivos deste trabalho

Este projecto tem por objectivo principal o desenvolvimento de uma solução para integrar no laringoscópio que possibilite a medição da força exercida no paciente durante a laringoscopia, sem alterar significativamente o aspecto exterior, nem o peso.

Assim, foi proposto a alteração do laringoscópio da Welch Allyn¹, modelo igual ao utilizado pelo serviço de Anestesiologia do Hospital Geral de Santo António (lâmina do tipo Macintosh de tamanho 3), no sentido de o dotar da capacidade de medição e análise em tempo real da força aplicada.

Para melhor avaliar os esforços aplicados ao laringoscópio, e determinar a localização mais adequada para a colocação dos sensores, deve ser feito o desenho 3D rigoroso. Este modelo 3D deverá permitir mais tarde desenvolver uma análise por elementos finitos dos esforços, tensões e deformações aplicadas na lâmina. Para a realização dos testes do dispositivo utilizar-se á um manequim e pesos devidamente calibrados.

Terminado este estudo, o laringoscópio deverá ser redesenhado de modo a permitir a acomodação de um (ou mais) sensor de força (resolução mínima de 1N), tentando manter a ergonomia e a funcionalidade do dispositivo. Os sinais dos sensores, depois de devidamente condicionados, deverão ser lidos por uma placa de aquisição de dados ligada a um computador.

Finalmente deverá ser desenvolvido um módulo de interface que permita a fácil e imediata percepção do nível de esforço, através de um conjunto de leds de sinalização (estes podem ser substituídos por outra solução que produza o mesmo efeito). Este módulo deverá ser integrado no laringoscópio tornando-o assim independente do computador.

¹ Este viria a ser trocado por laringoscópio da marca Truphatek®

Com este trabalho é esperado:

- um modelo em SolidWorks® 3D de um laringoscópio;
- modelo de elementos finitos de um laringoscópio;
- medição da força aplicada entre o punho e a lâmina (sensores de força);
- software de aquisição de dados da força;
- módulo de condicionamento dos sensores de força;
- módulo de interface com o utilizador.

1.3 Resultados principais

O laringoscópio desenvolvido e aqui apresentado apresenta uma aparência global muito semelhante ao laringoscópio de base. A diferença de peso entre o Laringoscópio Digital o laringoscópio de base é muito reduzida, pelo que quando comparada a manipulação dos dois, esta é idêntica.

Existiu uma enorme preocupação com o sistema de iluminação. A troca da cor âmbar do xénon por um LED de luz branca veio melhorar bastante a qualidade da iluminação, mantendo as cores naturais dos objectos e reduzindo substancialmente o consumo energético. O Laringoscópio Digital proporciona uma maior área de iluminação, não diminuindo a intensidade luminosa na área central onde é mais necessária.

Um dos aspectos mais importantes deste trabalho é a sensibilidade do sistema de medição da força. Não sendo possível eliminar completamente o ruído do sinal electrónico do sistema de medição, foram introduzidos alguns filtros na aplicação informática diminuindo desta forma o ruído presente na medição de força para cerca de 5 gf.

Para testar a funcionalidade da aplicação informática, esta foi utilizada por 10 pessoas, professores e alunos da FEUP. Metade do grupo teve uma formação no software, enquanto a outra metade recorreram em exclusivo às dicas rápidas patentes no separador *QUICK START* da aplicação. Tendo todos eles conseguido efectuar com sucesso as leituras, realizar as gravações das mesmas e fazer a sua reprodução, mostrando que a aplicação informática desenvolvida é de um uso bastante intuitivo

1.4 Organização do trabalho

Este documento pode ser dividido em quatro grandes partes materializadas nos capítulos seguintes.

No **primeiro** capítulo é descrito o problema ao qual pretende dar solução e objectivo deste trabalho. São também apresentados os principais resultados conseguidos e a organização global do documento.

No **segundo** capítulo, é apresentada a evolução dos procedimentos anestésicos até aos dias de hoje. Como qualquer dispositivo médico, os laringoscópios tem de cumprir certos requisitos para estarem de acordo com a lei em vigor, tanto em Portugal como na Comunidade Europeia, sendo estes aqui mencionados. Serão também referidos neste capítulo alguns laringoscópios comerciais e as suas principais características, bem como analisadas algumas tentativas de medição da força na laringoscopia por parte de outras equipas de investigação.

Não existindo nenhum laringoscópio comercial capaz de medir força, no **terceiro** capítulo são apresentadas as principais características e atributos do que comercialmente existe no mercado. É analisado o problema de medição da força e deduzidas as respectivas equações. São ainda apresentadas e testadas três soluções diferentes de medição da força. Por fim, é feita uma análise aos primeiros resultados, o que possibilitou o desenvolvimento do protótipo.

No capítulo seguinte, **quarto**, é apresentado o projecto mecânico e o dimensionamento dos componentes mecânicos mais importantes. É também apresentada a solução electrónica, incluindo a comunicação sem fios. A aplicação informática para aquisição e tratamento de dados é mencionada no final deste capítulo, o manual de utilização encontra-se em anexo.

O capítulo **cinco** é dedicado ao método de caracterização do laringoscópio, são mencionados alguns testes experimentais e é feita uma análise aos principais resultados.

Terminado o trabalho, surge a necessidade de retirar conclusões sobre o mesmo, estas estão patentes no capítulo **seis**. Neste capítulo são também apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros.

2 ESTADO DA ARTE

Este capítulo descreve como surgiu a anestesia e como evoluiu até aos dias de hoje, para melhor compreender algumas das questões que se levantam durante a realização de uma laringoscopia.

Como qualquer dispositivo médico, os laringoscópios tem de cumprir certos requisitos para estarem de acordo com a legislação em vigor, tanto em Portugal como na Comunidade Europeia, razão pela qual é feita alusão a algumas das normas mais importantes.

Serão também referidos neste capítulo alguns laringoscópios comerciais e as suas principais características.

Por fim são analisadas algumas formas de medição de força na laringoscopia, por outras equipas de investigação.

2.1 Contextualização

A laringoscopia é um procedimento de observação da laringe que faz uso de um instrumento designado laringoscópio e que foi objecto de estudo deste trabalho. Seguidamente é realizada aqui uma contextualização histórica e técnica da laringoscopia e da sua ligação com a anestesia.

2.1.1 Contextualização histórica

Antes do aparecimento da anestesia, as cirurgias eram extremamente bárbaras, parecendo-se mais com uma “visita ao talho”. Tal como grande parte das ciências, também a acto de tornar um paciente inconsciente para executar uma cirurgia, foi evoluindo ao longo dos anos até se tornar no que hoje é conhecido como anestesia.

A primeira referência histórica conhecida, data de 1798 em que *Sir Humphry Davy* descobriu que a inalação de óxido nítrico provocava insensibilidade à dor, uma sensação de alegria e embriagues, sem o desconforto da ressaca consequente. Porém não foi reconhecido o potencial da descoberta, sendo usada na altura, por ele e pelos seus amigos próximos, como substituo do álcool.

Somente 44 anos depois, em 1842, é que *Sir Horace Wells* (dentista) adormeceu-se a si próprio para que um dentista seu colega, removesse um dente danificado, acordando depois da “cirurgia” sem qualquer recordação da mesma. Reconhecendo então a utilidade e importância deste facto, não conseguiu no entanto convencer a comunidade médica da eficiência, utilidade e importância da sua descoberta.

Com receio de ser desacreditado, tal como acontecera com *Sir Horace Wells*, *William Morton* (em 1845) procurou outras drogas existentes que pudessem produzir o mesmo efeito, testando nomeadamente éter num cão e em seguida num ser humano. Devido à dificuldade em conseguir “voluntários” para efectuar os testes pretendidos, *William Morton* foi obrigado a testar a substância em si próprio. Em 1846 conseguiu demonstrar que, com uma inalação controlada de éter era possível executar uma cirurgia sem dor para o paciente, dando tempo ao cirurgião para fazer o seu trabalho devidamente. Porém o éter é extremamente inflamável, os cheiros são muito desagradáveis e é também difícil de transportar.

No ano seguinte (1847) o escocês *Sir James Young Simpson* administra clorofórmio (conhecido na altura como *sweet whisky*) para ajuda de um parto. A criança nascida é baptizada pela mãe de *Anesthesia* (anestesia em inglês).

Contudo com o passar do tempo a administração do clorofórmio nos pacientes mostra ser de difícil controlo, podendo inclusive causar a morte instantânea por paragem cardíaca.

Por outro lado, um simples dentista que sonhou em aliviar a dor de todos os pacientes usando óxido nítrico, morreu pela sua própria mão, preso numa cela de Nova York, por actos de vandalismo possivelmente provocada por uma desordem mental causada por inalação repetida de clorofórmio. Precisamente no dia do seu suicídio, *Horace Wells* é reconhecido, pela sociedade paramédica norte americana, como o verdadeiro autor da descoberta da anestesia.

A anestesia permite um avanço enorme a nível cirúrgico, porque os médicos podiam observar um paciente pelo seu interior enquanto efectuavam uma cirurgia obtendo assim um conhecimento da anatomia humana bastante mais detalhado. É desta maneira que começam a ser realizadas cirurgias mais complexas e difíceis, levando a uma evolução exponencial da medicina. Com o aumento do conhecimento sobre o corpo humano, os cirurgiões tornam-se mais arrojados e começam a fazer-se cirurgias na zona abdominal e no coração. Contudo, estas cirurgias necessitavam de doses enormes de (éter), e assim aumenta rapidamente também o número de mortes. Este assunto levantou um outro problema: como relaxar o coração e zona abdominal de uma forma segura e controlada?

Sigmund Freud conduziu algumas experiências com uma outra droga, a cocaína, além de extremamente viciante e afrodisíaca, possuía também a capacidade de adormecer partes do corpo.

Frederick Prescott foi a primeira pessoa a conseguir realizar a primeira paralisia total. A droga usada era proveniente da América central e chamava-se *curare*. Esta droga paralisa todos os músculos do corpo. Dependendo da dose, podia induzir uma paralisia total, deixando os sentidos completamente despertos. Numa das suas experiências impossibilitado de mexer os músculos, e portanto de comunicar, mas totalmente consciente de tudo o que se passava e, como médico que era, ciente de que estava a morrer por asfixia por não poder respirar. Foi aí que um dos colegas reparou que *Frederick Prescott* estava a ficar azul e iniciou o processo de ventilação artificial. Quando recuperado publicou a sua descoberta e revolucionou, tal como *Sir Horace Wells*, o mundo da medicina e da cirurgia: nasceu a ventilação assistida!

Actualmente uma anestesia é composta por três componentes principais: analgésico, anestésico e relaxante muscular. O analgésico retira a sensibilidade à dor, o hipnótico torna o paciente inconsciente evitando assim traumas psicológicos e o relaxante muscular torna o paciente incapaz de se mexer. Relaxante este que torna a respiração normal impossível, exigindo uma respiração assistida.

A respiração artificial pode ser realizada por uma máscara sobre a face do paciente, não muito usual, pois pode deslocar-se pondo a vida do paciente em perigo. Ou então através de um tubo introduzido através da garganta enviando ar sobre pressão directamente para os pulmões. Esta situação é mais usual mas levanta alguns problemas como a força exercida durante a laringoscopia.

2.1.2 Contextualização técnica

O ensino da anestesia começa com a aprendizagem de uma série de processos e procedimentos, onde se inclui a laringoscopia. Tal como já referido no capítulo 1, a laringoscopia surge quando uma pessoa tem a necessidade de ventilação assistida. Nesta situação a via aérea respiratória toma prioridade nas situações em que é necessária a reanimação cardio-respiratória e manutenção da vida.

A laringoscopia tem um impacto directo sobre a morbilidade/mortalidade do paciente, uma vez que é vista pela comunidade médica como uma agressão violenta ao ser humano. Devido a algumas características anatómicas do paciente, as laringoscopias podem apresentar dificuldades acrescidas e causar:

- lesões dentárias;
- traumas da via aérea;
- traqueotomia desnecessária;
- paragem cardio-respiratória;
- lesões cerebrais;
- e eventualmente a morte.

Pode ser óbvio que as vias aéreas de um determinado paciente sejam de difícil acesso (massas no pescoço, obcessos, anormalidades anatómicas, etc.[2]), mas a maioria das catástrofes acontecem quando ocorre uma dificuldade inesperada. A avaliação da via aérea envolve conhecer não só a história clínica e exames prévios do paciente, mas também realizar alguns testes momentos antes de efectuar uma laringoscopia. É possível que surjam complicações por características anatómicas como: boca pequena, palato alto, língua grande, pescoço de touro, obesidade mórbida, seios grandes entre outros.

O teste de Mallampati tenta avaliar de forma objectiva a facilidade da entubação e abertura do canal respiratório bucal e classifica-lo em classes (Figura 2.1).



Figura 2.1 Exemplos do teste de Mallampati (modificações de Young e Samsoon)

A análise de exames complementares como RX (raio X) ao tórax, RX cervical ou TAC's pode ser uma óptima fonte de informação.

Todos os procedimentos e equipamentos usados durante a anestesia são de uma importância elevada, pois podem originar potenciais complicações. Desta forma surgiu o interesse em analisar o procedimento laringoscopia. Assim foi proposta a modificação de um laringoscópio tornando-o capaz de medir a força aplicada ao paciente durante a sua utilização.

Quando surge a necessidade de efectuar um procedimento cirúrgico que exige um determinado nível de inconsciência não é possível determinar até que ponto o paciente está efectivamente sedado, pois ele não é capaz de comunicar com o médico. Assim em alternativa são monitorizados algumas características e reacções do paciente aos anestésicos tais como: ritmo cardio-respiratória, eletroencefalograma, pulsação, reacções a estímulos induzidos, entre outros. Existem actualmente alguns dispositivos que, tendo em conta estes parâmetros, produzem um índice métrico de controlo numa escala de 0-100. Com este valor pode ser feita a actualização do algoritmo de controlo, que aplica diversos compostos ao paciente através de seringas automáticas, Figura 2.2.

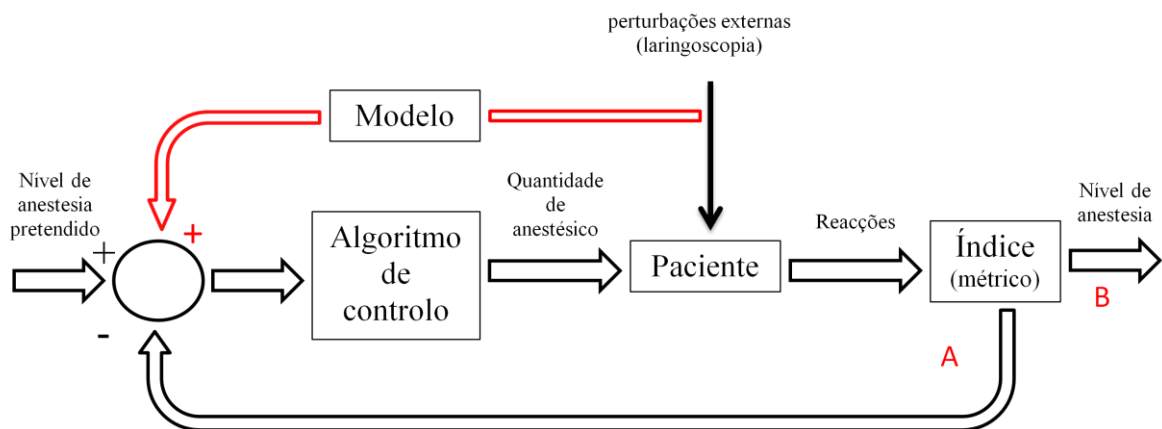


Figura 2.2 Diagrama de blocos do procedimento anestésico

Contudo existe um espaço temporal relativamente elevado desde que o paciente recebe uma quantidade de anestésico, até que produza reacções capazes de serem medidas pelas tecnologias disponíveis. Este atraso leva a que possa ser induzido anestésico em excesso. Além deste problema existe ainda um outro. Momentos após o paciente perder os sentidos, este perde também a capacidade de respirar de uma forma autónoma e necessita de ventilação assistida. Isto geralmente implica a realização de uma laringoscopia que por sua vez vai alterar os índices que estão a ser monitorizados. A laringoscopia é vista como um ataque, embora necessário, ao corpo humano e para o sistema de monitorização é naturalmente uma perturbação externa indesejada. A criação de um modelo representativo das alterações dos índices métricos, tal como apresentado, poderá ajudar a melhor controlar a anestesia.

2.2 Normalização em dispositivos médicos

Tal como noutras áreas, também o dispositivo aqui apresentado tem de obedecer a uma legislação específica de forma a poder ser utilizado. Embora não seja aqui feita uma referência demasiado exaustiva são, contudo, indicados alguns dos pontos mais relevantes da legislação em vigor.

O aparelho aqui apresentado é considerado como sendo de uso repetido, não implantável, não activo e numa fase inicial para investigação clínica.

A legislação nacional aplicável ao dispositivo médico aqui em questão é o Decreto-lei n.º 145/2009 [3] que entrou em vigor a 21 de Março de 2010 e revoga um conjunto de decretos que estavam em vigor até à altura.

Antes de ser colocado no mercado, qualquer dispositivo médico tem de ostentar a marcação C.E. Para ter marcação CE o dispositivo médico tem de cumprir, em primeiro lugar, com todos os requisitos patentes no referido artigo, Anexo I - Requisitos Essenciais, que lhe são aplicáveis e justificar devidamente qualquer não aplicabilidade.

Um ponto importante é a classificação do dispositivo médico porque irá ditar qual o procedimento a ser seguido para avaliação da sua conformidade. Neste caso o dispositivo é classificado como dispositivo médico Classe I, de acordo com a Regra 5 do Anexo IX do decreto-lei. Esta regra diz que qualquer dispositivo invasivo do orifício do corpo e que seja de utilização temporária (inferior a 60 minutos) é classificado como classe I. No caso dos dispositivos da classe I, o fabricante deve adoptar o procedimento de avaliação de conformidade referido no anexo VII e elaborar, antes da respectiva colocação no mercado, a necessária declaração CE de conformidade (artigo 7º).

É necessário igualmente fazer uma avaliação do risco conforme definido na norma ISO 14971. Também é necessário fazer uma avaliação clínica, conforme definido no Anexo XVI do decreto-lei acima referido e seguindo o procedimento definido pelo Infarmed (www.infarmed.pt).

No caso da comunidade europeia, a documentação terá de estar de acordo com a Directiva Comunitária 93/42/CEE (alterada pela Directiva 2007/47/CE). Esta directiva está transposta para o decreto-lei (o decreto lei tem informação adicional) sendo também de referir que na directiva o anexo da avaliação clínica é o décimo.

Este dispositivo, como é um instrumento reutilizável, terá de ser esterilizado no hospital por um método validado, definido na norma EN 285. O laringoscópio é decomposto em duas partes: o punho e a lâmina. O punho é limpo e desinfectado de uma forma convencional.

A lâmina, por outro lado, é esterilizada, habitualmente usando o autoclave por vácuo² realizado a uma temperatura de 134°C e um tempo mínimo de 3 minutos.

2.3 Laringoscópios comerciais

Os laringoscópios podem ser divididos em dois tipos diferentes, dependendo de como proporcionam a observação das cordas vocais, estes podem proporcionar uma observação indirecta ou uma observação directa.

Usualmente os laringoscópios de observação indirecta são também conhecidos como video-laringoscópios, Figura 2.3. Estes aparelhos fazem uso de uma pequena câmara de vídeo e de um monitor para a visualização do interior da garganta do paciente. Este tipo de aparelho possui uma pequena câmara vídeo que capta a imagem e a envia para o ecrã no exterior da garganta. Embora nas primeiras versões destes aparelhos o monitor fosse separado do “laringoscópio” e a imagem transmitida por cabo até uma consola (Figura 2.3 A). As últimas versões destes aparelhos já possuem pequenos ecrãs incorporados de tamanho semelhante ao de um telemóvel (Figura 2.3 B1,2).

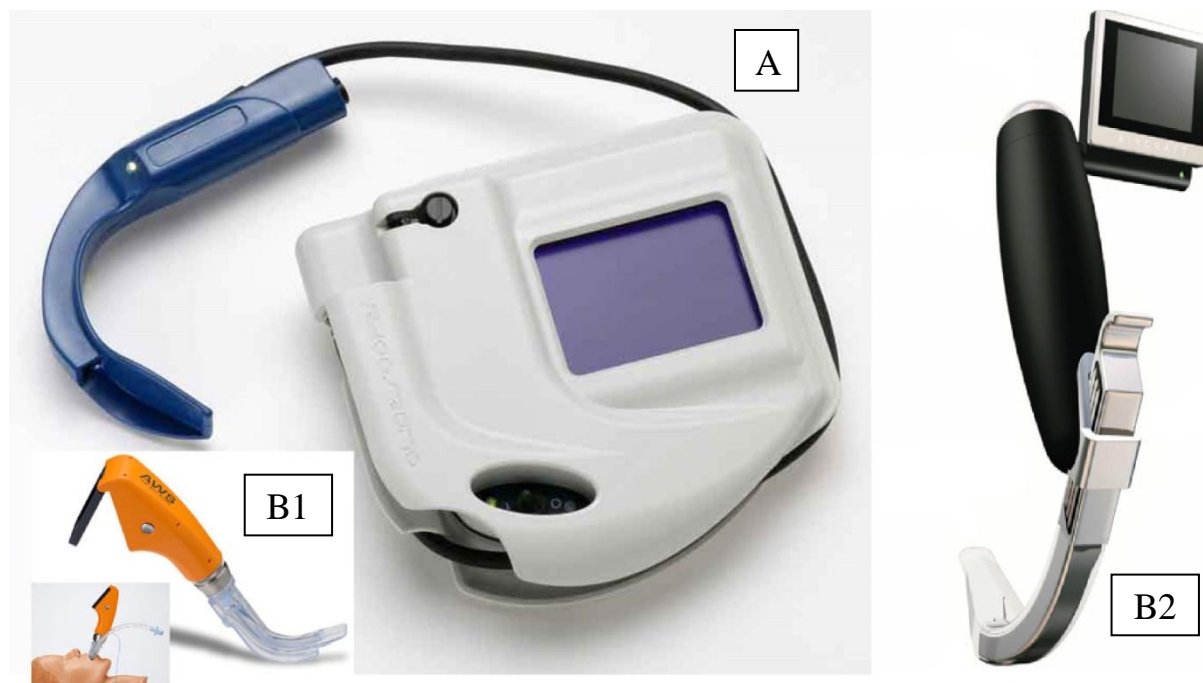


Figura 2.3 Exemplos de video-laringoscópios A[4], B1[5], B2[6]

² Auto clave é uma técnica de esterilização fazendo uso de calor húmido sobre pressão. O auto clave por vácuo caracteriza-se por inicialmente o ar no interior da câmara estar sobre vácuo e o vapor de água ser inserido sobre pressão.

Este tipo de dispositivos tem sofrido uma grande evolução nos últimos anos, devido principalmente aos desenvolvimentos nos telemóveis, estes vieram induzir um aumento da qualidade e diminuição do preço das câmaras. Contudo apresentam ainda um preço algo elevado comparativamente às demais opções. Os laringoscópios de observação indirecta podem ser subdivididos em dois grupos: os descartáveis e os de longa duração.

Com a evolução das tecnologias e conhecimentos sobre plásticos e materiais compósitos, começam a surgir alguns laringoscópios não metálicos reutilizáveis (Figura 2.4 E). Embora alguns utilizadores de laringoscópios descartáveis, Figura 2.3 B1, afirmem que por serem produzidos totalmente em “plástico” são mais maleáveis e consequentemente menos prejudiciais para o paciente a flexibilidade característica destes materiais, que à partida parecia menos prejudicial para o paciente tende a desaparecer. Não sendo por isso suficiente para convencer a generalidade dos utilizadores, até porque esta opção é a prazo dispendiosa, tendo em conta que para cada laringoscopia é necessário um laringoscópio novo.

Embora os laringoscópios reutilizáveis de observação directa tenham sido desenvolvidos em meados de século XIX, estes continuam com um uso bastante generalizado na actualidade. A sua utilização prende-se principalmente com o reduzido custo de utilização.

Os laringoscópios de observação directa podem ser divididos em dois componentes principais, o punho e a lâmina (Figura 2.4 C). As diferenças entre os vários tipos de punhos comercializados não são muito acentuadas, isto permite que facilmente sejam trocadas as lâminas mantendo um único punho. As principais diferenças são de características geométricas (Figura 2.4 D).

As lâminas mais utilizadas são as de tamanho 3 (dentro dos cinco tamanhos disponíveis) diferindo essencialmente no seu comprimento. Estas podem ainda ter diferentes curvaturas: Miller, Macintosh ou McGraft.

A lâmina de laringoscópio mais simples é a de Miller, em metal, Figura 2.4 B³. É uma lâmina recta de construção simples, provocando mais agressividade ao paciente, tendo sido durante vários anos a única existente. Esta lâmina empurra a língua contra o queixo e a sua configuração torna o seu controlo algo difícil podendo causar arritmias inesperadas. Possibilita no entanto uma maior visibilidade ao médico e, normalmente durante uma anestesia pressuposta como mais difícil, existe uma lâmina deste tipo disponível.

A lâmina do tipo Macintosh (Figura 2.4 C) é a mais habitual. Apesar do seu encaixe com o punho ser igual à lâmina de Miller (Figura 2.4 B), tem como variante a sua forma que em vez de recta é encurvada (Figura 2.4 C). Este aspecto permite uma maior acomodação desta com a língua, evitando alterações no fluxo e constituintes sanguíneos.

³ Embora na referência esteja ilustrada uma lâmina não metálica, a sua forma é em tudo semelhante a uma lâmina metálica

Por fim temos os laringoscópios com lâminas de McGraft (Figura 2.4 A). As lâminas McGraft são aparentemente semelhantes às lâminas do tipo Macintosh. A grande diferença está na existência de uma superfície metálica na zona oposta ao contacto com a língua. Esta superfície é articulada junto ao encaixe com o punho através de uma alavanca fazendo, no entanto, parte da lâmina. Isto permite uma abertura menos exigente para o anestesista.



Figura 2.4 Laringoscópios de observação directa A[7], B[8], C[9], D[10], E[11]

2.4 Análise de trabalhos anteriores

Já foram feitos anteriormente diferentes estudos por equipas de investigação internacionais no sentido de medir a força presente na lâmina do Laringoscópio.

Para uma melhor compreensão do problema e elucidar para algumas soluções possíveis foram analisados alguns artigos científicos e outras publicações. Sendo a seguir referidos os pontos mais importantes.

A capacidade de usar um laringoscópio com uma lâmina do tipo Macintosh® devidamente, exige alguma perícia e é algo difícil para utilizadores inexperientes. Os resultados de alguns testes [12] indicaram que a experiência tem bastante importância na duração das laringoscopias, mas pouca nas forças máximas aplicadas.

Os video-laringoscópios são uma alternativa que requer menos perícia do utilizador, embora mais dispendiosa. Das entubações endotraqueais mais difíceis podem resultar lesões cerebrais ou mesmo a morte do paciente, contudo o uso de laringoscópio com lâminas do tipo Macintosh® é ainda o método mais utilizado [13].

Nas laringoscopias directas é aplicada uma força e um momento torsor para elevar o maxilar e tecidos submandibulares expondo assim as cordas vocais. Tal como é referido em [14], foi desenhado um novo punho para medir a força e o momento referido como ilustrado na Figura 2.5 [14].

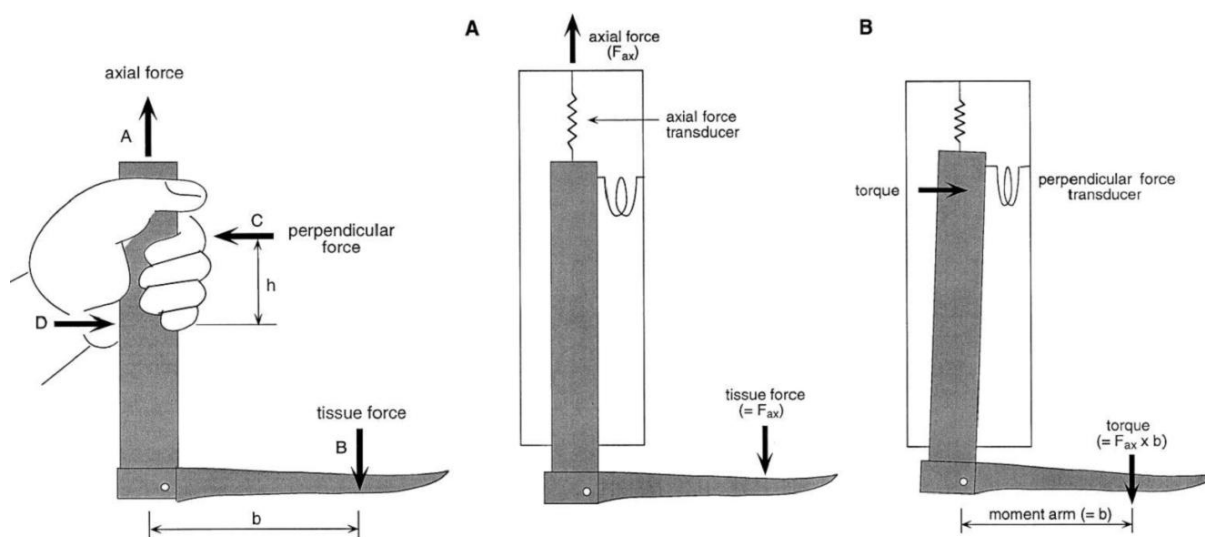


Figura 2.5 Punho para medir força e momento torsor

Embora este estudo tenha um princípio aparentemente válido, não apresenta o dispositivo em si, pelo que se fica em dúvida se foi efectivamente construído um dispositivo deste tipo.

Uma outra equipa desenvolveu um dispositivo para medir diversas forças durante a laringoscopia, modificando o punho mantendo a lâmina intacta. Como referido em [15] “However, some sort of pressure-sensitive array would need to be attached to the surface of the blade; such a system would be difficult to produce... A simpler alternative is to compute a single, equivalent force from forces measured at the blade mount. Because no sensors are required on the blade, any standard laryngoscope blade can be analyzed using such an instrument.” [15]. A Figura 2.6 mostra o princípio de funcionamento e o protótipo.

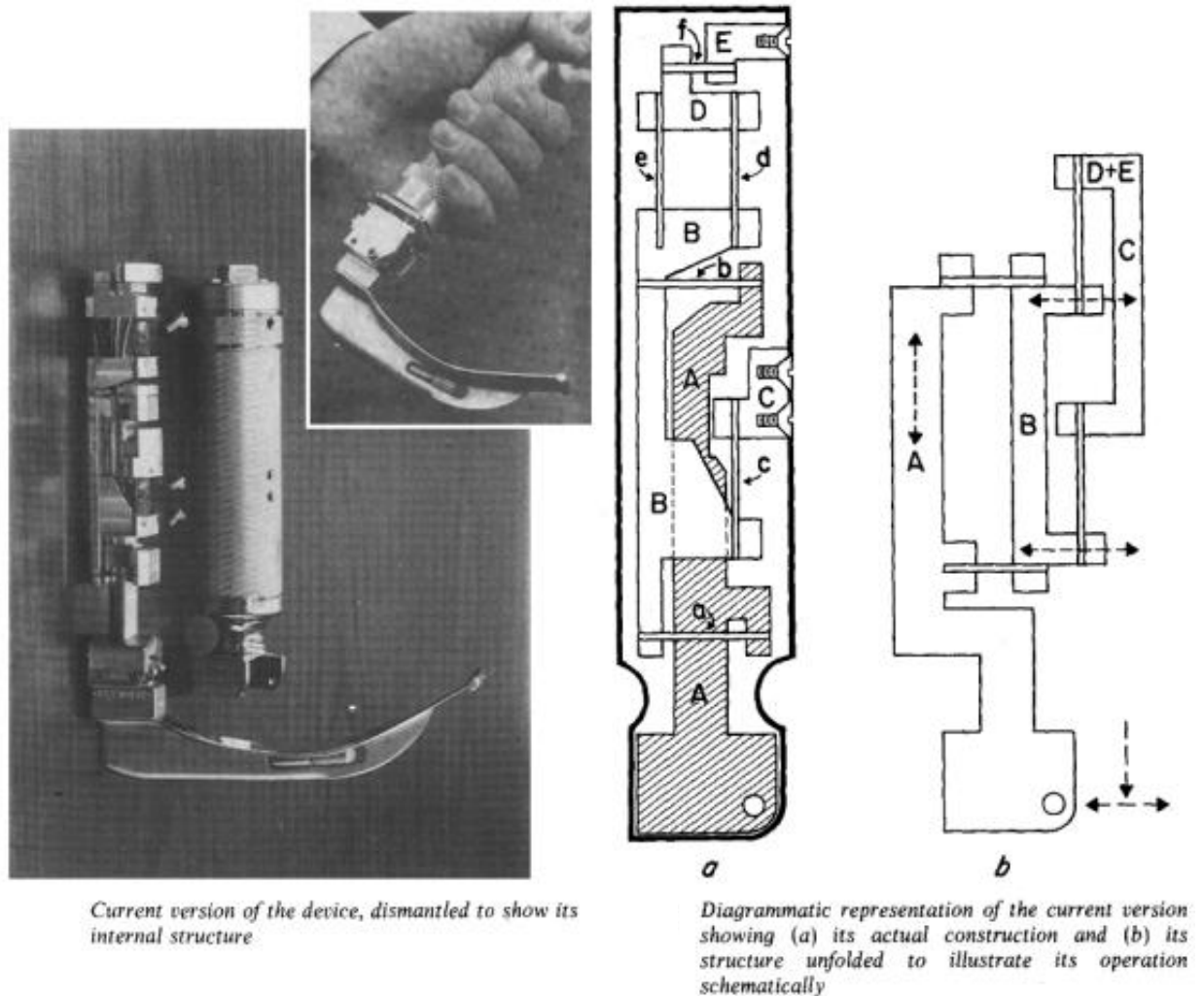


Figura 2.6 Princípio de funcionamento e protótipo do dispositivo

Embora seja mostrado na referência [15] o protótipo, não é dito o que sucede com os dados recolhidos nem é mencionada qualquer tipo de medição efectuada. Também não é mencionado qual o erro estimado ou observado de cada medição efectuada. Uma vez que é referido que os dados são tratados por computador é de questionar como é realizada a transferência desses dados desde o punho protótipo até ao computador.

Um outro ponto importante é o risco ao qual os dentes, principalmente os incisivos superiores, estão sujeitos. O trabalho realizado e referido em [16] apresenta uma lâmina do

tipo Macintosh® modificada (Figura 2.7) propositadamente para tentar diminuir a força exercida nos dentes.

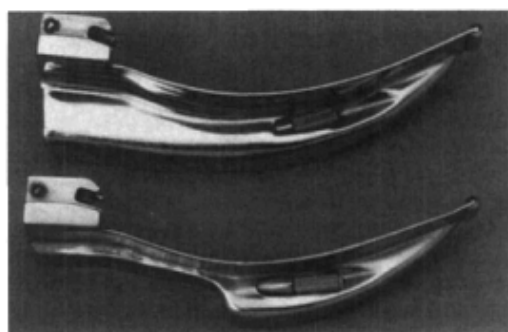


FIGURE 1 Photograph of the standard Macintosh blade (top) and the modified blade (bottom).

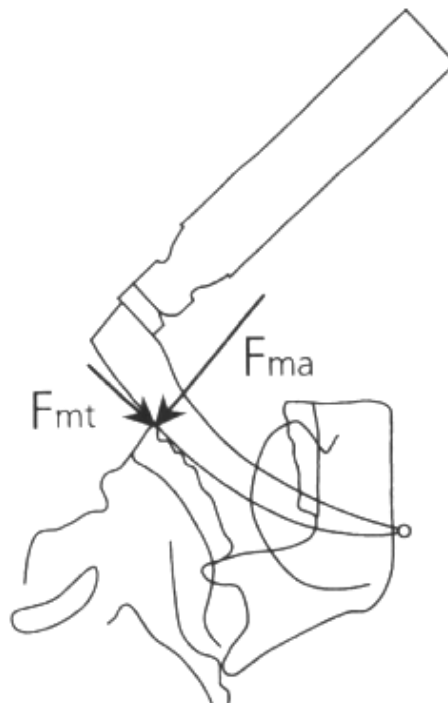


FIGURE 2 Diagram of the forces exerted on the maxillary incisors. F_{ma} , forces exerted in the axial direction; F_{mt} , forces exerted in the transverse direction.

Figura 2.7 Lâminas Macintosh® modificada [17]

Embora não sendo técnicas correntes, surgiram algumas variações dos métodos utilizados para manusear os laringoscópios, mudando a posição tradicional do médico anestesista para que este fizesse uso de outros músculos que lhe dessem maior controlo sobre o laringoscópio.

Foram encontradas algumas outras publicações e trabalhos realizados por outras equipas, com valores de referência de forças medidas, que indicam que a força máxima numa laringoscopia encontra-se entre os 40 e 70 N. Estes valores podem ser encontrados nas referências [12, 18-19]. Embora não sejam especificadas as condições de teste, os pacientes onde foram efectuados os testes nem o aparelho utilizado, estes estudos fornecem algumas indicações dos valores de força implícitos numa laringoscopia e que podem servir de orientação para este trabalho.

3 ESTUDOS INICIAIS

Este projecto visa desenvolver um dispositivo capaz de caracterizar a força efectuada durante uma laringoscopia. Apesar de haver alguns laringoscópios de investigação com capacidade de medir força, não existe nenhum dispositivo comercial capaz de o fazer.

Assim, neste capítulo são apresentadas as principais características e atributos dos laringoscópios comerciais. É equacionado o problema da medição da força, e por fim realizada uma análise das primeiras soluções encontradas para a sua caracterização e sua avaliação.

Por fim, é feita uma análise dos primeiros resultados, bem como a outras soluções.

3.1 Estudo do dispositivo

No início deste trabalho foi usado como ponto de partida um laringoscópio da marca Welch Allen equipado com um a lâmina do tipo Macintosh de tamanho 3, Figura 3.1, instrumento mais utilizado no Hospital de Sto. António.



Figura 3.1 Laringoscópio (Welch Allen)

Este laringoscópio é um instrumento relativamente simples. É composto por dois componentes principais, o punho e a lâmina. O punho é composto por um corpo central tubular (Figura 3.2 A) com uma porção roscado nas extremidades e recartilhado pelo exterior, conferindo desta forma, uma superfície aderente. É também responsável por interligar todos os elementos constituintes do punho do laringoscópio (Figura 3.2).

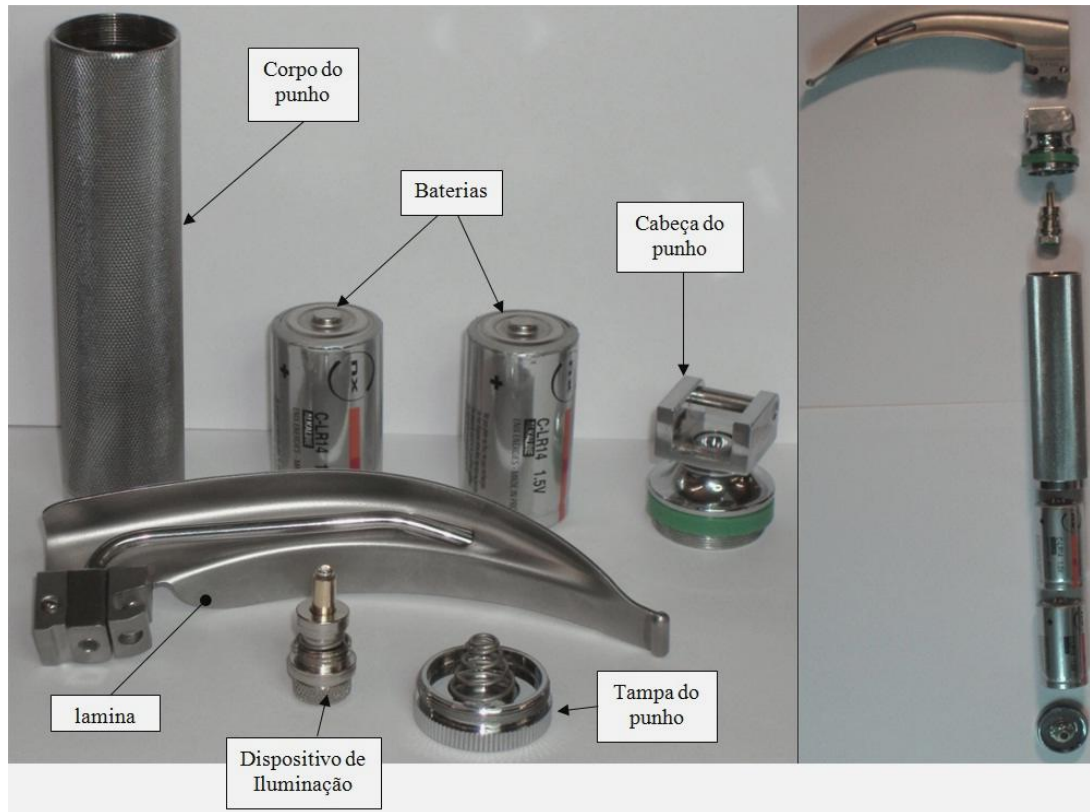


Figura 3.2 A) Componentes do laringoscópio inicial estudado; B) Aspecto da montagem

A tampa do punho rosca no corpo deste, mantendo as baterias no seu interior e fazendo a conexão do pólo negativo destas, para a iluminação. A cabeça do punho aperta no corpo do punho da mesma forma que a tampa, possuindo no seu interior um orifício roscado onde é atarraxada o sistema de iluminação. Possui também o mecanismo interruptor que liga a iluminação quando o laringoscópio é aberto.

3.2 Análise do problema

Como referido, é objectivo deste trabalho a concepção de um dispositivo de medição da força exercida durante uma laringoscopia. Assim, são realizadas duas análises das possíveis forças e pressões exercidas no laringoscópio aquando do contacto com o paciente podendo, desta forma, identificar quais os locais mais adequados para implementação do sistema de medição de força.

3.2.1 Análise de esforços - simplificada

Uma laringoscopia, tal como mencionado no capítulo 1, deve ser o mais breve possível e não causar lesões ao paciente. Assim, analisando o problema de uma forma estática⁴ resulta do equilíbrio de forças entre o Laringoscópio e o paciente, o seguinte sistema de equações:

$$\begin{cases} \sum \vec{F} = 0 \\ \sum \vec{M} = 0 \end{cases}$$

Equações 3.1

Em que F representa o conjunto de forças e M o conjunto dos momentos que actuam no sistema. A Figura 3.3 mostra a situação em que é exercida maior pressão na língua do paciente e em toda a sua periferia. Desta forma é possível proceder a um levantamento das solicitações existentes na lâmina do laringoscópio.

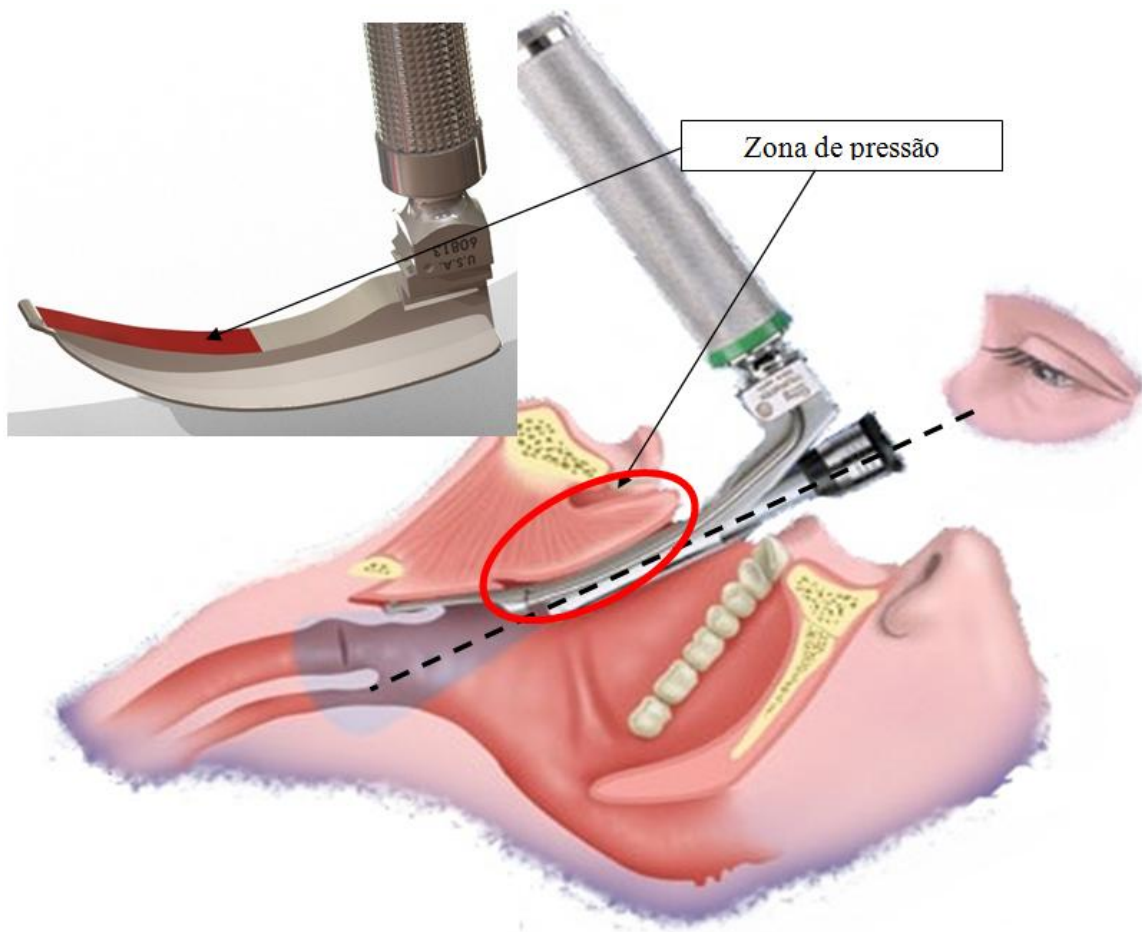


Figura 3.3 Zona de contacto do laringoscópio com o paciente [20]

⁴ Observadas laringoscopias em simuladores ou no bloco operatório, verificou-se que estas não apresentavam movimentos bruscos, pelo que não foi necessária uma análise dinâmica.

Segundo a Figura 3.4 A), fazendo o equilíbrio estático das forças e momentos, pode-se então relacionar as acções patentes no punho do laringoscópio (assinalado a azul na Figura 3.4) com as existentes na lâmina do laringoscópio (Figura 3.4 B) através do sistema de Equações 3.2

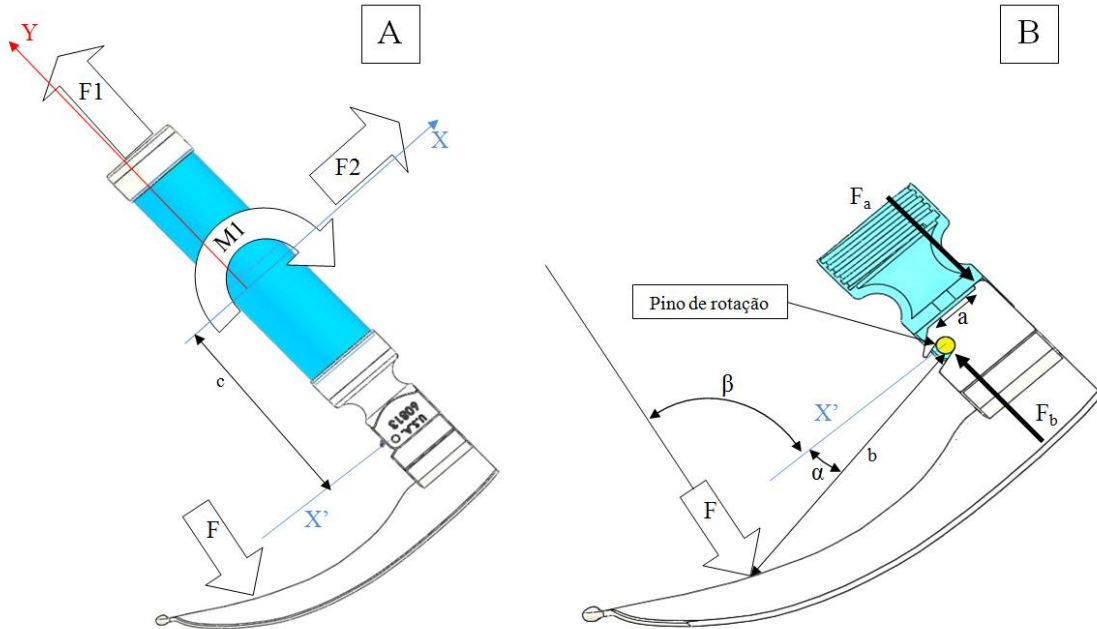


Figura 3.4 A) Forças aplicadas no laringoscópio; B) Forças aplicadas na lâmina

$$\begin{cases} \sum F_x = 0 \\ \sum F_y = 0 \\ \sum M_{pino} = 0 \end{cases}$$

Equações 3.2

Onde podemos concluir da existência das seguintes relações indicadas no sistema de Equações 3.3

$$\begin{matrix} X \\ Y \\ M_{pino} \end{matrix} \begin{cases} F_2 - F \cos(\beta) = 0 \\ F_1 - F \sin(\beta) = 0 \\ F \times b \sin(\beta) \cos(\alpha) - (b + c) F \sin(\alpha) \cos(\beta) - M_1 = 0 \end{cases}$$

Equações 3.3

Uma observação atenta do sistema de Equações 3.3 salienta que a força F está directamente relacionada com o comprimento do braço b e o momento M_1 . Então segundo estas

mesmas equações e pela observação da Figura 3.4 B), pode-se reescrever o somatório das forças segundo y e dos momentos no pino tal como indicado no sistema de Equações 3.4.

$$\begin{matrix} Y \\ M_{\text{pino}} \end{matrix} \begin{cases} F_b - F * \text{sen}(\alpha) - F_a = 0 \\ -F \times b \text{sen}(\alpha - \beta) - F_a * a = 0 \end{cases}$$

Equações 3.4

Pode-se agora afirmar que existe uma relação entre a força F (força patente no paciente) e força F_a .

Como é visível com o sistema de duas equações 3-4 existem 6 incógnitas: F_b , F_a , F , β , α e b e como tal, este é um sistema de equações indeterminado, com o grau de indeterminação igual a 4. Porém, as lâminas de laringoscópio do tipo Macintosh[®] apresentam uma curvatura para que exista um contacto mais uniforme e uma melhor acomodação entre a lâmina de laringoscópio e a língua do paciente. O erro cometido em afirmar que a força F é perpendicular à superfície de contacto, e como tal pode ser identificado pela geometria da lâmina, não será grande, implicando assim que o ângulo β não é uma verdadeira incógnita. O ângulo α aparece em ambas as equações como argumento da função *seno* e visto a geometria da lâmina não permitir que este possua grandes variações, o ângulo α pode ser considerado como 0. Pelo trabalho realizado, do qual resultou um artigo publicado (anexo C: *Measuring the Pressure in a Laryngoscope Blade*) o comprimento b pode ser considerado como sendo 80 mm. Olhando para o somatório de momentos patente nas Equações 3.4, após as considerações efectuadas podemos concluir que sendo possível medir a força F_a podemos determinar a força F através das Equações 3.4.

Esta força F é a incógnita que necessita de ser determinada, mas para tal é necessário um olhar mais cuidadoso sobre as diversas variações que podem ocorrer durante uma laringoscopia.

3.2.2 Análise detalhada

Vamos em seguida fazer uma análise um pouco mais detalhada, para verificar a validade da análise previamente efectuada.

Nesta análise assumiu-se que não existia interferência com os dentes, mas, observando a Figura 3.5, pode-se ver que a parte de trás da lâmina se encontra bastante perto dos dentes. Se se pensar que estes têm uma forma bastante irregular, pode então acontecer que o anestesta, por falta de experiencia ou técnicas menos correctas, exerça alguma força nos dentes do paciente⁵.

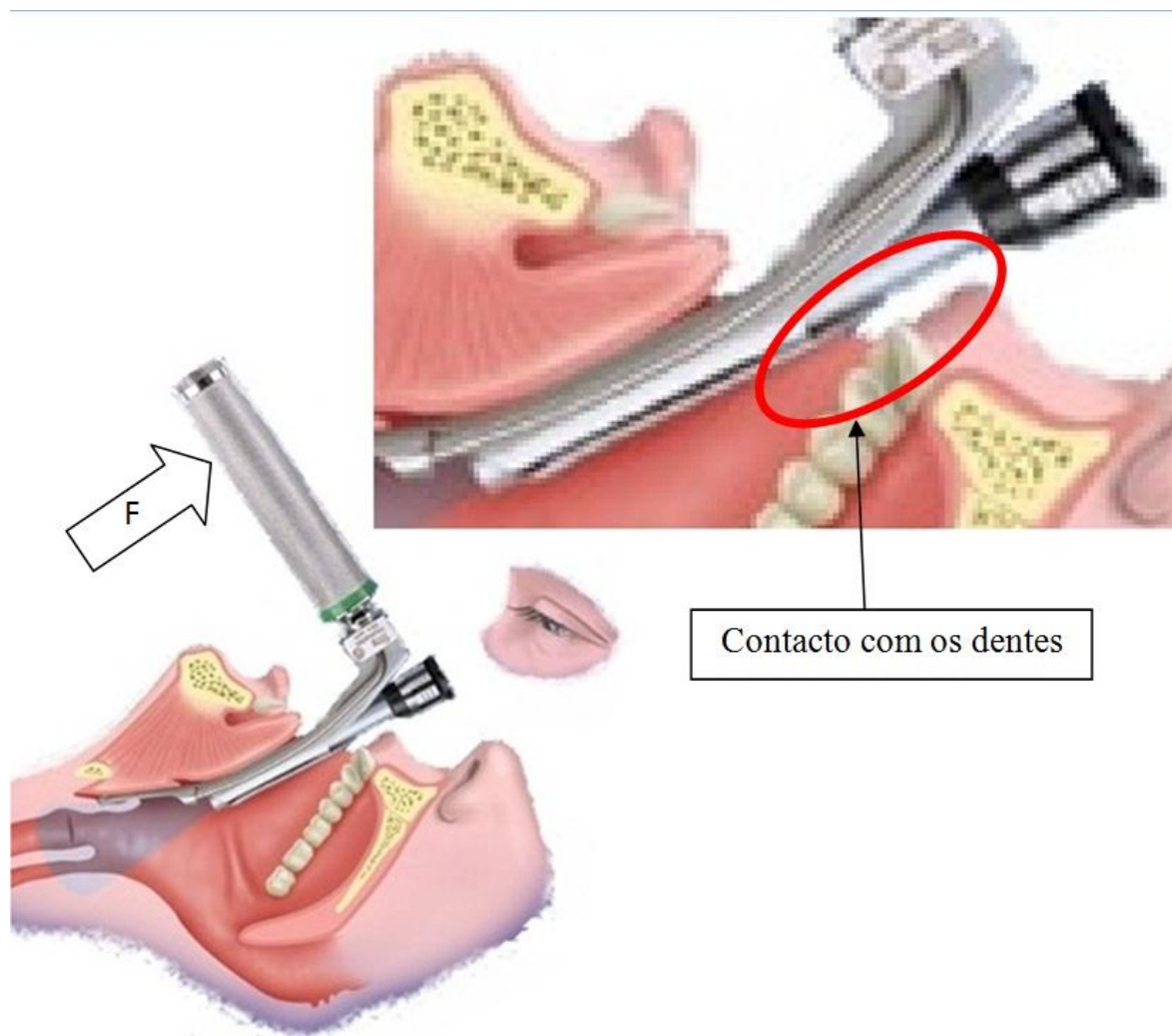


Figura 3.5 Contacto com os dentes durante a laringoscopia

Este facto pode causar problemas ao paciente. Com as laringoscopias mais simples (Mallampati tipo 1 ou 2), visto não ser necessária uma grande abertura da garganta pois esta já apresenta um orifício com um tamanho que facilita a entubação, o problema pode não se colocar. No entanto para laringoscopias um pouco mais complicadas (Mallampati tipo 3 ou 4) pode implicar a quebra de dentes do paciente. Surge então uma outra força na lâmina (Figura 3.6) que importa analisar.

⁵ Este facto foi confirmado por médicos anestestistas e observado em simuladores e laringoscopias.

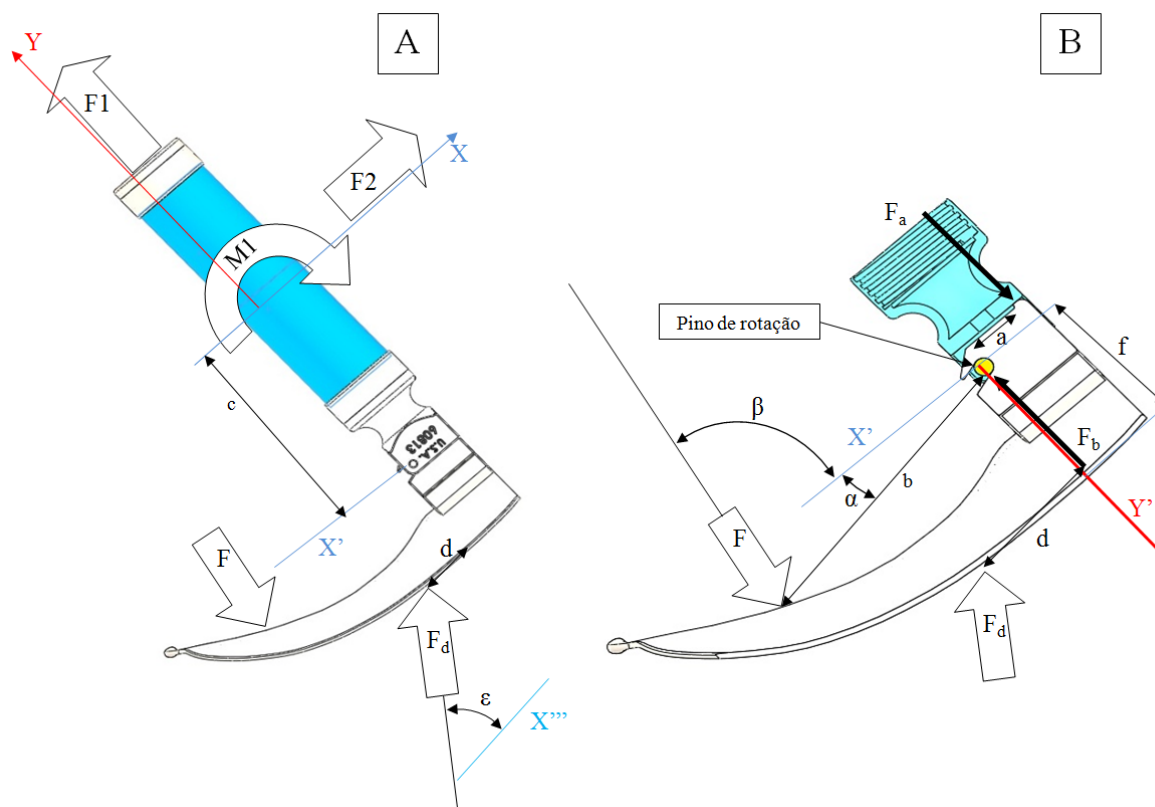


Figura 3.6 A) Análise das forças num laringoscópio; B) Análise das forças na lâmina

Visto que se pretende desenvolver um novo punho de laringoscópio, é mais importante analisar a interacção da lâmina com o punho, pelo que, as forças patentes no paciente são dadas pelo sistema de Equações 3.5.

$$\begin{matrix} Y \\ M_{pino} \end{matrix} \begin{cases} - F \operatorname{sen}(\beta) + F_d \operatorname{sen}(\varepsilon) - F_a + F_b = 0 \\ F \times b_{var} \operatorname{sen}(\beta) \cos(\alpha) - (b_{var} + c) F \operatorname{sen}(\alpha) \cos(\beta) - F_a \times a - d \times F_d \operatorname{sen}(\varepsilon) + f \times F_d \cos(\varepsilon) = 0 \end{cases}$$

Equações 3.5

Com este sistema de duas equações existem 9 variáveis ($F, F_a, F_b, F_d, b, d, \alpha, \beta$ e ε) logo este apresenta um grau de indeterminação de 7. Mas, tal como referido anteriormente, a influência de algumas destas variáveis é reduzida e pode ser desprezada, tais como α e β .

Visto que o coeficiente de atrito entre a lâmina e os dentes é bastante reduzido, a força F_d pode ser considerada perpendicular à superfície da lâmina. Sendo esta superfície conhecida, ε deixa de ser incógnita ($\varepsilon = 90^\circ$).

O comprimento d além de poder ser observado pelo exterior e estimado posteriormente, a sua variabilidade não é muito significativa e o seu “peso” no sistema de Equações 3.5 é igualmente bastante reduzido.

Embora o comprimento a seja fixo e determinável, pela natureza construtiva da lâmina do laringoscópio, o mesmo não pode ser dito em relação ao comprimento b . Isto porque na sua utilização pode surgir a necessidade de introduzir um pouco mais a lâmina na boca do paciente, ou menos, dependendo da situação e da técnica pessoal de cada utilizador, como mostrado na Figura 3.7.



Figura 3.7 Utilização do laringoscópio

Para tentar contornar esta situação estão disponíveis no mercado diversos tamanhos de lâminas. Contudo estarão sempre em jogo variações por degrau no seu comprimento.

Uma das tentativas consistiu em cobrir a lâmina do laringoscópio com uma tinta especial e observar as marcas nesta após uma laringoscopia. Os resultados observados (Figura 3.8) não deram indicações rigorosas quanto à pressão instalada, mas forneceram boas indicações da zona em questão. Evidentemente que todas as pessoas são diferentes, mas de uma forma geral todos têm uma língua com uma forma uniforme, sem pontos ou zonas com texturas diferentes, facilmente se concluí que a zona onde é aplicada a maior pressão estará no centro de pressões da laringoscopia que, pelos testes executados, vai ao encontro do esperado, podendo assim concluir-se que a distancia b varia entre dois valores não muito diferentes entre si.

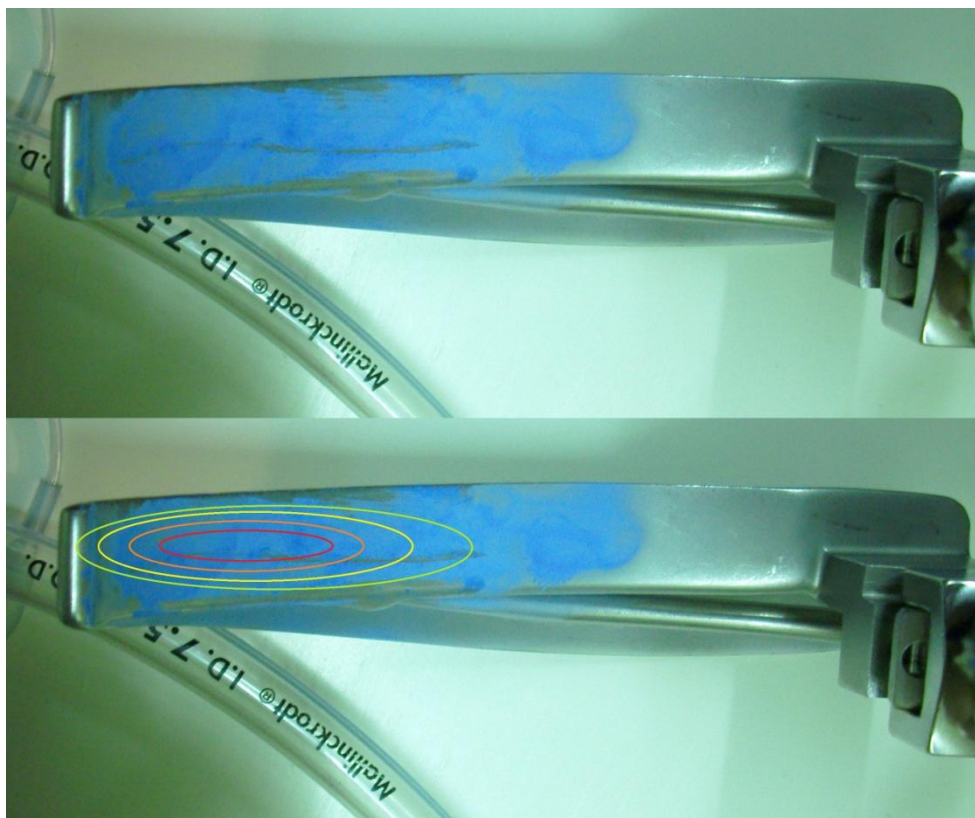


Figura 3.8 Zona de pressão estimada, segundo os testes efectuados

Temos então como incógnitas: F , F_a , F_b e F_d o que implica que medindo duas das incógnitas e fazendo uso das Equações 3.5, podemos calcular as duas restantes. Se se pretender identificar o centro de pressão na língua (b), isso é apenas possível introduzindo uma nova variável mensurável (F_b), força aplicada no pino rotação. Medindo as duas variáveis, F_a e F_b , o anestesista sabe então a força que está a exercer na língua do paciente e um outro parâmetro de conformidade do procedimento.

Para o desenvolvimento apresentado neste documento, embora pudesse ser mais interessante a medição das forças F_a e F_b , foi adoptada uma abordagem mais cautelosa, desenvolvendo apenas uma solução final para medir a força F_a . Porém está patente no anexo A um princípio para a medição das duas forças F_a e F_b .

Deste ponto em diante, de forma a simplificar a compreensão e leitura deste documento, os valores de referência ou análise de força serão sempre considerados como aplicados na extremidade da lâmina, sendo esta do tipo Macintosh tamanho 3.

3.3 Possíveis soluções para medição da força

Uma vez que não existem até à data referências da força que se pretende analisar, foi desenvolvida uma solução não muito rigorosa para que fosse possível ter uma ideia inicial dos valores. A solução encontrada foi a inserção de um sensor piezoresistivo na zona de encaixe, mais precisamente, entre a lâmina e o punho do laringoscópio como ilustrado na Figura 3.9.



Figura 3.9 Solução inicial para a medição da força

Uma vez que o sensor utilizado é “basicamente” um polímero, de modo a garantir a integridade física do mesmo, de um dos lados foi colocado um pequeno disco metálico (Figura 3.9). Este disco tem ainda a vantagem de distribuir a força pela zona de medida, e não pela moldura, contribuindo para a qualidade da medida. Por outro lado, também foi colocada uma membrana para garantir o correcto posicionamento do sensor. Para fazer o registo das medidas efectuadas, o sensor foi ligado a um módulo de aquisição e comunicação Bluetooth®, que permite o envio de dados para o computador.

Os testes realizados, cujos resultados estão representados na Figura 3.10, revelaram que em média o valor máximo de uma laringoscopia está compreendido entre os 30N e 35N. Para casos mais particulares em que se espera uma laringoscopia tida como difícil, ou em que o médico possui uma menor experiência, este valor pode subir até aos 50N.

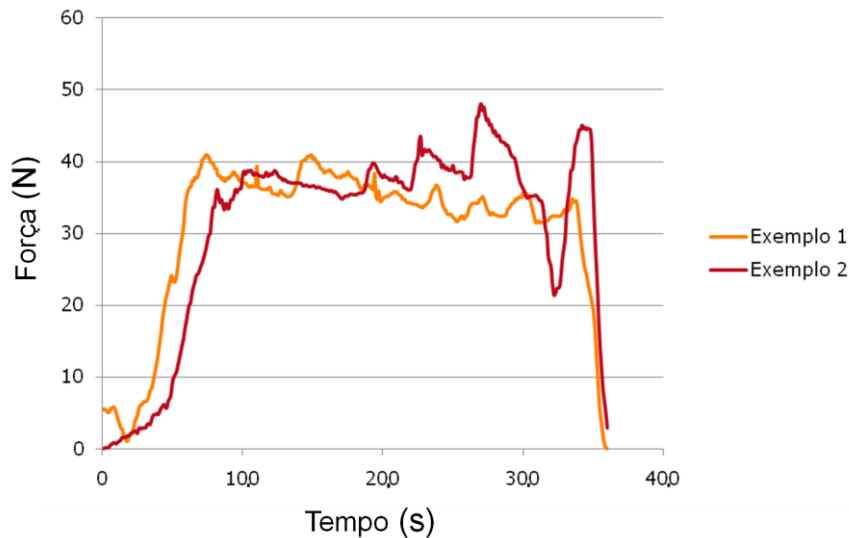


Figura 3.10 Exemplos de forças patentes numa laringoscopia

Tendo em vista a medição da força, foram analisadas várias abordagens:

1. equilibrar a força desconhecida contra uma massa conhecida através de um sistema de alavancas;
2. medir a aceleração de uma massa conhecida;
3. equilibrar uma força magnética gerada pela interação de uma bobina de corrente e um íman;
4. distribuir a força sobre uma área específica para gerar pressão e, em seguida medir a pressão;
5. converter a força aplicada na deformação de um elemento elástico.

Destas, a opção 5 é aquela que se apresenta como mais adequada à aplicação presente, por ser mais compacta, como tal foi adoptada para o desenvolvimento deste trabalho.

Na avaliação de desempenho dos sensores, foram tidos em conta os seguintes aspectos:

- repetibilidade;
- sensibilidade;
- tamanho;
- consumo energético.

De forma a avaliar o desempenho de cada sensor, foi criado um punho de Laringoscópio de teste, Figura 3.11. Este apresenta a particularidade de, modificando a posição do suporte do sensor e trocando o pino de ataque permitir testar os três princípios estudados.

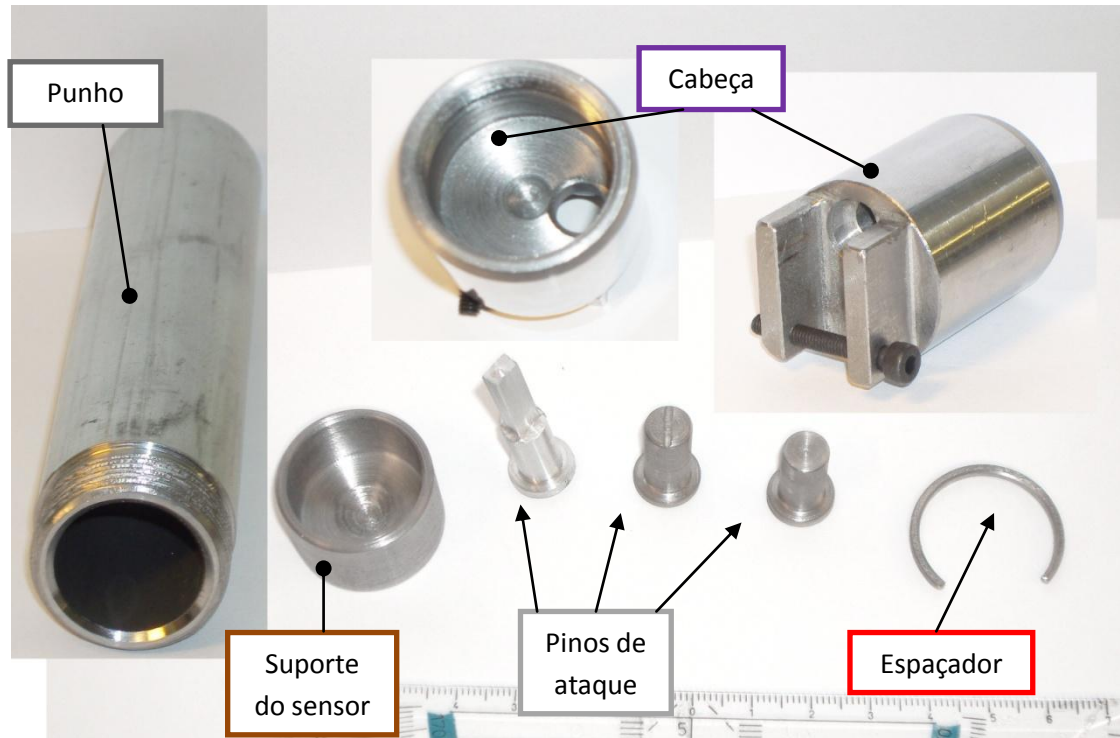


Figura 3.11 Protótipo de testes

É de realçar que todos os pinos de ataque possuem na extremidade de contacto com a lâmina ou em ambas, dependendo do caso, uma extremidade em forma de cone com o intuito de evitar a transmissão de quaisquer tipos de momentos.

Em seguida é explicado o funcionamento das diversas soluções encontradas bem como dos resultados obtidos.

3.3.1 Solução baseada num sensor piezoresistivo

A montagem da Figura 3.12 ilustra a modelação da parte superior do punho do laringoscópio com uma possível solução utilizando um sensor de força piezoresistivo.

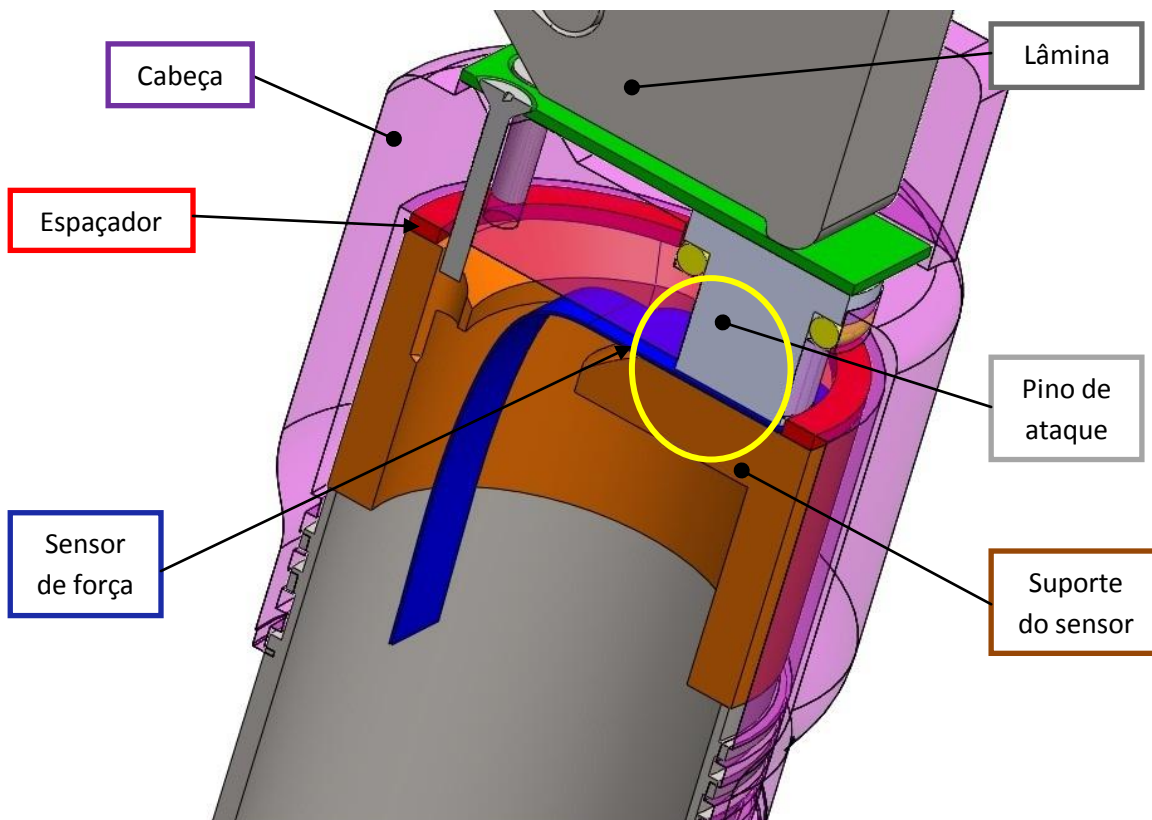


Figura 3.12 Montagem com sensor piezoresistivo

Foi feito um protótipo da montagem da Figura 3.12, e executados diversos testes de forma a avaliar a sensibilidade, ruído e repetibilidade das medidas usando pesos de 0,5; 1,0 e 1,5 kgf (crescentes e decrescentes).

O sensor adoptado nesta solução foi o *flexiforce* da marca *Tekscan*, Figura 3.13. Este sensor estará sujeito a uma força máxima admissível de 500 N, o que corresponde a 70% da sua gama de medição. Apresenta como principais vantagens uma grande flexibilidade, baixo custo e espessura reduzida (0,2 mm). Contudo, o sensor apresentou uma histerese elevada e uma baixa robustez e repetibilidade, pelo que não se mostrou interessante para este trabalho.

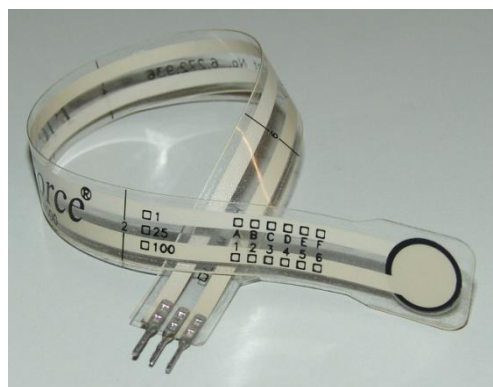


Figura 3.13 Sensor flexiforce da Tekscan

É também de salientar o elevado ruído do sinal; para um determinado peso foram obtidas variações de 2000-5000 bits, o que se traduz em cerca de 0,2 kgf, como visível na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 Análise do sensor piezoresistivo

	Valores médios (bit)			
Peso (gf)	0,0	499,9	997,9	1497,4
Média	4677	41188	54064	59131
Máximo	5999	42333	55118	60207
Mínimo	3396	36999	51861	57392
Variação	2603	5334	3257	2816
Desvio padrão	266	450	390	398

Os testes realizados e aqui descritos, serviram principalmente para avaliar o comportamento da solução implementada e tentar quantificar as condições de uso do sensor. Os resultados encontrados não foram considerados satisfatórios e a solução foi abandonada.

3.3.2 Solução baseada no sensor de efeito de Hall

O sensor de efeito de Hall apresenta uma tensão de saída em função do campo magnético que o atravessa. Usualmente estes sensores são utilizados para medição de pequenas distâncias e na detecção de proximidade. Nesta aplicação não se pretende medir uma posição, mas uma força, contudo facilmente se pode converter uma na outra através de um elemento elástico.

Uma vez que se pretende que o novo dispositivo possua um desempenho semelhante aos sistemas comerciais, implica, que a deformação do elemento elástico tem de ser pequena, não devendo apresentar um deslocamento superior a 2 mm na extremidade da lâmina. Isto traduz um deslocamento do pino de ataque de cerca de 0,29 mm.

A montagem da Figura 3.14, utiliza um sensor de efeito de Hall, onde é visível o pino de ataque a ser carregado pela lâmina. Fazendo uso de um elemento elástico, este deforma-se e transmite o deslocamento ao íman, que é medido pelo sensor.

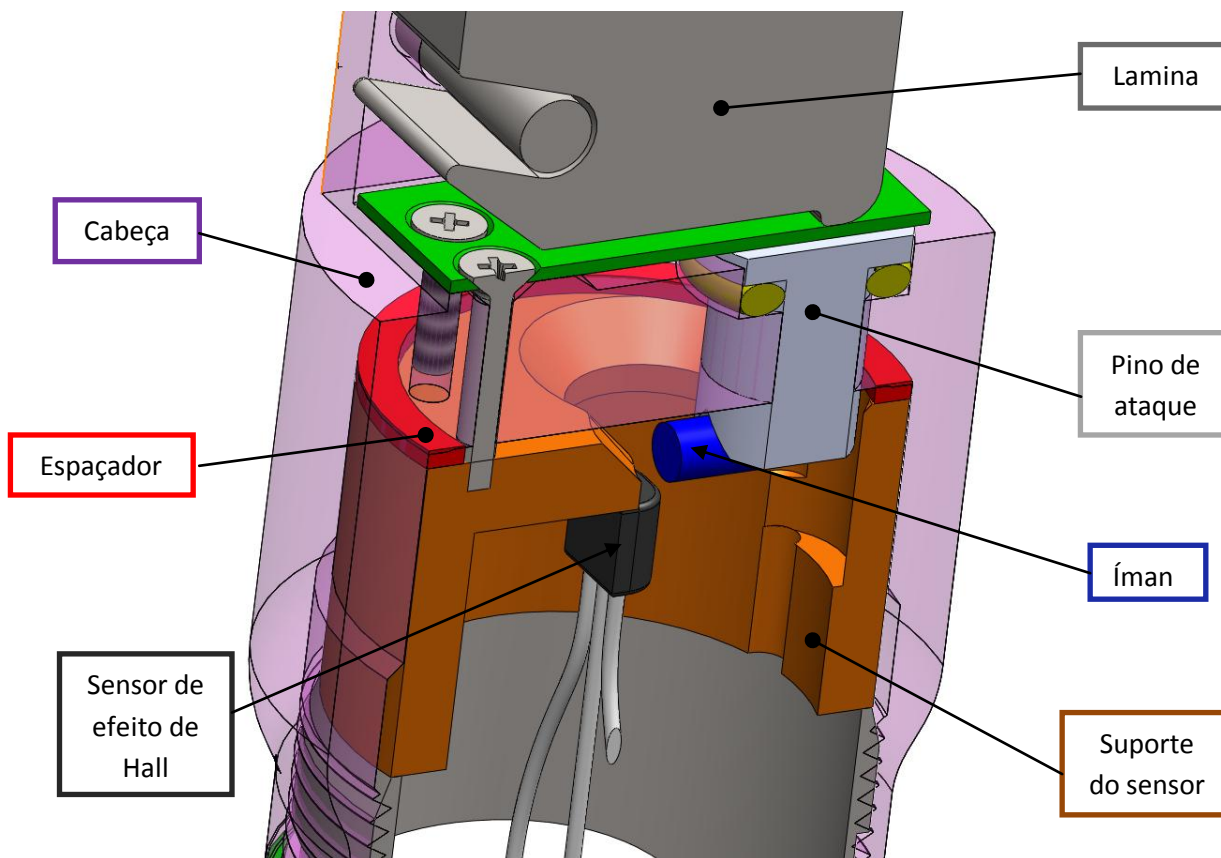


Figura 3.14 Montagem com sensor de efeito de hall

Esta montagem apresentou uma dificuldade acrescida devido às molas, foi bastante difícil encontrar uma, ou um conjunto de molas, com tamanho adequado que possuísse uma elasticidade próxima do desejado.

Em alternativa à possível montagem aqui apresentada, o sensor de efeito de Hall foi ensaiado utilizando uma mesa de deslocamento micrométrico que possibilitou a leitura tensão relativamente a posição.

O sensor utilizado possui uma saída em tensão compreendida entre 0 e 5V, sendo 2.5V quando não existe campo magnético. De forma a avaliar a resposta do sensor, foi colocado um ímã na ponta de uma barra amagnética e deslocado, fazendo uso da mesa de deslocamento, ao longo da gama do sensor. Os resultados apresentados na Pelas leituras obtidas, verifica-se que para o deslocamento máximo de 0,3 mm corresponde uma tensão de cerca de 900 mV. Tendo-se obtido um ruído equivalente a cerca de 0,36 kgf.

Tabela 3.2. correspondem a quatro ensaios independentes.

Pelas leituras obtidas, verifica-se que para o deslocamento máximo de 0,3 mm corresponde uma tensão de cerca de 900 mV. Tendo-se obtido um ruído equivalente a cerca de 0,36 kgf.

Tabela 3.2 Leitura do sensor de efeito de Hall

Posição (mm)	Tensão medida 1 (V)	Tensão medida 2 (V)	Tensão medida 3 (V)
0,02	2,0532	2,1810	2,1925
0,1	2,2380	2,3000	2,4700
0,2	2,4594	2,4656	2,8546
0,4	2,9789	2,8472	3,6252
0,6	3,5713	3,1913	4,3872
0,8	4,2470	3,5644	4,8537

3.3.3 Solução baseada em extensómetros

Os extensómetros são sensores que permitem medir a deformação e assim conhecer o estado de tensão em torno de um ponto, numa ou várias direcções. A montagem da Figura 3.15 utiliza extensómetros colados no pino de ataque, pino este que se encontra guiado no orifício existente na cabeça e carregado nas extremidades.

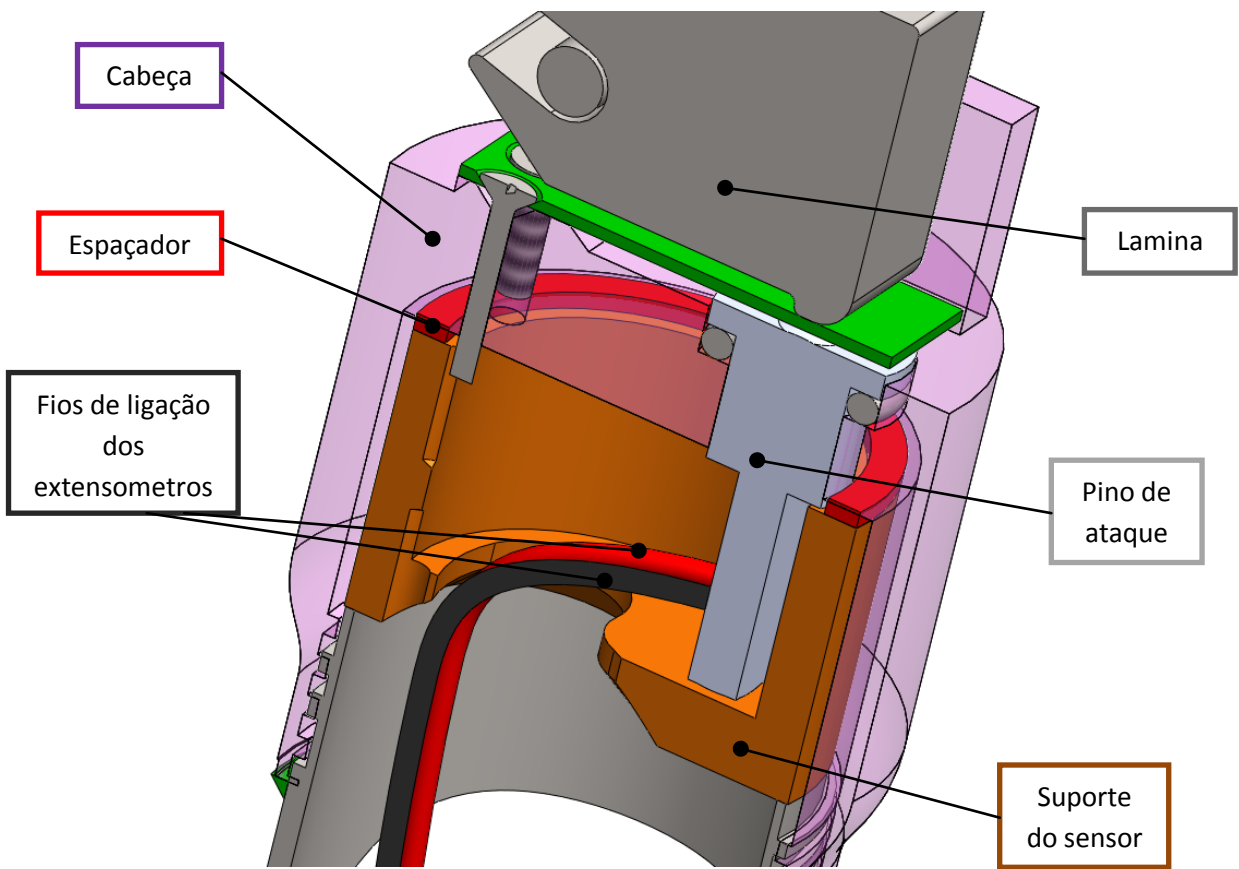


Figura 3.15 Montagem com extensómetros

Para esta montagem parte do pino de ataque irá funcionar como uma viga à compressão, como tal, esta zona foi dimensionada de forma a não pôr em risco a integridade do elemento sensor e permitir uma maior sensibilidade.

Na secção recta deste pino de ataque, a tensão mecânica σ instalada pode ser dada pela Equação 3.6.

$$\sigma = \frac{F_a}{A}$$

Equação 3.6

Para uma força máxima F_a estimada em 560 N pode ser obtida a área transversal A . Para que a tarefa de colagem dos extensómetros seja viável, foi escolhida uma área rectangular e arbitrada uma relação 1:2 entre os respectivos lados.

Tabela 3.3 mostra a relação entre a tensão instalada e a área escolhida. A área escolhida deveria ser a correspondente a 88.9 MPa (realçado a amarelo), contudo a área que resulta é demasiado pequena. Em alternativa foi escolhida a secção 6x3 mm (realçado a verde). Para compensar a diminuição de tensão, e a conseqüente perda de sensibilidade, o material de construção foi trocado de aço para alumínio, desta forma a diminuição do módulo de elasticidade veio compensar o aumento de área.

Tabela 3.3 Tensão mecânica no pino em função da área escolhida

Força (N)	L (mm)	H (mm) 1/2L	Área (mm ²)	Tensão (MPa)
560	2,5	1,25	3,125	128,0
560	3,0	1,5	4,50	88,9
560	3,5	1,75	6,125	65,3
560	4,0	2,0	8,00	50,0
560	4,5	2,25	10,125	39,5
560	5,0	2,5	12,5	32,0
560	5,5	2,75	15,125	26,4
560	6,0	3,0	18,00	22,2
560	6,5	3,25	21,125	18,9

Um outro aspecto importante a ter em consideração é a deformação na zona onde estarão colados os extensómetros. Estas deformações têm de ser uniformes para que as medições efectuadas possuam boa qualidade. Este problema foi resolvido recorrendo a um cálculo por elementos finitos. Tal como perceptível pela Figura 3.16, a zona (A) destinada à colagem dos extensómetros (dois, um de cada lado das maiores abas do pino) as tensões resultantes do carregamento axial do pino de ataque, Figura 3.16 (B) mostraram-se bastante uniformes o que validou a posição escolhida para a colagem dos extensómetros (Figura 3.16 C).

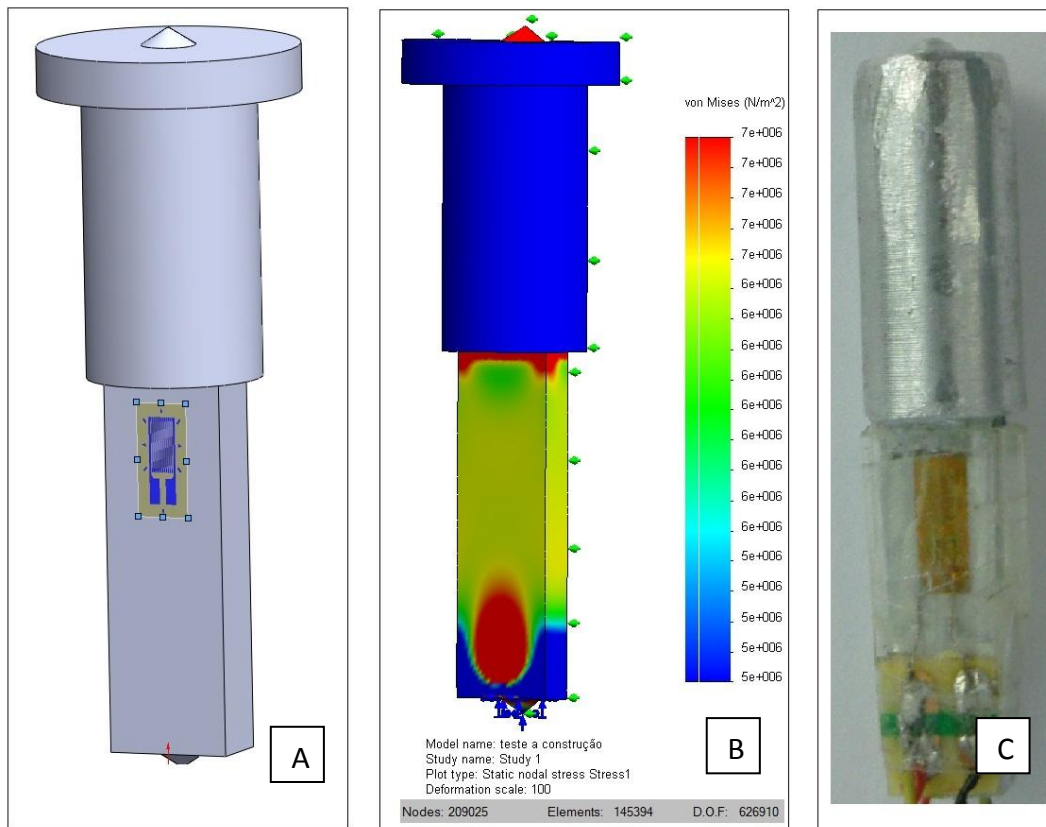


Figura 3.16 Pino de ataque com extensómetros

Ao fim de vários ensaios esta solução mostrou-se de difícil montagem, nomeadamente na passagem dos fios, pelo que as abas superiores do pino foram retiradas (Figura 3.16 C) manualmente para uma montagem mais rápida e fácil.

Foi utilizado um módulo da National Instruments® (modelo NI USB-9237, com conversor de 24 bit) para a aquisição e leitura directa de extensómetros. Foi montado todo o conjunto, como mostrado na Figura 3.15 e conectado a um computador através do referido módulo.

As medidas efectuadas, uma vez que o módulo não permitia uma configuração em meia ponte com os extensómetros na posição das resistências R1 e R3 (Figura 3.17), foram utilizadas resistências e feitas as medições em ponte completa.

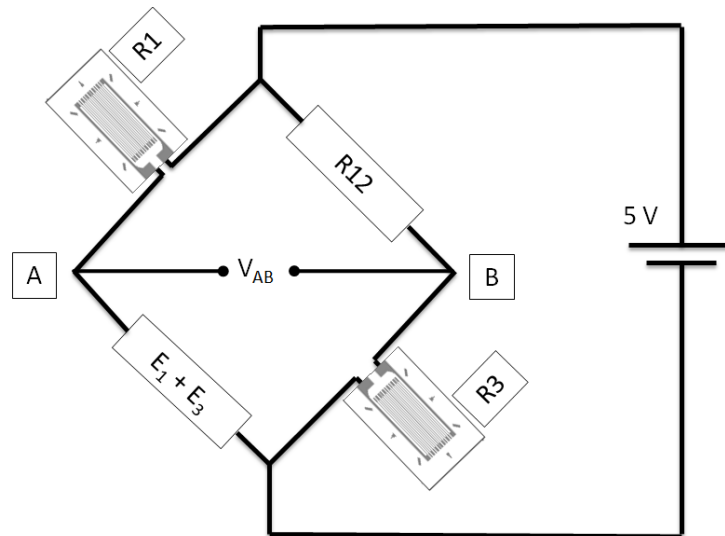


Figura 3.17 Esquema de medição utilizando uma ponte de Wheatstone

Para visualizar os valores das leituras, foi desenvolvida uma aplicação informática usando um programa (LabVIEWTM), da mesma empresa do módulo de aquisição.

O valor inicial apresentou um baixo ruído (0,02-0,03 kgf), embora a sua repetibilidade em torno de zero tenha sido fraca.

3.4 Conclusão do capítulo

Na Tabela 3.4 estão resumidas as características mais importantes de cada um dos sensores testados

Tabela 3.4 Resumo da análise dos sensores

Sensor	Resistivo	Hall	Extensómetro
Ruído	Médio	Baixo	Baixo
Atravancamento	Médio	Médio	Baixo
Robustez	Baixa	Média	Elevada
Histerese	Elevada	Baixa (quase nula)	Baixa (quase nula)
Nível de Ruído Equivalente (kgf)	0,2	0,36	0,02-0,03

Observando os resultados de cada uma dos testes efectuados, é de fácil conclusão que a solução que apresentou melhores resultados foi o sensor de força usando extensómetros.

Um outro ponto a realçar é que o sensor piezoresistivo não suportou o esforço em causa, evidenciando uma degradação da sua integridade física.

Como referido, a solução idealizada para o teste do sensor de força utilizando extensómetros não se mostrou de uma montagem adequada, pelo que necessita se ser alterada tendo em vista um melhor desenho.

4 DESENVOLVIMENTO

Neste capítulo vai ser apresentado o desenho final da solução baseada em extensómetros.

Visto parte deste trabalho incluir o projecto dos componentes mecânicos, houve a necessidade de verificar a sua robustez, pelo que são apresentados alguns cálculos estruturais.

Neste capítulo é igualmente apresentado o circuito electrónico de condicionamento de sinal, bem como o programa de aquisição de dados.

4.1 Projecto mecânico

Neste capítulo vai ser apresentado o projecto mecânico dos componentes do laringoscópio.

Embora tenham sido feitas duas abordagens analíticas das forças e dos momentos aplicados no laringoscópio, apenas será utilizado o resultado da análise simplificada, ficando a análise detalhada para trabalhos futuros.

Na Figura 4.1 podem ser vistos os componentes que integram a solução final encontrada para que se possa mais facilmente compreender o funcionamento global do Laringoscópio Digital proposto.

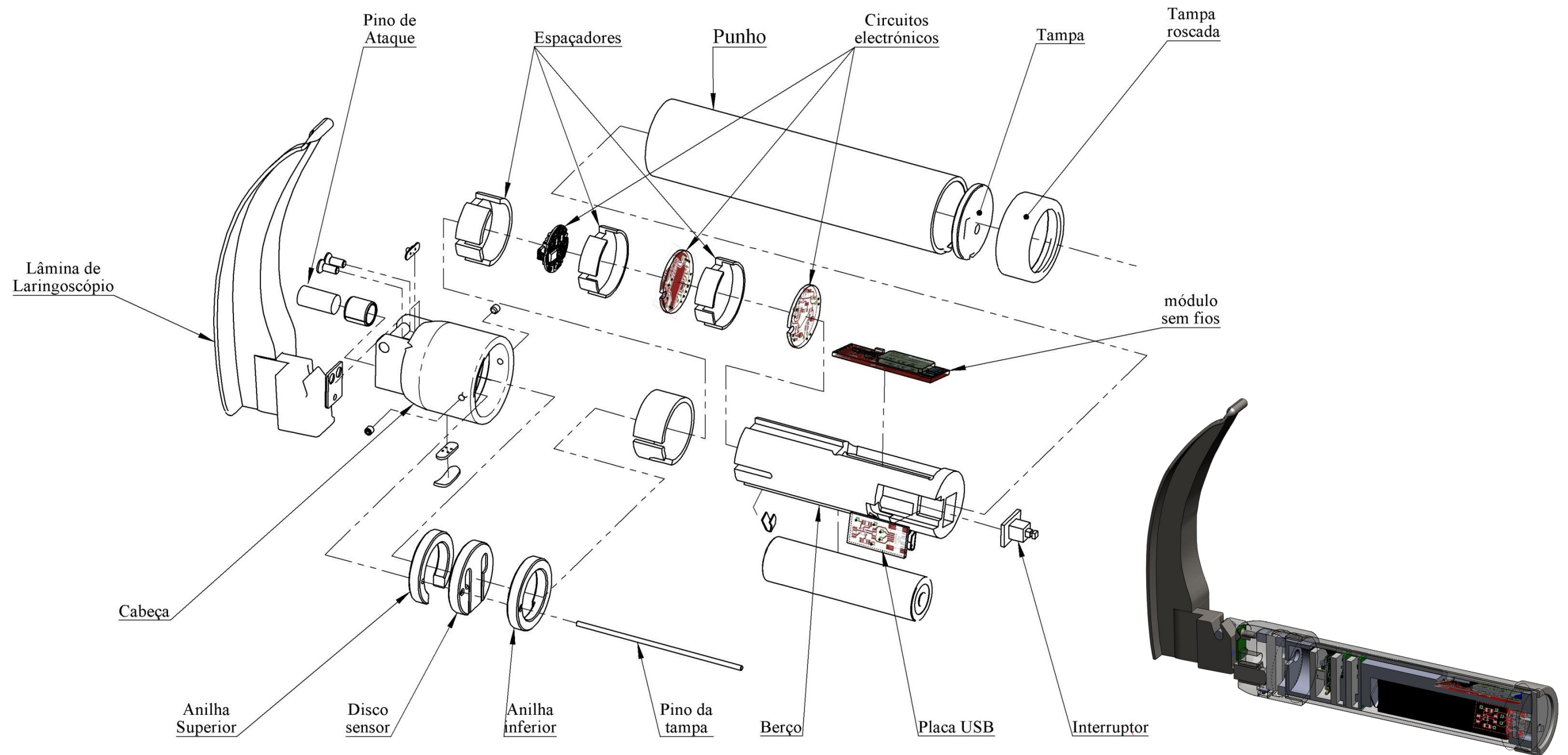


Figura 4.1 Imagem ilustrativa dos constituintes da solução final

Tal como analisado no capítulo anterior, a solução recorrendo à utilização de extensómetros mostrou ser mais exacta, com melhor repetibilidade e sem histerese. Contudo foi desenvolvido um desenho mais eficiente para a solução final representado na Figura 4.2.

Mais uma vez a lâmina do laringoscópio apoia-se no pino de rotação e a força aplicada à lâmina (F) é transmitida para o pino de ataque (F_a). Esta força é transmitida para o disco sensor onde é medida fazendo uso de dois extensómetros.

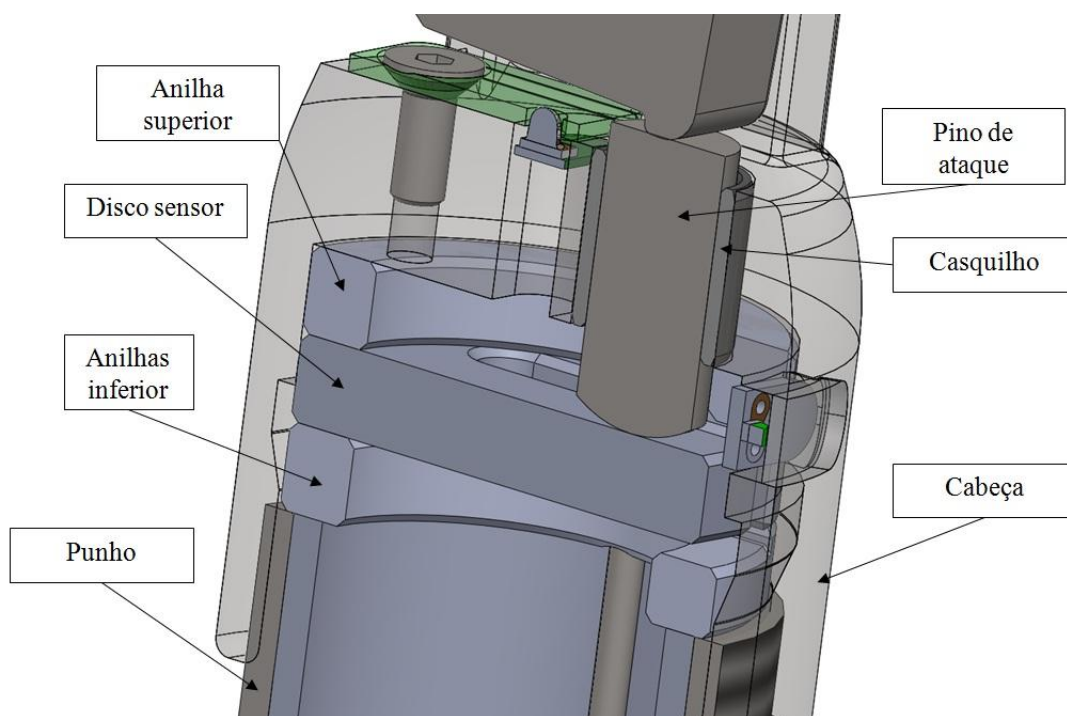


Figura 4.2 Montagem final, modelação da cabeça do laringoscópio

A solução encontrada pode ser aproximada como uma viga encastrada, sujeita a uma carga flectora, ao contrário da solução apresentada no capítulo 3. Neste caso são colados extensómetros nas faces superiores e inferiores do elemento sensor (Figura 4.3).

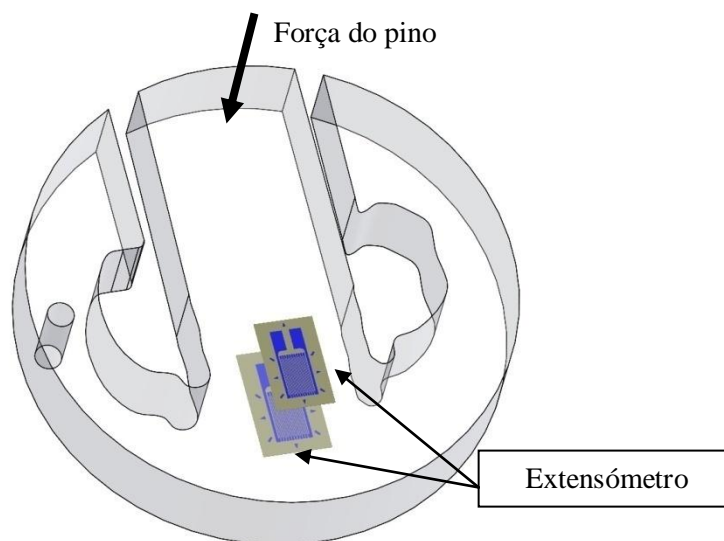


Figura 4.3 Elemento sensor com extensómetros

Desta forma, a tensão mecânica instalada na peça e a consequente deformação sentida pelos extensómetros são de sinal contrário, assim consegue-se evitar grande parte das flutuações, efeitos de temperatura e outros efeitos indesejados, sentidas inicialmente, tendo-se obtido bons resultados.

Os extensómetros usados são comercializados pela empresa RS (www.pt.rs-online.com), Ref. 632-124, 6x2 mm e apresentam um *gauge factor* de 2,1.

Como é visível na Figura 4.2, existem duas anilhas especificamente desenhadas para que a zona central do disco sensor, sujeita à flexão, possa deformar-se sem que exista interferência com os outros componentes. Embora a anilha superior apresente um rasgo completo para possibilitar a passagem do pino de ataque, o disco inferior possui um rebaixo de 1 mm para permitir a referida flexão. A máxima deformação do disco sensor, segundo um cálculo de elementos finitos utilizando o programa SolidWorks® Simulation, foi de 0,012 mm, como foi também confirmado recorrendo ao programa Abaqus®.

A cabeça do Laringoscópio possui uma face interior onde é encostada uma anilha seguida do elemento sensor e da anilha inferior, onde por fim o punho vai encostar quando apertado através da rosca existente na cabeça do laringoscópio (Figura 4.2). Estas anilhas vão também criar uma determinada altura entre o disco sensor e as faces de encosto existentes, na cabeça e no punho, permitindo também a criação de um espaço para que os extensómetros, as suas ligações eléctricas e os diversos condutores eléctricos fiquem devidamente acomodados.

O ataque do disco sensor é realizado por uma agulha de rolamento de 8 mm de diâmetro e 16 mm de comprimento, boleada de modo a garantir que as solicitações no elemento sensor são sempre perpendiculares à face de encosto. A agulha movimenta-se dentro de um casquilho INA (PAP0810-P14). Uma vez que o ajustamento referido para estes dois componentes é demasiado apertado, a tolerância do furo para o casquilho foi aumentada em diâmetro (de H6 para G6) permitindo assim um deslizamento mais fácil.

Dado que o ajustamento dos discos e anilhas é feito através do aperto do punho (por rosca métrica M33x1,5), durante a montagem pode suceder que as anilhas e o disco rodem, saindo assim da posição desejada. Para evitar isto, existe um pequeno furo na cabeça descentrado com a rosca de aperto, onde é introduzido um pino de 2 mm (pino da tampa) que passa através do furo existente tanto nas anilhas como no disco sensor. De relevar que este mesmo pino impede também a rotação dos componentes electrónicos durante a montagem do conjunto, para evitar o dano das ligações eléctricas. Para evitar que o punho desaperte durante a utilização do laringoscópio, existem dois pernos M3 que fixam o punho depois deste montado, figura 4.1.

Embora não seja de prever que o Laringoscópio Digital seja sujeito a grandes agressões externas tais como quedas, deve existir sempre a preocupação de proteger os componentes vitais mais sensíveis a avarias: o elemento sensor e a electrónica. Para obter uma melhor acomodação e protecção dos componentes electrónicos mais pequenos os circuitos impressos foram construídos com uma forma circular. Para que nunca existisse contacto entre eles, foram criados componentes (de nylon) para servir de encapsulamento a alguns circuitos electrónicos (espaçadores visíveis na Figura 4.4). Colocados paralelamente entre si, permitem diminuir o atravancamento geral, de tal forma que não foi necessário aumentar nem o comprimento nem o diâmetro do punho, ficando o conjunto final com um tamanho muito semelhante ao do punho comercial usado como base para este trabalho.

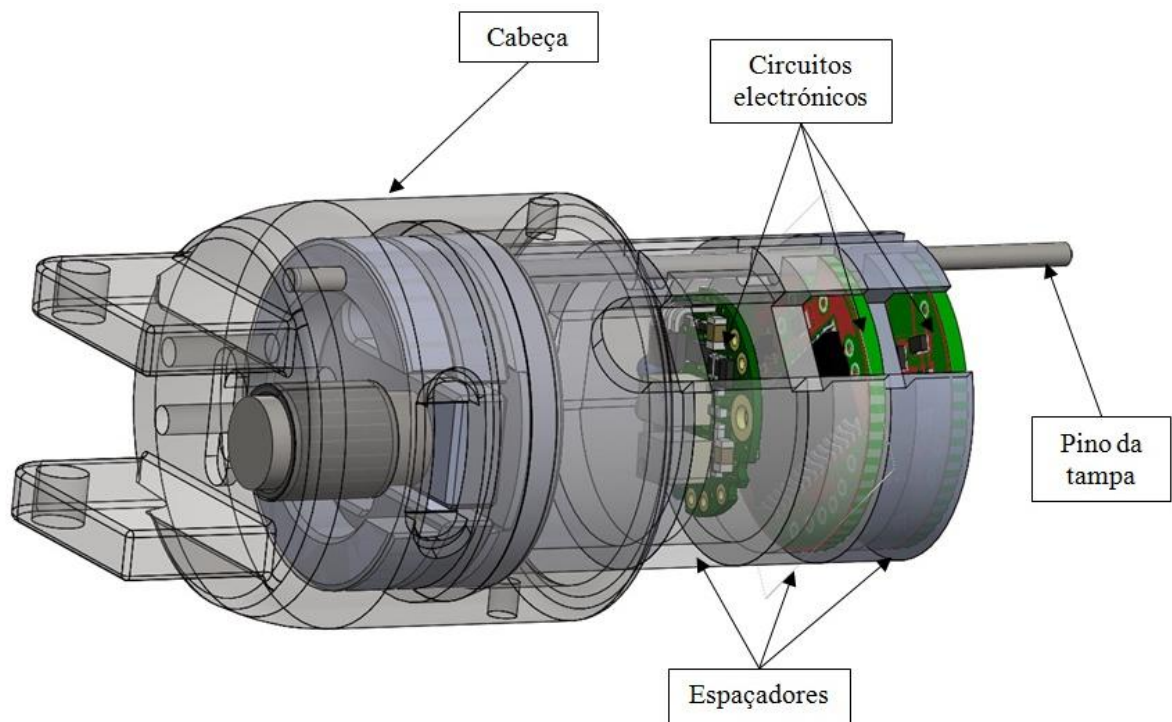


Figura 4.4 Modelação 3D dos componentes electrónicos e espaçadores

Uma vez que existe a necessidade de ligar por meio de condutores eléctricos os vários circuitos impressos, os espaçadores e o berço apresentam dois rasgos laterais opostos com uma área transversal de 2x8 mm, como visível nas Figura 4.4, 4.5 e 4.6.

A bateria escolhida apresenta um diâmetro de 18,5 mm e um comprimento de 65 mm. Esta foi colocada num componente denominado berço (figuras 4.5 e 4.6) e que acomoda a bateria, o módulo de comunicação sem fios, a placa USB e o interruptor. Este mesmo componente, denominado berço, possui uma reentrância para impedir qualquer rotação dos componentes agregados ao berço durante a montagem e utilização.

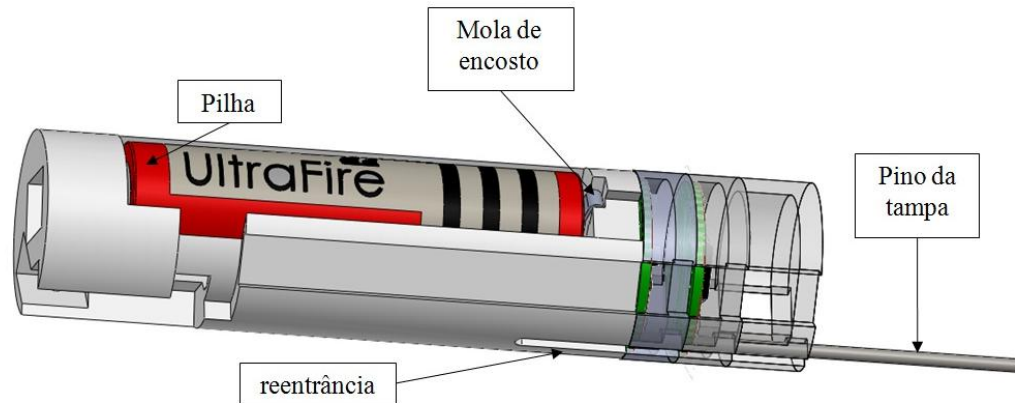


Figura 4.5 Modelação 3D dos espaçadores e pilha

O berço contém também cavidades para alojar o módulo de comunicação sem fios, a placa USB (a sua função é descrita mais à frente) e o interruptor. Para prevenir o contacto entre o punho construído em aço inoxidável e o módulo de comunicação sem fios e a placa USB, foram colocadas pequenas porções de esponja, separando-os assim do punho e realizando uma melhor acomodação.

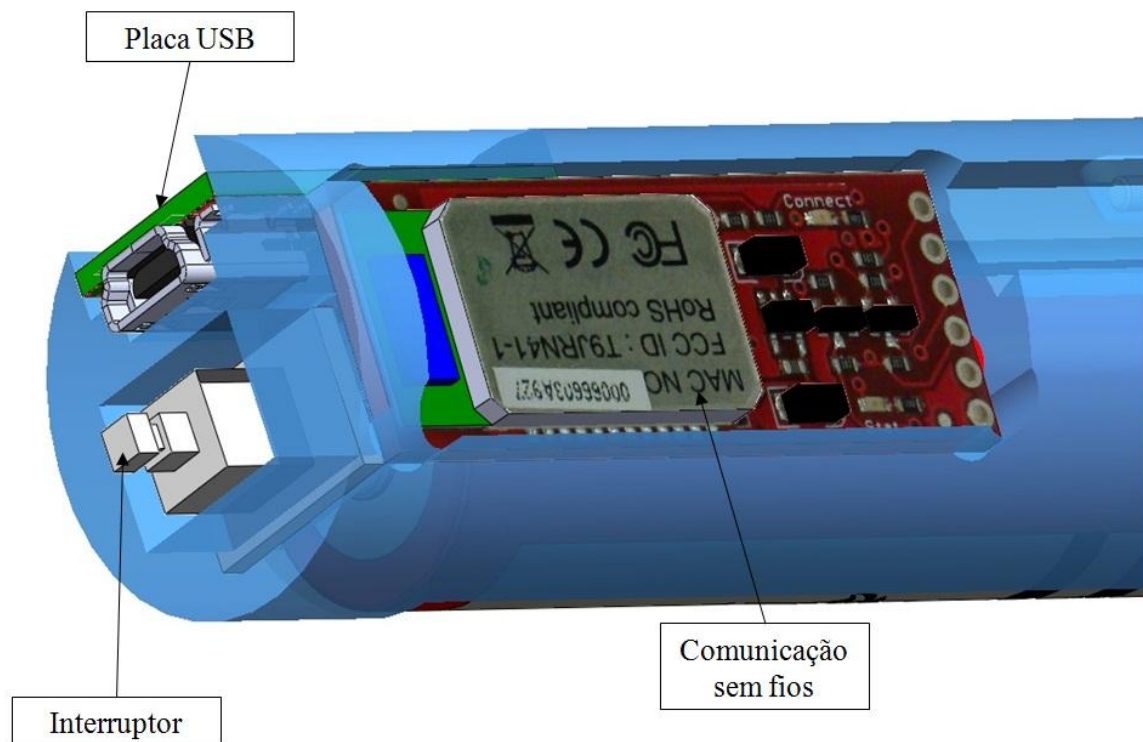


Figura 4.6 Extremidade do berço

Por fim para efectuar o fecho de todo o conjunto existem dois componentes: a tampa e a tampa roscada, figura 4.7. A tampa possui um rasgo para acomodar um pino rectangular existente no punho, que evita que esta rode quando for apertada a tampa roscada. A ficha USB existente é suportada pelo berço evitando assim que sejam aplicadas solicitações não desejadas as conexões electrónicas.

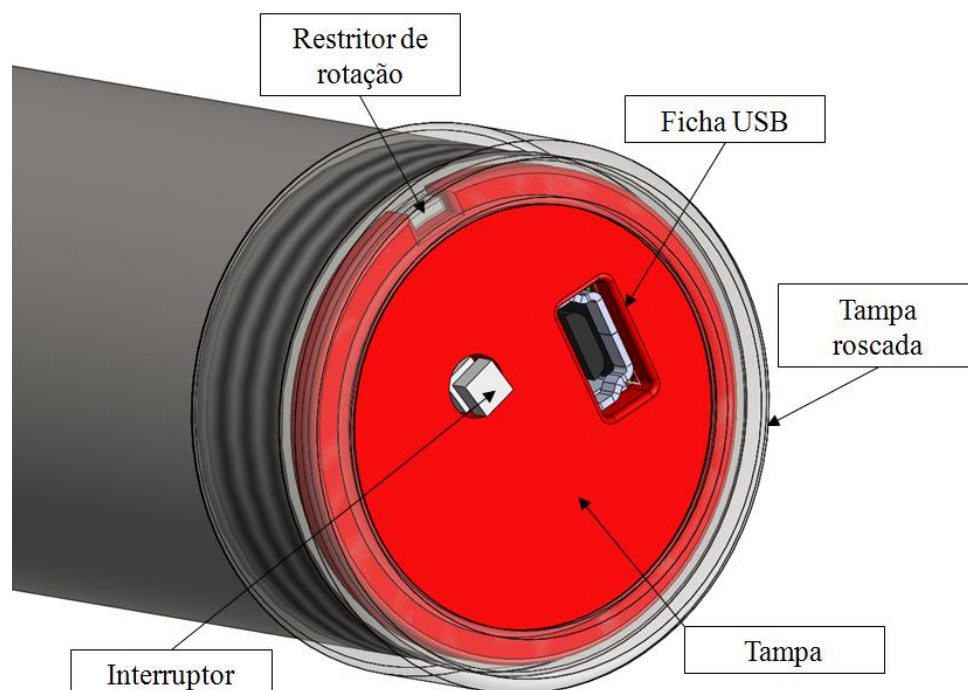


Figura 4.7 Componentes da extremidade inferior do punho

Para ser possível ao utilizador saber qual a força que está a realizar, foi disponibilizado um aviso na forma crescente com uma graduação dividida em 3 patamares (azul, verde e vermelho). Idealmente, devido à conotação normalmente atribuída às cores, os sinais de aviso: verde, amarelo e vermelho seriam preferíveis, contudo não foi encontrado nenhum LED com essas três cores. Os valores de aviso dos referidos 3 patamares, podem ser configurados pelo utilizador na aplicação informática desenvolvida.

O LED de aviso com as cores azul, verde e vermelho encontra-se sobre uma placa de circuito impresso onde estão ligados os quatro condutores. Esta placa encontra-se alojada numa cavidade criada propositadamente para a conter, sobre a qual é colado uma placa de acrílico transparente (figura 4.8), mantendo a placa de circuito contendo o LED na posição desejada e protegendo-a de agressões externas.

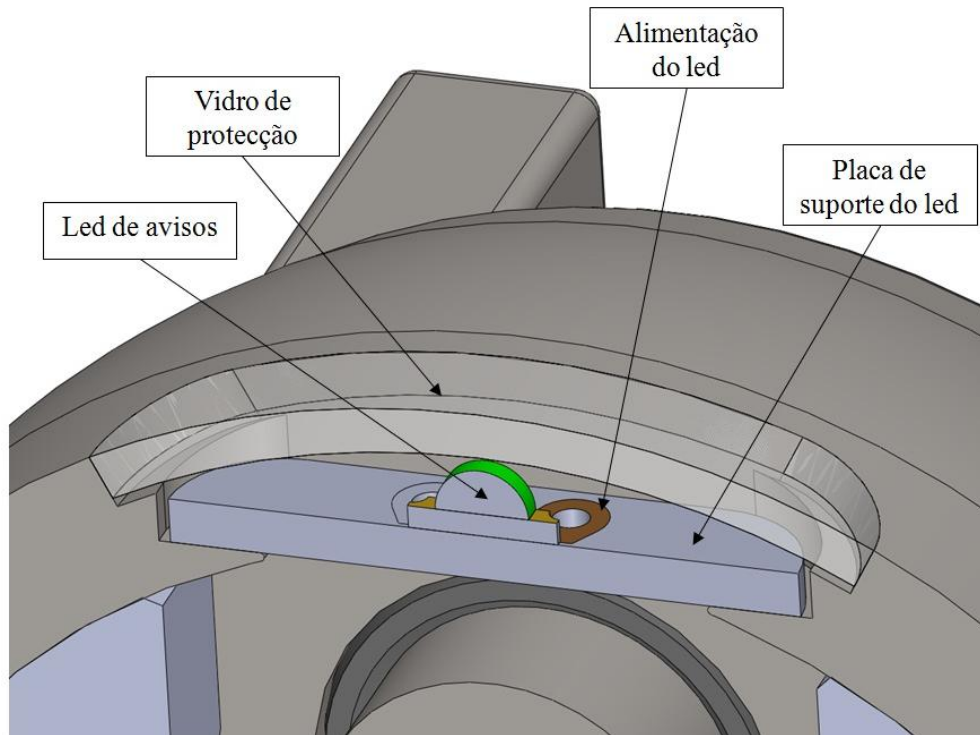


Figura 4.8 LED de aviso e respectiva montagem

O LED de iluminação, devido ao seu tamanho reduzido, é soldado numa placa e protegido por uma porção de silicone (figura 4.9 A). A silicone vai reduzir a movimentação do LED e proteger as ligações eléctricas contra agentes externos indesejáveis. A chapa de fixação do LED possui um orifício que permite a passagem de luz directamente para a lâmina do laringoscópio (figura 4.9 B).

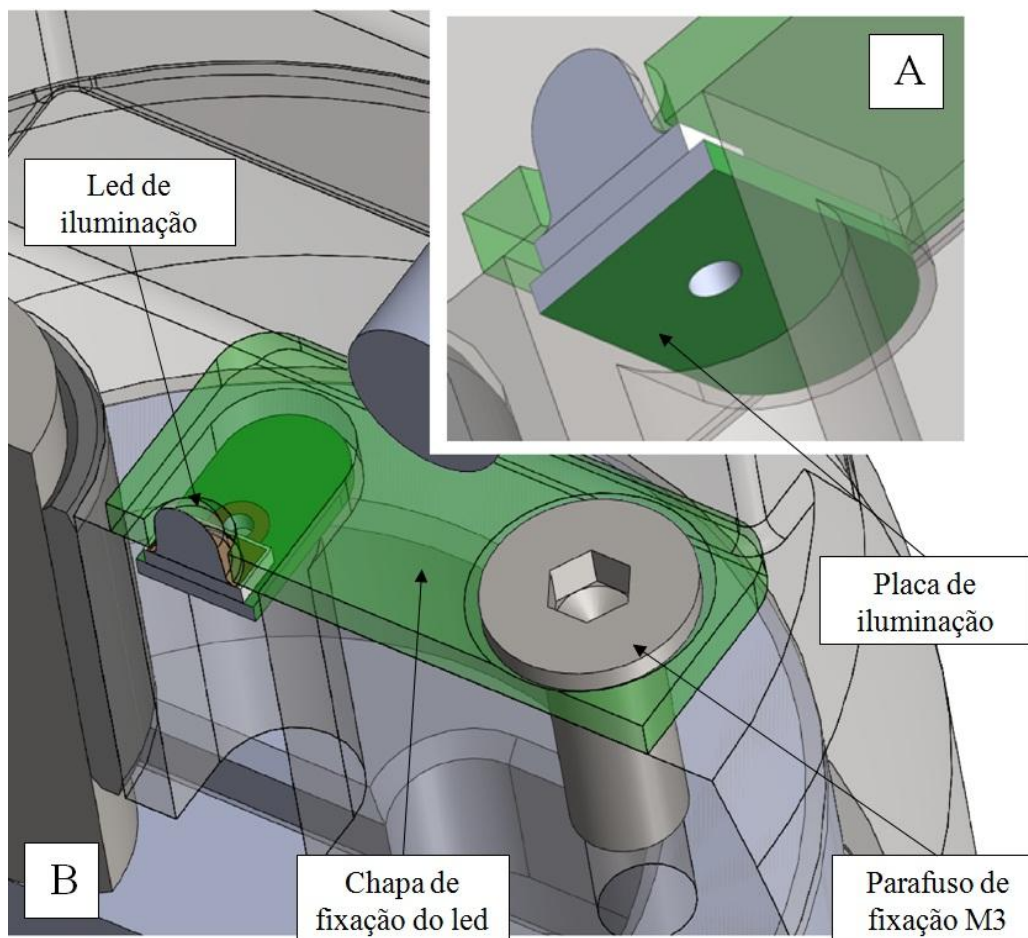


Figura 4.9 A) Encosto da placa de iluminação; B) Montagem do LED de iluminação

4.1.1. Dimensionamento dos componentes mecânicos

O projecto mecânico exige o dimensionamento correcto dos componentes, em particular do elemento sensor de modo a evitar uma falha em serviço, tal como referido por A. Donald em *“Laryngoscope failure is a disconcerting event which occurs at the most inconvenient time and can have life threatening consequences”* [21].

O elemento sensor, tem de ser flexível de forma a permitir uma maior sensibilidade na medição de força, sem contudo entrar em regime plástico com as cargas aplicadas.

Dado que a zona do elemento sensor onde estão aplicados os extensómetros pode ser aproximada a uma viga sujeita a uma carga flectora, a tensão resultante é dada pela Equação 4.1, com uma carga de 70N (equivalente a 1 kgf na ponta da lâmina), aplicada no local onde é transmitida a força aplicada na lâmina ao pino de ataque.

$$\sigma = \frac{F \times l \times \frac{h}{2}}{\frac{c * h}{12}} =$$

Equação 4.1

F – força exercida no elemento sensor

l – distância de aplicação da força à “base de encastramento”

c – largura da “viga”

h – espessura da “viga”

Tal como seria de prever, o valor resultante (12,8 MPa), embora bastante próximo, é inferior ao real (medido através dos extensómetros) por não terem sido contabilizadas as concentrações de tensão na zona do apoio.

Também foi realizado uma simulação da fadiga para uma duração de um milhão de ciclos. Dos resultados obtidos salienta-se que para uma solitação de 560 N (80 N na ponta da lâmina) a tensão de fadiga resultante é de 116,6 MPa.

No anexo B estão descritas as condições do teste de elementos finitos efectuado para avaliar a concentração de tensões do elemento sensor, do qual resultou a Figura 3.10.

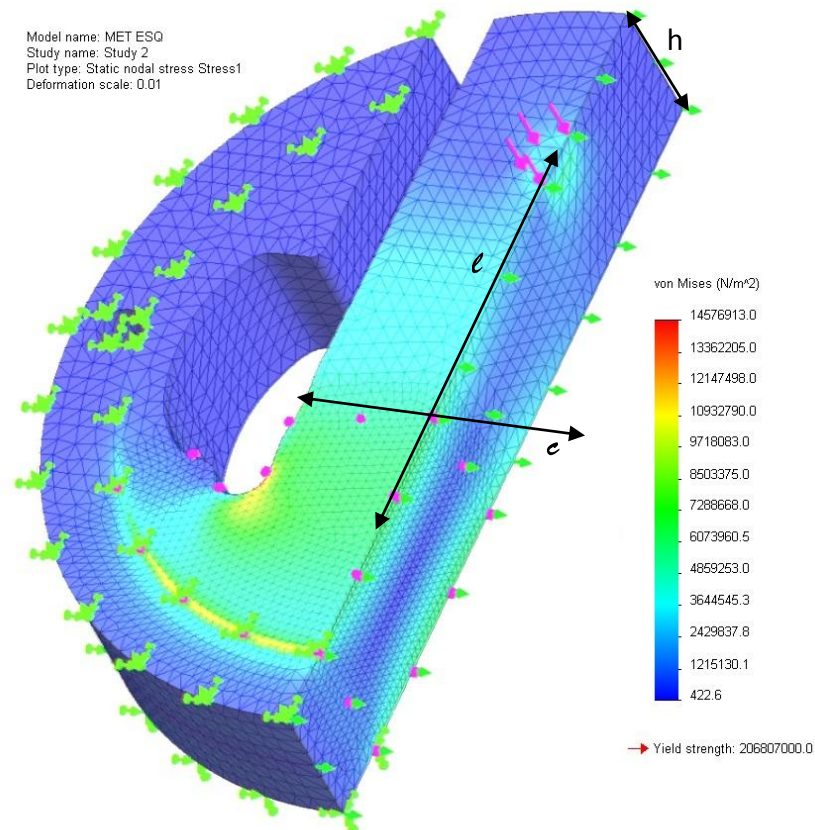


Figura 4.10 Modelo do elemento sensor

Embora não dando garantias da integridade do disco sensor, forneceu bons indicadores, pelo não foi realizado mais nenhum estudo para este componente.

Uma outra zona que requer especial atenção, é o encaixe do pino de rotação com a cabeça do laringoscópio. Se considerarmos a lâmina como uma viga, e com uma relação sensivelmente de 1:7 entre os comprimentos a e b ilustrados na Figura 4.11. Fazendo o equilíbrio estático (Equação 4.2), facilmente chegamos à conclusão que a força no pino de rotação é aproximadamente oito vezes superior à força patente na ponta da lâmina.

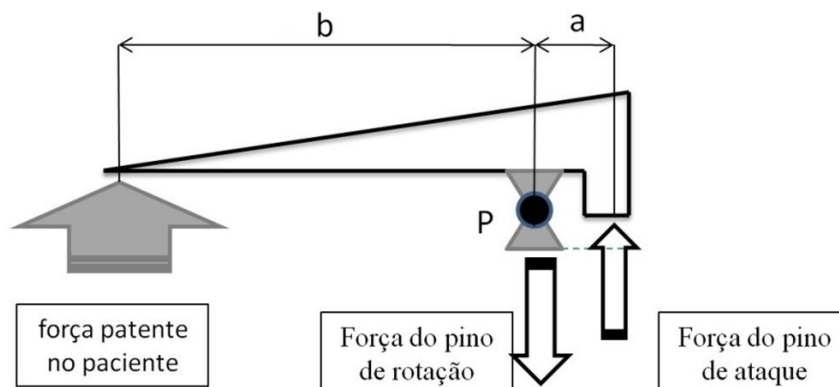


Figura 4.11 Esquema simplificado de forças

$$\sum M_{\text{pino de ataque}} = -F_{\text{paciente}} * a + F_{\text{pino de rotação}} * b = 0$$

Equação 4.2

Neste ponto existe um contacto hertziano, uma vez que se trata de um pino contra uma cavidade, a tensão resultante foi calculada por elementos finitos obtendo uma tensão mecânica máxima de sensivelmente 100 MPa como pode ser observado na Figura 4.12.

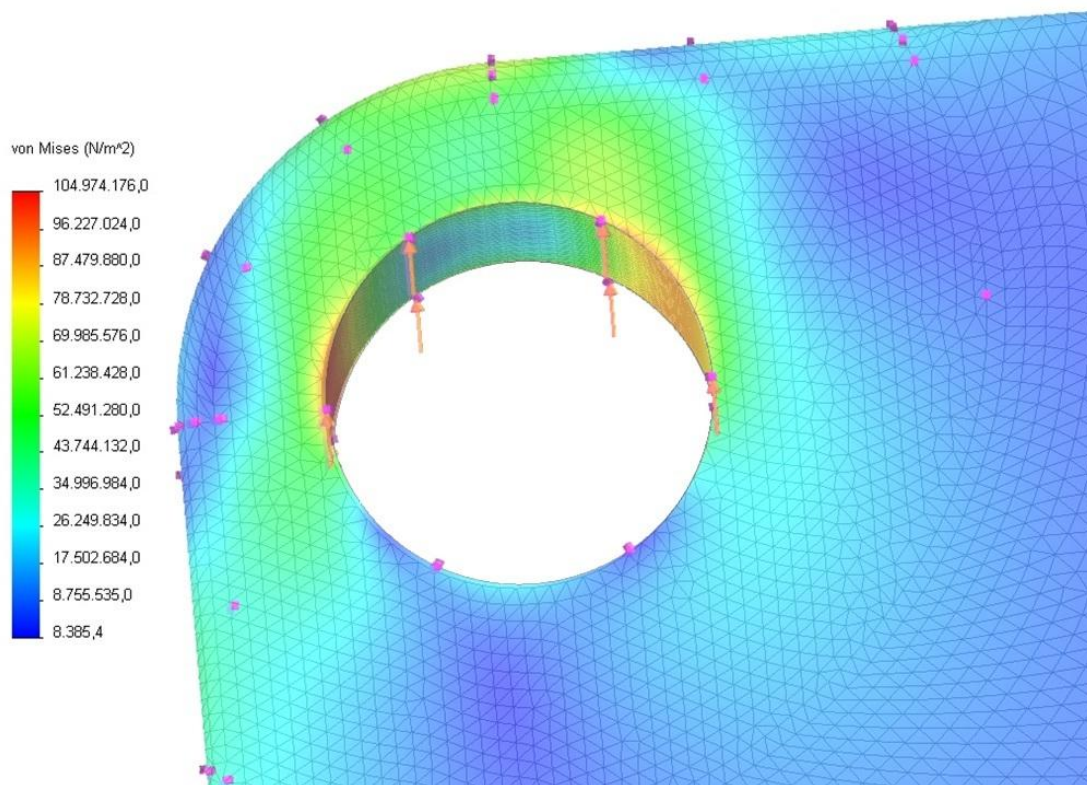


Figura 4.12 Imagem do resultado obtido pelo cálculo de elementos finitos

4.2 Electrónica e comunicação sem fios

Neste subcapítulo é apresentado um esquema geral do sistema (electrónica aquisição, bateria, microcontrolador e comunicação de dados) Figura 4.13 e depois explicado de uma forma mais detalhada.

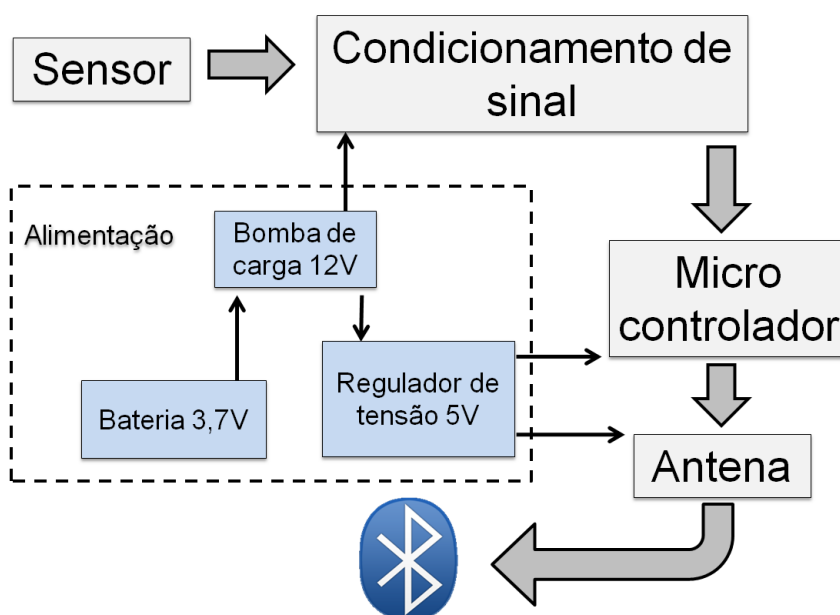


Figura 4.13 Esquema de ligações

A bateria fornece a energia eléctrica para o funcionamento de todos os componentes electrónicos, LED's de aviso e de alimentação.

Uma vez que nem todos os componentes electrónicos possuem uma tensão nominal de funcionamento igual, existe a necessidade elevar a tensão da bateria para diferentes patamares. A opção escolhida foi a de aumentar a tensão para 12V e em seguida efectuar uma redução para 5V. Esta necessidade surge pois o módulo de condicionamento de sinal necessita de uma alimentação compreendida entre os 8 e 24V (recomendados 12V). Por outro lado tanto o microcontrolador como o módulo da antena são alimentados a 5V.

A bateria adoptada para este trabalho, após uma busca alargada sobre as diversas soluções existentes no mercado, foi da marca Ultrafire® modelo TRC 18650. É uma bateria de lítio com uma tensão de saída de 3.7V (variando de 4,6 a 3,2) com uma capacidade de 3,00 Ah. A razão da escolha desta bateria deve-se à sua elevada capacidade, face ao seu tamanho reduzido (diâmetro 18,8 mm e comprimento 65 mm).

Uma vez que se optou pelo uso de uma bateria recarregável para alimentar o Laringoscópio, para facilitar o carregamento deste dispositivo decidiu-se utilizar uma ficha mini USB. Assim o recarregamento pode ser feito por meio de um carregador facilmente encontrado no mercado ou pela ligação ao computador. Para proteger a integridade quer do Laringoscópio Digital, quer do carregador ou computador, dependendo da forma como estiver a ser recarregado, foi introduzido um limitador de corrente com comutação automática, quando em carregamento (MAX1555), com a montagem indicada no fim deste subcapítulo, ficando assim os circuitos internos protegidos.

A bomba de carga adoptada possui a referência LM2735YQMF, e pode receber tensões entre 2,7 e 5,5V fornecendo tensões entre 3 e 24V (nesta aplicação 12V) com uma corrente

máxima de 350 mA e uma eficiência de sensivelmente 85%. A mesma bomba de carga fornece energia directamente para o módulo de condicionamento de sinal e para o regulador de tensão.

O regulador de tensão (Ref.: L78L05ACUTR) pode receber tensões até 30V, embora neste caso forneça tensões entre 4,5 e 5,5 (tipicamente 5V) com uma corrente que pode ir até 100 mA.

Também foi equacionado ter, não uma bateria mas várias com a mesma tensão nominal e um tamanho mais reduzido, ligadas em serie e permitindo assim obter diversos patamares de tensão. Desta forma teria sido evitado a existência da bomba de carga e eventualmente reguladores. Contudo isto provocaria solicitações de corrente desequilibradas levando a uma redução do tempo de utilização do Laringoscópio comparativamente à solução escolhida.

O condicionamento de sinal é da empresa *Mantracourt* modelo ICA2 H. Este componente apresenta a vantagem de, além efectuar uma amplificação de tensão, variável entre 0,1 e 5,1V proceder também à alimentação da ponte de medição, possuindo igualmente um condicionamento e filtro do sinal eléctrico de saída. Desta forma a saída de tensão pode ser lida directamente pelo microcontrolador passando apenas por um buffer de isolamento.

Os componentes de condicionamento de sinal e a antena mostraram ser os mais complexos e são também os mais limitativos para os demais constituintes.

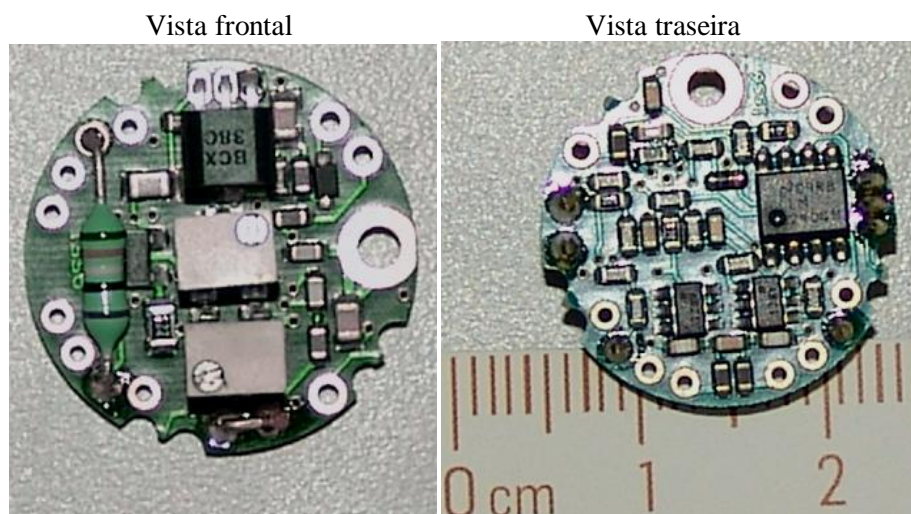


Figura 4.14 Módulo de condicionamento de sinal ICA2 H

O módulo ICA2 H referido apresenta como características mais importantes as apresentadas na

Tabela 4.1. A folha de características completas podem ser encontradas na página Web do fabricante (www.mantracourt.co.uk).

Tabela 4.1 Principais características do módulo ICA 2 H

Parâmetro	Mínimo	Típico	Máximo	Unidades
Tensão de alimentação	8.5	12	28	Volts
Corrente de alimentação	—	8	—	mA
Tensão de saída	0.1	—	5.1	Volts
Tolerância a temperatura	-40	—	85	°C
Protecção contra polaridade inversa	-30	—	—	Volts
Excitação da ponte	4.90	5	5.10	Volts
Impedância da ponte	350	1000	5000	Ohms
Sensibilidade da ponte	0.5	2.5	150	mV/V

Nesta aplicação é visto que a deformação sentida pelos extensómetros é unidireccional, a tensão de saída varia entre 2,6 e 0,1V, razão pela qual é amplificada em cerca de 1,91 vezes. Para proceder à sua amplificação, é utilizado um amplificador operacional da MAXIM, Ref. MAX4470EUK-T. Assim, a tensão medida pelo microcontrolador varia entre 4,97 e 0,19V estando dentro dos limites impostos por este e tentando aproveitar o melhor possível a sua gama de leitura. O microcontrolador seleccionado para este trabalho foi o pic18f2553, montagem SOIC de 28 pinos da Microchip, alimentado a 5V e tendo 10 conversores analógico-digital de 12-bit.

O micro controlador faz a conversão analógico-digital, e fornece essa informação ao módulo da antena *Bluetooth*[®] que comunica com um computador onde serão efectuadas as leituras e análise de resultados.

Uma vez que para efectuar a sua programação apenas é necessário a conexão de dois pinos (27 e 28), foi decidido fazer a ligação desses terminais do microcontrolador com a ficha USB para que seja possível efectuar a sua programação ou reprogramação sem desmontar o Laringoscópio.

Para efectuar a comunicação sem fios com o computador, foi adoptado o módulo WRL-00582 da SparkfunTM com um alcance máximo de 106 m. Foi adoptado uma comunicação do tipo *Bluetooth*[®] pela sua ampla difusão no mercado, facilitando assim a utilização do

Laringoscópio Digital. Este módulo encontra-se aprovado como classe 1 segundo a classificação FCC.



Figura 4.15 Módulo de comunicação sem fios Sparkfun™ Ref.: WRL-00582

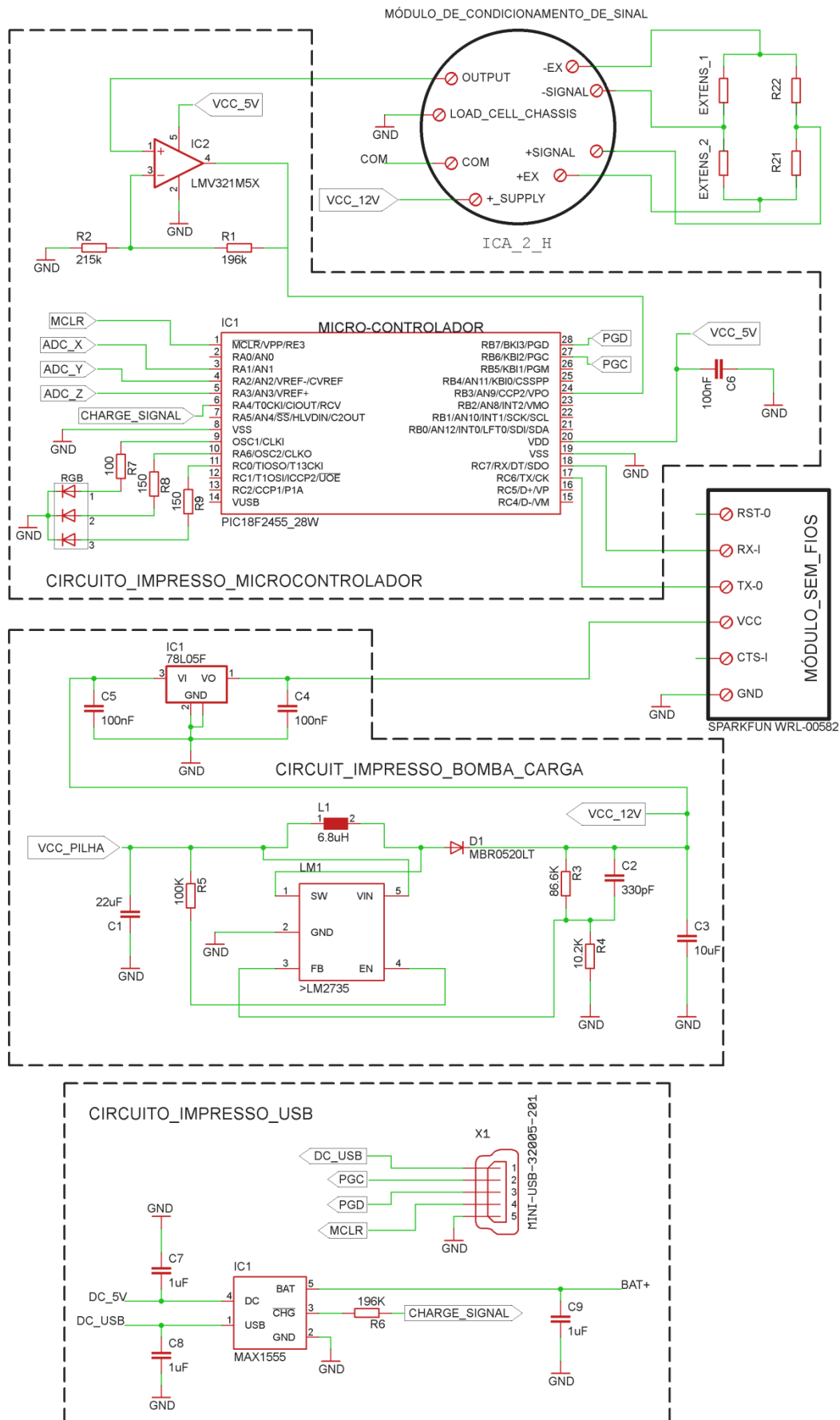


Figura 4.16 Esquema eletrônico global

Para determinar qual o consumo da lâmpada de iluminação do laringoscópio comercial em condições normais de funcionamento, este foi ligada a duas pilhas do tipo C-LR14 (Figura 3.2 A) sendo observado um consumo de 650 mA. Tal como seria de esperar este valor é demasiado elevado, mesmo para a bateria escolhida, pelo que a lâmpada original foi substituída por um LED. O LED adoptado é do fabricante Osram, modelo *Oslon* LA CP7P-JXKX-24. De entre as muitas escolhas possíveis este mostrou ser aquele que apresentava melhor relação intensidade luminosa *vs* potência consumida. Com uma alimentação de 3,6V e 140 mA (embora não seja alimentado com uma corrente tão elevado) este LED produz 34cd, com um ângulo de 80°.

Para garantir que não fosse diminuído o fluxo luminoso face aos laringoscópios comerciais ou estivesse a ser dispendida energia em demasia sem proveito, foram comparadas as duas situações, lâmpada original (Truphatek[®] xénon 2,5V) e o LED da *Osram* escolhido. Embora as condições de teste possam não ser as ideais, os testes foram conduzidos durante a noite evitando assim perturbações externas. Para melhor simular as condições reais de funcionamento, os testes de luminosidade foram realizados fazendo uso de lâminas de laringoscópio, foi projectado luz sobre a face de encosto da lâmina para que a luz fosse conduzida através da fibra óptica e medida por um multímetro. Devido às diferenças de luminosidade apresentadas pelo Laringoscópio comercial, foram também comparadas as diferenças entre uma lâmina nova e uma usada, Figura 4.17. O LED referido anteriormente produziu os resultados apresentados na Tabela 4.2 e que foram comparados com os 29 Lux obtidos para uma lâmina usada e 169 Lux para uma lâmina nova.

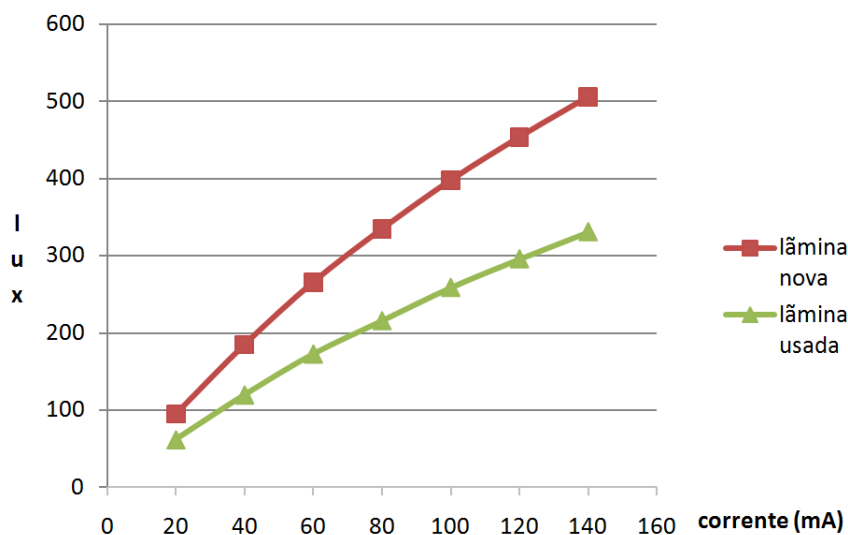


Figura 4.17 Luminosidade da lâmina nova *vs* lamina usada

Tabela 4.2 Teste de luminosidade do LED

Resistência em serie (Ω)	Corrente (mA)	Tensão alim. (V)	Queda no led (V)	Luminosidade com lâmina usada (Lux)	Luminosidade com lâmina nova (Lux)
26	20	3,54	3,06	62	95
26	40	4,21	3,18	120	185
26	60	4,82	3,26	173	266
26	80	5,4	3,32	216	335
26	100	5,98	3,37	259	398
26	120	6,52	3,41	296	454
26	140	7,06	3,45	331	506

Observando a

Tabela 4.2, podemos ver que mesmo se for comparada a luminosidade produzida por um laringoscópio comercial e uma lâmina nova, com o conjunto LED e lamina usada, a corrente necessária para que o LED produza a mesma quantidade de luz não é superior a 80 mA. Assim, foi adoptada a corrente de 80 mA para que o LED possua uma capacidade luminosa superior aos demais existentes no mercado. Para evitar uma quebra na iluminação devido a eventuais problemas electrónicos, esta foi ligada directamente à alimentação por meio de um interruptor biestável.

Por fim os sinais luminosos de aviso (*OPTEK* Ref.: OVSRRGBCC3) são três LED's (azul ver e vermelho) compactados de fábrica como um único componente. A activação de cada uma das cores, devido à sua baixa corrente, é feita directamente pelo microcontrolador em função do valor predefinido para cada patamar de força, estes patamares podem ser reconfigurados por meio da aplicação informática desenvolvida.

Na Figura 4.16 é visível o esquema eléctrico de todos os componentes electrónicos permitindo ver quais as ligações entre o componentes apresentados.

4.3 Programa de leitura e análise de dados

A aplicação informática – *Digital Laryngoscope* - foi desenvolvida para ser utilizada juntamente com o Laringoscópio Digital e tem como principal objectivo efectuar a leitura da força e disponibilizar ao utilizador o valor numérico respectivo, ficando assim disponível mais informação do que com o código de 3 cores. Para o desenvolvimento da aplicação foi utilizado o programa LabVIEW™, o que possibilitou que fosse criado um ambiente informático agradável e intuitivo para o utilizador.

. O programa *Digital Laryngoscope* permite efectuar leituras, apresentar os resultados e abrir um ficheiro de resultados anteriores, Figura 4.18.

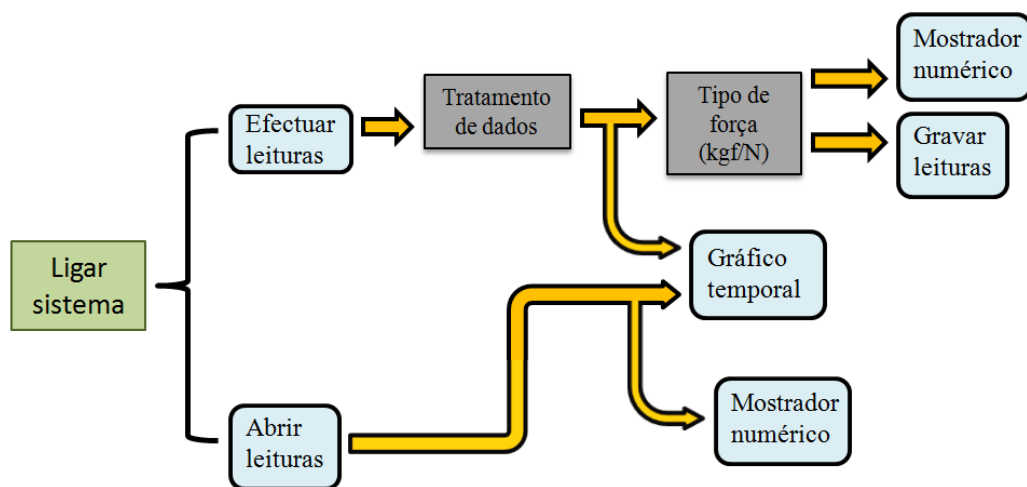


Figura 4.18 Algoritmo da aplicação informática

Quando o utilizador pretende efectuar leituras, necessita de ter o Laringoscópio Digital ligado e sincronizado com o computador, usando Bluetooth®. O programa desenvolvido realiza o tratamento de sinal e mostra os dados na forma numérica e gráfica.

Na opção abrir leituras, os ficheiros gravados anteriormente possuem toda a informação necessária para o utilizador e este pode ver a evolução temporal no gráfico incluindo a unidade de força.

O tratamento de dados (Figura 4.18) tem por objectivo eliminar ruídos nas medições efectuadas, subtrair o *offset* e multiplicar por um ganho.

Para esta aplicação a frequência de corte do filtro deve ser no mínimo 10Hz, considerada a máxima frequência de leitura pretendida. Optou-se por um filtro de Chebyshev invertido de 4ª ordem com uma frequência de corte de 20Hz, pois foi aquele que gerou melhores resultados.

Foi ainda implementado um filtro de médias móveis, cujos resultados são mostrados na Figura 4.19.

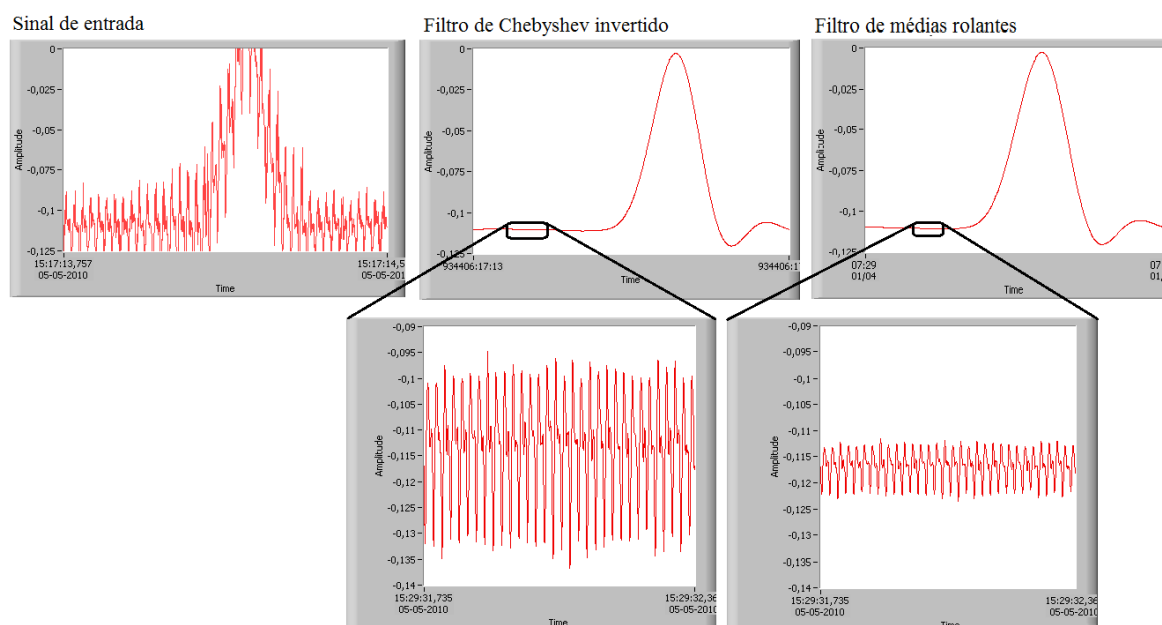


Figura 4.19 Resultado dos filtros implementados

A aplicação informática (Figura 4.20) apresenta dois componentes principais, o gráfico de linhas e a janela de separadores, a janela activa controla a informação que surge no gráfico. A visualização da força efectuada pode ser feita de duas formas, visualizar as leituras sobre a forma de um valor numérico ou então num gráfico temporal.

Uma vez ligado o Laringoscópio, o computador deve detectar o dispositivo automaticamente sendo no entanto necessário seleccionar qual a entrada correspondente e premir o botão *Connect* no separador *VIEW / SETUP* (Figura 4.21).

Assim que é premido o botão *Start*, começam imediatamente a ser mostrados os valores lidos, tanto no gráfico como no mostrador numérico no canto superior direito do separador *MAIN*. As unidades (em kgf ou N) podem ser alteradas, bastando comutar o interruptor *Force units* para a posição correspondente, à frente do valor numérico é mostrada a unidade de força. No gráfico apenas é possível ver a força em kgf por ser de mais fácil percepção.

Premindo o botão *SET* é realizado um ajuste automático do zero e eliminado o *offset*.

Tal como o próprio nome indica, a janela *Maximum Value* indica o valor máximo da força correspondente às leituras efectuadas ou leituras reproduzidas. Para efectuar uma nova leitura e reiniciar o valor máximo mostrado basta carregar no botão *RST MAX* (botão azul).

No separador *MAIN*, do lado direito, surgem os controlos dos três patamares de aviso e respectivos controlos. Os valores numéricos (apenas em kgf) podem ser alterados deslizando os cursores correspondentes a cada uma das cores, ou introduzindo manualmente o valor numérico que se encontra logo abaixo de cada uma das luzes de aviso.

Exactamente por cima, à direita do gráfico, estão patentes os comandos do gráfico que permitem alterar as escalas individualmente, fazer “*zoom-in*” ou “*zoom-out*” ou ainda ver uma

determinada área do gráfico. Existem ainda algumas opções de actualização das leituras, entre outras, que podem ser acedidas clicando com o botão “direito” do rato sobre a área do gráfico Figura 4.20.

É também possível gravar uma determinada sequência de dados, para tal é necessário especificar o destino do ficheiro na janela *Save to*, de salientar que a gravação apenas tem início quando é premido o botão *Save* (possui uma luz verde indicadora do seu estado). Na eventualidade de ser premido o botão gravar e o nome do ficheiro já existir é adicionado um sufixo numérico (_1, _2, _3, _4 consecutivamente) mostrando uma mensagem de indicação na janela *Status*, evitando assim a perda de dados.



Figura 4.20 Aplicação informática, separador *MAIN*

Para efectuar a leitura de um ficheiro gravado, é necessário seleccionar o separador *VIEW/SETUP* (Figura 4.21) onde estão disponíveis as ferramentas de reprodução. Em primeiro lugar é necessário indicar na janela *Open file* qual o nome do ficheiro que se pretende abrir e em seguida premir o botão azul *Open* e é dado início à reprodução do ficheiro gravado. No final para que seja possível abrir um novo ficheiro é necessário carregar sobre o botão *Clear status*, independentemente do próximo ficheiro a abrir ser o mesmo ou um outro.

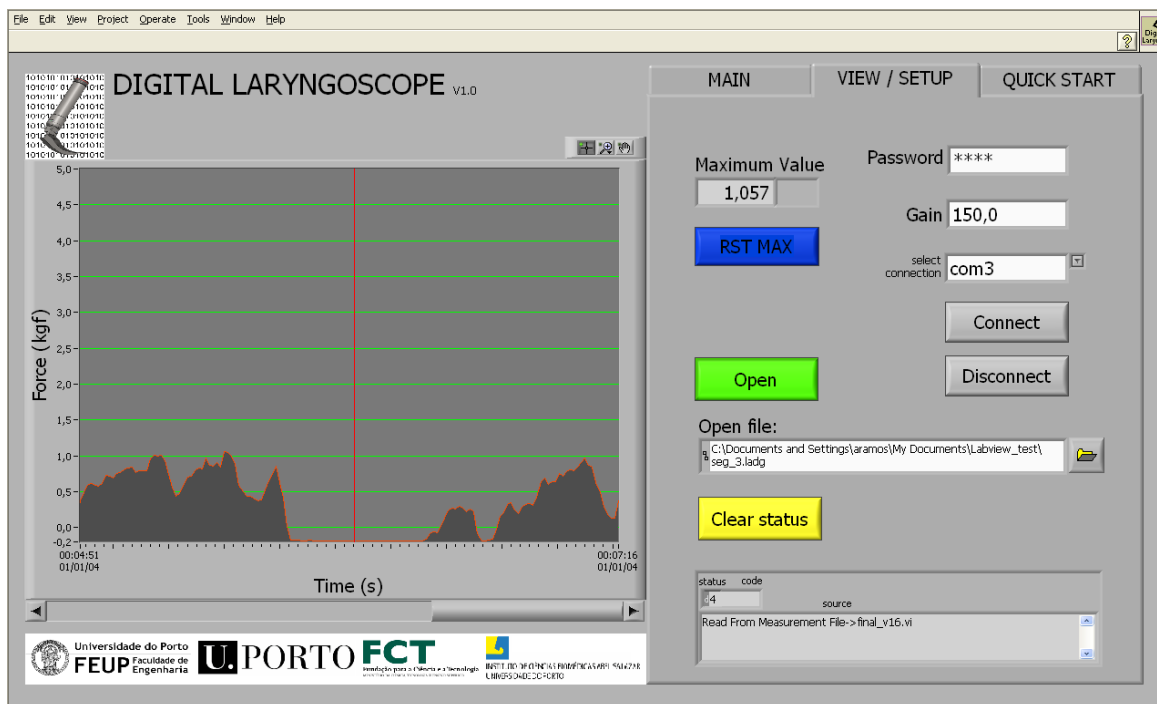


Figura 4.21 Aplicação informática, separador *VIEW / SETUP*

Os ficheiros gravados por esta aplicação informática, têm a extensão *.LADG (**L**aringoscópio **D**igital), no entanto podem ser abertos por um editor de texto (*Notepad* ou Microsoft® Office Word por exemplo) ou ainda com o Office Excel.

Seguindo os passos necessários para utilizar a aplicação *Digital Laryngoscope*, torna a compreensão das suas potencialidades mais simples. Por esta razão existe um terceiro separador denominado *QUICK START* onde estão patentes dicas rápidas para uma utilização mais imediata.

Por fim, na Figura 4.22 é apresentado o bloco de programação da aplicação desenvolvida no programa LabVIEW®.

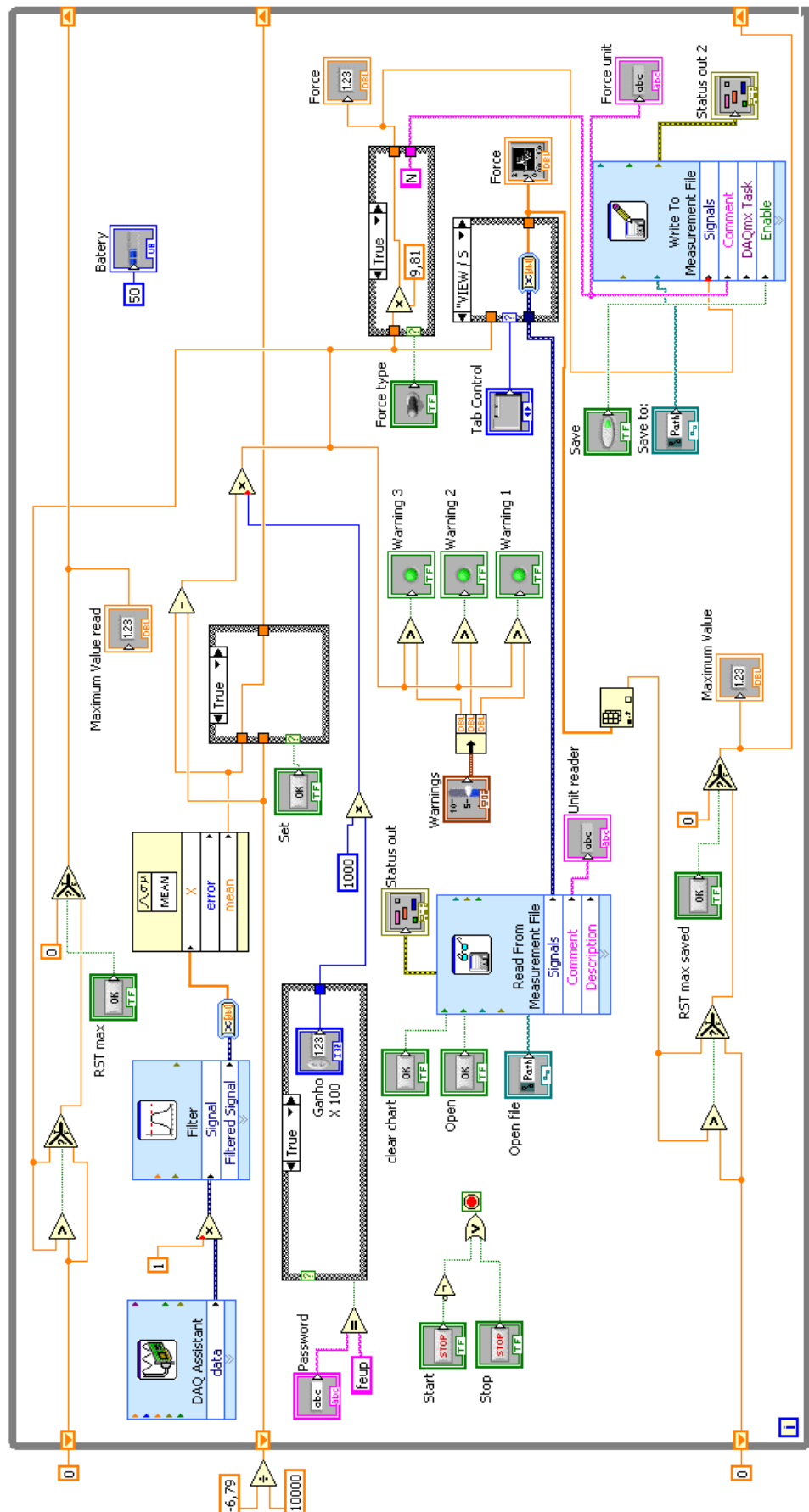


Figura 4.22 Bloco geral de programação da aplicação desenvolvida

4.4 Conclusões do capítulo

Para a solução mecânica apresentada neste capítulo foram realizados alguns testes com protótipos e simulações de montagem, pelo que não se prevê nenhuma dificuldade durante a sua montagem.

A aplicação informática passou por diversas iterações até ser obtido o resultado aqui apresentado, mostrando-se bastante fiável e intuitiva.

5 ENSAIOS EXPERIMENTAIS

Tal como qualquer aparelho de medida, existe a necessidade de uma avaliação das leituras realizadas. As próximas páginas são dedicadas ao método de caracterização do dispositivo e aos procedimentos efectuados.

São também apresentados alguns testes experimentais realizados pelo autor deste trabalho e efectuada uma análise dos mesmos.

5.1 Procedimentos

Embora possam ser realizados diversos procedimentos de avaliação das características do dispositivo, estes devem estar de acordo com as normas existentes (ISO 10012:2003 por ex.). Uma das características mais importantes de qualquer ensaio realizado é a sua não variabilidade. Isto implica que quando se pretender avaliar uma determinada característica, o ensaio não deve interferir nessa avaliação.

Se por um lado foi realizado um estudo preliminar para determinar qual o centro de pressão entre a lâmina e a língua do paciente, esse mesmo estudo não foi realizado por um número de médicos anestesistas significativo. Em detrimento foi adoptada a metodologia usada anteriormente em que os pesos são colocados na ponta da lâmina efectuando assim ensaios com as solicitações aplicadas como ilustrado na Figura 5.1 (posição central). O dispositivo desenvolvido foi caracterizado usando como padrão de referência pesos⁶ conhecidos, colocados na extremidade da lâmina de laringoscópio com o punho na vertical.

Um outro aspecto bastante importante é a posição frontal onde é aplicada a força (Figura 5.1). Embora não cause uma grande variação nas leituras efectuadas (cerca de $\pm 0,1N$) a posição onde são colocados os pesos deve ser mantida constante e no centro da ponta da lâmina (posição central). Esta posição foi escolhida pois dela resultam valores intermédios entre as demais posições.

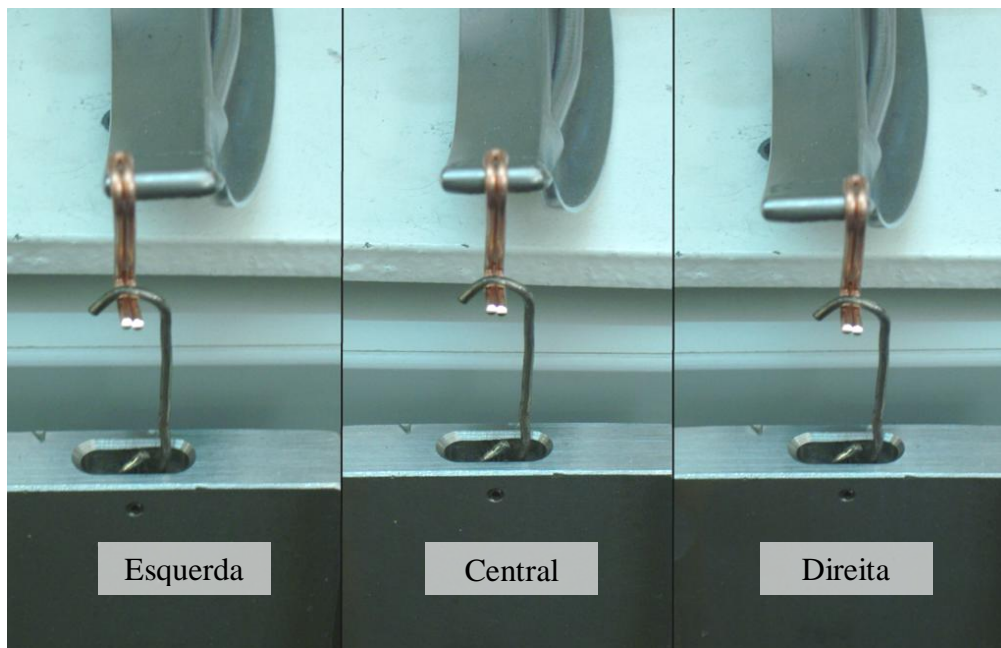


Figura 5.1 Posições frontais de aplicação da força de calibração

⁶ Foi pesado juntamente com os pesos de referência o gancho metálico onde os pesos são colocados.

Para tentar quantificar e eliminar alguns acontecimentos pontuais, cada carregamento (conjunto de medidas desde 0 a 40N) foi realizado 9 vezes e feita a média ponderada, na eventualidade de existir algum ensaio com valores com diferenças significativas, este é repetido.

O procedimento para a colocação de pesos segue duas metodologias diferentes (Figura 5.2), acrescentando pesos consecutivamente e em seguida retirando-os, ou colocando pesos de diferentes valores de uma só vez (instantaneamente). Tanto os pesos colocados de uma forma sequencial como os colocados instantaneamente são colocados consecutivamente com intervalos de aproximadamente 5N, deste os 0N até os 40N e retirados em seguida, também sequencialmente, com intervalos de 5N.

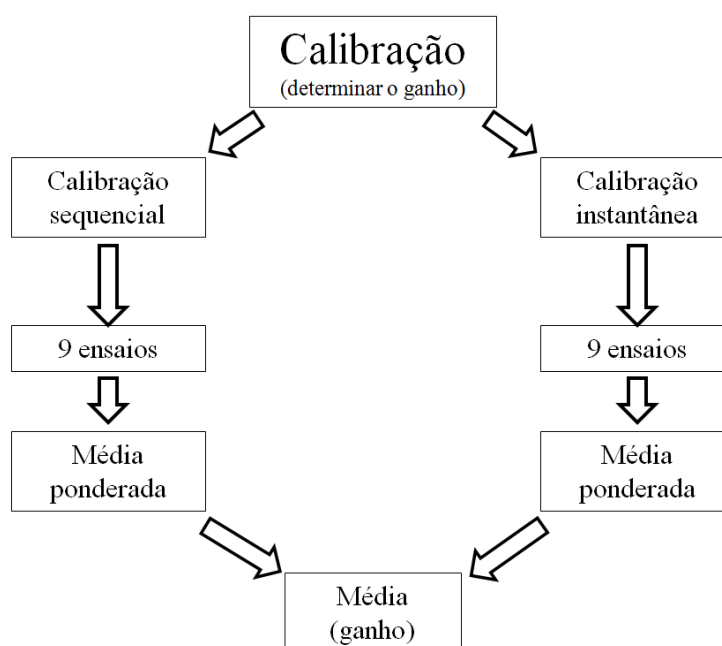


Figura 5.2 Princípio de obtenção do ganho

Durante a mudança de pesos faz-se uma pausa de 10 s, uma vez que os pesos são pendurados, o intervalo de 10 segundos atenua o efeito de pêndulo.

5.2 Análise de resultados

Aparência

Um dos requisitos iniciais era de que o laringoscópio desenvolvido não apresentasse uma aparência muito diferente da original. Embora seja difícil de quantificar o quanto a aparência foi alterada, através da Figura 5.3 pode-se observar que no geral o laringoscópio comercial e Laringoscópio Digital (LD) possuem uma aparência muito semelhante. Embora existam algumas diferenças entre as cabeças dos laringoscópios não sendo estas significativas, torna o punho do LD um pouco mais comprido, que o punho original (155 mm *versus* 170 mm).

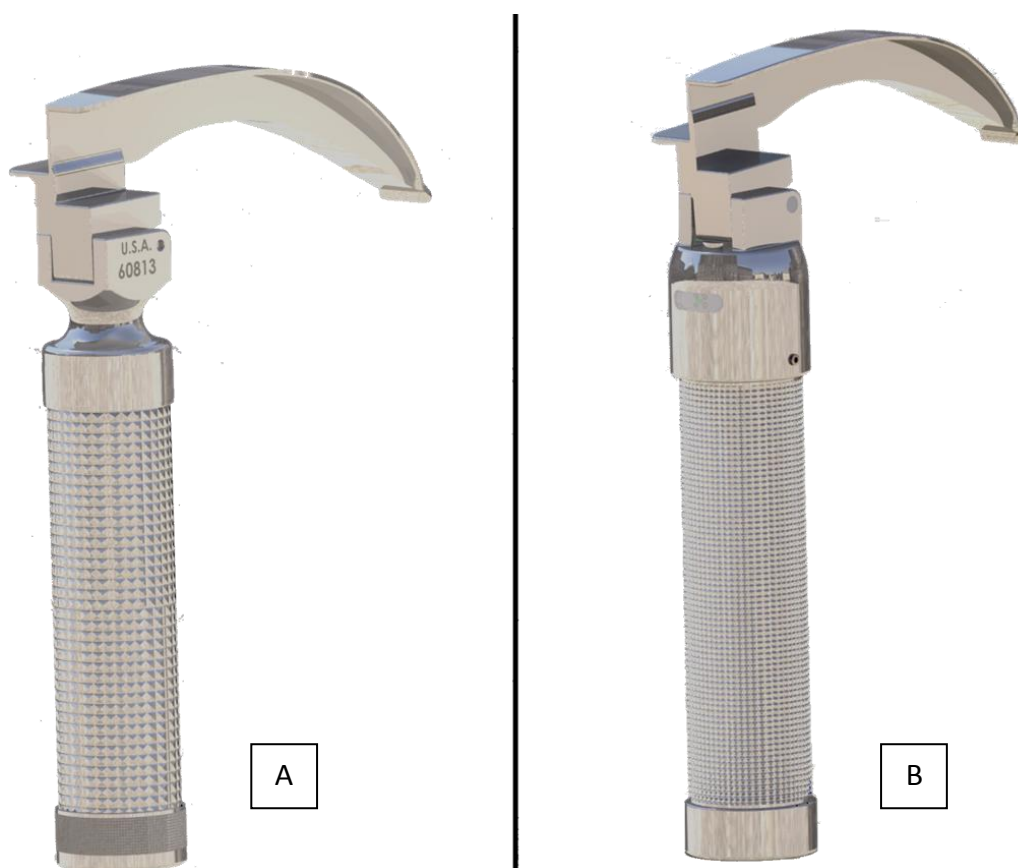


Figura 5.3 A) Laringoscópio original, B) Laringoscópio digital

O laringoscópio comercial apresenta um recartilhado na tampa inferior para permitir uma maior aderência quando for necessário substituir as pilhas, como no Laringoscópio Digital não existe essa necessidade, essa mesma superfície foi deixada com um acabamento liso. Embora por imposição legal, o material de construção tenha de ser aço inoxidável 316, este facto ajudou a que o aspecto final fosse bastante semelhante.

A diferença de pesos entre o Laringoscópio Digital o laringoscópio de base com as pilhas é bastante diminuta, pelo que quando comparada a manipulação dos dois é idêntica. Embora até ao momento não seja possível obter um valor exacto, a diferença de pesos estimada é de cerca de 20gf.

Iluminação

Houve uma enorme preocupação com o sistema de iluminação, devido ao consumo do sistema comercial. A troca da cor de âmbar para luz branca veio aumentar bastante a qualidade do sistema de iluminação pois não distorce as cores naturais dos objectos, como pode ser observado na Figura 5.4. É possível ver também que o ângulo de abertura da luz é maior com a solução escolhida (Figura 5.4 figura da direita). Embora isto possa ser visto como uma característica não desejada, por dispersar a luz e não a encaminhar para a fibra óptica da melhor forma, devido à proximidade com a zona de incidência este facto não se fez sentir.



Figura 5.4 Iluminação comercial e iluminação por LED

Por grande que tenha sido o cuidado com a qualidade de iluminação, o grande teste surge ao comparar directamente os resultados da solução comercial com o Laringoscópio Digital. A Figura 5.5 mostra o interior de uma boca com os dois sistemas de iluminação. O sistema comercial foca em demasia a zona central e em particular a epiglote, enquanto o Laringoscópio Digital proporciona uma maior área de iluminação, não diminuindo a intensidade luminosa na área central onde é mais necessária.

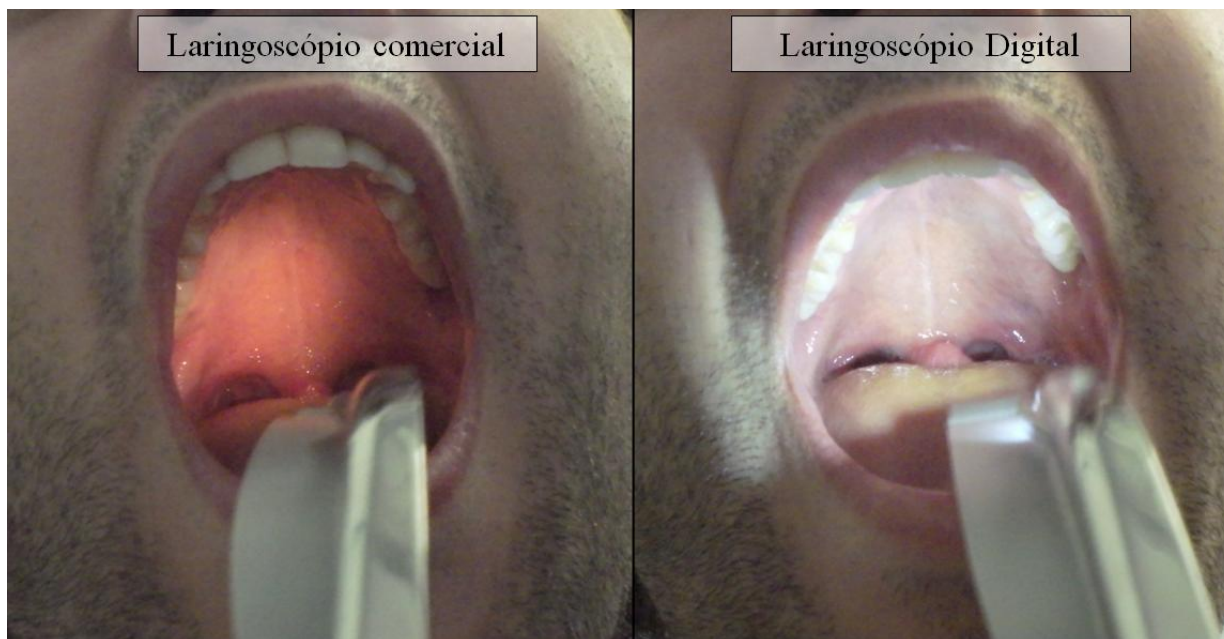


Figura 5.5 Comparação entre iluminação dos laringoscópios

Em suma, a troca do sistema de iluminação comercial por um LED de iluminação apresenta inúmeras vantagens.

Sensibilidade na medição da força

Um dos aspectos mais importantes deste trabalho, é a sensibilidade do sistema de medição da força. Não sendo possível eliminar completamente o ruído do sinal electrónico do sistema de medição, este deve ser o mais pequeno possível de forma a não causar interferência nas medições efectuadas. Por esta razão, como foi apresentado no capítulo anterior, foram introduzidos alguns filtros na aplicação informática.

Estes filtros mostraram-se bastante eficazes, reduzindo o ruído no sinal de sensivelmente de 60 gf para cerca de 2,5 gf. Existe também uma pequena flutuação que introduz um erro acrescido no sistema de sensivelmente 1,5 gf. Atendendo a que o sistema foi desenvolvido para suportar uma carga máxima de 80N (ou 8 kgf), a resolução é bastante boa, inferior a 0,1%.

Funcionalidade da aplicação informática

Para testar a funcionalidade da aplicação informática, esta foi utilizada por 10 pessoas, entre professores e alunos da FEUP.

Das 10 pessoas que experimentaram a aplicação informática, 5 delas receberam umas breves instruções durante cerca de 5 minutos, não demonstrando qualquer dificuldade digna de registo, conseguindo com sucesso efectuar leituras, realizar gravações das mesmas e fazer a sua reprodução em sensivelmente 9 min.

Com as restantes cinco pessoas, estas foram apresentadas à aplicação e fazendo uso das dicas rápidas patentes no separador *QUICK START* tentaram realizar as mesmas operações, efectuar leituras, gravar as mesmas e por fim realizar a sua reprodução. Embora este processo se tenha evidenciado mais lento, cerca de 15 min, mostra que a aplicação informática desenvolvida é de um uso bastante expedito.

6 CONCLUSÃO

6.1 Comentários finais

O laringoscópio é um dispositivo médico utilizado na generalidade dos hospitais para realizar entubações endotraqueais. O uso deste dispositivo provoca uma força sobre a língua e os demais corpos moles do paciente, originando variações em determinados parâmetros do paciente como ritmo cardíaco, pressão arterial, etc. podendo inclusive causar lesões graves.

Esta dissertação enquadra-se no projecto de investigação (IPG146/2009) financiado pela Reitoria da Universidade do Porto/Santander Totta, e pretende desenvolver um laringoscópio capaz de medir a força exercida durante uma laringoscopia, contribuindo desta forma para a melhoria da qualidade do serviço prestado aos pacientes.

Não existindo nenhum laringoscópio comercial com capacidade de medição de força integrada, começou-se por utilizar um laringoscópio comum instrumentado com um sensor piezoresistivo na zona de articulação. Os resultados obtidos com esta versão preliminar deram origem ao artigo “*Measuring force in a laryngoscope*” apresentado em conferência, (anexo C).

Neste trabalho foi criado um modelo tridimensional do laringoscópio, recorrendo ao programa Solidworks®, que permite realizar simulações de esforços, recorrendo a programas de elementos finitos. Algumas simulações de deformação da lâmina possibilitaram uma avaliação preliminar das tensões e deformações instaladas durante a utilização. Este trabalho deu origem à publicação “*Modelling and analysis of a laryngoscope*” (anexo C).

Para determinar a zona da lâmina do laringoscópio que está sujeita ao maior esforço de contacto com o paciente, foi aplicado um spray de revestimento (habitualmente usado pelos médicos dentistas). Com a utilização do laringoscópio a tinta é removida da lâmina evidenciando as zonas de contacto. Os resultados obtidos com esta técnica aplicada no simulador foram submetidos para apresentação na conferência TMSi 2010 “*Measuring the pressure in a laryngoscope blade*” (anexo C).

Dado que a lâmina de laringoscópio tem de ser esterilizada (está em contacto directo com os órgãos internos do paciente), foi optado por limitar as alterações ao nível do punho, mantendo inalterada tanto a forma de encaixe, como a geometria exterior.

Para a medição de força foram avaliadas três soluções diferentes utilizando um sensor piezoresistivo, um sensor de efeito de Hall e extensómetros. Os resultados evidenciaram, de uma forma clara as vantagens inerentes à utilização de extensómetros. Assim, foi construído um primeiro protótipo utilizando estes sensores e um módulo de aquisição de dados com ligação USB. Foi igualmente desenvolvida uma aplicação em LabVIEW® para a leitura e processamento de dados.

O projecto mecânico final do Laringoscópio Digital está terminado, bem como os desenhos de definição de todos os componentes necessários. Foram também desenhadas e construídas as placas de circuito impresso, faltando ainda programar o microcontrolador e implementar a comunicação Bluetooth®.

6.2 Trabalhos futuros

Neste curto período não foi possível terminar a programação do microcontrolador, pelo que este deverá ser a próxima tarefa. Segue-se a montagem dos componentes mecânicos e o teste do conjunto, quer em laboratório, quer no simulador,

Foi colocada atenção especial na recolha de opiniões sobre a facilidade de utilização da aplicação informática desenvolvida. Contudo todas as opiniões foram de colegas de curso ou professores da própria faculdade, por falta de disponibilidade dos futuros utilizadores, não foi possível a recolha das suas críticas e sugestões, pode por isso haver necessidade de realizar algumas alterações adicionais.

Tal como referido no capítulo 2, este trabalho pretendia desenvolver um dispositivo médico capaz de medir a força patente num paciente durante uma laringoscopia, fica no entanto a faltar o modelo matemático que relacione a força durante a laringoscopia com as reacções no paciente. Apesar do desenvolvimento do referido modelo implicar um conhecimento sobre o corpo humano superior ao necessário para a criação do Laringoscópio Digital, este pode agora ser iniciado.

Não era requisito para este trabalho, que o Laringoscópio digital fosse impermeável a líquidos, contudo, numa próxima versão do Laringoscópio Digital esta característica deve ser considerada.

Como indicado ao longo deste trabalho, o módulo de condicionamento de sinal é uma solução comercial, porém se este tivesse sido desenvolvido de raiz o custo final seria bastante menor, aspecto que deve ser considerado em trabalhos futuros.

O módulo de comunicação sem fios foi também adquirido como uma solução comercial, porém o fabricante não garante a sua homologação para ambientes hospitalares, em particular o bloco operatório. Num trabalho futuro, este módulo, na eventualidade do fabricante continuar sem garantir a sua conformidade com as normas em vigor, deve ser trocado por um que possua documentada a sua conformidade com as normas em vigor na altura.

Devido aos bons resultados obtidos para a iluminação proposta, seria vantajoso desenvolver um sistema de iluminação semelhante e adaptável aos laringoscópios comerciais.

No capítulo 3 são realizadas duas análises do problema, foi adoptada uma abordagem cautelosa que permitiu desenvolver o dispositivo aqui apresentado, no entanto pode e deve ser desenvolvida uma segunda versão do Laringoscópio Digital, podendo ter como ponto de partida o princípio apresentado no Anexo A.

De maneira a permitir uma melhor acomodação do Laringoscópio Digital durante o seu carregamento deve futuramente ser construída uma base de suporte.

Após o dispositivo aqui apresentado estar finalizado é necessário a sua classificação e normalização por meio da marcação C.E.

7 Referencias

- [1] Ronald D. Miller, "Miller's Anesthesia", Cap 65, 2005.
- [2] K. Yamamoto, *et al.*, "Predicting Difficult Intubation with Indirect Laryngoscopy", *Anesthesiology*, vol. 86, pp. 316-321, 1997.
- [3] Decreto-Lei nº 145/2009 de 17 de Junho, ed: diario da República 1.ª série, 2009, pp. 3707-3765.
- [4] http://www.verathon.com/gs_ranger.htm, Verathon, 12/06/2010.
- [5] <http://www.pentax.co.jp/english/news/2006/200633.html>, Pentax corporation, 20/12/2009.
- [6] <http://www.lmana.com/mcgrath.php>, L. A. Management, 5/1/2010.
- [7] <http://french.alibaba.com/product-tp/flexi-tip-laryngoscope-11572281.html>, Flexi-Inclinez le Laryngoscope, 4/03/2010.
- [8] http://www.industry-medical.com/mymedical/simeite/prodetail1193/Straight_nylon_fiber_optic_laryngoscope_len_for_neonate_%283%C3%971%29.html, Medical-industry, 22/03/2010.
- [9] <http://www.midmeds.co.uk/merlin-medical-laryngoscope-handle-standard-p-65.html>, M. Limited, 3/01/2010.
- [10] <http://www.lifemedicalsupplier.com/laryngoscope-handle-m-waterproof-ref-9075023793-p-1886.html> I. m. supplier. *Laryngoscope Handle "M" Waterproof* 7/3/2010
- [11] http://www.ispub.com/journal/the_internet_journal_of_anesthesiology/volume_3_number_1_53/article/the_video_intubating_laryngoscope.html, M. W. M.D. *The Video-Intubating Laryngoscope*, 15/04/2010
- [12] M. J. L. B. MD, *et al.*, "Does experience influence the forces exerted on maxillary incisors during laryngoscopy? A manikin study using the Macintosh laryngoscope " pp. 1,2,3, 16,october,1994 1994.
- [13] D. C. Ray, *et al.*, "A comparison of McGrath and Macintosh laryngoscopes in novice users: a manikin study," *Anaesthesia*, vol. 64, pp. 1207-1210, 2009.
- [14] R. H. Hastings, *et al.*, "Force, torque, and stress relaxation with direct laryngoscopy," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 82, pp. 456-461, March 1, 1996 1996.
- [15] R. T. C. F. B. A. J. G. A. W. GROGONO, "A measuring laryngoscope handle: a device for measuring the forces applied during laryngoscopy " *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 1983.
- [16] M. J. L. B. M. V. C. J. S. M. E. V. M. H. v. d. V. M. T. S. M. VhD., "An evaluation of a modified Macintosh laryngoscope in a manikin " 1997.

-
- [17] G. L. Weinberg, "A Versatile Alternative to Standard Laryngoscopy," *Anesthesiology*, vol. 93, pp. 309-310, 2000.
- [18] M. J. L. Bucx, *et al.*, "Forces acting on the maxillary incisor teeth during laryngoscopy using the Macintosh laryngoscope," *Anaesthesia*, vol. 49, pp. 1064-1070, 1994.
- [19] M. R. M. H. Michael J. Bishop, MS; Allan F. Tencer, PhD, "Force Applied During Tracheal Intubation," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 111, pp. 411-414, 1992.
- [20] <http://img.alibaba.com>, P. g. (laryngoscope),15/04/201.
- [21] D. Jolly, *et al.*, "Unexpected laryngoscope failure," *Canadian Journal of Anesthesia / Journal canadien d'anesthésie*, vol. 49, pp. 637-638, 2002.

8 ANEXOS

Anexo A Estudios complementares

Para obter uma melhor solução ao problema aqui em questão foi desenvolvido um outro princípio de funcionamento diferente do que foi apresentado neste documento. A base deste princípio passa por medir duas forças em vez de uma, como tem sido tratado até agora.

Analisando a Figura 8.1 e efectuando um somatório de momentos nos locais onde podem ser medidas as forças do pino de rotação e base de encosto (Equações 8.1) podemos ver que, se for desprezada a força de contacto com os dentes obtemos um sistema de equações com uma única solução para cada instante.

$$\begin{cases} \sum M_{\text{pino de rotação}} = 0 \\ \sum M_{\text{base de encosto}} = 0 \end{cases} \Leftrightarrow \begin{cases} \sum -F_{\text{patente no paciente}} \times a + F_{\text{base de encosto}} \times b = 0 \\ \sum -F_{\text{patente no paciente}} \times (a) + F_{\text{pino de rotação}} \times b = 0 \end{cases}$$

Equações 8.1

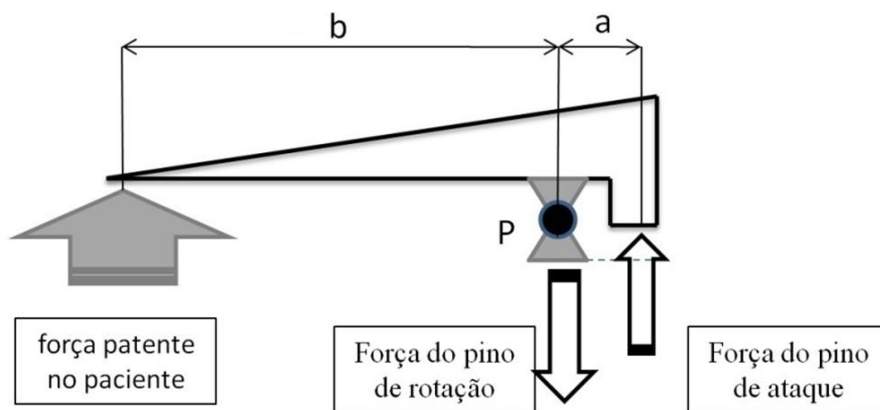


Figura 8.1 Esquema simplificado de forças

Pode então ser desenvolvido uma solução em que seja possível medir de uma forma indirecta o comprimento *b* e a força patente no paciente.

Tendo em atenção os resultados das análises realizadas aos sensores, a solução mais expedita é fazer uso de extensómetros e idealizar uma solução para esta nova abordagem.

Embora o princípio idealizado seja baseado na análise realizada (Equações 8.1), este apresenta algumas pequenas diferenças. Em alternativa a serem medidas duas forças, para esta abordagem foi adoptada a opção de medir duas tensões com extensómetros em faces adjacentes (Figura 8.2) de uma “viga encastrada”. Visto que o espaço disponível o possibilitava, podem ser inseridos dois pares de extensómetros ligados em série em dois quartos ponte, compensando alguma torção que possa existir e aumentando a sensibilidade, Figura 8.3

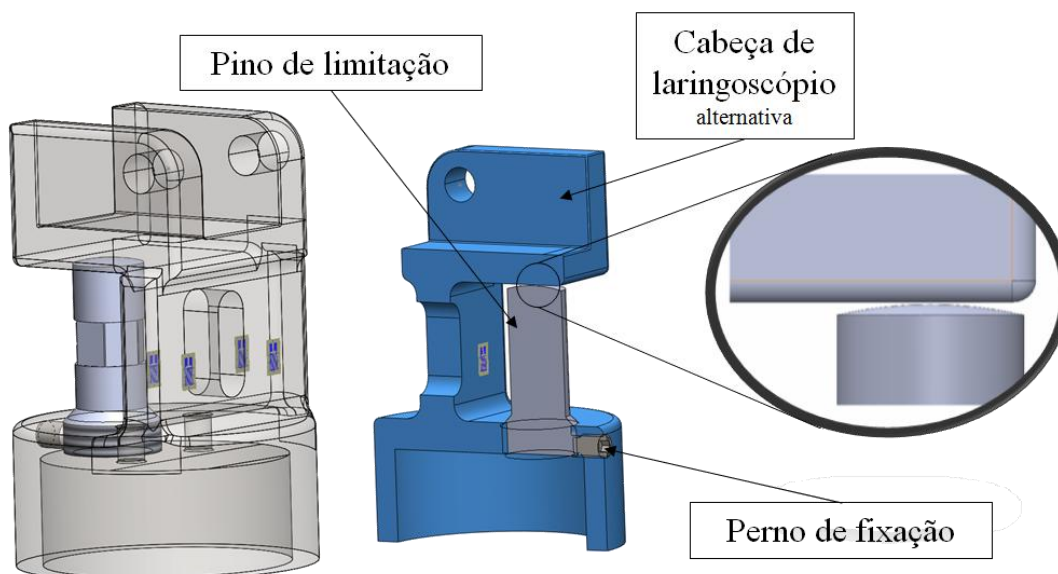


Figura 8.2 Solução de medição de força alternativa

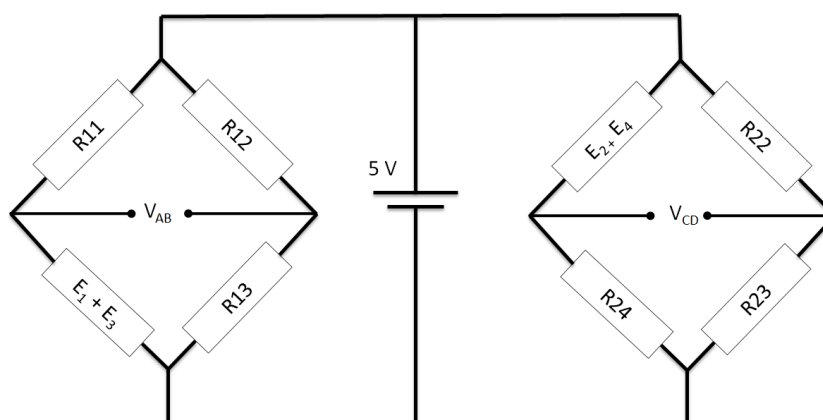


Figura 8.3 Esquema de medição para a solução alternativa

Para que a sensibilidade seja a melhor possível, as tensões instaladas na referida “viga” devem estar ligeiramente abaixo do limite elástico (não contando com factor de segurança) do material. Para evitar que esta entre no regime de deformação plástica existe um pino limitador. Para garantir que a folga é a adequada e o contacto surge com uma determinada flexão, o pino de limitação é roscado (M10 passo extra-fino) na cabeça permitindo regular a sua folga com a cabeça e fixado na posição correcta por um perno M3. As mencionadas tensões e flexão instalada, foram estimadas recorrendo a um cálculo de elementos finitos, os resultados deste teste estão manifestos no Anexo B1

Desta feita, podemos substituir as Equações 8.1 pelas Equações 8.2. Neste sistema de equações o comprimento l representa a largura da viga (não visível na Figura 8.4) enquanto σ_1 e σ_2 as tensões em cada um dos braços de suporte

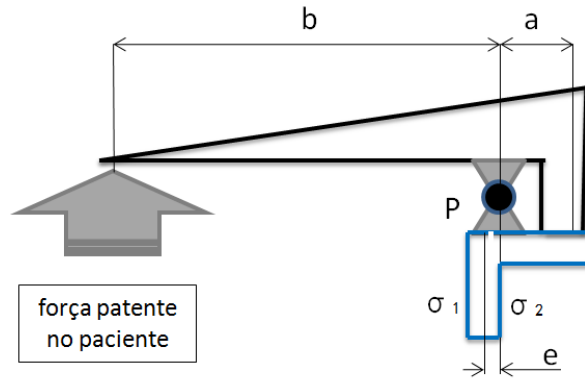


Figura 8.4 Esquema simplificado de forças e tensões

$$\begin{cases} \sum F = 0 \\ \sum M = 0 \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} -F_{patente\ no\ paciente} + \frac{\sigma_1 + \sigma_2}{2} \times e \times l \\ -F_{patente\ no\ paciente} \times (b - e) + \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)l \times e^2}{12} \end{cases}$$

Equações 8.2

σ_1 – Tensão mecânica na face esquerda

σ_2 - Tensão mecânica na face direita

Com esta solução, na eventualidade de existir contacto com os dentes durante a laringoscopia, o comprimento b medido não é realista.

Assim a medida do comprimento b não pode ser vista como uma medida exacta mas funcionar como uma referência aproximada. Efectuando alguns testes com médicos anestesistas experientes em que existam garantias que não houve nenhum contacto com os dentes, a medição realizada por esta solução poderá funcionar como comparação para outros utilizadores menos experientes.

Anexo B Cálculos estruturais

Sumario de análise por elementos finitos da segunda abordagem gerado automaticamente pelo Solidworks®.

Study Properties

Study name	Study 2
Analysis type	Static
Mesh Type:	Solid Mesh
Solver type	FFEPlus
Inplane Effect:	Off
Soft Spring:	Off
Inertial Relief:	Off
Thermal Effect:	Input Temperature
Zero strain temperature	298.000000
Units	Kelvin
Include fluid pressure effects from SolidWorks Flow Simulation	Off
Friction:	Off
Ignore clearance for surface contact	Off
Use Adaptive Method:	Off

Units

Unit system:	SI
Length/Displacement	mm
Temperature	Kelvin
Angular velocity	rad/s
Stress/Pressure	N/m ²

Material Properties

No.	Body Name	Material	Mass	Volume
1	SolidBody 1(Fillet8)	Stainless Steel (ferritic)	0.055611 kg	7.12962e-006 m ³

Material name:	Stainless Steel (ferritic)
Description:	
Material Source:	
Material Model Type:	Linear Elastic Isotropic
Default Failure Criterion:	Max von Mises Stress
Application Data:	

Property Name	Value	Units	Value Type
Elastic modulus	2e+011	N/m ²	Constant
Poisson's ratio	0.28	NA	Constant
Shear modulus	7.7e+010	N/m ²	Constant
Mass density	7800	kg/m ³	Constant
Tensile strength	5.1361e+008	N/m ²	Constant
Yield strength	1.7234e+008	N/m ²	Constant
Thermal expansion coefficient	1.1e-005	/Kelvin	Constant
Thermal conductivity	18	W/(m.K)	Constant
Specific heat	460	J/(kg.K)	Constant

Load

Load name	Selection set	Loading type	Description
Force-1 <Part12>	on 1 Face(s) apply normal force 200 N using uniform distribution	Sequential Loading	
BearingLoads-1 <Part12>	Directed bearing Load on 1 Face(s) apply force 250 N along Y direction with Coordinate System1	Sequential Loading	

Mesh Information

Mesh Type:	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Smooth Surface:	On
Jacobian Check:	29 Points
Element Size:	1.2 mm
Tolerance:	0.06 mm
Quality:	High
Number of elements:	262969
Number of nodes:	372130
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:26
Computer name:	EU-PC

Mesh Control Information:

Control-1 <Part12>	Mesh control on 18 Face(s) with seed 0.5 mm and ratio 1.1.
Control-2 <Part12>	Mesh control on 11 Face(s) with seed 0.3 mm and ratio 1.1.

Study Results

Name	Type	Min	Location	Max	Location
Stress1	VON: von Mises Stress	0.0021089 N/mm ² (MPa) Node: 338463	(-14.6659 mm, 6.6327e-007 mm, 7.38718 mm)	111.823 N/mm ² (MPa) Node: 11022	(10.0338 mm, 32.6054 mm, 11.6829 mm)
Displacement1	URES: Resultant Displacement	0 mm Node: 55	(-14 mm, 11.8 mm, -2.57176e-015 mm)	0.0923474 mm Node: 8726	(-12.0721 mm, 49.9423 mm, 6.79769 mm)
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain	9.81725e-009 Element: 69391	(-15.0705 mm, 0.312501 mm, 7.21274 mm)	0.000430885 Element: 119467	(5.28706 mm, 29.5963 mm, 2.25759 mm)

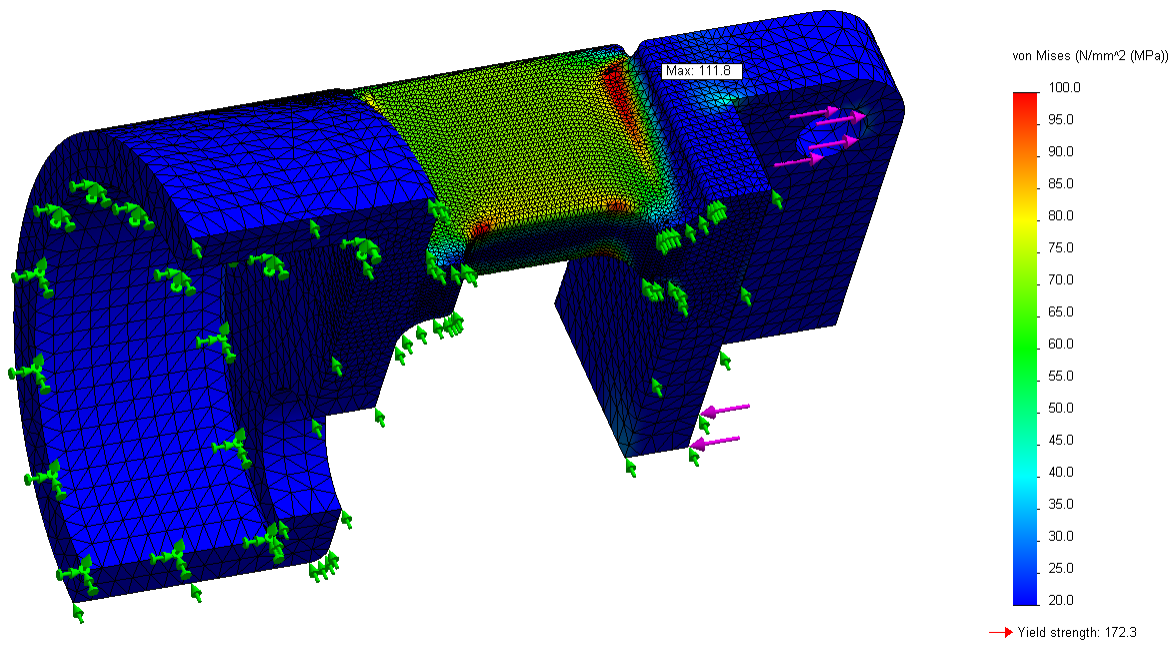


Figura 8.5 Imagem do resultado obtido pelo cálculo de elementos finitos, com tensões e mesh

Sumário de análise por elementos finitos do elemento sensor gerado (Figura 4.10) pelo Solidworks®.

Study Properties

Study name	Study 2
Analysis type	Static
Mesh Type:	Solid Mesh
Solver type	FFEPlus
Inplane Effect:	Off
Soft Spring:	Off
Inertial Relief:	Off
Thermal Effect:	Input Temperature
Zero strain temperature	298.000000
Units	Kelvin
Include fluid pressure effects from SolidWorks Flow Simulation	Off
Friction:	Off
Ignore clearance for surface contact	Off
Use Adaptive Method:	Off

Units

Unit system:	SI
Length/Displacement	m
Temperature	Kelvin
Angular velocity	rad/s
Stress/Pressure	N/m ²

Material Properties

No.	Body Name	Material	Mass	Volume
1	MET ESQ	Wrought Stainless Steel	0.00922515 kg	1.15314e-006 m ³

Material name:	Wrought Stainless Steel
Description:	
Material Source:	
Material Model Type:	Linear Elastic Isotropic
Default Failure Criterion:	Max von Mises Stress
Application Data:	

Property Name	Value	Units	Value Type
Elastic modulus	2e+011	N/m ²	Constant
Poisson's ratio	0.26	NA	Constant
Shear modulus	7.9e+010	N/m ²	Constant
Mass density	8000	kg/m ³	Constant
Tensile strength	5.1702e+008	N/m ²	Constant
Yield strength	2.0681e+008	N/m ²	Constant
Thermal expansion coefficient	1.1e-005	/Kelvin	Constant
Thermal conductivity	19	W/(m.K)	Constant
Specific heat	500	J/(kg.K)	Constant

Load

Load name	Selection set	Loading type	Description
Force/Torque-1 <Disco sensor>	on 1 Face(s) apply normal force 70 N using uniform distribution	Sequential Loading	

Mesh Information

Mesh Type:	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Smooth Surface:	On
Jacobian Check:	16 Points
Element Size:	0.6 mm
Tolerance:	0.03 mm
Quality:	High
Number of elements:	94672
Number of nodes:	136291
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:07
Computer name:	EU-PC

Mesh Control Information:

Control-1 <Disco sensor>	Mesh control on 4 Face(s) with seed 0.3 mm, 1000 layers and ration 1.1.
--------------------------	---

Study Results

Name	Type	Min	Location	Max	Location
Stress1	VON: von Mises Stress	422.64 N/m ² Node: 3978	(-6.39238 mm, 1.03425e-009 mm, -12.1737 mm)	1.45769e+007 N/m ² Node: 132543	(-4.79935 mm, 2.25 mm, 5.10825 mm)
Displacement1	URES: Resultant Displacement	1.92813e-006 m Node: 132516	(-4.77162 mm, 2.04761 mm, 5.17793 mm)	4.54061e-006 m Node: 3949	(3.89503e-015 mm, -5.1498 mm, -11.8085 mm)
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain	2.01489e-009 Element: 22914	(-6.52795 mm, -2.25157 mm, -2.17497 mm)	5.54653e-005 Element: 12095	(-4.77684 mm, 1.96878 mm, 6.67874 mm)

Sumário de análise por elementos finitos na zona do pino de rotação da cabeça do laringoscópio (Figura 4.12) gerado pelo solidworks

Study Properties

Study name	Study 1
Analysis type	Static
Mesh Type:	Solid Mesh
Solver type	FFEPlus
Inplane Effect:	Off
Soft Spring:	Off
Inertial Relief:	Off
Thermal Effect:	Input Temperature
Zero strain temperature	298.000000
Units	Kelvin
Include fluid pressure effects from SolidWorks Flow Simulation	Off
Friction:	Off
Ignore clearance for surface contact	Off
Use Adaptive Method:	Off

Units

Unit system:	SI
Length/Displacement	mm
Temperature	Kelvin
Angular velocity	rad/s
Stress/Pressure	N/m ²

Material Properties

No.	Body Name	Material	Mass	Volume
1	SolidBody 1(Split Line2)	Stainless Steel (ferritic)	0.0101821 kg	1.3054e-006 m ³

Material name:	Stainless Steel (ferritic)
Description:	
Material Source:	
Material Model Type:	Linear Elastic Isotropic
Default Failure Criterion:	Max von Mises Stress
Application Data:	

Property Name	Value	Units	Value Type
Elastic modulus	2e+011	N/m ²	Constant
Poisson's ratio	0.28	NA	Constant
Shear modulus	7.7e+010	N/m ²	Constant
Mass density	7800	kg/m ³	Constant
Tensile strength	5.1361e+008	N/m ²	Constant
Yield strength	1.7234e+008	N/m ²	Constant
Thermal expansion coefficient	1.1e-005	/Kelvin	Constant
Thermal conductivity	18	W/(m.K)	Constant
Specific heat	460	J/(kg.K)	Constant

Load

Load name	Selection set	Loading type	Description
BearingLoads-1 <cabeça>	Directed bearing Load on 1 Face(s) apply force -535 N along X direction with Coordinate System1	Sequential Loading	

Mesh Information

Mesh Type:	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Smooth Surface:	On
Jacobian Check:	4 Points
Element Size:	0.5 mm
Tolerance:	0.025 mm
Quality:	High
Number of elements:	321142
Number of nodes:	449359
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:23
Computer name:	EU-PC

Mesh Control Information:

Control-1 <cabeça>	Mesh control on 13 Face(s) with seed 0.2 mm and ratio 1.05.
--------------------	---

Default Results

Name	Type	Min	Location	Max	Location
Stress1	VON: von Mises Stress	8385.44 N/m ² Node: 197987	(-13.5866 mm, -9.76481 mm, -8.26967 mm)	1.04974e+008 N/m ² Node: 444375	(-10.3907 mm, 11.2158 mm, -10.6 mm)
Displacement1	URES: Resultant Displacement	0 mm Node: 8990	(-0.5 mm, 13 mm, -10.6 mm)	0.520045 mm Node: 8783	(-0.5 mm, -10.4254 mm, -6.68533 mm)
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain	2.96058e-008 Element: 98743	(-13.6349 mm, -9.81528 mm, -8.46348 mm)	0.000420519 Element: 34276	(-10.4733 mm, 11.2388 mm, -10.1395 mm)

Anexo C Publicações realizadas no âmbito deste trabalho

MEASURING FORCE IN A LARYNGOSCOPE

Joaquim Gabriel¹, Carlos Teixeira¹, António Silva¹, O. Postolache², G. Postolache³, Pedro Amorim⁴

¹IDMEC, Faculdade de Engenharia UP, Portugal, jgabriel@fe.up.pt

²Instituto de Telecomunicações, Av. Rovisco Pais, 1049-001, Lisboa, Portugal, opostolache@lx.it.pt

³Instituto de Investigação Científica e Tecnológica da Universidade Atlântica, Oeiras, Portugal, gabrielap@uatlantica.pt

⁴Hospital Geral de Santo António, Porto, Portugal, pamorim@vianw.pt

ABSTRACT

A laryngoscope is a surgical instrument used to facilitate endotracheal intubation task during general anaesthesia or mechanical ventilation. This task usually takes less than a minute, but requires very precise movements and force control ability; otherwise it may result in serious damages to the patient incisors, larynx, spinal column, changes in heart rate and/or blood-pressure.

This work presents a prototype of a device that can be easily adapt to a common laryngoscope, which allows the measurement of the force applied between the handler and the blade. The force measurements are acquired by a bluetooth® data acquisition module and transmitted to a portable computer for data recording and analysis. Real-time force information is provided to laryngoscopists and alarm triggered as desired by according to the user settings. The software application – Laring Monitor - was built in Free Pascal and is able to be run in different operating systems (Windows, Linux and Mac X).

KEY WORDS

Laryngoscope, force sensors, endotracheal intubation

1. Introduction

Laryngoscopic interventions are part of daily clinical routine during anaesthesia. Laryngoscopy provides endolaryngeal structure exposure of different sizes and kinds. A tooth broken are among the most numerous claims against intubators laryngoscopy providers [1, 2], however only 20% of such cases are described as “difficult intubation” [3]. Other reported laryngoscopy complications are ranging from mild mucosal edema, to intubation lesions and problems that may compromise the cardiovascular system [4]. Palatopharyngeal wall perforation during intubation with a laryngoscope is also reported [5]. The use of unnecessary force during the laryngoscopy intervention, the use of too large laryngoscope blade and the use of rigid stylet have been contributory factors to these complications [4, 5]. In order to reduce risk of such injuries, several approaches have been described in clinical practice as the use of extension-extension position [6] videolaryngoscopy [7] or face-

mask ventilation [8]. Despite the presumed safety and efficacy of videolaryngoscopy, and disposable laryngoscopes, conventional techniques based Macintosh blades are still probably the most common.

The aim of the present study was to develop a laryngoscope device with automatic force measurement ability that can improve intubation ability and diminished the risk factors of upper-airway damage from not (none) well training experts. In previous studies on forces associated with laryngoscopy interventions, a strain gauge sensor positioned between the handle and the blade of the laryngoscope was used by the Bucx et al. [9]. In that work, the peak force applied on the maxillary incisors was shown to be 35N (SD 12) and mean force necessary was 20N (SD 6) while the force-time integral was 324N (SD 194) [9]. In addition, the maximal values of the transverse forces oriented toward the intubator (F_{mthmax}) it was shown to be between 0 and 10 N in 92% of interventions [10]. Moreover, there are evidences that show that proximal laryngoscope grips (close to the blade) generate lower forces than distal grips [11]. Twisting forces on the distal flat segment of some laryngoscope may cause its failure [12].

Automatic measurement of the forces applied during laryngoscopy in manikin could improve trainee intubation skills curricula. This is important because inexperienced intubators tend to generate higher force during intubation than experienced intubators (anesthetists and residents) [10, 11]. The impulse (force * duration) has shown to be higher for the inexperienced groups largely because of the longer average duration of intubation [13]. In addition, it was found that among experienced intubators, applied force correlated with patients' weight and Mallampati class [13].

The force measuring device described in this paper intends to give a small contribution to minimize the above referred problems by presenting a device that is not part of the laryngoscope it-self, but can be put in the place quickly and easily and can be used whether in training or real intubation situations.

Next chapter presents the system description and device hardware and software, in chapter 3 are shown the preliminary results and discussed the results.

Finally in the conclusions final remarks and comments are presented.

2. System Description

A laryngoscope is a surgical instrument used to facilitate the intubation during general anaesthesia or mechanical ventilation. Figure 1 represents a picture of the laryngoscope used in this project (produced by Welch Allen). This instrument is usually made of two stainless steel parts: a handle (1) and an interchangeable blade (2). An optical fiber for lighting the intervention area (3) is normally included and eventually a camera viewer (not in this model). The handler incorporates the white bulb and the batteries.

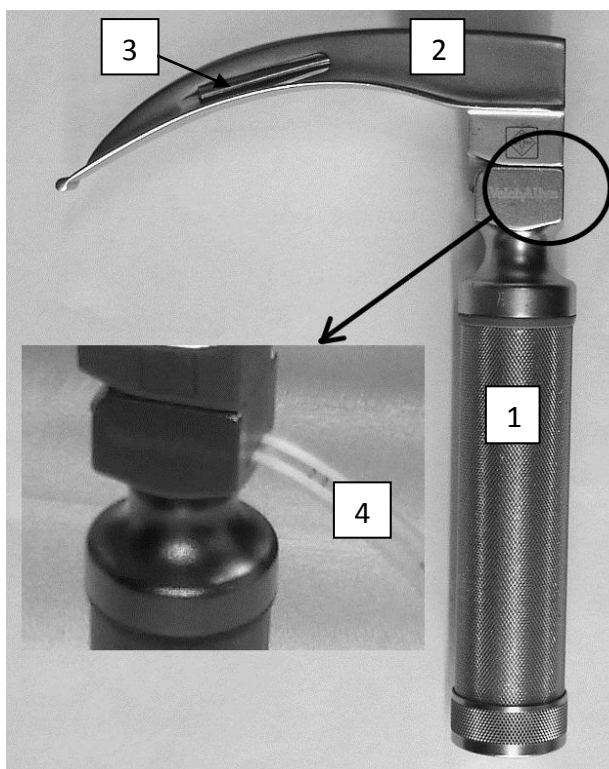


Figure 1 Laryngoscope (Welch Allen)

Direct laryngoscopy is performed the technician by inserting the laryngoscope into the mouth of the patient lying down in the bed. The tongue should be moved out of the line of sight, and, the blade inserted anterior to the epiglottis followed by the application of a moment to the handle in order to open the airways path. This task requires a precise combination of upwards and inwards movements in order to be successfully performed. Usually, it is necessary less than a minute to place the laryngoscope in the target position and to proceed with the intubation. Unsuccessful laryngoscopy may result in serious damages to the patient incisive teeth, larynx, spinal

column or changes in the heart rate and blood-pressure.

This laryngoscope was instrument with a thin layer of a piezoresistive resistive force sensor, FlexiForce® A201H (from Tekscan). This sensor is composed by two layers of polyester film, a conductive material layer, pressure-sensitive ink layer and finally a protection layer.

A thin metal disk was glued over the sensor to better distribute the forces over the sensing area and to smooth eventual irregularities of the surface of the laryngoscope parts. In addition, the disk also avoids the sensor tips to be smashed by the laryngoscope parts when under force.

Figure 2 shows a detailed view of the sensor mounted in its place - the interface between the blade and the handle.

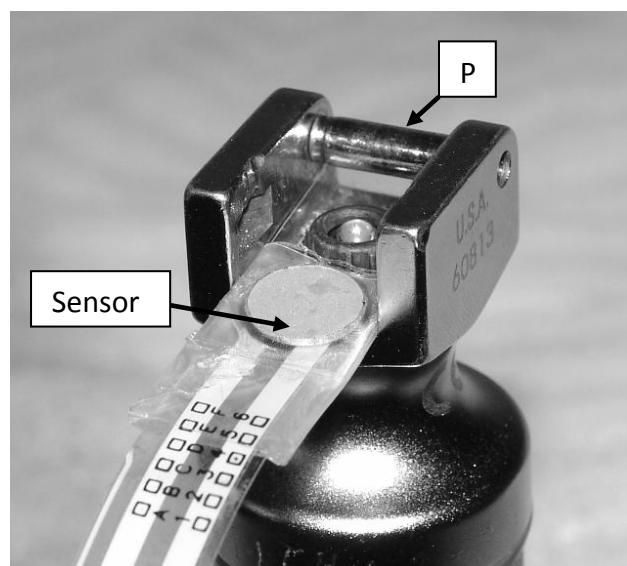


Figure 2 Detailed view of the force sensor

The blade can freely articulate around the rotation axis P, and thus transmit the force to the sensor, like in a first class lever type mechanical structure. The force applied to the handle F_{handle} creates a moment M forcing the blade to move downward exerting a force F_{blade} in a way that opens the passage to the endotracheal tube to be inserted, Figure 3. The exact point of the application of the force F_{blade} is not constant among individuals. Because of this, different blades lengths are normally available for the same handle to better match the individual physical characteristics.

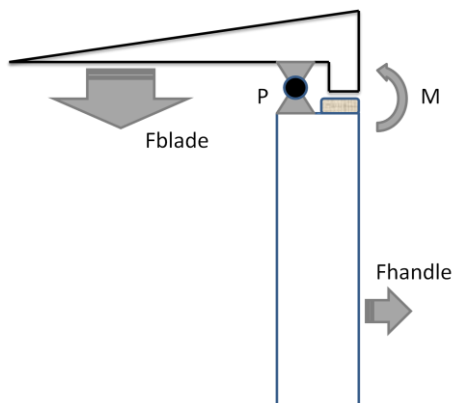


Figure 3 Simplified mechanical schema of the laryngoscope

The force applied to the handle *Fhandle* has to be kept the minimum possible that allows the intubation task to be performed successfully. As referred before, excessive force can cause problems to the patients.

When applying the force to the handle, the technicians may put the upper surface of the laryngoscope in contact with the upper jaw incisive teeth. Although this device cannot measure independently the moment and the teeth contact force, both contribute to the final reading, being this way accounted by the system. The lowest force that still lead to a successfully intubation is therefore a measurement of the laryngoscopy performance.

2.1 Hardware Description

The resistance of the force sensor changes according to an exponential negative shape with the applied force, making thus more interesting to work in the lower part of the range in order to improve the sensitivity, Figure 4.

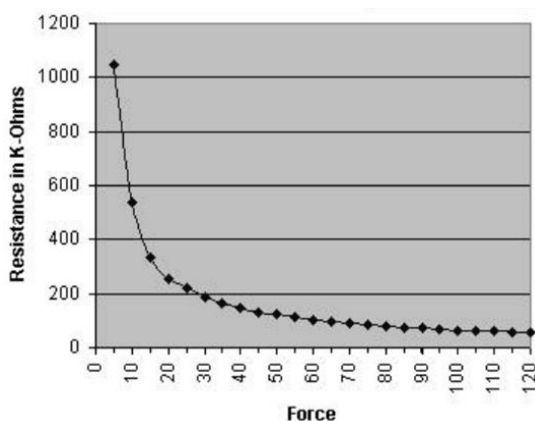


Figure 4 Characteristic of the force sensor, Force [lbs] versus Resistance [kΩ] (from Tekscan)

To convert the resistance output into voltage, it was built an electronic signal conditioning that includes a high impedance OP-AMP in a noninverting assembly

and a voltage regulator to prevent battery discharge errors.

The output of the OP-AMP was connected to a BlueSentry-XPert Bluetooth™ sensor interface, which enables the data acquisition up to 3 ksamples/s with 16 bit resolution (0-5 V range) in a printed circuit board of 27x70 mm.

This module can work in three different modes:

- a) stand-by (to save the battery);
- b) connected to a computer;
- c) transmitting data.

The average consumption for each of the referred modes was measured as, respectively, 20, 35 and 48 mA.

2.2 Software

The data acquisition and presentation software – *Laring Monitor* - was developed using Lazarus Free Pascal software (<http://www.freepascal.org/>). This software can run over the major operating systems (Windows, Linux and Mac OS) and also on a PDA WinCE.

The user can, through this application, set the module’s data acquisition rate, start/ stop/ standby modes, communication port and channels to be read, Figure 5.



Figure 5 Print screen of the software application (Win32)

The acquired data is converted in real time to force units and presented in the left part of the windows, bar graph. Disk logging is included in the software and can be defined in the right side of the windows. The options and communication settings can be adjusted to the desired values in the settings tab.

3. Results and discussion

The laryngoscope together with the force sensing device was fixed to a rigid structure by the handle, and the blade loaded with known forces from 0 N up to 45

N in steps of 5 N. The forces were applied at the tip, at a distance of 115 mm from the rotation axis. The data that was acquired to the computer is presented in Figure 6.

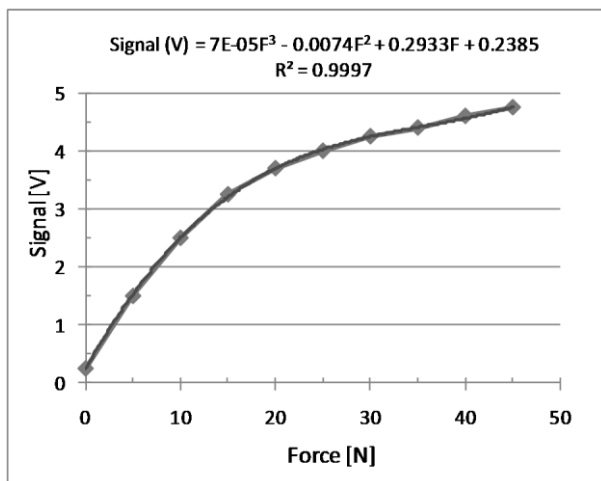


Figure 6 Characteristic of the device for loads placed in the tip of the blade

The system characteristic is approximated by a polynomial equation of the 3rd order. Although the good approximation, R-squared of 0.999, when measurements are taken with another blade, a deviation of the order of 9% was found.

Positioning the sensor inside the laryngoscope is critical to the quality of the measurements, thus its mechanical design should provide a very well referenced point. Rigid force sensors based on strain gauge sensors may provide better repeatability and accuracy, lower hysteresis and longer longevity than the A201 Flexiforce model used in this prototype. However, there is a tradeoff, and load cells present considerable larger dimensions, weight and complexity.

4. Conclusion

Using evidences from the literature and experimental data, a learning system can be built around force laryngoscope procedure that can allow increase ability of experienced laryngoscopy providers and help trainee intubation skills.

The device introduced in this paper can be used to measure and log the force between the blade and the handler of a laryngoscope. It is very easy to apply/remove and can give a precious information feedback to trainees to improve their skills.

As this device is not part of the laryngoscope it-self, it allows an easy integration in every laryngoscope without special changes. In addition, the capability of wireless Bluetooth transmission allows remote logging in a standard computer for later analysis.

However, this device has a drawback, since the laryngoscope or the blade can be changed, precision

and repeatability cannot be assured unless a careful placement of the sensor and system calibration is performed. Thus measurements should be looked more as relative information that precise absolute measured data. It is expect to improve in the near future this limitation by creating a way to guaranty the precise position of the sensor and include in the software several types of laryngoscopes that can be freely selected by the user.

Unfortunately, the BlueSentry-XPert data acquisition and transmitter module used in this prototype is no so small as it would be desirable. Thus, a homemade data acquisition pcb specific for this application is envisaged as a future upgrade.

Acknowledgements

This work was supported by Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), as being part of the project PTDC/EEA-ACR/75454/2006. The authors would like also to thank to University of Porto/Santander Totta by their support program "Projectos de Iniciação à Investigação".

References

- [1] M.E. Waner, S.M. Benenfield, M.A. et al, Perianesthetic dental injuries. Frequency, outcomes and risk factors. *Anaesthesiology*, 90, 1999, 1302-1325.
- [2] H. Owen, I. Wadell-Smith, Dental trauma associated with anaesthesia. *Anaesth Intensive Care*, 28, 2000, 133-145.
- [3] T.F. Tolan, S. Westerfield, D. Irvine, T. Clark. Dental injuries in anesthesia. Incidence and preventive strategies. ASA annual meeting, Las Vegas, NV, October 2004, *ASA meeting abstract 2004*: A1256.
- [4] C. Heiden, M. Westhues M, H.T. Kornmesser. Side effects and complications following suspension laryngoscopy. *Laryng Rhinol Otol* (Stuttgart), 55(4) 1976, 299-302.
- [5] W.L. Leong, Y. Lim, A.T. Sia. Palatopharyngeal wall perforation during Glidescope intubation. *Anaesth Intensive Care*, 36(6), 2008, 870-874,
- [6] L.Lee, W.M. Weightman, Laryngoscopy force in the sniffing position compared to the extension-extension position. *Anaesthesia*, 63(4), 2008, 375-378.
- [7] K. Nishikawa, H. Matsuoka, S. Saito, Tracheal Intubation with the Pentax-AWS (Airway Scope) reduces changes of hemodynamic responses and bispectral index scores compared with Macintosh laryngoscope. *J Neurosurg Anaesthesiol*, 21(4), 2009, 292-296.
- [8] F. Ortega, A.K. Mehio, A. Woo, D.H. Hafez, Positive-Pressure ventilation with a face mask and a bag-valve device. *N E J M*, 357, 2007, e4, videos in clinical medicine.

- [9] M.J.L. Bucx, C.J. Snijders, R.T.M. Van Geel, C. Robers, H. Van de Giessen, W. Erdmann, T. Stijnen. Forces acting on the maxillary incisor teeth during laryngoscopy using Macintosh. *Anaesthesia*, 49(12), 2007, 1064-1070
- [10] M. J. Bucx, M.H. van der Vegt, C.J. Snijders, T. Stijnen, P.R. Wesselink. Transverse forces exerted on the maxillary incisors during laryngoscopy. *Can J Anaesth*, 43(7), 1996, 665-671.
- [11] M.S. Waddington, M.J. Paech, I.H. Kurowski, C.J. Reed, G.J. Nicholls, D.T. Guy, R.E. Day. The influence of gender and experience on intubation ability and technique: a manikin study. *Anaesth Intensive Care*, 37(5), 2009, 791-801.
- [12] E.A. Panacek, E.G. Laurin, A.E. Bair, Fracture of a Glidescop® Cobalt GVL® Stat disposable blade during an emergency intubation. *J Emerg Med*, 2009, (epub ahead of print).
- [13] M.J. Bishop, R.M. Harrington, A.F. Tencer, Force applied during tracheal intubation. *Anesth Analg*, 74(3), 1992, 411-414.

Modelling and Analysis of a Laryngoscope

António Silva¹, Carlos Teixeira¹, Joana Teixeira², Rute Alves², Cristiano Coutinho¹
Joaquim Gabriel¹, Pedro Amorim^{2,3}, Manuel Quintas¹, Renato Natal¹, O. Postolache⁴

¹Faculdade de Engenharia UP, Rua Dr. Roberto Frias, Porto

²Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Largo Prof. Abel Salazar, 2, 4099-003 Porto

³Hospital Geral de Santo António, Porto

⁴Instituto de Telecomunicações, Av. Rovisco Pais, 1049-001, Lisboa

email: em08023@fe.up.pt, jgabriel@fe.up.pt

ABSTRACT

A laryngoscope is a surgical instrument used to facilitate endotracheal intubation task during general anaesthesia or mechanical ventilation.

The laryngoscope is inserted in the throat and its blade force to move downwards in a way that opens the passage. However, due to individual physical characteristics, sometimes this task is very difficult to perform, requiring much training and experience.

The aim of the present study is to estimate the stress on the laryngoscope blade, so that it may be possible to identify and quantify the applied force, improving this way the intubation procedure and diminishing the risk factors of upper-airway damage. This is important because inexperienced intubators tend to generate higher force during intubation than experienced intubators (anaesthetists and residents).

For this study, it was bought a laryngoscope equipped with a Macintosh blade type. This device was carefully measured and then draw as a three solid, using the software SolidWorks®. This draw was then enhanced with the add-in "Photo Works", making the final result very close to the real device, as it can be seen on Figure 1.

The blade was simulated using the FEM/FEA software Cosmos (now-a-days called Simulation) which is part of the SolidWorks pack. The model consists of 44697 elements and 75771 nodes, each element with 16 Jacobian points, Fig. 2.

A laryngoscope is usually made of two stainless steel parts: a handle and a interchangeable blade. These parts will be changed to incorporate strain and force sensors to enable the calculation of the mechanical stress in a real situation. A microcontroller with bluetooth wireless capabilities BlueSentry-XPert was already used in preliminar tests.

KEY WORDS

Laryngoscope, FEA, endotracheal intubation

Acknowledgements

The authors would like also to thank to University of Porto/Santander Totta by the support program "Projectos de Iniciação à Investigação" and to FCT, as being part of the project PTDC/EEA-ACR/75454/2006.



Figure 1 Solid Works 3D draw of the laryngoscope

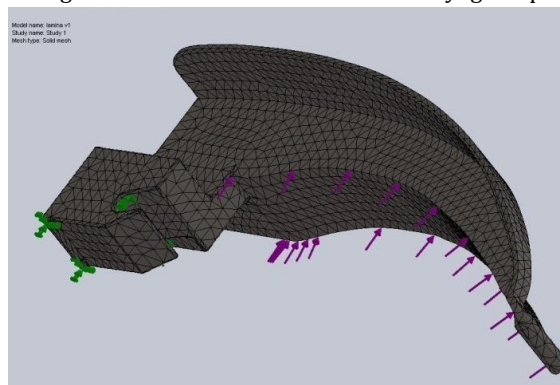


Figure 2 FEA of the laryngoscope blade

Measuring the Pressure in a Laryngoscope Blade

A. Silva

M.Sc. Student, Faculty of Engineering, University of Porto, Porto, Portugal

J. Teixeira

M.Sc. Student, Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, University of Porto, Porto, Portugal

P. Amorim

Hospital Geral de Santo António, Porto, Portugal

Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Porto, Portugal

J. Gabriel*, M. Quintas, R. Natal

IDMEC – Polo FEUP, Faculty of Engineering, University of Porto, Porto, Portugal

ABSTRACT: A laryngoscope is a medical device used to facilitate endotracheal intubation during general anesthesia or mechanical ventilation. Usually, a laryngoscopy can be performed in less than a minute, but requires very precise movements and force control abilities; otherwise, it may result in serious damages to the patient incisors, larynx, spinal column, or significant changes of the vital signals like heart rate and/or blood pressure.

For this study, a laryngoscope blade was covered by a spray ink which is naturally removed in the areas where the contact is more intense, while remaining untouched in the other areas; giving this way a basic picture of the contact pattern.

This paper evaluates the pressure distribution on a Macintosh laryngoscope blade, when a laryngoscopy is performed by experienced doctors and medical students. This technique may be useful to improve the students intubation performance and to diminishing the risk factors of upper-airway patient damages

1. INTRODUCTION

Usually surgeries are performed under local or general anesthesia, which intend to reach three main objectives: block the muscular activity (to prevent inadequate movement or involuntary spasms that may result in serious injuries for the patient or for the medical staff), the unconsciousness (achieved by an hypnotic drug) and analgesia (to avoid the sense of pain). However, under general anesthesia, one loses his muscular control, and therefore is not anymore able to breathe without assistance, being necessary to receive mechanical ventilation. In general, during a surgical procedure, the patient ventilation is achieved using an endotracheal tube that conducts the air directly to his lungs.

The laryngoscope is, in its basic configuration, a simple mechanical device, like the one shown in figure 1 that helps the introduction of the ventilation tube, by opening the endotracheal cavity. During the Laryngoscopy, the anesthetist places the laryngoscope blade over the patient's tongue, and slides it back and downwards while forcing the aperture of the throat; then carefully inserts the endotracheal tube that will supply the air and other internal sensing devices.

Usually, a laryngoscopy is a task that can be performed quickly; however it does require very precise movement and force control abilities, which needs well trained professionals. The objective of this work is to introduce a new method that can be used to improve the medical students' skills, by

evaluating the pressure distribution applied to the laryngoscope blade. This method consists on the application of an ink film over the lower surface of the blade.

1.1 *Laryngoscopy problems*

During the insertion of the endotracheal tube, the laryngoscope blade subjects the patient internal organs to significant pressure that may cause local mild mucosal edema and problems related with the cardiovascular system, Heiden et al. (1976).

One of the most common claims against intubators' laryngoscope providers are tooth break (Waner et al., 1999, Owen 2000), however only 20% of such cases are reported as "difficult intubation", Tolan et al. (2004). Palatopharyngeal wall perforation during intubation with a laryngoscope is also reported as a problem, Leong et al. (2008). The use of unnecessary force during the Laryngoscopy intervention, excessive large laryngoscope blade and a rigid stylet, have been contributory factors to these complications (Waner et al. 1999, Leong et al. 2008).

In order to reduce risk of such injuries, several approaches have been described in clinical practice as the use of extension position, Lee et al. (2008) video-laryngoscopy, Nishikawa et al. (2009) or face-mask ventilation, Ortega et al. (2007). Despite the presumed safety and efficacy of video-laryngoscopy and disposable laryngoscopes, conventional techniques are still the most used.

1.2 *Proposed Approach*

This paper proposes the analysis of the pressure distribution pattern to minimize the above referred problems. This method is not part of the laryngoscope it-self, but can be put in the place quickly and easily and can be used whether in training or in a real situation. Evaluating the pressure distribution applied to the blade during laryngoscopy in a manikin, can improve trainees' intubation skills curricula. During intubation, inexperienced professionals tend to generate higher force, or taking longer, than experienced intubators (anesthetists and residents) (Bucx et al. 1996, Waddington et al. 2009). In fact, the applied force pulse (force \times duration) has shown to

be higher for the inexperienced group, largely because of the duration of intubation, Bishop et al. (1992).

Next chapter describes the laryngoscope device and the protocol used for the tests. Chapter three analyses the main results. Finally, chapter four summarizes the main ideas of this work.

KEYWORDS

Laryngoscopy, pressure measurement, endotracheal intubation, anesthesia

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 *Laryngoscope*

A laryngoscope is a medical instrument used to perform oral intubation during general anesthesia. It is normally used to facilitate the mechanical ventilation.

For this study, it was used a laryngoscope equipped with a Macintosh blade type, size 3, produced by Truphatek, Figure 7. This instrument is usually composed of two stainless steel parts: a handle (1) and an interchangeable blade (2). The handler incorporates a small white bulb and the respective power batteries. The blade usually includes an optical fiber protected by a stainless steel pipe, to conduct the light to the intervention area (3).

There are several types of blades: Macintosh, Miller, Bullard, EasyScope, with articulated tip, articulated blade, etc. However, Macintosh type blades are still probably the most commonly used. This blade is characterized by a curved shaped that intends to give more space to the endotracheal tube and better adapt to the thong. In addition, this blade may cause less damage to the teeth, and has fewer tendencies to induce cough. The blade size came in three standard sizes 1, 2, and 3, which should be selected according with the patient physical characteristics.

A direct laryngoscopy is performed with the patient lying down on the surgery bed, while inserting the laryngoscope into the oral cavity. The laryngoscope blade presses downwards the base of the tongue against the lower jaw. With the blade positioned anterior to the epiglottis, the professional should apply a firm

moment and force to the handle in order to open the airways path. When applying the force, the laryngoscope handle should be in a position 45° degree from the horizontal, corresponding to the patient body. This task requires a precise combination of upwards and inwards movements in order to produce the desired opening of the oral cavity. Usually, it is necessary less than a minute to place the laryngoscope in the target position and to proceed with the intubation. However, sometimes the patient's physical characteristics may make this task hard to accomplish.

The airways difficulty of the intubation should be previously evaluated in order to minimize possible accidents. One of the common classifications is based on Mallampati scale, which defines four classes (I to IV). In this classification, class III and IV may present an increased intubation difficulty.

Unsuccessful laryngoscopy is normally associated with an high force level and/or a large duration may cause serious damages to the patient incisive teeth, larynx, bruised thong and throat, spinal column or changes in the heart rate and blood-pressure.



Figure 7. Laryngoscope (Truphatek).

2.2 Evaluation procedure

The laryngoscope blade was pulverized with a thin layer of a colored film in order to determine the contact area and the pressure distribution. For this purpose, it was used the Arti-Spray® BK287 (blue color) from Bausch. This is a universal color indicator commonly used in dental medicine to test the occlusal contacts.

After each test, the color layer was firstly removed using simple tap water, and secondly the blade was cleaned and sterilizing, as usually.

2.3 Protocol used with manikin

The protocol established for the laryngoscopy train with manikin was similar to the one used in surgery room situations.

Following the protocol, the blade was connected to the handle and then put in place by rotating 90 degrees. The batteries were placed inside the handler and the bulb light intensity checked.

Before the intubation starts, the lower surface of the blade was pulverized with the Arti-Spray. The pulverization was performed carefully, according to the manufacture instructions (3-5 cm from the surface), this way it was obtained a smooth, thin and uniform layer. In some cases, due to the very good smoothness of the surface, it was necessary to clean the blade and start the process again.

The laryngoscopy was performed with the manikin Laerda® Airway Management Trainer life, upper torso, lying down, and a 7.5 endotracheal tube, as in the surgery room.

3. MAIN RESULTS

During this study, several intubations were performed, some by experienced anesthetists and the others by medical students.

Figure 8 shows a combined picture of a laryngoscopy performed by an anesthetist, on the left side, and an inexperienced student on the right side.



Figure 8. Laryngoscopy intubations: on the left performed by anesthetists, on the right by inexperienced students

By looking at Figure 8 (left, experienced laryngoscope user), it is visible that the blade is completely inside the patient, letting the bottom surface of the blade contacts in all length with the patient tongue. This is the right procedure to achieve the best aperture and easier intubation.

On the other hand, it can be seen on Figure 8 (right, inexperienced user) that the laryngoscope is placed slightly out of the mouth. This position is usually not appropriated. Only the tip of the blade is in contact with the tongue which may cause serious damages to the patient. Also, it does not produce the intended result, by reducing the aperture of the throat and making the intubation difficult. Thus, a new attempted has to be taken in order to get a better position which will eventually extends the duration of the laryngoscopy.

After the laryngoscopy, the laryngoscope blade was carefully inspected and photographed to determine the pressure distribution. This was achieved by direct observation of the surface of the blade. Due to the Arti-Spray characteristics, the area with higher friction and pressure had its color removed, while the one with less interaction with the patient is still blue.

Figure 9 bottom surface of the laryngoscope blade after use. It can be seen that the tip of the blade was the most important contact area. In fact, the color film in this area was



completely removed, indicating the strongest stress.

Figure 9. Laryngoscope blade after the laryngoscopy.

In the remaining surface, only the area close to the borders got its color faded, symmetrically, on both sides. Therefore, the pressure was located in the middle of the blade, and well balanced.

A manikin is a good platform that allows medical students to train without risk, which can be complemented with the presented spray technique. This way the laryngoscopy is recorded in the blade surface allowing the comparison with professionals.

4. CONCLUSIONS

A laryngoscope is a stainless steel medical device intended to facilitate the intubation, by opening the oral air-ways path. However, if not well used, it can be responsible for damages in internal organs, namely the throat

and the tongue, and also to originate cardiovascular problems.

The aim of the present study was to identify the area of the laryngoscope blade subjected to the maximum pressure, and also its distribution along the blade. For this purpose it was used the spray Arti-Spray, commonly used in dental medicine for occlusal contact check. Although this spray was designed for a completed different use, it showed to be a practical, cheap and useful mean for this purpose. It indicates if the intubation was performed properly, as it shows a different pattern of the spray removed areas, for the two groups: experienced and inexperienced users. With this technique it may be possible to improve the intubation skills of the trainees and diminish the risk factors of the patient upper-airway damage.

It was also clear that in a laryngoscope the pressure is mainly applied closed to the tip, and therefore it confirms the importance of selecting the blade size that matches the patient physical characteristics.

In future, it is planned to conduct tests with different laryngoscope blades and shapes to complement the actual results.

5. ACKNOWLEDGES

The authors would like to thank to Fundação para a Ciência e Tecnologia (FCT), for the support given by the project PTDC/EEA-ACR/75454/2006, and also to the University of Porto/Santander Totta by the program "Projectos de Iniciação à Investigação". A special thanks also to Eng. Jorge Reis, for his collaboration in this project.

6. REFERENCES

Heiden, C. & Westhues, M. & Kornmesser, H.J. 1976, Side effects and complications following suspension laryngoscopy. *Laryng Rhinol Otol (Stuttgart)*, 55(4): 299-302.

Waner, M. E. & Benenfield, S. M. & Mark, A. et al. 1999, Perianesthetic dental injuries. Frequency, outcomes and risk factors. *Anesthesiology*, 90: 1302-1325.

Owen, H. & Wadell-Smith, I. 2000, Dental trauma associated with anaesthesia. *Anaesth Intensive Care*, 28: 133-145.

Tolan, T. F. & Westerfield S. & Irvine, D. & Clark, T. 2004, Dental injuries in anesthesia. Incidence and preventive strategies. ASA annual meeting, Las Vegas, NV, October 2004, *ASA meeting abstract 2004*: A1256.

Leong, W.L. & Lim, Y. & Sia, A.T. 2008. Palatopharyngeal wall perforation during Glidescope intubation. *Anaesth Intensive Care*, 36(6): 870-874.

Lee, L. & Weightman, W.M. 2008, Laryngoscopy force in the sniffing position compared to the extension-extension position. *Anaesthesia*, 63(4): 375-378.

Nishikawa, K. & Matsuoka, H. & Saito, S. 2009, Tracheal Intubation with the Pentax-AWS (Airway Scope) reduces changes of hemodynamic responses and bispectral index scores compared with Macintosh laryngoscope. *J Neurosurg Anaesthesiol*, 21(4): 292-296.

Ortega, F. & Mehio, A.K. & Woo, A. & Hafez, D.H. 2007, Positive-Pressure ventilation with a face mask and a bag-valve device. *N E J M*, 357, e4, videos in clinical medicine.

Bucx, M. J. & Van der Vegt, M.H. & C.J. Snijders et al. 1996, Transverse forces exerted on the maxillary incisors during laryngoscopy. *Can J Anaesth*, 43(7): 665-671.

Bucx, M.J. & Snijders, C.J. & Van Geel, R.T.M. et al. 2007, Forces acting on the maxillary incisor teeth during laryngoscopy using Macintosh. *Anaesthesia*, 49(12): 1064-1070.

Waddington, M.S. & Paech, M.J. & Kurowski, I.H. et al. 2009, The influence of gender and experience on intubation ability and technique: a manikin study. *Anaesth Intensive Care*, 37(5): 791-801.

Panacek, E.A. & Laurin, E.G. & Bair, A.E. 2009, Fracture of a Glidescop® Cobalt GVL® Stat disposable blade during an emergency intubation. *J Emerg Med*, (epub ahead of print).

Bishop, M.J. & Harrington, R.M. & Tencer, A.F. 1992, Force applied during tracheal intubation. *Anesth Analg*, 74(3): 411-414.

Anexo D Desenhos técnicos

Folha 1 – Elemento sensor

Folha 2 – Punho de laringoscópio

Folha 3 – Disco de suporte superior

Folha 4 – Disco de suporte inferior

Folha 5 – Tampa roscada

Folha 6 – Tampa

Folha 7 – Espaçador

Folha 8 – Casquilhos

Folha 9 – Casquilho cond. sinal

Folha 10 – Chapa de encosto

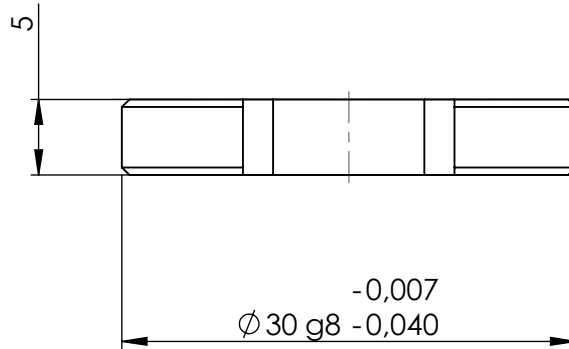
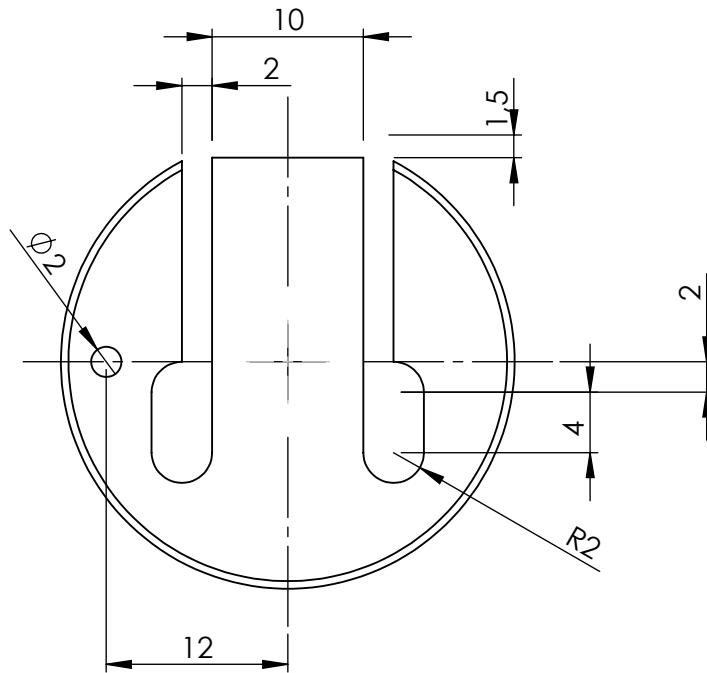
Folha 11 – Pino de rolamento

Folha 12 – Cabeça de laringoscópio (folha 1)

Folha 13 – Cabeça de laringoscópio (folha 2)

Folha 14 – Berço

Folha 15 – Desenho de montagem



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2	
				(Aço inox 316)	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Elemento sensor

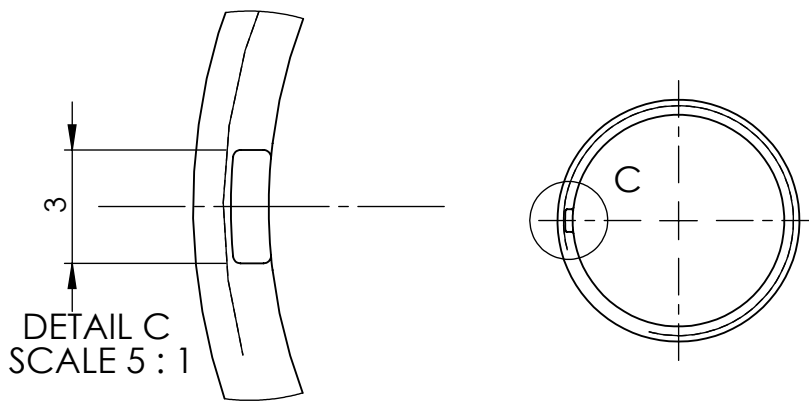
DWG NO.

1

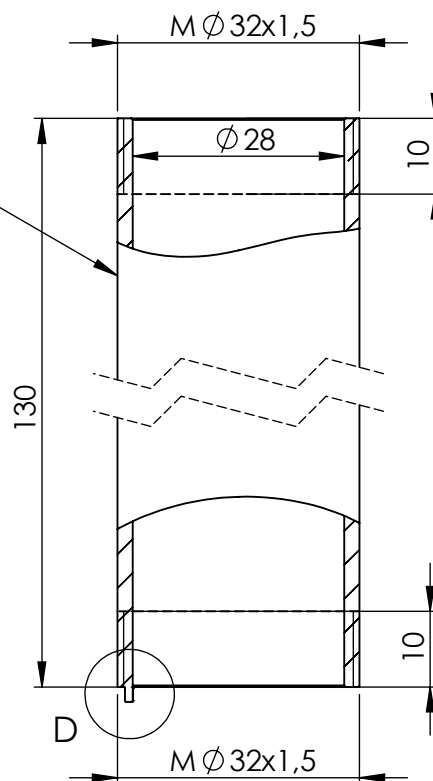
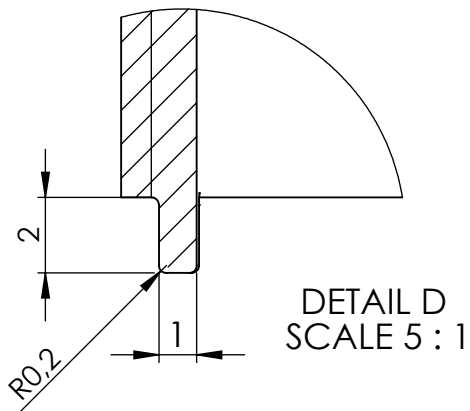
A4

SCALE:2:1

SHEET 1 OF 15



Acabamento superficial
igual à amostra



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Punho de laringoscópio

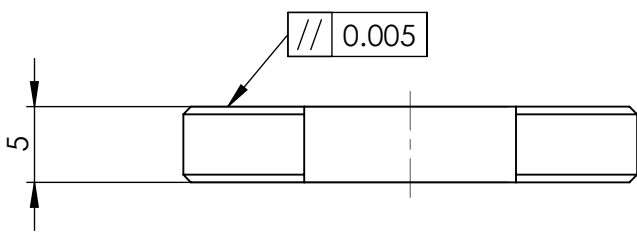
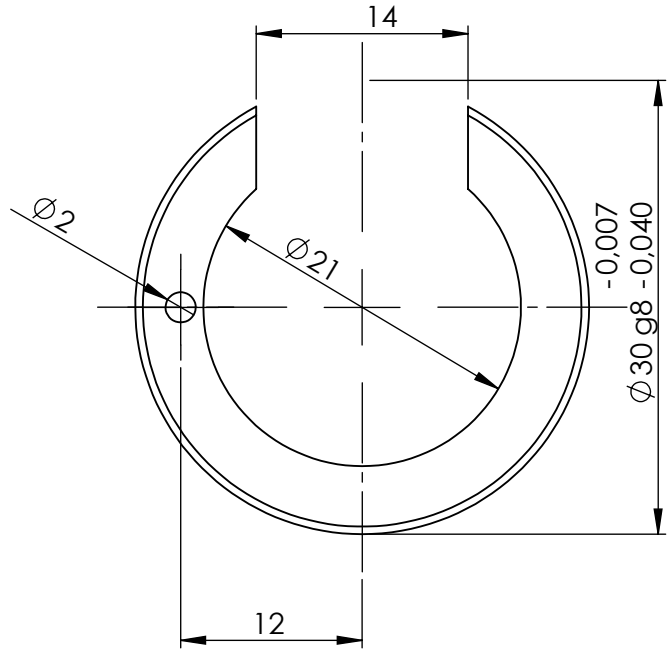
DWG NO.

1

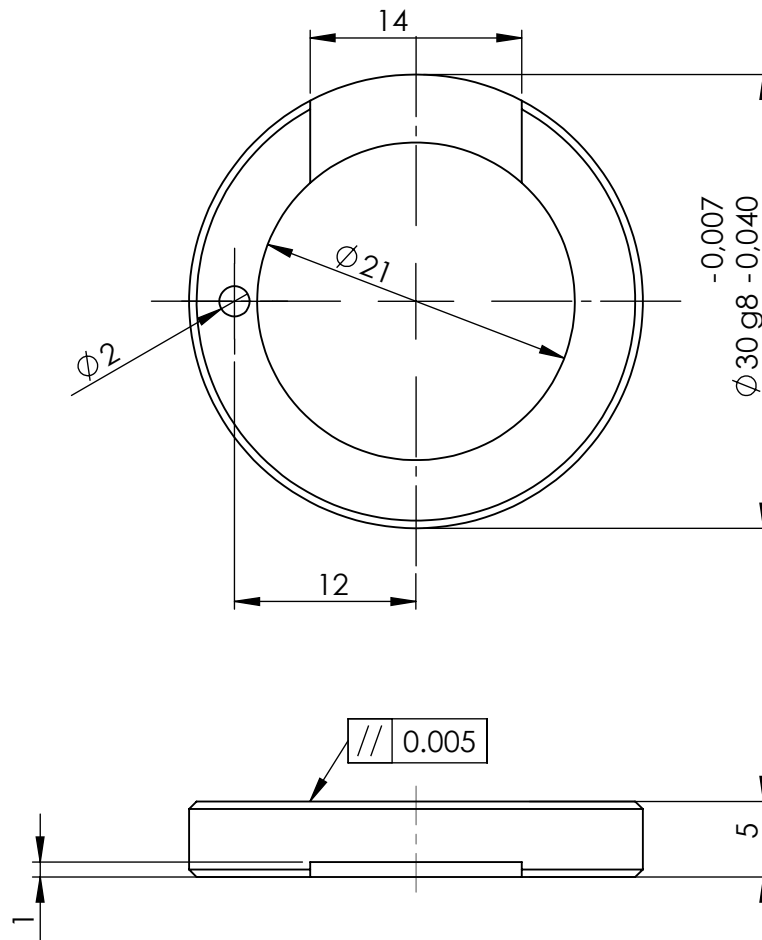
A4

SCALE:1:1

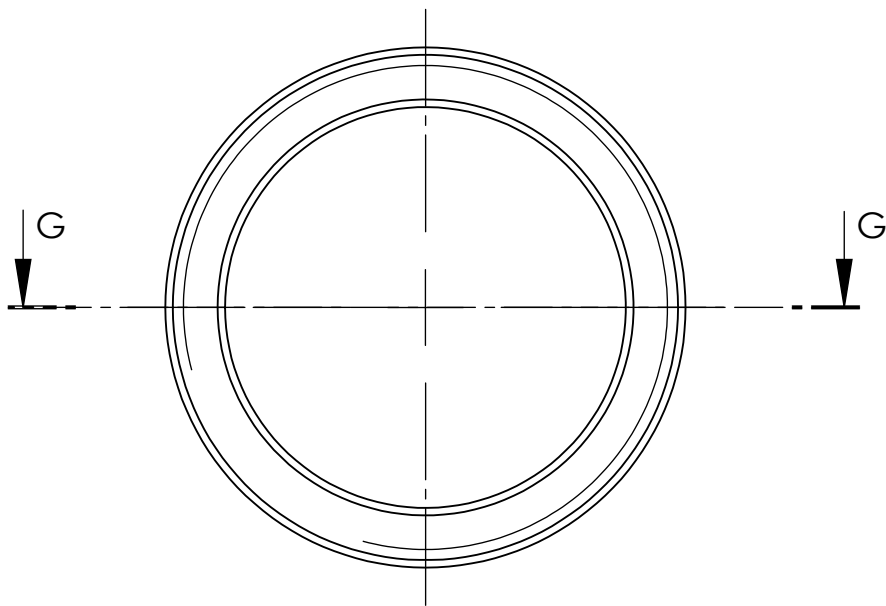
SHEET 2 OF 15



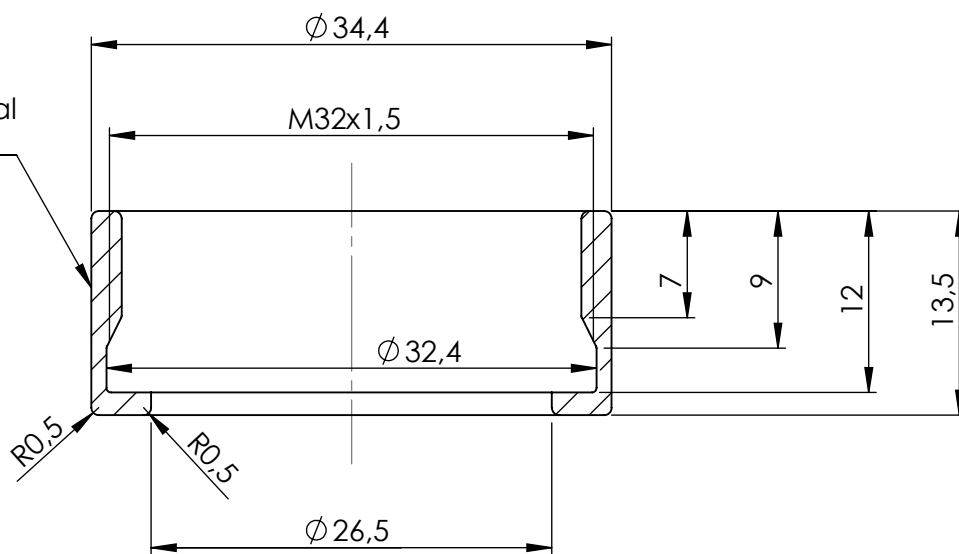
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION					
								<p>TITLE: Laringoscópio Digital Disco de suporte superior</p>							
DRAWN		SIGNATURE		DATE											
CHK'D															
APPV'D															
MFG															
Q.A				MATERIAL:				DWG NO.							
				DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)				1							
				WEIGHT:				SCALE:2:1							
								SHEET 3 OF 15							
								A4							



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
								<p style="text-align: center;">TITLE: Laringoscópio Digital Disco de suporte inferior</p>			
NAME		SIGNATURE		DATE							
DRAWN		António Silva		22/07/10							
CHK'D											
APPV'D											
Q.A				MATERIAL: DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)				DWG NO. 1		A4	
WEIGHT:								SCALE:2:1		SHEET 4 OF 15	

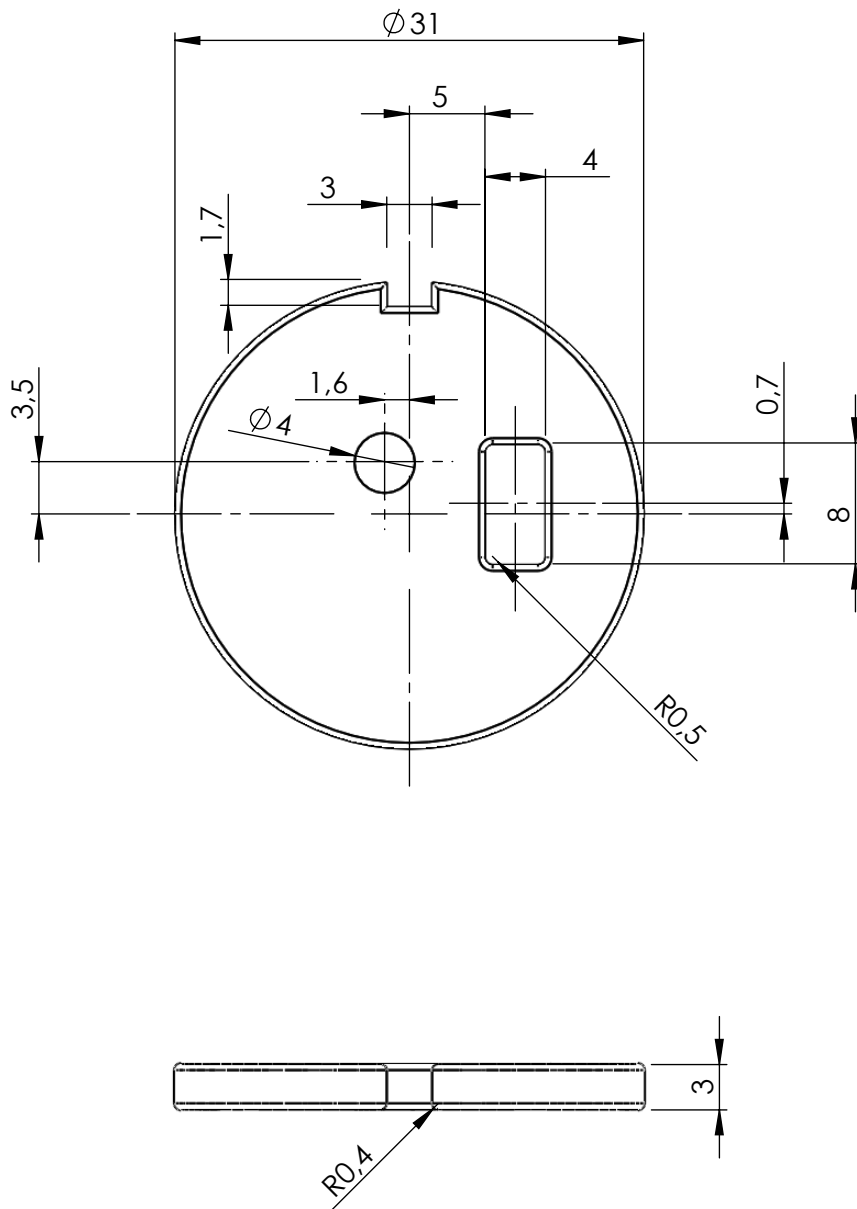


Acabamento superficial igual à amostra



SECTION G-G

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				SIGNATURE		DATE		TITLE:			
António Silva						22/07/10		Laringoscópio Digital Tampa roscada			
CHK'D								DWG NO.			
APPV'D											
MFG								A4			
Q.A											
								DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)			
								WEIGHT:			
								SCALE:2:1			
								SHEET 5 OF 15			



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

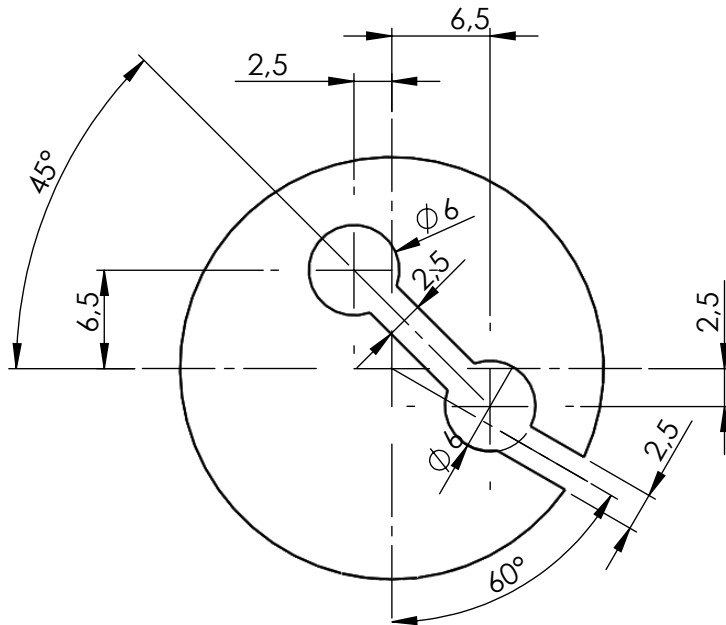
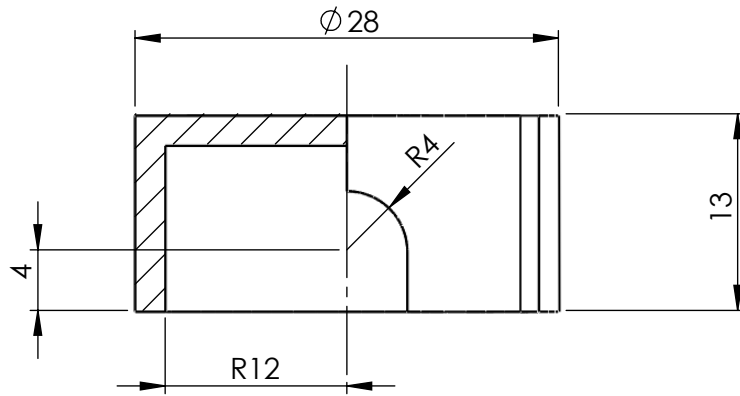
DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
					Nylon 6.0
				WEIGHT:	

TITLE:		Laringoscópio Digital Tampa	
DWG NO.			
SCALE:2:1		SHEET 6 OF 15	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				Nylon 6.0	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Espaçador

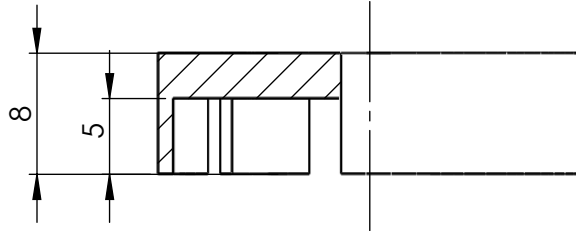
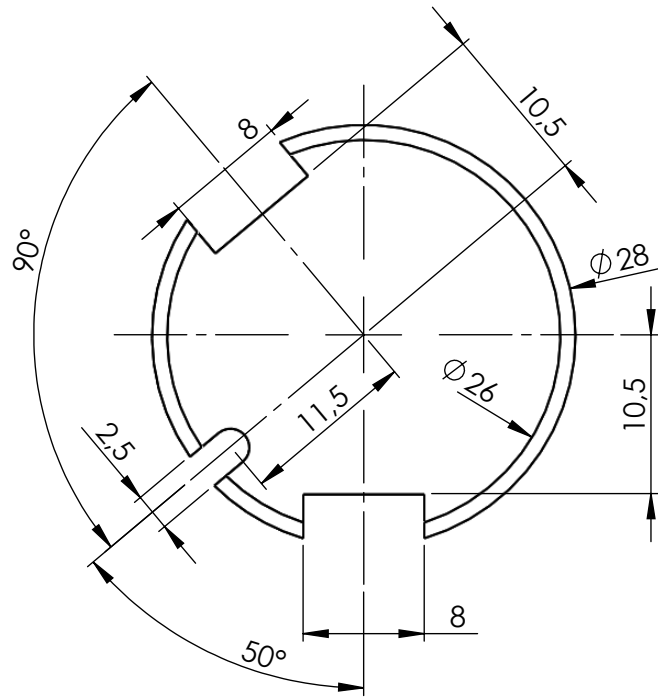
DWG NO.

1

A4

SCALE:2:1

SHEET 7 OF 15



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				Nylon 6.0	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Casquilhos

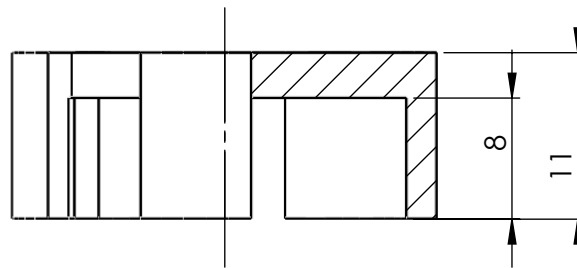
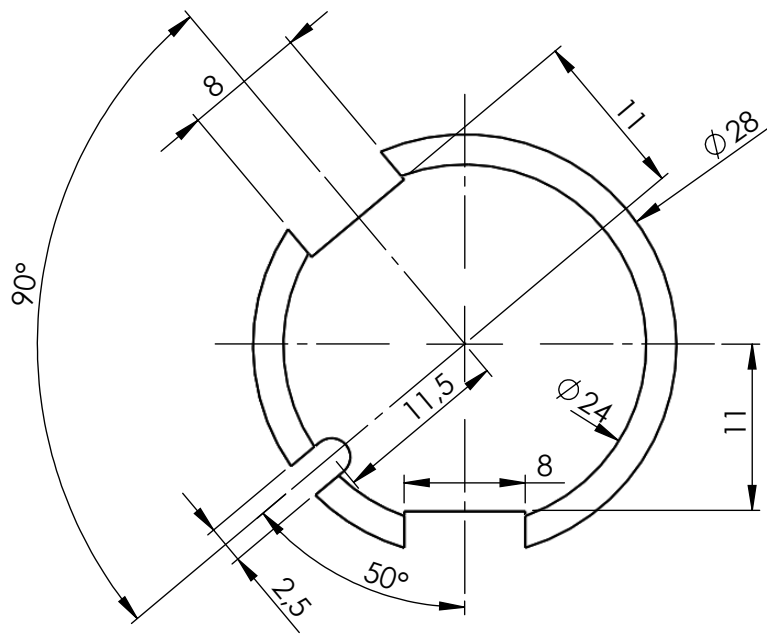
DWG NO.

1

A4

SCALE:2:1

SHEET 8 OF 15



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
 SURFACE FINISH:
 TOLERANCES:
 LINEAR:
 ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
 BREAK SHARP
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A				MATERIAL:	
				Nylon 6.0	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
 Casquilho cond. sinal

DWG NO.

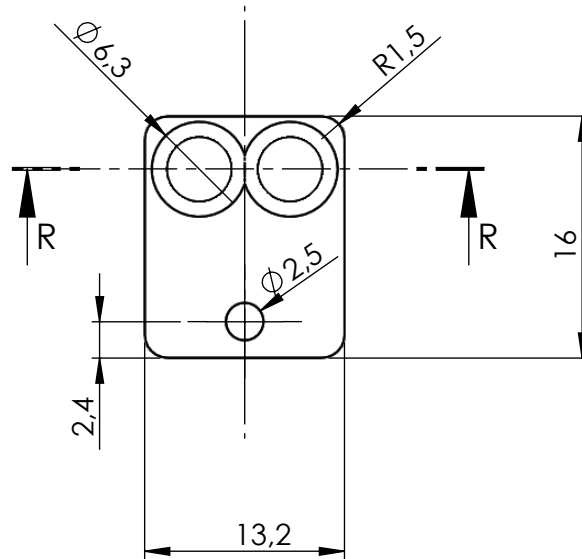
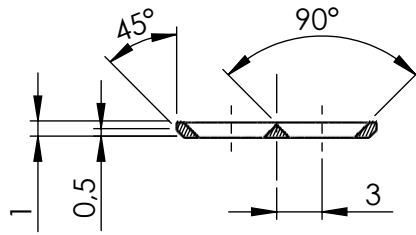
1

A4

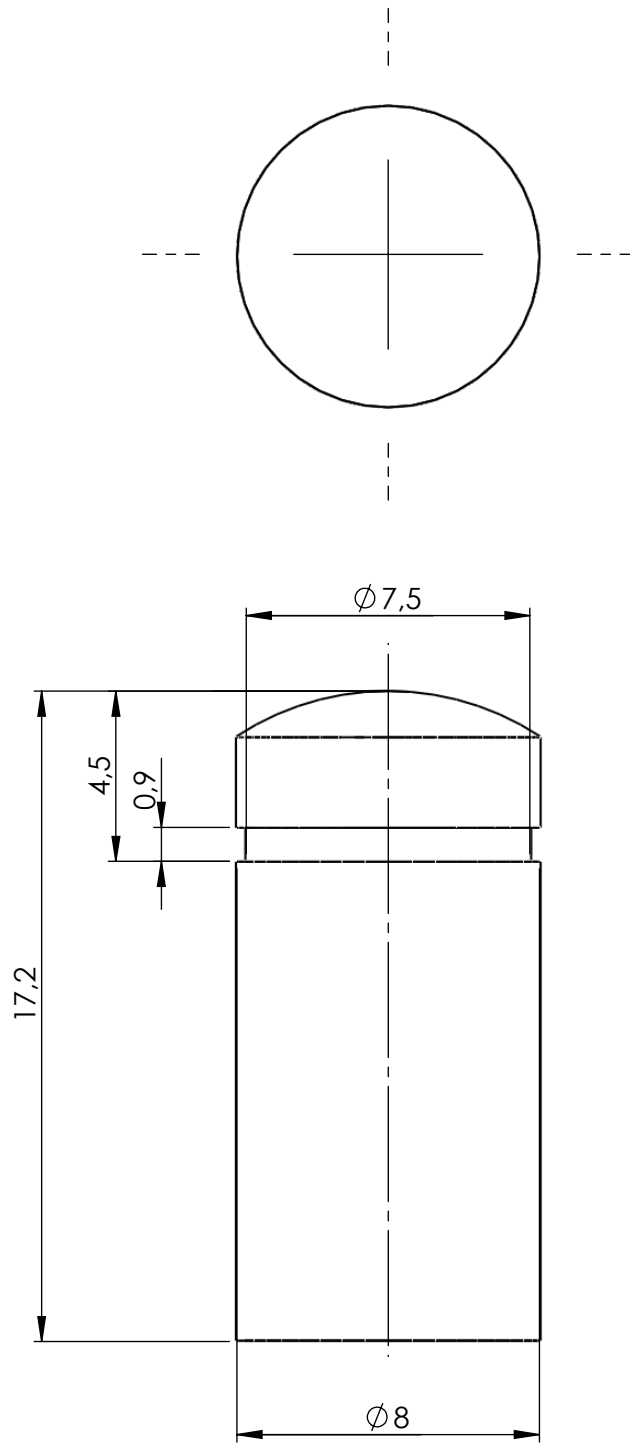
SCALE:1:2

SHEET 9 OF 15

SECTION R-R
SCALE 2 : 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION					
								<p style="text-align: center;">TITLE: Laringoscópio Digital Chapa de encosto</p>							
DRAWN		NAME		SIGNATURE		DATE						DWG NO.		A4	
CHK'D												1			
APPV'D												SCALE:1:2		SHEET 10 OF 15	
MFG															
Q.A				MATERIAL: DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)				WEIGHT:							



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				Agulha de rolamento	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Pino de rolamento

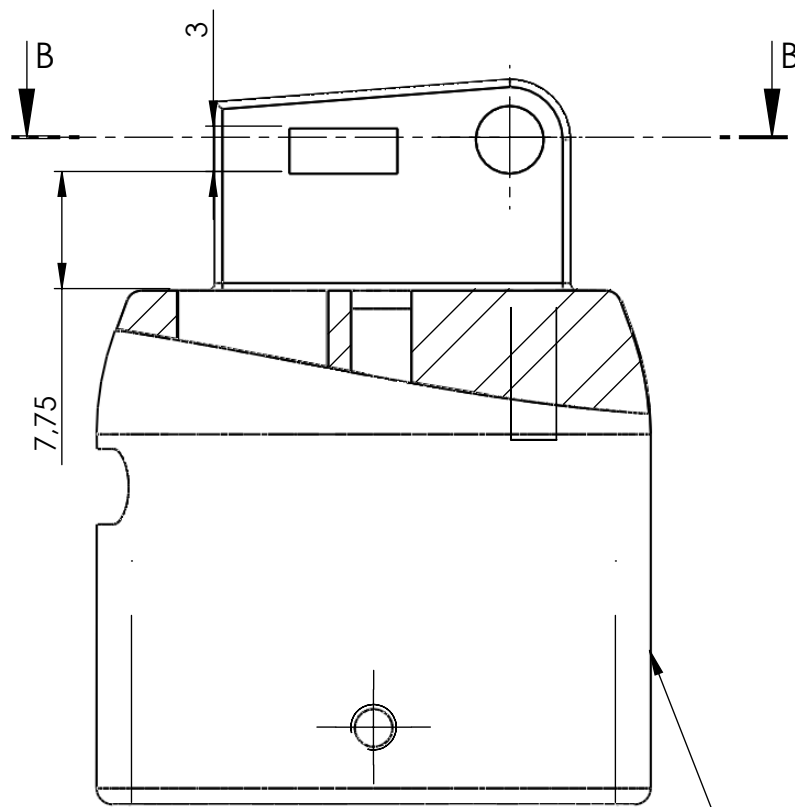
DWG NO.

1

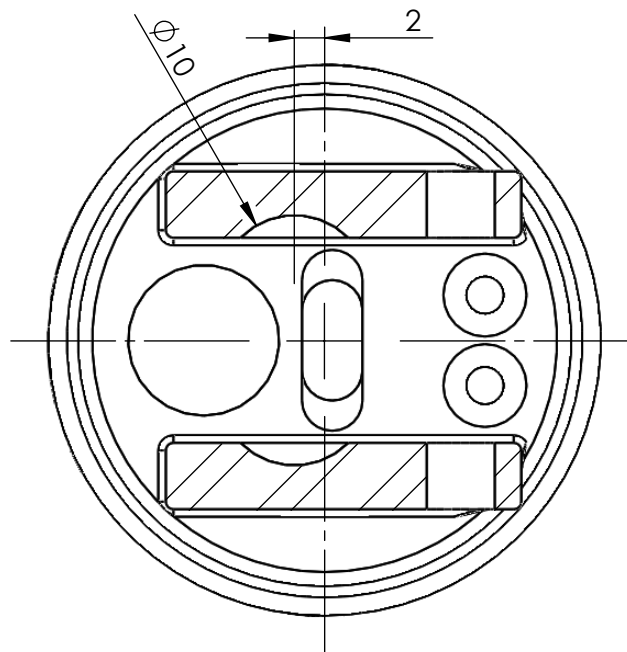
A4

SCALE:2:1

SHEET 11 OF 15



Acabamento superficial igual à amostra



SECTION B-B

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN	António Silva		22/07/10		
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2	
				(Aço inox 316)	
				WEIGHT:	

TITLE:

Laringoscópio Digital
Cabeça de laringoscópio

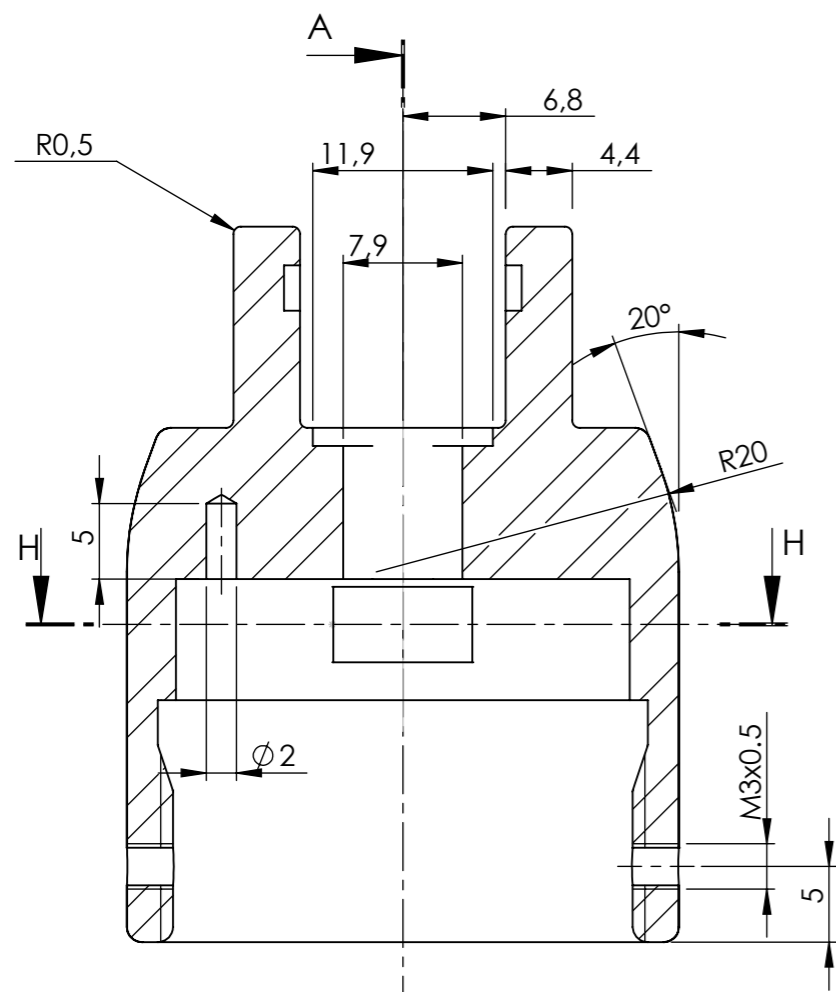
DWG NO.

1

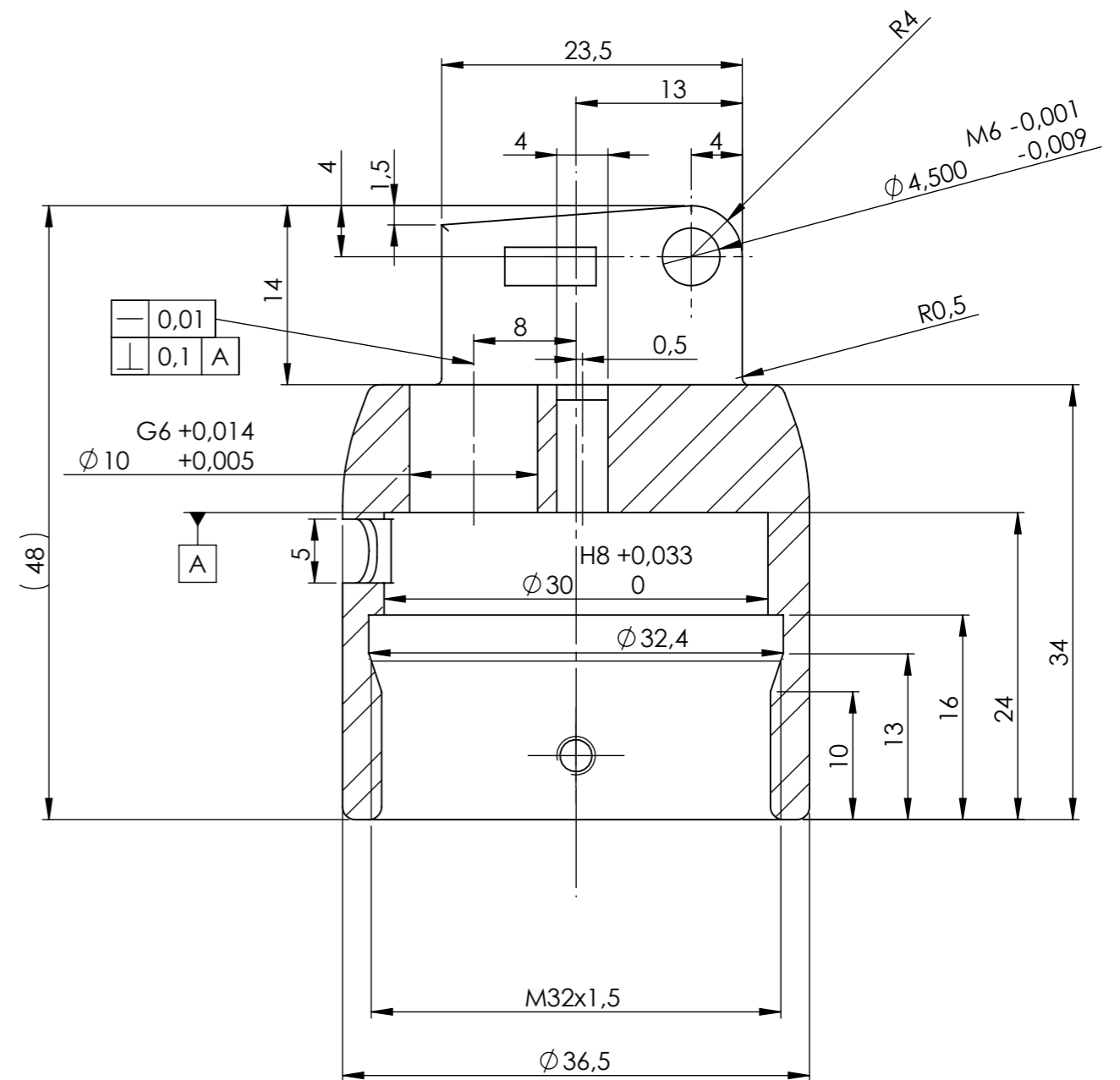
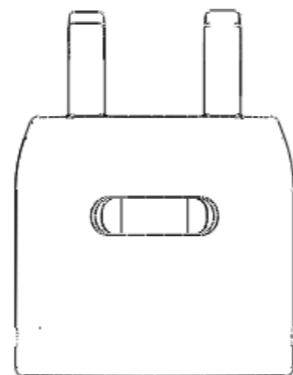
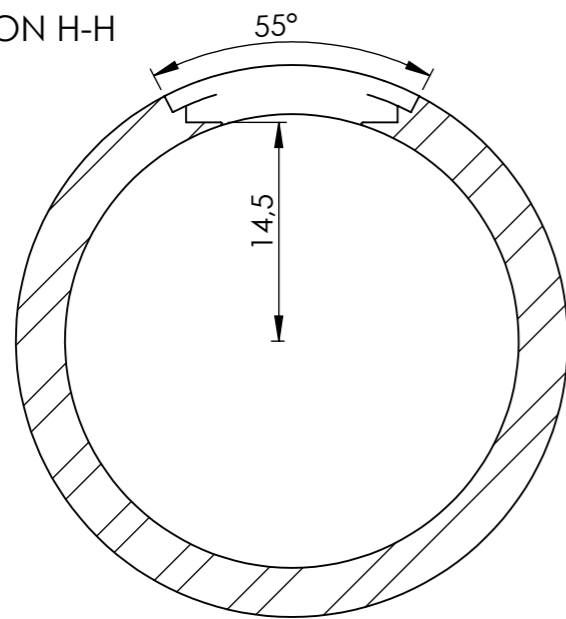
A4

SCALE:2:1

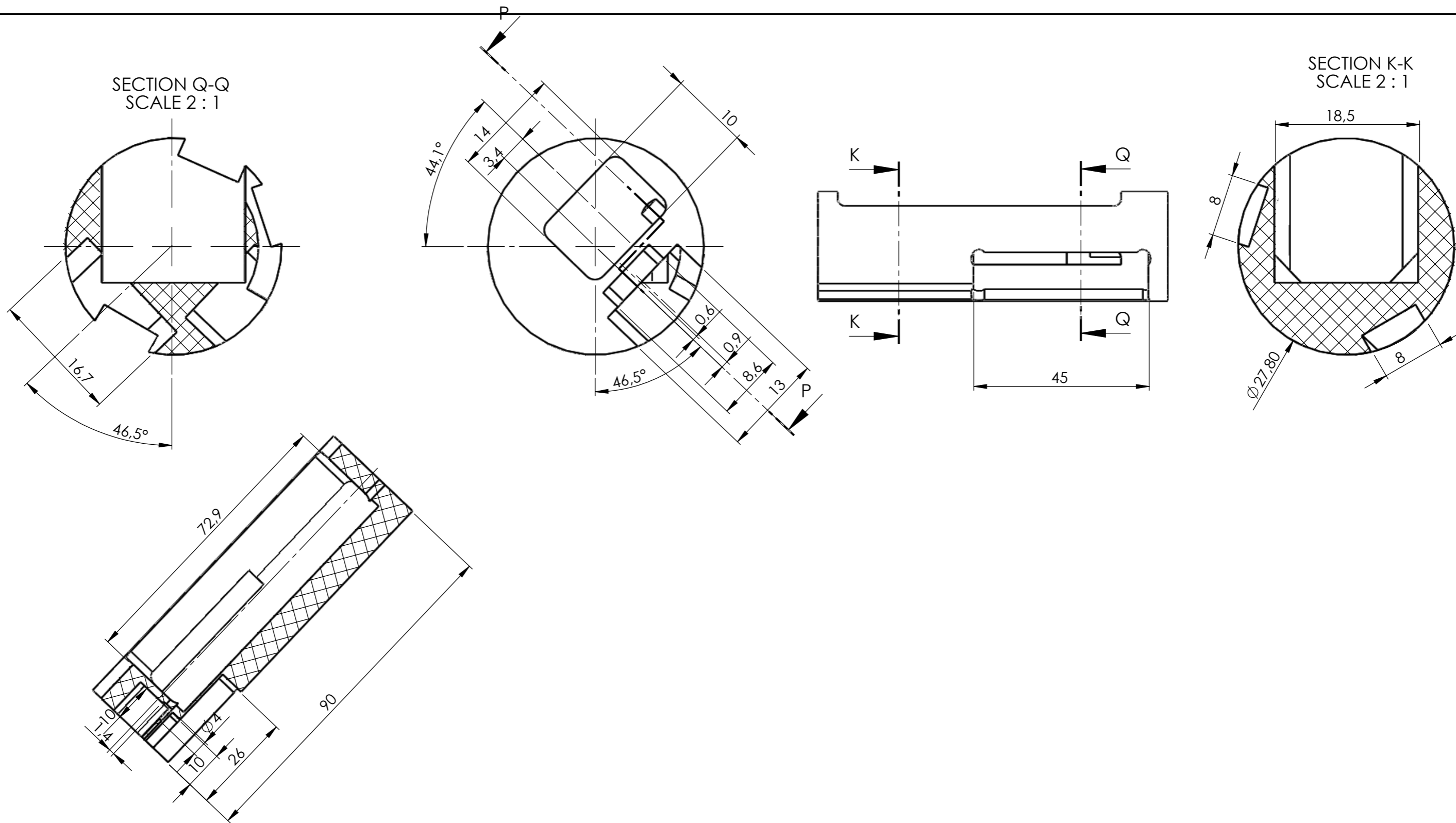
SHEET 12 OF 15



SECTION H-H



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN: António Silva				SIGNATURE:		DATE: 22/07/10		TITLE: Laringoscópio Digital			
CHK'D:								Cabeça de laringoscópio			
APPV'D:								DWG NO. 2			
MFG:								SCALE: 2:1			
Q.A:						MATERIAL: DIN - X 5 CrNiMo 17 12 2 (Aço inox 316)		SHEET 13 OF 15			
						WEIGHT:		A3			

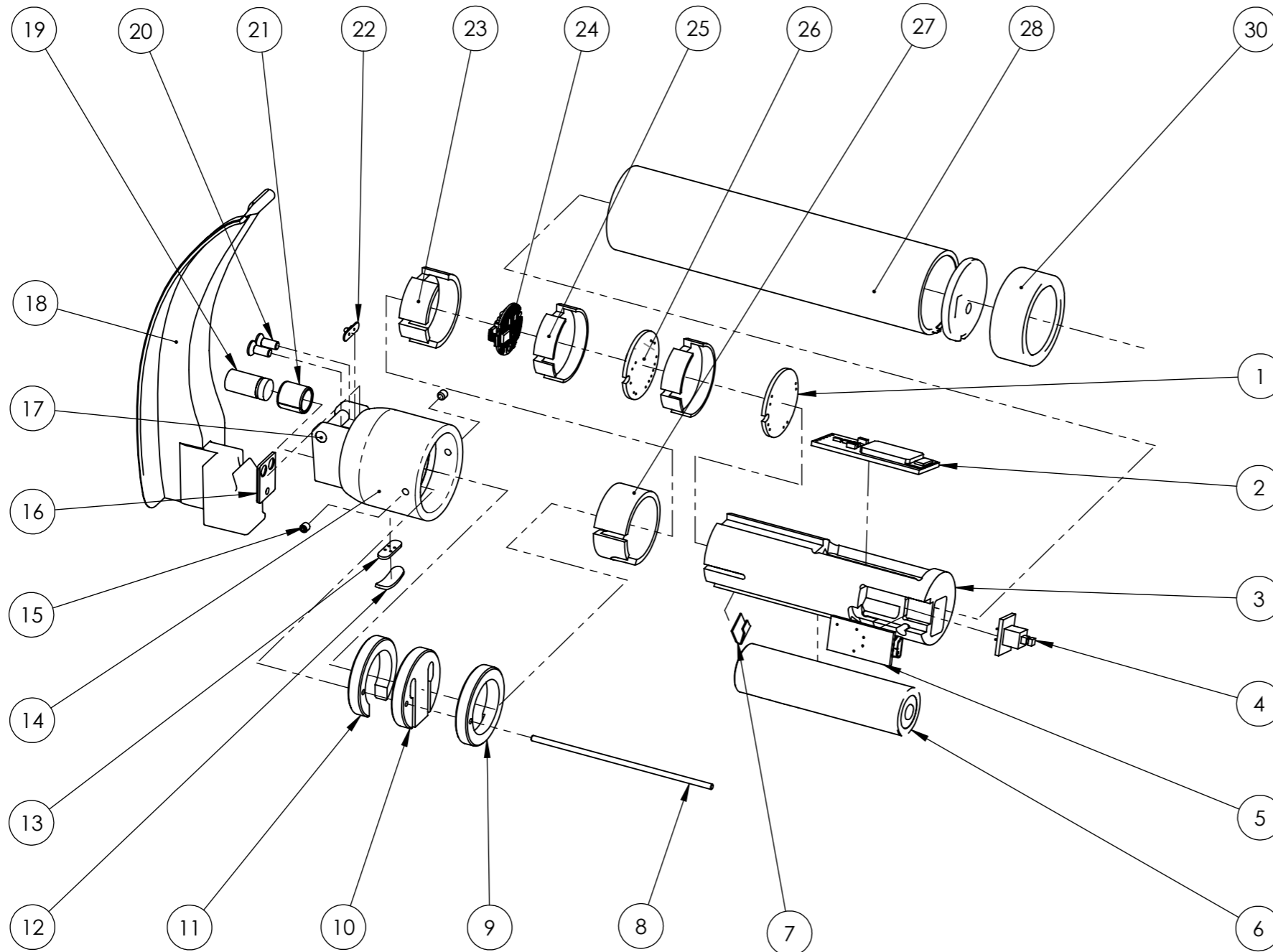


SECTION P-P

SECTION Q-Q
SCALE 2 : 1

SECTION K-K
SCALE 2 : 1

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN	NAME	SIGNATURE	DATE					TITLE: Laringoscópio Digital Berço			
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A											
				MATERIAL:			DWG NO. 1		A3		
				WEIGHT:			SCALE:1:1		SHEET 14 OF 15		



Item N°	Nome do componente	Descrição	Quant.
1	Placa regulador	Circuito impresso da bomba de carga	1
2	Módulo sem fios	Módulo sem fios SPARKFUN WRL-00582	1
3	Berço	Berço de suporte da bateria interruptor e placa USB	1
4	Interruptor	Interruptor bi-estável e respectiva placa	1
5	Placa USB	Circuito impresso USB	1
6	Bateria	Bateria Ultrafire® modelo TRC 18650	1
7	Mola de bateria	Mola de encosto da bateria, polo negativo	1
8	Pino da tampa	Pino de posicionamento dos elementos circulares	1
9	Anilha espaçadora inf	Anilha espaçadora do elemento sensor ajuste com o punho	1
10	Elemento sensor	Elemento sensor	1
11	Anilha espaçadora sup	Anilha espaçadora do elemento sensor ajuste com a cabeça	1
12	Vidro de avisos	Vidro (construído em acrílico) de proteção ao LED de aviso	1
13	LED RGB	LED de avisos por patamares	1
14	Cabêça de laringoscópio	Cabêça do Laringoscópio Digital v.1.0	1
15	Perno de fixação M3	Perno M3 de fixador do punho	2
16	Chapa de encosto	Chapa posicionadora do LED de iluminação	1
17	Pino de rotação	Pino de rotação Ø4,5mm	1
18	Lâmina de laringoscópio	Lâmina de laringoscópio Macintosh tamanho 3	1
19	Agulha de rolamento	Agulha de rolamento 16X8	1
20	Parafuso M3	Parafuso M3 com cabeça de imbutir oco hexagonal	2
21	Casquilho de deslis.	Casquilho de deslização INA, P40810-P14	1
22	LED de iluminação	LED de iluminação OSRAM LA CP7P-JXX-24	1
23	Casquilho cond. sinal	Casquilho de acomodação do módulo de condicionamento de sinal	1
24	ICA2H	Módulo de condicionamento de sinal ICA2H	1
25	Casquilho circ. impress.	Casquilho de acomodação dos circuitos impressos circulares	2
26	Placa microcontrolador	Circuito impresso (placa) do microcontrolador	1
27	Espaçador	Espaçador (construído em Nylon)	1
28	Punho	Punho do Laringoscópio Digital v.1.0	1
30	Tampa exterior	Tampa de fecho de todo o conjunto	1
31	Tampa interior	Tampa de encosto	1
32	Circlip DIN 471 - 8 x 0.8		1

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN: António Silva				SIGNATURE:		DATE: 22/07/10		TITLE: Laringoscópio Digital Desenho de montagem			
CHK'D:				SIGNATURE:		DATE:		DWG NO. 1			
APPV'D:				SIGNATURE:		DATE:		SCALE: 1:2			
MFG:				SIGNATURE:		DATE:		SHEET 15 OF 15			
Q.A:				SIGNATURE:		DATE:		A3			
MATERIAL:				SIGNATURE:		DATE:		WEIGHT:			