



Sara Patrícia Moreira Setas
Implementação de um dispositivo médico
multivibracional para auxiliar à remoção de dentes e raízes

UMinho | 2014



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Sara Patrícia Moreira Setas

Implementação de um dispositivo
médico multivibracional para auxiliar à
remoção de dentes e raízes

outubro de 2014



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Sara Patrícia Moreira Setas

Implementação de um dispositivo
médico multivibracional para auxiliar à
remoção de dentes e raízes

Dissertação de Mestrado
Ciclo de Estudos Integrados Conducentes ao
Grau de Mestre em Engenharia Biomédica
Ramo de Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

Trabalho efetuado sob a orientação do
Professor Doutor Eurico Rodrigues Seabra
Professor Doutor Luís Ferreira da Silva
Dra. Cátia Cristina Pesqueira Gaspar Pombo

DECLARAÇÃO

Sara Patrícia Moreira Setas

Endereço Eletrónico: sarasetas@live.com

Telemóvel: 935530876 / 910417868

Número de Bilhete de Identidade: 13956861

Título de dissertação:

Implementação de um dispositivo médico multivibracional para auxiliar à remoção de dentes e raízes

Ano de conclusão: 2014

Orientadores:

Professor Eurico Rodrigues Seabra

Professor Luís Ferreira da Silva

Universidade do Minho

Dra. Cátia Cristina Pesqueira Gaspar Pombo

Clínica de Medicina Dentária

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

Ramo: Biomateriais, Reabilitação e Biomecânica

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO INTEGRAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, ____/____/____

Assinatura: _____

“A single dream is more powerful
than a thousand realities”

J.R.R. Tolkien

“If you can dream it, you can do it”

Walt Disney

A todos aqueles que me quiseram ver triunfar

AGRADECIMENTOS

Aos meus orientadores, Professor Eurico Seabra e Professor Luís Ferreira da Silva por todos os conhecimentos transmitidos, por toda a boa disposição e paciência com que encararam os meus problemas e dúvidas e por me terem guiado ao longo deste trabalho.

À Dra Cátia Pombo, por toda a sua disponibilidade, pelas críticas e sugestões que foram essenciais para o aperfeiçoamento do dispositivo.

Ao Professor Helder Puga pela importante ajuda na realização das simulações do instrumento, pelo seu tempo e pela resposta a todas as perguntas que lhe coloquei.

Ao Professor Joaquim Gabriel por toda a disponibilidade que demonstrou para realizar os ensaios deste trabalho por todos os conselhos e informações na área dos atuadores piezoelétricos.

Ao Vitor Neto pela paciência e disponibilidade que demonstrou no fabrico e na realização das várias modificações do instrumento ao longo deste trabalho.

Aos meus pais, pelo orgulho e confiança que depositaram em mim, por estarem sempre do meu lado e pela sensatez com que sempre me ajudaram. À minha mãe pelos sábios conselhos durante todo o meu percurso escolar.

À minha irmã por todos os momentos passados na nossa jornada em Braga, por todas as risadas e brincadeiras e por todas as incríveis histórias que ficaram para contar.

À minha avó Teresa e ao meu avô Moreira pelo orgulho que sempre tiveram em mim, por toda a ajuda e preocupação e por todos os mimos que por vezes souberam tão bem.

Ao meu namorado por todo o apoio incondicional, pelo incansável esforço de fazer sorrir, pelo ombro amigo em todos os momentos, pelo seu contagiado otimismo e por todas as aventuras que me marcaram durante a minha vida académica.

À minha madrinha Dora por me ajudar a enfrentar as dificuldades do meu percurso académico com toda a boa disposição que lhe é característica.

Aos amigos que ficaram do meu primeiro ano universitário em Vila Real, em especial à Raquel, Filipa e Patrícia por serem a minha família neste ano de mudança, pelas jantaradas, pelas conversas e risadas, pelas noitadas de estudo, por todos aqueles momentos que vêm à memória do melhor ano da minha vida académica. Aos amigos de sempre e aos poucos mas verdadeiros que fiz durante estes últimos anos do percurso académico, por ouvirem os meus desabafos, pelas tradições académicas, e por me animarem nos momentos difíceis.

Por fim, gostaria de estender os meus agradecimentos a todos aqueles que de alguma forma fizeram parte do meu percurso académico e contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo

A corrente prática de extração dentária é realizada recorrendo a instrumentos rígidos num processo que implica elevadas forças mecânicas e, conseqüentemente, um pós-operatório doloroso para os pacientes.

Neste sentido, o presente trabalho apresenta as fases de conceção e desenvolvimento de um instrumento capaz de atuar na fase mais crítica do processo, a fase de luxação, com a indução de vibração a altas frequências, prevendo-se assim a diminuição da força necessária para efetuar a extração, bem como os danos provocados pelo procedimento atualmente utilizado.

O instrumento usado correntemente pelo profissional médico dentista na fase de luxação é a alavanca odontológica. Neste sentido, foi selecionada e adquirida uma alavanca reta *standard* para realizar as operações necessárias à conceção da alavanca vibratória.

A indução de vibração foi realizada através de um sistema constituído por um atuador piezoelétrico de movimento horizontal. A colocação de todo o sistema de vibração foi pensada de forma a reduzir o número de operações a realizar ao instrumento original, mantendo ao máximo a sua forma ergonómica. Desta forma, o sistema deveria ser colocado no interior do cabo do dispositivo para cumprir os objetivos anteriores.

Após o estudo do protótipo, foi realizada uma simulação do comportamento do sistema através do estudo de *Eigenfrequency* em COMSOL Multiphysics e uma simulação teórica.

Com realização de ensaios, pretendeu-se proporcionar um ambiente semelhante a um procedimento de extração dentária, no qual foi utilizado como modelo uma cabeça de porco para realizar o processo de luxação e extração dos dentes do seu maxilar com o dispositivo desenvolvido testando com ou sem o seu sistema de vibração.

Com a realização dos ensaios, verificou-se difícil a percepção da influência do sistema de vibração durante o processo. No entanto, os ensaios apresentam uma dificuldade acrescida já que o modelo apresenta significativas diferenças anatómicas em relação ao ser Humano.

Contudo, estima-se que esta vibração poderá ajudar no processo de penetração em profundidade do instrumento entre o dente e o osso alveolar permitindo desta forma, uma maior facilidade na colocação do instrumento e uma mais fácil elevação do dente. A oscilação nesta região poderá também levar à sua elevação. Estes factos indicam que o processo estará a ser facilitado, reduzindo assim a força a aplicar e a duração do processo aquando da utilização da vibração.

Abstract

The current practice of tooth extraction is performed using rigid instruments in a process involving high mechanical strength and thus a painful postoperative for patients.

In this sense, this work presents the stages of design and development of an instrument capable of acting in the most critical stage of tooth extraction process, the luxation phase, with the induction of vibration at high frequencies, so it is expected to decrease the force required to perform the extraction as well as the damage caused by the currently used procedure.

The instrument used by the professional dentist in luxation phase is the dental elevator. So, it was selected and purchased a standard straight elevator to perform the operations necessary for the development of the vibrating elevator.

Vibration induction was performed by a system with a piezoelectric actuator for horizontal movement. The placement of the whole vibration system was designed to reduce the number of operations to perform to the original instrument as well as maintaining his maximum ergonomic shape. Thus, the system should be placed inside of the instrument handle to fulfill the aims above.

The vibration system behavior was also study through simulation in COMSOL Multiphysics and a theoretical simulation.

In tests it was intended to provide an environment similar to a tooth extraction procedure, using a pig's head as model to which was perform the process of luxation and extraction of teeth of his jaw with the device developed and with or without its vibration system.

During the tests, it was difficult to understand the influence of the vibration system in the process. However, tests have greater difficulty once the model has significant anatomical differences comparing to Human teeth and roots.

However, it is estimated that this vibration can assist the depth penetration of the device between the tooth and the alveolar bone allowing the easier placement of the instrument and an easier lifting of the tooth. The oscillation in this region may also lead to its elevation. These facts indicate that the process is being facilitated, reducing the force applied and the duration of the process when using vibration.

Índice

AGRADECIMENTOS.....	i
Resumo	iii
Abstract.....	v
Índice.....	vii
Lista de Abreviaturas	ix
Índice de figuras	xi
Índice de tabelas.....	xv
Capítulo 1 Introdução	1
1.1. Contextualização e definição do problema.....	3
1.2. Objetivos e metas.....	3
1.3. Estrutura da dissertação.....	4
Capítulo 2 O processo de extração dentária e instrumentos	7
2.1. Processo de extração dentária.....	9
2.2. Instrumentos odontológicos.....	10
2.2.1. Sindesmótomo	10
2.2.2. Alavanca.....	10
2.2.3. Fórceps ou boticão	12
2.3. Procedimento de extração dentária	14
2.3.1. Sindesmotomia.....	14
2.3.2. Luxação.....	16
2.3.3. Avulsão do dente	17
2.4. Estado da arte dos instrumentos para exodontia	18
2.5. Sumário	19
Capítulo 3 Estudo de elementos para conceção dos protótipos	21
3.1. Ergonomia de instrumentos médicos e dentários	23
3.1.1. Métodos de ergonomia aplicados à conceção de dispositivos médicos	24
3.1.2. Ergonomia de instrumentos de pega.....	29
3.2. Materiais	33

3.3. Resposta Humana à vibração	33
3.3.1. Parâmetros de vibração.....	33
3.3.2. Direção e eixos de vibração	34
3.3.3. Representação da vibração: domínio do tempo e domínio das frequências	35
3.3.4. Frequência de ressonância.....	37
3.3.5. Exposição do sistema mão-braço à vibração.....	39
3.3.6. Normas reguladoras da transmissão da vibração à mão	43
3.4. Protótipos desenvolvidos no âmbito deste projeto	44
3.5. Avaliação dos modelos desenvolvidos anteriormente.....	46
3.6. Sumário.....	47
Capítulo 4 Sistema de vibração por elementos piezoelétricos	49
4.1. Cerâmicos piezoelétricos.....	51
4.1.1. Propriedades e constantes piezoelétricas.....	53
4.1.2. Comportamento e resposta dos cerâmicos piezoelétricos	59
4.1.3. Aplicações de cerâmicos piezoelétricos.....	61
4.2. Atuadores piezoelétricos.....	64
4.2.1. Atuadores Axiais e Transversais	65
4.2.2. Montagem e funcionamento de atuadores	69
4.3. Sumário.....	71
Capítulo 5 Desenvolvimento e simulação da alavanca vibratória	73
5.1. Desenvolvimento do protótipo	Erro! Marcador não definido.
5.1.1 Estudo da alavanca adquirida e da colocação do sistema.....	Erro! Marcador não definido.
5.1.2 Modelo virtual da alavanca vibratória.....	Erro! Marcador não definido.
5.2. Simulação do comportamento do sistema	Erro! Marcador não definido.
5.2.1 Simulação através de <i>software</i> COMSOL <i>Multiphysics</i>	Erro! Marcador não definido.
5.2.2 Simulação teórica.....	Erro! Marcador não definido.
5.3. Construção e maquinagem dos protótipos	Erro! Marcador não definido.
5.4. Sumário.....	Erro! Marcador não definido.
Capítulo 6 Implementação e análise da alavanca vibratória.....	75
6.1 Procedimento dos ensaios	Erro! Marcador não definido.
6.1.1 Ensaios Preliminares	Erro! Marcador não definido.

6.1.2	Ensaio Sistemático	Erro! Marcador não definido.
6.2	Análise e discussão de resultados	Erro! Marcador não definido.
6.3	Sumário	Erro! Marcador não definido.
Capítulo 7	 Conclusões e perspectivas futuras	77
7.1	Sumário dos desenvolvimentos	79
7.2	Conclusões	79
7.3	Trabalho futuro	80
	Referências	83
	Apêndices	89
	Apêndice A – Questionário para avaliação da alavanca vibratória	Erro! Marcador não definido.
	Anexos	90
	Anexo A – Constantes e equações matemáticas mais comuns para os elementos piezoelétricos	Erro! Marcador não definido.
	Anexo B – Modos de vibração das diferentes formas dos elementos piezoelétricos	Erro! Marcador não definido.
	Anexo C – Características do atuador <i>stack</i> PSt 150/7/7 VS12, usado para movimento horizontal	Erro! Marcador não definido.
	Anexo D – Características do atuador <i>stack</i> PSt 150/2x3/5, usado para movimento vertical	Erro! Marcador não definido.

Lista de Abreviaturas

DC	Direct Current (Corrente Contínua)
EPDM	Ethylene Propylene Diene Monomer (Monómero de etileno-propileno-dieno)
HAVS	Hand-arm Vibration Syndrome (Síndrome de Vibração Mão-Braço)
ISO	International Standard Organization (Organização Internacional de Normalização)
TC	Temperatura de Currie
SAE	Society of Automotive Engineers
PU	Polyurethane (Poliuretano)

Índice de figuras

Capítulo 2 | Procedimento de extração dentária e instrumentos

Figura 2.1 - Sindesmótomo do tipo reto (a) e curvo (b) [4].....	10
Figura 2.2 - Alavanca odontológica e sua constituição (adaptado de [7])	11
Figura 2.3 - Forma de segurar corretamente a alavanca; o dedo indicador é colocado perto da ponta ativa [7]	11
Figura 2.4 - Colocação da ponta ativa da alavanca para a realização do processo de luxação [8]. ...	12
Figura 2.5 - Os tipos de alavanca variam essencialmente pela sua ponta ativa: (a) e (b) alavanca reta, (c) alavanca triangular e (d) alavanca apical. (adaptado de [4] e [6])	12
Figura 2.6 - Forcêps odontológico e a representação das partes da sua constituição (adaptado de [7])	13
Figura 2.7 - Representação do processo de sindesmotomia através da introdução do sindesmótomo para o corte de ligamentos [8]	14
Figura 2.8 - Processo de luxação de um dente com a utilização de uma alavanca reta [8].....	16
Figura 2.9 - Introdução da ponta ativa da alavanca para luxação de parte de raiz fraturada [7]	17
Figura 2.10 – Realização dos vários movimentos para a extração final do dente através do boticão [7].	17
Figura 2.11 - Instrumentos registados nas patentes desenvolvidas por Kumabe et al., à esquerda a patente 4,6008,019 (1986) e à direita a patente US 2003/0003418 A1 [9] [10].....	18

Capítulo 3 | Estudo dos elementos para conceção dos protótipos

Figura 3.1 - Sistema de trabalho a que um individuo está sujeito (adaptado de [13]).	23
Figura 3.2 – Representação do nervo mediano, afetado com a síndrome do túnel do carpo [16]	24
Figura 3.3 – Processos da engenharia de fatores humanos (adaptado de [11])	25
Figura 3.4 – Modelo da pega ideal cujos diâmetros D1 e D2 correspondem ao diâmetros dados pelo segurar da pega na localização do dedo indicador e dedo médio respetivamente [19].....	30

Figura 3.5 – Qualidade de aderência para o dedo médio, dedo indicador e em função do comprimento da mão [19].....	31
Figura 3.6 – Representação da área de contacto da mão para os casos em que (a) o diâmetro da pega é inferior a 50 mm, (b) o diâmetro está entre os 50 mm e 58 mm e (c) quando o diâmetro da pega é superior a 58 mm [20].....	31
Figura 3.7 - Pressão de contacto e deformação dos diferentes materiais da pega [18].	32
Figura 3.8 – Relação entre os parâmetros deslocamento, velocidade e aceleração para uma onda sinusoidal [26].	34
Figura 3.9 – Representação dos eixos para cálculo da exposição da mão à vibração [26] [29].....	35
Figura 3.10 – Resposta de um sistema à vibração. A baixas frequências, a resposta iguala-se ao estímulo, à frequência de ressonância a resposta é superior ao estímulo e a altas frequências, a resposta será inferior ao estímulo. Com o aumento do amortecimento no sistema, verifica-se a diminuição do pico na sua maior resposta (frequência de ressonância) (adaptado de [26]).	37
Figura 3.11 – Representação das frequências de ressonância de vários órgãos do corpo Humano [30].....	38
Figura 3.12 – Média dos limites de percepção da vibração em função da frequência para três localizações de contacto da mão com instrumentos vibratórios [26].....	40
Figura 3.13 - Gamas de frequência e magnitude de interesse para estudo em situações de doença, vibração de todo o corpo e vibração transmitida à mão [26].	41
Figura 3.14 – Relação entre a aceleração e a exposição diária à vibração, A(8), para 2 m/s ² , os valores abaixo da reta correspondem aos valores onde é raro ocorrerem sintomas de HAVS conforme a ISO 5349-1 [26].	44
Figura 3.15 - Desenho esquemático do dispositivo completo do protótipo desenvolvido no primeiro trabalho para este projeto [35]	45
Figura 3.16 – Segundo protótipo desenvolvido no âmbito deste projeto, boticão vibratório [36].	45
Figura 3.17 – Terceiro protótipo desenvolvido no âmbito desde projeto, a alavanca vibratória [36]..	46

Capítulo 4 | Sistema de vibração por elementos piezoelétricos

Figura 4.1 - Estrutura cristalina de um cerâmico piezoelétrico para a situação em que a temperatura está acima da Temperatura de Curie, T_c , e em que a temperatura está abaixo da Temperatura de Curie [38].....	52
Figura 4.2 - Domínios do cristal (a) antes ser realizado o tratamento de <i>poling</i> , (b) durante a aplicação do campo elétrico e <i>poling</i> e (c) após a remoção do campo elétrico e a obtenção da polarização remanescente [45].....	52
Figura 4.3 - Curva de histerese típica de um material piezoelétrico na aplicação de campo elétrico até ao ponto de máxima polarização. P_r corresponde ao valor da polarização remanescente em função do campo elétrico E [42].....	53
Figura 4.4 - (a) Representação do elemento piezoelétrico antes e após a aplicação da voltagem de polarização e representação da direção de <i>poling</i> , (b) Modificação da dimensão do elemento piezoelétrico quando aplicada uma voltagem com polaridade similar à voltagem de <i>poling</i> , (c) modificação das dimensões do material quando aplicada uma voltagem de polaridade oposta à voltagem de <i>poling</i> , (d) Voltagem gerada com polaridade similar à voltagem de <i>poling</i> quando aplicada uma força de compressão aplicada na direção de <i>poling</i> , (e) Voltagem gerada com polaridade oposta à voltagem de <i>poling</i> quando aplicada uma força de tensão na direção de <i>poling</i> [42].	54
Figura 4.5 - Direções das forças que podem ser aplicadas a um element piezoelétrico [38].....	55
Figura 4.6 - Parâmetros relativos às medidas do material onde, D corresponde ao diâmetro de um elemento piezoelétrico de forma circular ou cilíndrica, h corresponde à espessura do elemento piezoelétrico e l ao comprimento de um elemento piezoelétrico não circular,	58
Figura 4.7 - Impedância em função da frequência para um elemento piezoelétrico [38]	60
Figura 4.8 - Modelo de circuito de Van Dyke recomendado pela <i>IEEE Standard on Piezoelectricity</i> para determinação do comportamento de um elemento piezoelétrico a altas frequências onde C_1 é a capacidade elétrica do circuito mecânico, C_0 é a capacidade elétrica do transdutor a baixo da frequência de ressonância e R_1 é a resistência causada pela perda mecânica do sistema [47].....	60
Figura 4.9 - Aplicações com aplicação do efeito piezoelétrico direto e indireto [46]	62

Figura 4.10 – Os vários modos de vibração possíveis para as diferentes formas de atuadores e a sua gama de frequências de operação [52]	65
Figura 4.11 – Grafico típico da influência da temperatura no elementos piezoelétricos de cerâmico PZT, onde Tc é a temperatura de Currie do material. As operações com este elemento deversão ser realizadas dentro da área de segurança, ou seja abaixo da linha marcada no grafico como Esafe area . A curva representada por Edep , corresponde ao valor em que o elemento atinge a desloarização e consequentemente a sua deterioração [51]	67
Figura 4.12 – Estrutura de um atuador <i>stack</i> , construída pela colocação de vários elementos piezoelétricos empilhados ligados paralelamente entre si [50].	67
Figura 4.13 – Atuador <i>stack</i> indicando os parâmentos do comprimento L e área de seção transversal A [51].	68
Figura 4.14 – Representação de um atuador <i>stack</i> com o sistema interno integrado de pre-stress [51].	69
Figura 4.15 – (a) Colocação de um sistema de pre-stress externo ao atuador através da colocação de uma mola representando o sistema VS; (b) colocação de um atuador passivo que funciona complementarmente ao primeiro atuador que realizará a função de pre-stress como uma mola [51].	70
Figura 4.16 – Resposta do sistema numa situação de aplicação do atuador sozinho A, e resposta do sistema quando ao atuador é colocada uma massa adicional M, B. Onde ΔLO corresponde ao deslocamento normal na situação A e ΔLN corresponde à diferença de deslocamento entre a situação A e B, com a adição da massa M [45].	70

Capítulo 5 | Desenvolvimento e simulação da alavanca vibratória

Figura 5.1 – Alavanca odontológica reta de uso corrente [53].	Erro! Marcador não definido.
Figura 5.2 – Interior do cabo da alavanca adquirida.	Erro! Marcador não definido.
Figura 5.3 – Esquemático do sistema a ser inserido no cabo da alavanca original.	Erro! Marcador não definido.
Figura 5.4 – Representação do elementos de fixação do cabo da alavanca vibratória.	Erro! Marcador não definido.

Figura 5.5 – Representação das direções de vibração pretendidas. A direção horizontal, apresentada por 1, direção vertical representada por 2 e direção radial, representada por 3. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.6 – Primeiro esquemático da colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.7 – Esquema 2 do protótipo da colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.8 – Esquema versão 3 para colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.9 – Esquema da versão 4 para colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.10 – Esquema da versão 5 de colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.11 – Esquema da versão 6 da colocação do sistema de vibração. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.12 – Modelo virtual da alavanca vibratória. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.13 – Resultados da simulação à ponta ativa do instrumento; indicação da frequência de ressonância do sistema, máxima e mínima amplitude obtida (plano nodal) **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.14 – Ilustração do plano nodal ideal do instrumento. A maior resposta deverá ser obtida na ponta ativa e a menor na zona de ligação entre o atuador e a haste. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.15 – Representação do sistema construído pelo atuador e a massa adicional, *front mass*. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.16 – Indicação dos diferentes componentes da alavanca vibratória **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.17 – Tubo que envolve o sistema da figura 5.15 e os seus pormenores de construção. .. **Erro! Marcador não definido.**

Figura 5.18 – Cabo original da alavanca adquirida após operações de maquinagem para adicionar como pega da alavanca vibratória. **Erro! Marcador não definido.**

Capítulo 6 | Implementação e análise da alavanca vibratória

Figura 6.1 - Protótipo da alavanca vibratória.**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.2 - Ponta ativa da alavanca vibratória.....**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.3 - Diagrama de blocos da montagem para o sistema vibratório .**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.4- Montagem do sistema para indução de vibração. a) Pormenor - alavanca vibratória; b) amplificador; c) osciloscópio; d) gerador de sinais.**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.5 – Alavanca vibratória com a pega para atenuar a vibração.....**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.6 – Ensaio e luxação do dente molar do maxilar do porco**Erro! Marcador não definido.**

Figura 6.7 - Mecanismo de rosca para fixação da ponta ativa.....**Erro! Marcador não definido.**

Índice de tabelas

Capítulo 3 | Estudo dos elementos para concepção dos protótipos

Tabela 3.1 - Resumo dos métodos para concepção dos dispositivos29

Tabela 3.2- Tipos de recetores presentes na mão [26]39

Capítulo 4 | Sistema de vibração por elementos piezoelétricos

Tabela 4.1 - Lista de materiais piezoelétricos comuns (adaptado de [38]).....51

Tabela 4.2 - Equações para o cálculo dos parâmetros de Deslocamento, *Blocking Force*, Rigidez e Frequência de ressonância de atuadores axiais e transversais.66

Capítulo 1

Introdução

1.1. Contextualização e definição do problema

O procedimento de extração dentária é atualmente realizado com instrumentos rígidos e nos quais não se verifica grande evolução quando comparados com os primeiros instrumentos dentários. Este processo pressupõe o uso de três instrumentos que realizam as funções de corte, luxação e extração sendo estes, respetivamente, o sindesmótomo, a alavanca e o boticão ou fórceps.

O procedimento começa, após anestesiar localmente o paciente, com o corte dos tecidos moles à volta do dente usando o sindesmótomo para permitir um mais fácil acesso ao dente para realizar a próxima fase, luxação com a alavanca. A fase de luxação é a mais importante no procedimento pois implica uma maior destreza e técnica por parte do dentista, sendo também a mais crítica por serem realizadas as operações com aplicação de maior força à qual é associada a maior parte dos danos. Por fim, é utilizado o boticão para retirar o dente da cavidade dentária.

Na pesquisa do estado da arte destes instrumentos observam-se poucos estudos conducentes à sua evolução e mesmo os mais inovadores registam essencialmente uma mudança na sua ergonomia.

Contudo, a evolução neste sentido não altera a corrente prática de extração sendo ainda uma técnica muito primitiva, em que é necessário o uso de forças elevadas e que necessitam muitas vezes de um ou vários pontos de apoio que poderão implicar danos nos dentes adjacentes e saudáveis.

Este trabalho tem como objetivo o estudo, projeto e desenvolvimento de um novo instrumento dentário que proporcione significativas melhorias ao processo de extração diminuído, assim, os danos implicados no procedimento tornando-o menos crítico e aumentando a adesão dos pacientes e dentistas ao mesmo.

1.2. Objetivos e metas

O presente trabalho surge como continuação do trabalho desenvolvido em duas dissertações anteriores, com o intuito de aperfeiçoar e desenvolver um instrumento inovador capaz de ser usado para auxiliar a extração dentária.

O processo de extração dentária é correntemente realizado em última instância, quando o dente não tem hipóteses de ser recuperado. É uma operação difícil e crítica levando, muitas vezes,

mesmo com a destreza do médico dentista, a danos na cavidade bucal e, em alguns casos, a tempos de recuperação dolorosos para o paciente.

A oportunidade de aperfeiçoar este procedimento através de um novo dispositivo, que virá reduzir os danos causados na operação e o tempo de recuperação do paciente, assim como melhorar o desempenho do profissional no processo e, portanto, acrescentar conforto ao especialista e ao paciente, é a principal motivação deste trabalho.

A principal finalidade deste dispositivo será conseguida através da indução de vibração ao dente e raiz. A vibração pretende diminuir a força atualmente necessária à extração, podendo reduzir não só os danos causados na cavidade bucal do paciente como também, a exaustão do processo para o médico dentista. Além destas vantagens, propõe-se também a hipótese de reduzir a necessidade da administração de anestesia antes do processo, uma vez que a vibração a altas frequências não é sentida pelo corpo humano.

Assim, para a realização deste projeto, será necessário desenvolver um atuador que induzirá um sistema de vibração. Este terá uma gama de valores ajustáveis dos parâmetros de frequência, amplitude e dimensões ideais para ser incorporado num instrumento dentário *standard*.

1.3. Estrutura da dissertação

As fases adjacentes à realização deste trabalho passam, inicialmente, pelo levantamento do estado da arte dos instrumentos dentários, com uma pequena introdução teórica ao tópico de extração dentária assim como aos instrumentos atuais. Nesta mesma fase foi também realizado o ponto de situação em relação aos trabalhos anteriores relacionados com este tema com o intuito de identificar os pontos a serem melhorados e possíveis rumos para trabalho.

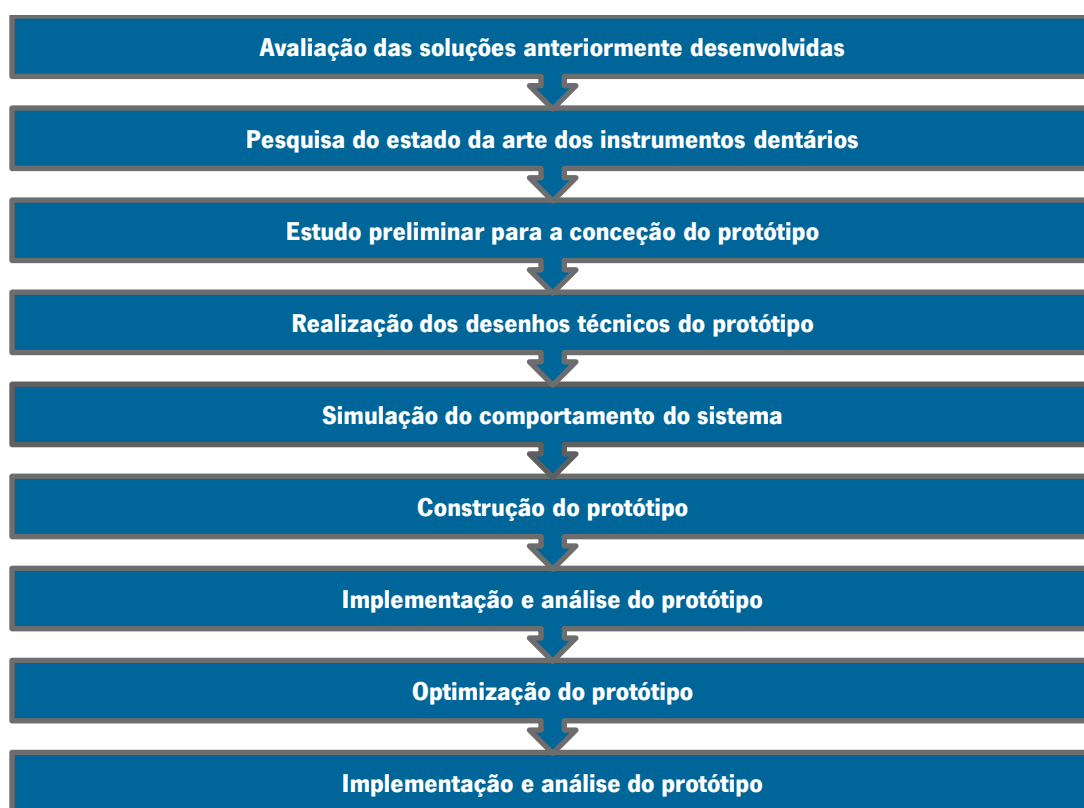
Neste sentido, na segunda fase deste trabalho foi realizado um levantamento dos sistemas de atuação piezoelétricos ou outros, com o objetivo de compreender o seu funcionamento e posteriormente desenvolver um conjunto de possíveis soluções para um atuador que possua as características acima mencionadas e forma de incorporação do mesmo no instrumento dentário.

Na terceira fase do trabalho pretende-se a conceção e o desenvolvimento do atuador anteriormente estudado. Numa fase seguinte, foi escolhida a solução mais viável e realizado o desenho deste instrumento recorrendo a um *software* CAD.

Ainda nesta fase, realizou-se a simulação de um estudo ao comportamento do sistema.

Seguidamente, pretendia-se a construção de um protótipo, através da seleção dos instrumentos dentários e incorporação nestes do atuador com sistema vibratório.

Numa fase final, o dispositivo desenvolvido foi testado e validado através de ensaios preliminares e sistemáticos, recorrendo à experimentação do processo no maxilar de uma cabeça de porco. Nestes ensaios pretendeu-se, essencialmente, verificar se a vibração induzida ao dente e raiz auxilia o processo de extração dentário, estudando os parâmetros: força que é exercida, tempo de extração, facilidade de manuseamento do instrumento e segurança do procedimento. Desta forma, esta dissertação seguiu resumidamente os seguintes passos:



Esta dissertação encontra-se dividida em 7 capítulos nos quais foram enquadradas todas as fases referidas anteriormente.

No presente capítulo, pretende-se a contextualização neste tema, expor o problema encontrado e os objetivos e metas deste trabalho para a determinação de uma solução.

No capítulo 2, é realizada a introdução ao tópico de extração dentária como também aos instrumentos odontológicos usados atualmente para a realização deste processo. Ainda neste capítulo, é avaliado o estado da arte dos instrumentos desenvolvidos e presentes no mercado para auxiliar este processo nomeadamente, soluções com o recurso a meios de vibração.

No capítulo 3, são apresentados todos os estudos que foram realizados, fundamentais para a realização dos protótipos. Neste são abordados temas relacionados com a ergonomia de dispositivos médicos onde foi levantada uma pesquisa sobre os melhores parâmetros de constituição de uma pega ergonómica. Ainda neste capítulo são descritas as propriedades dos materiais a usar na construção do protótipo e seguidamente o estudo da forma como a vibração é transmitida bem como a resposta do ser Humano à mesma. Por fim, é realizada uma análise das soluções e protótipos realizados em trabalhos anteriores como forma de refletir as possíveis melhorias a serem implementadas neste trabalho.

No capítulo 4, aborda-se o grande tema dos elementos piezoelétricos com uma descrição do fenómeno de piezoelectricidade destes *smart materials*, do seu comportamento, das suas aplicações, das suas formas de atuação, nomeadamente na produção de vibração, e por fim, da sua forma de funcionamento e montagem.

Após os temas de estudo descritos nos anteriores capítulos, descreve-se os passos para o desenvolvimento do protótipo, no capítulo 5, desde a escolha e aquisição da alavanca odontológica a todos os passos para a implementação do sistema de vibração. Os protótipos seguidamente modelados em *software* CAD estão ainda presentes neste capítulo assim como as operações de maquinaria realizadas na construção dos mesmos. De forma a estimar o comportamento do sistema, é ainda apresentado a simulação realizada em COMSOL *Multiphysics* e uma simulação teórica.

No penúltimo capítulo, é descrito o procedimento dos ensaios do protótipo, referido como alavanca vibratória, os seus ensaios preliminares e sistemáticos, e por fim, os resultados e análise dos mesmos.

No último capítulo, capítulo 7, é apresentado um sumário de todos os desenvolvimentos e as conclusões retiradas deste projeto, terminando com um conjunto de sugestões e propostas de um trabalho futuro.

Capítulo 2

O processo de extração dentária e instrumentos

2.1. Processo de extração dentária

O procedimento de extração dentária ou exodontia corresponde à remoção sem dor de dentes ou raízes, com o mínimo de trauma nos tecidos e dentes adjacentes [1].

A extração atraumática de dentes e raízes requer delicadeza, conhecimento e grande habilidade por parte do médico dentista [1]. Esta operação ocorre perto de centros vitais obrigando a um cuidado rigoroso com instrumentos dentários cortantes, uma força controlada e à antecipação de reações inesperadas dos pacientes.

Neste sentido, a experiência vai aumentar a sensação tátil do cirurgião. À medida que o dente é removido, o cirurgião será capaz de apreciar as forças laterais aplicadas sobre as raízes do dente e os seus efeitos sobre o osso alveolar. Esse reconhecimento leva a evitar quaisquer forças excessivas que produziram fraturas na raiz e osso alveolar [2][3].

O processo de exodontia é, na maioria dos casos, realizado de forma simples com três fases de procedimento: sindesmotomia, luxação do dente e a sua remoção ou avulsão da cavidade oral. Estas operações são realizadas recorrendo respetivamente ao sindesmótomo, à alavanca dentária e ao fórceps ou boticão.

Em alguns casos contudo, poderão existir anomalias ou complicações no procedimento e o médico dentista poderá ter de recorrer a uma extração complexa [1][2][3].

Alguns dos fatores que podem obrigar a uma extração complexa são a perda da estrutura coronal do dente, a fratura do dente deixando retidas as raízes do mesmo na cavidade oral, cáries e infeções dentárias graves, dentes inclusos mal posicionados entre outras anomalias [1][2].

Todavia, a realização de uma avaliação clínica pré-operatória, recorrendo a radiografias, permite avaliar a raiz do dente e estruturas adjacentes expondo as anomalias, fraturas e problemas patológicos, podendo facilitar a abordagem por parte do médico dentista [1][3].

Após averiguar as condições adjacentes à extração do dente, é realizado o controlo da dor através da administração de anestesia.

Cumpridas as duas etapas anteriores, o médico dentista poderá iniciar o processo de extração dentária.

2.2. Instrumentos odontológicos

A remoção de dentes e raízes é auxiliada por um instrumento em cada uma das três fases do procedimento. Estes realizam as funções de corte e afastamento dos tecidos moles para facilitar o acesso e visualização do dente a extrair, a luxação para romper a ligação ao ligamento periodontal e a avulsão para extrair o dente da cavidade dentária. Os instrumentos utilizados atualmente nas funções anteriores são respetivamente o sindesmótomo, a alavanca e o fórceps ou boticão.

2.2.1. Sindesmótomo

O sindesmótomo é um utensílio médico-dentista que tem como objetivo o corte e a deslocação dos tecidos moles e dos ligamentos que fixam a gengiva e o alvéolo do dente que se pretende extrair. Este procedimento irá facilitar o acesso e a ação dos instrumentos a serem introduzidos nas fases seguintes [4].

Através da figura 2.1 observa-se o sindesmótomo que possui uma lâmina fina e cortante, o que indica que a sua utilização requer um procedimento delicado e preciso e um cabo robusto e ergonómico que permite ao utilizador o manuseamento estável do utensílio [4][5].



Figura 2.1 - Sindesmótomo do tipo reto (a) e curvo (b) [4]

Existem dois tipos de sindesmótomo, cada um indicado à utilização em diferentes dentes. A figura 2.1 apresenta na parte superior um sindesmótomo reto, usado para operações nos dentes anteriores superiores como caninos e incisivos. O instrumento na parte inferior da figura é um sindesmótomo curvo, usado para os restantes dentes do maxilar e dentes da parte inferior [4][6].

2.2.2. Alavanca

A alavanca é projetada de forma a permitir a luxação do dente ou raiz através da elevação dos mesmos, facilitando a sua remoção numa fase seguinte com o auxílio do boticão [1][4].

Através da figura 2.2 é possível notar que este instrumento é constituído pela ponta ativa, correspondente à extremidade côncava e aguçada que permite a fácil penetração no dente para exercer as forças de luxação; uma haste que permite fazer a ligação entre a ponta ativa e o cabo do instrumento permitindo ao operador segurar o instrumento com uma forma estável e ergonómica e com uma grande área de contacto que permite a distribuição das forças para evitar a criação de traumas [4][6].

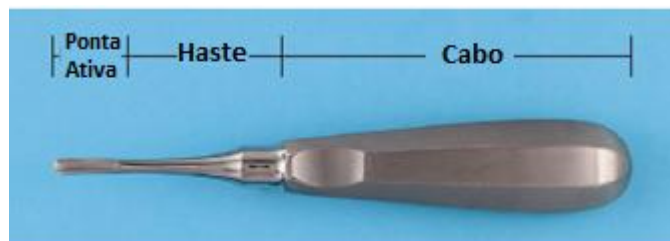


Figura 2.2 - Alavanca odontológica e sua constituição (adaptado de [7])

A alavanca é segurada na mão dominante do médico dentista e o seu dedo indicador é colocado ao longo da lâmina quase na extremidade. A ponta ativa, extremidade da lâmina, é deixada exposta para ser encaixada e apoiada no dente a luxar [4]. A figura 2.3 mostra a forma correta de segurar a alavanca.



Figura 2.3 - Forma de segurar corretamente a alavanca; o dedo indicador é colocado perto da ponta ativa [7]

No procedimento da luxação, a alavanca é colocada entre os alvéolos e a superfície radicular e, em seguida, é girado o instrumento delicadamente para aplicar a força de forma lenta e deliberada. Pode também ser colocada na lateral do dente ou contra a crista óssea e rodada para aplicar a força como mostrado na figura 2.4 [1][3].

Estes instrumentos deverão ser manuseados com cuidado uma vez que podem gerar uma quantidade excessiva de força e originar graves danos na cavidade oral do paciente [7][8].

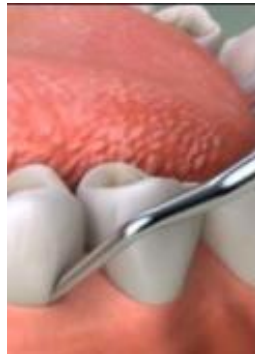


Figura 2.4 - Colocação da ponta ativa da alavanca para a realização do processo de luxação (8).

As alavancas dentárias estão disponíveis em vários modelos e tamanhos, sendo que as maiores diferenças observam-se na ponta ativa das mesmas. No entanto, existem também variações da haste da alavanca podendo ter uma forma direita ou angular para permitir um mais fácil acesso a certas áreas da boca e no cabo, nomeadamente o seu tamanho e material envolvente [4][5][6].

Todavia, é possível considerar a existência de três tipos principais de alavanca, mostradas na figura 2.5, cuja principal diferença reflete-se na ponta ativa [4].

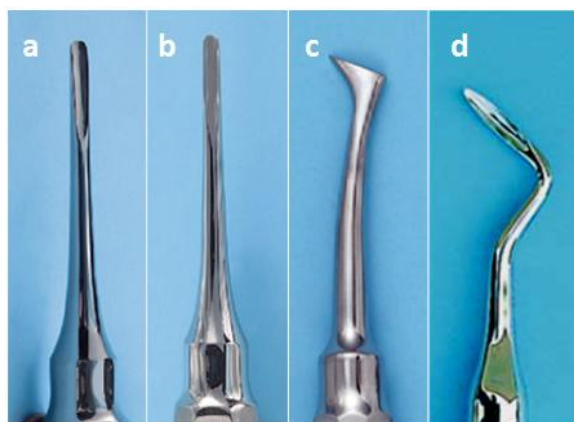


Figura 2.5 - Os tipos de alavanca variam essencialmente pela sua ponta ativa: (a) e (b) alavanca reta, (c) alavanca triangular e (d) alavanca apical. (adaptado de [4] e [6])

A alavanca reta, figura 2.5a e 2.5b, é o tipo mais comum usado na operação de luxação devido à sua extremidade côncava de um dos lados e convexa do outro, facilmente colocada perpendicularmente ao dente ou realizando um ângulo, sempre em contacto com o dente que receberá a luxação [8]. Ainda dentro deste tipo, existem alavancas retas pequenas usadas para dentes não inclusos e alavancas largas usadas para remover raízes dos alvéolos ou dentes com uma grande separação entre eles. [5][7].

A utilização da alavanca triangular, figura 2.5c, é mais útil nos casos em que existe fratura da raiz do dente e esta fica retida no alvéolo, uma vez que permite através da sua extremidade realizar movimentos rotativos. A alavanca apical, figura 2.5d, com a sua extremidade longa e fina é usada, com movimentos rotativos, em casos em que a raiz fratura mas que ficam retidas as pontas da mesma em profundidade [5][7].

2.2.3. Fórceps ou boticão

O fórceps odontológico ou boticão é o instrumento usado para remover o dente do osso alveolar após uma prévia luxação com a alavanca. Idealmente, o boticão deverá ser usado para retirar o dente luxado pela alavanca da cavidade oral ao invés de exercer forças de luxação para retirar o dente do alvéolo [3][7].

O boticão é o instrumento para extração dentária que possui o maior número de variações na sua forma, sendo a ponta ativa mais uma vez a maior fonte de variação do instrumento, estas inúmeras configurações devem-se à necessidade de adaptação à variedade de dentes a extrair. Cada configuração básica oferece também uma multiplicidade de variações de forma a coincidir com as preferências individuais do operador [5][8].

Contudo, os componentes básicos de qualquer boticão são o cabo, a articulação e a ponta ativa, que podem ser observados na figura 2.6.

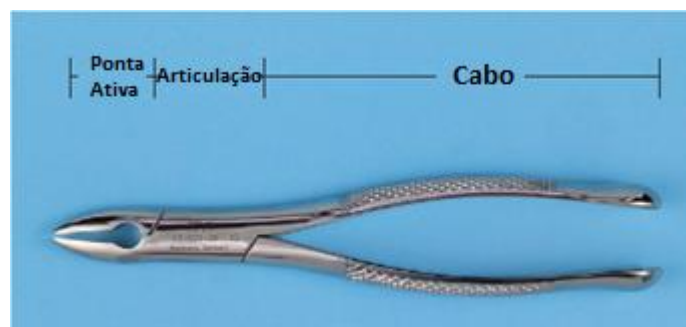


Figura 2.6 - Forcêps odontológico e a representação das partes da sua constituição (adaptado de [7])

O cabo do boticão apresenta normalmente o tamanho adequado para ser usado confortavelmente pelo utilizador e permitir a transmissão de suficiente pressão e elevação para remover o dente específico. Apresenta ainda uma superfície serrilhada para permitir uma boa aderência e prevenir o seu deslizamento da mão do operador durante o procedimento [5][7]. O boticão é manipulado de modos diferentes consoante a posição do dente a extrair. Caso se trate de um dente inferior o instrumento é segurado com a palma da mão virada para baixo. No entanto, o instrumento é segurado com a palma da mão virada para cima quando se remove um dente superior [1][7].

A articulação deste instrumento, tal como a haste da alavanca, tem como função ligar o cabo à ponta ativa, transmitindo a força aplicada no cabo para a extremidade [7].

Verifica-se que, quanto maior for a proporção entre o comprimento do cabo e o comprimento da ponta ativa, maior será a força aplicada sobre a raiz do dente. De igual forma, quanto maior for a distância entre a articulação e a mão do médico dentista, maior será a necessidade da abertura da mão e maior será a energia dissipada para o dente [1].

A ponta ativa é projetada para se moldar à raiz do dente e não da coroa, esta é fixada no limite entre a coroa e a região radicular. Nesta linha de pensamento, a estrutura da ponta ativa varia com o número de raízes que o dente possui (dentes unirradiculares, dentes de duas raízes e dentes de três raízes), possibilitando um maior controlo das forças aplicadas na raiz por parte do cirurgião o que diminui a probabilidade de fratura da mesma [5][7].

Além de variar na forma da ponta ativa esta também varia no tamanho sendo as mais estreitas usadas em dentes estreitos como dentes incisivos e as mais largas para remover dentes substancialmente mais largos como por exemplo molares [3][7].

O boticão é posicionado de tal forma que a ponta ativa deve estar em paralelo com o eixo dos dentes molares superiores e em perpendicular na extração de dentes mandibulares [1][7].

2.3. Procedimento de extração dentária

O procedimento de extração dentária é realizado através de três etapas essenciais recorrendo respetivamente aos instrumentos atrás mencionados: o sindesmótomo, a alavanca e o boticão. Estas três etapas têm o nome de sindesmotomia, luxação e avulsão do dente.

2.3.1. Sindesmotomia

É o processo executado através do sindesmótomo que consiste na separação do tecido mole que envolve o dente, pelo corte dos ligamentos que fixam a gengiva ao alvéolo. Como mencionado anteriormente, é um procedimento delicado e para tal deve ser executado de forma contínua, iniciando-se o movimento na superfície distal do dente em direção à superfície mesial, sendo que primeiro deverá tomar a posição vestibular e posteriormente a posição lingual [4][5][8]. A figura 2.7 mostra a realização do processo de sindesmotomia mostrando a penetração do instrumento para o afastamento dos tecidos moles do dente.



Figura 2.7 - Representação do processo de sindesmotomia através da introdução do sindesmótomo para o corte de ligamentos [8]

Esta operação divide-se em duas fases. A primeira fase, denominada de sindesmotomia circular, consiste em movimentos circulares pericoronários com o sindesmótomo no sulco gengival que está em contacto com o dente. Na segunda fase, denominada por intra-alveolar, o sindesmótomo atua em profundidade para criar um espaçamento (diminuir a fixação) entre o dente e o alvéolo, facilitando assim a colocação correta da ponta ativa da alavanca e boticão nas fases seguintes da extração do dente [5].

Como este instrumento requiere relativos cuidados, obrigando a alguma sensibilidade e precisão por parte do médico dentista, para um melhor manuseamento do sindesmótomo, os dedos da mão contrária devem proteger os tecidos vizinhos [4][5].

2.3.2. Luxação

Nesta fase do processo, o profissional utiliza a alavanca para romper o ligamento periodontal através da aplicação de uma força constante, alongando as fibras até à sua fadiga e desgaste para elevar o dente a extrair [5][7] .

A alavanca deve ser colocada numa posição onde se encontra um bom ponto de apoio entre a raiz dos dentes e o osso alveolar, figura 2.8. O ponto de apoio deve ser sempre ósseo. O uso de um dente adjacente como apoio, deverá realizar-se como último recurso a não ser que se pretenda também extrair este dente adjacente [3][5].

Após o médico dentista verificar que possui um apoio seguro, é aplicada uma força apical e realizados movimentos de rotação ligeiros com a ponta ativa para aplicar tensão no ligamento [3] [5]. Esta tensão deve ser aplicada o tempo suficiente para ocorrer o rompimento das fibras periodontais [3]. Durante a realização destes movimentos, o médico dentista deve colocar um dedo perto da extremidade do instrumento para segura-lo no caso deste deslizar [3][8].

Uma boa luxação do dente a extrair pode resultar na sua simples remoção da cavidade oral sem a necessidade da utilização do boticão.



Figura 2.8 - Processo de luxação de um dente com a utilização de uma alavanca reta[8]

Quando ocorre a fratura da raiz, o dente torna-se mais difícil de extrair, tornando o processo de extração mais complicado. Aquando do processo de luxação se a raiz fratura, geralmente é facilmente ouvindo-se um som de estalo, pode ser removida através da alavanca, como se observa na figura 2.9, sendo por vezes usadas as que possuem pontas ativas mais finas [3][5][7].

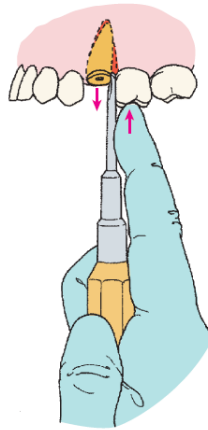


Figura 2.9 - Introdução da ponta ativa da alavanca para luxação de parte de raiz fraturada [7]

2.3.3. Avulsão do dente

A extração do dente da cavidade oral é o último passo do processo de exodontia. O boticão deve ser escolhido conforme o dente que se pretende extrair para que a ponta ativa se adapte anatomicamente ao mesmo [5][7].

Na colocação da ponta ativa sobre o dente deve ser tomado o cuidado de confirmar se esta não se encontra a segurar o tecido mole ou a envolver dentes adjacentes. Uma vez colocada, o médico dentista agarra o cabo nas extremidades para maximizar a vantagem mecânica e aplicar uma força controlada. A ponta ativa do boticão deve também ser mantida paralela ao longo do eixo do dente uma vez que uma posição não paralela aumenta a probabilidade de fratura da raiz [1][5][7].

Após a colocação do instrumento, é aplicada uma pressão apical que origina a expansão óssea pela inserção da ponta ativa que entra no espaço do ligamento periodontal, como mostra a figura 2.10a. Seguidamente, são realizados movimentos na direção bucal e na direção lingual, observáveis na figura 2.10b e figura 2.10c e movimentos rotacionais, figura 2.10d. Por fim, são realizadas forças tracionais para libertar o dente e realizar a sua avulsão para fora da cavidade oral, figura 2.10e [5][7].

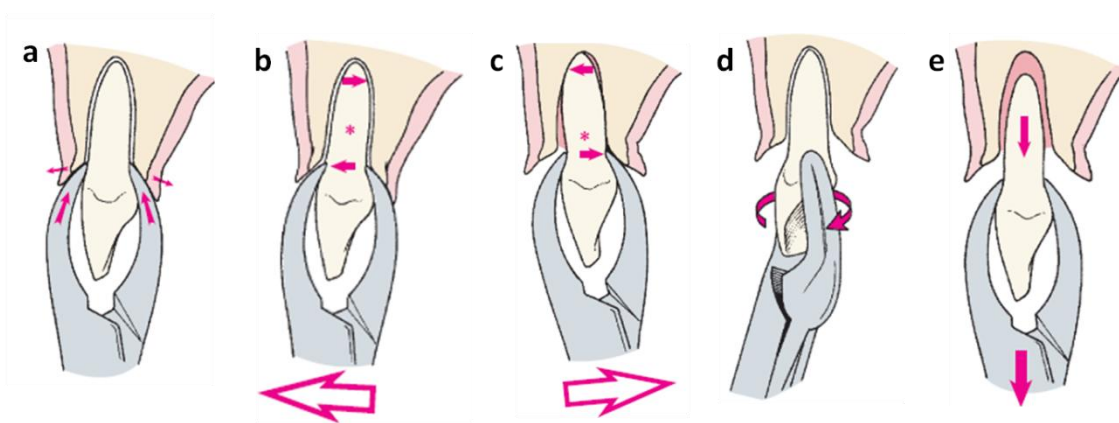


Figura 2.10 – Realização dos vários movimentos para a extração final do dente através do boticão [7].

2.4. Estado da arte dos instrumentos para exodontia

No desenvolvimento deste trabalho, verificou-se a necessidade de realizar uma reavaliação dos instrumentos presentes no mercado assim como das patentes desenvolvidas no âmbito do tema de extração dentária.

Nesta pesquisa, observou-se novamente uma tendência para o desenvolvimento e evolução dos instrumentos dentários atuais na sua forma ergonômica. Em específico para a fase de luxação, as alavancas desenvolvidas apresentam novas formas de ponta ativa e novas formas e materiais das pegas que pretendem aumentar a sua ergonomia.

Contudo, as patentes registadas por Kumanbe et al. apresentam uma evolução no funcionamento do instrumento [9] [10].

Na patente registada em 1986, é descrito um instrumento, presente na figura 2.11a, que possui na sua extremidade uma lâmina de 0,2 mm a 0,5 mm sendo substancialmente menor que a espessura do periodonto para permitir um corte através deste entre o dente e o osso alveolar e à qual é ligada um transdutor ultrassónico. A vibração da lâmina, localizada entre o dente e o osso alveolar, através de ultrassons permitiria a perda de sensação do sistema de transmissão da dor. Os autores defendem ainda que durante o procedimento de corte o dente tenderá a elevar-se como resultado da oscilação ultrassónica exercida na lâmina [9].

O dente estaria sujeito a uma frequência de oscilação muito semelhante à da lâmina sendo esta de 28 kHz e com uma amplitude de 8 μm .

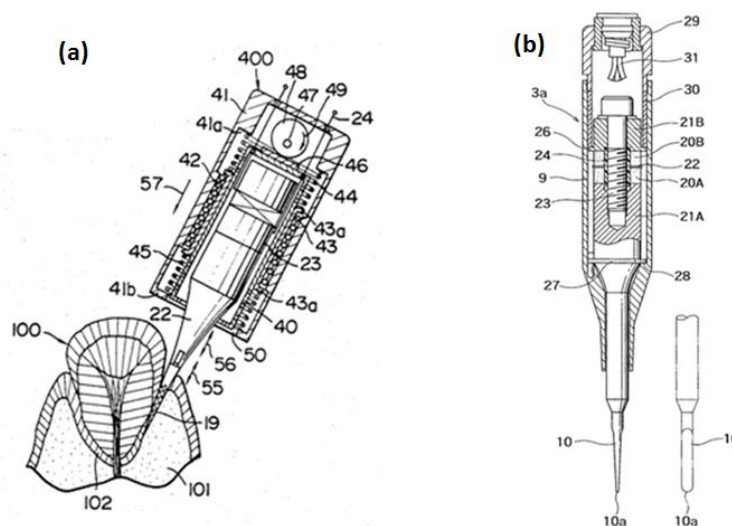


Figura 2.11 - Instrumentos registados nas patentes desenvolvidas por Kumabe et al., à esquerda a patente 4,6008,019 (1986) e à direita a patente US 2003/0003418 A1 [9] [10].

A perda de transmissão de dor ao sistema nervoso é ainda explicada pelos autores através de um modelo do sistema de transmissão da dor onde é demonstrado que o corte preciso entre o periodonto e o osso alveolar impedirá a transmissão da dor pelas fibras nervosas presentes nesta região ao centro nervoso [9].

Mais tarde, em 2003, Kumabe et al., usando o mesmo princípio, desenvolveram melhorias ao instrumento registado na anterior patente acrescentando a possibilidade de utilização de duas pontas ativas, como mostrado na figura 2.11b. A evolução do instrumento também se verifica no sentido de controlo da frequência de vibração transmitida numa gama entre os 20 Hz e os 100 kHz e com uma amplitude entre os 4 μm e os 10 μm [10].

Além da aplicação de vibração a altas frequências, neste instrumento as baixas frequências também se mostram importantes uma vez que a membrana periodontal, o dente e o osso alveolar têm diferentes frequências naturais vibrando assim em diferentes fases respetivamente, desta forma estes terão tendência a separar-se uns dos outros, a membrana periodontal é destruída e o dente é separado do osso alveolar facilitando a extração [10].

A apresentação das patentes anteriores demonstra a existência da procura de melhoria dos instrumentos dentários através utilização de vibração o que poderá confirmar os objetivos e metas deste trabalho.

2.5. Sumário

O procedimento de extração dentária ou exodontia, requer uma grande delicadeza e habilidade por parte do médico dentista devido, essencialmente, à aplicação de grandes forças que deverão ser controladas e a um cuidado rigoroso com instrumentos cortantes.

A remoção de dentes e raízes pressupõe o uso de três instrumentos, sindesmótomo, alavanca e boticão em três fases distintas do procedimento. Na primeira fase, sindesmotomia, é utilizado um instrumento de lâmina cortante, o sindesmótomo, para realizar as funções de corte e deslocamento dos tecidos moles para permitir um mais fácil acesso dos instrumentos nas seguintes fases do procedimento. Na seguinte fase, luxação, são aplicadas forças para elevar o dente a extrair através da alavanca, instrumento com ponta ativa de forma côncava e aguçada para permitir um melhor posicionamento no dente e raiz e um cabo ergonómico que permite ao profissional exercer as forças necessárias. E por fim, é realizada a avulsão do dente com o boticão para retirar o dente ou raiz da cavidade oral.

Na pesquisa do estado da arte verificou-se uma tendência para a modificação da forma ergonómica das pontas ativas das alavancas assim como da forma e material envolvente do cabo. Contudo, as patentes registadas por Kumanbe et al. apresentam instrumentos dentários com indução de vibração ao dente a frequência ultrassónicas o que poderá confirmar os objetivos e metas deste trabalho.

Capítulo 3

Estudo de elementos para concepção dos protótipos

3.1. Ergonomia de instrumentos médicos e dentários

O *design* de dispositivos médicos representa uma das partes de maior importância para o correto desempenho das funções exercidas pelo profissional de saúde. O procedimento médico realizado pelo profissional é diretamente influenciado pelo funcionamento do equipamento podendo, no caso da existência de erros induzidos pela incorreta concepção do dispositivo, originar lesões graves tanto ao seu utilizador como aos pacientes [11].

A prestação de cuidados de saúde requer dispositivos médicos clinicamente eficazes, com um *design* apropriado ao ambiente profissional e que deverão auxiliar o profissional no seu trabalho. No entanto, produzir um dispositivo médico que atende a todas as exigências do usuário requer atenção para muitos fatores.

Na área médica, além de satisfazer as necessidades clínicas, o dispositivo deve estar preparado para superar o erro Humano e manter a segurança do paciente. Na última década, verificou-se um aumento de interesse no *design* de dispositivos médicos, especificamente em relação à segurança do paciente, e foram criadas uma série de normas e iniciativas com o objetivo de melhorar esses aspetos [12].

A *Medical Device Directive* 93/42/CEE refere que “Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados de tal forma a suprimir ou minimizar tanto quanto possível o risco de lesões, em conexão com as suas características físicas, incluindo a relação volume/pressão, e as características dimensionais e ergonômicas adequadas” [12].

Contudo, a produção de um dispositivo que é clinicamente eficaz e seguro, não é suficiente. Um dispositivo médico deverá ser projetado também com a função ajudar os profissionais de saúde a realizar o seu trabalho de forma eficaz e eficiente e por outro lado permitir que os pacientes tenham melhores resultados na saúde melhorando a sua qualidade de vida [11] [12]. Deverá ser avaliado todo o sistema de trabalho, composto por cinco elementos: o indivíduo que executa tarefas diferentes, com diversas ferramentas e tecnologias, num determinado ambiente físico, sob certas condições organizacionais (figura 3.1) [13]

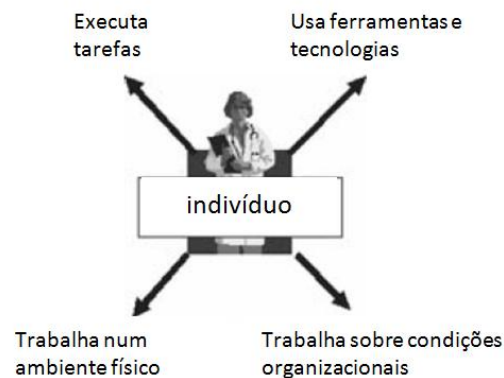


Figura 3.1 - Sistema de trabalho a que um indivíduo está sujeito (adaptado de [13]).

Além destes aspetos, na maioria dos casos, determinado dispositivo poderá ter diversos usuários incluindo médicos, enfermeiros, técnicos, pacientes, entre outros, o que obriga a abranger as necessidades clínicas de vários profissionais aumentando assim a dificuldade do *design* do mesmo [12][13].

Outro obstáculo existente na área clínica deve-se à decisão de aquisição de equipamentos a partir do ponto de uso ou seja, através do hospital ou clínica, onde os responsáveis pela adjudicação não estão muitas vezes cientes das realidades clínicas. Este aspeto dificulta a troca de informações entre os usuários e as empresas de produção [12].

Na prática dentária, os princípios ergonómicos deverão também ser aplicados aos instrumentos odontológicos sendo esta uma área responsável pelo elevado risco de lesões. O paciente durante a consulta está com o rosto e olhos particularmente vulneráveis aos instrumentos que podem escorregar da mão do médico dentista assim como a faringe desprotegida poderá inalar ou engolir pequenos instrumentos [14].

O médico dentista por sua vez, com a prática excessiva ou com o uso de instrumentos com má conceção, sofre muitas vezes de distúrbios da mão e de pulso, pescoço e dor de costas [15].

Os distúrbios de mão e de pulso são os que devem receber maior atenção uma vez que, é especulado que a prática de higiene oral está relacionada com a maior parte dos casos de Síndrome do túnel do carpo, afetando o nervo mediado (figura 3.2) provocando dor que obriga à imobilização da mão e à realização de fisioterapia [15].



Figura 3.2 – Representação do nervo mediano, afetado com a síndrome do túnel do carpo [16]

Neste sentido, deverá ser feito um estudo para a prevenção e redução destes distúrbios através de uma descrição objetiva dos níveis de frequência, duração e força muscular, controlo das posturas potencialmente de alto risco durante a concepção de um dispositivo odontológico.

Verifica-se também que estes distúrbios estão associados a um trabalho altamente repetitivo, a forças elevadas, à postura incorreta da mão e do punho e a uma combinação destes fatores de risco [15].

Concluindo, deverá ser tido em atenção o *design* da região de apoio da mão para reduzir os riscos e o stress causado. Deverão ser ainda observadas as tarefas de rotina dos médicos dentistas de forma a avaliar e a estabelecer uma ligação entre determinado distúrbio e o erro que se relaciona a este.

3.1.1. Métodos de ergonomia aplicados à concepção de dispositivos médicos

Todas estas questões ergonómicas que devem estar presentes no dispositivo médico têm de ser consideradas na fase de concepção e avaliação aquando do ciclo de vida do produto [11].

Assim, é comum algumas empresas adotarem uma metodologia para o projeto do dispositivo, a qual denominam engenharia de fatores Humanos, que implica a aplicação iterativa dos procedimentos da figura 3.3 para garantirem que todas as questões ergonómicas que o mercado final especifica estão asseguradas no produto [11].

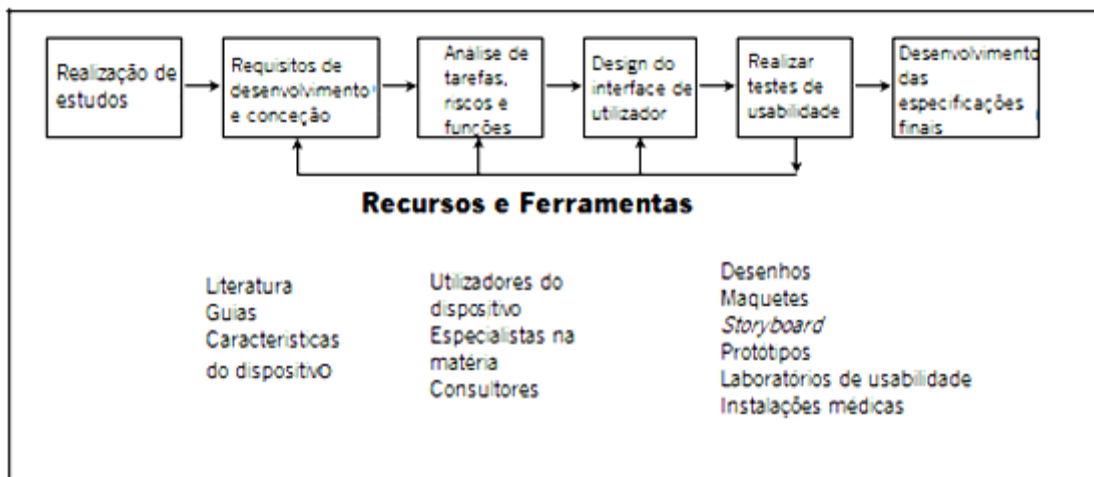


Figura 3.3 – Processos da engenharia de fatores humanos (adaptado de [11])

A compreensão das necessidades dos usuários pode ser realizada através de uma série de métodos que passam por uma consulta prévia dos requisitos, uma análise de testes e o feedback de produtos que já são comercializados [12].

Neste tópico são apresentados um conjunto de métodos de ergonomia que permitem avaliar em específico na área médica os aspetos a corrigir e a desenvolver num novo dispositivo médico.

Inquérito Contextual

No inquérito contextual, do inglês *contextual inquiry*, um observador procura obter informação através da análise das tarefas executadas pelos usuários, fazendo perguntas sobre o porquê do seu procedimento ser realizado dessa forma e recolhe as suas opiniões de como as suas tarefas podem ser melhoradas [11][12].

Este método permite que exista um trabalho conjunto entre o observador e o usuário com o objetivo descobrir informações importantes para melhorar o produto.

Uma grande vantagem deste método é incluir o usuário real, proporcionando um conhecimento singular que só estes possuem dos seus próprios processos de trabalho. É portanto, um instrumento bastante útil quando os dispositivos atuais são claramente deficientes, oferecendo informações específicas de como não estão a cumprir os requisitos pretendidos [12][13].

No entanto, este método possui a desvantagem de ser muito dependente do utilizador e do observador. Assim, no caso de existirem várias formas de desempenhar uma tarefa, o utilizador pode

expor aquela que lhe parece mais fácil de realizar e não aquela que lhe poderá trazer mais riscos originados do mau *design* do dispositivo [12].

Por outro lado, este método tem um carácter relativamente intrusivo podendo aumentar a complexidade do profissional ao realizar determinada tarefa, tornando-o perigoso, perturbador e por muitas vezes obter-se resultados que não são os reais num processo rotineiro. Alguns processos ainda podem ser difíceis de descrever verbalmente como tarefas que dependem de habilidades perceptivo-motoras [12].

Análise de tarefas cognitiva

Neste método pretende-se identificar as necessidades de uma tarefa através do mapeamento da mesma, priorizando os pontos críticos de decisão e investigar as estratégias que os usuários desempenham para executar a tarefa com êxito [11][12].

Pretende-se assim facilitar a percepção por parte dos trabalhadores da empresa de todo o procedimento, dividindo-se a tarefa em ações individuais que o usuário tem de realizar juntamente com os resultados obtidos. São ainda registados fatores como a frequência da tarefa, dificuldade e importância de cada ação na tarefa geral [12].

Testes de usabilidade

Nos testes de usabilidade são colocados vários usuários a executarem determinada tarefa para observar o desempenho do dispositivo em vários parâmetros previamente definidos como por exemplo, o tempo da tarefa, a facilidade de uso ou a quantidade de erros [11][12].

Este tipo de método é vantajoso ao permitir que se obtenha uma grande amostra, permitindo assim identificar vários riscos e recorrer a informações individuais de uma vasta gama de utilizadores. Contudo, é um método dispendioso e demorado [11][12].

Estes testes podem ser realizados tanto num laboratório devidamente equipado como no ambiente real do procedimento e pode envolver o protótipo em várias fases de desenvolvimento até ao produto final [11][12].

Avaliação heurística

Este método envolve apenas um pequeno grupo de avaliadores, entre 3 a 5, que testam um protótipo com o único objetivo de identificar os problemas de usabilidade. É uma variante do método anterior mas que permite realizar os testes num curto período de tempo, a um menor custo e útil em casos onde é privilegiada a confidencialidade [12][13].

Os problemas identificados são em grande parte das vezes avaliados numa escala proposta por Nielsen entre 0 e 4:

- 0 – Não é considerado, totalmente, um problema de usabilidade
- 1 – Problema apenas estético: não necessita de ser corrigido a menos que exista tempo extra disponível no projeto
- 2 – Problema menor de usabilidade: a correção deste problema deverá ser de baixa prioridade
- 3 – Problema maior de usabilidade: é importante corrigi-lo, para isso deverá ser dada alta prioridade
- 4 – Catástrofe de usabilidade: é imperativo corrigi-lo o mais rápido possível.

Grupos de Foco

Os grupos de foco consistem na discussão facilitada sobre um tema com o objetivo de não recorrer as opiniões individuais de cada participante mas sim à opinião formada em geral pelo grupo. São um método muito popular em empresas devido ao custo relativamente baixo, ao pouco tempo necessário e à facilidade da sua aplicação em todas as fases de desenvolvimento do produto [12].

A principal desvantagem deste método é a dificuldade de formulação de questões apropriadas para discussão e o papel do moderador para facilitar a discussão, principalmente quando há a necessidade de inserir participantes idosos ou deficientes que podem ser úteis para o estudo [12].

Técnica de Delphi

A técnica Delphi é composta normalmente por uma rodada de perguntas para identificar progressivamente e esclarecer questões e ideias. A primeira rodada geralmente consiste na realização de perguntas gerais para obter um amplo e conhecimento dos pontos de vista, opiniões ou necessidades dos especialistas. As respostas desta rodada são agrupadas e resumidas e estas serão a base da próxima rodada de perguntas que irá investigar ou esclarecer as questões levantadas na primeira rodada. Novamente os resultados são recolhidos e usados para formular um terceiro (e geralmente final) conjunto de questões que geralmente consistem em obter um consenso sobre a importância relativa dos fatores identificados nas rodadas anteriores [11][12].

Este método pode ser uma alternativa útil para conseguir um consenso sobre uma questão complexa e como permite um *feedback* anónimo pode ser indicado em situações que os participantes não queiram expressar a sua opinião publicamente por receio de crítica dos outros envolvidos. Este último aspeto pode também trazer vantagens em casos em que é difícil realizar uma reunião com todos os participantes presentes [12].

A escolha do método ou métodos a usar vai depender de muitos fatores que podem englobar o tempo disponível, o número de participantes, o tipo de dados a recolher e mesmo a fase de desenvolvimento do dispositivo. Contudo, a tabela 3.1 pretende fazer uma comparação dos métodos em vários parâmetros de forma a ajudar na escolha de qual o mais indicado para cada circunstância.

Tabela 3.1 - Resumo dos métodos para conceção dos dispositivos

Método	Inquérito contextual	Análise de tarefas cognitive	Testes de usabilidade	Avaliação heurística	Grupos de foco	Técnica Delphi
Custo	Moderado/Alto	Moderado	Moderado	Baixo	Baixo	Baixo
Tempo	Moderado/Muito	Moderado	Moderado	Baixo	Moderado	Moderado
Local	Área de trabalho	Área de trabalho/ laboratório	Área de trabalho/ laboratório	Laboratório	Sala de reuniões	Escritório
Fase de desenvolvimento do produto	Pré-conceitual/ Conceptual	Avaliação	Conceção à avaliação	Avaliação	Todas	Pre-conceitual/ conceitual
Tipo de dados	Qualitativos	Qualitativos	Qualitativos e quantitativos	Quantitativos	Qualitativos	Quantitativos
Tipo de utilizadores	“Reais”	“Reais”	“Reais” e designers	Designers	“Reais” e designers	“Reais”
Nível de experiência requerida	Moderada/Alto	Moderado/Alto	Moderada	Moderada	Moderada	Moderada
Informação recolhida	Moderada/Muita	Moderada/Muita	Moderada/Muita	Pouca/ Moderada	Pouca/ Moderada	Moderada

3.1.2. Ergonomia de instrumentos de pega

Atualmente, ainda grande parte dos instrumentos médicos obrigam a um trabalho manual, sendo portanto de grande importância considerar a ergonomia destes dispositivos para a prevenção de lesões músculo-esqueléticas e traumas agudos e acumulativos como bolhas, síndrome do túnel do carpo, tendinites, entre outras [17][18]. Além disto, o desempenho de qualquer instrumento é humano-depende pelo que, de forma a atingir a maior eficácia do produto é necessário ter em vista estes aspetos na conceção do mesmo [18].

Nestes dispositivos o aspeto mais importante, além da sua funcionalidade, é a pega de apoio da mão no dispositivo. É através desta que são determinados parâmetros como a segurança, o conforto e o desempenho.

A grande diversidade de instrumentos manuais, com ou sem motor, usados no mercado da área da saúde têm incentivado a pesquisa por muitos autores sobre este tema. Esta pesquisa passa pelo desenvolvimento de modelos matemáticos para determinar os tamanhos e formas das pegas

dos instrumentos com o objetivo de aumentar o conforto, a área de contacto e realizar uma boa gestão da força exercida pelo utilizador [18][19].

Parâmetros como o conforto, contudo, estão fortemente relacionadas com o desempenho da função por parte do utilizador, são afetados por fatores físicos, fisiológicos e psicológicos que podem variar de indivíduo para indivíduo. O instrumento deverá ser projetado tendo em vista todas estas questões [17][18].

A maior parte dos autores considera a forma cilíndrica ou elíptica para uma pega como as que desempenham um papel mais ergonómico. E neste sentido, verifica-se uma vasta gama de trabalhos onde diferentes autores determinam qual as características ótimas para uma pega cilíndrica através de diferentes critérios [17][18][19].

Grande parte destes estudos focam-se na determinação do melhor diâmetro de uma pega por parte de uma escala de conforto subjetiva, a relação entre a força exercida por determinado dedo, a medição do diâmetro que proporciona a minimização da força muscular exercida e através da área de contacto calculada pelas medidas antropométricas da mão. Em alguns estudos, podem ser usados dois ou mais critérios anteriores.

No estudo realizado por Garneau e Parkinson, foram consideradas as medidas antropométricas da mão de utilizadores virtuais recorrendo a duas bases de dados. Através destas, foi comparada a aderência à pega do dedo médio e do dedo indicador e os diâmetros foram registados, figura 3.4, e relacionados numa função de qualidade de aderência onde o parâmetro máximo seria $Q=1$ [19].

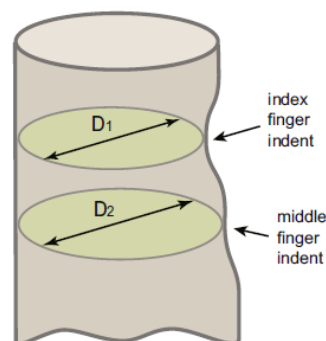


Figura 3.4 – Modelo da pega ideal cujos diâmetros D_1 e D_2 correspondem aos diâmetros dados pelo segurar da pega na localização do dedo indicador e dedo médio respetivamente [19].

A figura 3.5 ilustra a qualidade da aderência em função do diâmetro da pega para o dedo médio, dedo indicador e a relação com o comprimento da mão. Verifica-se que estes utilizadores têm

melhor aderência do dedo médio num diâmetro de pega de aproximadamente 46 mm e para dedo indicador num diâmetro de 41 mm.

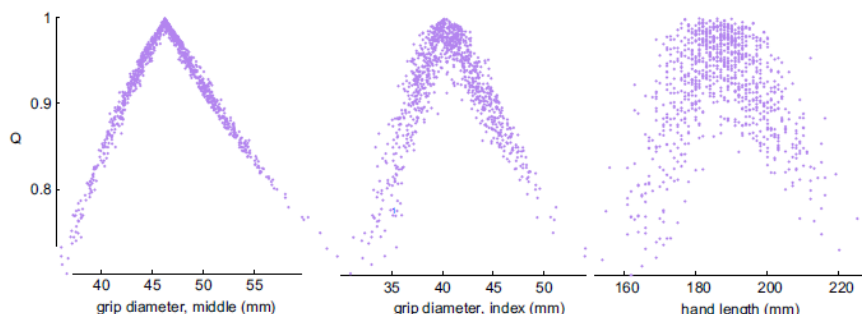


Figura 3.5 – Qualidade de aderência para o dedo médio, dedo indicador e em função do comprimento da mão [19].

Já o estudo realizado por Seo e Armstrong comprova que a melhor área média de contacto é conseguida com pegas cilíndricas de 51 mm e 58 mm. Neste verifica-se, como é demonstrado na figura 3.6, que para um diâmetro menor que 50 mm o punho será pequeno e resultará na flexão a dobragem da pele reduzindo o contacto com a pega e num diâmetro maior que 58 mm, a pega será demasiado grande e a sua superfície não é compatível com a curvatura do dedo [20].

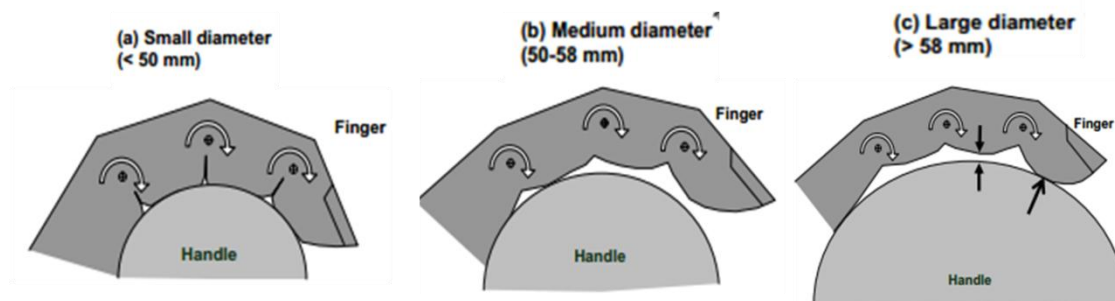


Figura 3.6 – Representação da área de contacto da mão para os casos em que (a) o diâmetro da pega é inferior a 50 mm, (b) o diâmetro está entre os 50 mm e 58 mm e (c) quando o diâmetro da pega é superior a 58 mm [20].

O estudo realizado por Kong e Lowe baseou-se numa escala de conforto subjetiva, na medição da força exercida pelo dedo e nos resultados da realização de eletromiografia para verificar qual o melhor diâmetro para as pegas dos instrumentos [21]. Os participantes no estudo escolheram as dimensões médias de punho de 30 mm, 35 mm e 40 mm como as mais confortáveis e foi verificado pelos autores que o diâmetro ótimo da pega corresponde a 19,7% do comprimento da mão do utilizador [21].

Sancho-Bru et al. através do seu estudo prevê diferentes diâmetros ótimos em função do sexo do indivíduo. No modelo masculino o diâmetro ideal seria de 34 mm enquanto, no modelo

feminino o diâmetro ideal seria de 32 mm. Assim como, a máxima força de aperto obtida no modelo masculino é de 701 N e do modelo feminino é 570 N [22].

Outros autores como Harih e Dolsak pretenderam através do seu estudo criar uma nova pega com a forma totalmente ajustada à mão do utilizador. A área de contacto ótima para uma pega cilíndrica é 80,80 cm². Contudo, estes autores conseguiram uma pega anatómica com área de 101,34 cm². No entanto, as suas medidas não são especificadas neste trabalho [17].

Os mesmos autores realizaram também um estudo para determinar qual o material ideal para a pega. Os materiais testados foram o aço e a borracha EPDM como materiais homogêneos da pega e dois compósitos sendo o primeiro, borracha EPDM e espuma EPDM e o segundo borracha EPDM e espuma PU [18].

Para verificar o desempenho destes materiais, Harih e Dolsak simularam as forças do dedo para obter as pressões de contacto características nos materiais. Com os resultados do estudo, concluíram que o primeiro material, o aço, não mostra redução da pressão de contacto e a borracha EPDM diminuía apenas ligeiramente a pressão de contacto. Por outro lado, os compósitos testados reduziram significativamente a pressão de contacto exercida podendo indicar que o seu uso reduz os riscos de traumatismos agudos que são dependentes em grande parte da pressão. Além desta vantagem, os compósitos mostram não se deformam a taxas de tensão mais baixas mas começam a sofrer deformação a taxas de tensão mais elevadas a fim de proporcionar uma maior área de contacto o que pode ser observado com a maior distribuição da pressão de contacto e menor pico [18].

São apresentados na figura 3.7 os gráficos que justificam estes dois casos para uma pressão de contacto de 80 kPa.

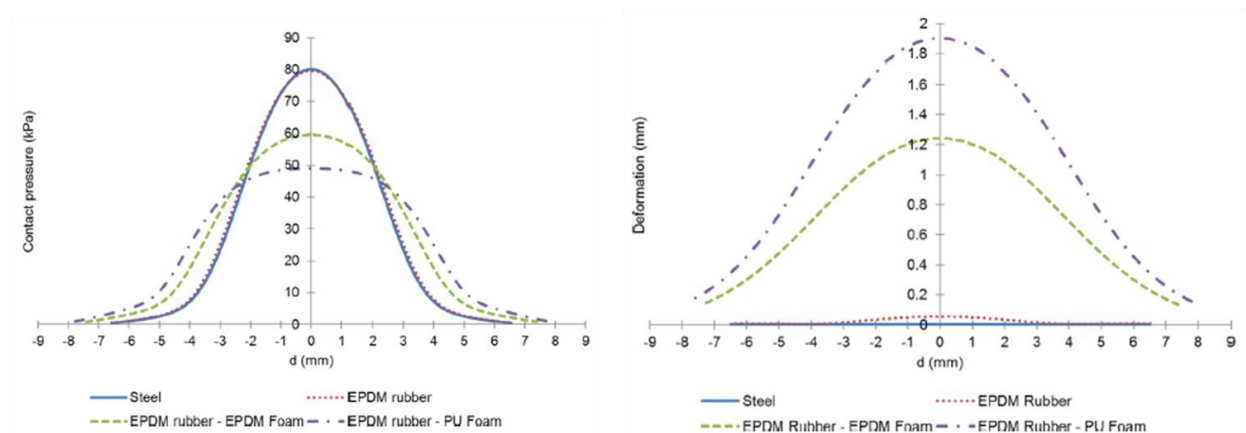


Figura 3.7 - Pressão de contacto e deformação dos diferentes materiais da pega [18].

Com a análise dos vários estudos realizados, no sentido de compreender quais as melhores razões ergonómicas da forma, dimensões e materiais, observa-se que se trata de uma área que apresenta ainda pouco consenso entre autores, em especial nas dimensões ideais da pega. As dimensões ótimas tomam valores na gama dos 30 mm e 58 mm sendo que estes valores variam conforme o critério de estudo.

Conclui-se também que as formas cilíndricas e elípticas proporcionam maior conforto ao utilizador e através do estudo apresentado por Harih e Dolsak, sobre os materiais mais indicados para a pega, verifica-se que a colocação de compósitos com a borracha EPDM e espumas de EPDM ou PU poderão diminuir os riscos de lesões causadas aos utilizadores ao diminuir a pressão de contacto e aumentando a área de contato com a sua deformação a tensões altas apresentando assim outra vantagem da sua utilização.

3.2. Materiais

Para o desenvolvimento do protótipo, foi necessário efetuar uma escolha dos materiais mais adequados que permitam satisfazer os requisitos do mesmo. Esta escolha deverá ter em conta as propriedades do material, a sua biocompatibilidade e ainda o seu impacto económico.

O material para este protótipo tem requisitos específicos, deverá ser um material bastante robusto para que não se deforme, ou frature durante o seu tempo de utilização, mesmo quando for aplicada a vibração. Como se trata de um dispositivo que entrará em contacto com o corpo humano, mais propriamente a boca, é necessário esterilizar o equipamento e para tal é necessário que o material suporte elevadas temperaturas e pressões ou seja, que tenha uma capacidade térmica elevada e para além disso necessita também de ser resistente à corrosão, porque na boca encontra-se sangue, saliva e bactérias, sendo obrigatório que o material não se degrade, porque haverá libertação de iões e moléculas nocivas para o organismo.

Dentro das classes de materiais existentes e de acordo com os requisitos inerentes ao dispositivo, conclui-se que a classe mais adequada é a dos metais.

Os metais mais adequados para aplicações biomédicas são o aço inoxidável, as ligas de titânio e as ligas de cobalto-crómio, pois são os que apresentam os maiores níveis de biocompatibilidade. Optou-se pelo aço inoxidável por este ter um baixo custo e ser de fácil aquisição, sendo também que a maior parte dos dispositivos oncológicos são construídos com este material [23].

O aço inoxidável é um tipo de aço que se distingue dos restantes pelo facto de ser resistente a oxidações ocorrentes quer por agentes atmosféricos quer por agentes químicos, sendo este um dos principais motivos do seu elevado uso em engenharia [23][24].

A resistência à corrosão deve-se ao facto de possuir um grande teor em Crómio (Cr), que quando em contacto com um determinado agente de oxidação cria uma camada de óxido superficial que impede que o agente de oxidação entre em contacto com a liga de Ferro e Crómio que constitui o material [24].

O aço usado neste dispositivo é o 304 que conforme as especificações SAE faz parte da Série 300 dos aços, esta serie abrange as ligas de crómio e níquel austeníticos. A escolha deste aço em particular deve-se ao facto de oferecer uma boa resistência aos agentes corrosivos, e ser de fácil aquisição pois é dos aços mais usados em indústrias de química, petroquímica e até mesmo nas indústrias farmacêuticas, sendo que uma grande parte dos dispositivos oncológicos são produzidos neste material [24]. Outra das vantagens da sua utilização deve-se ao facto de ser um material de fácil maquinagem para realizar operações como por exemplo de soldagem e cortes no mesmo [25].

3.3. Resposta Humana à vibração

3.3.1. Parâmetros de vibração

A vibração poderá ser definida como um movimento mecânico oscilatório em torno de um ponto fixo sendo esta onda mecânica transmissora de energia e não de matéria. Desta forma, a onda precisa de uma estrutura mecânica para permitir a sua transmissão, esta estrutura pode tratar-se tanto de um veículo, ferramenta como de um ser Humano. A vibração será perdida quando não houver meio, estrutura mecânica, para a propagar [26][27].

Uma onda simples é matematicamente definida através da equação 3.1. A equação dará a aceleração da onda no tempo $a(t)$ em m/s^2 para uma amplitude, A e frequência f em Hz. A frequência também pode ser descrita como frequência angular em rad/s dada pela equação 3.2 [26].

$$a(t) = A \sin(2\pi ft) \quad \text{Equação 3.1}$$

$$\omega = 2\pi f \quad \text{Equação 3.2}$$

A onda transmissora de vibração é caracterizada através de três parâmetros sendo eles, o deslocamento, a velocidade e a aceleração [26][28]. A figura 3.8, mostra a relação entre os três parâmetros anteriores para uma onda simples sinusoidal.

A baixas frequências o parâmetro com maior importância relativa será ou deslocamento enquanto a altas frequências a velocidade e a aceleração são os mais relevantes [26].

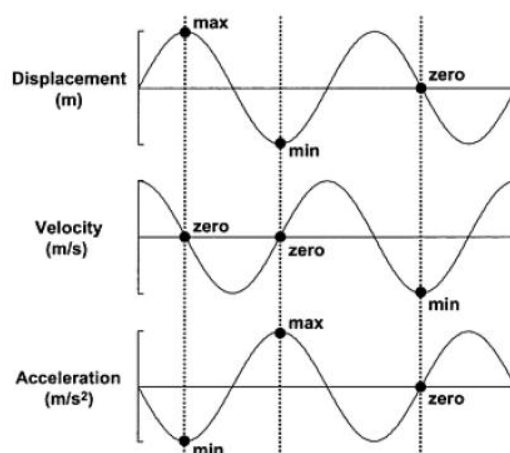


Figura 3.8 – Relação entre os parâmetros deslocamento, velocidade e aceleração para uma onda sinusoidal [26].

A forma da onda corresponde a uma representação do valor instantâneo do movimento em função do tempo. Assim, a vibração pode ainda ser ainda ter uma transmissão diferente conforme o tipo de onda que é produzida [28].

3.3.2. Direção e eixos de vibração

A vibração pode ser transmitida em qualquer direção sendo que as respostas do corpo ao movimento também diferem da direção de vibração a que estão sujeitos. Os eixos de vibração considerados são três x, y e z e a estes ajunta-se a possibilidade de rotação sobre os mesmos tendo-se um total de seis eixos de direção [26][29].

Na transmissão de vibração à mão, é considerado o sistema de coordenadas baseada na articulação do dedo do meio, como mostrado na figura 3.9. O eixo do x atravessa a palma da mão, o eixo y corresponde à direção da palma da mão para o polegar e o eixo z estende-se para os dedos em paralelo com a parte de trás da mão [26][28].

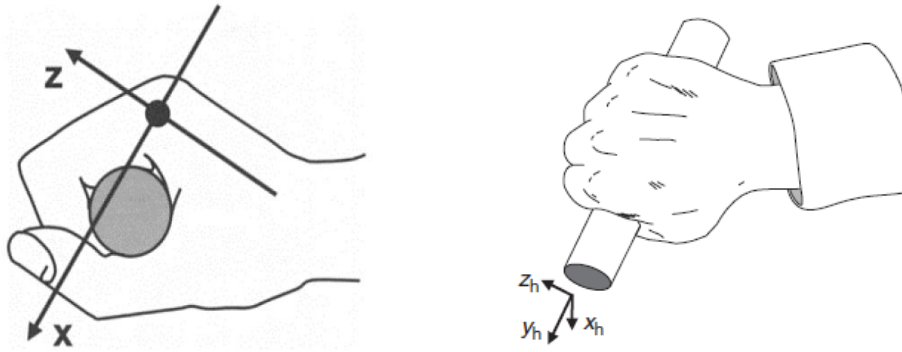


Figura 3.9 – Representação dos eixos para cálculo da exposição da mão à vibração [26][29].

3.3.3. Representação da vibração: domínio do tempo e domínio das frequências

Conforme a aplicação, poderá ser escolhida uma das duas formas de representação da vibração, no domínio do tempo ou no domínio das frequências [26].

Os gráficos para representação da vibração possuem dois eixos, x e y . No domínio do tempo, o eixo x corresponde ao tempo enquanto o eixo y dará a aceleração da vibração em função do tempo decorrido. Esta representação permite verificar facilmente a forma da onda contudo são de difícil interpretação e não são muitas vezes compatíveis com os métodos das normas de vibração [26] [29].

Por outro lado, no domínio das frequências, é representado no eixo x a frequência e no eixo y a magnitude da vibração.

Os gráficos no domínio da frequência podem ainda ser representados de forma linear ou logarítmica. Esta representação deve-se mais uma vez à sua aplicação sendo os dois tipos relevantes para a representação da vibração na transmissão ao corpo e à mão [26].

Para a representação da vibração transmitida ao corpo inteiro, é utilizado o eixo do x de forma linear. Por outro lado, a transmissão de vibração à mão é representada de forma logarítmica. Apesar de se verificarem as duas situações anteriores, a resposta humana a um estímulo físico, é normalmente proporcional ao logaritmo da magnitude do estímulo sendo assim a representação em logaritmo mais apropriada quando considerada em aplicações de resposta humana à vibração [26] [29].

3.3.4. Frequência de ressonância

A vibração que é transmitida através de uma estrutura mecânica é induzida com uma determinada frequência que influenciará a resposta do sistema. A baixas frequências, esta estrutura oscilará muito lentamente, movendo-se como uma simples unidade coerente, agindo como uma massa pura. Por outro lado, a altas frequências, a vibração estará localizada no ponto de aplicação estando o resto da estrutura isolada da vibração [26][27].

Na gama de frequências aplicáveis à estrutura, existe uma zona entre as baixas frequências e as altas frequências, em que a resposta do sistema é máxima, a frequência a que este fenómeno ocorre é chamada de frequência de ressonância. A figura 3.10 mostra a resposta de uma estrutura nas situações anteriormente descritas [26].

As estruturas quando complexas, podem apresentar mais do que uma frequência de ressonância.

Contudo, a frequência de ressonância onde o sistema obtém a sua maior resposta é também mais suscetível de chegar ao ponto de falha sendo, portanto, muitas vezes amortecida. Porém, quanto maior for o amortecimento colocado, menos eficaz será o sistema no isolamento da vibração a altas frequências [26].

O ser Humano, assim como as outras estruturas mecânicas, apresenta frequências de ressonância de vibração notáveis, apesar do seu grande amortecimento [26].

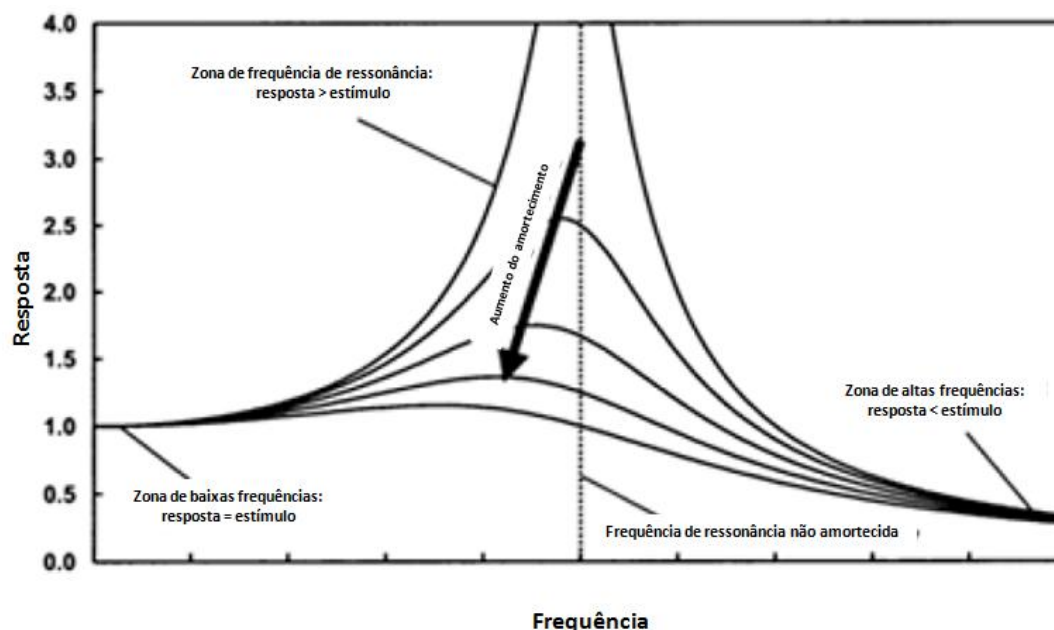


Figura 3.10 – Resposta de um sistema à vibração. A baixas frequências, a resposta iguala-se ao estímulo, à frequência de ressonância a resposta é superior ao estímulo e a altas frequências, a resposta será inferior ao estímulo. Com o aumento do amortecimento no sistema, verifica-se a diminuição do pico na sua maior resposta (frequência de ressonância) (adaptado de [26]).

O modelo simplista criado por Seven-Olof Emanuelsson permite através da figura 3.11 informar facilmente qual a frequência de ressonância dos vários órgãos do corpo humano.

Human body resonance frequencies

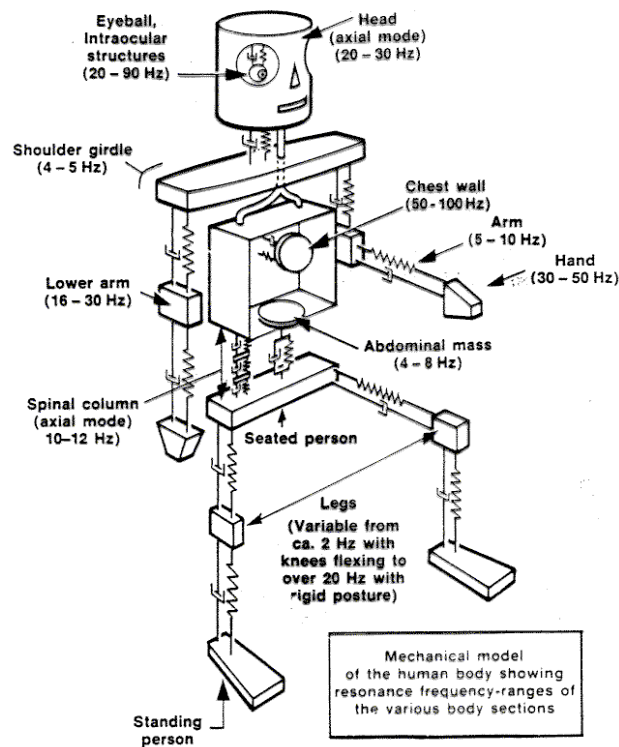


Figura 3.11 – Representação das frequências de ressonância de vários órgãos do corpo Humano [30].

Noutros estudos, como é o caso do realizado por Dong et al., foi investigada a resposta dinâmica distribuída na palma da mão sujeita a vibração aleatória. Este estudo, colocou 20 indivíduos a realizarem as funções de “agarrar” e “apertar” uma pega de instrumento transmissor de vibração com três forças diferentes (50, 75 e 100 N) [31].

Como resultado do estudo, verificou-se que o sistema mão-braço obteve os seus maiores valores de ressonância na gama de frequências de 20 a 50 Hz [31]. Este valor vai de encontro ao fornecido através da figura 3.11.

Por outro lado, Randall et al., realizou um estudo com o objetivo de encontrar a frequência de ressonância para o corpo inteiro quando os indivíduos estão na posição de pé. Neste estudo, considerou que a frequência de ressonância ocorria quando o deslocamento entre os órgãos e o esqueleto era máxima. Através deste, verificou uma frequência de ressonância de $12,2 \pm 0,1$ Hz para

indivíduos masculinos e de $12,8 \pm 0,2$ Hz para indivíduos femininos, obtendo uma média de $12,3 \pm 0,1$ Hz [32].

Na expectativa de evitar a colocação do instrumento a desenvolver a vibrações prejudiciais, deverão então ser consideradas as frequências dadas pela figura 3.11 e pelo estudo de Dong et al. para a mão (20 - 50 Hz) e braço (5 - 10 Hz) em relação aos perigos associados à utilização do novo instrumento pelo médico dentista. Deverá ainda ser considerada a frequência de ressonância dada para a cabeça (20 - 30 Hz) e estruturas intraoculares (20 - 90 Hz) para evitar danos no paciente.

Considerando estes parâmetros estarão também inseridos nos mesmos os valores calculados por Randall et al. para as frequências de ressonância do corpo inteiro.

Além destes parâmetros deveria também ser considerada a frequência de ressonância dos dentes e outras estruturas dentárias adjacentes ao processo de extração dentária contudo, verifica-se falta de informação e estudos neste campo, não sendo possível obter um valor teórico. No entanto, verifica-se que o dente tem uma frequência natural na ordem dos 300 Hz a 2000 Hz [9], podendo indicar que o uso de vibrações nesta gama de frequências não será prejudicial a estas estruturas.

Neste sentido, deverá ser de maior importância uma verificação sensorial aquando da realização do processo, de maneira a estimar se a vibração fornecida será prejudicial a estas estruturas.

3.3.5. Exposição do sistema mão-braço à vibração

A exposição dos indivíduos à vibração na mão ou braço está associada na sua maioria à utilização prática de um instrumento que exige o contacto direto com esta parte do corpo [31][32].

Qualquer individuo que esteja a utilizar uma ferramenta com vibração têm a percepção da mesma através dos recetores táteis que possui ao longo da pele. Estes recetores permitem interpretar a textura, a forma, a temperatura, localização, tamanho, movimento e em certas circunstâncias, a dor. E ainda na pele glabra, ou seja pele sem presença de pelos, como é o caso da palma da mão existem recetores táteis embutidos na pele que são ativados através do recetor final, da velocidade de ação ou do canal fisiológico [26]. Porém, a gama de frequências exatas de cada canal ainda não está bem definida, em parte pela dificuldade em estimular apenas um dos canais isolados e ainda devido às diferenças entre os vários indivíduos.

A tabela 3.2 apresenta dois tipos de recetores encontrados na mão, onde os recetores do tipo I são os encontrados à superfície da pele e são portanto os que obtêm valores mais precisos do que os do tipo II que se encontram nem profundidade na pele e nos dão uma percepção mais geral do estímulo [26].

Tabela 3.2- Tipos de recetores presentes na mão [26]

Adaptation Speed	Psychophysical Channel	Receptor Ending	Field Size	Receptive Frequency Range (Hz)
Fast acting I	Nonpacinian I	Meissner	Small	5–60
Fast acting II	Pacinian	Pacinian	Large	40–400
Slow acting I	Nonpacinian III	Merkel	Small	0–5
Slow acting II	Nonpacinian II	Ruffini	Large	100–500

(also pressure and stretching)

A percepção da vibração pela mão pode ainda ser influenciada por uma série de fatores. O primeiro e mais influente será o aumento da área de contacto, que poderá aumentar a sensação de vibração. Além deste, verifica-se também uma diminuição da percepção da vibração com a distância à fonte e ainda a diferença da sensação conforme a localização precisa na mão do ponto de contacto com a fonte de vibração (ver figura 3.12) [26][27].

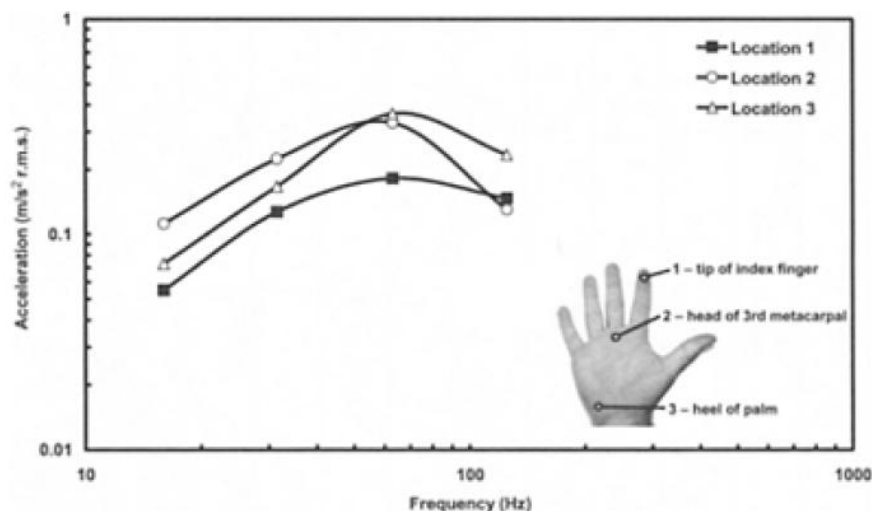


Figura 3.12 – Média dos limites de percepção da vibração em função da frequência para três localizações de contacto da mão com instrumentos vibratórios [26].

Existem também diferenças na vibração que é transmitida conforme a exposição aos diferentes tipos de onda, aleatória ou sinusoidal. Por último, a vibração transmitida aumenta exponencialmente com a força de aperto realizada pelo indivíduo no instrumento [26][27].

Na representação da vibração transmitida à mão é comum referir-se o parâmetro de frequência ponderada, W_h , para a frequência que é transmitida à mão independentemente da sua duração. A referência “ponderada” é muitas vezes utilizada para avaliar o risco de lesões causadas pela vibração ou quando é necessário a indicação da magnitude da vibração. Da mesma forma, é comum referir a magnitude da vibração através do quadrado da aceleração média ponderada, $a_{w r.m.s}$, dado através da equação 3.3. Onde é a $a_w(t)$ é a aceleração ponderada para o tempo t e T é o período [26][27].

$$a_{w r.m.s} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt} \quad \text{Equação 3.3}$$

A gama de frequências transmitidas à mão avaliada deverá ser entre 8 Hz e 1000 Hz, sendo esta gama avaliada através da norma ISO 5349-1 (2001). Através da figura 3.13, verifica-se a percepção da vibração transmitida à mão para as frequências acima referidas e para uma magnitude a partir dos 0,1 m/s². Contudo, é também possível analisar através da mesma figura que o corpo Humano é mais sensível à vibração transmitida a baixas frequências, abaixo de 1 Hz, produzindo efeitos negativos pela sua exposição às mesmas.

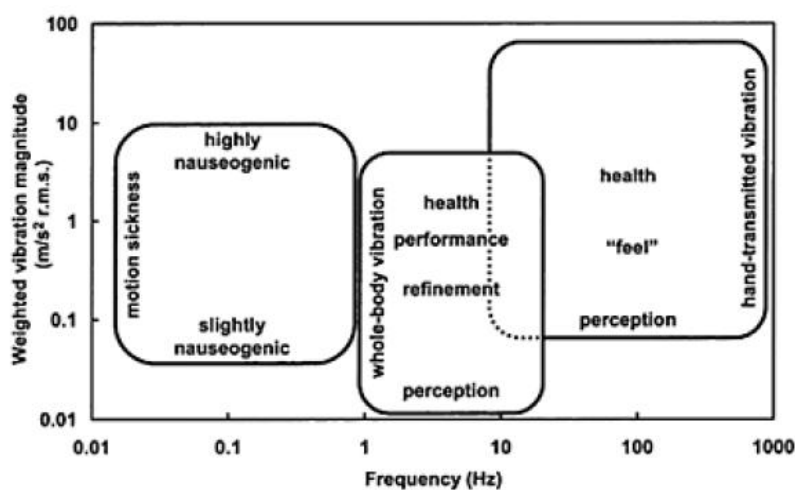


Figura 3.13 - Gamas de frequência e magnitude de interesse para o estudo em situações de doença, vibração de todo o corpo e vibração transmitida à mão [26].

Completando esta informação, as vibrações transmitidas a altas frequências estão mais concentradas na superfície de contacto entre a mão e o instrumento de vibração, sendo portanto a percepção da mão desta vibração menor [27].

O mesmo é confirmado por Kumabe et al. que refere que o sistema de transmissão da dor, que transmite dor criada pelo comportamento dinâmico do dente apenas é capaz de sentir a vibrações as baixas frequências e incapaz de sentir vibrações do dente a altas frequências na banda dos ultrassons [10].

Os profissionais dentários são constantemente expostos a vibração a altas frequências. Instrumentos como brocas de alta velocidade e destartarizadores ultrassónicos, entre outros instrumentos dentários, expõem os profissionais a uma gama de frequências acima dos 1250 Hz [33].

Encontra-se também pouca informação sobre os efeitos fisiológicos e na saúde do uso de instrumentos odontológicos através da mão. Em todo o caso, é uma realidade reportada por muitos profissionais, a existência de uma grande frequência de sintomas nos membros superiores, mãos e outros. Por muitos autores, exposição a estes instrumentos, é considerado um fator de risco para o desenvolvimento de distúrbios neurológicos e vasculares. Além destes, são ainda relatados casos de lesões músculo-esqueléticas [26][33].

A vibração apresenta-se como um dos fatores que poderá causar as lesões reportadas contudo, estes sintomas são também apontados por outros fatores como a repetição de movimentos, a força exercida e a exposição prolongada a posições de trabalho anormais. Desta forma, a exposição a uma vibração incorreta poderá ser originária de lesões no profissionais no entanto, a presença de outros fatores como referidos acima poderá ainda não permitir a análise correta da influência da vibração no profissional [27][33].

É comprovado através das normas ISO que a exposição prolongada à vibração transmitida à mão está associada a uma série de distúrbios vasculares, nas estruturas neurosensoriais e músculo-esqueléticas nos dedos, mãos e braços dos indivíduos, sendo estes distúrbios coletivamente chamados de síndrome vibrações mão-braço (HAVS). O sintoma mais conhecido é a síndrome de Raynaud, onde a causa é o branqueamento intermitente da mão juntamente com a sensação de formigueiro e dormência em especial nos dedos [26][29][34].

3.3.6. Normas reguladoras da transmissão da vibração à mão

As normas nacionais e internacionais usam a mesma ponderação, W_h , para avaliar a vibração transmitida à mão na gama de 8 a 1000 Hz. Esta ponderação é aplicada às medições de aceleração de vibração em cada um dos três eixos de vibração no ponto de transmissão da vibração à mão [26] [29].

Além disto as normas referem que se forem consideradas duas ferramentas que transmitem vibração à mão no mesmo período de tempo, a ferramenta com uma frequência ponderada menor será provavelmente a que causará lesões ou doença [29].

As normas ISO 5349-1 (2001) referem a importância de realizar o cálculo da aceleração de frequência ponderada nos três eixos (a_{hwx} , a_{hwy} e a_{hwz}), a que está a mão exposta à vibração. Após este cálculo deverá ser determinada a aceleração ponderada total, a_{hw} , sendo que esta deverá corresponder a um valor individual pela soma das raízes quadradas das acelerações dadas em cada um dos eixos [26][27][29] como demonstrado na equação 3.4.

$$a_{hw} = \sqrt{a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2} \quad \text{Equação 3.4}$$

Contudo, existem situações em que não é possível recolher a informação da aceleração ponderada em todos os três eixos e para este caso, a norma refere que será possível estimar o valor total da vibração através da consideração de apenas um eixo, todavia com uma grande margem de erro de 70% [26].

A exposição à vibração pela mão pode variar consideravelmente durante o dia, de entre poucos segundos a muitas horas. Muitas das vezes, esta exposição pode ser também descontínua. Para estimar facilmente a exposição diária, as normas referem um parâmetro correspondente ao equivalente da exposição por 8-h, $a_{hw} (eq.8h)$, calculado através da equação 3.5 .

$$a_{hw} (eq.8h) = A(8) = a_{hw} \left[\frac{t}{T_{(8)}} \right]^{1/2} \quad \text{Equação 3.5}$$

Onde t é a duração da exposição à aceleração de frequência ponderada, a_{hw} , e $T_{(8)}$ corresponde a 8h, com a mesma unidade de tempo que t .

Através deste parâmetro, a ISO 5349 permite estimar a influência da vibração na criação de HAVS. Nesta mesma, é referido no seu anexo, que “estudos sugerem que os sintomas de síndrome de vibração mão-braço são raros em pessoas expostas com um valor total de vibração equivalente a 8-h, $A(8)$, na superfície de contacto com a mão inferior a 2 m/s^2 e não reportados para valor de $A(8)$ inferiores a 1 m/s^2 ”

A figura 3.14, permite relacionar o valor obtido para a exposição diária para uma magnitude de vibração diária $A(8)$ de 2 m/s^2

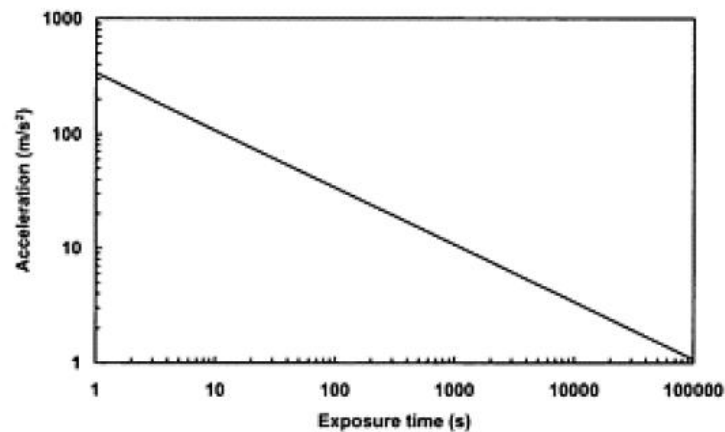


Figura 3.14 - Relação entre a aceleração e a exposição diária à vibração, $A(8)$, para 2 m/s^2 , os valores abaixo da reta correspondem aos valores onde é raro ocorrerem sintomas de HAVS conforme a ISO 5349-1 [26].

3.4. Protótipos desenvolvidos no âmbito deste projeto

Com o surgimento deste projeto foram procuradas soluções com o objetivo de superar os instrumentos atuais adicionando-lhe melhorias inovadoras essencialmente no desenvolvimento de um sistema que transmitisse vibração e que desta forma facilitasse a extração de dentes e raízes diminuindo os danos associados ao procedimento atual.

Neste sentido, no âmbito deste projeto, foram desenvolvidos três protótipos nos trabalhos anteriores com estes mesmos objetivos.

O primeiro protótipo, representado na figura 3.15, pretendeu incorporar os três instrumentos usados no processo de exodontia em apenas um, sendo este capaz de realizar as três funções desempenhadas pelos instrumentos, conseguindo-se uma solução modular. O dispositivo seria facilmente adaptável pela possibilidade de retirar e adicionar as pontas ativas pretendidas através de

um sistema de encaixe. Ainda, o braço direito do instrumento, sem curvatura, constituía também uma parte móvel, sendo possível retirá-la e funcionar separadamente como sindesmótomo [35].

As dimensões e formas do instrumento pretendiam ir de encontro às dos instrumentos originais mantendo a sua forma ergonómica e permitindo uma maior facilidade de adaptação por parte dos profissionais.

O sistema de vibração seria conseguido pela colocação de um motor DC exterior ao instrumento, sendo a vibração transmitida através de um veio flexível pelo braço esquerdo até à ponta ativa do mesmo. Esta poderá ser acionada por um botão presente no mesmo braço e controlada através de uma plataforma de pé ativada pelo profissional [35].

Contudo, este protótipo apresenta apenas a fase inicial do projeto, não tendo sido desenvolvido e construído para testar a viabilidade do mesmo.

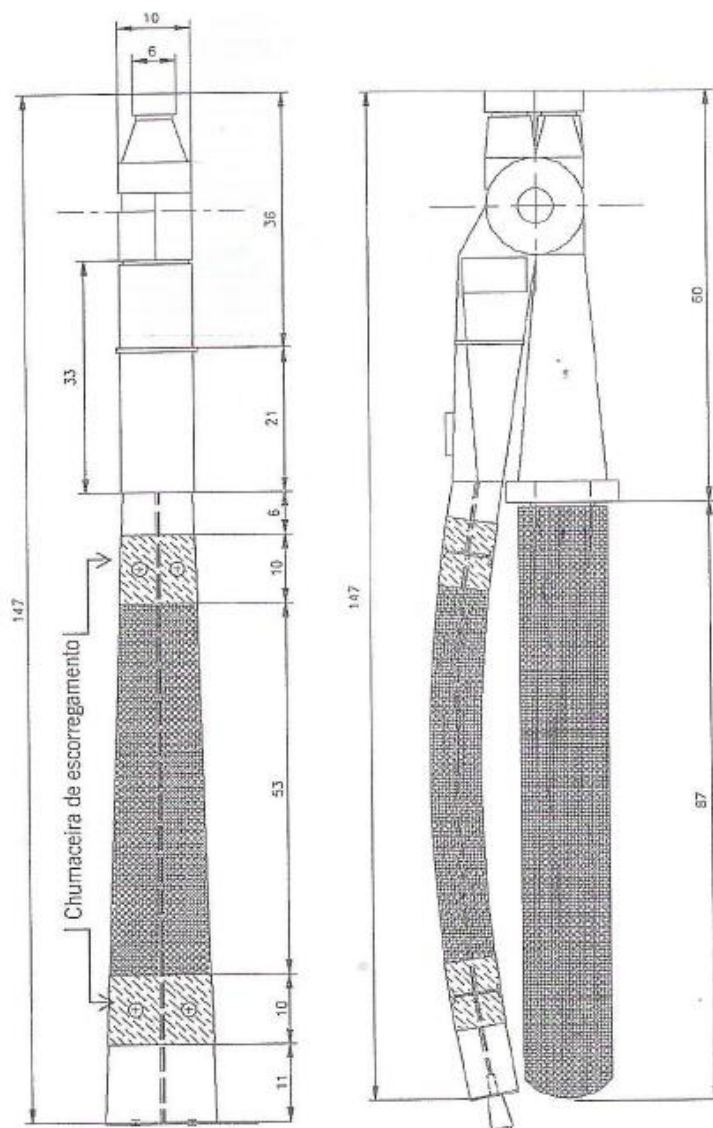


Figura 3.15 - Desenho esquemático do dispositivo completo do protótipo desenvolvido no primeiro trabalho para este projeto [35]

O segundo e terceiro protótipos foram desenvolvidos no segundo trabalho realizado para este projeto. Partindo da solução conceptual anterior, neste trabalho foi inicialmente construído o braço onde seria transmitido o sistema de vibração. Este mesmo foi adicionado a um dos braços de um boticão de uso corrente obtendo-se assim o segundo protótipo, boticão vibratório, desenvolvido no âmbito deste projeto [36], figura 3.16.



Figura 3.16 – Segundo protótipo desenvolvido no âmbito deste projeto, boticão vibratório [36].

Uma análise à solução anteriormente desenvolvida demonstrou que o primeiro protótipo seria uma solução muito complexa, obrigando a muitas operações de fabrico e atrasando o processo de experimentação do protótipo. Neste sentido, o segundo protótipo convergiu essencialmente para uma solução mais simples, de fácil adaptação e de mais baixo custo [36].

Neste protótipo foi ainda inserido um motor DC de massa descentrada no braço adicionado que pretendeu induzir a vibração à ponta ativa do boticão.

Compreendendo que a fase mais difícil do procedimento de extração dentária se verifica na luxação do dente e raiz, deu assim origem ao terceiro protótipo, a alavanca vibratória da figura 3.17.



Figura 3.17 – Terceiro protótipo desenvolvido no âmbito deste projeto, a alavanca vibratória [36].

Na alavanca vibratória, foi mantida a haste e a ponta ativa da mesma, tendo sido substituída a sua pega pelo mesmo braço construído para o boticão vibratório. Esta solução apresenta-se novamente modular uma vez que o braço construído poderá ser adaptado ao boticão ou alavanca conforme a necessidade do médico dentista [36].

3.5. Avaliação dos modelos desenvolvidos anteriormente

A primeira solução desenvolvida neste projeto apresenta-se muito complexa, obrigando a várias operações de maquinagem e poderia originar muitos pontos de falha.

Além desta desvantagem, a colocação de um motor exteriormente ao dispositivo, embora tenha sido pensado a sua transmissão através de veios flexíveis, iria originar perdas na sua transmissão à ponta ativa.

A principal vantagem desta solução seria a sua modularidade, podendo ser sempre convertido o instrumento base num dos três instrumentos usados no processo de extração dentária e ainda entre as várias pontas ativas dos mesmos. Contudo, seria um instrumento novo, o que levaria à necessidade de adaptação do profissional.

Embora tenha sido referido a utilização de um sistema de encaixe para mudança das pontas ativas e para a saída e entrada do sindesmótomo no instrumento, não foi explicada nem estudada nenhuma solução o que levaria ainda ao seu desenvolvimento e teste.

O segundo e terceiro protótipo apresentam-se muito semelhantes aos instrumentos usados correntemente, o boticão e a alavanca odontológica, o que levará a uma fácil adaptação do profissional aos mesmos apresentando vantagens para uma mais rápida aquisição e utilização no mercado.

Embora se trate também de uma solução modular, verifica-se que a adaptação do braço às pontas ativas é ainda um processo um pouco demoroso obrigando ao aperto de elementos de fixação como parafusos.

No entanto, a forma cilíndrica do braço construído não possui uma forma tão ergonómica como os instrumentos originais, o que poderá originar posições incorretas da mão, a um maior esforço durante o processo, à aplicação de forças superiores e ao deslizamento do instrumento.

A colocação do motor DC mais próximo da ponta ativa dos instrumentos poderá indicar uma melhor transmissão da vibração a esta. Contudo, a forma de controlo de vibração é ainda fraca, uma vez que é difícil determinar a amplitude e a frequência de vibração que é transmitida ao instrumento e assim ao dente e raízes.

Pela avaliação dos protótipos anteriores verifica-se que este trabalho deverá evoluir no sentido de aumentar a forma ergonómica do instrumento a desenvolver, uma solução modular mais rápida que a do protótipo anterior, a sua forma e o controlo da vibração.

3.6. Sumário

Os dispositivos médicos representam uma das partes de maior importância para o correto desempenho das funções do profissional de saúde. A concepção de dispositivos médicos tem de atender a todas as necessidades clínicas do profissional assim como diminuir ou suprimir qualquer risco de lesões ao profissional ou paciente.

Na prática dentária, deverá ser de extrema importância a ergonomia dos instrumentos odontológicos sendo esta uma área onde se reportam grande número de distúrbios da mão, pulso, pescoço e dor de costas para o profissional e também uma grande área de risco para os pacientes uma vez que se apresentam particularmente expostos os seus olhos e rosto a instrumentos que podem escorregar e originar grandes lesões.

Através da avaliação de vários trabalhos no sentido de compreender quais as melhores razões ergonómicas da forma, dimensões e materiais das pegas de instrumentos, verificou-se que as formas cilíndricas e elípticas proporcionam uma maior conforto ao utilizador, para dimensões ótimas entre os 30 mm e os 58 mm e que a colocação de revestimento da pega de compósitos com borracha EPDM e espumas de EPDM e PU poderão diminuir os riscos de lesões causadas aos utilizadores ao diminuir a pressão de contacto e aumentando a área de contacto com a sua deformação a tensões altas.

No estudo dos materiais para o desenvolvimento do dispositivo foi escolhida a utilização do aço 304 por fornecer uma boa resistência a agentes corrosivos, ser de fácil aquisição e maquinagem e por parte dos dispositivos odontológicos terem na sua constituição este material.

O estudo da resposta humana e comportamento humano à vibração é essencial para compreender os valores limite de exposição à mesma e proteger os vários órgãos de lesões.

Desta forma, será importante considerar as frequências de ressonância de vários órgãos, mãos (20-50 Hz), braço (5-10 Hz), cabeça (20-30 Hz) e estruturas oculares (20-90 Hz), potencialmente expostos à vibração na implementação do dispositivo a desenvolver. Embora não tenha sido possível verificar as frequências de ressonância de estruturas dentárias, verifica-se que o dente tem uma frequência natural na gama dos 300 Hz a 2000 Hz, podendo indicar que o uso de vibrações nesta gama não será prejudicial a estas estruturas.

Neste estudo, verifica-se ainda que o corpo é mais sensível a frequências baixas, abaixo de 1 Hz, produzindo efeitos negativos na exposição às mesmas.

As normas nacionais e internacionais para o controlo da transmissão da vibração à mão e braço, não aconselham a exposição fora da gama de 8 Hz a 1000 Hz de forma a precaver o surgimento de HAVS. Contudo, a norma também refere o parâmetro de exposição diária à vibração que irá determinar a magnitude de aplicação da mesma.

Pela avaliação dos protótipos dos trabalhos anteriores verifica-se que este trabalho deverá evoluir no sentido de aumentar a forma ergonómica do instrumento a desenvolver, uma solução modular mais rápida que a do protótipo anterior, a sua forma e o controlo da vibração.

Capítulo 4

Sistema de vibração por elementos piezoelétricos

Os materiais piezoelétricos pertencem ao grupo dos chamados “*smart materials*”, materiais cujas propriedades podem ser controladas via eletromecânica, magnética, variação de temperatura, e raios de alta energia [37]. No caso dos piezoelétricos, estes exibem um comportamento distinto quando sujeitos a uma força mecânica ou expostos a um campo elétrico.

O fenômeno demonstrado por estes materiais tem o nome de efeito piezoelétrico ou efeito piezoelétrico inverso, conforme são sujeitos respectivamente a uma força mecânica ou à ação de um campo elétrico [37][38][39][40].

De origem grega, a palavra *piezein*, têm o significado de pressão ou compressão [37][38][39]. Assim, o efeito piezoelétrico (direto) ocorre quando o material é sujeito a uma força mecânica e se obtém o mesmo eletricamente carregado. Contrariamente, quando o material é exposto a um campo elétrico, este deforma-se por expansão ou compressão conforme a polaridade do campo elétrico aplicado e também em proporção à sua intensidade, dando-se assim o efeito piezoelétrico inverso [38][39][40].

Em alguns materiais de origem natural é possível observar-se um comportamento piezoelétrico contudo, outros, normalmente sintéticos, necessitam da aplicação de um processo artificial de polarização [37]. A tabela 4.1 mostra alguns dos diferentes tipos de materiais mais comuns com propriedades piezoelétricas.

Tabela 4.1 – Lista de materiais piezoelétricos comuns (adaptado de [38])

Cristais Naturais	Quartzo, Sal de La Rochelle (Tartarato de Sódio e Potássio), Fosfato de Amônio
Materiais Não Cristalinos	Parafina, <i>Glass Rubber</i>
Texturas	Osso, Madeira
Materiais Sintéticos	<p>Piezoelétricos Piezocerâmicos: Titanato Zirconato de Chumbo (PZT), Titanato de Bário, Lantânio titanato Zirconato de Chumbo (PLZT)</p> <p>Cristalinos: di-hidrogenofosfato de amônio, sulfato de lítio</p> <p>Polímero piezoelétrico: Fluoreto de Polivinilideno (PVDF ou PVF₂)</p>

4.1. Cerâmicos piezoelétricos

O cristal cerâmico tradicional possui uma estrutura cristalina de perovskite, onde cada unidade contém um íon metálico tetravalente (ião com quatro elétrons disponíveis para ligação química covalente), normalmente titânio (Ti^{4+}) ou zirconato (Zr^{4+}), inserido numa rede de íons metálicos bivalentes (ião com dois elétrons disponíveis para ligação química covalente), normalmente chumbo (Pb^{2+}) ou bário (Ba^{2+}) e numa rede de íons O^{2-} (figura 4.1) [38][41].

Abaixo de determinada temperatura crítica, denominada temperatura de Curie ou ponto de Curie, cada cristal exibe a sua própria simetria tetragonal ou trigonal, dependendo da composição do material, e cada estrutura têm um momento dipolar. Contudo, acima da temperatura de Curie, os cristais vão apresentar uma simetria cúbica com um arranjo entre as cargas negativas e positivas e não apresentam momento dipolar. Os momentos dipolares do cristal serão orientados de forma diferente por regiões, às quais se dá o nome de domínios [38][41].

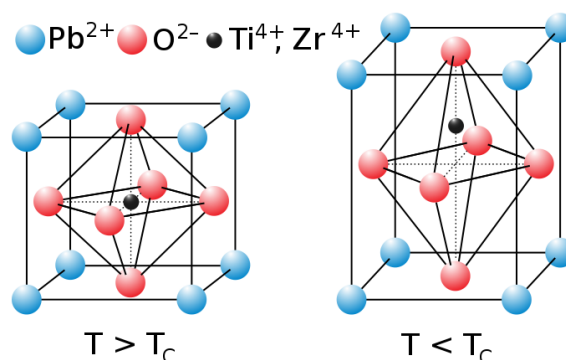


Figura 4.1 – Estrutura cristalina de um cerâmico piezoelétrico para a situação em que a temperatura está acima da Temperatura de Curie, T_c , e em que a temperatura está abaixo da Temperatura de Curie [38]

No entanto, estes domínios terão uma orientação aleatória e o elemento cerâmico não estará polarizado totalmente. Desta forma, para obter o cerâmico com um carácter piezoelétrico, será necessário realizar um tratamento de polarização, *poling*, polarizando o elemento cerâmico através da sua exposição a um forte campo elétrico de corrente contínua (DC), normalmente, a temperaturas ligeiramente superiores à temperatura de Curie [38][42][43][44].

Com a aplicação deste tratamento, os domínios estarão quase alinhados na direção do campo elétrico aplicado e o cerâmico irá alongar na mesma direção. Desta forma, quando o campo elétrico é removido, a maior parte dos dipolos estarão bloqueados nesta configuração e alinhamento, obtendo-se uma polarização permanente, chamada polarização remanescente, assim como uma

deformação permanente que tornam o material anisotrópico. A figura 4.2 esquematiza os domínios do cristal antes de ser realizado o *poling* (figura 4.2a), durante a aplicação do campo elétrico e consequente polarização (figura 4.2b) e após a remoção do campo elétrico obtendo-se uma polarização remanescente (figura 4.2c) [38][42][44].

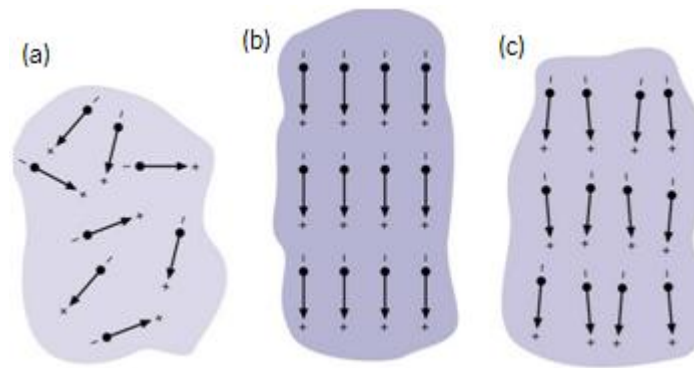


Figura 4.2 – Domínios do cristal (a) antes ser realizado o tratamento de *poling*, (b) durante a aplicação do campo elétrico e *poling* (c) após a remoção do campo elétrico e a obtenção da polarização remanescente [45].

Contudo, note-se que este tratamento é necessário para a introdução de um efeito piezoelétrico em apenas alguns materiais, principalmente nos cerâmicos virgens que não são piezoelétricos antes da aplicação do *poling* [42].

De uma forma análoga aos materiais ferromagnéticos, que possuem um comportamento especial quando sujeitos a um campo magnético, os materiais piezoelétricos devido ao seu comportamento característico quando sujeitos a um campo elétrico, embora não possuam ferro, são denominados materiais ferroelétricos [38][42][43].

Os materiais ferroelétricos apresentam uma curva de histerese do tipo P-E, constantes dielétricas bastante elevadas e estão dependentes da temperatura. A figura 4.3 mostra uma curva de histerese típica de um material piezoelétrico quando lhe é aplicado um campo elétrico até ao ponto de máxima polarização P [38][42][44]. Os valores de P_r e E_c correspondem respetivamente aos valores da polarização remanescente e campo coercitivo, sendo o primeiro obtido quando o campo elétrico aplicado é igual a zero e o segundo obtido quando a polarização é igual a zero. A curva diz-se saturada quando não houver variação dos parâmetros anteriores [44].

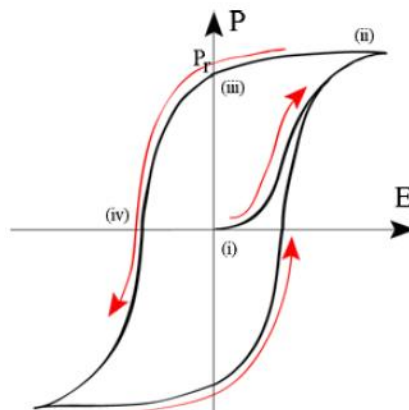


Figura 4.3 - Curva de histerese típica de um material piezoelétrico na aplicação de campo elétrico até ao ponto de máxima polarização. P_r corresponde ao valor da polarização remanescente em função do campo elétrico E [42].

Como referido anteriormente, os materiais piezoelétricos são anisotrópicos e portanto as suas propriedades eletromecânicas e constantes físicas, diferem conforme a força mecânica ou elétrica que será aplicada nas diferentes direções [38][42].

4.1.1. Propriedades e constantes piezoelétricas

Neste tópico serão apresentadas algumas propriedades dos elementos piezoelétricos assim como algumas constantes e formulação matemática mais frequentemente usada para materiais piezoelétricos. Contudo, é apresentado no anexo A deste trabalho uma lista mais detalhada de constantes e equações.

Como referido no tópico anterior, a aplicação de uma tensão ou compressão mecânica a um elemento cerâmico polarizado altera o seu momento dipolar e criará uma voltagem. A compressão do elemento ao longo da direção de polarização ou uma tensão perpendicular à direção de polarização irá gerar uma voltagem com a mesma polaridade que a voltagem aplicada no *poling*. Se pelo contrário, for aplicada uma tensão ao longo da direção de polarização ou a compressão perpendicular à direção de polarização, a voltagem resultante será oposta à voltagem de *poling*. Este comportamento é demonstrado na figura 4.4 [38][42].

O elemento cerâmico piezoelétrico quando sujeito a uma voltagem com a mesma polaridade e paralela à direção da voltagem de *poling*, irá alongar e conseqüentemente o seu diâmetro diminuirá como exemplifica a figura 4.4b. Ao invés, quando a voltagem lhe é aplicada com polaridade oposta à da voltagem de *poling*, o elemento cerâmico será comprimido e o seu diâmetro aumenta como demonstrado na figura 4.4c [38][42].

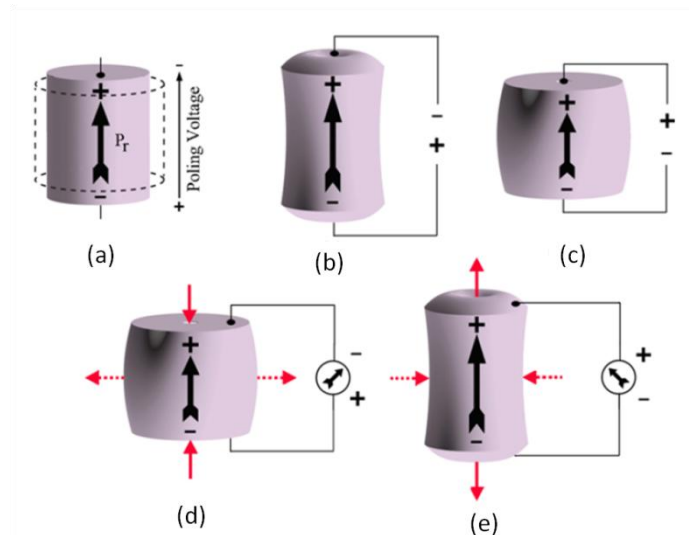


Figura 4.4 – (a) Representação do elemento piezoelétrico antes e após a aplicação da voltagem de polarização e representação da direção de *poling*; (b) Modificação da dimensão do elemento piezoelétrico quando aplicada uma voltagem com polaridade similar à voltagem de *poling*; (c) modificação das dimensões do material quando aplicada uma voltagem de polaridade oposta à voltagem de *poling*; (d) Voltagem gerada com polaridade similar à voltagem de *poling* quando aplicada uma força de compressão aplicada na direção de *poling*; (e) Voltagem gerada com polaridade oposta à voltagem de *poling* quando aplicada uma força de tensão na direção de *poling* [42].

No caso de ser aplicado ao elemento cerâmico uma voltagem alternada, este irá comprimir e alongar ciclicamente à frequência da voltagem aplicada [38].

O resultado da aplicação de uma força a um elemento piezoelétrico será uma voltagem linearmente proporcional à força aplicada. O mesmo comportamento linear reflete-se quando ao mesmo é aplicada uma voltagem resultando numa deformação linearmente proporcional à voltagem aplicada [38][42]. Desta forma, é possível relacionar os parâmetros de polarização P , o deslocamento elétrico D e o campo elétrico E através da equação de Maxwell:

$$P = D - \epsilon^T E \quad \text{Equação 4.1}$$

Onde ϵ^T é a permitividade do cerâmico a tensão constante. A polarização pode também ser calculada através da constante de carga piezoelétrica d e a tensão de compressão do elemento cerâmico T (equação 4.2) [38][42][45].

$$P = -(dT) \quad \text{Equação 4.2}$$

Quando um material piezoelétrico é escolhido para determinada aplicação, é necessário definir os eixos mecânicos e eletrônicos da operação [42]. Assim, são considerados números para identificar cada um dos eixos de um referencial e consequentemente, cada constante é geralmente representada por dois índices que se referem às direções das duas variáveis [38][42][44].

As direções x , y e z são representadas respectivamente por 1, 2 ou 3 e a tensão em torno dos três eixos é respectivamente representada por 4, 5 e 6. A figura 4.5, demonstra as direções das forças que podem ser aplicadas no material piezoelétrico e sua representação [38][42][45].

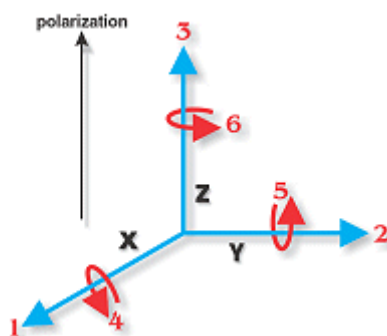


Figura 4.5 – Direções das forças que podem ser aplicadas a um elemento piezoelétrico [38]

Como exemplo, uma das constantes específicas dos materiais piezoelétricos será a permitividade do material cerâmico, ϵ , se representada por ϵ_{11}^T , indica-nos qual a permitividade de um deslocamento dielétrico na direção 1 quando aplicado um campo elétrico na direção 1 sob tensão constante (índice T) [38][42]. Contudo, dependendo das constantes em questão os índices terão diferentes significados.

A permitividade ou constante dielétrica é representada por ϵ^T quando o material está sob tensão constante ou por ϵ^S sob deformação constante. Através de ϵ é possível determinar a constante dielétrica relativa K , sendo esta a razão entre a ϵ , a quantidade de carga que um elemento cerâmico pode armazenar e ϵ_0 , a carga armazenada no vazio, onde $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \text{ F/m}$ [38][42][44][46].

A constante de carga piezoelétrica, d , corresponde à polarização gerada por unidade de tensão ou deformação mecânica aplicada ao material e por unidade de campo elétrico aplicado. Os dois índices deste parâmetro correspondem respectivamente à direção da polarização que é induzida ao material e à direção da tensão aplicada por unidade. Este parâmetro é importante para verificar se o material é adequado para aplicações dependentes de tensão como o caso de atuadores piezoelétricos [38][42][44].

O valor do campo elétrico aplicado é tanto maior quanto maior for o valor da constante de voltagem piezoelétrica g , e é dado pela equação 4.3. Nesta constante o primeiro índice indica a direção do campo elétrico aplicado e o segundo índice indica a direção em que é aplicado a tensão ao material. Bons valores de constante g representam uma aptidão para o material em aplicações sensoriais [38][44].

$$E = -(gT) + \left(\frac{D}{\epsilon T}\right) \quad \text{Equação 4.3}$$

A constante de carga piezoelétrica e a constante de voltagem piezoelétrica relacionam-se através da equação 4.4 [38][44].

$$g = \frac{d}{\epsilon T} \quad \text{Equação 4.4}$$

As constantes d , ϵ e g são dependentes da temperatura e desta forma os materiais piezoelétricos possuem gamas de temperatura recomendada para o seu funcionamento. A sua utilização a temperaturas não recomendadas poderá levar à despolarização do elemento cerâmico ou mesmo a danificar outras peças de dispositivos ou sistemas [38].

Como forma de diminuir o coeficiente de temperatura no sistema poderá ser colocado um condensador em paralelo ao elemento cerâmico, aumentando assim a capacidade de armazenamento de carga e a gama de temperaturas para operar. Partindo da equação 4, o coeficiente de temperatura para g assume-se como sendo a diferença entre os coeficientes de temperatura de d e ϵ , sendo a tensão de saída praticamente constante ao longo de uma vasta gama de temperaturas [38].

O módulo de Young ou módulo de elasticidade, Y , é um bom indicador da rigidez ou elasticidade de um material cerâmico, sendo este a razão entre a tensão aplicada e a deformação resultante da mesma, medidas na mesma direção. Outra forma de avaliar este parâmetro é através da complacência elástica, s , que reciprocamente ao módulo de Young, representa a deformação de um material piezoelétrico por unidade de tensão aplicada no mesmo e pode ser calculado através do inverso do módulo de Young (equação 4.5). Quando o material está sujeito a um campo elétrico constante ou a um deslocamento constante, este é representado através dos índices s^E ou s^D

respetivamente. Relativamente aos índices inferiores, o primeiro representa a direção da deformação sob a influência da tensão representada pelo segundo índice [38][44].

$$s = \frac{1}{Y} \quad \text{Equação 4.5}$$

Conforme a forma do cerâmico piezoelétrico, a sua eficiência na capacidade de converter energia elétrica em energia mecânica ou energia mecânica em energia elétrica varia e pode ser medida pelo fator de acoplamento eletromecânico, k . Este indicador da eficiência do material pode ser calculado através da equação 4.6 sob condições estáticas ou quase estáticas, condições que estão muito abaixo da frequência de ressonância do material piezoelétrico. Contudo, nestas mesmas condições as equações 4.7, 4.8 e 4.9 permitem determinar k para uma placa cerâmica, um disco cerâmico e para um cerâmico de forma cilíndrica respetivamente [38][44].

$$k^2 = \frac{\text{energia convertida}}{\text{energia de input}} \quad \text{Equação 4.6}$$

Forma do cerâmico	Fator de acoplamento electromecânico
Placa cerâmica	$k_{31}^2 = \frac{d_{31}^2}{s_{11}^E \epsilon_{33}^T}$ Equação 4.7
Disco cerâmico	$k_p^2 = \frac{2d_{31}^2}{(s_{11}^E + s_{12}^E)}$ Equação 4.8
Cilíndrica	$k_{33}^2 = \frac{d_{33}^2}{s_{33}^E \epsilon_{33}^T}$ Equação 4.9

Onde k_p representa o fator de acoplamento eletromecânico para um disco cerâmico ou um material com cuja superfície tenha dimensões muito maiores relativamente à sua espessura.

Assim, para obter uma grande eficiência de conversão do material cerâmico deverá ser escolhido um material que apresente altos valores de k . No entanto, este fator não deve ser o único considerado para saber a eficiência do material uma vez que não têm em conta as perdas dielétricas ou mecânicas [38].

Quando sujeito a um campo elétrico de alta frequência e a uma impedância mínima, o material piezoelétrico, possui constantes de frequência planar ou radial que se relacionam com a frequência de ressonância do mesmo. No caso da constante para o modo radial da frequência de

ressonância, N_p , esta relaciona-se com o diâmetro do elemento, assim como mostrado na equação 4.10 [38].

Como no caso anterior, a constante de modo axial da frequência de ressonância, N_T , relaciona-se com a espessura do elemento cerâmico, calculando-se através da equação 4.11. Da mesma forma, a constante do modo longitudinal da frequência, N_L , relaciona-se com o comprimento do elemento piezoelétrico como na equação 4.12 [38].

Frequência de ressonância modo radial	$N_p = f_s D$	Equação 4.10
Frequência de ressonância modo axial	$N_T = f_s h$	Equação 4.11
Frequência de ressonância modo longitudinal	$N_L = f_s l$	Equação 4.12

Onde, f_s é a frequência de ressonância para cada elemento piezoelétrico, D , h e l são respetivamente o diâmetro, a espessura e o comprimento em metros do material. Para uma melhor compreensão das constantes relativas às medidas do material, estas são esquematizadas na figura 4.6.

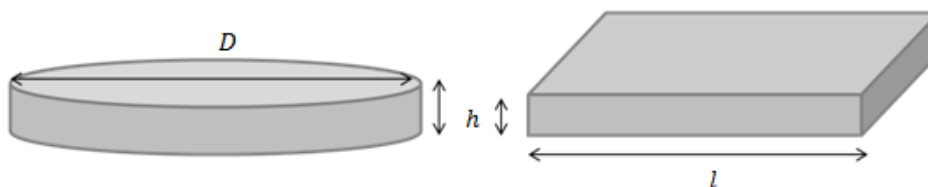


Figura 4.6 - Parâmetros relativos às medidas do material onde, D corresponde ao diâmetro de um elemento piezoelétrico de forma circular ou cilíndrica, h corresponde à espessura do elemento piezoelétrico e l ao comprimento de um elemento piezoelétrico não circular,

A forma do material piezoelétrico e as suas dimensões fazem variar o valor de determinadas constantes que dependem destes parâmetros assim como influenciam os diferentes modos de vibração dos mesmos. Neste sentido, é apresentado no anexo B uma tabela com os modos de vibração e as constantes mais detalhadas para as diferentes formas que podem tomar os materiais piezoelétricos.

4.1.2. Comportamento e resposta dos cerâmicos piezoelétricos

O comportamento e a resposta de um material piezoelétrico variam conforme a frequência que lhe é aplicada.

No funcionamento a baixas frequências, ou em condições estáticas ou quase estáticas, o campo elétrico e a carga produzida, Q , relacionam-se com a tensão e força aplicada através das equações 4.13 e 4.14. Apresenta-se nestas equações o caso em que ao material piezoelétrico é aplicada uma tensão paralela à direção de polarização e induzido o campo elétrico na mesma direção.

$$E = -(g_{33}T) \quad \text{Equação 4.13}$$

$$Q = -(d_{33}F) \quad \text{Equação 4.14}$$

Nestas condições, a alteração da espessura, comprimento e largura do elemento quando lhe é aplicada uma voltagem ou sujeito a um campo elétrico é dada pelas equações 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18. No entanto, a deformação resultante no elemento piezoelétrico varia conforme a direção do campo elétrico aplicado sendo que, quando é aplicada uma tensão paralela à direção de polarização e um campo elétrico na mesma direção, a espessura e o comprimento variam e é dado pelas equações 4.15 e 4.16. Para o caso em que é aplicada uma tensão paralela à direção de polarização e campo elétrico perpendicular à mesma, o comprimento e a largura variam e são calculados através das equações 4.17 e 4.18.

$$\Delta h = d_{33}V \quad \text{Equação 4.15}$$

$$S = d_{33}E \quad \text{Equação 4.16}$$

$$\frac{\Delta l}{l} = d_{31}E \quad \text{Equação 4.17}$$

$$\frac{\Delta w}{w} = d_{31}E \quad \text{Equação 4.18}$$

É possível verificar que as equações anteriores mantem as mesmas constantes mas como a direção do campo elétrico aplicados variam, são usados diferentes índices para d .

A cada elemento piezoelétrico está associada uma frequência à qual a sua resposta é máxima, frequência de ressonância f_s . A esta frequência o material atinge a maior amplitude de vibração ou seja, a eficiência na conversão da energia elétrica em energia mecânica é maior do que no resto da gama de frequências de funcionamento. Contrariamente, a frequência de antirressonância, f_a é a frequência a qual a impedância é máxima e portanto a vibração do material tem a menor amplitude conseguida [38][44].

Colocando em funcionamento o elemento piezoelétrico e expondo-o a um campo elétrico gerado por uma corrente alternada, este irá alterar as dimensões ciclicamente conforme a frequência do campo elétrico. Assim, a impedância na resposta do piezoelétrico varia conforme a frequência aplicada como se pode observar na figura 4.7 [38][44].

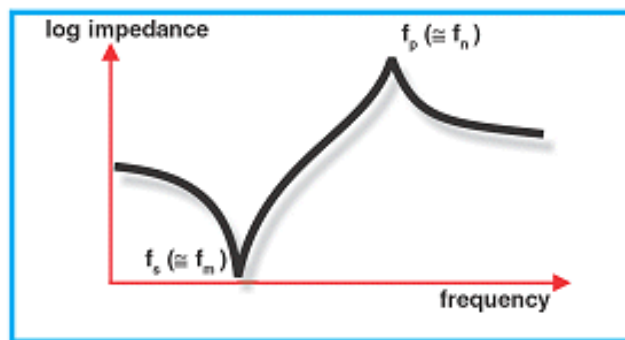


Figura 4.7 - Impedância em função da frequência para um elemento piezoelétrico [38]

O comportamento do elemento piezoelétrico a altas frequências, considerando à frequência em que a impedância do elemento é nula, pode ser descrito como o modelo de circuito equivalente de Van Dyke sendo este o recomendado na *IEEE Standard on Piezoelectricity* [38][44][47]. O circuito equivalente é mostrado na figura 4.8.

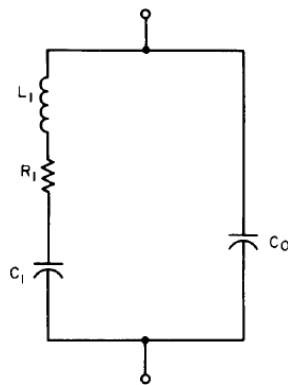


Figura 4.8 – Modelo de circuito de Van Dyke recomendado pela *IEEE Standard on Piezoelectricity* para determinação do comportamento de um elemento piezoelétrico a altas frequências onde C_1 é a capacidade elétrica do circuito mecânico, C_0 é a capacidade elétrica do transdutor a baixo da frequência de ressonância e R_1 é a resistência causada pela perda mecânica do sistema [47].

A frequência de ressonância do elemento piezoelétrico varia conforme a sua composição e espessura sendo que, os materiais com menor espessura tendem a ter uma frequência de ressonância menor. Esta pode ser calculada com base no circuito e através da equação 4.19.

$$f_s = \frac{1}{2\pi} \times \sqrt{\frac{1}{L_1 C_1}} \quad \text{Equação 4.19}$$

As perdas dielétricas e mecânicas do sistema podem ser verificadas através do fator de qualidade elétrico, Q_e , e o fator de qualidade mecânico, Q_m . Estes fatores são normalmente menores a altas frequências do que a baixas frequências. Sendo que, um elemento com baixo valor Q_m é um bom oscilador harmónico no entanto, em aplicações que pretendem o máximo deslocamento e a menor produção de calor deveram ter um fator Q_m alto, como é o caso dos motores ultrassónicos piezoelétricos [38][44].

4.1.3. Aplicações de cerâmicos piezoelétricos

A utilização de materiais piezoelétricos ao invés de qualquer outro tipo de transdutor eletromecânico apresenta uma alternativa vantajosa quando o tamanho e o peso são elementos a ter em consideração na criação do sistema proposto. Em alguns casos em particular, a utilização de um sistema piezoelétrico poderá também levar à diminuição dos custos do sistema [38].

A aplicação de um material piezoelétrico passa inicialmente por determinar qual a função que lhe será atribuída sendo que, esta estará diretamente relacionada com a escolha de uma material com uso do efeito piezoelétrico direto ou efeito piezoelétrico inverso. Assim, a figura 4.9 apresenta um resumo de algumas das aplicações que fazem uso do efeito piezoelétrico direto ou inverso.

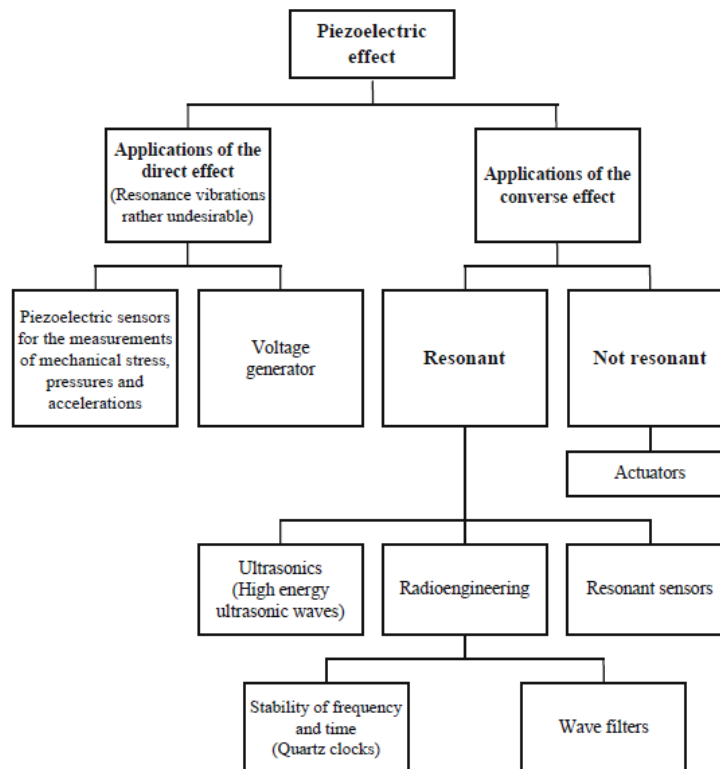


Figura 4.9 – Aplicações com aplicação do efeito piezoelétrico direto e indireto [46]

De uma forma sumarizada poderão ser divididos os dispositivos com efeito piezoelétrico em quatro categorias: geradores piezoelétricos, sensores, atuadores e transdutores [38][48].

Os geradores piezoelétricos convertem energia mecânica em energia elétrica, gerando voltagens suficientes para criar faísca no terminal do eletrodo e são portanto usados como dispositivos de ignição, fogões a gás, equipamento de soldar, entre muitas outras aplicações. Um sistema de ignição com geradores piezoelétricos será mais rápido e menos complexo que um sistema alternativo que usará ímãs permanentes e transformadores e condensadores de altas voltagens [38][46][48].

Os sensores permitem a medição de parâmetros físicos como força, aceleração e pressão e a sua conversão para sinais elétricos. Assim, funcionam como ligação do mundo físico ao seu processamento em sistemas eletrónicos [38][48].

Os atuadores piezoelétricos convertem sinais elétricos como voltagens num deslocamento ou em forças mecânicas controladas com precisão. Estes são portanto usados para o ajuste de ferramentas para maquinagem, lentes e espelhos em equipamento ótico, controlo de válvulas hidráulicas, entre várias outras aplicações [38][48].

A utilização de atuadores piezoelétricos apresenta vantagens relativamente a outros motores eletromagnéticos uma vez que as perdas elétricas destes últimos limitam a redução do tamanho dos motores. Por outro lado, os atuadores piezoelétricos poderão ter tamanhos mais reduzidos para a mesma aplicação porque a eficiência energética não depende do tamanho dos mesmos, conseguindo-se motores piezoelétricos com tamanhos inferiores a 1cm^3 [38][45][48].

Outra vantagem dos motores piezoelétricos é a o facto de não gerarem ruído eletromagnético.

Assim como os sensores, os atuadores piezoelétricos obtém uma resposta linear entre o sinal de entrada e saída [48].

Por último, os transdutores piezoelétricos convertem energia elétrica em energia mecânica vibracional, expressando-se como um som ou ultrassom. A frequência de ressonância dos transdutores ultrassónicos está na gama dos 18 kHz a 45kHz [38][48].

Comparativamente com os instrumentos eletromagnéticos, os transdutores piezoelétricos são mais compactos, simples, fidedignos e necessitam de pouca energia para conseguirem produzir um alto nível de som. Por esta razão, são utilizados para gerar vibrações ultrassónicas em instrumentos de limpeza, derreter plásticos, perfuração de cerâmicos e outros materiais de característica difícil, diagnóstico médico entre muitas outras aplicações [38][48].

Em sistemas de imagem e diagnóstico médico, os transdutores piezoelétricos apresentam a vantagem apresentarem um menor *delay* do que num sistema baseado apenas em eletrónica [38].

Além destas vantagens, uma vez que o efeito piezoelétrico é reversível, o transdutor piezoelétrico pode gerar o ultrassom mas também receber o sinal refletido dos sons podendo ser usados na medição de distâncias, taxas de fluxo e sensores do nível de fluidos [38].

4.2. Atuadores piezoelétricos

Através do efeito piezoelétrico inverso, quando aplicado um sinal elétrico a um atuador piezoelétrico este irá responder com deslocamento ou uma força mecânica cuja magnitude varia conforme a rigidez e a forma do mesmo [38]. Este fenómeno está relacionado com a polarização realizada ao cerâmico piezoelétrico cujo alinhamento introduzido não é perfeito. Desta forma, a aplicação de uma voltagem ao atuador irá induzir a deformação do mesmo na tentativa de reorientar os domínios [49].

Os atuadores piezoelétricos são utilizados em sistemas de alto controlo de precisão, para gerar grandes forças ou pressões sob condições estáticas ou a altas frequências sendo úteis em equipamentos óticos e instrumentos de maquiagem. Possuem também tempo de reação curto e alta aceleração podendo ser usados em sistemas de injeção de combustível e controlo de válvulas [38][50].

Além destas vantagens, permitem conseguir sistemas de alta eficiência e alta durabilidade mecânica [50].

As desvantagens no uso de atuadores piezoelétricos são a obtenção de pequenas deformações, apenas uma gama de 0,1% a 0,2% do seu comprimento e a necessidade de fornecer uma alta tensão de alimentação, que dependendo do piezoelétrico poderá ser necessário de 60V a 1000V. Consequentemente está aliado a esta última desvantagem a possibilidade de obter alta histerese [50][51]. De um ponto de vista eletrónico os atuadores piezoelétricos comportam-se como condensadores [51].

Os cerâmicos piezoelétricos podem ser moldados com várias formas, obtendo-se assim diferentes maneiras de vibração para diferentes frequências. Neste sentido, são estudadas e desenvolvidas várias formas para os atuadores piezoelétricos para operarem numa ampla gama de frequências e obter sistemas pequenos, eficientes e de alta performance [52].

Alguns dos atuadores conseguidos atualmente, trabalham em gamas de kHz até gamas de MHz. A figura 4.10 mostra os modos de vibração para diferentes formas de atuadores e a gama de frequências a que cada um pode ser operado [52].

Vibration Mode		Frequency (Hz)							Application
		1K	10K	100K	1M	10M	100M	1G	
Flexure Vibration		█	█						Piezo Buzzer
Lengthwise Vibration				█	█				KHz Filter
Area Vibration				█	█				KHz Resonator
Radius Vibration				█	█				
Thickness Shear Vibration					█	█			MHz Filter
Thickness Trapped Vibration					█	█			MHz Resonator
Surface Acoustic Wave					█	█	█		SAW Filter SAW Resonator
BGS Wave					█	█	█		SH Trap SH Resonator SH Filter

Figura 4.10 – Vários modos de vibração possíveis para as diferentes formas de atuadores e a sua gama de frequências de operação [52]

Os atuadores podem ser diferenciados pelo tipo de deslocamento mecânico que produzem, axial, transversal ou flexional. Contudo, é também frequente na literatura diferenciar os atuadores em três tipos básicos: *Stacks*, *benders* e motores lineares [38][50].

Ao atuador axial quando lhe é aplicado um sinal paralelo à direção em que o elemento piezoelétrico foi polarizado, expande na mesma direção, modo d_{33} , verificando-se uma maior expansão quanto maior for a voltagem aplicada.

O atuador transversal, pelo contrário, quando lhe é aplicado um sinal elétrico paralelo à direção em que o elemento piezoelétrico foi polarizado este tem uma resposta perpendicular à direção de polarização, modo d_{31} . O cerâmico contrai, diminuindo o seu comprimento quanto maior for a voltagem aplicada.

O atuador flexional é constituído por um elemento cerâmico bilaminar, a sua construção flexível permite operar na mesma direção que um atuador transversal mas obter um maior movimento.

A escolha do atuador a usar num sistema deverá em primeiro lugar ser determinada sabendo que os atuadores axiais e transversais possuem grande rigidez e produzem movimentos pequenos e grandes forças de bloqueio. Por outro lado se procura um atuador com um maior

movimento mas com menos força poderá ser escolhido atuadores flexionais ao invés dos dois anteriores.

4.2.1. Atuadores Axiais e Transversais

Os atuadores axiais e transversais simples, ou seja, compostos apenas por um único elemento cerâmico sob um campo elétrico e carga de baixa intensidade possuem as equações da tabela 4.2 para determinar os parâmetros de deslocamento, *blocking force*, rigidez ou constante de elasticidade e frequência de ressonância.

Tabela 4.2 – Equações para o cálculo dos parêmtros de Deslocamento, *Blocking Force*, Rigidez e Frequência de ressonância de atuadores axiais e transversais.

Parâmetros	Atuadores			
	Axial		Transversal	
Deslocamento	$\Delta h = d_{33}V$	Equação 4.20	$\Delta h = (d_3)(l/h)V$	Equação 4.28
Blocking Force	$F_b = \frac{d_{33}lwV}{s_{33}^E h}$	Equação 4.21	$F_b = \frac{d_{31}}{s_{31}^E} \times w \times V$	Equação 4.29
	Para elemento cilíndrico; $F_b = \frac{d_{33}\pi r^2 V}{s_{33}^E h}$	Equação 4.22		
Rigidez	$K_E = \Delta F / \Delta h$	Equação 4.23	$K_E = \Delta F / \Delta l$	Equação 4.30
	Ou $K_E = \frac{lw}{s_{33}^E h}$	Equação 4.24		
	Para elemento cilíndrico; $K_E = \frac{\pi r^2}{s_{33}^E h}$	Equação 4.25		
Frequência de ressonância	Para um elemento livre; $f_m = N_L / h$	Equação 4.26	$f_m = N_L / l$	Equação 4.31
	Para um elemento fixado a uma base; $f_m = N_L / 2h$	Equação 4.27		

Como referido anteriormente, as constantes d_{33} e d_{31} serão tanto maiores quanto maior for o campo elétrico aplicado podendo, no caso de a intensidade do campo elétrico ser bastante alta, os

valores do deslocamento podem ultrapassar os calculados através das equações 4.20 e 4.28. Embora a aplicação de um campo elétrico alto também possa resultar em valores mais elevados do que esperados teoricamente para a *Blocking force*, estes não são significativos comparados com os valores do deslocamento para esta situação.

As constantes de carga, como também foi referido nos tópicos anteriores, são dependentes da temperatura podendo portanto obter-se um maior deslocamento do que o estimado quando o atuador está sujeito a altas temperaturas. A figura 4.11 mostra o gráfico da influência da temperatura num atuador axial *stack*.

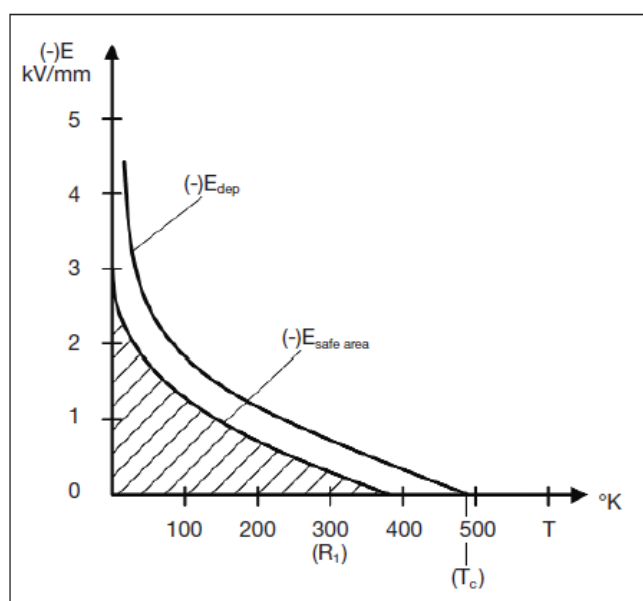


Figura 4.11 – Gráfico típico da influência da temperatura em elementos piezoelétricos de cerâmico PZT, onde T_c é a temperatura de Currie do material. As operações com este elemento deverão ser realizadas dentro da área de segurança, ou seja abaixo da linha marcada no gráfico como $E_{safe\ area}$. A curva representada por E_{dep} , corresponde ao valor em que o elemento atinge a despolarização e conseqüentemente a sua deterioração [51]

Atuadores Stack

Este tipo de atuadores são uma construção multilayer ou seja, composto por múltiplos elementos cerâmicos empilhados (em inglês *stack* corresponde a uma pilha de elementos) como mostrado na figura 4.12. A direção de polarização de cada elemento é paralela à direção do deslocamento ou da força que vai exercer e estão conectados em paralelo [50][51].

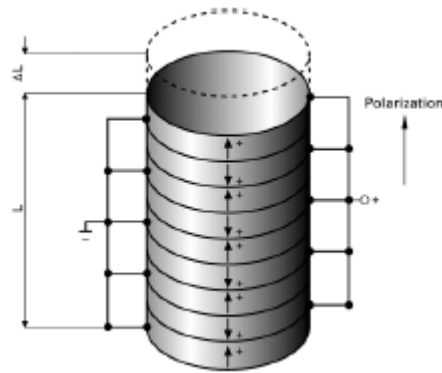


Figura 4.12 – Estrutura de um atuador *stack*, construída pela colocação de vários elementos piezoelétricos empilhados ligados paralelamente entre si [50].

Os atuadores axiais simples são limitados para algumas aplicações uma vez que o deslocamento de um simples elemento cerâmico é demasiado pequeno e também pela necessidade da aplicação de altas voltagens de alimentação. Assim, a colocação de atuadores *stack* são a melhor forma de produzir um movimento linear com maior deslocamento, até 0.2% do comprimento total do atuador conseguindo-se operar por menos de 150 V [49][50][51].

As dimensões do atuador são escolhidas conforme o deslocamento e a força pretendida na sua aplicação. O comprimento é determinado conforme o deslocamento desejado e a área de seção transversal correspondente à força requerida [50][51]. A figura 4.13 representa um atuador *stack* com a descrição dos dois parâmetros a ser determinados, o comprimento L e a área de seção transversal representada por A .

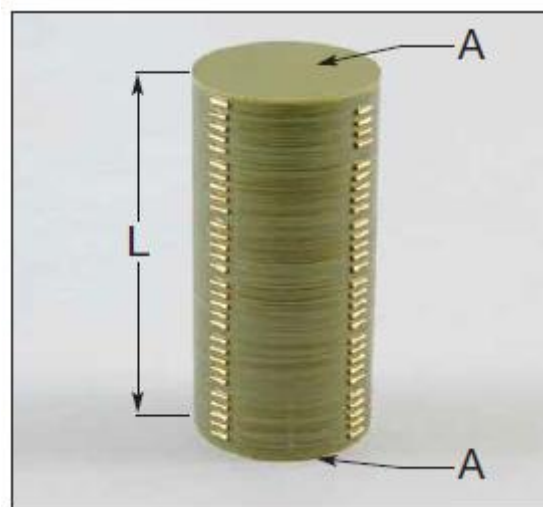


Figura 4.13 – Atuador *stack* indicando os parâmetros do comprimento L e área de seção transversal A [51].

Contudo, é obtido um deslocamento relativamente pequeno para algumas aplicações pelo que neste caso, pode-se optar por atuadores flexionais ou pela colocação de amplificadores [50].

As propriedades dos atuadores *stack* podem ser calculadas através das equações dadas para os atuadores axiais contudo, uma vez que se trata de múltiplos elementos cerâmicos, deverá ser substituído nas equações V por nV e h por nh onde n representa o número de elementos cerâmicos presentes no atuador [38].

Ainda dentro deste tipo de atuadores é possível distinguir os atuadores *stack* de alta voltagem e os de baixa voltagem conforme a necessidade da aplicação de uma voltagem de alimentação relativamente alta para os primeiros, de 500 V a 1000 V, e mais baixa nos segundos, apenas até aos 200 V [38][51]. Embora os atuadores sejam caracterizados como de alta ou de baixa voltagem, a voltagem máxima a ser respeitada deverá ser a que é apresentada no catálogo das características do mesmo, variando esta voltagem mesmo entre atuadores do mesmo género.

A construção dos atuadores de alta voltagem é realizada por um processo denominado *discrete stacking* onde cada elemento é preparado e polarizado individualmente, os eléctrodos são fixados a cada elemento e cada unidade é empilhada formando uma pilha final [38][51]. Este processo favorece a flexibilidade no *design* do atuador piezoelétrico.

A escolha deste processo para a construção de atuadores de alta voltagem deve-se à possibilidade de controlo do calor que é gerado pelo atuador durante a operação a altas frequências. Contudo, a espessura dos *layers* está limitada entre 0.5 mm a 1 mm e como consequência a voltagem para operar estes *stack* é alta [38][45].

Os atuadores de baixa voltagem ou também chamados de monolíticos são produzidos através de *co-fired*. Nestes, toda a estrutura de cerâmicos é construída e sofre um processo de sinterização a altas temperaturas obtendo-se uma única unidade [51]. Desta forma, é possível conseguir uma espessura de menos de 1 mm para cada *layer* resultando numa menor voltagem de operação [38][45]. Devido às temperaturas que são usadas neste processo, os materiais cerâmicos com altos pontos de Currie raramente são utilizados sendo que os *stack* de baixas voltagens geralmente não podem ser operados acima de 220°C [38].

Em suma, as propriedades de um atuador *stack* são determinadas pelas características do material cerâmico, o processo de construção do mesmo, a sua altura e a sua área de secção transversal.

4.2.2. Montagem e funcionamento de atuadores

A construção de *stacks* através do empilhamento de vários *layers* de material cerâmico irá reduzir significativamente a rigidez do sistema pelo que é recomendado evitar que estes atuadores estejam sujeitos a forças de tensão [38][51].

De forma a proteger o atuador, alguns *stacks* são incorporados com um mecanismo de pre-stress, funcionando com o princípio de armazenamento de força como uma mola mecânica que pode ser observado na figura 4.14. Os atuadores com este mecanismo surgem normalmente com a sigla VS [51].

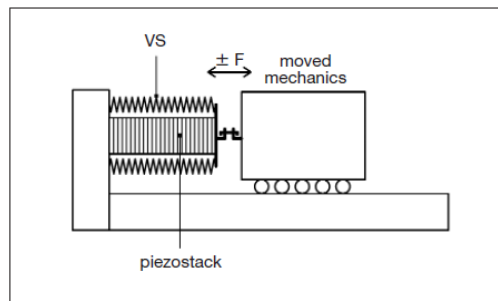


Figura 4.14 – Representação de um atuador *stack* com o sistema interno integrado de pre-stress [51].

No caso de o atuador não possuir já sistema de pre-stress incorporado é necessário proteger o atuador. Contudo, com a colocação de uma mola, que deverá ter 1/10 da rigidez dos valores das equações da tabela 4.2, levará a uma massa adicional criada por esta que irá prolongar a resposta no tempo do sistema [38][45]. A figura 4.15a mostra um sistema com a indução de pre-stress.

Ainda com o mesmo princípio, a proteção do atuador poderá ser feita pela colocação de um atuador complementar para obter o equilíbrio das tensões do sistema como é mostrado na figura 4.15b [51]

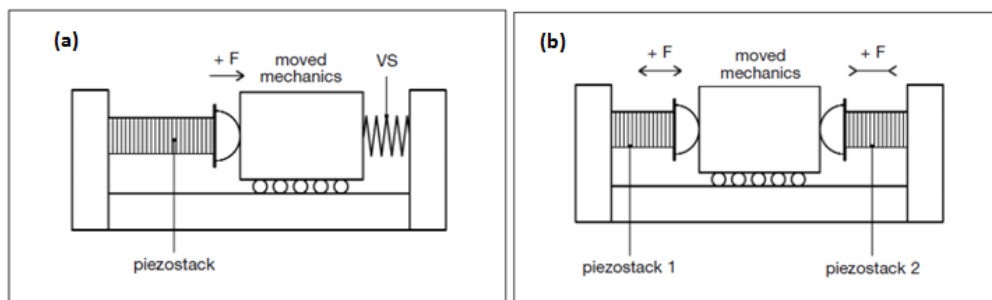


Figura 4.15 – (a) Colocação de um sistema de pre-stress externo ao atuador através da colocação de uma mola representando o sistema VS; (b) colocação de um atuador passivo que funciona complementarmente ao primeiro atuador que realizará a função de pre-stress como uma mola [51].

Contudo, este último sistema obriga à coordenação entre o funcionamento dos dois atuadores pelo que necessita da colocação de um circuito mais complexo [51].

Em muitas aplicações, é instalada no atuador uma massa adicional, comportando-se este novo sistema de forma diferente. A adição de uma massa irá aplicar uma força sobre o piezoelétrico que influenciará diminuindo o deslocamento do mesmo [45], como se observa através da figura 4.16.

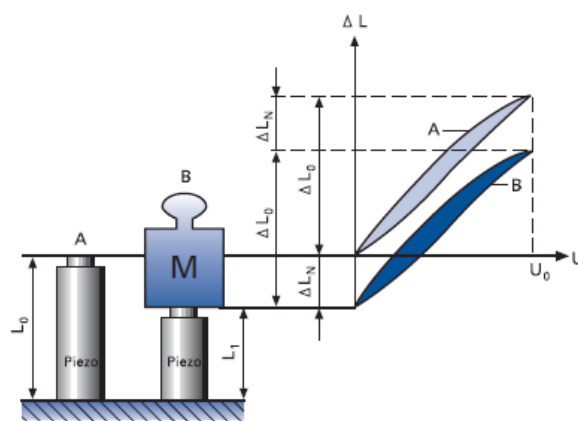


Figura 4.16 – Resposta do sistema numa situação de aplicação do atuador sozinho A, e resposta do sistema quando o atuador é colocada uma massa adicional M, B. Onde ΔL_0 corresponde ao deslocamento normal na situação A e ΔL_N corresponde à diferença de deslocamento entre a situação A e B, com a adição da massa M [45].

O ponto-zero, ponto de início do deslocamento do atuador, será alterado e obtido um valor menor, podendo esta diferença ser calculada através da equação 4.32, onde ΔL_N é a diferença no deslocamento, K_e é a rigidez do atuador e F corresponde à força exercida pela massa adicional no piezoelétrico, $F = M \times g$.

$$\Delta L_N = F/K_E \quad \text{Equação 4.32}$$

Na prática, em algumas aplicações os atuadores são operados abaixo da sua frequência de ressonância. Devido ao comportamento não linear do piezoelétrico nestas situações, o resultado teórico da equação não é compatível com a realidade do sistema do atuador sob uma série de condições [45]. No caso de ser colocada uma massa adicional, a frequência de ressonância do sistema altera sendo esta nova frequência de ressonância dada pela equação 4.33.

$$f'_0 = f_0 \sqrt{\frac{m_{eff}}{m'_{eff}}} \quad \text{Equação 4.33}$$

Onde, f'_0 é a nova frequência de ressonância do sistema, f_0 é a frequência de ressonância do sistema, m_{eff} corresponde a 1/3 da massa de cerâmicos piezoelétricos mais outros componentes e peças do atuador e $m'_{eff} = m_{eff} + M$

A fixação de atuadores poderá ser feita através da sua colagem, soldagem e aperto, sendo que a colagem com cola acrílica ou epoxy proporcionará uma fixação mais forte e flexível. Contudo, esta forma de fixação, embora mais segura para o atuador, produz uma pequena atenuação na transmissão da vibração [38].

4.3. Sumário

Os materiais piezoelétricos exibem um comportamento distinto quando sujeitos a uma força mecânica ou a um campo elétrico. Este fenômeno tem o nome de efeito piezoelétrico (direto) quando o material é sujeito a uma força mecânica e se obtêm o mesmo eletricamente carregado. Contrariamente, quando o material é exposto a um campo elétrico, este deforma-se por expansão ou compressão conforme a polaridade do campo elétrico aplicado e também em proporção à sua intensidade, dando-se assim o efeito piezoelétrico inverso.

Os cerâmicos virgens para terem um comportamento piezoelétrico necessitam da aplicação de um tratamento de polarização, *polling*, sujeitos à exposição de um forte campo elétrico de corrente contínua e a temperaturas ligeiramente superiores à temperatura de Currie.

A colocação de um elemento piezoelétrico em funcionamento num campo elétrico gerado por uma corrente alternada fará alterar as suas dimensões ciclicamente conforme a frequência do campo elétrico.

A utilização de elementos piezoelétricos ao invés de outros transdutores eletromagnéticos apresenta uma alternativa vantajosa quando o tamanho e o peso dão elementos a ter em consideração na criação do sistema proposto.

Os dispositivos que fazem uso do efeito piezoelétrico podem ser divididos em quatro categorias: geradores piezoelétricos, sensores, atuadores e transdutores.

Os atuadores piezoelétricos, através do efeito piezoelétrico inverso, quando lhes é aplicado um sinal elétrico, estes respondem com um deslocamento ou força mecânica cuja magnitude varia conforme a rigidez e a forma dos mesmos.

O atuador *stack* pertence ao grupo dos atuadores axiais sendo constituído por múltiplos elementos cerâmicos empilhados e conectados em paralelo, cuja direção de polarização de cada elemento é paralela à direção do deslocamento ou força que vai exercer.

Dentro destes atuadores existem ainda os *stack* de baixa voltagem, podem ser operados até 200 V, e os de alta voltagem cuja gama de tensão varia entre os 500 V e 1000 V. Estes atuadores estão também limitados a um deslocamento máximo de 0,2 % do comprimento do atuador.

Os atuadores *stacks*, devido à sua construção por empilhamento de vários *layers* de material cerâmico irá reduzir significativamente a rigidez do sistema pelo que é recomendado evitar que estes atuadores estejam sujeitos a forças de tensão. Desta forma é necessário proteger o atuador adicionado um mecanismo que funciona com o princípio de armazenamento de força como uma mola mecânica. Alguns atuadores, que já tem incorporado este mecanismo, apresentando a sigla VS.

Em muitas aplicações, é instalada no atuador uma massa adicional comportando-se este novo sistema de forma diferente. A adição de uma massa irá aplicar uma força sobre o piezoelétrico que influenciará diminuindo o deslocamento do mesmo e alterando a frequência de ressonância do sistema. Nesta situação, deverá ser estudado o novo comportamento do sistema para antecipar as novas respostas deste.

Capítulo 5

Desenvolvimento e simulação da alavanca vibratória

RETIRADO POR QUESTÕES DE
CONFIDENCIALIDADE

Capítulo 6

Implementação e análise da alavanca vibratória

RETIRADO POR QUESTÕES DE
CONFIDENCIALIDADE

Capítulo 7

Conclusões e perspectivas futuras

7.1 Sumário dos desenvolvimentos

No âmbito deste projeto era pretendido o estudo, desenvolvimento e conceção de um novo dispositivo médico para auxiliar o processo de extração dentária. A principal motivação neste projeto seria atuar nas áreas críticas deste processo, sendo estas as forças de luxação elevadas que levam em muitos casos a danos na cavidade oral e a tempos de recuperação dolorosos para o paciente.

Neste sentido, foram desenvolvidos e aperfeiçoados 4 protótipos, resultantes de três dissertações sobre este tema.

O projeto foi iniciado com uma solução complexa e modular que pretendia inserir os três instrumentos usados no procedimento de extração dentária numa solução modular e convergiu para soluções mais simples onde se pretendia aproximar ao máximo à forma ergonómica dos instrumentos odontológicos atualmente usados pelos profissionais. Nestes, foram também estudados diferentes sistemas de vibração a ser introduzidos no instrumento com o objetivo de diminuir a força exercida pelo profissional, reduzindo não só os danos e o pós-operatório do paciente assim como a exaustão do processo para o médico dentista.

Neste trabalho, foi inicialmente revisto o conceito de extração dentária assim como o estado da arte dos instrumentos existentes para uso neste processo. Ainda nesta fase de estudo, foram avaliadas as soluções desenvolvidas nos trabalhos anteriores assim como as formas ideais que deveria ter a pega do instrumento e a resposta humana à vibração.

Com o estudo e avaliações realizadas das formas de vibração dos protótipos anteriores compreendeu-se que deveria ser aperfeiçoada a forma de controlo de vibração assim como a utilização de sistemas com menores dimensões, altas frequências e baixas amplitudes. Neste sentido, foi explorado o tema dos piezoelétricos e as suas possíveis formas de aplicação.

Assim, neste trabalho foi estudado a colocação de um sistema de vibração no interior do cabo de uma alavanca odontológica. Neste protótipo, a vibração foi induzida à ponta ativa que estaria em contacto com as estruturas dentárias, através de um atuador piezoelétrico para movimento horizontal.

O instrumento desenvolvido apresenta uma forma semelhante à de uma alavanca *standard*, mantendo assim a ergonomia do instrumento e a facilidade de manuseamento do mesmo no processo por parte do médico dentista. A vibração verifica-se facilmente controlável e com uma maior precisão na força e amplitude aplicada.

7.2 Conclusões

Este trabalho enquadrado no projeto de conceção de um instrumento capaz de auxiliar a extração de dentes e raízes permitiu obter uma visão geral do processo de extração dentária, compreendendo a fase mais difícil do processo, a luxação do dente e raiz, e neste sentido, onde deveriam incidir as melhorias a implementar num novo dispositivo a desenvolver.

A exposição à vibração a que profissionais estariam sujeitos com a utilização deste dispositivo levou à realização de um estudo do comportamento do ser humano com a aplicação de vibração, essencialmente na vibração transmitida à mão, que permitiu verificar a existência de um patamar limite nas normas internacionais muito inferior ao estimado para este trabalho. No entanto, verifica-se que nos diferentes trabalhos realizados pelos médicos dentistas, estes estão constantemente expostos a vibrações ultrassónicas produzidas por instrumentos que ultrapassam em larga escala os definidos nestas normas.

Desta forma, poderemos concluir que os valores associados às normas poderão ser relativos em situações de exposição de baixa duração, como é o caso de muitos procedimentos realizados por estes profissionais. Outro facto interessante de referir será a frequência natural do dente que esta na gama dos 300 Hz a 2000 Hz, frequências que também ultrapassam as normas, podendo assim verificar-se que se tratam de estruturas que poderão ter uma diferente abordagem clínica.

Sendo este um tema delicado conclui-se a necessidade de avaliar todos os riscos e benefícios associados à aplicação da vibração induzida pelo dispositivo.

O protótipo desenvolvido no âmbito deste trabalho apresenta uma boa forma ergonómica, tendo sido esta uma das maiores evoluções em relação aos trabalhos anteriores, conseguindo-se uma fácil adaptação por parte do profissional o que também indicará a sua mais rápida aquisição e entrada no mercado.

A indução de vibração através de um atuador piezoelétrico aumentou a facilidade no sistema de controlo da frequência e amplitude conseguindo-se também maiores forças e altas frequências.

Com a realização dos ensaios no modelo adquirido, verificou-se difícil a percepção da influência do sistema de vibração durante o processo. O tempo de extração durante os ensaios assemelha-se ao de um procedimento de exodontia normal, assim como as forças requeridas e os danos causados.

No entanto, os ensaios apresentam uma dificuldade acrescida em relação a um procedimento de exodontia normal dado pelo modelo de cabeça de porco ser modelo

anatomicamente diferente de um ser Humano. As estruturas dentárias do modelo apresentam raízes maiores e com maior profundidade, dentes de maiores dimensões e a necessidade de exercer maiores forças de luxação. Neste sentido, poderá também não ser indicado o uso dos instrumentos com a ergonomia atual.

Ainda inerente a esta dificuldade, qualquer dentição apresenta inúmeras diferenças mesmo entre dentes com a mesma anatomia, o que dificulta a relação de comparação entre os parâmetros de extração entre dentes no próprio modelo.

No entanto, estima-se que esta vibração poderá ajudar no processo de penetração em profundidade do instrumento entre o dente e o osso alveolar permitindo uma mais fácil colocação do instrumento e uma mais fácil elevação do dente.

A oscilação nesta região poderá também levar à sua elevação. Estes factos indicariam que o processo estará a ser facilitado, reduzindo também a força a aplicar e a duração do processo aquando da utilização da vibração na fase de luxação.

7.3 Trabalho futuro

Em trabalho futuro propõe-se a exploração de uma forma de atenuação da vibração que será transmitida à mão para que os valores induzidos possam coincidir com os dados como limite nas normas internacionais. Desta forma, deveria seguir-se uma pesquisa de materiais poliméricos com grande valor de atenuação de vibração para serem inseridos como material envolvente na pega do dispositivo.

A passagem deste obstáculo, sendo o único ponto de contacto e de risco do médico dentista, permitiria conseguir um dispositivo aprovado pelas normas e seria adicionada uma maior segurança ao mesmo.

Embora a forma ergonómica do dispositivo conseguido seja muito semelhante à alavanca original, existem inúmeras alavancas no mercado que pretendem aumentar o desempenho ergonómico das mesmas. Assim sendo, o dispositivo desenvolvido deve acompanhar esta evolução.

Partindo do estudo realizado no capítulo 3, sugere-se testes com a colocação de um material envolvente na pega de compósitos de borracha EPDM e espuma EPDM ou PU, com o objetivo de diminuir a pressão de contacto e aumentar a área de contacto aumentando assim a ergonomia na sua utilização.

Em desenvolvimentos futuros propõe-se ainda a realização de múltiplos ensaios com o instrumento desenvolvido em vários modelos anatómicos e por vários profissionais, uma avaliação exaustiva e uma análise estatística dos parâmetros do tempo de extração, força exercida e danos causados na cavidade oral. A realização de vários testes e uma análise estatística dos mesmos permitirá obter uma tendência, observando-se com maior clareza quais as influências da aplicação da vibração por este instrumento.

Por fim, sugere-se ainda a experimentação de indução da vibração noutras direções com o objetivo de apurar qual poderá auxiliar melhor no desempenho do processo de luxação. E se verificável, a aplicação de vibração em várias direções.

Referências

-
- [1] A. N. Datarkar, *Exodontia Practice*, Nova Deli: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2007.
- [2] H. Dym e A. Weiss, "Exodontia: Tips and Techniques for Better Outcomes," em *Dental Clinics of North America*, Elsevier, 2012.
- [3] L. J. DeBowes, DVM e MS, "Simple and Surgical Exodontia," 2005.
- [4] F. D. Fragiskos, *Oral Surgery*, Berlim: Springer, 2007.
- [5] C. G. Escoda e L. B. Aytés, *Tratado de Cirurgia Bucal*, Ergon, 2011.
- [6] C. Scheller, *Basic guide to Dental Instruments*, Singapura: Blackwell Publishing Ltd, 2006.
- [7] J. R. Hupp, E. Ellis III e M. R. Tucker, *Contemporary Oral and Maxillofacial surgery*, China: Elsevier, 2014.
- [8] M. Chiapasco, *Cirurgia Oral*, Masson, 2006.
- [9] J. Kumabe e M. Kumabe, "Tool for exodontia". Patente 4,608,019, 26 Agosto 1986.
- [10] M. Kumabe, "Device for both dynamic anesthetic and affected area separation". Patente US 2003/0003418 A1, 2003.
- [11] D. Sawyer, *An Introduction to Human Factors in Medical Devices*, 1997.
- [12] J. L. Martin, B. J. Norris, E. Murphy e J. A. Crowe, *Medical device development: The challenge for ergonomics*, Elsevier, 2008.
- [13] P. Carayon, B. Alyousef e A. Xie, "Chapter 57 - Human factors and ergonomics in health care," em *Handbook of Human Factors and Ergonomics*, John Wiley & Sons, Inc., 2012.
- [14] J. D. Eccles, *Dental practice - a field for ergonomics research*, Elsevier, 1976.
- [15] A. H. Guay, *Commentary: Ergonomically related disorders in dental practice*, American Dental Association, 1998.
- [16] "Medline Plus," [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/carpaltunnelsyndrome.html>. [Acedido em 22 Agosto 2014].
- [17] G. Harih e B. Dol" sak, *Recommendations for too-handle material choice based on finite element analysis*, Elsevier, 2013.
- [18] G. Harih e Dol" sak, *Tool-handle design based on a digital human hand model*, Elsevier, 2012.
- [19] C. J. Garneau e M. B. Parkinson, *Optimization of product dimensions for discrete sizing applied to a tool handle*, Elsevier, 2010.
- [20] N. J. Seo e T. J. Armstrong, *Investigation of Grip Force, Normal Force, Contact Area, Hand Size, and Handle Size for Cylindrical Handles*, The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 2008.
- [21] Y.-K. Kong e B. D. Lowe, *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, Elsevier, 2004.
- [22] J. L. Sancho-Bru, D. J. Giurintano, A. Pérez-González e M. Vergara, *Optimum Tool Handle Diameter for a*

- Cylinder Grip*, Elsevier, 2003.
- [23] A. Mayes, "Materials for Biomedical Applications," 2006. [Online]. Available: <http://ocw.mit.edu/courses/materials-science-and-engineering/3-051j-materials-for-biomedical-applications-spring-2006> (Accessed 22 Sep, 2014). License: Creative Commons BY-NC-SA.
- [24] A. Steel, *304/304L STAINLESS STEEL DATA SHEET*, AK Steel Corporation, 2007.
- [25] "Aço Inoxidável Tipos 304 e 304L," [Online]. Available: <http://www.brownmac.com/products/stainless-steel-plate/Stainless-Steel-304-and-304l-portuguese.aspx>. [Acedido em 22 Setembro 2014].
- [26] N. J. Mansfield, *Human Response to Vibration*, CRC Press, 2005.
- [27] E. Rytönen, *High-Frequency Vibration and Noise in Dentistry*, Kuopio: Kuopion Yliopisto, 2005.
- [28] C. Scheffer e P. Girdhar, *Practical Machinery Vibration Analysis & Predictive Maintenance*, Elsevier, 2004.
- [29] M. J. Griffin, "Chapter 22 - Vibration and motion," em *Handbook of Human Factors and Ergonomics*, John Wiley & Sons, Inc., 2012.
- [30] J. Lucena, J. Schneider e J. A. Leydens, *Engineering and Sustainable Community Development*, Morgan & Claypool, 2010.
- [31] R. G. Dong, T. W. McDowell e D. E. Welcome, *Biodynamic Response at the Palm of the Human Hand Subjected to a Random Vibration*, Industrial Health, 2004.
- [32] J. M. Randall, R. T. Matthews e M. A. Stiles, *Resonant frequencies of standing humans*, Taylor & Francis, 2010.
- [33] E. Rytönen, E. Sorainen, P. Leino-Arjas e S. Solovieva, *Hand-arm vibration expose of dentists*, Springer, 2006.
- [34] R. G. Dong, A. W. Schopper, T. W. McDowell, D. E. Welcome, J. Z. Wu, W. P. Smutz, C. Warren e S. Rakheja, *Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system*, Elsevier, 2004.
- [35] D. Fernandes, *Tese de Mestrado: Estudo e concepção de um novo dispositivo médico auxiliar para a remoção de dentes e raízes*, 2012.
- [36] S. Madeira, *Tese de Mestrado: Projeto de detalhe e desenvolvimento de um novo dispositivo médico auxiliar para extração de dentes e raízes*, 2013.
- [37] H. S. Tzou e M. C. Natori, "Piezoelectric Materials and Continua," em *Encyclopedia of Vibration*, UK, Academic press, 2001.
- [38] I. R. Henderson, *Piezoelectric Ceramics: Principles and Applications*, APC International, 2002.
- [39] H. Castro, *Sensores e Actuadores Baseados em Polímeros Piezoelétricos*, 2006.
- [40] L. F. da Silva, *Estudo de mecanismos alternativos de controlo do sistema de alimentação de máquinas de costura industriais*, 2002.

- [41] [Online]. Available: <http://www.ac.tut.fi/aci/courses/ACI-51106/pdf/Piezo/PiezoelectricActuators.pdf>. [Acedido em 22 Maio 2014].
- [42] R. S. Dahiya e M. Valle, "Appendix A - Fundamentals of Piezoelectricity," em *Robotic Tactile Sensing - Technologies and System*, Springer, 2013.
- [43] "PI," 2014. [Online]. [Acedido em 2014 Maio 10].
- [44] T. L. Jordan e Z. Ounaies, *Piezoelectric Ceramics Characterization*, NASA, 2001.
- [45] *Piezoelectrics in Positioning*, Physik Instruments GmbH & Co., 2008.
- [46] J. Tichy, J. Erhart, E. Kittinger e J. Privratská, *Fundamentals of Piezoelectric Sensorics*, Springer, 2010.
- [47] *IEE Standard on Piezoelectricity*, 1988.
- [48] "Piezoelectric Ceramics Properties and Applications," [Online]. Available: <http://www.morgantechnicalceramics.com/products/product-groups/piezo-ceramic-components/piezoelectric-ceramics-prop-apps>. [Acedido em 30 Maio 2014].
- [49] M. Pozzi e T. King, *Piezoelectric modelling for an impact actuator*, Elsevier Science, 2003.
- [50] M. Novotny e P. Ronkamen, *Piezoelectric Actuators*, 2009.
- [51] *First Steps towards Piezoaction*, Piezomechanik GmbH, 2010.
- [52] "The Piezoelectric Effect," [Online]. Available: <http://www.aurelienr.com/electronique/piezo/piezo.pdf>. [Acedido em 12 Abril 2014].
- [53] "dlc," [Online]. Available: <http://dlc.com.au/en/denatal-equipment/small-animals/elevators-en/dental-elevator-no.-34.html>. [Acedido em 14 Setembro 2014].

Apêndices

RETIRADO POR QUESTÕES DE
CONFIDENCIALIDADE

Anexos

RETIRADO POR QUESTÕES DE
CONFIDENCIALIDADE