



**Diogo Daniel Oliveira
Monteiro da Fonseca**

**Sistema capacitivo planar excitado a elevadas
frequências para operações de monitorização em
implantes instrumentados**



**Diogo Daniel Oliveira
Monteiro da Fonseca**

**Sistema capacitivo planar excitado a elevadas
frequências para operações de monitorização em
implantes instrumentados**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestrado em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica do Doutor Marco Paulo Soares dos Santos, Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

Apoio financeiro do TEMA:

UIDB/00481/2020;

UIDP/00481/2020;

CENTRO-01-0145-FEDER-022083

Apoio financeiro do FEEI e FCT:

POCI-01-0145-FEDER-031132

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor Vítor Manuel Ferreira dos Santos

Professor Associado com Agregação da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor Marco Paulo Soares dos Santos

Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos

Professor Associado Com Agregação da Universidade de Trás-Os-Montes e Alto Douro

**Agradecimentos /
Acknowledgements**

Aos meus pais Daniel e Maria, à minha irmã Diana e aos meus avós António e Hermínia por todo o apoio, ajuda, incentivo e por me possibilitarem seguir aquilo que gosto.

Aos meus amigos Afonso, Danny, João e Francisco por toda a ajuda e disponibilidade prestada ao longo desta jornada académica e principalmente pelo companheirismo que vos caracteriza a todos.

Ao meu orientador, Professor Doutor Marco Santos e coorientador, Professor Doutor Jorge Ferreira por toda a ajuda e orientação prestada no decorrer da realização da tese.

Ao Mestre António Festas, ao Mestre Rui Heitor e à Doutora Paula Marques por todo o apoio técnico prestado na realização desta dissertação.

Palavras-chave

Dispositivo biomédico; Implantes instrumentados; Interface osso-implante; Descolamento assético; Hidroxiapatite; Sensor capacitivo

Resumo

Apesar das artroplastias estarem entre os procedimentos cirúrgicos mais realizados anualmente em todo o mundo, ainda se observa uma taxa de falha de aproximadamente 10%. Este facto, associado ao expectável aumento da incidência de artroplastias nas próximas décadas, realça a necessidade de implantes instrumentados com capacidade de monitorizar o estado do osso-implante e de aplicar estímulos biofísicos personalizáveis. Este trabalho tem como objetivos avaliar o desempenho de um sistema de monitorização, baseado na tecnologia capacitiva planar, utilizando uma frequência de excitação de 4,8 MHz e avaliar a influência de um filme compósito de HA-colagénio na variação da capacidade elétrica. Foram realizados testes de compressão e descompressão, através de deslocamentos relativos entre amostras ósseas porcinas de 10x10x10 mm e a interface sensorial. Os resultados demonstram uma variação da capacidade elétrica média de 51,11 fF (12,02 aF/ μm) para deslocamentos da amostra óssea entre -4 mm (situação de descolamento) e 0,25 mm (situação de ligação), e uma variação da capacidade elétrica média de 49,6 fF (11,67 aF/ μm) para deslocamentos entre 0,25 mm e -4 mm. Comparando estes resultados com resultados obtidos para frequências de excitação de 32 kHz, a variação da capacidade elétrica diminui com o aumento da frequência de excitação. Foram obtidas correlações superiores a 97,18% para o intervalo de confiança de 99%, entre os modelos computacionais desenvolvidos e os resultados experimentais. Quando se inclui um filme compósito de HA-colagénio de 80 μm de espessura entre a interface sensorial e as amostras ósseas, e usando 32 kHz como frequência de excitação, verifica-se uma variação da capacidade elétrica média de 133,9 fF (31,51 aF/ μm) para deslocamentos entre -4 mm e 0,25 mm e uma variação da capacidade elétrica média de 164,4 fF (38,68 aF/ μm) para deslocamentos entre 0,25 mm e -4 mm. Nestes ensaios existe uma tendência idêntica à verificada em ensaios previamente realizados, com uma frequência de excitação de 32 kHz, sem a presença do filme compósito de HA-colagénio. Contudo no intervalo correspondente ao contacto da amostra óssea com a interface sensorial, $0 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$, ocorre uma maior variação da capacidade elétrica em função do deslocamento quando o filme compósito de HA-colagénio é incluído. Foi observada uma menor correlação (57.61%) entre as simulações computacionais e os dados experimentais. Estes estudos demonstram que o sistema capacitivo planar tem um grande potencial para monitorizar o estado de fixação osso-implante, contribuindo para o desenvolvimento de uma nova era de implantes multifuncionais bioelétricos.

Keywords

Biomedical device, Instrumented implants, Bone-implant interface Aseptic loosening, Hydroxapatite, Capacitive sensor

Abstract

Although arthroplasties are among the most frequently performed surgical procedures in the world, a failure rate of approximately 10% is still observed. This fact, associated with the expected increase in the incidence of arthroplasties in the coming decades, highlights the need of instrumented implants with the ability to monitor the bone-implant state and to apply customizable biophysical stimuli. This work aims to evaluate the performance of a monitoring system, based on the planar capacitive technology, using an excitation frequency of 4.8 MHz and to evaluate the influence of a HA-collagen composite film on the variation of the electrical capacitance. Compression and decompression tests were performed through relative displacements between 10x10x10 mm porcine bone samples and the sensory interface. The results showed a mean electrical capacity variation of 51.11 fF (12.02 aF/ μm) for bone displacements between -4 mm (loosening state) and 0.25 mm (bonding state), and a mean electrical capacitance variation of 49.6 fF (11.67 aF/ μm) for displacements between 0.25 mm and -4 mm. Comparing these results with results obtained for excitation frequencies of 32 kHz, the variation of the electrical capacitance decreases with the increase of the excitation frequency. Correlations higher than 97.18% were obtained for the 99% confidence interval between the developed computational models and the experimental results. When including a 80 μm thick HA-collagen composite film between the sensory interface and bone samples, and using 32 kHz as the excitation frequency, there is a variation in the average electrical capacitance of 133.9 fF (31.51 aF/ μm) for shifts between -4 mm and 0.25 mm and an average electrical capacitance variation of 164.4 fF (38.68 aF/ μm) for shifts between 0.25 mm and -4 mm. In these tests there is a similar trend as in previous tests, with an excitation frequency of 32 kHz, without the presence of the HA-collagen composite film. However, in the interval corresponding to the bonding of the bone sample with the sensorial interface, $0 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$, there is a higher variation in the electrical capacitance as a function of the displacement when the HA-collagen composite film is included. A lower correlation (57.61%) was observed between the computational simulations and the experimental data. This study demonstrates that the planar capacitive sensor holds potential to monitor the bone-implant fixation state, contributing to the development of a new era with bioelectrical multifunctional implants.

Índice

1	Introdução	1
1.1	Procura da artroplastia primária e de revisão	1
1.2	Falhas nos implantes ósseos	4
1.3	Tipos de fixação	4
1.4	Metodologias no design de implantes	5
1.4.1	Implantes passivos não instrumentados	6
1.4.2	Implantes ativos não instrumentados	7
1.4.3	Implantes passivos instrumentados	9
1.4.4	Implantes ativos instrumentados	10
1.5	Objetivos	11
1.6	Estrutura da dissertação	11
2	Propriedades dos ossos	13
2.1	Características dos ossos	13
2.1.1	Tipo de ossos	13
2.1.2	Remodelação e modelação óssea	14
2.1.3	Propriedades mecânicas dos ossos	15
2.1.4	Propriedades diéletricas dos ossos	15
3	Sistemas de monitorização da interface osso-implante	17
3.1	Imagens Médicas	17
3.2	Vibacionais	19
3.2.1	Método 1: Excitação mecânica extracorporal / Saída mecânica extracorporal	19
3.2.2	Método 2: Indução magnética extracorporal / Saída mecânica extracorporal	21
3.2.3	Método 3: Excitação mecânica intracorporal / Saída mecânica extracorporal	22
3.3	Emissão Acústica	23
3.3.1	Método 1: Excitação mecânica extracorporal / Sinal acústico extracorporal	23
3.3.2	Método 2: Excitação mecânica intracorporal / Sinal acústico extracorporal	24
3.3.3	Método 3: Indução magnética extracorporal / Sinal acústico extracorporal	25
3.4	Indução Magnética	26

3.4.1	Método 1: Indução magnética extracorporal / Indução magnética extracorporal	26
3.5	Bioimpedância Eléctrica	27
3.5.1	Método 1: Corrente eléctrica extracorporal / Diferença de potencial extracorporal	27
3.6	Sensores de Deformação Mecânica	28
3.6.1	Método 1: Forças mecânicas intracorporais / Deformação óssea intracorporal	28
3.6.2	Método 2: Forças mecânicas intracorporais / Deformação da placa de fixação intracorporal	28
3.7	Tecnologias de monitorização já desenvolvidas para implantes instrumentados	29
3.7.1	Método 1: Excitação mecânica intracorporal / Sinal mecânico intracorporal	29
3.7.2	Método 2: Excitação mecânica extracorporal / Sinal acústico intracorporal	30
3.8	Sistemas de monitorização capacitivos	31
4	Materiais e Métodos	39
4.1	Sistemas de detecção	39
4.1.1	Princípio de funcionamento	39
4.1.2	Sistema de monitorização utilizado	39
4.1.3	Circuito(s) de monitorização e aquisição de dados	40
4.2	Aparato experimental	41
4.3	Preparação das amostras ósseas	42
4.4	Desenvolvimento do filme compósito de HA-colagénio	43
4.5	Testes de compressão e descompressão	43
4.6	Procedimento experimental	44
4.7	Modelos computacionais	44
4.7.1	Modelo simplificado do osso	45
4.7.2	Detalhes das simulações computacionais	45
4.8	Análise estatística dos dados	46
4.8.1	Análise estatística dos dados experimentais	46
4.8.2	Correlação dos dados experimentais e computacionais	47
5	Resultados	49
5.1	Monitorização experimental sem filme compósito de HA-colagénio	49
5.1.1	Aproximação e Compressão	49
5.1.2	Descompressão e Afastamento	51
5.2	Resultados da simulação sem filme compósito de HA-colagénio	53
5.3	Resultados experimentais com filme compósito de HA-colagénio	55
5.3.1	Aproximação e Compressão	55
5.3.2	Descompressão e Afastamento	57
5.4	Resultados da simulação com filme compósito de HA-colagénio	59
6	Discussão	63
7	Conclusão e trabalhos futuros	67

Bibliografia	71
Apêndices	85
A Resultados da validação Experimental/Computacional	85
B Propriedades elétricas e magnéticas utilizadas na simulação computacional	87
C Desenhos técnicos do dispositivo para a validação <i>in vitro</i>	89
Anexos	95

Lista de Tabelas

6.1	Tabela de resumo dos diferentes sistemas de monitorização avaliados juntamente com o requisitos utilizados para avaliar a viabilidade destes para a sua utilização em implantes instrumentados ativos.	63
A.1	Dados usados para correlacionar os dados obtidos através dos modelos computacionais e os dados obtidos <i>in vitro</i>	85
A.2	Dados usados para correlacionar os dados obtidos através dos modelos computacionais e os dados obtidos <i>in vitro</i> com o filme compósito de HA-colagénio.	86
B.1	Dimensões dos respectivos domínios das arquitecturas de monitorização. .	87
B.2	Propriedades elétricas e magnéticas dos materiais orgânicos e inorgânicos aplicadas nas arquitecturas de monitorização.	87
B.3	Propriedades dielétricas do osso esponjoso para a frequência de 32 kHz aplicadas nas arquitecturas de monitorização.	88
B.4	Propriedades dielétricas do osso esponjoso para a frequência de 4.8 MHz aplicadas nas arquitecturas de monitorização.	88
G.1	Parâmetros da equação 2.2 usados para obter as propriedades dielétricas dos tecidos (adaptado) [72].	95

Lista de Figuras

1.1	Exemplo de um joelho com osteoartrite (esquerda) e com um implante (direita).	2
1.2	Relação do risco de revisão da ATA com a idade da intervenção primária [3].	3
1.3	Projeção do número de ATA e ATJ primárias nos Estados Unidos da América entre 2005 a 2030 [4].	3
1.4	Exemplo de prótese da ATA com fixação cimentada (esquerda), cimentada (centro) e híbrida (direita).	5
1.5	Arquitetura geral de implantes passivos instrumentados [29].	9
1.6	Arquitetura geral de implantes ativos instrumentados [29].	10
2.1	Representação do osso cortical.	14
2.2	Representação esquemática do processo de remodelação e modelação óssea [71].	15
2.3	Permitividade e condutividade do osso trabecular: Obtidas do modelo (curvas pretas e pontilhadas), dados experimentais a 37°C (curvas pontilhadas) e dados da literatura (triângulos e círculos) [72].	16
3.1	Exemplo de um caso de radiolucência em torno de uma haste de Corail num período de 4 anos. Linhas vermelhas horizontais indicam a profundidade da radiolucência na zona lateral e medial da haste [71].	18
3.2	Imagem obtida por cintigrafia que exhibe: (a) situação de ausência de descolamento assético, (b) descolamento assético numa prótese da anca [80].	18
3.3	Ilustração do sistema de excitação e medição para a avaliação do estado da interface osso (<i>Sawbone</i>)-implante [82].	20
3.4	Representação esquemática do oscilador magnético (a) Representação dos componentes: (1) Bobine extracorporal; (2) Tecido humano; (3) Oscilador; (4) Acelerómetro extracorporal; (5) Implante. (b) Representação detalhada dos osciladores [73].	22
3.5	Ilustração do princípio do sensor de Goossens aplicado na componente femoral de uma prótese da anca para o diagnóstico de descolamento assético [94].	24
3.6	Princípio de funcionamento do sensor acústico para deteção de descolamento do implante da ATA desenvolvido por Ewald [96].	25
3.7	Princípio de funcionamento do sensor piezo-acústico [97].	26
3.8	Técnica para avaliação da impedância bio-elétrica [100][101].	27

3.9	Sensor “Bio-compatible wireless inductive thin-film strain sensor” desenvolvido por Burton (esquerda), assim como um exemplo da sua aplicação (direita) [102].	28
3.10	Sistema de deteção de descolamento assético na ATA desenvolvido por Puers <i>et al.</i> [104].	29
3.11	Sistema sem fios implementado na cabeça femoral de um implante da ATA [106].	30
3.12	Média dos valores da capacidade elétrica para os ensaios de aproximação e compressão. Intervalos de confiança de 95% e 99% com base no desvio padrão das amostras [108].	31
3.13	Média dos valores da capacidade elétrica nos ensaios de descompressão e afastamento. Intervalos de confiança de 95% e 99% com base no desvio padrão das amostras [108].	32
3.14	Representação do sensor com arquitetura (HIC-qP) ($d = 6$ mm; $q = 10$ mm); (d) Esquema elétrico do sensor (HIC-qP).	33
3.15	Média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão. ICs de 95 e 99% calculado pelo DP entre amostras em relação à média do conjunto de amostras [109]. . .	34
3.16	Média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão e afastamento. ICs de 95 e 99% calculados pelo DP entre amostras em relação à média do conjunto de amostras [109].	35
3.17	Validação dos ensaios experimentais da arquitetura HIC-qP comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a média normalizada dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão [109].	36
3.18	Validação dos ensaios experimentais da arquitetura EPL comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a média normalizada dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão [109].	37
4.1	Representação esquemática do sensor capacitivo utilizado no sistema de monitorização [108].	39
4.2	Ilustração do sensor de monitorização capacitivo (a) Proveniente do software Eagle 9.0.1 (b) PCB final.	40
4.3	Conversor analógico-digital capacitivo FDC2214EVM.	41
4.4	Conversor analógico-digital capacitivo EVAL-AD7746EB.	41
4.5	Aparato experimental: a) Representação do aparato experimental: 1- haste; 2- alojamento da amostra óssea; 3- Placa de acrílico com a guia; 4- Amostra óssea; 5- Parafusos de fixação; 6- PCB; 7- Placa de alojamento do PCB; 8- Estrutura acrílica; 9- Placa base de alumínio; (b) Aparato completo, onde se observa a máquina usada na compressão (AGS-X 10 kN, Shimadzu) e o circuito EVAL-AD7746EB.	42
4.6	Preparação das amostras porcinas. a) Amostra final; b) Maquinação da face das amostras ósseas utilizando uma fresadora.	43
4.7	Placa de acrílico com o filme compósito de HA-colagénio.	44
4.8	Esquema relativo aos deslocamentos axiais de a) -4 a 0.25 mm b) 0.25 a 4 mm [108].	44

4.9	Ilustração esquemática do modelo ósseo usado nas previsões computacionais: a) parte trabecular e b) parte líquida do osso.	46
4.10	Modelos computacionais da arquitetura de monitorização a) Com o filme compósito de HA-colagénio e b) sem o filme compósito de HA-colagénio. Domínios: 1- Parte óssea líquida ; 2- Parte óssea trabecular; 3- Camada de ar; 4- Filme compósito de HA-colagénio; 5- Placa polimérica; 6- Substrato; 7- Eléctrodos; 8- Ar envolvente.	47
5.1	Resultados experimentais da variação da capacidade eléctrica de cinco amostras ósseas em ensaios de aproximação e compressão.	49
5.2	Média dos valores de capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação seguida de compressão. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.	50
5.3	Resultados experimentais da variação da capacidade eléctrica de cinco amostras ósseas em ensaios de descompressão e afastamento.	51
5.4	Média dos valores de capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão, seguida de afastamento. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.	52
5.5	Resultados da previsão computacional da variação da capacidade eléctrica.	53
5.6	Validação dos ensaios experimentais comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a normalização da média dos valores da capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão.	54
5.7	Resultados experimentais da variação da capacidade eléctrica de seis amostras ósseas em ensaios de aproximação e compressão com o filme compósito HA-colagénio.	55
5.8	Média dos valores de capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação, seguida de compressão. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.	56
5.9	Resultados experimentais da variação da capacidade eléctrica de seis amostras ósseas em ensaios de descompressão e afastamento com o filme compósito HA-colagénio.	57
5.10	Média dos valores de capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão, seguida de afastamento. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.	58
5.11	Resultados da previsão computacional da variação da capacidade eléctrica com filme compósito de HA-colagénio.	59
5.12	Validação dos ensaios experimentais, com o filme compósito de HA-colagénio comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a normalização da média dos valores da capacidade eléctrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão.	60

G.1 Permittividade e condutividade do sangue: Obtidas do modelo (curvas pretas e pontilhadas), dados experimentais a 37°C (curvas pontilhadas) e dados da literatura (triângulos e círculos) [72].	95
--	----

Lista de siglas, acrónimos e símbolos

ATA Artroplastia Total da Anca.

ATJ Artroplastia Total do Joelho.

DP Desvio Padrão.

EA Emissão Acústica.

EIE Espectroscopia de Impedância Eletroquímica.

EPL Eléttodos Planares Listrados.

HA Hidroxiapatite.

HIC-qP Híbrida Indutiva-Capacitiva *quasi*-Planar.

IC Intervalo de Confiança.

MEMS *Micro-Electro-Mechanical Systems* (Sistemas Microeletromecânicos).

OA Osteoartrite.

PCB *Printed Circuit Board*.

PE Polietileno.

R Coeficiente de correlação.

RL Limite inferior do intervalo de confiança.

RM Ressonância Magnética.

RU Limite superior do intervalo de confiança.

SPECT *Single Photon Emission Computed Tomography* (Tomografia computadorizada por emissão de fóton único).

TC Tomografia Computorizada.

UHMWPE *Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene* (Polietileno de Ultra Elevado Peso Molecular).

UMB Unidades Multicelulares Básicas.

Capítulo 1

Introdução

A artroplastia total da anca é considerada um dos maiores avanços do século 20 nos cuidados de saúde [1, 2]. As cirurgias de substituição total da anca e do joelho encontram-se entre as cirurgias de substituição com maior taxa de sucesso, apresentando melhorias ao nível da mobilidade, redução da dor e da qualidade de vida dos pacientes, sendo estes procedimentos considerados economicamente vantajosos [3]. Com o aumento da longevidade da população, da prevalência de obesidade, da necessidade de os indivíduos se manterem ativos e da prevalência de doenças músculo-esqueléticas, nomeadamente a osteoartrite, é expectável o aumento do número de procedimentos de substituição de articulação no futuro próximo.

1.1 Procura da artroplastia primária e de revisão

O número de procedimentos cirúrgicos ortopédicos referentes à artroplastia total da anca (ATA) e do joelho (ATJ) tem registado um aumento nos últimos trinta anos e é espectável que esta tendência se mantenha [4]. Entre 1998 e 2009 a taxa de intervenções de ATJ mais do que duplicou nos Estados Unidos da América e na Escandinávia, tendo sido registado um aumento de 17% no mesmo período em Portugal [5]. O número de ATAs primárias também registou um aumento, tendo o número destes procedimentos triplicado entre 1991 e 2006 nos EUA [5]. Dados mais recentes indicam que em 2018 foram realizadas 91698 ATA e 102177 ATJ no Reino Unido [6] e mais de 272000 ATA e 476000 ATJ nos Estados Unidos.

Atualmente são realizadas mais de 1.5 milhões de ATA por ano em todo o mundo [7]. Num estudo realizado por Kurtz *et al.* [4] em 2007, estima-se que em 2030 sejam realizadas 572000 cirurgias de ATA e 3.48 milhões de ATJ, nos Estados Unidos da América. Estes valores representam um aumento de 174% para a ATA e 673% para a ATJ face aos valores registados pela *American Academy of Orthopaedic Surgeons* em 2005. O aumento do número de procedimentos encontra-se diretamente relacionado com o aumento da esperança média de vida e com o aumento da prevalência de obesidade. De acordo com um estudo realizado pelas Nações Unidas, o número de indivíduos com idade superior a 60 anos deve duplicar até 2050 [8]. Deste modo, as populações atuais encontram-se mais suscetíveis a doenças que afetam a qualidade óssea, como por exemplo, a osteoartrite (OA). O aumento da prevalência de doenças músculo-esqueléticas como a OA reflete-se no aumento da necessidade de cirurgias de substituição total de articulações [9, 10]. As

principais causas para o aumento da prevalência de OA encontram-se relacionadas com aumento da esperança média de vida e com o aumento da taxa de obesidade [9].

A osteoartrite, também designada por doença articular degenerativa ou osteoartrose, é a forma mais comum de artrite crónica e uma das maiores causas da degradação das articulações sendo esta a principal indicação clínica para a ATA e ATJ, representando 92% das indicações para ATA no Reino Unido [11, 12, 13]. A OA apresenta maior taxa de incidência na população com a faixa etária compreendida entre os 65 e os 74 anos [12, 14]. A OA é uma condição degenerativa onde ocorre a diminuição da quantidade de água e de proteoglicanos no interior da cartilagem, tornando esta superfície mais frágil e mais suscetível a roturas mecânicas. Deste modo, e devido ao desgaste da cartilagem, o osso adjacente sofre fissuras ocorrendo um aumento significativo da rigidez do mesmo (esclerose) e a formação de nódulos ósseos justo-articulares reativos (osteófitos) (Figura 1.1) [15].

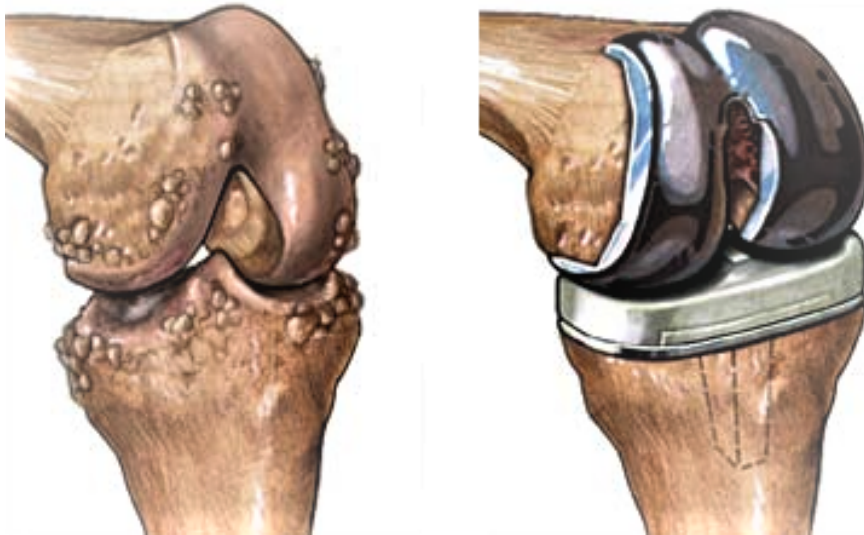


Figura 1.1: Exemplo de um joelho com osteoartrite (esquerda) e com um implante (direita).

Apesar das maiores taxas de ATA e ATJ estarem associadas a pacientes com idade igual ou superior a 65 anos (taxas superiores a 65%), recentes projeções indicam que, em 2030, pacientes com idade inferior a 65 anos (pacientes jovens) representarão 60% de todas as artroplastias [5, 16, 17, 18]. Os pacientes jovens apresentam maior risco de insatisfação e de necessidade de cirurgia de revisão devido aos elevados níveis de atividade física que, por sua vez, aumentam o *stress* aplicado, principalmente, nos componentes da ATJ [19]. O aumento do número de pacientes jovens sujeitos a intervenções cirúrgicas é uma preocupação pois os atuais registos demonstram que a taxa de revisão 10 anos após a cirurgia primária, neste grupo de pacientes, é superior em comparação ao grupo de pacientes com idade superior a 65 anos [3]. O estudo de Bayliss *et al.* [3] conclui que o risco de cirurgia de revisão da ATA e da ATJ aumenta consideravelmente com a redução da idade a que o paciente foi submetido à cirurgia primária (Figura 1.2).

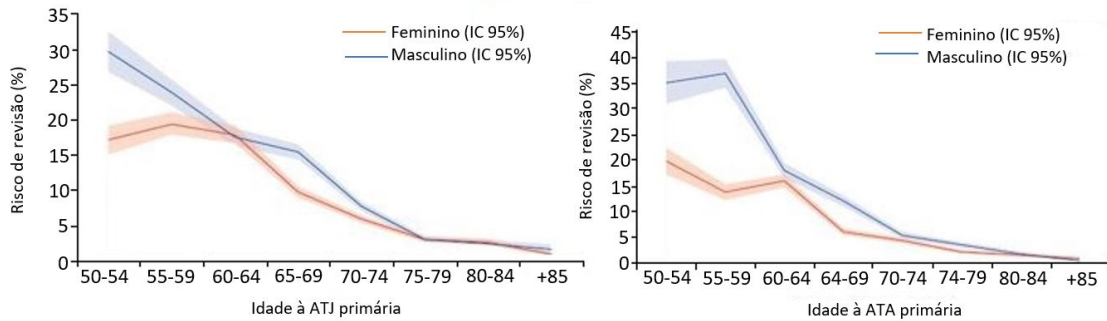


Figura 1.2: Relação do risco de revisão da ATA com a idade da intervenção primária [3].

Miller *et al.* [20] demonstrou que o risco de uma cirurgia de revisão no primeiro ano após a cirurgia primária para pacientes com idade inferior a 50 anos é 4.7 vezes superior ao risco associado a pacientes com mais de 65 anos. O grupo de pacientes com idades compreendidas entre os 18 e os 25 anos apresenta taxas de sobrevivência para a ATA que variam entre os 65% e os 78% [21].

Apesar de serem considerados procedimentos cirúrgicos com sucesso, as taxas de falha ainda são significativas [22, 23, 24]. O estudo realizado por Labek *et al.* [25] com base nos registos nacionais de artroplastia de seis países desenvolvidos (Suécia, Noruega, Finlândia, Dinamarca, Austrália e Nova Zelândia) demonstra que a taxa média de revisão da ATA, independentemente do motivo, é de 6.45% e 12.9%, após 5 e 10 anos da cirurgia primária, respetivamente. Kurtz *et al.* [4] projetou um crescimento de 137% e 601% no número de ATA e ATJ de revisão realizadas nos Estados Unidos da América em 2030 (Figura 1.3). A probabilidade de um paciente ser sujeito a uma segunda cirurgia de revisão é 5 a 6 vezes superior à probabilidade de ser sujeito a uma primeira revisão, independentemente de se tratar da ATA ou da ATJ [26].

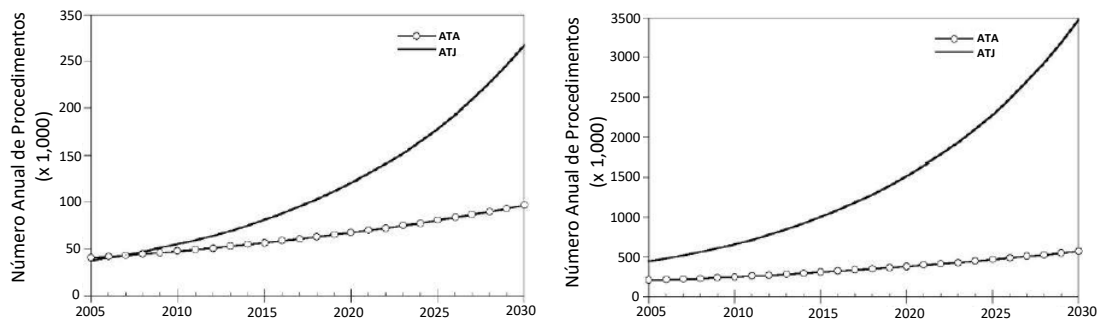


Figura 1.3: Projeção do número de ATA e ATJ primárias nos Estados Unidos da América entre 2005 a 2030 [4].

O facto de a cirurgia de revisão ser tecnicamente mais complexa, envolver mais recursos, mais tempo hospitalar pós-cirurgia e de ser uma cirurgia mais demorada que acarreta maiores riscos de complicações que a cirurgia primária reforça a necessidade do desenvolvimento uma tecnologia com potencialidade para reduzir substancialmente o número de procedimentos cirúrgicos de revisão [5, 16].

1.2 Falhas nos implantes ósseos

São vários os fatores que podem levar à necessidade de cirurgias de revisão da ATA e da ATJ. Estes podem ser categorizados em 3 grupos: (i) relacionados com o paciente, como por exemplo, a anemia falciforme, fraca qualidade do osso envolvente, entre outras; (ii) relacionados com o implante, como por exemplo, fraturas periprostéticas, delaminação do revestimento poroso, problemas de fabrico do implante ou deterioração do estado da fixação osso-implante; (iii) relacionados com o procedimento cirúrgico, resultante de deslocamentos recorrentes, incorreto posicionamento dos componentes ou fraturas periprostéticas provocadas por uma força excessiva durante a colocação do implante [27, 28].

A epidemiologia da cirurgia de revisão da ATA sugere que os principais problemas associados a estes implantes estão relacionados com o descolamento assético e com infeções na interface osso-implante [11, 29, 30]. Estudo realizado por Fergunson *et al.* [11] indica que a principal causa de cirurgia de revisão para uma análise a longo prazo (10 anos) é o descolamento assético (48%), seguida de instabilidade (15%), fratura periprostética (10%), infecção (9%) e posicionamento incorreto do implante (5%). Price *et al.* [31] verificou que a principal causa da cirurgia de revisão de ATJ, para uma análise a longo prazo, é igualmente o descolamento assético. O descolamento assético corresponde à redução da densidade óssea tendo por causa a redução da tensão mecânica nas estruturas ósseas peri-implantares. O descolamento assético tem como principais causas o *stress shielding*, o desgaste da cabeça do implante e a migração do implante (com conseqüente desenvolvimento de tecido mole na interface osso-implante).

1.3 Tipos de fixação

A fixação dos implantes pode ser do tipo cimentada (através de cimento ósseo), não cimentada (através da osseointegração) ou híbrida (Figura 1.4). Os implantes cimentados e não cimentados são grupos heterogêneos com muitos fatores que podem influenciar a sobrevivência do implante, como por exemplo a geometria, os materiais e os acabamentos das superfícies, mas também problemas de fixação mecânica e biológica das interfaces osso-implantes (em fixações não cimentadas) e osso-cimento-implante (em fixações cimentadas) [32, 33, 34]. Devido à elevada taxa de revisão da ATJ cimentada em pacientes jovens, ativos e/ou obesos, tem-se verificado o aumento da tendência de utilização de próteses não cimentadas em todo o mundo [35]. A utilização de próteses não cimentadas em pacientes com idade superior a 65 anos também tem aumentado, apesar de este tipo de fixação se encontrar associado a um maior risco de revisão em pacientes idosos [35]. Nos Estados Unidos é estimado que 86% das ATA sejam do tipo não cimentado, 13% do tipo híbrido e apenas 1% corresponda à fixação cimentada [35]. O principal motivo para a crescente utilização de próteses não cimentadas encontra-se relacionado com os problemas associados a falhas no cimento ósseo e conseqüente descolamento do implante na fixação cimentada [35]. Pelo facto da fixação inicial do implante ser mais difícil de estabelecer nos implantes não cimentados, devido à estabilidade mecânica e à resposta biológica necessária, este tipo de fixação é maioritariamente utilizada em pacientes jovens. As próteses não cimentadas apresentam a vantagem de permitirem planejar mais facilmente a cirurgia de revisão da ATA, particularmente em pacientes jovens, devido à maior preservação do osso [36]. Contudo, estas são mais propensas a induzir *stress*

shielding na interface osso-implante e, conseqüentemente, perda óssea peri-implantar. Apesar do *stress shielding* também ocorrer em implantes cimentados, a probabilidade de ocorrer perda óssea nas fixações não cimentadas é superior para pacientes mais idosos. Este facto é atenuado pela aplicação de revestimentos bioativos como a HA. Apesar dos implantes cimentados apresentarem melhores resultados de estabilidade a curto prazo, a médio e longo prazo esta estabilidade pode ser comprometida pela deterioração do cimento ósseo, aumentando o risco de descolamento assético. A taxa de sobrevivência de próteses cimentadas da ATA em pacientes com idades superiores a 65 anos é superior à registada em próteses não cimentadas e em próteses híbridas [37]. No caso das prótese híbridas utilizadas na ATA, estas são comumente compostas por uma componente femoral cimentada e uma componente acetabular fixa através de *press-fit*. Esta opção é maioritariamente utilizada em pacientes jovens e/ou ativos pois previne a perda óssea na zona pélvica [36]. Um estudo realizado com base no registo Norueguês da artroplastia da anca demonstrou que este tipo de fixação apresenta maior taxa de sobrevivência em pacientes jovens em comparação com as próteses cimentadas na ATA [38].



Figura 1.4: Exemplo de prótese da ATA com fixação cimentada (esquerda), cimentada (centro) e híbrida (direita).

1.4 Metodologias no design de implantes

Devido ao aumento do número de pacientes jovens e ativos e à menor taxa de sucesso das cirurgias de substituição de articulações associadas a estes pacientes, têm sido realizados diversos estudos com o objetivo de otimizar o processo de fixação de implantes não cimentados. Os estudos de otimização têm-se concentrado maioritariamente no desenvolvimento de implantes com geometrias customizadas, utilização de biomateriais e estruturas compostas por multi-materiais. Assim, estas abordagens focam-se principalmente no desenvolvimento de implantes passivos e ativos não instrumentados. Contudo, com os atuais desenvolvimentos tecnológicos, também têm sido realizados estudos com

o objetivo de desenvolver implantes instrumentados ativos com capacidade de detetar o estado da fixação osso-implante. No presente capítulo é exposta uma revisão sobre os tipos de implantes não instrumentados e instrumentados.

1.4.1 Implantes passivos não instrumentados

A primeira cirurgia a apresentar real sucesso para a substituição prótica de articulações foi desenvolvida por Sir Charnley na década de 50 e tinha como objetivo a substituição da articulação da anca [39]. O conceito de *low friction* desenvolvido por Charnley em 1960 é idêntico ao utilizado atualmente. Esta prótese é constituída por uma haste femoral e uma cabeça articular de aço inoxidável, uma componente acetabular em polietileno e uma camada de cimento ósseo acrílico [36]. Desde a apresentação deste conceito diversos investigadores têm desenvolvido materiais biocompatíveis metálicos, poliméricos e cerâmicos e estudado combinações destes materiais [39, 40]. Na área dos dispositivos médicos, os biomateriais são materiais especificamente desenvolvidos para substituir uma parte ou função do corpo de um modo económico e fisiologicamente aceitável [41]. Os biomateriais usados em aplicações ortopédicas devem, portanto, ser inertes ou bioativos, e mecanicamente resistentes de modo a suportar as cargas a que se encontram sujeitos [41].

Os primeiros materiais metálicos utilizados, com sucesso, no século 20 em aplicações ortopédicas foram o aço inoxidável e ligas de cromo-cobalto [39]. Os materiais inoxidáveis são resistentes a uma elevada gama de agentes corrosivos, devido à sua elevada concentração de cromo (mais de 12wt%), o que permite a formação de uma camada protetora de óxido de cromo [39, 41]. Esta camada é extremamente aderente, *self-healing* e resistente à corrosão. O aço inoxidável mais utilizado é o austenítico. Contudo, a resistência ao desgaste do aço inoxidável austenítico é relativamente fraca, sendo este o principal motivo que levou à diminuição da sua utilização em implantes "*metal-on-metal*", pois a fricção da componente acetabular com a cabeça do implante origina resíduos metálicos, o que posteriormente pode resultar em descolamento e/ou migração do implante [39]. O uso deste material é, assim, cada vez menor devido à existência de materiais como as ligas de cromo-cobalto (Cr-Co) e de titânio (Ti) que apresentam melhores propriedades mecânicas [39]. Ligas baseadas em Cr-Co apresentam elevada resistência à corrosão e ao desgaste. Estas ligas apresentam propriedades mecânicas que são também superiores às do aço inoxidável austenítico, nomeadamente a resistência à fadiga. As ligas Cr-Co apresentam um elevado módulo de elasticidade (220-230 GPa), semelhante ao aço inoxidável (200 GPa), ou seja, 7 a 12 vezes superior ao módulo de elasticidade do osso cortical. Esta diferença faz com que os dispositivos metálicos absorvam a maioria da carga, produzindo o efeito de *stress shielding* no osso adjacente e conseqüentemente o descolamento assético [39]. Assim, com o objetivo de minimizar o efeito de *stress shielding*, é cada vez mais comum a utilização do titânio e das suas respetivas ligas, tais como o Ti-6Al-4V. Devido às conseqüências negativas, a longo prazo, para a saúde do paciente associadas à utilização de Ti puro, é cada vez mais utilizada a liga Ti-6Al-4V [41]. As excelentes propriedades mecânicas do Ti-6Al-4V, incluindo o módulo de elasticidade de 110 GPa, boa resistência à corrosão (devido à formação de uma camada de TiO₂), baixa densidade e boa biocompatibilidade, fazem destas ligas materiais de elevado interesse para a indústria ortopédica [39, 41]. Esta liga apresenta ainda como característica favorável à sua utilização o fato de se tornar firmemente integrada no osso. Esta propri-

idade aumenta significativamente a sua taxa de sucesso a longo prazo em comparação com outros materiais metálicos [39].

Materiais cerâmicos como a alumina e a zircónia têm sido largamente utilizados em implantes ortopédicos durante os últimos anos [9, 41]. Os materiais biocerâmicos podem ser classificados como bioinertes (alumina e zircónia) ou bioativos (*Biolglass*), de acordo com a resposta dos tecidos quando o material é implantado num ambiente ósseo [42]. Os materiais cerâmicos são compostos por estruturas cristalinas onde os átomos se encontram interligados por uma ligação covalente. Este tipo de ligação faz com que os componentes suportem elevadas cargas à compressão, apresentem elevada rigidez e que sejam quimicamente inertes [41]. Em comparação com os materiais metálicos, os materiais cerâmicos apresentam maior resistência à corrosão, maior biocompatibilidade e maior resistência ao desgaste e à fricção, diminuindo, assim, a probabilidade de osteólise [43]. Estes materiais possuem, ainda, propriedades hidrofílicas que permitem manter a superfície do implante lubrificada [36]. O aumento do uso da alumina na ATA nos últimos 20 anos deve-se, principalmente, à sua reduzida fricção e baixo coeficiente de desgaste, o que faz deste material uma excelente alternativa para superfícies onde ocorre o movimento relativo de dois componentes, nomeadamente a cabeça da articulação na ATA [39, 41]. A taxa de desgaste numa superfície de contacto de alumina-UHMWPE é 20 vezes inferior à registada para a combinação Metal-UHMWPE [43, 44]. Esta é a razão pela qual os materiais cerâmicos são utilizados principalmente na cabeça femoral da ATA em conjunto com uma haste femoral metálica e o componente acetabular em UHMWPE. Contudo, o facto da alumina possuir um módulo de elasticidade muito elevado, potencia o aparecimento de *stress shielding* [41, 43, 45].

São diversos os polímeros utilizados no desenvolvimento de implantes ósseos, podendo estes ser categorizados em 2 grupos de acordo com a sua durabilidade em ambientes biológicos: bioestável e biodegradável [46]. Os polímeros mais frequentemente utilizados em aplicações ortopédicas são: o acrílico, nylon, silicone, poliuretano, UHMWPE e polipropileno (PE) [43]. A utilização destes materiais na indústria ortopédica encontra-se diretamente relacionada com os seus baixos custos e grande leque de propriedades mecânicas e físicas [41]. Entre as propriedades mecânicas dos polímeros destacam-se como preponderantes na utilização destes materiais a elevada resistência à erosão e ao impacto, baixo atrito, excelente tenacidade, baixa densidade, facilidade de fabrico, biocompatibilidade e bioestabilidade [39]. O UHMWPE é particularmente atrativo para aplicações como o revestimento da componente acetabular na ATA [39]. Em componentes acetabulares de PE, quando em contacto com componentes metálicos, ocorre a libertação de resíduos resultantes do desgaste das superfícies articuláveis que, posteriormente, atacam o sistema imunitário. Estes resíduos de desgaste também conduzem à perda óssea na interface osso-implante [43]. Com o objetivo de melhorar o desempenho do UHMWPE em contacto com superfícies metálicas, têm sido realizados diversos estudos para conjugar este material com outros, como por exemplo, antioxidantes, fibras de carbono, nanotubos de carbono e o óxido de grafeno [9].

1.4.2 Implantes ativos não instrumentados

Com o objetivo de otimizar a osseointegração de implantes não cimentados têm sido desenvolvidos avanços no campo dos biomateriais. Estes avanços permitiram o desenvolvimento de uma nova classe de implantes: os implantes ativos não instrumentados. No

caso dos implantes não cimentados, onde o sucesso da fixação está dependente do crescimento ósseo, determinadas superfícies são revestidas por materiais bioativos capazes de potencializar a resposta biológica da superfície do implante com os tecidos envolventes [39]. Os revestimentos consistem em materiais bio-cerâmicos, matrizes extracelulares de proteínas ou peptídeos biológicos que conferem uma atividade bioativa e biocompatível aos implantes de modo a promover o crescimento ósseo e a diferenciação de células estaminais como osteoblastos, o que leva a uma melhor osseointegração do implante [47]. Os revestimentos mais comumente utilizados são: hidroxiapatite (HA), fosfato de cálcio, biovidro, biocerâmicas e materiais compósitos bioativos. Os revestimentos de HA são maioritariamente aplicados em implantes metálicos para que as aplicações destes tirem partido das propriedades mecânicas dos metais [48]. A semelhança química da HA com os componentes minerais do osso e o facto de esta ser bioativa, suportar o crescimento ósseo e favorecer a osseointegração, torna este material bastante atrativo para o revestimento de implantes ósseos não cimentados. A HA é também um material osteocondutivo que demonstrou, em testes *in vivo* e *in vitro*, a promoção da adesão de osteoblastos e, em alguns estudos, a diferenciação destes [49, 50]. Contudo, existem diversos estudos que demonstram que não existe qualquer benefício na utilização deste revestimento [51, 52, 53]. Tal como os outros fosfatos de cálcio, a HA provoca a formação de uma camada de HA-CO após a sua implantação *in vivo*, impedindo a formação de tecidos fibrosos que geralmente aparecem devido aos micromovimentos de próteses de titânio que não possuem revestimento [47, 54]. Um dos mecanismos de falha dos implantes revestidos a HA é a delaminação e reabsorção de HA devido à fraca adesão desta ao implante metálico. A perda do revestimento origina micromovimentos do implante e, conseqüentemente, o aumento do número de partículas resultantes do desgaste [47]. Os vidros bioativos são considerados como sendo capazes de apresentar melhor capacidade de regeneração óssea do que qualquer outro cerâmico bioativo, contudo os fosfatos de cálcio e a HA são mais comumente utilizados [55]. Também tem sido realizada uma extensa pesquisa relativamente ao potencial dos implantes ativos serem incorporados com sistemas de entrega local de fármacos. Este tipo de abordagem consiste no desenvolvimento de revestimentos que incorporam fármacos, maioritariamente destinados à prevenção de infeções, como por exemplo, vancomicina, tobramicina, cefamandol, cefalotina, carbenicilina, amoxicilina e gentamicina, ou biomoléculas como colágeno e proteínas [56]. Além do uso de proteínas, também são utilizados peptídeos derivados de proteínas para otimizar certas funções celulares, tais como a adesão ou formação óssea a partir de osteoblastos locais. Os peptídeos apresentam a vantagem de permitirem a utilização de uma maior concentração de sinais biológicos. Como alternativa à utilização de proteínas ou peptídeos, as moléculas de ADN também podem ser incorporadas em revestimentos de implantes. Estas moléculas podem mover-se para o núcleo da célula para expressar sequências específicas de mRNAs que podem produzir proteínas ao longo de uma a duas semanas [54]. He *et al.* [48] demonstrou que a aplicação de colagénio no revestimento de HA proporciona um aumento significativo das funções osteocondutivas e osteoindutivas do revestimento. Atualmente ainda não existem dados clínicos suficientes no que diz respeito ao uso de sistemas de entrega localizada e personalizada ao longo do tempo baseados em revestimentos bioativos que comprovem a eficácia desta tecnologia no processo de integração óssea. A impossibilidade de controlar a libertação de elementos ativos após a implantação do dispositivo médico limita a controlabilidade da dosagem ao longo do tempo e a monitorização da dosagem em tempo real.

1.4.3 Implantes passivos instrumentados

Com o objetivo de aumentar o tempo de vida útil dos implantes e reduzir as limitações dos outros tipos de implantes, o conceito de implante instrumentado apresenta cada vez mais relevo. Várias metodologias foram utilizadas com o objetivo de adquirir dados *in vivo* de grandezas biofísicas no implantes, tais como, cargas aplicadas ao implantes, momentos da articulação, variações de temperatura ao longo do implante, desalinhamentos, etc. Rydell *et al.* [57, 58] desenvolveu o primeiro implante instrumentado da anca capaz de monitorizar parâmetros biomecânicos *in vivo*. Este sistema permitiu adquirir as forças de compressão ortogonais e momentos sobre a cabeça femoral dos implantes durante as atividades diárias de dois pacientes. Os dados obtidos foram transmitidos através de uma ligação percutânea. O implante de Mann *et al.* [58, 59] permite a medição espacial e temporal da pressão exercida sobre a cartilagem (ao longo da cabeça do implantes) recorrendo a um transdutor colocado no interior da cabeça da componente acetabular. Este implante foi também o primeiro a utilizar como fonte de energia elétrica uma ligação indutiva exterior. Bergmann *et al.* [58, 60, 61, 62] adquiriu dados *in vivo* relativos a três forças ortogonais espaciais, três momentos na cabeça femoral e à temperatura no interior da cabeça femoral, em 24 pacientes durante 9 anos (Figura 1.5. Neste sistema foi integrado um enrolamento para alimentar indutivamente os sistemas eletrónicos, e um transmissor de telemetria de 9 canais. Os dados obtidos por Bergmann [58, 60, 61, 62] têm sido vastamente utilizados em engenharia biomédica e ortopédica. Davy *et al.* [58, 63, 64] desenvolveu quatro gerações de implantes instrumentados com o objetivo de obter 3 forças ortogonais espaciais no interior da cabeça femoral. Este foi o primeiro a utilizar baterias do tipo pacemaker como fonte de energia elétrica. D’Lima *et al.* [58, 62, 65] foi primeiro a desenvolver e implantar um implante instrumentado para a ATJ. Este sistema permite a medição de forças de compressão axiais na tíbia, incorporando um sistema de telemetria e um sistema de alimentação indutivo. Os dados foram obtidos durante um período de 7 anos.



Figura 1.5: Arquitetura geral de implantes passivos instrumentados [29]

Apesar da evolução destes sistemas, a sua principal utilização prende-se com a aquisição de dados. Nenhum destes implantes inclui sistemas que monitorizem o estado

da fixação osso-implante, nem sistemas de estimulação terapêutica para a regeneração óssea.

1.4.4 Implantes ativos instrumentados

Até à data, o uso de superfícies (bio)quimicamente modificadas é considerado o método mais eficaz no projeto de atuadores para assegurar a fixação osso-implante. Contudo, este tipo de implantes (ativos não instrumentados) apresenta várias limitações, tais como: (i) fornecem um controlo reduzido do estado da fixação osso-implante, pois o seu comportamento não pode ser alterado depois da inserção do implante; (ii) a sua dinâmica de distribuição não depende dos estados atuais dos tecidos peri-implantares, nomeadamente do estado da fixação osso-implante; (iii) a sua capacidade para realizar distribuições personalizadas é bastante limitada; (iv) a impossibilidade da libertação de substâncias bioativas a longo prazo; (v) dificuldade na conjugação da libertação de diferentes estímulos em diferentes zonas; (vi) a impossibilidade destas soluções realizarem trajetórias controladas entre estados de falha e não-falha e dependentes do tempo do processo de formação óssea [66].

Atendendo a estas limitações foi proposto por Soares dos Santos *et al.* [66] o conceito de implante ativo instrumentado (Figura 1.6). O objetivo passa por projetar implantes ósseos que possuam: (i) sistemas de estimulação, para potenciar a osseointegração; (ii) sistemas de monitorização do estado de fixação da interface osso-implante; (iii) sistemas de comunicação sem fios, para a transmissão de dados entre o implante e sistemas externos; (iv) sistemas de geração autónoma de energia elétrica, para a alimentação elétrica de todos os sistemas incorporados no implante.

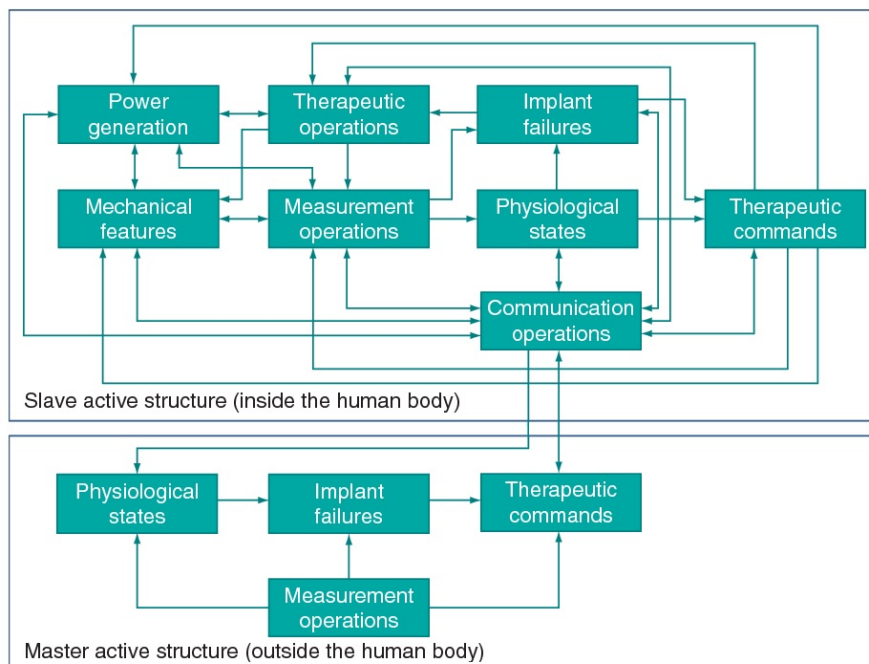


Figura 1.6: Arquitetura geral de implantes ativos instrumentados [29].

Assim, de modo a otimizar o desempenho destes implantes, é fundamental que estes possuam a capacidade de monitorizar o estado de fixação osso-implante. Para que este mesmo sistema de monitorização possa ser viável, é necessário que sejam cumpridos os seguintes requisitos:

1. Operar de forma não invasiva e com interação mínima com os tecidos peri-implantares;
2. Permitir que possa ser projetado com diferentes geometrias e dimensões, incluindo estruturas topológicas miniaturizadas complexas;
3. Permitir a sua incorporação no interior do implante;
4. Permitir uma integração flexível no interior do implante;
5. Permitir a monitorização controlável e personalizável de diferentes regiões alvo do tecido ósseo circundante ao implante;
6. Permitir a monitorização da evolução do estado da interface osso-implante durante as atividades diárias dos pacientes.

Atualmente, têm sido realizados diversos estudos com o objetivo de avaliar a possibilidade de utilizar uma arquitetura capacitiva planar como sistema de estimulação da regeneração óssea dos tecidos peri-implantares [66, 67]. Contudo, ainda faltam estudos sobre o desempenho destes sistemas capacitivos planares como sistemas de monitorização da fixação óssea.

1.5 Objetivos

Esta dissertação tem como principais objetivos: (1) analisar experimentalmente o desempenho de um sistema de monitorização capacitivo planar com recurso a uma elevada frequência de excitação, 4.8 MHz, o que representa uma aumento de aproximadamente 100 vezes à frequência utilizada em estudos anteriores; (2) validar modelos computacionais de previsão do desempenho deste sistema capacitivo; (3) avaliar a influência de um filme compósito de HA-colagénio, frequentemente utilizado como revestimento bioativo em implantes ativos não instrumentados, no desempenho do sistema de monitorização; (4) validar modelos computacionais de previsão do desempenho deste sistema capacitivo na presença do filme compósito de HA-colagénio.

1.6 Estrutura da dissertação

Após a introdução, esta dissertação está organizada em 6 Capítulos:

- Capítulo 2: Revisão de literatura relativa às características dos ossos;
- Capítulo 3: Revisão da literatura e análise dos sistemas de monitorização da interface osso-implante propostos até à data;
- Capítulo 4: Descrição dos materiais e métodos utilizados;
- Capítulo 5: Apresentação e análise de resultados;

- Capítulo 6: Discussão dos resultados obtidos;
- Capítulo 7: Conclusão e proposta de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Propriedades dos ossos

2.1 Características dos ossos

O osso é um tecido dinâmico que se encontra sujeito a continua adaptação de modo a atingir e preservar o tamanho, forma e integridade estrutural da estrutura óssea [68]. Trata-se de tecido conjuntivo, formado por células e por uma matriz extracelular orgânica, cuja composição sólida se adapta às suas funções de suporte e protecção [69]. Os processos de remodelação e reabsorção sustentam o desenvolvimento e manutenção do sistema esquelético.

2.1.1 Tipo de ossos

O tecido ósseo é um tecido conjuntivo que se encontra em continua adaptação de modo a garantir as suas funções de suporte e protecção. Este é formado por células e por uma matriz extracelular orgânica. A composição do osso varia, entre outros parâmetros, de acordo com o local anatómico, a idade e o metabolismo. Entre 50 a 70% do osso corresponde à componente mineral (inorgânica), 20 a 40% à matriz orgânica, 5 a 10% a água e 1 a 5% a lípidos. A matriz orgânica, é constituída por proteínas e carboidratos, como por exemplo, fibras de colagénio do tipo 1, proteoglicanos e glicoproteínas. Cerca de 90% do volume da matriz orgânica é composto por colagénio [69]. A componente inorgânica, por sua vez, é composta essencialmente por cristais de HA que são responsáveis pela rigidez e resistência mecânica. A um nível macroscópico os ossos são compostos por dois tipos de tecidos, o osso cortical (ou compacto) e o osso trabecular (ou esponjoso). O osso cortical representa 80% da massa óssea e apresenta elevada resistência à flexão e a torção e uma taxa de remodelação de apenas 3% ao ano (Figura 2.1). O osso esponjoso é constituído por uma matriz de trabéculas ósseas interligadas com os espaços preenchidos por medula óssea. O osso cortical é mais denso, mais rígido, menos elástico e apresenta uma menor taxa de remodelação [70].

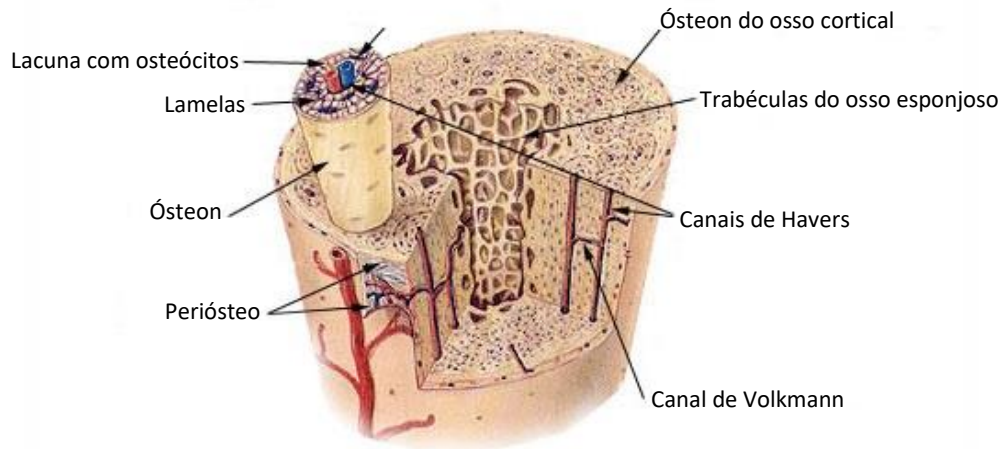


Figura 2.1: Representação do osso cortical.

2.1.2 Remodelação e modelação óssea

No tecido ósseo encontram-se presentes quatro tipos de células que participam ativamente na remodelação e modelação óssea: os osteoblastos, osteócitos, *lining cell* e osteoclastos. A remodelação óssea é responsável pela remoção e reparação de osso danificado com o objetivo de manter a integridade da estrutura óssea e da homeostase mineral enquanto que o processo de modelação é responsável pela produção e manutenção de tecido ósseo. Estes dois eventos altamente coordenados requerem a sincronização da atividade de várias entidades celulares de modo a garantir que a reabsorção e formação óssea ocorrem sequencialmente na mesma localização para preservar a massa óssea (Figura 2.2) [68].

Os osteoclastos são células mieloide terminais diferenciadas responsáveis pela reabsorção do osso, participando nos processos de absorção e remodelação do tecido ósseo [68]. Estas células apresentam uma morfologia e características fenotípicas particulares, nomeadamente a multinuclearidade e expressão de ácido resistente ao tartarato fosfatase e o receptor de calcitonina. Os osteoblastos são células de formação óssea responsáveis pela sintetização da parte orgânica da matriz óssea. Entre as propriedades destas células destaca-se a capacidade de produzirem as proteínas da matriz óssea e de realizarem a mineralização óssea. Os osteócitos são células sensíveis ao estímulo mecânico, responsáveis por sinalizar aos osteoblastos e aos osteoclastos o local onde é necessário formar ou reabsorver osso. Estas células encontram-se localizadas em cavidades ou lacunas presentes na matriz óssea e apresentam um papel fundamental na manutenção da integridade da matriz óssea. As *lining cells* encontram-se comprimidas contra as superfícies ósseas em fase de repouso e desempenham o papel de coordenação da reabsorção e formação de osso [69].

O processo de remodelação tem início na superfície do osso com a retração das *lining cells* e o aparecimento de osteoclastos, responsáveis pela acidificação e dissolução da matriz óssea. Posteriormente, os osteoblastos depositam osteóides no mesmo local, mineralizando-os e formando osso novo. A modelação óssea ocorre durante várias semanas e é realizada por aglomerados de osteoclastos e osteoblastos dispostos em estru-

turas anatómicas temporárias conhecidas como Unidades Multicelulares Básicas (UMB) [69, 70].

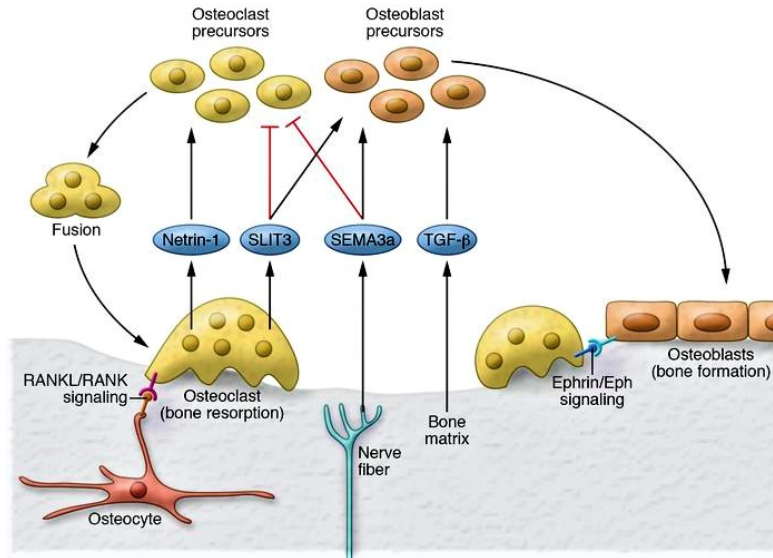


Figura 2.2: Representação esquemática do processo de remodelação e modelação óssea [71].

2.1.3 Propriedades mecânicas dos ossos

As propriedades mecânicas do osso variam de acordo com o paciente (idade, estado), o tipo de estrutura óssea, a direção (longitudinal, horizontal) e a velocidade da carga aplicada, assim como o tipo de carregamento (compressão, tração, corte) [70]. O osso, pelo facto de ser constituído por várias substâncias orgânicas e inorgânicas, com diferentes propriedades mecânicas, é considerado um material heterogêneo. Devido às diferenças na constituição dos osso cortical e esponjoso, estes apresentam curvas de tensão-deformação bastantes distintas, o que se encontra diretamente relacionado com a diferença do módulo de Young. O osso cortical é mais rígido que o osso esponjoso, suportando uma maior carga mas menor deformação antes da ruptura [69]. Devido à sua estrutura porosa, o osso esponjoso apresenta uma elevada capacidade para armazenar energia [69].

2.1.4 Propriedades diéletricas dos ossos

O espectro dielétrico dos tecidos é caracterizado por três principais regiões de relaxamento α , β e γ em baixas, médias e altas frequências, e por dispersões menores, designadas por dispersões delta, δ . Na sua forma mais simples, cada uma das regiões de relaxamento é a manifestação de um mecanismo de polarização caracterizado por uma constante de tempo (τ). A seguinte expressão fornece, para uma primeira aproximação, a permitividade relativa $\hat{\epsilon}$ como função da frequência ω [72]:

$$\hat{\epsilon} = \epsilon_s + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (2.1)$$

Esta função é referente à expressão de Debye, na qual ε é a permissividade para as frequências do campo, $\omega\tau \gg 1$, ε_s é a permissividade a $\omega\tau \ll 1$, e $j^2 = -1$. A magnitude da dispersão é descrita como $\Delta\varepsilon = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$. Contudo, devido à elevada complexidade da estrutura e da composição química dos materiais biológicos, a região de dispersão pode ser abrangida por mais do que uma contribuição [72].

A equação 2.2 representa a equação de Cole-Cole e permite obter o espectro de um tecido descrito em termos da múltipla dispersão, onde ε corresponde à permissividade relativa complexa, ω à frequência angular, ε à permissividade em função da frequência, σ_i à condutividade iônica estática, ε_0 à permissividade do vácuo e α é uma medida do alargamento da dispersão [72].

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0} \quad (2.2)$$

Assim, com a escolha dos parâmetros apropriada para cada tecido é possível prever o comportamento dielétrico ao longo da gama de frequência desejada. Gabriel *et al.* [72] modelou um espectro de 10 Hz a 100 GHz para quatro as regiões de dispersão, em que a dependência da frequência dentro de cada região foi expressa como um termo Cole-Cole (Figura 2.3).

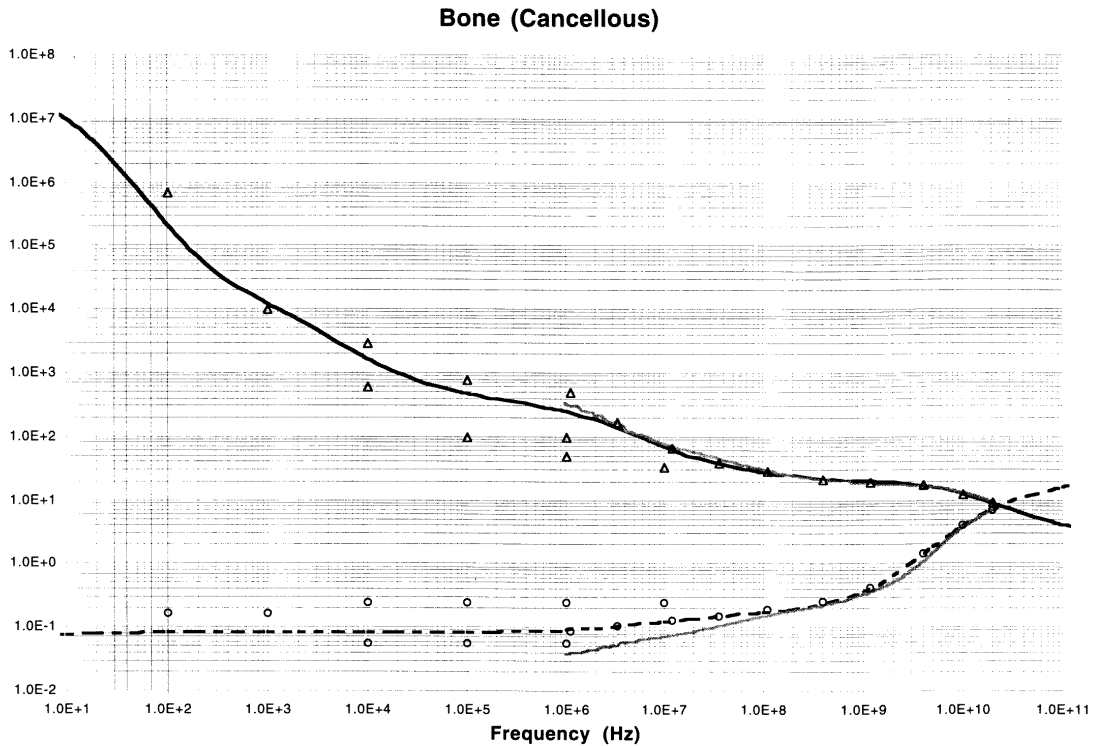


Figura 2.3: Permissividade e condutividade do osso trabecular: Obtidas do modelo (curvas pretas e pontilhadas), dados experimentais a 37°C (curvas pontilhadas) e dados da literatura (triângulos e círculos) [72].

Capítulo 3

Sistemas de monitorização da interface osso-implante

Atualmente a avaliação do estado da ligação da interface osso-implante é maioritariamente realizada com recurso a imagens médicas (raios-X), mas também por outros métodos desenvolvidos com esse objetivo. Uma descrição geral dos vários sistemas de avaliação do estado de fixação da interface osso-implante em implantes ósseos não cimentados é seguidamente apresentada. Estes sistemas encontram-se organizados de acordo com o sinal de saída dos mesmos [73]. Será também realizada uma análise sobre as desvantagens de cada método e se estes cumprem os requisitos necessários para serem utilizados como sistemas de monitorização aplicáveis em implantes ósseos instrumentados.

Implantes com não cimentados com fraca estabilidade tendem a sofrer movimentos excessivos na interface prótese-osso durante as atividades do dia-a-dia, o que levará a uma cirurgia de revisão. A estabilidade pós operatória dos implantes é quantificada em termos de micromovimentos e migração. A migração é definida como o movimento irrecuperável do implante que se insere lentamente no tecido hospedeiro como consequência do carregamento. Os microdeslocamentos são definidos como o movimento relativo recuperável entre o implante e o osso [74].

3.1 Imagens Médicas

Atualmente os métodos utilizados na deteção de falha de implantes ósseos são maioritariamente baseados na imagiologia médica. Os principais exemplos deste método são: radiografia (raios X), artografia, cintigrafia, tomografia computadorizada (TC), ressonância magnética (RM) e imagiologia nuclear (SPECT) [75]. Dos métodos referidos o mais utilizado na avaliação do estado de ligação osso-implante é a radiografia [76]. Contudo, este método apenas apresenta uma avaliação bidimensional de um processo fisiológico tridimensional. Apesar da elevada utilização deste método, um estudo apresentado por Zhang *et al.* [77] revelou a baixa resolução deste tipo de análise para descolamentos inferiores a 0.7 mm (Figura 3.1). Outros autores, referem ainda que o descolamento assético na interface osso-implante apenas é detetado nos casos em que este é superior a 2 mm [78].

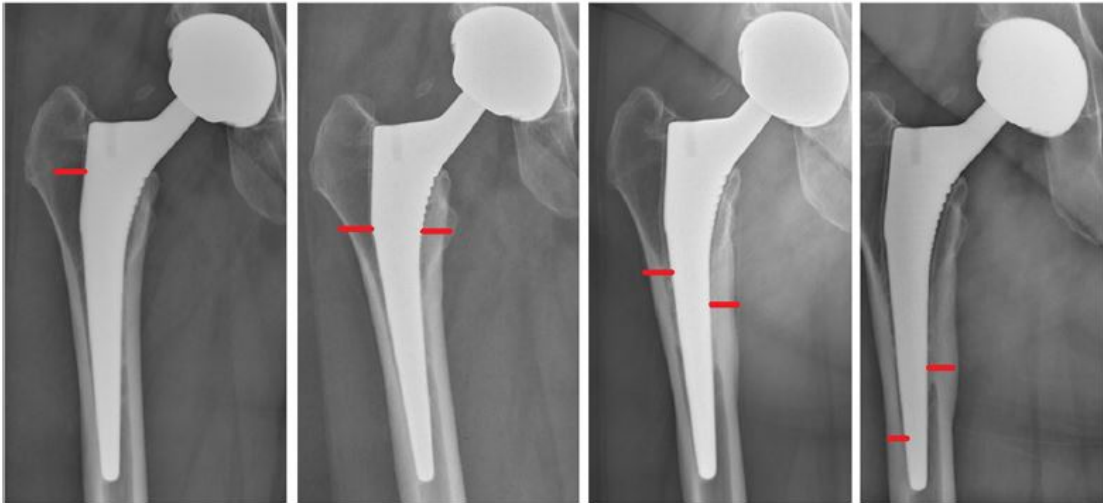


Figura 3.1: Exemplo de um caso de radiolucência em torno de uma haste de Corail num período de 4 anos. Linhas vermelhas horizontais indicam a profundidade da radiolucência na zona lateral e medial da haste [71].

A artografia (obtida por TC) é um método de imagiologia maioritariamente utilizado em adição à radiografia. Neste método são injetados agentes de contraste na articulação com o objetivo de melhorar a visualização da membrana periprostética na radiografia (raio X). De modo a facilitar a visualização de pequenas membranas por vezes é também utilizado um filtro digital de subtração [76]. A cintigrafia, como método de monitorização da integração óssea, consiste na administração de substâncias metálicas radioativas que permitem a obtenção de imagens bidimensionais provenientes da captação de radiação gama incidente nos tecidos tornando possível a identificação das áreas de maior atividade óssea (Figura 3.2) [79].

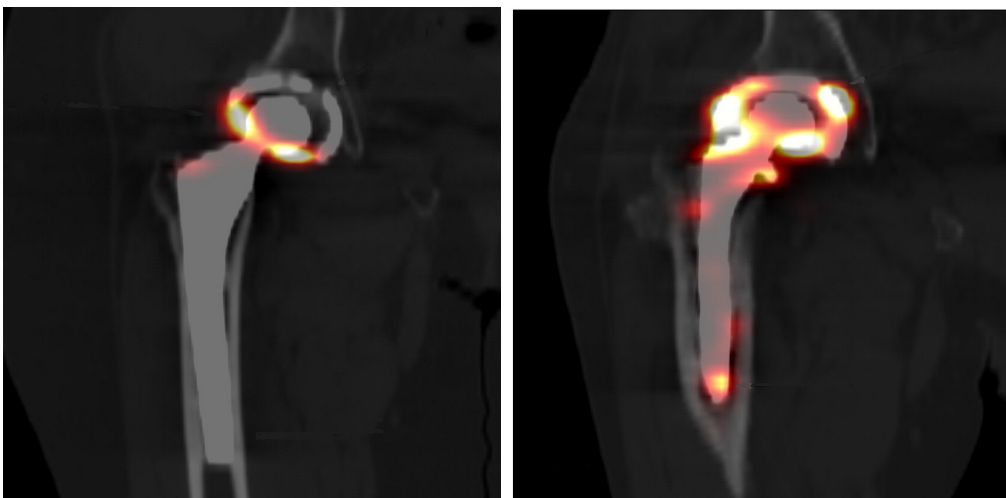


Figura 3.2: Imagem obtida por cintigrafia que exhibe: (a) situação de ausência de descolamento assético, (b) descolamento assético numa prótese da anca [80].

Recentemente foram realizados estudos para avaliar a eficiência do sistema híbrido SPECT/TC. Este método permite a avaliação da aquisição de imagens tridimensionais e uma localização mais precisa da região afetada, o que melhora a avaliação da atividade nas regiões próximas à interface osso-implante em comparação com os métodos bidimensionais. Num estudo publicado por Abele *et al.* [80], foram adquiridas, com base no método SPECT híbrido (SPECT/TC), imagens de 38 pacientes 3.8 anos após a cirurgia primária, tendo sido obtida uma sensibilidade de 100%, uma especificidade de 96% e uma precisão de 97.4% em comparação com os padrões de referências (radiografias). Estes resultados sugerem a utilidade deste método para a deteção de perda óssea assética em detrimento das radiografias.

Limitações dos métodos:

Os métodos imagiológicos não permitem quantificar o estado precoce de descolamento assético na interface osso-implante. Os estudos realizados com base na TC, RM e a cintigrafia demonstram maior precisão, contudo são consideravelmente mais dispendiosos que o método mais utilizado, a radiografia. A impossibilidade de realizar uma monitorização ao longo das atividades quotidianas dos pacientes (limitada a ambiente laboratorial) e de realizar ações terapêuticas são, também, duas limitações importantes que se encontram associadas a estes métodos. Deste modo, diversos investigadores têm-se focado em métodos alternativos para a avaliação e monitorização do estado da interface osso-implante.

3.2 Vibracionais

3.2.1 Método 1: Excitação mecânica extracorporal / Saída mecânica extracorporal

Georgiou *et al.* [81] realizaram um estudo *in vivo* com o objetivo de avaliar o potencial dos métodos vibracionais como método não-invasivo para determinar o estado de fixação da componente acetabular na ATA. Para tal, foi utilizado um sistema de vibração mecânica extracorporal, localizado no joelho (ou próximo do côndilo distal femoral), com excitações até aos 1000 Hz e um acelerómetro, de massa reduzida, colocado na anca de modo extracorporal. A frequência de excitação foi variada, primeiro dos 0 aos 1000 Hz, e depois de 1000 a 0 Hz. A estabilidade da prótese foi avaliada através da monitorização da distorção da onda de saída (presença de harmónicos) e do número de picos de ressonância em 23 pacientes. Os autores consideram que existe descolamento em 3 casos: (i) existência de cinco ou mais harmónicos; (ii) existência de harmónicos com amplitude superior a 50% da frequência fundamental; (iii) existência de duas ou mais frequências ressonantes. Esta tecnologia apenas permitiu diferenciar dois estados de fixação: descolado e solto. Esta técnica apresentou uma sensibilidade de 80%, comparado aos 60% obtidos pelas radiografias. As radiografias falharam em definir um diagnóstico conclusivo 21% dos casos, enquanto que o método vibracional só apresentou este problema em 8% dos casos.

Alshuhri *et al.* [82] propuseram um sistema para detetar com precisão o descolamento da componente acetabular (Figura 3.3). Esta tecnologia recorre a um sistema de vibração mecânica extracorporal, colocado sobre o côndilo lateral femoral, e a dois

acelerómetros extracorporais colocados na crista íliaca e no trocânter maior. A onda de excitação utilizada é uma onda sinusoidal com a frequência entre 100 Hz e os 1500 Hz, com incrementos de 50 Hz. A análise do descolamento é realizada com base no rácio da magnitude do primeiro harmónico e da frequência fundamental. Os autores correlacionaram dois estados de não fixação, para excitações com frequências de 100 a 1000 Hz, com diferentes rácios de harmónicos. O estado de descolamento distingue-se para através de uma ampla gama de frequência (ate 1000 Hz) e os harmónicos podem ser detetados se excederem a frequência inicial em 100 Hz. Com o aumento da distância entre a componente acetabular e o modelo ósseo, o sistema torna-se menos linear, o que se reflete numa menor frequência fundamental e em harmónicos de maior amplitude.

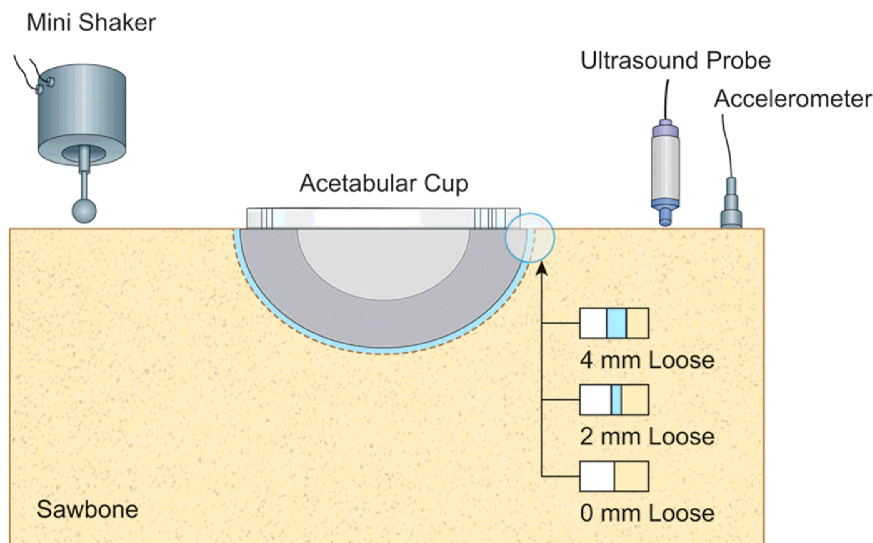


Figura 3.3: Ilustração do sistema de excitação e medição para a avaliação do estado da interface osso (*Sawbone*)-implante [82].

Rieger *et al.* [83] desenvolveram um método para avaliar o estado de fixação da ATA (componente femoral e acetabular) em quatro situações: (i) haste e copo acetabular estáveis; (ii) haste com descolamento e copo acetabular estável; (iii) haste e copo acetabular descolados; (iv) haste estável e copo acetabular descolado. A excitação é fornecida através de um sistema de vibração mecânico (100-2000 Hz) colocado sobre o joelho e a obtenção do sinal de saída é realizada por três acelerómetros colocados no cõndilo medial, trocânter maior e na crista íliaca. Através da análise dos resultados obtidos, os autores verificaram uma diminuição dos valores da frequência de ressonância, especialmente na situação onde a haste se encontra solta. Esta tecnologia permite distinguir entre dois estados de fixação: descolado e estável.

Rieger *et al.* [84] também propuseram uma tecnologia que pode ser implementada na prótese permitindo que a excitação seja realizada através do interior da mesma. Uma matriz de atuadores piezoelétricos é utilizada para fornecer a excitação através de ondas de choque. Estes pulsos são caracterizados por um baixo tempo de subida, elevada amplitude e por um pulso de curta duração. Deste modo, o pulso representa uma aproximação à função teórica de Dirac. Os locais de aplicação da onda excitação foram o cõndilo lateral do joelho, o trocânter maior e a crista íliaca. Os pulsos foram emitidos com uma intensidade de 9.54 mJ. Para a obtenção do sinal foram utilizados

três sensores piezoelétricos uniaxiais colocados rigidamente ao osso cortical em zonas próximas de onde é realizada a excitação. A avaliação do estado de fixação foi realizada com base na variação da frequência de ressonância. Apesar do sistema detetar diferentes combinações de haste-copo acetabular, apenas é possível concluir sobre dois níveis de fixação: estável ou descolado.

Lannocca *et al.* [85] desenvolveram um sistema vibracional para avaliar a estabilidade intraoperativa. O protótipo desenvolvido consiste num excitador piezoelétrico conectado ao implante, capaz de fornecer excitações na gama 1200-2000 Hz e num acelerómetro localizado no trocânter maior, para monitorizar as variações na frequência de ressonância. Os resultados permitem concluir que no caso de implantes quase-estáveis a frequência de ressonância mais elevada sofre uma diminuição, enquanto que nos implantes estáveis a frequência de ressonância é constante. Com base na correlação entre as variações de frequência e os micromovimentos residuais, os autores afirmam que variações superiores a 5 Hz correspondem a micromovimentos de 150 μm ou superiores.

Jiang *et al.* [86] testaram uma tecnologia não invasiva para distinguir ATJ com falhas (por desgaste ou desalinhamento) de ATJ sem falhas. A excitação extracorporal é realizada por um dinamómetro isocinético com base nos movimentos de flexão-extensão do joelho ($67^\circ/\text{s}$) e a aquisição do sinal de saída é realizada por um acelerómetro colocado na rótula, extracorporalmente. É possível identificar os estados iniciais e finais de falhas através da análise do rácio da energia espectral dos pólos dominantes de uma função de transferência representativa dos sinais de vibração. Os autores determinaram um limiar, utilizando a razão de potência espectral média dos pólos dominantes, como método de identificar falhas no implante. Além disso, as falhas na interface são detetadas através de reduções nas relações espectrais de potência para frequências inferiores a 100 Hz.

Pastrav *et al.* [87] desenvolveram um sistema vibracional para avaliar, *in vivo*, a fixação intraoperativa da componente femoral da ATA. O objetivo deste estudo passou por aplicar e avaliar o critério de *end-point* para a inserção da componente femoral. Este critério foi baseado no coeficiente de correlação de Pearson's entre FRF (*Frequency Response Function*) de dois estados consecutivos de inserção. A excitação e a leitura do sinal foram realizadas por um sistema de vibração mecânica e por uma cabeça de impedância, respectivamente, colocados no colo do fémur. A frequência de saída do sistema implante-osso foi registada após cada impacto do martelo, tendo os autores detetado aumentos nos padrões da resposta em frequência em função do aumento da rigidez entre os estágios de inserção.

3.2.2 Método 2: Indução magnética extracorporal / Saída mecânica extracorporal

Ruther *et al.* [88] desenvolveram um sistema no qual um oscilador magnético é acoplado no interior do implante (Figura 3.4). O oscilador consiste numa esfera magnética conectada a uma mola. A excitação é provocada indutivamente por uma bobine extracorporal que cria um campo magnético de modo a impor a colisão das esferas metálicas com a parede do implante. Este impacto provoca a propagação de vibrações ao longo dos tecidos que envolvem o implante e é detetada por um acelerómetro extracorporal. Foi possível, com base nas variações das características da frequência de vibração, diferenciar 3 níveis de fixação (estável, descolamento ligeiro e descolamento avançado) e as suas localizações.

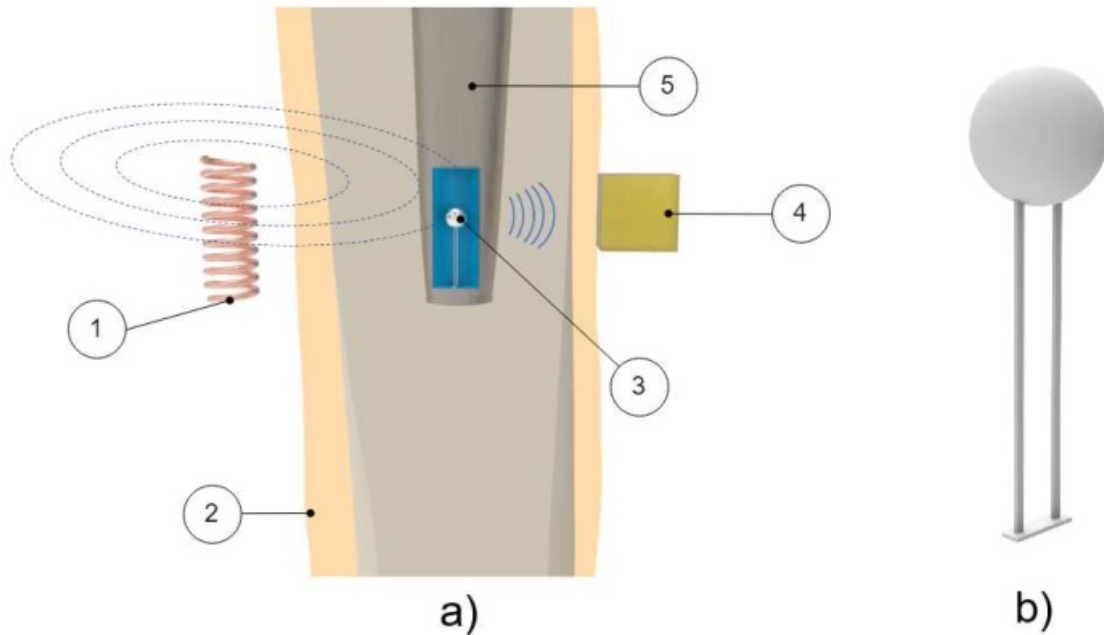


Figura 3.4: Representação esquemática do oscilador magnético (a) Representação dos componentes: (1) Bobine extracorporal; (2) Tecido humano; (3) Oscilador; (4) Acelerómetro extracorporal; (5) Implante. (b) Representação detalhada dos osciladores [73].

3.2.3 Método 3: Excitação mecânica intracorporal / Saída mecânica extracorporal

Glaser *et al.* [89] desenvolveram um sistema não-invasivo para monitorizar o estado de fixação da interface osso-implante na ATA. Este sistema recorre à excitação intracorporal criada pelo deslocamento do implante durante movimentos dinâmicos do paciente. São utilizados dois acelerómetros triaxiais colocados sobre o tronco maior e sobre a região anterior da coluna ilíaca superior para detetar a vibração mecânica. O impacto criado pelo movimento da cabeça femoral a deslizar sobre a componente acetabular resulta num ruído de elevada frequência, sendo assim detetada a separação no conjunto acetábulo-fémur.

Limitações dos métodos:

O principal problema dos métodos de monitorização vibracionais prende-se com a influência criada pelos tecidos moles nos sinais de saída e como a influência destes pode variar entre pacientes. Relativamente ao método 1, como existe a necessidade do uso de tecnologias extracorporais, podem ocorrer dois cenários mutuamente exclusivos: (i) o controlo interdito do estado de fixação requer o acoplamento de tecnologias de monitorização ao corpo do paciente, ou (ii) a monitorização circunstancial implica a incapacidade de obter dados de monitorização eficazes ao longo da vida diária dos pacientes. Este problema poderia ser ultrapassado através do desenvolvimento de componentes que pudessem ser inseridos no interior do implante. Contudo, nenhuma das tecnologias referentes ao método 1 apresenta essa característica. Relativamente ao segundo método

de monitorização, os sistemas mecânicos (osciladores magnéticos e molas) devem ser incorporados no implante instrumentado para fornecer uma excitação, mesmo que seja necessário um sistema de excitação extracorporal. Esta situação representa uma limitação a uma monitorização eficaz do estado de fixação do implante ao longo da vida diária dos pacientes. A utilização de indução para fornecer a excitação primária exige, de igual modo, sistemas extracorporais complexos para fornecer diferentes excitações para diferentes osciladores intracorporais, e deste modo será difícil realizar um acompanhamento personalizado das regiões alvo ao longo da superfície do implante. A única tecnologia proposta no terceiro método apresenta como limitação a necessidade de componentes extracorporais. É possível ultrapassar esta limitação através da acoplação dos componentes ao paciente ou da integração dos componentes (acelerómetros) no implante, o que por sua vez exigirá uma miniaturização da tecnologia. Apesar destes cenários, podem surgir algumas dificuldades nas medições devido a ruídos indesejados provenientes de diferentes movimentos ou da actividade muscular [73].

3.3 Emissão Acústica

A emissão acústica (EA) resulta da libertação de energia na forma de *elastic stress waves* durante a propagação ou geração de fraturas num dado material podendo estas ondas ser detetadas por cristais piezoelétricos [90].

3.3.1 Método 1: Excitação mecânica extracorporal / Sinal acústico extracorporal

Unger *et al.* [91] desenvolveram um sistema não invasivo e não traumático para monitorizar o estado da interface da prótese da anca. Este estudo teve como objetivo avaliar o potencial da aplicação da Monitorização de Frequências de Ressonância (MFR) na avaliação da estabilidade da ATA. O estudo incidiu sobre uma amostra cadavérica na qual foram simulados vários cenários de estabilidade. A monitorização foi realizada utilizando um microfone encostado ao côndilo femoral lateral. Neste estudo os autores concluíram que a observação da variação da frequência de ressonância é suficiente para identificar o descolamento assético na interface osso-implante. Verificou-se que a frequência do sinal de ressonância aumenta com o aumento da estabilidade, tendo sido detetadas variações de 400 Hz a 800 Hz. Foi ainda possível distinguir diferentes níveis de descolamento assético através da análise da amplitude da oscilação. Ao aumento da estabilidade corresponde o aumento da amplitude.

Alshuhri *et al.* [92] desenvolveram uma tecnologia semelhante à de Unger [91] mas ao invés de utilizar um acelerómetro utilizou uma sonda de ultrassom extracorporal. A excitação foi realizada para o intervalo de frequências 200-1500 Hz, verificando-se que a gama de excitação mais sensível foi a de 200-950 Hz. Neste caso, o descolamento foi detectado pela análise do rácio de harmónicos no sinal de saída. Foi possível correlacionar dois estados de descolamento com dois rácios de harmónicos. Em comparação com os resultados obtidos pelo acelerómetro, o sinal de saída obtido pelo ultrassom apresenta rácios de harmónicos mais elevados.

Dahl *et al.* [93] desenvolveram uma tecnologia para quantificar diferentes níveis de fixação da componente talar numa prótese do tornozelo. A excitação mecânica é realizada por um atuador eletromecânico extracorporal, localizado em torno do tornozelo,

que gera a vibração da componente talar. A vibração resultante é obtida por uma sonda de ultrassom extracorporal. A avaliação do estado de fixação (estável ou descolado) é realizada através da análise do rácio da magnitude dos harmónicos com a frequência de entrada: esta relação diminui com o aumento da fixação.

Goossens *et al.* [94] projetaram um sistema para avaliar a fiabilidade, em tempo-real e de modo *user-friendly*, de um sistema acústico utilizado para monitorizar diferentes estados de fixação do componente acetabular da ATA (Figura 3.5). O sistema é excitado externamente através de um martelo que incide sobre uma haste de metal conectada à componente acetabular. O sinal acústico foi gravado com um microfone suspenso aproximadamente 20 cm acima do aparato experimental. Foram realizados testes para diferentes níveis de fixação e em três tipos de modelos ósseos: um modelo artificial, um modelo artificial pélvico e um modelo cadavérico. Os resultados obtidos demonstram que os vários níveis de fixação podem ser distinguidos através da análise da frequência de ressonância de saída. A maior variação da frequência de ressonância ocorreu nos modelo artificial (248 Hz) enquanto que o modelo cadavérico apresentou a menor variação de frequência (9 Hz).

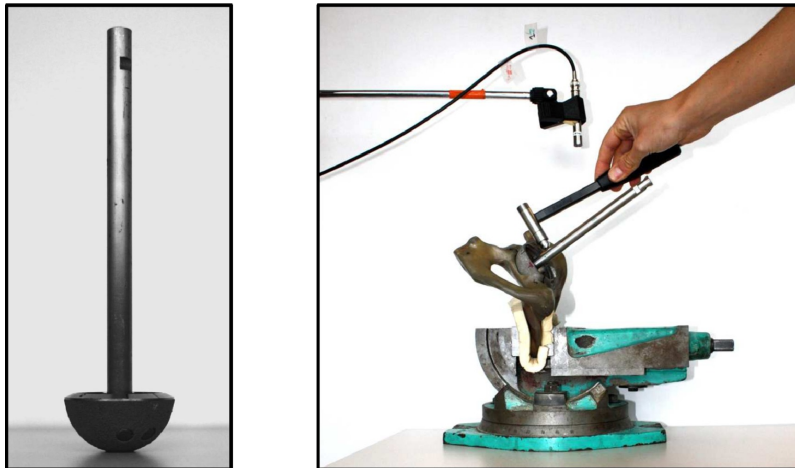


Figura 3.5: Ilustração do princípio do sensor de Goossens aplicado na componente femoral de uma prótese da anca para o diagnóstico de descolamento assético [94].

3.3.2 Método 2: Excitação mecânica intracorporal / Sinal acústico extracorporal

Glaser *et al.* [95] desenvolveram um sistema de monitorização utilizando dois acelerómetros tri-axiais e um transdutor de som. Os acelerómetros foram utilizados para determinar a propagação de sinais vibracionais com o objetivo de avaliar a fiabilidade do transdutor. O transdutor de som foi colocado externamente na zona das proeminências pélvicas e femorais, detetando as emissões acústicas que são propagadas devido à interação da cabeça femoral e da componente acetabular. Foi observada uma elevada correlação entre os sinais obtidos pelo transdutor e os sinais obtidos pelos acelerómetros.

3.3.3 Método 3: Indução magnética extracorporal / Sinal acústico extracorporal

Ewald *et al.* [96] desenvolveram um sistema semelhante a Ruther *et al.* [88] para a avaliação do estado de fixação (Figura 3.6). O oscilador consiste numa esfera ferromagnética conectada a uma mola. Este conjunto é excitado por um campo magnético produzido por uma bobine extracorporal. A excitação provoca a colisão da esfera com uma membrana que se encontra no interior do implante sendo as emissões sonoras registadas por um microfone extracorporal. O sinal de saída foi obtido para uma elevada gama de frequências (0 a 20 kHz). Foram detetados quatro estados de fixação com base nas variações da frequência de ressonância da onda de saída. Os estados estáveis e com descolamento são distinguidos por variações de frequência de 10 kHz.

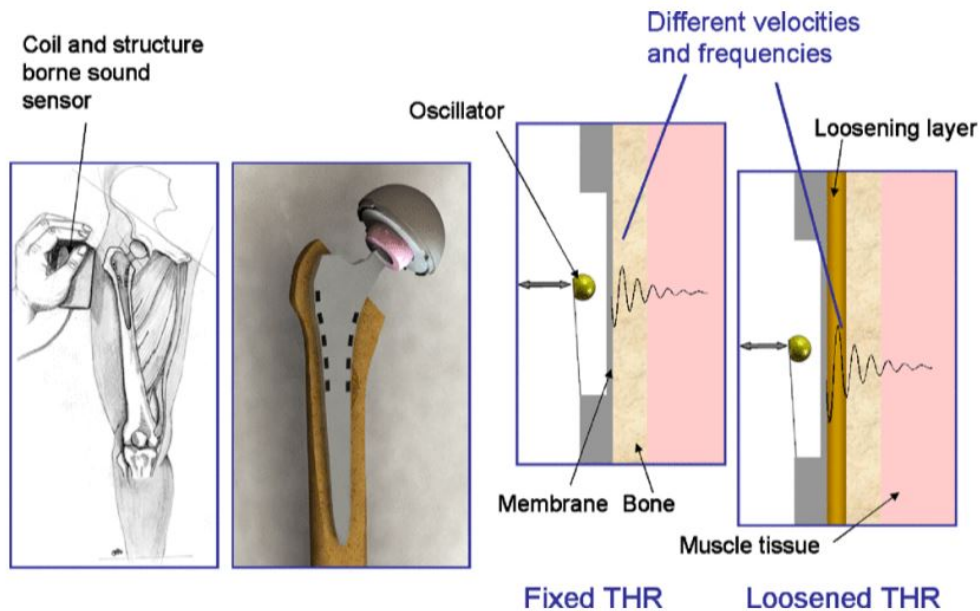


Figura 3.6: Princípio de funcionamento do sensor acústico para deteção de descolamento do implante da ATA desenvolvido por Ewald [96].

Limitações dos métodos:

Os métodos acústicos apresentam como limitação geral, tal como os métodos vibracionais, a influência do meio envolvente (tecidos moles) na propagação de ondas (sinal de saída). É pertinente salientar que todas as tecnologias acústicas analisadas requerem a utilização de sistemas extracorporais para a leitura do sinal saída. Esta limitação reduz a aplicabilidade e possibilidade da monitorização contínua do estado de fixação da interface osso-implante, pois existem dados que evidenciam que os componentes electromecânicos extracorporais causam desconforto nos pacientes. Este facto limita a utilização desta tecnologia a um ambiente laboratorial. A eficácia destes métodos pode também ser afetada por ruídos proveniente de outras fontes de sinal, sejam eles intracorporais ou extracorporais [73].

3.4 Indução Magnética

3.4.1 Método 1: Indução magnética extracorporal / Indução magnética extracorporal

Ewald *et al.* [97] desenvolveram um sistema piezoacústico para monitorizar a fixação de implantes. Este sistema consiste num sensor piezoelétrico incorporado no interior de um implante, sendo este excitado indutivamente por uma bobine extracorporal (Figura 3.7). O ultrassom gerado pelo cristal piezoelétrico é propagado pela interface osso-implante. De acordo com o estado de fixação, é refletida energia com diferentes características de amortecimento de volta para o cristal piezoelétrico. As diferentes características de amortecimento podem ser medidas com recurso a uma bobine extracorporal. Estas características dependem apenas da relação das características do cristal piezoelétrico e da relação das impedâncias acústicas do implante de titânio e das superfícies do tecido ósseo. Com base na análise da amplitude do sinal podem ser identificados diferentes estados da interface osso-implante.

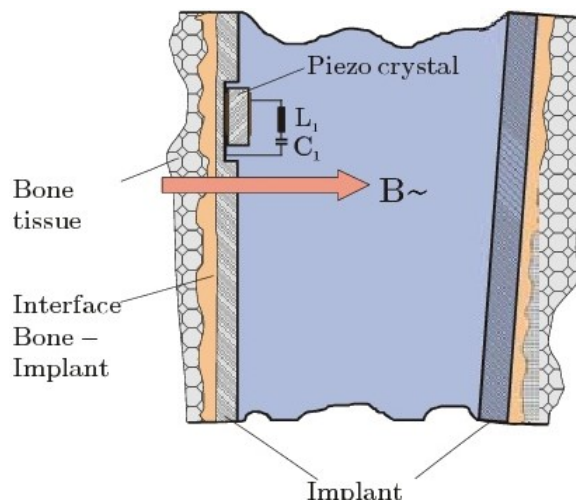


Figura 3.7: Princípio de funcionamento do sensor piezo-acústico [97].

Ruther *et al.* [98] desenvolveram um sistema para avaliar o estado de osseointegração baseado na indução magnética. Neste aparato o oscilador consiste numa esfera metálica presa a uma mola e a excitação é realizada pelo campo magnético criado por uma bobine extracorporal. Neste caso, é utilizada uma bobine para fazer a leitura do sinal de saída, ou seja, a velocidade da onda de saída. Os autores conseguiram distinguir vários estados de ligação com base na velocidade do sinal de saída.

Limitações dos métodos:

A utilização de indução magnética como método de excitação requer o uso de materiais não magnéticos na interface osso-implante o que pode causar problemas devido à necessidade de um implante multimaterial na zona da interface. Não é possível a integração de todos os componentes no interior de um implante instrumentado devido à necessidade de bobines extracorporais, tanto para a excitação como para a monitori-

zação do estado de fixação. As tecnologias descritas estão limitadas a avaliações em ambiente laboratorial e apenas foram validadas *in vitro*. O sucesso destes métodos, tal como os vibracionais e os acústicos, é altamente influenciado pela condição dos tecidos do paciente (amortecimento variável para cada paciente).

3.5 Bioimpedância Eléctrica

A bioimpedância eléctrica permite a obtenção das propriedades eléctricas de tecidos através da injeção de correntes sinusoidais de baixa intensidade nos eléctrodos externos como o EIE [99]. Como diferentes tecidos apresentam diferentes propriedades eléctricas, estes podem ser distinguidos através da análise da bioimpedância eléctrica.

3.5.1 Método 1: Corrente eléctrica extracorporal / Diferença de potencial extracorporal

Arpaia *et al.* [99, 100] realizaram um estudo com o objetivo de avaliar o estado de osseointegração de implantes. Neste estudo, os autores utilizaram dois eléctrodos extracorporais nos quais é injetada uma corrente sinusoidal nos tecidos envolventes através dos implantes metálicos, sendo avaliada a perda de corrente entre os eléctrodos (Figura 3.8). A bioimpedância resultante pode ser utilizada para avaliar e definir o comportamento eléctrico da interface osso-implante. O valor da impedância encontra-se inversamente relacionado com a osseointegração do implante. Foram realizados testes *in vitro* com uma prótese implantada num fémur bovino.

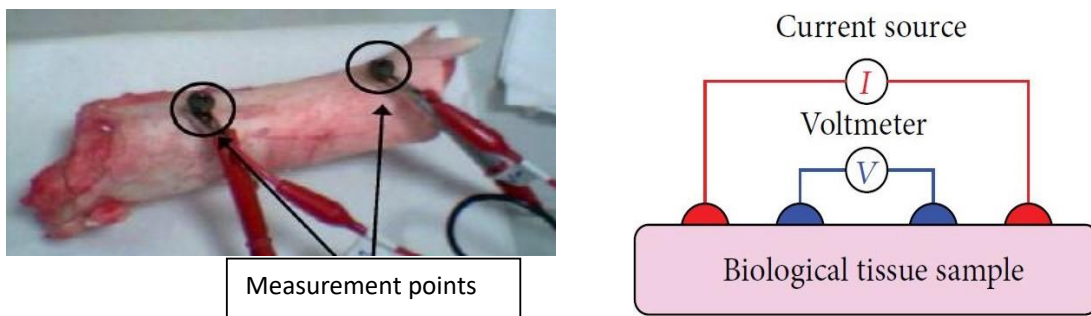


Figura 3.8: Técnica para avaliação da impedância bio-eléctrica [100][101].

Limitações dos métodos:

A tecnologia apresenta como limitação a necessidade do uso de componentes extracorporais, restringindo a sua aplicabilidade a um ambiente laboratorial. Outra limitação prende-se com a influência da fisiologia do paciente, pois esta tecnologia depende diretamente da resposta dos tecidos aos estímulos eléctricos, que variam de acordo com a composição dos tecidos [101].

3.6 Sensores de Deformação Mecânica

3.6.1 Método 1: Forças mecânicas intracorporais / Deformação óssea intracorporal

Burton *et al.* [102], desenvolveram um sensor biocompatível sem fios para monitorizar o crescimento ósseo. Este sistema tem por base um circuito passivo resistivo-indutivo-capacitivo (Figura 3.9). O sistema possui dois circuitos, um com o objetivo de avaliar a tensão axial e outro para avaliar a tensão radial. O primeiro circuito consiste em duas placas metálicas planares para apresentarem um comportamento capacitivo. Estas placas são constituídas por elétrodos de metal e uma camada dielétrica de poliamida. O segundo circuito é constituído por um elemento altamente resistivo não linear. Em ambos os casos, o valor do dielétrico varia com a deformação ocorrida. Os valores da capacidade são avaliados por mudanças na frequência de ressonância. O aumento das deformações provoca uma diminuição na frequência de ressonância.

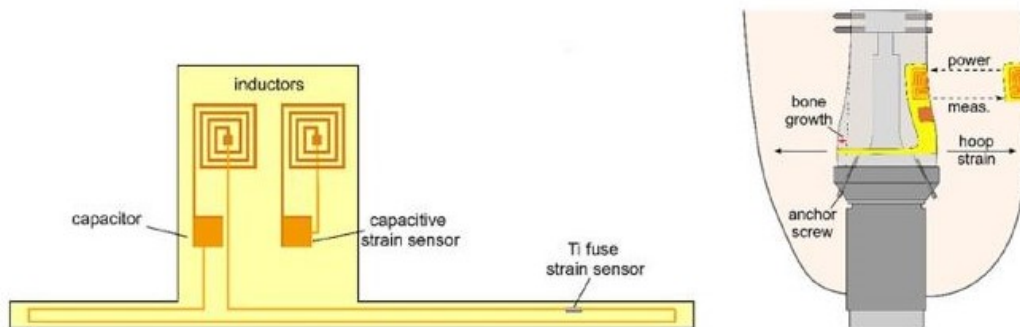


Figura 3.9: Sensor “Bio-compatible wireless inductive thin-film strain sensor” desenvolvido por Burton (esquerda), assim como um exemplo da sua aplicação (direita) [102].

3.6.2 Método 2: Forças mecânicas intracorporais / Deformação da placa de fixação intracorporal

Mcgilvray *et al.* [103] desenvolveram um sistema microeletromecânico (bioMEMS) sem fios para a monitorização do estado de fixação de ossos longos por meio de placas de fixação. O sistema é composto por condensadores planares e por um circuito de ressonância para monitorizar variações de carga aplicadas no implante. Alterações na capacidade criam variações na frequência de ressonância. A uma diminuição da carga aplicada corresponde um aumento da frequência de ressonância. A tecnologia é alimentada indutivamente através de uma antena extracorporal que também funciona como receptor do sinal do sensor.

Limitações dos métodos:

As tecnologias analisadas apresentam como limitações o facto de necessitarem de alimentação externa, operarem de forma invasiva e não permitirem uma monitorização controlável e personalizável em várias regiões-alvo dos tecidos. A primeira tecnologia,

apresenta mais um obstáculo à sua utilização devido à necessidade do contacto do sensor com a estrutura óssea que pretende monitorizar. O facto da leitura do sinal de saída ser realizada através de componentes extracorporais enfatiza a necessidade de um ambiente controlável (laboratorial).

3.7 Tecnologias de monitorização já desenvolvidas para implantes instrumentados

As tecnologias apresentadas nesta secção foram desenvolvidas e testadas em próteses cujo tipo de fixação é cimentada. Contudo, estas podem ser aplicadas em próteses não cimentadas. Todas estas tecnologias apresentam a vantagem de o sistema de aquisição do sinal de saída se encontrar no interior do implante.

3.7.1 Método 1: Excitação mecânica intracorporal / Sinal mecânico intracorporal

Puers *et al.* [104] e a sua equipa de investigação foram os primeiros a desenvolver um sistema de monitorização que pudesse ser alojado no interior da prótese (Figura 3.10). Este sistema enquadra-se nos métodos vibracionais anteriormente analisados. Na cabeça do implante encontra-se alojado o acelerómetro e outros componentes, tais como, o sistema de telemetria. A excitação extracorporal é realizada por um sistema de vibração mecânico colocado na zona distal do osso femoral. É considerada a existência de descolamento assético caso se verifique uma disparidade entre o sinal de saída e o sinal de excitação. Foi possível distinguir dois estados de fixação na interface osso-implante: estável ou descolado.

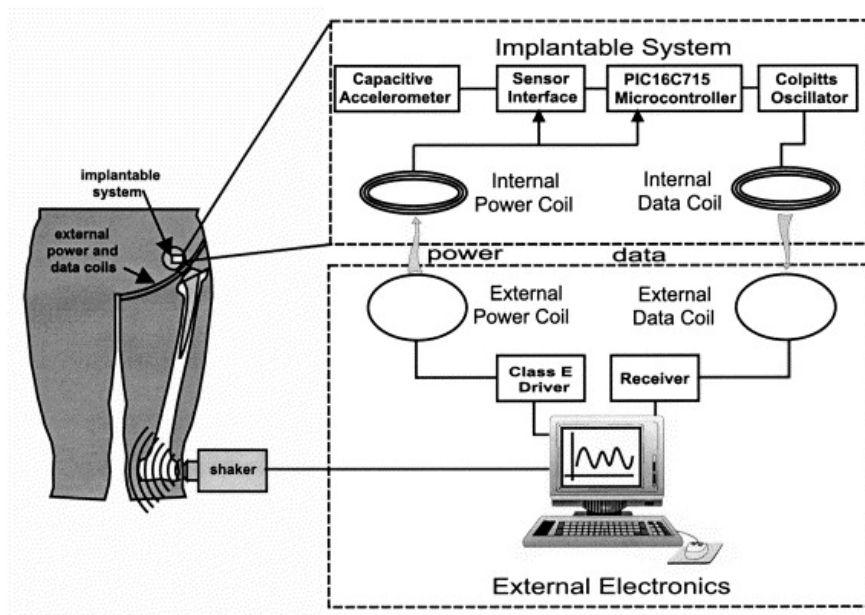


Figura 3.10: Sistema de deteção de descolamento assético na ATA desenvolvido por Puers *et al.* [104].

Marscher *et al.* [105] propuseram um sistema sem fios para avaliar o descolamento assético da prótese da anca com base nos métodos vibracionais. A excitação é realizada extracorporalmente por um sistema electromecânico (500-2500 Hz) fixo ao joelho ou próximo do côndilo distal do fémur. Os autores incorporaram o acelerómetro bi-axial, para analisar variações na frequência de ressonância do sinal de saída, e os respetivos sistemas electrónicos na extremidade distal da haste femoral. Este sistema apresenta ainda a possibilidade de ser alimentado indutivamente. Foi possível distinguir dois estados de descolamento: descolado ou estável.

Sauer *et al.* [106] desenvolveram uma tecnologia semelhante à desenvolvida por Marscher *et al.* [105] incorporando, contudo, um acelerómetro tri-axial na cabeça do implante (Figura 3.11). Os autores utilizaram um sistema de vibração mecânica, colocado sobre a parte central do fémur, para fornecer, extracorporalmente, excitações mecânicas (500-2500 Hz). Com base na análise da frequência de ressonância obtida pelo acelerómetro, foram identificados três estados de descolamento (mínimo, médio e máximo).

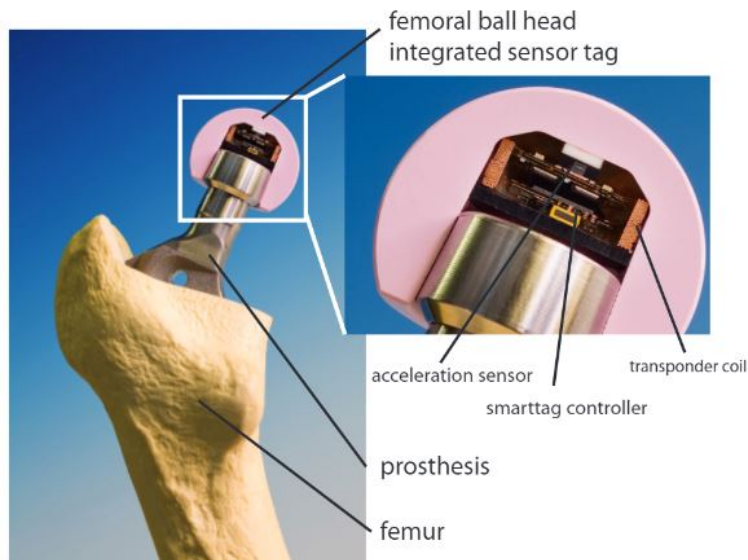


Figura 3.11: Sistema sem fios implementado na cabeça femoral de um implante da ATA [106].

3.7.2 Método 2: Excitação mecânica extracorporal / Sinal acústico intracorporal

Mavrogordato *et al.* [107] desenvolveram uma tecnologia utilizando sensores acústicos para monitorizar a interface cimento-implante das ATA. Este sistema apresenta a possibilidade de monitorizar a deterioração do cimento ósseo com reduzida influência dos tecidos envolventes. A excitação é realizada extracorporalmente pela aplicação de uma carga dinâmica na haste femoral (próximo do local onde se encontram-se os sensores acústicos). Os sensores intracorporais, em comparação com os extracorporais, apresentaram maior concordância com os dados obtidos por micro-CT e foram menos afetados pelo ruído indesejado. Contudo, não foi possível diferenciar estados de falha distintos nem monitorizar o descolamento da interface.

Limitações dos métodos:

Todos os sistemas apresentados nesta secção estão dependentes de excitação externa. Ainda que possa ser realizada a miniaturização do sistema de excitação para ser acoplado no interior do implante, nenhuma das tecnologias se mostrou capaz de identificar com precisão as regiões onde a fixação do osso-implante ocorre.

3.8 Sistemas de monitorização capacitivos

A dissertação de mestrado realizada por Henriques [108] teve como objectivo a avaliação de um sistema capacitivo planar com arquitectura listrada para a monitorização de variações na interface osso-implante utilizando uma frequência de excitação de 32 kHz. O sensor é idêntico ao utilizado nesta dissertação e é composto por quatro eléctrodos com dimensões 10x1x0,1 mm, com uma distância entre eléctrodos de 0,5 mm.

Foram realizados oito ensaios de aproximação e compressão onde se verificou uma elevada correlação entre ensaios. A Figura 3.12 representa a média da variação da capacidade eléctrica dos oito ensaios de compressão, assim como os intervalos de confiança de 95 e 99%, sendo registada uma variação média da capacidade eléctrica de 0,2047 pF para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm, o que representa uma variação de 48 aF/ μm .

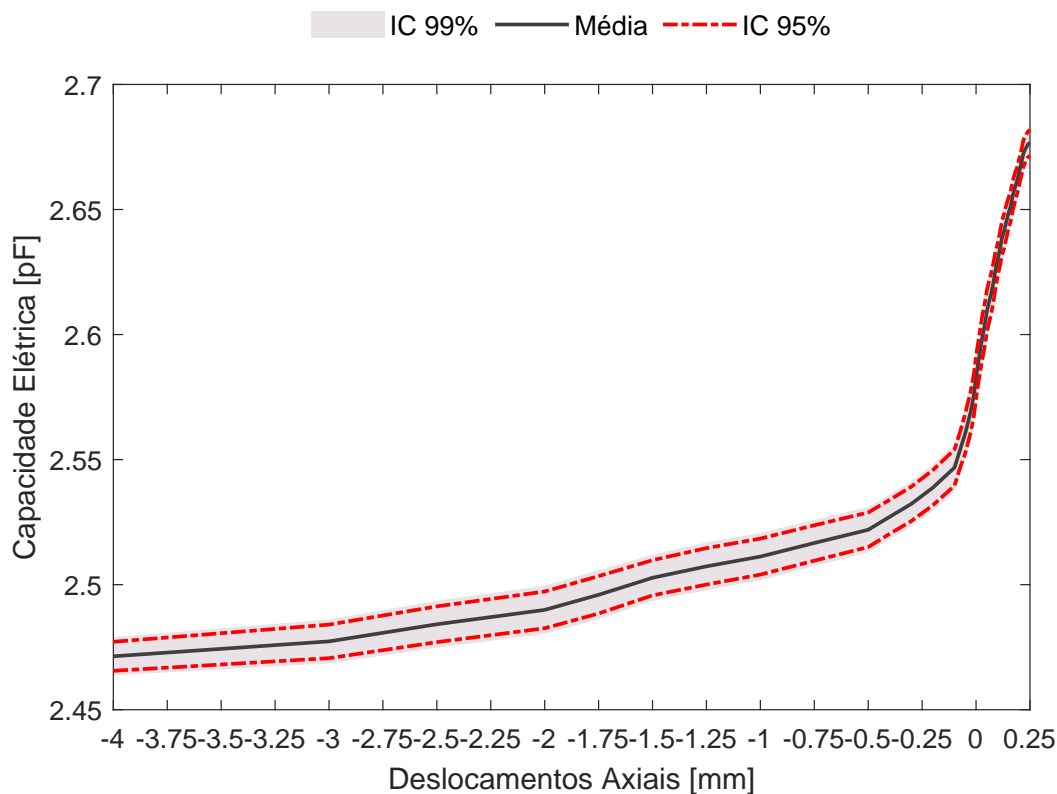


Figura 3.12: Média dos valores da capacidade eléctrica para os ensaios de aproximação e compressão. Intervalos de confiança de 95% e 99% com base no desvio padrão das amostras [108].

Verifica-se a existência de três regiões com tendências distintas da variação da capacidade elétrica média: o intervalo $-4 \leq z \leq -0,5$ mm, onde ocorre uma variação média de 50 fF (aumento de 24,43%; $14,3 \text{ aF}/\mu\text{m}$), o intervalo $-500 \leq z \leq -100 \mu\text{m}$, onde se regista uma variação de 25 fF (aumento de 12,21%; $62,5 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e o intervalo $-100 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ onde existe uma variação de 0,1297 pF (aumento de 63,36%; $0,37 \text{ fF}/\mu\text{m}$). A equação 3.1 descreve a capacidade elétrica média para um qualquer deslocamento no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm. Esta equação apresenta um $R^2 = 0,9982$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^6 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (3.1)$$

$$p_0 = 2,588 \times 10^{-12}; p_1 = 2,925 \times 10^{-10}; p_2 = 4,217 \times 10^{-7}; p_3 = 2,894 \times 10^{-4};$$

$$p_4 = 9,628 \times 10^{-2}; p_5 = 14,95; p_6 = 850,2$$

Os desvios mínimos em relação à média são registados na zona de pós-contacto ($z=100 \mu\text{m}$), verificando-se desvios de $\pm 5,1$ fF e $\pm 6,7$ fF para ICs de 95 e 99%, respetivamente. Os desvios máximos são registados em $z=-2,25$ mm, verificando-se desvios de $\pm 8,7$ fF e $\pm 11,5$ fF para ICs de 95 e 99%, respetivamente.

Foram também realizados sete ensaios de descompressão/afastamento onde se verificou uma elevada correlação entre ensaios. A Figura 3.13 demonstra a média da variação da capacidade elétrica dos sete ensaios realizados.

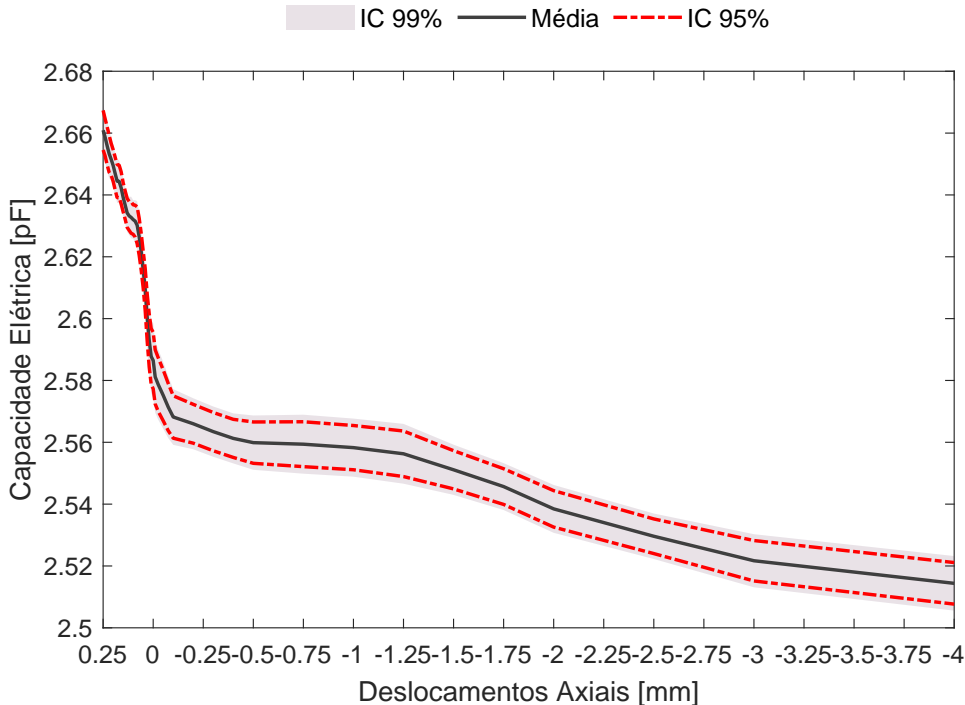


Figura 3.13: Média dos valores da capacidade elétrica nos ensaios de descompressão e afastamento. Intervalos de confiança de 95% e 99% com base no desvio padrão das amostras [108].

No intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm é registada uma variação média da capacidade eléctrica de 0,1465 pF, o que corresponde a 34,5 aF/ μm . Esta variação representa uma diminuição de 28,5% em comparação a com variação verificada nos ensaios de aproximação/compressão.

Verifica-se, tal como nos ensaios de aproximação/compressão, a existência de três regiões com tendências distintas da variação da capacidade eléctrica. No intervalo $-4 \leq z \leq -0,5$ mm existe uma variação de 18,6 fF (diminuição de 12,7%; 5,3 aF/ μm), no intervalo $-500 \leq z \leq -100$ μm ocorre uma variação de 9,1 fF (diminuição de 6,21%; 22,7 aF/ μm) e para o intervalo $-100 \leq z \leq 250$ μm regista-se uma variação de 0,1188 pF (diminuição de 81,09%; 0,34 fF/ μm). A equação 3.2 descreve a capacidade eléctrica média para um qualquer deslocamento no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm. Esta equação apresenta um $R^2 = 0,9982$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^6 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (3.2)$$

$$p_0 = 2,597 \times 10^{-12}; p_1 = 1,989 \times 10^{-10}; p_2 = 3,294 \times 10^{-7}; p_3 = 2,387 \times 10^{-4};$$

$$p_4 = 7,988 \times 10^{-2}; p_5 = 12,1; p_6 = 649$$

Os desvios mínimos em relação à média são registados em $z=0$ mm, verificando-se desvios de $\pm 9,1$ fF e ± 12 fF para ICs de 95 e 99%, respetivamente. Os desvios máximos são registados em $z=-1$ mm, verificando-se desvios de $\pm 18,3$ fF e $\pm 24,1$ fF para ICs de 95 e 99%, respetivamente.

Rodrigo desenvolveu um sistema de monitorização da interface osso-implante com um estrutura híbrida indutiva-capacitiva *quasi-planar* (HIC-qP) [109]. A arquitetura do sistema é composta por dois eléctrodos com 6 mm de diâmetro e 1.5 mm de espessura separados por 10 mm (Figura 3.14). Foi utilizada uma frequência de excitação de 32 kHz. Este sistema permite a monitorização e estimulação da interface osso-implante.

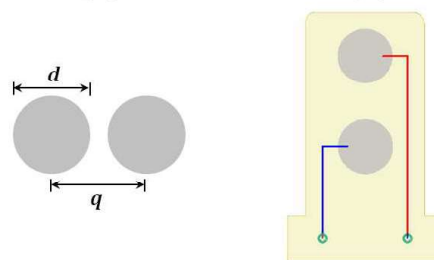


Figura 3.14: Representação do sensor com arquitetura (HIC-qP) ($d = 6$ mm; $q = 10$ mm); (d) Esquema eléctrico do sensor (HIC-qP).

Os testes de aproximação/compressão e descompressão/afastamento foram realizados utilizando a mesma metodologia de Henriques [108]. Foram realizados seis ensaios de aproximação/compressão onde se verificou uma elevada correlação entre ensaios. A Figura 3.15 representa a variação média da capacidade eléctrica para as amostras porcinas na situação de aproximação e compressão, assim como os IC de 95 e 99%.

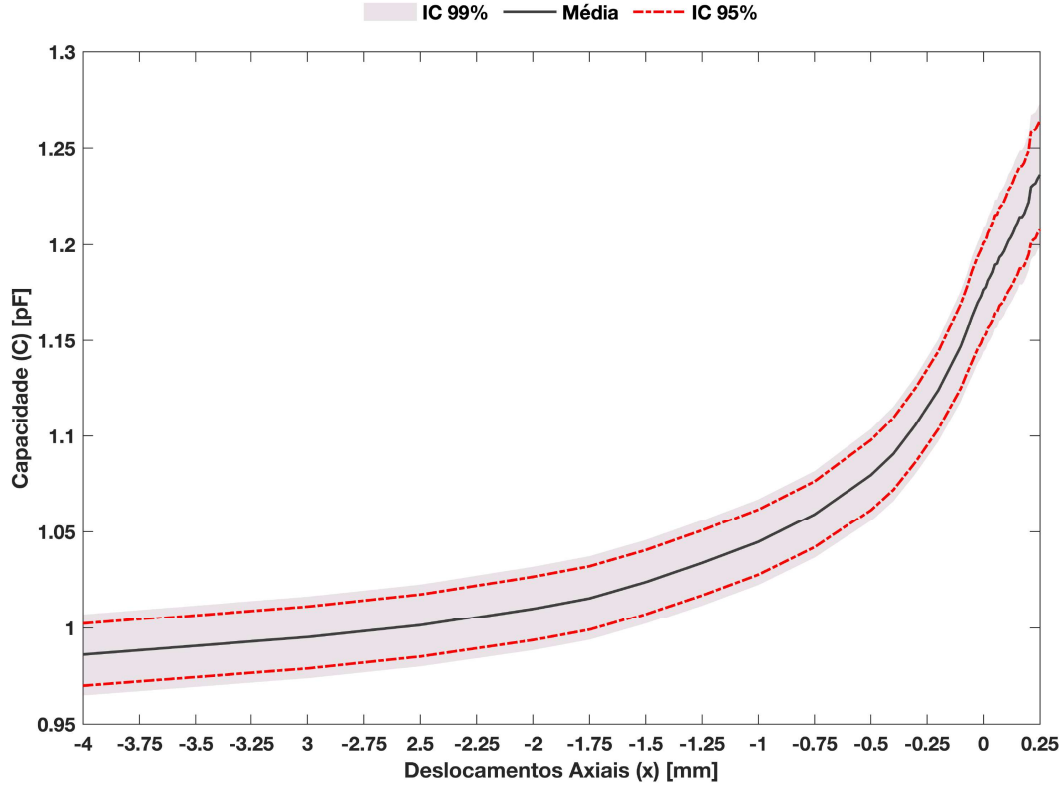


Figura 3.15: Média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão. ICs de 95 e 99% calculado pelo DP entre amostras em relação à média do conjunto de amostras [109].

Através da análise da Figura 3.15 verifica-se uma variação média da capacidade elétrica de 0,2498 pF para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm ($58,8 \text{ aF}/\mu\text{m}$). São identificadas três zonas com diferentes taxas de variação da capacidade elétrica média. No intervalo $-4 \leq z \leq -1,5$ mm verifica-se uma variação de 37,8 pF (aumento de 15,13%; $15,1 \text{ aF}/\mu\text{m}$), no intervalo $-1,5 \leq z \leq -0,25$ mm ocorre uma variação de 91 pF (aumento de 36,43%; $72 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e no intervalo $-0,25 \leq z \leq 0,25$ mm verifica-se uma variação de 0,121 pF (aumento de 48,44%; $0,242 \text{ fF}/\mu\text{m}$). Os desvios máximos são observados em $z = -4$ mm, local de maior afastamento da mostra porcina do sensor capacitivo de monitorização, e apresentam o valor de $\pm 28,6$ fF e $\pm 37,6$ fF para o intervalo de confiança de 95 e 99%, respetivamente. Os desvios mínimos são observados em $z = -0,25$ mm e apresentam o valor de $\pm 16,1$ fF e $\pm 15,4$ fF para o intervalo de confiança de 95 e 99%, respetivamente.

A Equação 3.3 representa a modelação analítica da capacidade elétrica média para qualquer deslocamento no intervalo estabelecido. Esta equação apresenta um $R^2 = 0,998$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^4 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (3.3)$$

$$p_0 = 1,172 \times 10^{-12}; p_1 = 2,356 \times 10^{-8}; p_2 = 1,386 \times 10^{-7}; p_3 = 3,805 \times 10^{-5};$$

$$p_4 = 3,807 \times 10^{-3}$$

Foram também realizados seis ensaios de descompressão/afastamento onde também se verificou uma elevada correlação entre ensaios. A Figura 3.16 representa a variação média da capacidade elétrica de seis amostras porcinas na situação de descompressão e afastamento, assim como os IC de 95 e 99%.

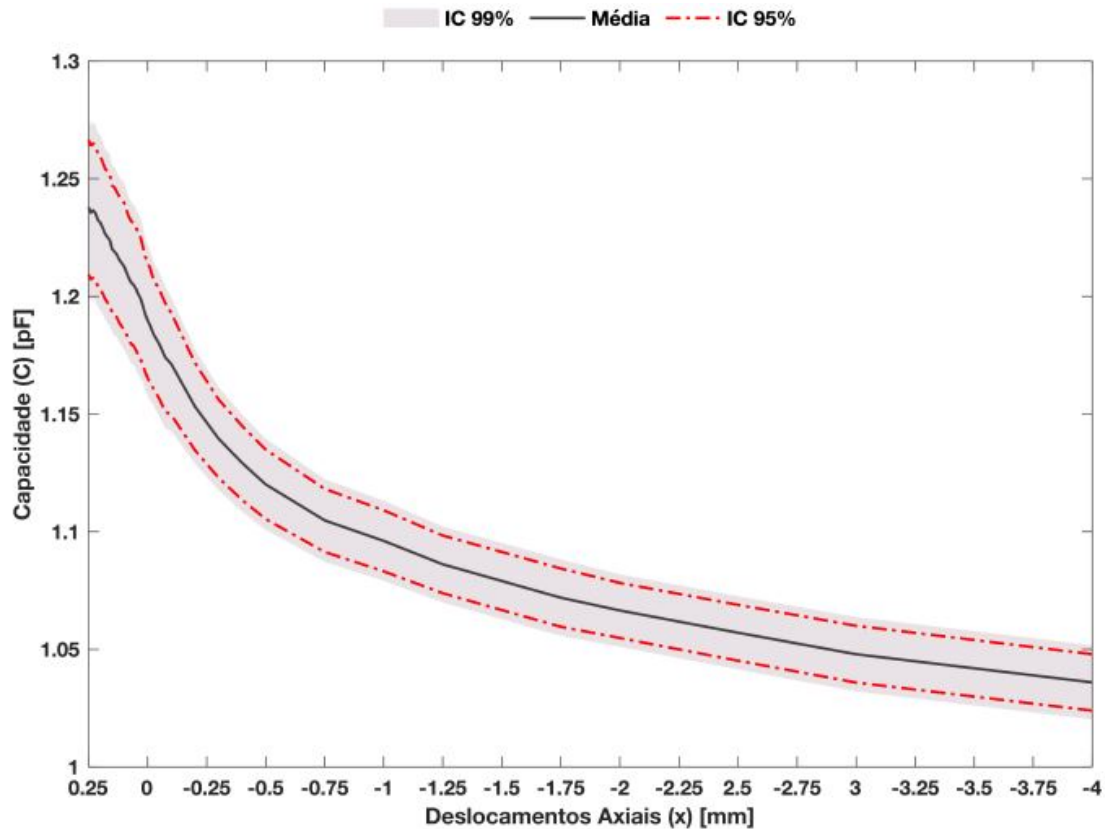


Figura 3.16: Média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão e afastamento. ICs de 95 e 99% calculados pelo DP entre amostras em relação à média do conjunto de amostras [109].

Verifica-se uma variação média da capacidade elétrica de 0,202 pF ($47,5 \text{ aF}/\mu\text{m}$) no intervalo de deslocamento $-4 \leq z \leq 0,25 \text{ mm}$, o que representa uma variação média menor em comparação com os ensaios de aproximação/compressão para o mesmo intervalo. São identificadas duas regiões com diferentes taxas de variação da capacidade elétrica média: 69,1 fF no intervalo $-4 \leq z \leq -0,75 \text{ mm}$ (diminuição de 34,21%; $21,3 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e 132,9 fF no intervalo $-750 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ (diminuição de 65,79%; $132,9 \text{ aF}/\mu\text{m}$).

Os desvios mínimos em relação à média foram obtidos na zona de pré-contacto ($z = -100 \mu\text{m}$), verificando-se desvios de $\pm 11,7 \text{ fF}$ e $\pm 15,4 \text{ fF}$ para ICs de 95 e 99%, respetivamente. Os desvios máximos foram verificados na zona de máximo contacto ($z = 250 \mu\text{m}$), verificando-se desvios de $\pm 28,6 \text{ fF}$ e $\pm 37,6 \text{ fF}$ para ICs de 95 e 99%, respetivamente.

A Equação 3.4 representa a modelação analítica da capacidade elétrica média para qualquer deslocamento no intervalo estabelecido na situação de descompressão e afastamento. A Equação 3.4 apresenta um $R^2 = 0,998$.

$$C(x) = \sum_{i=0}^4 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0.25 \quad [mm] \quad (3.4)$$

$$p_0 = 1,019 \times 10^{-12}; p_1 = 1,832 \times 10^{-8}; p_2 = 1,154 \times 10^{-7}; p_3 = 3,436 \times 10^{-5};$$

$$p_4 = 3,636 \times 10^{-3}$$

Rodrigo *et al.* [109] desenvolveu ainda modelos computacionais com o objetivo de prever o comportamento do sistema capacitivo com arquitetura HIC-qP e com arquitetura EPL. As Figuras 3.17 e 3.18 representam a comparação dos resultados de previsão computacional/experimentais das arquiteturas HIC-qP e EPL, respetivamente. A previsão computacional da arquitetura HIC-qP para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm apresenta uma correlação de 99,24%, *p-value* de 0, RL de 0,9832 e RU de 0,9966, para o IC de 99%. Para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,01$ mm verifica-se uma correlação de 0,9982, *p-value* de 0, RL de 0,9936 e RU de 0,9995, para o IC de 99%. A região definida pelo intervalo $-750 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ também apresenta uma elevada correlação para um IC de 99%: correlação de 97,3%, *p-value* de 0, RL de 0,9350 e RU de 0,9889.

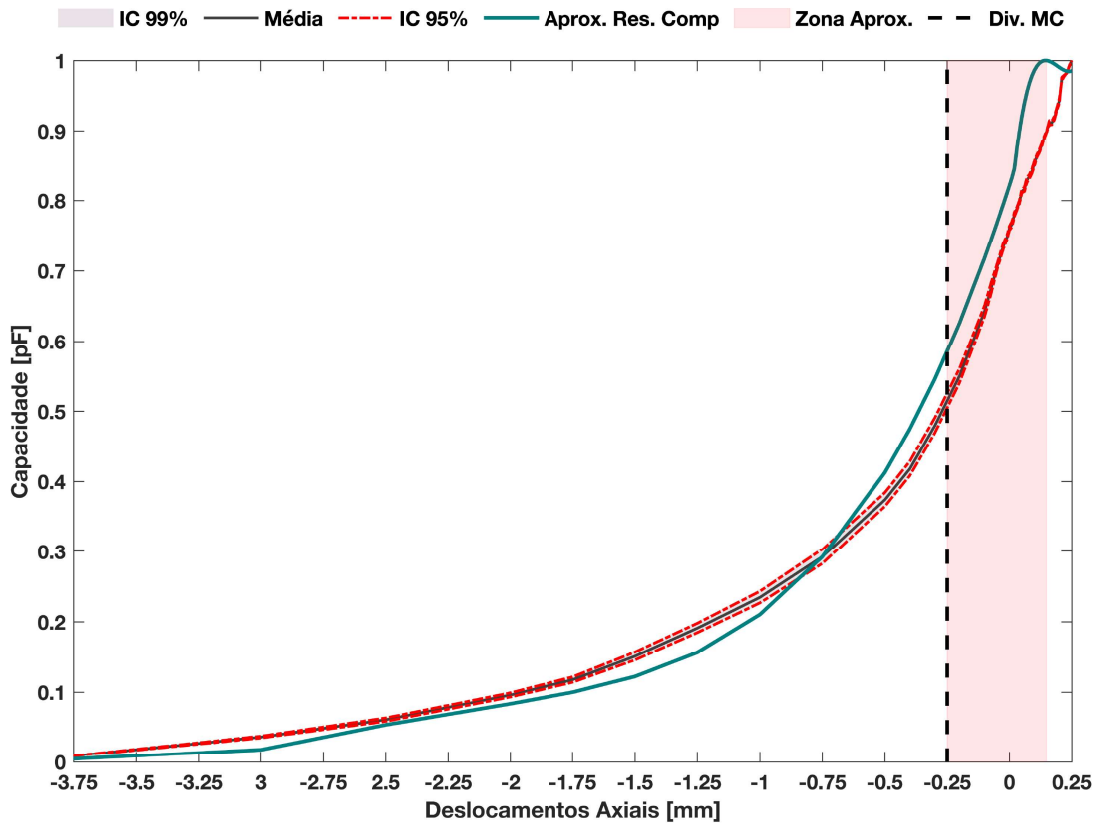


Figura 3.17: Validação dos ensaios experimentais da arquitetura HIC-qP comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a média normalizada dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão [109].

Para a arquitetura EPL foi obtida, no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm, uma correlação de 93,9%, p -value de 0, RL de 0,867 e RU de 0,972, para o IC 99%. Para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,01$ mm existe uma correlação de 98,3%, p -value de 0, RL de 0,943 e RU de 0,995, para o IC de 99%. A região definida pelo intervalo $-750 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ apresenta uma correlação de 97,3%, p -value de 0, RL de 0,67 e RU de 0,998.

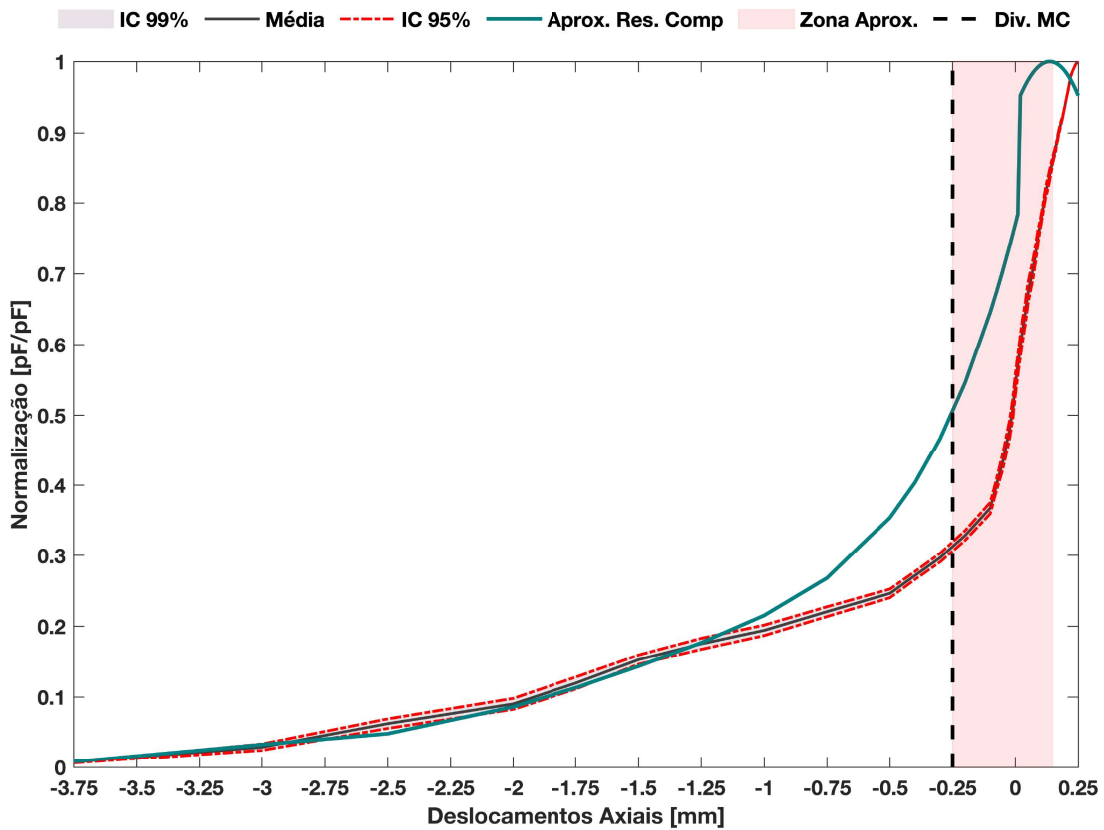


Figura 3.18: Validação dos ensaios experimentais da arquitetura EPL comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a média normalizada dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão [109].

Capítulo 4

Materiais e Métodos

4.1 Sistemas de detecção

4.1.1 Princípio de funcionamento

O sensores capacitivos detetam a capacidade elétrica no seu meio envolvente quando ocorrem variações no seu dielétrico. O sistema de monitorização consiste num conjunto de eléctodos planares listrados (EPL) que quando excitados eletricamente originam linhas de campo elétrico (Figura 4.1). O dielétrico do sistema capacitivo corresponde a todo o volume sob a acção do campo elétrico. Deste modo, tanto variações no posicionamento das estruturas ósseas como variações nestas mesmas estruturas ósseas provocaram variações no dielétrico e, conseqüentemente, na capacidade e permitividade deste. O sistema em estudo, é um sistema de baixo custo energético, baixo custo de produção e com possibilidade de ser projetado em dimensões reduzidas.

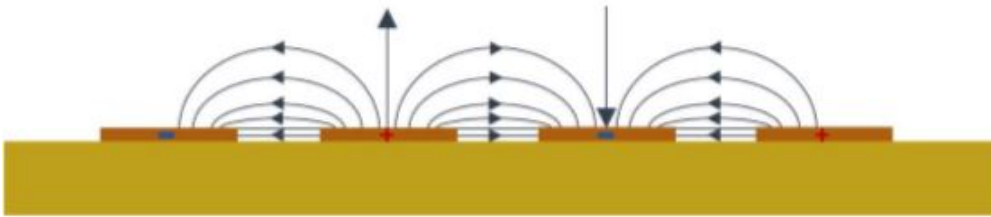


Figura 4.1: Representação esquemática do sensor capacitivo utilizado no sistema de monitorização [108].

4.1.2 Sistema de monitorização utilizado

Na Figura 4.2 encontra-se o sensor utilizado nos ensaios *in vitro* para a análise do desempenho do sistema de monitorização capacitivo. Trata-se de um sensor composto por quatro eléctodos com dimensões 10x1x0.1 mm e com uma distância entre eléctodos de 0.5 mm. A utilização destas dimensões encontra-se relacionado com a dimensão das amostras ósseas porcinas utilizadas (10x10x10mm).

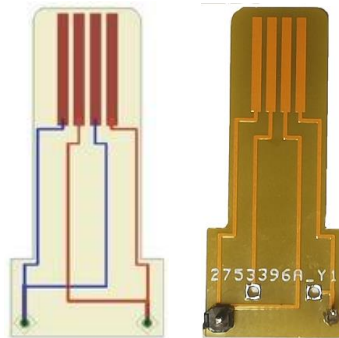


Figura 4.2: Ilustração do sensor de monitorização capacitivo (a) Proveniente do software Eagle 9.0.1 (b) PCB final.

4.1.3 Circuito(s) de monitorização e aquisição de dados

Atendendo às reduzidas dimensões das amostras ósseas em estudo é expectável que para uma frequência de excitação de aproximadamente 4.8 MHz a capacidade elétrica seja reduzida (inferior ao pF). Assim, é necessário ter especial atenção às capacidades parasitas e à incidência de ruído. Deste modo, foi utilizado o conversor de capacidade para valor digital FDC2214EVM da *Texas Instruments* (Figura 4.3). Este conversor possui uma resolução efetiva de 28 bits, um intervalo de frequência de excitação entre 10 kHz e 10 MHz, 4 canais de leitura, podendo realizar aquisição de dados a uma taxa máxima de 245 Hz (se existir apenas um canal ativo). Devido às capacidades parasitas associadas aos condutores elétricos, às pistas da placa PCB e às soldaduras de estanho, apenas é possível definir uma frequência de excitação máxima de 4.8 MHz. A comunicação com o conversor e o controlo do processo de monitorização é realizada através do software *Sensing Solutions EVM GUI*. Os testes foram realizados aplicando uma onda quadrada de 3.3 V com uma frequência de excitação de 4.8 MHz e os dados adquiridos com uma taxa de aquisição de dados de 50 Hz. A conexão entre o circuito de condicionamento e o condensador planar foi realizada com recurso ao cabo coaxial RG174. Cada condensador foi ligado ao conector CH3 (polarização positiva) e à terra.

Foi também utilizado o conversor de capacidade para valor digital de alta resolução, AD7746 (*Analog Devices*) para a leitura da capacidade elétrica para diferentes estados de fixação na presença do filme compósito de HA-colagénio (Figura 4.4). Este conversor possui dois canais de leitura, uma resolução efetiva de 21 bits, elevada linearidade ($\pm 0.01\%$), elevada precisão (± 4 fF), podendo realizar aquisições de dados a uma taxa máxima de 90 Hz. Foi utilizada placa de avaliação EVAL-AD7746EB como interface entre o conversor AD7746 e o PC (por porta USB). A comunicação entre o conversor e controlo do processo de monitorização foi realizada com recurso ao software *AD7746 Evaluation Board Software* (v2.2, *Analog Devices*). Nos ensaios realizados com a placa de avaliação EVAL-AD7746EB foi utilizada uma onda quadrada de 5V de amplitude e 32 kHz de frequência em cada condensador planar. A ligação do condensador à placa de avaliação foi realizada através dos conectores CIN1+ (polarização positiva) e EXCB (polarização negativa).

Os conversores FDC2214EVM e EVAL-AD7746EB foram configurados de modo a que a aquisição de dados ocorresse com uma taxa de amostragem de 50 Hz em modo

single ended. Foram obtidos 1200 valores de capacidade elétrica por cada posição da amostra tanto na utilização do sensor AD7746 como do sensor FDC2214. Contudo, apenas foram utilizados 800 valores de capacidade elétrica que correspondem aos dados em regime estacionário (a fase transitória foi descartada).

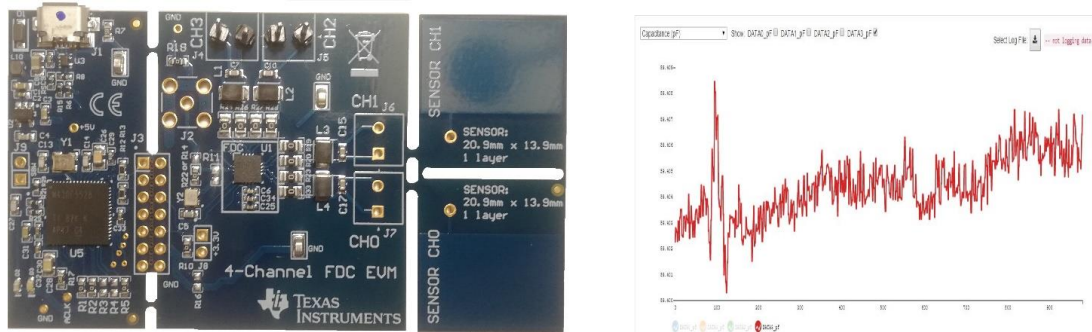


Figura 4.3: Conversor analógico-digital capacitivo FDC2214EVM.

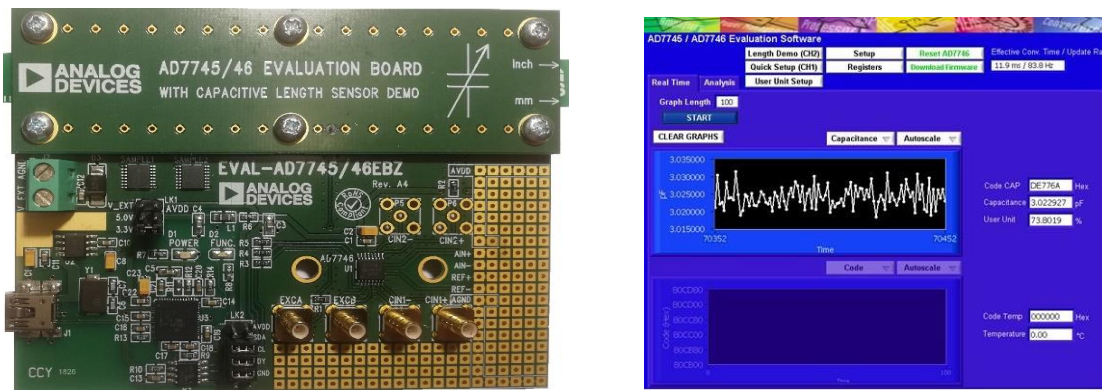


Figura 4.4: Conversor analógico-digital capacitivo EVAL-AD7746EB.

4.2 Aparato experimental

Num trabalho que precedeu esta dissertação [108] foi desenvolvido e analisado o desempenho de um sistema de monitorização capacitivo planar para a deteção de variações de capacidade na interface osso-implante. Deste modo, e como o primeiro objetivo desta dissertação é avaliar a possibilidade de utilização de frequências de excitação elevadas para a monitorização da interface osso-implante, foi utilizado o mesmo aparato experimental com exceção do conversor analógico-digital (Figura 4.5). Com o objetivo de garantir o correto posicionamento da amostra óssea sobre a interface sensorial foi utilizada uma guia de acrílico (Apêndice C). Para realizar os deslocamentos das amostras ósseas em relação à interface sensorial foi utilizada a máquina de ensaios AGS-X 10 kN da *Shimadzu*. Este equipamento permite a realização de ensaios de compressão e tração com uma precisão de $\pm 0.01 \mu\text{m}$ tendo sido utilizado para aplicar diferentes cargas às amostras ósseas, simulando, deste modo, diferentes estados da amostra com a interface

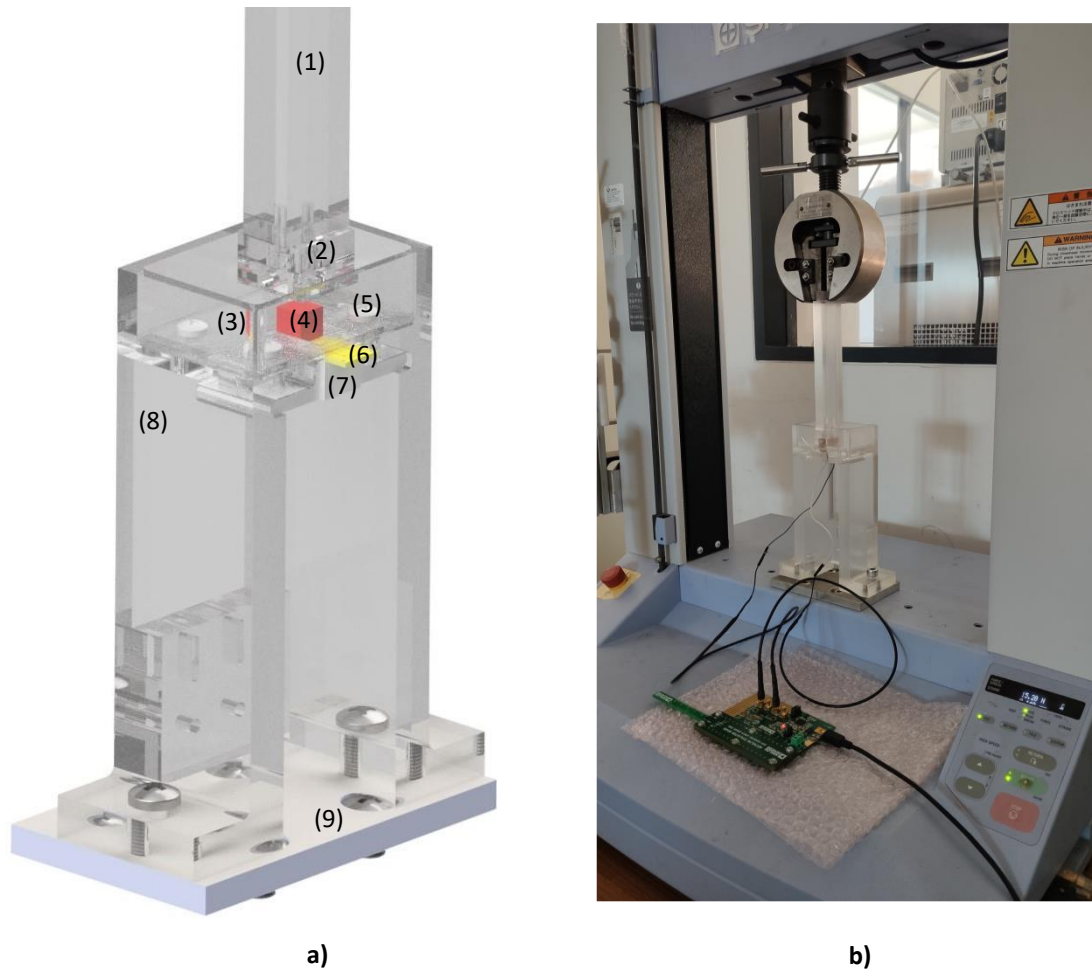


Figura 4.5: Aparato experimental: a) Representação do aparato experimental: 1-haste; 2- alojamento da amostra óssea; 3- Placa de acrílico com a guia; 4- Amostra óssea; 5- Parafusos de fixação; 6- PCB; 7- Placa de alojamento do PCB; 8- Estrutura acrílica; 9- Placa base de alumínio; (b) Aparato completo, onde se observa a máquina usada na compressão (AGS-X 10 kN, Shimadzu) e o circuito EVAL-AD7746EB.

sensorial. Entre cada ensaio todo o apartado experimental, à exceção do placa de acrílico com o filme compósito de HA-colagénio, é desinfetado com álcool etílico e é aplicado *Kontakt PCC* nos eletrodos.

4.3 Preparação das amostras ósseas

Na realização dos testes *in vitro* foram utilizadas várias amostras ósseas com dimensões de 10x10x10 mm obtidas através de diversos fêmures de porco. Os ossos foram cedidos pelo talho Bom Talho, um dia após o abate dos animais, tendo estes animais aproximadamente 8 meses à data do abate. Numa primeira fase foi utilizada uma serra elétrica (E+P85 Minor, Eco + Plu) para isolar diversas porções do osso trabecular. Posteriormente, foi utilizada uma fresadora ferramenteira (LC-185, First) para maquirar com

precisão as diversas amostras ósseas (Figura 4.6). Este procedimento foi realizado para maximizar a área de contacto das trabéculas com a interface sensorial durante os ensaios *in vitro*. As amostras foram depois congeladas a uma temperatura de -20°C . Antes do início de cada ensaio aguardou-se que a amostra óssea descongelasse durante 15 minutos. Deste modo, foi garantido que todas as amostras estiveram sujeitas a condições semelhantes antes de cada ensaio. Foram utilizadas cinco amostras ósseas para os ensaios sem o filme compósito de HA-colagénio e seis amostras ósseas para os ensaios com o filme compósito de HA-colagénio.



Figura 4.6: Preparação das amostras porcinas. a) Amostra final; b) Maquinação da face das amostras ósseas utilizando uma fresadora.

4.4 Desenvolvimento do filme compósito de HA-colagénio

Para o desenvolvimento do filme compósito HA-colagénio foram utilizadas 2g de HA (CAPTAL 'R' Unsintered Hydroxyapatite) e 1g de colagénio desnaturado. Estes elementos foram diluídos em 100 mL de água destilada com recurso a uma agitador magnético com aquecimento durante 10 minutos, à temperatura de 40°C e a 600 rpm. A mistura foi posteriormente depositada com recurso a uma pipeta sobre as placas de acrílico. Estas foram colocadas à temperatura ambiente durante 48h. O filme compósito apresenta uma espessura de $80\ \mu\text{m}$ (Figura 4.7). A espessura média do filme na zona sobre a qual será colocada a amostra óssea foi avaliada com o micrómetro (Topex MICROMETER 0-25MM) através de cinco medições em diferentes locais.

4.5 Testes de compressão e descompressão

Os testes de compressão foram realizados em duas etapas. Inicialmente foi monitorizada a capacidade elétrica para deslocamentos sucessivos do osso em direcção à interface sensorial. Após o contacto, são impostas cargas de compressão, possibilitando o contacto da superfície trabecular com a interface sensorial. Posteriormente foi realizado o processo inverso registando a variação da capacidade entre os estágios de descompressão e afastamento do osso em relação à interface sensorial (Figura 4.8).



Figura 4.7: Placa de acrílico com o filme composto de HA-colagénio.

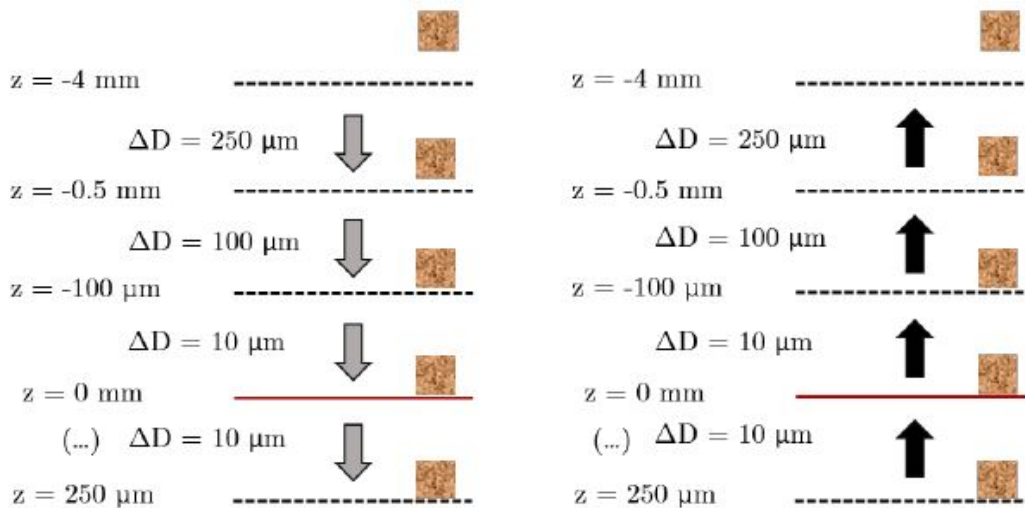


Figura 4.8: Esquema relativo aos deslocamentos axiais de a) -4 a 0.25 mm b) 0.25 a 4 mm [108].

4.6 Procedimento experimental

Após o posicionamento de cada amostra óssea na interface sensorial, o conjunto de componentes 1 e 2 (Figura 4.5) é deslocado até ao aparecimento de forças de contacto entre a amostra óssea e a interface sensorial. Com recurso ao software *Trapezium X*, é definido o referencial $z = 0$, referente ao momento em que amostra óssea entra em contacto com a interface sensorial. Após a definição do referencial $z = 0$, a amostra é elevada até um distanciamento de 4 mm da interface ($z = -4$ mm).

4.7 Modelos computacionais

Foram desenvolvidos modelos computacionais, na linha da investigação iniciada por Rodrigo [109], para avaliar a fiabilidade do sistema de monitorização capacitivo para uma

elevada frequência de excitação e a influência do filme compósito de HA-colagénio. A análise da variação da capacidade eléctrica com os diferentes estados de fixação do sistema osso-implante é realizada com recurso ao software *COMSOL Multiphysics* (v.5.3a, COMSOL).

4.7.1 Modelo simplificado do osso

As amostras ósseas foram modeladas como estruturas trabeculares descalcificadas, de acordo com uma estrutura porosa bifásica simplificada, na qual a fase trabecular foi modelada como uma estrutura que preenche a rede de poros interligados dentro da parte líquida (Figura 4.9). Nas situações de pré-contacto as amostras ósseas foram modeladas considerando: 35% de trabéculas e 65% líquido. As situações correspondentes ao pós-contacto foram desenvolvidas redimensionando o parâmetro t para coincidir com a área de contacto trabecular. Apenas foram consideradas áreas de contacto trabecular superiores a 16%, correspondendo ao limite inferior a partir do qual os contactos trabeculares estão uniformemente distribuídos (os contactos trabeculares dos modelos ósseos simplificados estão também uniformemente distribuídos). Utilizando modelos simplificados, não só os custos de simulação computacional são significativamente reduzidos, mas também podem ser alcançadas correlações elevadas entre a simulação e os resultados experimentais. Em suma, foram utilizados quatro modelos computacionais: (1) Modelo simplificado sem o filme compósito de HA-colagénio para a situação de pré-contacto ($z < 0$); (2) Modelo simplificado sem o filme compósito de HA-colagénio para a situação de pós-contacto ($z > 0$); (3) Modelo simplificado com o filme compósito de HA-colagénio para a situação de pré-contacto ($z < 0$); (4) Modelo simplificado com o filme compósito de HA-colagénio para a situação de pós-contacto ($z > 0$);

4.7.2 Detalhes das simulações computacionais

Em todas as simulações é assegurado que não existe qualquer contacto entre a interface sensorial e a estrutura óssea. Os domínios utilizados nos modelos sem e com o filme compósito de HA-colagénio são:

- Modelo sem o compósito HA-colagénio: componente trabecular do osso, componente líquida do osso trabecular, placa polimérica, eléctrodos, camada de ar envolvente, ar existente entre os eléctrodos, substrato (Figura 4.10 a)
- Modelo com compósito HA-colagénio: componente trabecular do osso, componente líquida do osso trabecular, placa polimérica, eléctrodos, camada de ar envolvente, ar existente entre os eléctrodos, substrato, filme compósito HA-colagénio (Figura 4.10 b)

Todos os domínios foram considerados homogéneos e isotrópicos tendo sido utilizadas malhas finas tridimensionais compostas por elementos lineares tetraédricos de segunda ordem. O refinamento da malha e o dimensionamento da domínio "Ar envolvente" foram conduzidos por uma análise de convergência (erro de 2% com base no critério de paragem). O potencial eléctrico inicial de toda a estrutura é de 0 V. As dimensões e propriedades eléctricas de todos os domínios encontram-se nas Tabelas B.1, B.2, B.3 e B.4.

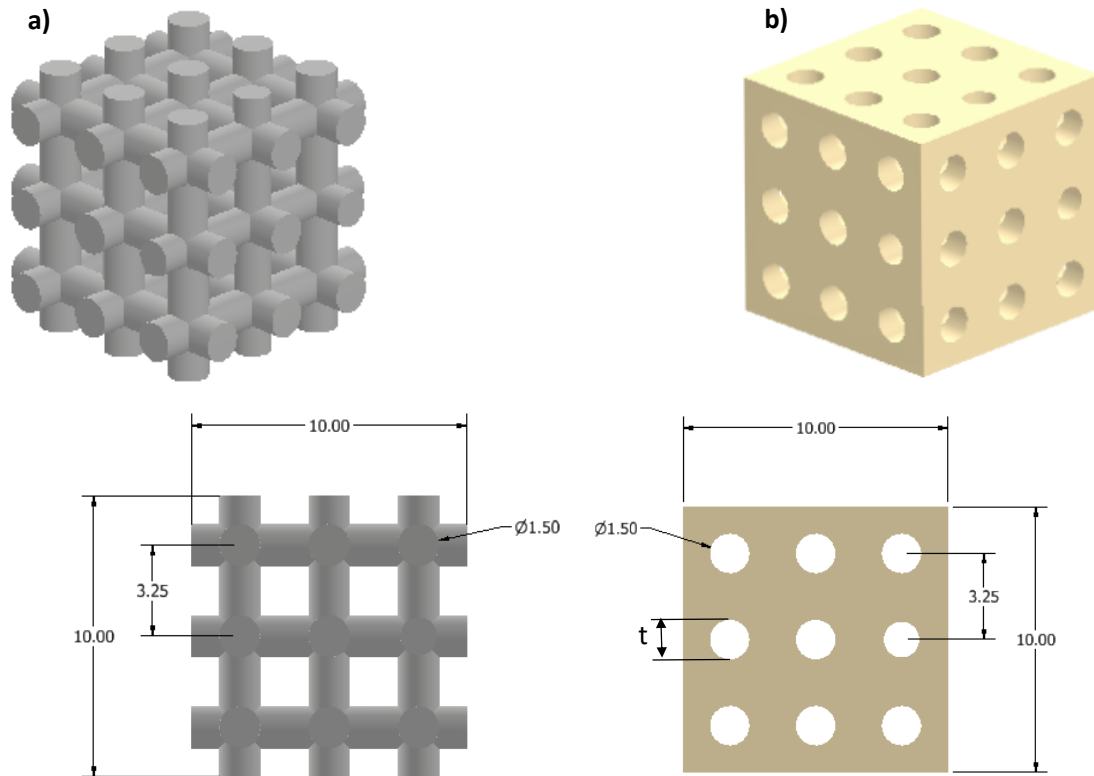


Figura 4.9: Ilustração esquemática do modelo ósseo usado nas previsões computacionais: a) parte trabecular e b) parte líquida do osso.

4.8 Análise estatística dos dados

4.8.1 Análise estatística dos dados experimentais

Com base nos 800 valores de capacidade elétrica que correspondem aos dados em regime estacionário e com o objetivo de correlacionar os valores obtidos em vários ensaios e avaliar o grau de dispersão entre amostras foi calculado o desvio padrão (DP). Este foi ainda utilizado para calcular o intervalo de confiança entre as várias amostras. Para tal, foi utilizada a função *std* do *Matlab2019b* que aplica a seguinte equação:

$$DP = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (4.1)$$

onde:

N = número de dados

x_i = valores de capacidade do conjunto de dados;

\bar{x} = Média do conjunto de dados.

Deste modo, com recurso ao desvio padrão, calcularam-se ainda os intervalos de confiança entre as diversas amostras em relação à média da capacidade elétrica. Para o cálculo do IC de 99% foram utilizadas as equações 4.2 e 4.3 enquanto que no cálculo do

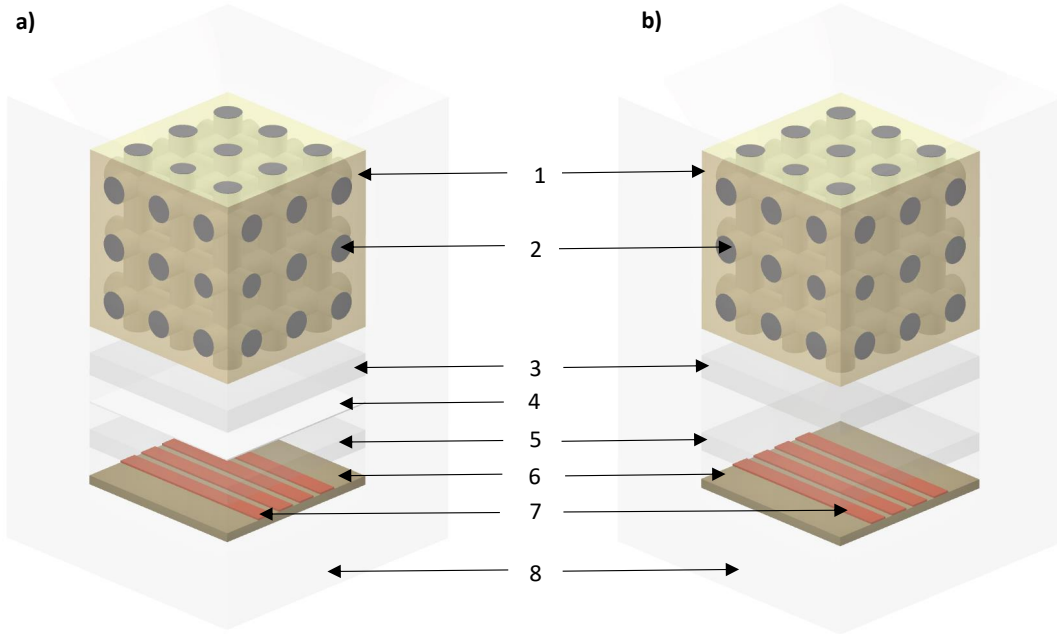


Figura 4.10: Modelos computacionais da arquitetura de monitorização a) Com o filme compósito de HA-colagénio e b) sem o filme compósito de HA-colagénio. Domínios: 1- Parte óssea líquida ; 2- Parte óssea trabecular; 3- Camada de ar; 4- Filme compósito de HA-colagénio; 5- Placa polimérica; 6- Substrato; 7- Eléctrodos; 8- Ar envolvente.

IC de 95% foram utilizadas as equações 4.4 e 4.5.

$$Cap_{Max} = MEDIA_T + \frac{(2.576DP_T)}{\sqrt{N_{desl}}} \quad (4.2)$$

$$Cap_{Min} = MEDIA_T - \frac{(2.576DP_T)}{\sqrt{N_{desl}}} \quad (4.3)$$

$$Cap_{Max} = MEDIA_T + \frac{(1.96DP_T)}{\sqrt{N_{desl}}} \quad (4.4)$$

$$Cap_{Min} = MEDIA_T - \frac{(1.96DP_T)}{\sqrt{N_{desl}}} \quad (4.5)$$

4.8.2 Correlação dos dados experimentais e computacionais

Para a análise computacional dos testes de aproximação/compressão foram obtidos 13 valores de capacidade eléctrica correspondentes aos seguintes deslocamentos axiais [-3,75; -3,25; -2,75; -2,25; -1,75; -1,25; -0,75; -0,25; 0,148; 0,165; 0,202; 0,233; 0,250] mm. Com recurso à *Toolbox Curve Fitting 3.5.8* do *Matlab2019b*, foram calculadas as curvas de tendência polinomial aproximada dos resultados computacionais. Com objetivo de correlacionar melhor os dados computacionais e experimentais, estes foram normalizados, através da função *Normalize* do *Matlab2019b*, entre 0 e 1. Esta normalização é realizada

pois os modelos computacionais não consideram outras capacidades que não se podem eliminar dos ensaios experimentais, como a capacidade entre condutores elétricos, entre as pistas da placa PCB, entre soldaduras de estanho, etc. Contudo, a influência destes fatores na leitura da capacidade experimental aparece como um *offset* em relação aos valores da capacidade usando apenas os elétrodos. Esta comparação tem como único objetivo verificar se os modelos computacionais e os resultados experimentais apresentam uma tendência similar. Com base nos 44 valores experimentais obtidos para cada ensaio, foram calculadas as curvas de tendência polinomial. De modo a relacionar os dados experimentais e computacionais foi utilizada a função *corrcoef* do *Matlab2019b*. Esta função possui quatro parâmetros de saída: R, P, RL, RU. O parâmetro R é referente ao valor da correlação entre os parâmetros de entrada, podendo variar entre -1 e 1, onde -1 representa uma correlação direta e negativa, 0 não representa qualquer correlação e 1 representa uma correlação direta e positiva. A parâmetro P corresponde ao *p-value*, onde os valores variam de 0 a 1, sendo que os valores próximos de 0 correspondem a uma correlação significativa em R. Os parâmetros RL e RU correspondem ao limite inferior e superior, respetivamente, do intervalo de confiança utilizado no cálculo de R.

Capítulo 5

Resultados

5.1 Monitorização experimental sem filme compósito de HA-colagénio

5.1.1 Aproximação e Compressão

A Figura 5.1 apresenta o comportamento *in vitro* da capacidade elétrica de cinco amostras porcinas em função da aproximação e compressão das amostras à interface sensorial.

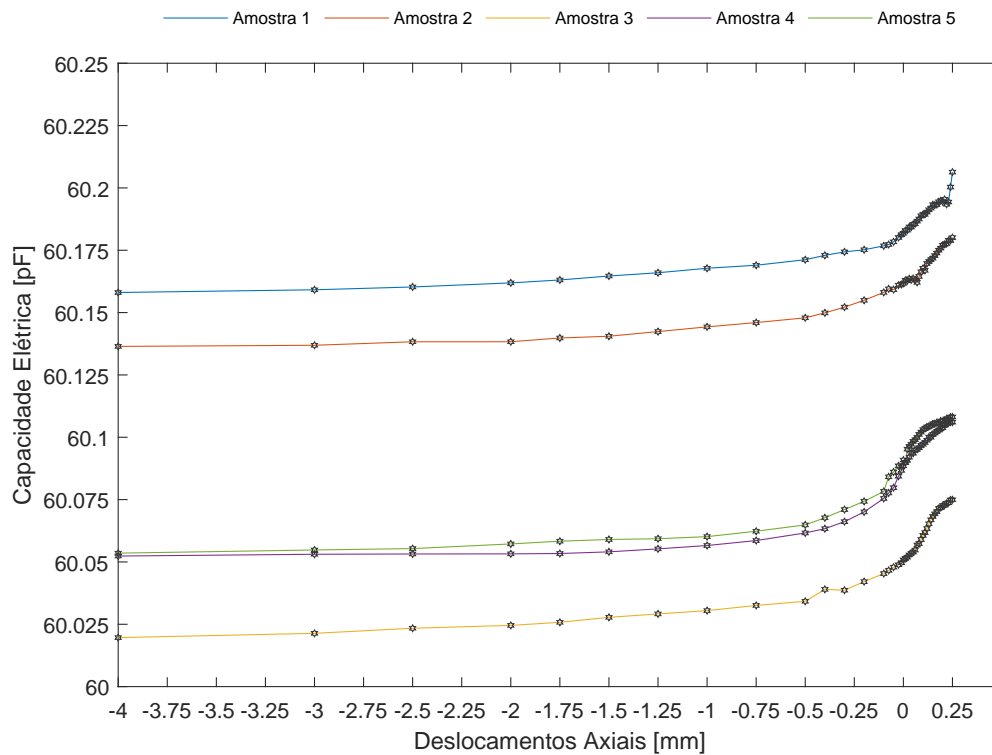


Figura 5.1: Resultados experimentais da variação da capacidade elétrica de cinco amostras ósseas em ensaios de aproximação e compressão.

Através da análise da Figura 5.1 verifica-se que o padrão de variação da capacidade elétrica em função da distância da amostras óssea à interface sensorial é semelhante nas cinco amostras porcinas. A Figura 5.2 representa a média dos valores da capacidade elétrica nos ensaios de aproximação e compressão das amostras ósseas com a interface sensorial.

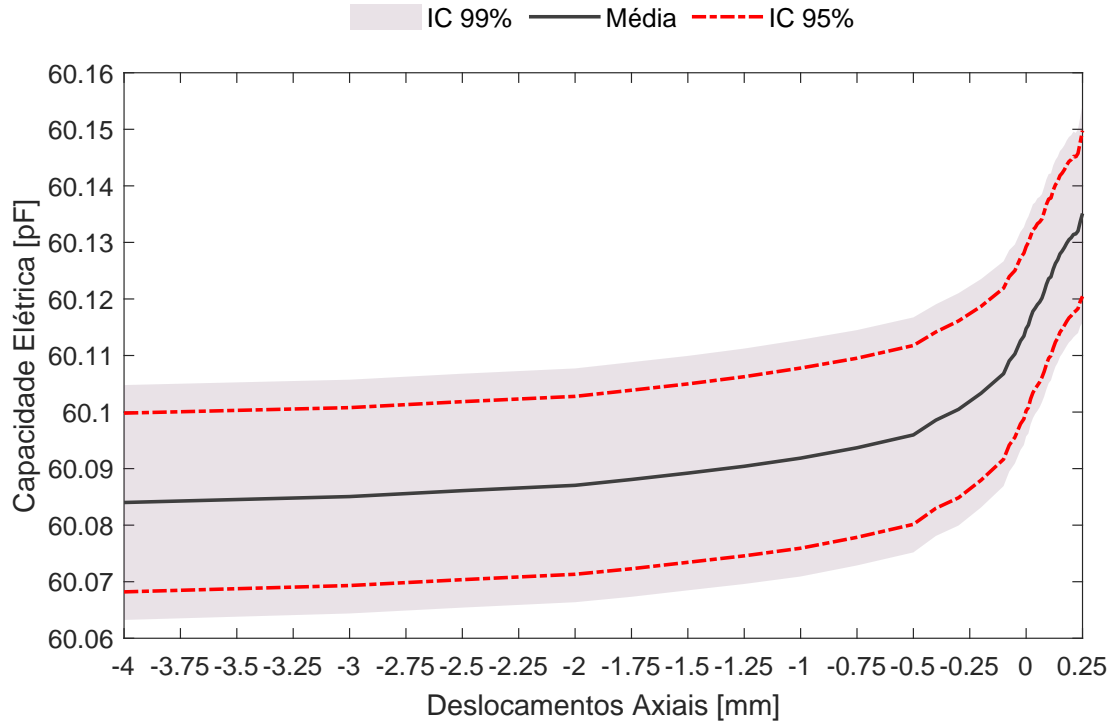


Figura 5.2: Média dos valores de capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação seguida de compressão. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.

Verifica-se uma variação média da capacidade elétrica de 51,11 fF para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm, o que corresponde a aproximadamente $12,02 \text{ aF}/\mu\text{m}$. Verifica-se uma tendência distinta na variação da capacidade elétrica nos intervalos $-4 \leq z \leq -0,2$ mm, onde ocorre uma variação de 19,31 fF (aumento de 37,79%, $5,08 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e no intervalo $-200 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ onde existe uma variação média da capacidade de 31,79 fF (aumento de 62,21%, $70,64 \text{ aF}/\mu\text{m}$). As variações máximas e mínimas são registadas em $z = -4$ mm ($\pm 15,9$ fF para o IC 95% e $\pm 20,4$ fF para o IC 99%) e $z = 230 \mu\text{m}$ ($\pm 13,6$ fF para o IC 95% e $\pm 17,9$ fF para o IC 99%), respetivamente. Com base nos dados obtidos é possível obter a equação 5.1 que representa a modelação analítica da variação da capacidade elétrica média em função do deslocamento para a situação de aproximação e compressão. A equação 5.1 apresenta um $R^2=0,9954$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^5 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (5.1)$$

$$p_0 = 6,012 \times 10^{-11}; p_1 = 6,498 \times 10^{-14}; p_2 = 6,984 \times 10^{-14}; p_3 = 3,71 \times 10^{-14};$$

$$p_4 = 9,171 \times 10^{-15}; p_5 = 8,416 \times 10^{-16}$$

Assim, verifica-se que, comparativamente com os resultados obtidos por Henriques *et al.* [108], apesar do aumento da frequência de excitação, a tendência na variação da capacidade elétrica para os ensaios de compressão *in vitro* é idêntica. Contudo, existe uma diminuição de 153,6 fF na variação total da capacidade elétrica média.

5.1.2 Descompressão e Afastamento

A Figura 5.3 representa o comportamento *in vitro* da variação da capacidade elétrica de cinco amostras porcinas para os diversos estágios de descompressão e afastamento em relação à interface sensorial.

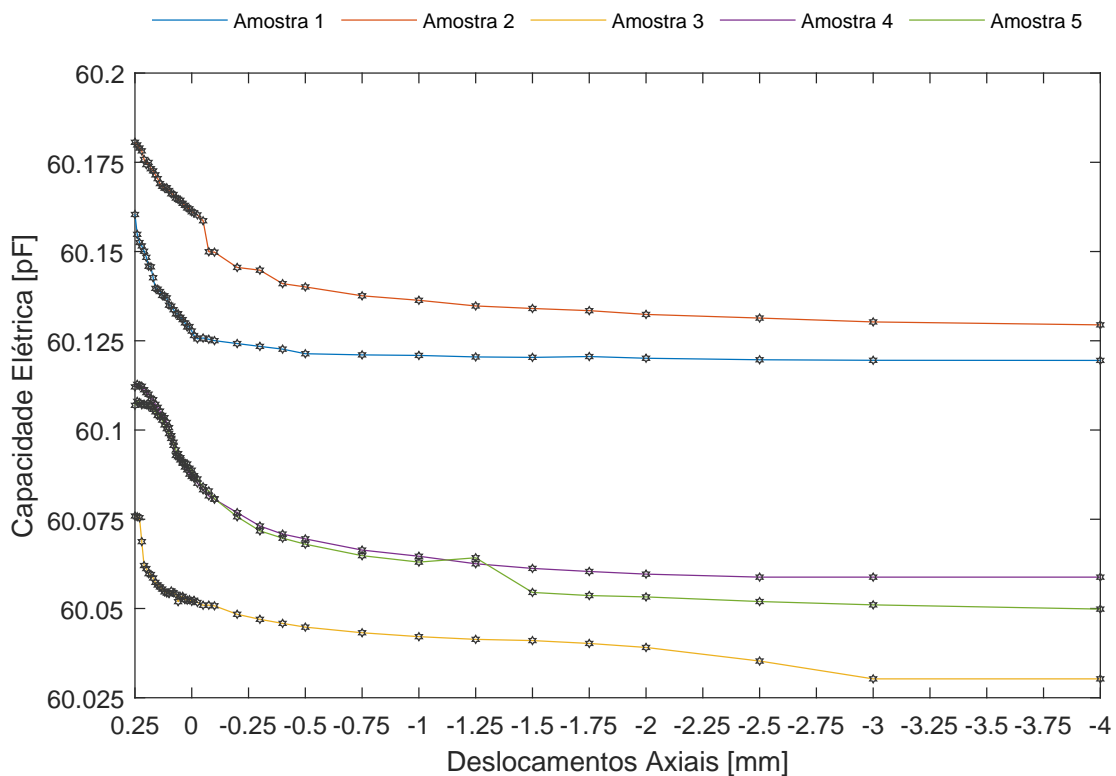


Figura 5.3: Resultados experimentais da variação da capacidade elétrica de cinco amostras ósseas em ensaios de descompressão e afastamento.

Através da Figura 5.3 denota-se uma elevada congruência na tendência da variação da capacidade elétrica entre as cinco amostras. A Figura 5.4 representa a média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas nos ensaios de descompressão e afastamento das amostras ósseas em relação à interface sensorial.

Com base na Figura 5.4 denota-se uma variação de 49,61 fF no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm (11,67 aF/ μ m) e que existem duas regiões com um comportamento distinto na variação da capacidade elétrica média: $-4 \leq z \leq -0,5$ mm e $-500 \leq z \leq 250$ μ m. Para o intervalo $-4 \leq z \leq -0,5$ mm, verifica-se uma reduzida variação da capacidade eléctrica,

11,18 fF, o que corresponde a uma diminuição de 22,54% (3,19 aF/ μm), enquanto que para o intervalo $-500 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ verifica-se uma variação de 38,43 fF (diminuição de 77,46%; 51,24 aF/ μm).

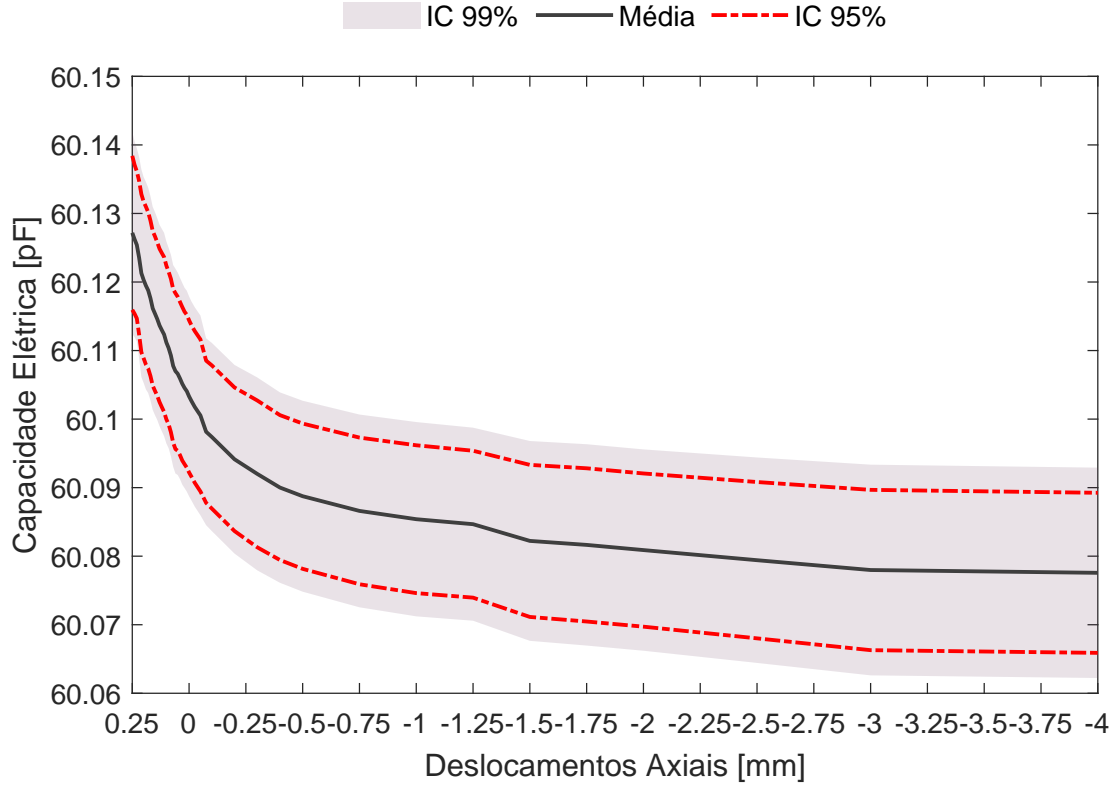


Figura 5.4: Média dos valores de capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão, seguida de afastamento. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.

Com base nos dados obtidos é possível obter a equação polinomial 5.2 que representa a modelação analítica da variação da capacidade elétrica média com o deslocamento para a situação de descompressão e afastamento. A equação 5.2 apresenta um $R^2=0.9959$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^7 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (5.2)$$

$$p_0 = 6,01 \times 10^{-11}; p_1 = 6,295 \times 10^{-14}; p_2 = 1,06 \times 10^{-13}; p_3 = 9,957 \times 10^{-14};$$

$$p_4 = 5,127 \times 10^{-14}; p_5 = 1,443 \times 10^{-14}; p_6 = 2,069 \times 10^{-15}; p_7 = 1,17 \times 10^{-16}$$

As variações máximas e mínimas são registadas em $z = -4 \text{ mm}$ ($\pm 11,7 \text{ fF}$ para o IC 95% e $\pm 15,4 \text{ fF}$ para o IC 99%) e $z = -0,075 \text{ mm}$ ($\pm 10,4 \text{ fF}$ para o IC 95% e $\pm 13,6 \text{ fF}$ para o IC 99%), respetivamente. Deste modo, em comparação com o sistema com menor frequência de excitação utilizado por Henriques [108], apesar da tendência demonstrada nos cinco ensaios *in vitro* ser idêntica, existe um diminuição de 96,9 fF (33,3%) da variação da capacidade elétrica média.

5.2 Resultados da simulação sem filme composto de HA-colagénio

Com recurso aos modelos computacionais desenvolvidos foram obtidas curvas de tendência da variação da capacidade elétrica. A Figura 5.5 representa os resultados obtidos com recurso aos modelos computacionais.

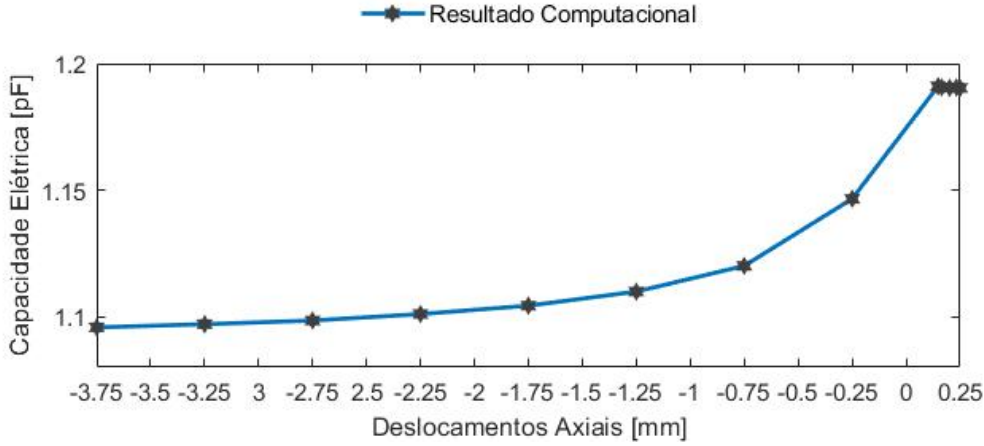


Figura 5.5: Resultados da previsão computacional da variação da capacidade eléctrica.

A equação 5.3 representa a equação analítica determinada para prever a variação da capacidade elétrica na situação de pré-contacto, $-3,75 \leq z \leq 0,148$ mm. Esta equação apresenta um $R^2=0,9999$.

Equação característica do comportamento de pré-contacto

$$C(z) = \sum_{i=0}^6 p_i z^i \quad -3,75 \leq z \leq 0,148 \quad [mm] \quad (5.3)$$

$$p_0 = 1,171 \times 10^{-12}; p_1 = 1,177 \times 10^{-13}; p_2 = 9,22 \times 10^{-14}; p_3 = 3,898 \times 10^{-14};$$

$$p_4 = 8,341 \times 10^{-15}; p_5 = 7,293 \times 10^{-16}; p_6 = 6,232 \times 10^{-18}$$

A previsão da variação da capacidade elétrica para o intervalo referente ao pós-contacto da amostra óssea com a interface sensorial também foi realizada no intervalo $0,148 \leq z \leq 0,25$ mm e encontra-se representada na equação 5.4. Esta equação apresenta um $R^2=0,9959$.

Equação característica do comportamento de pós-contacto

$$C(z) = \sum_{i=0}^4 p_i z^i \quad 0,148 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (5.4)$$

$$p_0 = 1,142 \times 10^{-12}; p_1 = 1,021 \times 10^{-12}; p_2 = -8,011 \times 10^{-12}; p_3 = 2,796 \times 10^{-11};$$

$$p_4 = -3,663 \times 10^{-11}$$

Assim, com base nas equações 5.3 e 5.4 foram obtidos os valores da previsão computacional para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm (Tabela A.1). A Figura 5.6 representa a comparação normalizada entre a curva de tendência obtida com recurso aos modelos computacionais e a capacidade elétrica média dos ensaios experimentais para a situação de aproximação/compressão.

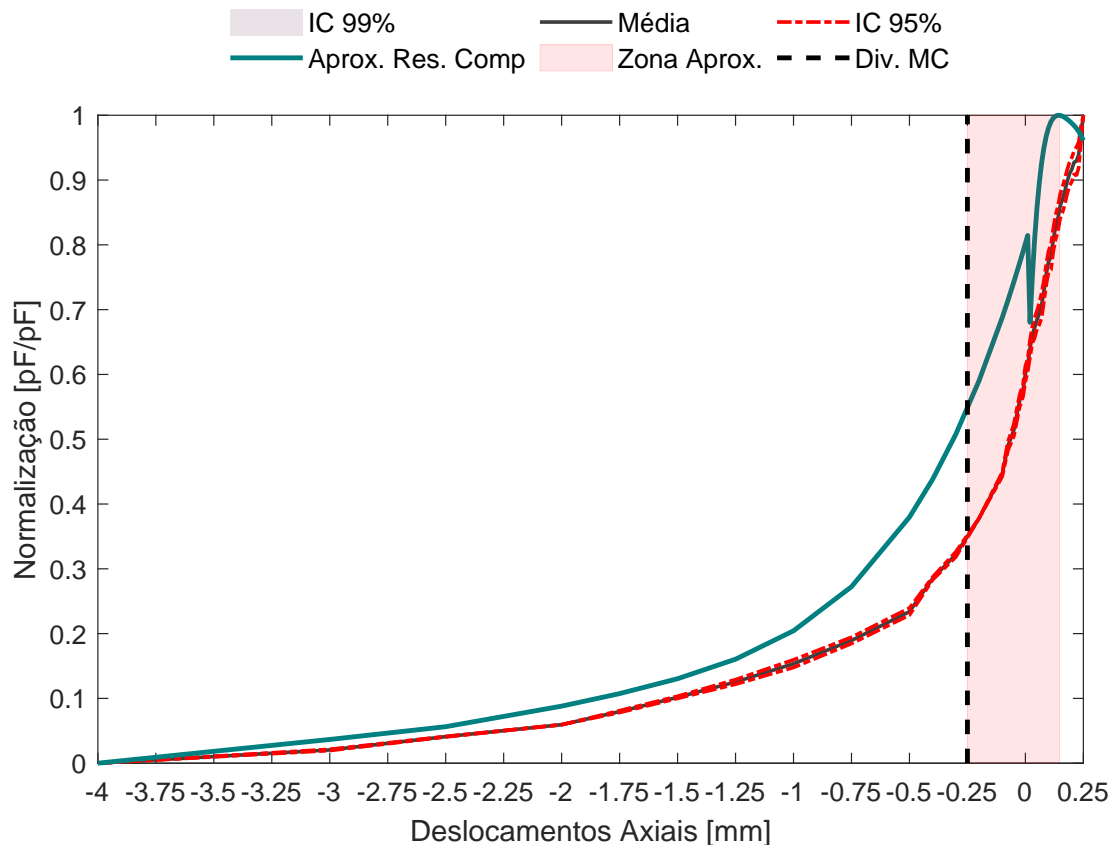


Figura 5.6: Validação dos ensaios experimentais comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a normalização da média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão.

Verifica-se que para o intervalo de deslocamentos axiais $-4 \leq z \leq 0,25$ mm existe uma correlação (R) de 0,9718 (97,18%), um *p-value* de 0, RL de 0,9380 e um RU de 0,9873 para o IC de 99%. No caso do IC de 95%, para o mesmo intervalo, verifica-se uma correlação R de 0,9718 (97,18%), um *p-value* de 0, RL de 0,9486 e um RU de 0,9846, não se verificando, assim, nenhuma diferença significativa comparativamente ao IC de 99%. No intervalo $-4 \leq z \leq 0,01$ mm, verifica-se uma correlação R de 0,9718 (97,18%), um *p-value* de 0, RL de 0,9486 e um RU de 0,9846 para o IC de 99%. Para o intervalo $0,01 \leq z \leq 0,25$ mm, onde é denotada uma menor correlação, verifica-se que para o IC de 95% existe uma correlação R de 0,7179 (71,79%), um *p-value* de 0, RL de 0,4426 e um RU de 0,8695. Para o mesmo intervalo, para o IC de 99% verifica-se que uma correlação R de 0,7179 (71,79%), um *p-value* de 0, RL de 0,3285 e um RU de 0,8987.

5.3 Resultados experimentais com filme compósito de HA-colagénio

5.3.1 Aproximação e Compressão

A Figura 5.7 apresenta o comportamento *in vitro* da variação da capacidade elétrica de seis amostras porcinas para os diversos estágios de aproximação e compressão em relação à interface sensorial, na presença do filme compósito de HA-colagénio.

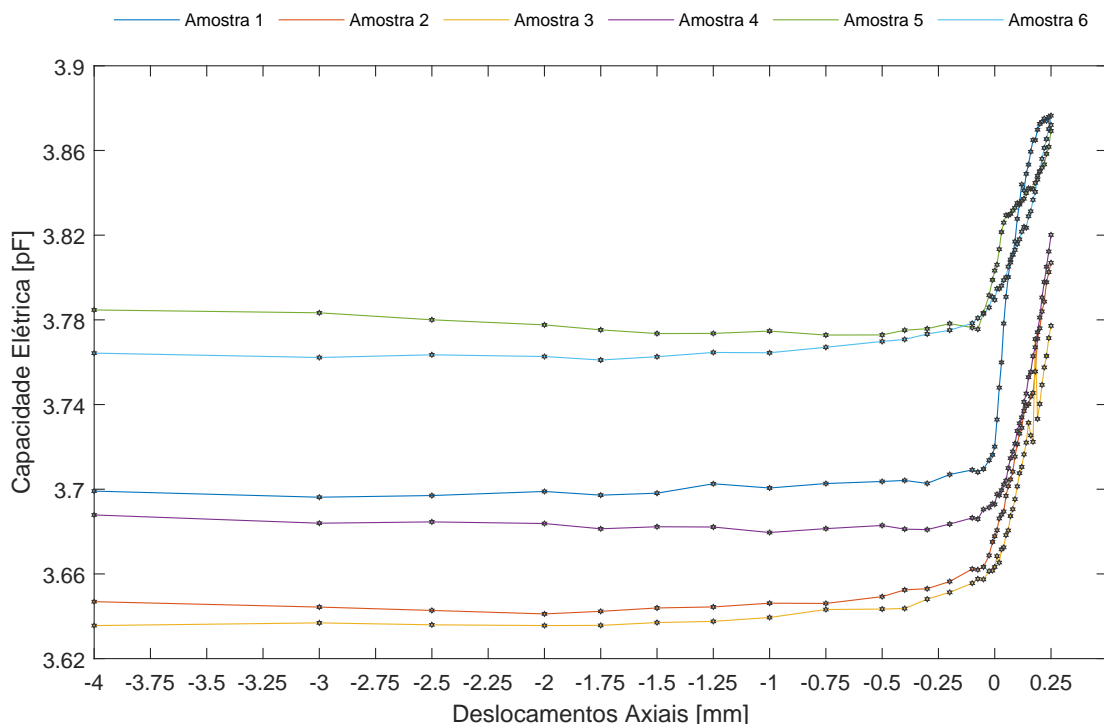


Figura 5.7: Resultados experimentais da variação da capacidade elétrica de seis amostras ósseas em ensaios de aproximação e compressão com o filme compósito HA-colagénio.

Através da análise da Figura 5.7 verifica-se que o padrão de variação da capacidade elétrica em função da distância da amostras óssea à interface sensorial é semelhante para as seis amostras porcinas. A Figura 5.8 apresenta a média dos valores da capacidade elétrica nos ensaios de aproximação e compressão das amostras ósseas com a interface sensorial.

Com base na análise da Figura 5.8 verifica-se uma variação média de 133,9 fF, para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm ($31,51 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e a existência de duas regiões com um comportamento distinto da variação da capacidade elétrica. O intervalo $-4 \leq z \leq 0$ mm apresenta uma variação de 21,4 fF (aumento de 15,98%; $5,35 \text{ aF}/\mu\text{m}$) e no intervalo $0 \leq z \leq 250 \mu\text{m}$ ocorre uma variação de 112,5 fF (aumento de 84,02%; $0,45 \text{ fF}/\mu\text{m}$). As variações máximas e mínimas são registadas em $z = -4$ mm ($\pm 17,4$ fF para o IC 95% e $\pm 22,8$ fF para o IC 99%) e $z = 250 \mu\text{m}$ ($\pm 11,2$ fF para o IC 95% e $\pm 14,7$ fF para o IC 99%), respetivamente.

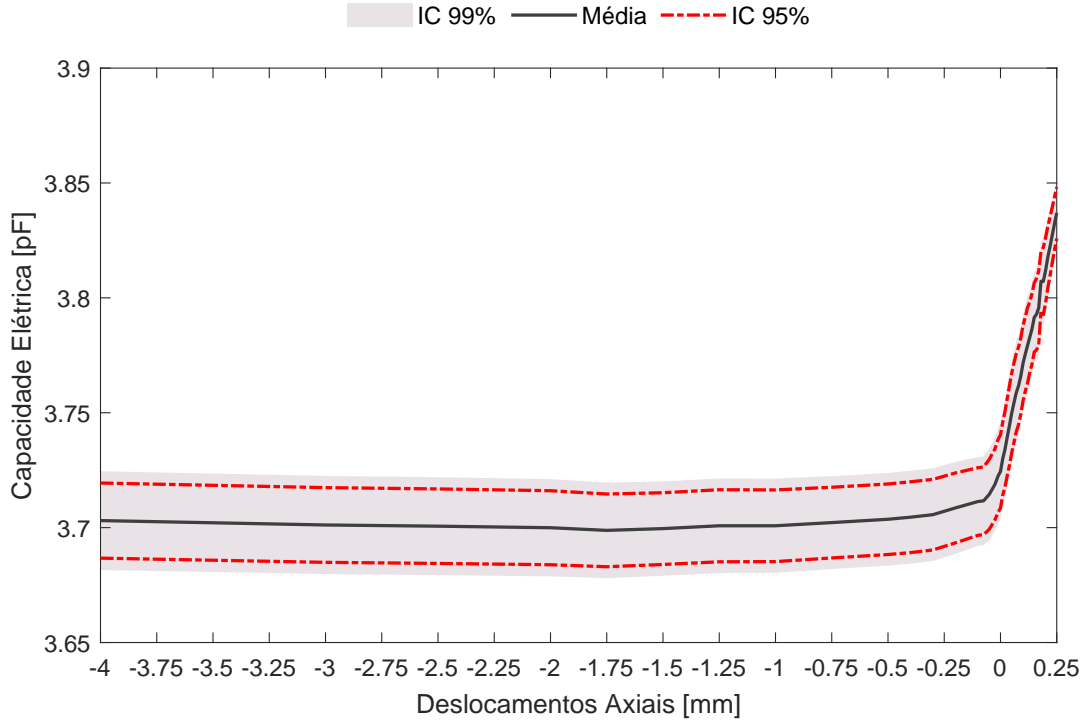


Figura 5.8: Média dos valores de capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação, seguida de compressão. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.

A equação 5.5 representa a modelação analítica da variação da capacidade elétrica média em função do deslocamento para a situação de aproximação e compressão, na presença do filme composto de HA-colagénio. A equação 5.5 apresenta um $R^2=0,9861$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^7 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0.25 \quad [mm] \quad (5.5)$$

$$p_0 = 3,734 \times 10^{-12}; p_1 = 2,425 \times 10^{-13}; p_2 = 6,038 \times 10^{-13}; p_3 = 6,846 \times 10^{-13};$$

$$p_4 = 4,008 \times 10^{-13}; p_5 = 1,225 \times 10^{-13}; p_6 = 1,994 \times 10^{-14}; p_7 = 1,263 \times 10^{-15}$$

Em comparação com os resultados obtidos por Henriques *et al.* [108] verifica-se que ocorre uma maior variação da capacidade elétrica na zona de pós-contacto. Consta-se também uma diminuição de 70,9 fF na variação total da capacidade elétrica média, o que possivelmente está relacionado com a influência da condutividade elétrica do filme composto de HA-colagénio (0,07 S/m). Na ausência do filme HA-colagénio apenas existe um elemento de acrílico com reduzida condutividade elétrica ($6,4 \times 10^{-14}$ S/m).

5.3.2 Descompressão e Afastamento

A Figura 5.9 representa o comportamento *in vitro* da variação da capacidade elétrica de seis amostras porcinas para os diversos estágios de descompressão e afastamento sobre a interface sensorial, na presença de um filme de HA-colagénio.

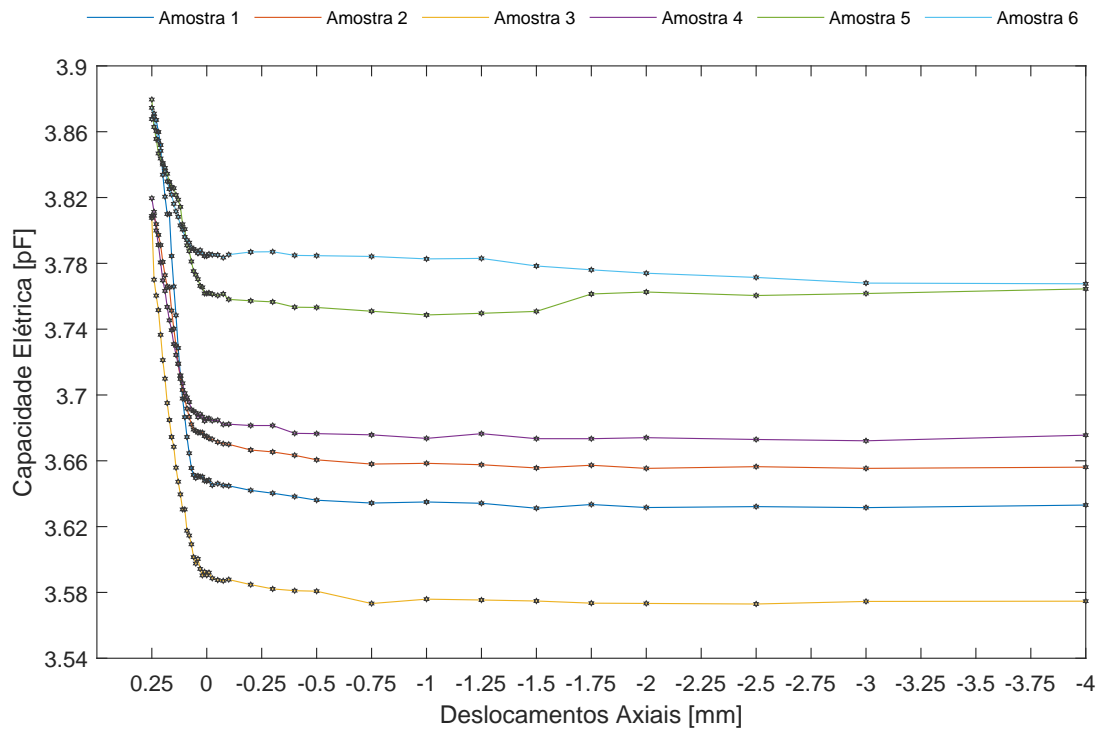


Figura 5.9: Resultados experimentais da variação da capacidade elétrica de seis amostras ósseas em ensaios de descompressão e afastamento com o filme composto HA-colagénio.

Com base na Figura 5.9 verifica-se que o padrão de variação da capacidade elétrica em função da distância das amostras ósseas à interface sensorial é semelhante para as seis amostras porcinas. A Figura 5.10 representa a média dos valores da capacidade elétrica nos ensaios de descompressão e afastamento das amostras ósseas com a interface sensorial.

Com base análise da Figura 5.10 verifica-se uma variação média da capacidade elétrica de 164,4 fF (38,68 aF/ μm) e a existência de duas regiões com um comportamento distinto da capacidade elétrica média. O intervalo $-4 \leq z \leq 0,05$ mm apresenta uma variação de 22,7 fF (diminuição de 13,81%; 5,60 aF/ μm) e no intervalo $50 \leq z \leq 250$ μm verifica-se uma variação de 141,7 fF (diminuição de 86,19%; 0,708 fF/ μm). As variações máximas e mínimas são registadas em $z = -2$ mm ($\pm 20,9$ fF para o IC 95% e $\pm 27,5$ fF para o IC 99%) e $z = 250$ μm ($\pm 9,3$ fF para o IC 95% e $\pm 12,2$ fF para o IC 99%), respetivamente.

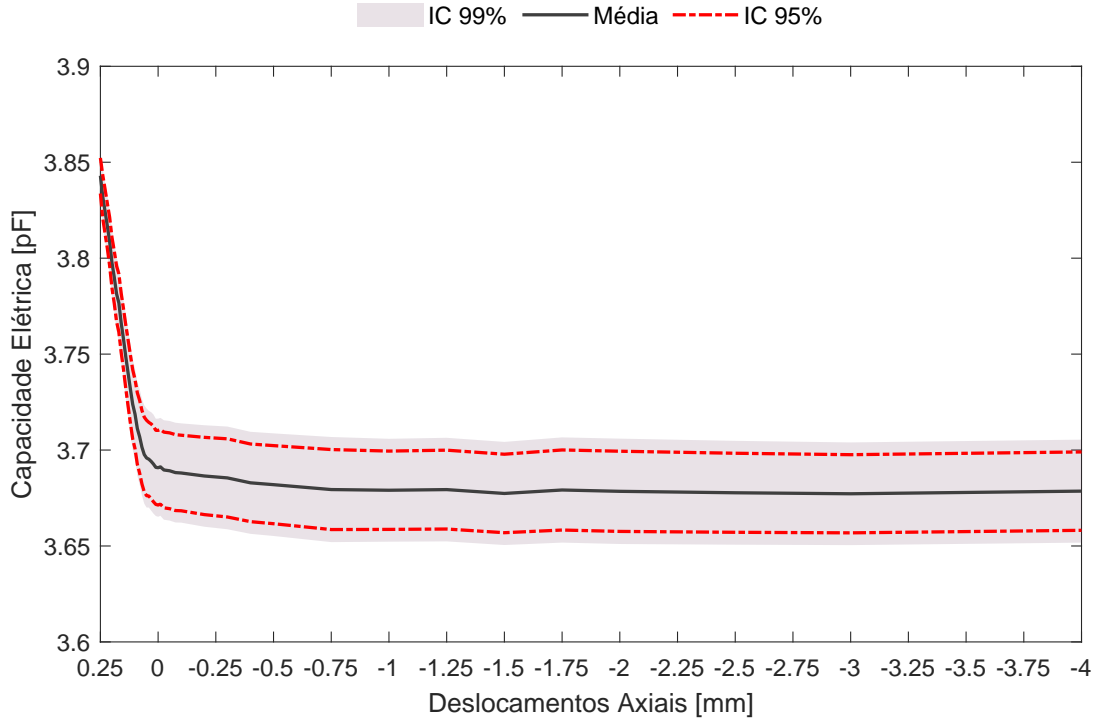


Figura 5.10: Média dos valores de capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de descompressão, seguida de afastamento. Intervalos de confiança 95% e 99% calculado pelo DP entre amostras, em relação à média do conjunto de amostras.

A equação 5.6 representa a variação da capacidade elétrica média na situação de descompressão/afastamento. A equação 5.6 apresenta um $R^2 = 0,9882$.

$$C(z) = \sum_{i=0}^8 p_i z^i \quad -4 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (5.6)$$

$$\begin{aligned}
 p_0 &= 3,691 \times 10^{-12}; p_1 = 1,82 \times 10^{-13}; p_2 = 1,048 \times 10^{-12}; p_3 = 2,432 \times 10^{-12}; \\
 p_4 &= 2,796 \times 10^{-12}; p_5 = 1,747 \times 10^{-12}; p_6 = 6,035 \times 10^{-13}; p_7 = 1,079 \times 10^{-13}; \\
 p_8 &= 7,778 \times 10^{-15}
 \end{aligned}$$

Em comparação com os resultados obtidos por Henriques *et al.* [108] verifica-se que na presença do filme composto de HA-colagénio a variação da capacidade elétrica média no intervalo $0 \leq z \leq 250 \mu m$ é maior. Verifica-se também um aumento da variação total da capacidade elétrica média (17,9 fF) no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25 \text{ mm}$.

5.4 Resultados da simulação com filme compósito de HA-colagénio

Com recurso aos modelos computacionais desenvolvidos foram obtidas curvas de tendência da variação da capacidade elétrica. A Figura 5.11 representa os resultados obtidos com recurso aos modelos computacionais.

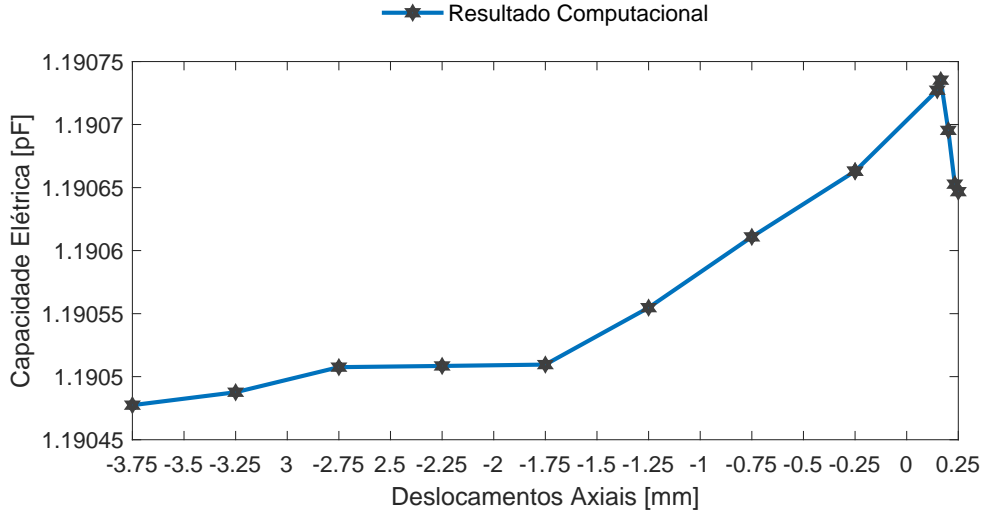


Figura 5.11: Resultados da previsão computacional da variação da capacidade elétrica com filme compósito de HA-colagénio.

A equação 5.7 representa a equação analítica determinada para prever a variação da capacidade elétrica na situação de pré-contacto. Esta equação apresenta um $R^2=0.9999$

Equação característica do comportamento de pré-contacto

$$C(z) = \sum_{i=0}^7 p_i z^i \quad -3.75 \leq z \leq -0.25 \quad [mm] \quad (5.7)$$

$$p_0 = 1,191 \times 10^{-12}; p_1 = 1,049 \times 10^{-15}; p_2 = 2,421 \times 10^{-15}; p_3 = 2,903 \times 10^{-15};$$

$$p_4 = 1,816 \times 10^{-15}; p_5 = 6,068 \times 10^{-16}; p_6 = 1,03 \times 10^{-16}; p_7 = 6,984 \times 10^{-18}$$

A previsão da variação da capacidade elétrica para o intervalo referente ao pós-contacto da amostra óssea com a interface sensorial foi realizada com base no intervalo de valores computacionais $-250 \leq z \leq 250 \mu m$ e encontra-se representada na equação 5.8. Não foi utilizado o intervalo $148 \leq z \leq 250 \mu m$ pois este não permite obter uma equação polinomial que descreva corretamente a variação da capacidade elétrica na situação de pós-contacto. Esta equação apresenta um $R^2=0,9959$.

Equação característica do comportamento de pós-contacto

$$C(z) = \sum_{i=0}^3 p_i z^i \quad -0,25 \leq z \leq 0,25 \quad [mm] \quad (5.8)$$

$$p_0 = 1,191 \times 10^{-12}; p_1 = 3,686 \times 10^{-16}; p_2 = -1,281 \times 10^{-15}; p_3 = -6,756 \times 10^{-15}$$

Assim, com base nas equações 5.7 e 5.8 foram obtidos os valores computacionais para o intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm (Tabela A.2).

A Figura 5.12 representa a comparação normalizada entre a curva de tendência obtida com recurso aos modelos computacionais e a média da capacidade elétrica dos ensaios experimentais para a situação de aproximação e compressão, na presença do filme compósito de HA-colagénio.

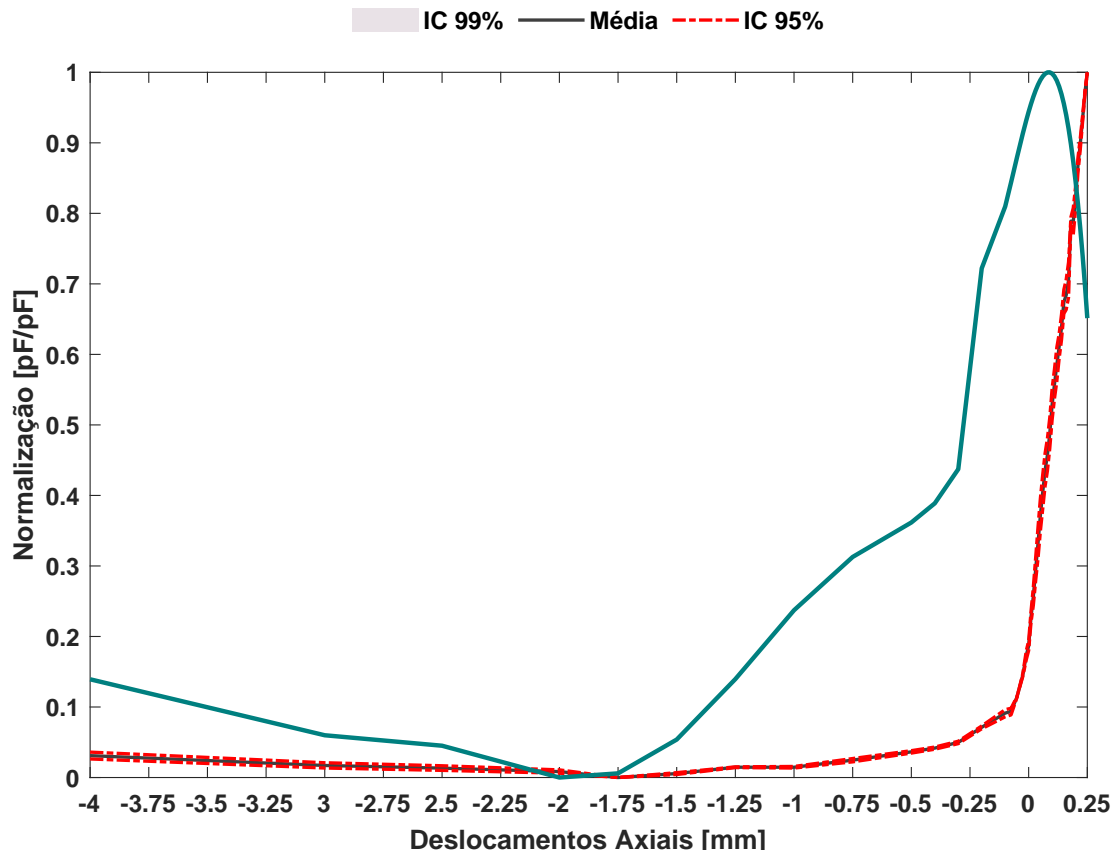


Figura 5.12: Validação dos ensaios experimentais, com o filme compósito de HA-colagénio comparativamente aos ensaios de previsão computacionais, onde se encontra a normalização da média dos valores da capacidade elétrica para as amostras porcinas numa situação de aproximação e compressão.

Verifica-se que para o intervalo de deslocamentos axiais $-4 \leq z \leq 0,25$ mm existe uma correlação (R) de 0,5761 (57.61%), um *p-value* de 0, RL de 0,2489 e um RU de 0,7852 para o IC de 99%. No caso do IC de 95%, para o mesmo intervalo, verifica-se uma correlação R de 0,5761 (57.61%), um *p-value* de 0, RL de 0,3368 e um RU de 0,7455, não se verificando, assim, nenhuma diferença significativa comparativamente ao IC de 99%. No intervalo $-4 \leq z \leq 0,01$ mm, verifica-se uma correlação R de 0,8471 (84.71%), um *p-value* de 0, RL de 0,5518 e um RU de 0,9536 para o IC de 99%.

O facto de se verificar uma menor correlação entre os dados computacionais e os

experimentais, quando é utilizado o filme compósito de HA-colagénio, está, provavelmente, relacionado com as propriedades eléctricas atribuídas ao filme compósito de HA-colagénio.

Capítulo 6

Discussão

Atendendo ao facto de o descolamento assético se apresentar como a principal causa de insucesso das ATA e ATJ torna-se imperativo melhorar o processo de fixação óssea. São diversas as tecnologias existentes para a monitorização dos estados da interface do osso-implante para implantes não cimentados. Na revisão da literatura foram apresentadas cinco metodologias. Contudo, nenhuma das metodologias apresentadas cumpre os requisitos que tornem viável a solução como implante instrumentado ativo. A Tabela 6.1 apresenta a comparação entre as diferentes metodologias analisadas tendo por base os requisitos de um implante instrumentado ativo.

Tabela 6.1: Tabela de resumo dos diferentes sistemas de monitorização avaliados juntamente com o requisitos utilizados para avaliar a viabilidade destes para a sua utilização em implantes instrumentados ativos.

Metodologias	Métodos	Requisitos						
		(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)
Vibracional	Método 1	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
	Método 2	✓	✓	✗	✓	✗	✓	SI
	Método 3	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
Acústico	Método 1	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
	Método 2	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
	Método 3	✓	✓	✗	✓	✗	✓	SI
Indutância Magnética	Método 1	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
Impedância Elétrica	Método 1	✓	✗	✗	✓	✗	✓	SI
Deformação	Método 1	✗	✓	✓	✓	✗	✓	SI
Mecânica	Método 2	✓	✓	✗	✓	✗	✓	SI
Capacitivos	Método 1	✓	✓	✓	✓	✓	✓	SI

Notas:

SI: Sem informação;

- (1) Operar de modo não invasivo e com interação mínima com os tecido peri-implantares;
- (2) Permitir a integração em implantes;
- (3) Permitir a integração de forma deformável e flexível dentro do implante;
- (4) Permitir que seja desenvolvido com diferentes geometrias e dimensões, incluindo topológicas miniaturizadas e complexas;

- (5) Permitir a monitorização controlável e personalizável;
- (6) Permitir a monitorização de regiões-alvo de tecidos circundantes ao implante;
- (7) Permitir a monitorização da evolução do estado de fixação do implante durante as atividades quotidianas dos pacientes.

Com base na tabela 6.1 verifica-se que, com a excepção do método 1 da deformação mecânica, todas as metodologias analisadas permitem operar de modo não invasivo e com a interação mínima dos tecidos peri-implantares. Com excepção do segundo método de vibracional, terceiro método acústico, os dois métodos referentes à deformação mecânica e os métodos capacitivos nenhum dos métodos apresenta a possibilidade de ser integrado no interior do implante. Apenas o primeiro método da deformação mecânica e os métodos capacitivos permitem a integração deformável e flexível do sistema de monitorização da interface osso-implante no interior do implante. Todas as metodologias permitem que o sistema seja desenvolvido com várias geometrias e dimensões, incluindo estruturas topológicas miniaturizadas, contudo, com excepção dos métodos capacitivos, nenhuma metodologia permite uma monitorização personalizável e controlável. Verifica-se, também, que não existe informação sobre testes *in vivo* para as tecnologias propostas até à data e que todas estas apresentam dependência de componentes extracorporais.

Nesta dissertação foi avaliada a viabilidade de serem utilizados sistemas capacitivos usando uma frequência de excitação mais elevada que os estudos anteriores e a influência de filmes compósitos de HA-colagénio, frequentemente utilizado nos implantes não cimentados com o objetivo de melhorar o estado de fixação do implante, na variação da capacidade eléctrica monitorizada. Foi ainda realizada uma previsão dos resultados *in vitro* da arquitetura EPL na presença do filme de HA-colagénio com base em modelos ósseos computacionais. O sistema de excitação utilizado na ausência do filme compósito de HA-colagénio foi definido com a frequência de 4,8 MHz, o que representa um aumento de 100 vezes relativamente à frequência utilizada nos estudos anteriores de Henriques [108] e Rodrigo *et al.* [109]. Na validação *in vitro* deste sistema para os ensaios de aproximação/compressão verificara-se uma variação média da capacidade eléctrica de 51,11 fF. Nos ensaios de descompressão/afastamento existe uma variação média da capacidade eléctrica de 49,61 fF (11,67 aF/ μm), o que representa uma menor variação comparativamente aos ensaios de aproximação/compressão. Comparativamente aos resultados obtidos por Henriques [108] verifica-se que apesar da tendência ser idêntica, a variação total da capacidade eléctrica é inferior tanto nos ensaios de aproximação/compressão como nos ensaios de descompressão/afastamento, registando-se uma diminuição de 153,6 fF e 96,9 fF, respetivamente, face aos resultados obtidos para frequência de excitação de 32 kHz. Com recurso aos modelos computacionais foi realizada uma simulação da variação da capacidade eléctrica do sistema de monitorização para uma frequência de excitação de 4,8 MHz. Através desta análise verificou-se uma correlação de 97,18% para o intervalo de confiança de 99%, para o intervalo de deslocamento axial $-4 \leq z \leq 0,25$ mm. Foram também analisados os intervalos $-4 \leq z \leq 0,01$ mm e $0,01 \leq z \leq 0,25$ mm, onde foi obtida uma correlação de 97,18% e 79,71%, respetivamente. Atendendo ao facto de se ter verificado que a sensibilidade é maior para menores frequências e não existindo uma variação muito significativa dos desvios máximos e mínimos da média, a influência do filme compósito de HA-colagénio na capacidade eléctrica foi avaliada com a frequência de 32 kHz. Foram realizados seis ensaios de aproximação/compressão e seis ensaios de descompressão/afastamento. Em ambos os casos verifica-se uma elevada

congruência na variação da capacidade elétrica entre amostras. Nos ensaios de aproximação/compressão, utilizando a frequência de excitação de 32 kHz, verifica-se uma variação média de 113,9 fF (31,51 aF/ μm). Nos ensaios de descompressão/afastamento ocorre uma variação média da capacidade elétrica de 164,4 fF (38,68 aF/ μm). Comparativamente aos resultados obtidos por Henriques [108], onde não existe a presença do filme compósito de HA-colagénio, verifica-se uma maior variação da capacidade eléctrica média na situação de pós-contacto. Constata-se também que no intervalo $-4 \leq z \leq 0,25$ mm ocorre uma diminuição da capacidade elétrica média nos ensaios de aproximação/compressão onde existe o filme compósito de HA-colagénio. Contudo, na situação de descompressão/afastamento verifica-se um aumento da capacidade elétrica média em comparação com os resultados obtidos sem a presença do filme de HA-colagénio. Foi também realizada uma análise computacional do sistema considerando o filme compósito de HA-colagénio presente entre o osso trabecular e a placa acrílica. Através desta análise verificou-se que no intervalo de deslocamentos axiais $-4 \leq z \leq 0,25$ mm existe uma correlação (R) de 57.61% para o IC de 99%. A menor correlação obtida prende-se, provavelmente, com o facto de se ter considerado que as propriedades elétricas do filme compósito HA-colagénio são iguais às do osso trabecular devido à semelhança da composição dos dois elementos, o que pode não se verificar.

Capítulo 7

Conclusão e trabalhos futuros

Actualmente, é possível afirmar que não existe uma tecnologia de monitorização eficaz para a avaliação do estado de fixação da interface osso-implante. Esta dissertação tem como objetivo contribuir com avanços científicos sobre o desenvolvimento de uma solução capaz de avaliar o estado da interface implante-osso, conduzindo em última análise à possibilidade de tratamentos preventivos e personalizados. Com a realização desta dissertação foram obtidas as seguintes conclusões:

1. Na literatura não se encontram trabalhos sobre a utilização de sistemas capacitivos excitados na gama dos MHz para monitorizar o estado da fixação osso-implante;
2. A alteração na frequência de excitação dos sistemas capacitivos planares não altera a tendência de variação da capacidade eléctrica para diferentes interfaces osso-sensor;
3. A variação da capacidade eléctrica para diferentes interfaces osso-sensor é tanto menor quanto maior a frequência de excitação. Apesar do aumento da sensibilidade dos sensores capacitivos (o aumento das variações) poder ser alcançado diminuindo a frequência de excitação, isto implicaria complexidades acrescidas na miniaturização dos sistemas de deteção.
4. A variação da capacidade eléctrica média com o filme compósito de HA-colagénio diminui nos ensaios de compressão e aumenta nos ensaios de descompressão em comparação aos resultados obtidos na ausência do filme compósito de HA-colagénio.

Aqui encontram-se enumeradas algumas propostas para possíveis trabalhos futuros:

- Otimização do aparato experimental de modo a realizar uma análise do desempenho dos sistemas de monitorização em situações mais próximas de uma aplicação real;
- Desenvolvimento de modelos computacionais com base na reconstrução de modelos ósseos a partir de imagens de micro-CT;
- Desenvolvimento de um sistema de hardware e software que permita a gestão do sistema capacitivo para que possa ser operado tanto como sensor como estimulador terapêutico;

- Desenvolvimento de modelos computacionais que permitam a análise da influência de vários tipos de tensões e forças envolvidas nas atividades quotidianas dos pacientes;
- Estudo da análise da influência da temperatura na variação da capacidade elétrica detetada, principalmente na gama entre 37°C e 42°C [110];
- Desenvolvimento de sensores com diferentes geometrias e recorrendo a circuitos de impressão flexíveis para posterior incorporação em implantes;
- Escrita de um artigo científico para submissão num jornal de elevado fator de impacto.

Bibliografia

Bibliografia

- [1] N. Mahomed, J. Barrett, J. Katz, C. Phillips, E. Losina, R. Lew, E. Guadagnoli, W. Harris, R. Poss, J. Baron, Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States Medicare population, *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 85-A (2003) 27–32.
- [2] T. Eisler, O. Svensson, A. Tengström, E. Elmstedt, Patient expectation and satisfaction in revision total hip arthroplasty, *The Journal of arthroplasty* 17 (2002) 457–462.
- [3] L. E. Bayliss, D. Culliford, A. P. Monk, S. Glyn-Jones, D. Prieto-Alhambra, A. Judge, C. Cooper, A. J. Carr, N. K. Arden, D. J. Beard, A. J. Price, The effect of patient age at intervention on risk of implant revision after total replacement of the hip or knee: a population-based cohort study, *The Lancet* 389 (10077) (2017) 1424–1430.
- [4] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, F. Mowat, M. Halpern, Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030, *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 89 (4) (2007) 780–785.
- [5] S. Kurtz, K. Ong, E. Lau, M. Widmer, M. Maravic, E. Gómez-Barrena, M. Pina, V. Manno, M. Torre, W. Walter, R. Steiger, R. Geesink, M. Peltola, C. Röder, International survey of primary and revision total knee replacement, *International orthopaedics* 35 (2011) 1783–1789.
- [6] R. Brittain, E. Young, V. McCormack, M. Swanson, National Joint Registry 16th Annual Report.
- [7] R. J. Looney, A. Boyd, S. Totterman, G.-S. Seo, J. Tamez-Pena, D. Campbell, L. Novotny, C. Olcott, J. Martell, F. A. Hayes, R. J. O’Keefe, E. M. Schwarz, Volumetric computerized tomography as a measurement of periprosthetic acetabular osteolysis and its correlation with wear, *Arthritis Research & Therapy* 4 (1) (2001) 59.
URL <https://doi.org/10.1186/ar384>
- [8] U. Nations, D. of Economic, S. Affairs, P. Division, World Population Prospects 2019 Highlights, Tech. rep.
- [9] S. Affatato, A. Ruggiero, M. Merola, Advanced biomaterials in hip joint arthroplasty. A review on polymer and ceramics composites as alternative bearings, *Composites Part B: Engineering* 83 (2015) 276–283.

- [10] F. Birrell, O. Johnell, A. Silman, Projecting the need for hip replacement over the next three decades: influence of changing demography and threshold for surgery, *Annals of the rheumatic diseases* 58 (9) (1999) 569–572.
URL <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10460191><https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1752937/>
- [11] R. J. Ferguson, A. J. Palmer, A. Taylor, M. L. Porter, H. Malchau, S. Glyn-Jones, Hip replacement (11 2018).
- [12] N. Arden, M. C. Nevitt, Osteoarthritis: Epidemiology, *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* 20 (1) (2006) 3–25.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1521694205001087?via3Dihub>
- [13] A. Turkiewicz, I. Petersson, J. Björk, G. Hawker, L. Dahlberg, L. Lohmander, M. Englund, Current and future impact of osteoarthritis on health care: a population-based study with projections to year 2032, *Osteoarthritis and Cartilage* 22 (11) (2014) 1826–1832.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1063458414011881?via3Dihub>
- [14] I. N. Ackerman, C. Pratt, A. Gorelik, D. Liew, Projected Burden of Osteoarthritis and Rheumatoid Arthritis in Australia: A Population-Level Analysis, *Arthritis Care and Research* 70 (6) (2018) 877–883.
- [15] R. Drake, A. Vogl, A. Mitchell, *Gray’s Anatomy for Students*, 4th Edition, Elsevier, 2019.
- [16] S. Kurtz, E. Lau, K. Ong, K. Zhao, M. Kelly, K. Bozic, Future Young Patient Demand for Primary and Revision Joint Replacement: National Projections from 2010 to 2030, *Clinical orthopaedics and related research* 467 (2009) 2606–2612.
- [17] R. Pivec, A. J. Johnson, S. C. Mears, M. A. Mont, Hip arthroplasty 380 (2012) 1768–1777.
- [18] C. Pabinger, A. Geissler, Utilization rates of hip arthroplasty in OECD countries, *Osteoarthritis and Cartilage* 22 (6) (2014) 734–741.
- [19] B. P. Chalmers, G. D. Pallante, R. J. Sierra, D. G. Lewallen, M. W. Pagnano, R. T. Trousdale, Contemporary Revision Total Knee Arthroplasty in Patients Younger Than 50 Years: 1 in 3 Risk of Re-Revision by 10 Years, *Journal of Arthroplasty* 34 (7) (2019) S266–S270.
- [20] A. J. Miller, J. D. Stimac, L. S. Smith, A. W. Feher, M. R. Yakkanti, A. L. Malkani, Results of Cemented vs Cementless Primary Total Knee Arthroplasty Using the Same Implant Design, *Journal of Arthroplasty*.
- [21] X. A. Li, S. Iyer, M. B. Cross, M. P. Figgie, Total joint replacement in adolescents: Literature review and case examples (2 2012).

- [22] R. Berger, A. Rosenberg, R. Barden, M. Sheinkop, J. Jacobs, J. Galante, Long-Term Followup of the Miller-Galante Total Knee Replacement, *Clinical orthopaedics and related research* 388 (2001) 58–67.
- [23] M. Vessely, A. Whaley, W. Harmsen, C. Schleck, D. Berry, The Chitranjan Ranawat Award: Long-term Survivorship and Failure Modes of 1000 Cemented Condylar Total Knee Arthroplasties, *Clinical orthopaedics and related research* 452 (2006) 28–34.
- [24] K. P. Emmerson, C. G. Moran, I. M. Pinder, Survivorship analysis of the Kinematic Stabilizer total knee replacement: a 10- to 14-year follow-up, *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 78 (3) (1996) 441–445.
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8636183>
- [25] G. Labek, M. Thaler, W. Janda, M. Agreiter, B. Stöckl, O. Surgeon, Revision rates after total joint replacement cumulative results from worldwide joint register datasets, *J Bone Joint Surg [Br]* (2011) 93–293.
- [26] K. L. Ong, E. Lau, J. Suggs, S. M. Kurtz, M. T. Manley, Risk of subsequent revision after primary and revision total joint arthroplasty, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 468 (11) (2010) 3070–3076.
- [27] A. Ong, K. Wong, M. Lai, J. Garino, M. Steinberg, Early failure of precoated femoral components in primary total hip arthroplasty, *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 84-A (2002) 786–792.
- [28] D. Berry, W. Harmsen, M. Cabanela, B. Morrey, Twenty-five-Year Survivorship of Two Thousand Consecutive Primary Charnley Total Hip Replacements: Factors Affecting Survivorship of Acetabular and Femoral Components, *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 84 (2002) 171–177.
- [29] M. P. S. dos Santos, J. A. F. Ferreira, A. Ramos, J. A. O. Simões, R. Morais, N. M. Silva, P. M. Santos, M. C. Reis, T. Oliveira, Instrumented hip joint replacements, femoral replacements and femoral fracture stabilizers, *Expert Review of Medical Devices* 11 (6) (2014) 617–635.
URL <https://doi.org/10.1586/17434440.2014.946695>
- [30] A. Jahan, K. L. Edwards, M. Bahraminasab, Multi-criteria Decision Analysis for Supporting the Selection of Engineering Materials in Product Design, Butterworth-Heinemann, 2016, pp. 147–225.
URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780081005361000072>
- [31] A. J. Price, A. Alvand, A. Troelsen, J. N. Katz, G. Hooper, A. Gray, A. Carr, D. Beard, Hip and knee replacement 2 Knee replacement, *Tech. rep.* (2018).
URL www.thelancet.com
- [32] V. Goriainov, R. Cook, J. M. Latham, D. G. Dunlop, R. O. Oreffo, Bone and metal: An orthopaedic perspective on osseointegration of metals (10 2014).

- [33] D. R. Sumner, Long-term implant fixation and stress-shielding in total hip replacement, *Journal of Biomechanics* 48 (5) (2015) 797–800.
- [34] S. Morshed, K. J. Bozic, M. D. Ries, H. Malchau, J. M. Colford, Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: A meta-analysis, *Acta Orthopaedica* 78 (3) (2007) 315–326.
- [35] A. Troelsen, E. Malchau, N. Sillesen, H. Malchau, A review of current fixation use and registry outcomes in total hip arthroplasty: The uncemented paradox hip (2013).
- [36] S. Knight, R. Aujla, S. Biswas, Total Hip Arthroplasty—Over 100 years of operative history, *Orthopedic reviews* 3 (2011) e16.
- [37] K. T. Mäkelä, M. Matilainen, P. Pulkkinen, A. M. Fenstad, L. Havelin, L. Engesaeter, O. Furnes, A. B. Pedersen, S. Overgaard, J. Kärrholm, H. Malchau, G. Garellick, J. Ranstam, A. Eskelinen, Failure rate of cemented and uncemented total hip replacements: Register study of combined Nordic database of four nations, *BMJ (Online)* 348.
- [38] L. Havelin, L. Engesaeter, B. Espehaug, O. Furnes, S. Lie, S. Vollset, The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years and 73,000 arthroplasties, *Acta Orthopaedica Scandinavica* 71 (2009) 337–353.
- [39] M. Navarro, A. Michiardi, O. Castaño, J. A. Planell, *Biomaterials in orthopaedics* (10 2008).
- [40] M. Saini, Implant biomaterials: A comprehensive review, *World Journal of Clinical Cases* 3 (1) (2015) 52.
URL <http://www.wjgnet.com/2307-8960/full/v3/i1/52.htm>
- [41] S. Ghalme, A. Mankar, Y. Bhalerao, Biomaterials in Hip Joint Replacement, *International Journal of Materials Science and Engineering* 4 (2016) 113–125.
- [42] C. Piconi, G. Maccauro, Zirconia as a ceramic biomaterial, *Biomaterials* 20 (1) (1999) 1–25.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961298000106>
- [43] K. S. Katti, Biomaterials in total joint replacement, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 39 (3) (2004) 133–142.
- [44] M. Hamadouche, L. Sedel, Ceramics in orthopaedics, *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 82 (8) (2000) 1095–1099.
URL <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0033659101&doi=10.1302%2f0301-620X.82B8.11744&partnerID=40&md5=b6b6a2eb5f734e448b80d6437ec091e3>
- [45] R. L. POBER, 2 - Product and Process Integration: The Need for a Ceramics Manufacturing Science, in: G. KOSTORZ (Ed.), *High-Tech Ceramics*, Academic Press, London, 1989, pp. 17 – 28.

- URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0266353800002414>
- [46] S. Ramakrishna, J. Mayer, E. Wintermantel, K. W. Leong, Biomedical applications of polymer-composite materials: a review, *Composites Science and Technology* 61 (9) (2001) 1189–1224.
URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0266353800002414>
- [47] B. Zhang, D. Myers, G. Wallace, M. Brandt, P. Choong, Bioactive Coatings for Orthopaedic Implants—Recent Trends in Development of Implant Coatings, *International journal of molecular sciences* 15 (2014) 11878–11921.
- [48] J. He, T. Huang, L. Gan, Z. Zhou, B. Jiang, Y. Wu, F. Wu, Z. Gu, Collagen-infiltrated porous hydroxyapatite coating and its osteogenic properties: In vitro and in vivo study, *Journal of Biomedical Materials Research - Part A* 100 A (7) (2012) 1706–1715.
- [49] J. Voigt, M. Mosier, Hydroxyapatite (HA) coating appears to be of benefit for implant durability of tibial components in primary total knee arthroplasty, *Acta orthopaedica* 82 (2011) 448–459.
- [50] S. Rajaratnam, C. Jack, A. Tavakkolizadeh, M. George, R. J. Fletcher, M. Hankins, J. Shepperd, Long-term results of a hydroxyapatite-coated femoral component in total hip replacement a 15- to 21-year follow-up study, *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 90 (2008) 27–30.
- [51] J.-A. Epinette, M. Manley, Uncemented stems in hip replacement - Hydroxyapatite or plain porous: Does it matter? Based on a prospective study of HA Omnifit stems at 15-years minimum follow-up, *Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy* 18 (2007) 69–74.
- [52] J. Goosen, A. J. Kums, B. Kollen, C. Verheyen, Porous-coated femoral components with or without hydroxyapatite in primary uncemented total hip arthroplasty: A systematic review of randomized controlled trials, *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 129 (2008) 1165–1169.
- [53] S. Li, B. Huang, Y. Chen, H. Gao, Q. Fan, J. Zhao, W. Su, Hydroxyapatite-coated femoral stems in primary total hip arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials, *International Journal of Surgery* 11 (6) (2013) 477–482.
- [54] S. B. Goodman, Z. Yao, M. Keeney, F. Yang, The future of biologic coatings for orthopaedic implants, *Biomaterials* 34 (13) (2013) 3174–3183.
- [55] J. R. Jones, Review of bioactive glass: From Hench to hybrids (1 2013).
- [56] J. A. Lyndon, B. J. Boyd, N. Birbilis, Metallic implant drug/device combinations for controlled drug release in orthopaedic applications (4 2014).
- [57] N. W. Rydell, Forces Acting on the Femoral Head-Prosthesis: A Study on Strain Gauge Supplied Prostheses in Living Persons, *Acta Orthopaedica Scandinavica*

- 37 (sup88) (1966) 1–132.
URL <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/ort.1966.37.suppl-88.01>
- [58] J. N. Torrão, M. P. Dos Santos, J. A. Ferreira, Instrumented knee joint implants: Innovations and promising concepts, *Expert Review of Medical Devices* 12 (5) (2015) 571–584.
- [59] W. A. Hodge, R. S. Fijan, K. L. Carlson, R. G. Burgess, W. H. Harris, R. W. Mann, Contact pressures in the human hip joint measured in vivo, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 83 (9) (1986) 2879–2883.
URL <https://europepmc.org/articles/PMC323410>
- [60] F. Graichen, G. Bergmann, A. Rohlmann, Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature, *Journal of Biomechanics* 32 (10) (1999) 1113 – 1117.
URL <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929099001104>
- [61] F. Graichen, R. Arnold, A. Rohlmann, G. Bergmann, Implantable 9-Channel Telemetry System for In Vivo Load Measurements With Orthopedic Implants, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54 (2) (2007) 253–261.
- [62] P. Damm, F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, G. Bergmann, Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments, *Medical Engineering & Physics* 32 (1) (2010) 95–100.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453309002094>
- [63] D. T. Davy, G. M. Kotzar, R. H. Brown, K. G. Heiple, V. M. Goldberg, K. G. Heiple, J. Berilla, A. H. Burstein, Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty, *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 70 (1) (1988) 45–50.
URL <http://europepmc.org/abstract/MED/3335573>
- [64] G. M. Kotzar, D. T. Davy, V. M. Goldberg, K. G. Heiple, J. Berilla, K. G. Heiple, R. H. Brown, A. H. Burstein, Telemeterized in vivo hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery, *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 9 (5) (1991) 621–633.
URL <https://doi.org/10.1002/jor.1100090502>
- [65] D. D. D’Lima, S. Patil, N. Steklov, J. E. Slamin, C. W. Colwell, Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty, *Journal of Arthroplasty* 21 (2) (2006) 255–262.
- [66] M. P. Dos Santos, A. Marote, T. Santos, J. Torrão, A. Ramos, J. A. Simões, O. A. Da Cruz E Silva, E. P. Furlani, S. I. Vieira, J. A. Ferreira, New cosurface capacitive stimulators for the development of active osseointegrative implantable devices, *Scientific Reports* 6.

- [67] M. Soares Dos Santos, J. Coutinho, A. Marote, B. M. de Sousa, A. Ramos, F. JAF, R. Bernardo, A. Rodrigues, A. Marques, O. Silva, E. Furlani, J. Simoes, S. Vieira, Capacitive technologies for highly controlled and personalized electrical stimulation by implantable biomedical systems, *Scientific Reports* 9.
- [68] L. J. Raggatt, N. C. Partridge, Cellular and molecular mechanisms of bone remodeling (8 2010).
- [69] A. Completo, F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*, Publindústria, 2011.
- [70] T. M. Keaveny, E. F. Morgan, O. C. Yeh, Bone mechanics, Tech. rep. (2004).
URL www.digitalengineeringlibrary.com
- [71] T. Gascoyne, B. Flynn, T. Turgeon, C. Burnell, Mid-term progressive loosening of hydroxyapatite-coated femoral stems paired with a metal-on-metal bearing, *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 14 (1).
- [72] S. Gabriel, R. W. Lau, C. Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues, *Physics in Medicine and Biology* 41 (11) (1996) 2271–2293.
URL <https://doi.org/10.1088%2F0031-9155%2F41%2F11%2F003>
- [73] J. H. Cachão, M. S. dos Santos, R. Bernardo, A. Ramos, R. Bader, J. A. F. Ferreira, A. T. Marques, J. A. O. Simões, Altering the course of technologies to monitor loosening states of endoprosthetic implants, *Sensors (Basel, Switzerland)* 20.
- [74] S. Hao, J. Taylor, A. W. Miles, C. R. Bowen, An implantable system for the in vivo measurement of Hip and Knee migration and micromotion, in: 2008 International Conference on Signals and Electronic Systems, 2008, pp. 445–448.
- [75] C. H. Lohmann, S. Rampal, M. Lohrengel, G. Singh, Imaging in peri-prosthetic assessment: An orthopaedic perspective (5 2017).
- [76] C. Ruther, U. Timm, H. Ewald, W. Mittelmeier, R. Bader, R. Schmelter, A. Lohrengel, D. Kluess, Current Possibilities for Detection of Loosening of Total Hip Replacements and How Intelligent Implants Could Improve Diagnostic Accuracy, in: *Recent Advances in Arthroplasty*, InTech, 2012.
- [77] Y. Zhang, A. W. Putnam, A. D. Heiner, J. J. Callaghan, T. D. Brown, Reliability of detecting prosthesis/cement interface radiolucencies in total hip arthroplasty, *Journal of Orthopaedic Research* 20 (4) (2002) 683–687.
URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1016/S0736-0266%2802%2900005-0>
- [78] D. Mulcahy, G. Fenelon, D. McInerney, Aspiration arthrography of the hip joint: Its uses and limitations in revision hip surgery, *The Journal of Arthroplasty* 11 (1) (1996) 64–68.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883540396801628>

- [79] S. L. Smith, M. L. Wastie, I. Forster, Radionuclide bone scintigraphy in the detection of significant complications after total knee joint replacement, *Clinical Radiology* 56 (3) (2001) 221–224.
- [80] J. T. Abele, V. G. Swami, G. Russell, E. C. Masson, J. P. Flemming, The Accuracy of Single Photon Emission Computed Tomography/Computed Tomography Arthrography in Evaluating Aseptic Loosening of Hip and Knee Prostheses, *Journal of Arthroplasty* 30 (9) (2015) 1647–1651.
- [81] A. P. Georgiou, J. L. Cunningham, Accurate diagnosis of hip prosthesis loosening using a vibrational technique, *Clinical Biomechanics*.
- [82] A. A. Alshuhri, T. P. Holsgrove, A. W. Miles, J. L. Cunningham, Development of a non-invasive diagnostic technique for acetabular component loosening in total hip replacements, *Medical Engineering & Physics* 37 (8) (2015) 739–745.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453315001307>
- [83] J. S. Rieger, S. Jaeger, C. Schuld, J. P. Kretzer, R. G. Bitsch, A vibrational technique for diagnosing loosened total hip endoprostheses: An experimental sawbone study, *Medical Engineering & Physics* 35 (3) (2013) 329–337.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453312001270>
- [84] J. S. Rieger, S. Jaeger, J. P. Kretzer, R. Rupp, R. G. Bitsch, Loosening detection of the femoral component of hip prostheses with extracorporeal shockwaves: A pilot study, *Medical Engineering & Physics* 37 (2) (2015) 157–164.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453314002999>
- [85] M. Lannocca, E. Varini, A. Cappello, L. Cristofolini, E. Bialoblocka, Intra-operative evaluation of cementless hip implant stability: A prototype device based on vibration analysis, *Medical Engineering & Physics* 29 (8) (2007) 886–894.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453306002037>
- [86] Ching-Chuan Jiang, Ju-Hong Lee, Tung-Tai Yuan, Vibration arthrometry in the patients with failed total knee replacement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 47 (2) (2000) 219–227.
URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/821764/>
- [87] S. V. N. Pastrav Leonard C. and Jaecques, J. Ilse, V. der Perre Georges, M. Michiel, In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses, *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 4 (1) (2009) 10.
URL <https://doi.org/10.1186/1749-799X-4-10>
- [88] C. Ruther, H. Nierath, H. Ewald, J. L. Cunningham, W. Mittelmeier, R. Bader, D. Kluess, Investigation of an acoustic-mechanical method to detect implant loosening, *Medical Engineering & Physics* 35 (11) (2013) 1669–1675.

- URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453313001458>
- [89] D. Glaser, R. D. Komistek, H. E. Cates, M. R. Mahfouz, A non-invasive acoustic and vibration analysis technique for evaluation of hip joint conditions, *Journal of Biomechanics* 43 (3) (2010) 426–432.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009005788>
- [90] J. P. Davies, M.-K. Tse, W. H. Harris, In vitro evaluation of bonding of the cement-metal interface of a total hip femoral component using ultrasound, *Journal of Orthopaedic Research* 13 (3) (1995) 335–338.
URL <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jor.1100130306>
- [91] H. Unger AC }and Cabrera-Palacios, S. AP, J. Ch, P. A, Acoustic monitoring (RFM) of total hip arthroplasty results of a cadaver study, *European Journal of Medical Research* 14 (6) (2009) 264.
URL <https://doi.org/10.1186/2047-783X-14-6-264>
- [92] A. A. Alshuhri, T. P. Holsgrove, A. W. Miles, J. L. Cunningham, Non-invasive vibrometry-based diagnostic detection of acetabular cup loosening in total hip replacement (THR), *Medical Engineering & Physics* 48 (2017) 188–195.
URL <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453317301765>
- [93] M. Dahl, P. Kramer, P. Reinhall, S. Benirschke, S. Hansen, R. Ching, The efficacy of using vibrometry to detect osteointegration of the Agility total ankle, *Journal of biomechanics* 43 (2010) 1840–1843.
- [94] Q. Goossens, S. Leuridan, P. Henyš, J. Roosen, L. Pastrav, M. Mulier, W. Desmet, K. Denis, J. Vander Sloten, Development of an acoustic measurement protocol to monitor acetabular implant fixation in cementless total hip Arthroplasty: A preliminary study, *Medical Engineering & Physics* 49 (2017) 28–38.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453317302023>
- [95] D. Glaser, R. D. Komistek, H. H. Cates, M. Mahfouz, Clicking and Squeaking: In Vivo Correlation of Sound and Separation for Different Bearing Surfaces, *journal of Bone and Joint Surgery Vol 90A*.
- [96] H. Ewald, C. Ruther, W. Mittelmeier, R. Bader, D. Kluess, A novel in vivo sensor for loosening diagnostics in total hip replacement, in: *2011 IEEE SENSORS Proceedings*, 2011, pp. 89–92.
URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6127166/>
- [97] H. Ewald, U. Timm, C. Ruther, W. Mittelmeier, R. Bader, D. Kluess, Acoustic sensor system for loosening detection of hip implants, in: *2011 Fifth International Conference on Sensing Technology*, 2011, pp. 494–497.
URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/6137029/>

- [98] C. Ruther, H. Ewald, W. Mittelmeier, A. Fritsche, R. Bader, D. Kluess, A Novel Sensor Concept for Optimization of Loosening Diagnostics in Total Hip Replacement, *Journal of Biomechanical Engineering* 133 (10).
URL <https://asmedigitalcollection.asme.org/biomechanical/article/doi/10.1115/1.4005222/455113/A-Novel-Sensor-Concept-for-Optimization-of>
- [99] P. Arpaia, F. Clemente, A. Zanesco, Low-Invasive Diagnosis of Metallic Prosthesis Osseointegration by Electrical Impedance Spectroscopy, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 56 (3) (2007) 784–789.
URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/4200975/>
- [100] P. Arpaia, F. Clemente, C. Romanucci, In-vivo Test Procedure and Instrument Characterization for EIS-Based Diagnosis of Prosthesis Osseointegration, in: 2007 IEEE Instrumentation & Measurement Technology Conference IMTC 2007, 2007, pp. 1–6.
URL <http://ieeexplore.ieee.org/document/4258305/>
- [101] T. K. Bera, Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review, *Journal of Medical Engineering* 2014 (2014) 1–28.
URL <https://www.hindawi.com/archive/2014/381251/>
- [102] A. R. Burton, P. Sun, J. P. Lynch, Bio-compatible wireless inductive thin-film strain sensor for monitoring the growth and strain response of bone in osseointegrated prostheses, *Structural Health Monitoring* (2019) 147592171983145.
URL <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1475921719831452>
- [103] K. C. McGilvray, E. Unal, K. L. Troyer, B. G. Santoni, R. H. Palmer, J. T. Easley, H. V. Demir, C. M. Puttlitz, Implantable microelectromechanical sensors for diagnostic monitoring and post-surgical prediction of bone fracture healing, *Journal of Orthopaedic Research* 33 (10) (2015) 1439–1446.
URL <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.22918>
- [104] R. Puers, M. Catrysse, G. Vandevoorde, R. Collier, E. Louridas, F. Burny, M. Donkerwolcke, F. Moulart, A telemetry system for the detection of hip prosthesis loosening by vibration analysis, *Sensors and Actuators A: Physical* 85 (1-3) (2000) 42–47.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424700003204>
- [105] U. Marschner, H. Grätz, B. Jettkant, D. Ruwisch, G. Woldt, W.-J. Fischer, B. Clasbrummel, Integration of a wireless lock-in measurement of hip prosthesis vibrations for loosening detection, *Sensors and Actuators A: Physical* 156 (1) (2009) 145–154.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424709003902>
- [106] H. G. S. Sauer, U. Marschner, W.-J. Fischer, Medical wireless vibration measurement system for hip prosthesis loosening detection, *Proceedings of the Third*

- International Conference on Sensor Device Technologies and Applications Applications (2012) 9–13.
- [107] M. Mavrogordato, M. Taylor, A. Taylor, M. Browne, Real time monitoring of progressive damage during loading of a simplified total hip stem construct using embedded acoustic emission sensors, *Medical Engineering & Physics* 33 (4) (2011) 395–406.
URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453310002821>
- [108] L. M. A. Henriques, Sistemas de monitorização capacitivo para implantes ósseos instrumentados, Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2018.
- [109] R. F. Bernardo, Sistema híbrido indutivo-capacitivo para operações de estimulação e monitorização em implantes ósseos instrumentados, Tese de Mestrado em Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2019.
- [110] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, N. Verdonschot, G. H. Van Lenthe, Frictional heating of total hip implants. Part 1. measurements in patients, *Tech. rep.* (2001).

Apêndices

Apêndice A

Resultados da validação Experimental/Computacional

Tabela A.1: Dados usados para correlacionar os dados obtidos através dos modelos computacionais e os dados obtidos *in vitro*.

Deslocamento (mm)	Res.Exp (pF)	Res.Comp (pF)	Deslocamento (mm)	Res.Exp (pF)	Res.Comp (pF)
-4,0000	60,0840	1,0947	0,0400	60,1184	1,1717
-3,0000	60,0851	1,0982	0,0500	60,1190	1,1763
-2,5000	60,0861	1,1001	0,0600	60,1195	1,1799
-2,0000	60,0870	1,1031	0,0700	60,1201	1,1828
-1,7500	60,0881	1,1049	0,0800	60,1213	1,1851
-1,5000	60,0892	1,1071	0,0900	60,1226	1,1868
-1,2500	60,0904	1,1100	0,1000	60,1236	1,1880
-1,0000	60,0919	1,1141	0,1100	60,1239	1,1889
-0,7500	60,0937	1,1206	0,1200	60,1253	1,1894
-0,5000	60,0960	1,1308	0,1300	60,1263	1,1897
-0,4000	60,0986	1,1364	0,1400	60,1270	1,1898
-0,3000	60,1005	1,1430	0,1500	60,1280	1,1898
-0,2000	60,1033	1,1508	0,1600	60,1285	1,1897
-0,1000	60,1068	1,1601	0,1700	60,1291	1,1895
-0,0750	60,1090	1,1627	0,1800	60,1299	1,1893
-0,0500	60,1103	1,1653	0,1900	60,1305	1,1890
-0,0250	60,1126	1,1681	0,2000	60,1308	1,1887
-0,0100	60,1134	1,1698	0,2100	60,1314	1,1883
0,0000	60,1148	1,1710	0,2200	60,1315	1,1879
0,0100	60,1154	1,1722	0,2300	60,1320	1,1874
0,0200	60,1167	1,1594	0,2400	60,1337	1,1869
0,0300	60,1178	1,1661	0,2500	60,1351	1,1861

Tabela A.2: Dados usados para correlacionar os dados obtidos através dos modelos computacionais e os dados obtidos *in vitro* com o filme compósito de HA-colagénio.

Deslocamento (mm)	Res.Exp (pF)	Res.Comp (pF)	Deslocamento (mm)	Res.Exp (pF)	Res.Comp (pF)
-4,0000	3,7031	1,1907	0,0400	3,7445	1,1910
-3,0000	3,7012	1,1907	0,0500	3,7499	1,1910
-2,5000	3,7006	1,1907	0,0600	3,7544	1,1910
-2,0000	3,7000	1,1907	0,0700	3,7587	1,1910
-1,7500	3,6988	1,1907	0,0800	3,7616	1,1910
-1,5000	3,6996	1,1907	0,0900	3,7659	1,1910
-1,2500	3,7008	1,1907	0,1000	3,7715	1,1910
-1,0000	3,7008	1,1908	0,1100	3,7754	1,1910
-0,7500	3,7022	1,1908	0,1200	3,7792	1,1910
-0,5000	3,7036	1,1908	0,1300	3,7828	1,1910
-0,4000	3,7045	1,1908	0,1400	3,7865	1,1910
-0,3000	3,7057	1,1908	0,1500	3,7915	1,1910
-0,2000	3,7086	1,1909	0,1600	3,7929	1,1910
-0,1000	3,7114	1,1910	0,1700	3,7957	1,1910
-0,0750	3,7117	1,1910	0,1800	3,8073	1,1910
-0,0500	3,7145	1,1910	0,1900	3,8071	1,1909
-0,0250	3,7188	1,1910	0,2000	3,8117	1,1909
-0,0100	3,7226	1,1910	0,2100	3,8175	1,1909
0	3,7245	1,1910	0,2200	3,8223	1,1909
0,0100	3,7300	1,1910	0,2300	3,8273	1,1909
0,0200	3,7341	1,1910	0,2400	3,8323	1,1909
0,0300	3,7394	1,1910	0,2500	3,8370	1,1909

Apêndice B

Propriedades elétricas e magnéticas utilizadas na simulação computacional

Tabela B.1: Dimensões dos respectivos domínios das arquiteturas de monitorização.

Domínio	Arquitetura-PPL
Modelo do osso	10x10x10 mm ^(a)
Ar	variável ^(b)
Placa polimérica	dim ⁽¹⁾ : 10x10 mm; esp ⁽²⁾ : 1 mm
Substrato	dim ⁽¹⁾ : 10x10 mm; esp ⁽²⁾ : 1 mm
Eléttodos	10x10x0.1 mm
Filme de HA	dim ⁽¹⁾ 10x10 mm; esp ⁽²⁾ : 80 μm

(1) dimensões

(2) espessura.

(a) Percentagem dos constituintes varia consoante os diferentes modelos.

(b) Dimensões geométricas que foram variadas consoante os diferentes modelos.

Tabela B.2: Propriedades elétricas e magnéticas dos materiais orgânicos e inorgânicos aplicadas nas arquiteturas de monitorização.

Domínio	Permeabilidade elétrica relativa	Condutividade elétrica [S/m]	Permeabilidade magnética relativa
Caixa de Petri	2,6	$6,7 \times 10^{-4}$	1
Substrato	3	$6,4 \times 10^{-4}$	0,866
Ar	1	0	1
Eléttodos	1	$6,7 \times 10^7$	1

Tabela B.3: Propriedades dielétricas do osso esponjoso para a frequência de 32 kHz aplicadas nas arquiteturas de monitorização.

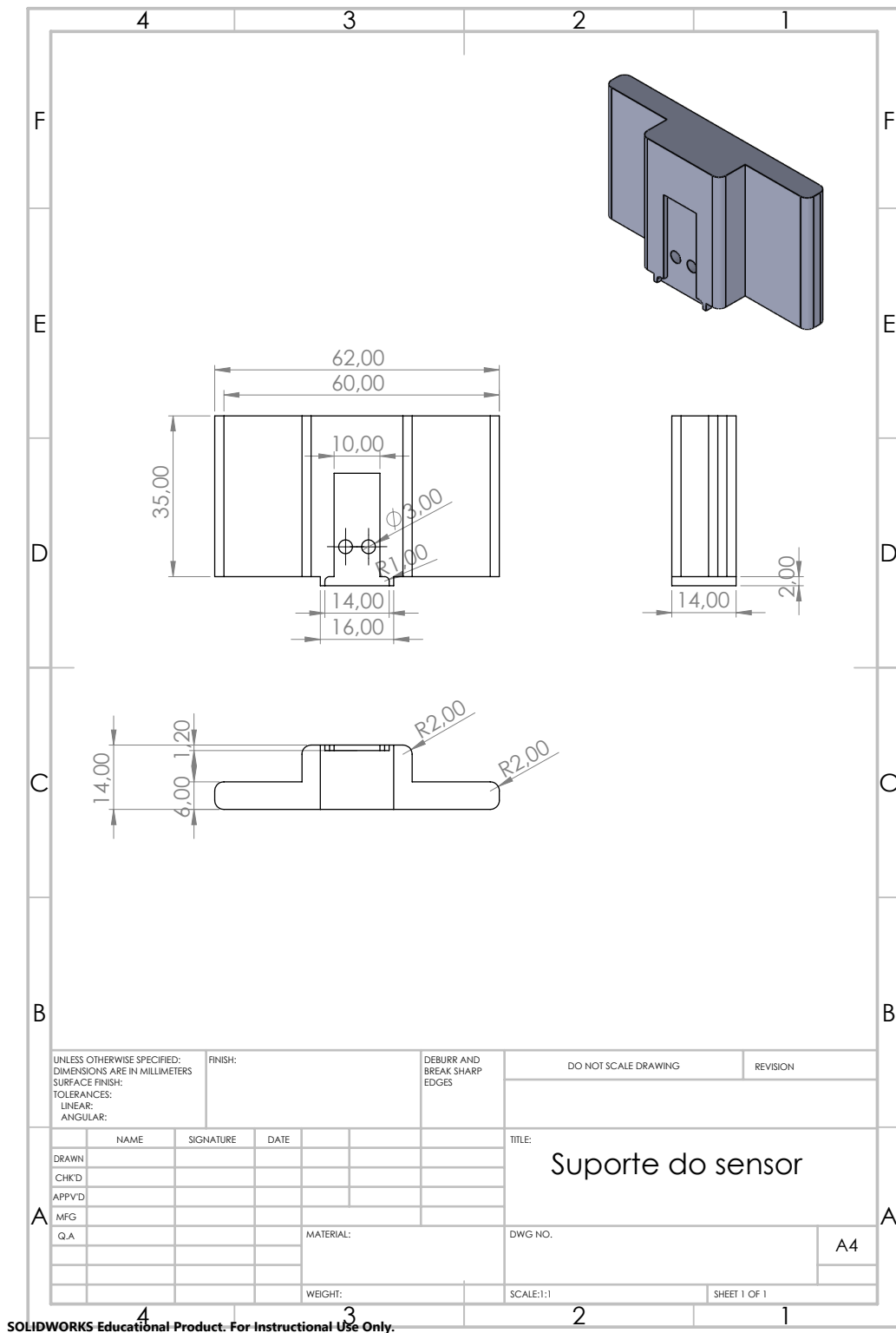
Domínio	Permeabilidade elétrica relativa	Condutividade elétrica [S/m]	Permeabilidade magnética relativa
Parte Líquida (osso)	$5,2217 \times 10^3 - 3,934 \times 10^5 i$	0,7	1
Trabéculas ósseas	$7,6235 \times 10^2 - 4,6723 \times 10^4 i$	0,07	1
Filme de HA-colagénio	$7,6235 \times 10^2 - 4,6723 \times 10^4 i$	0,07	1

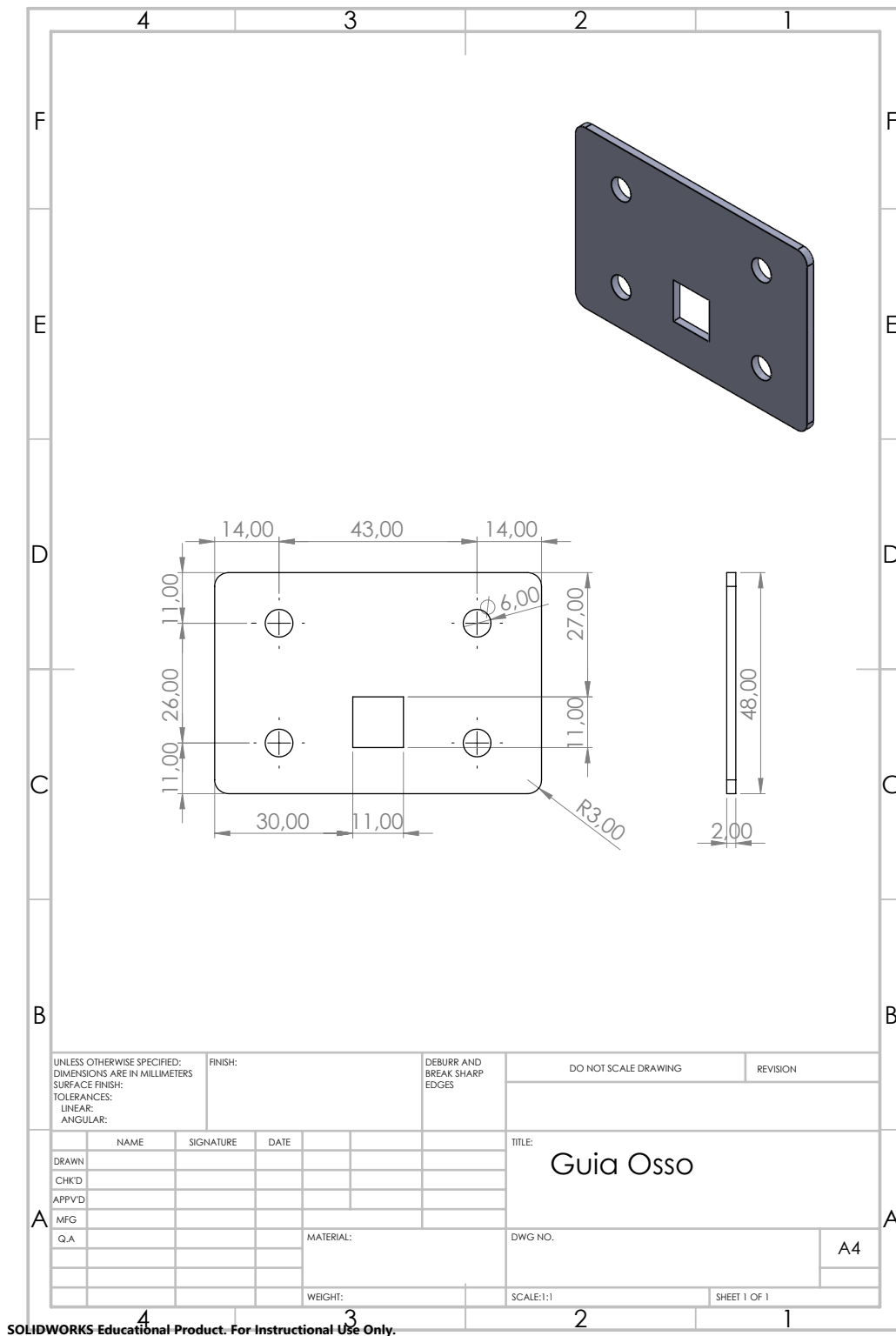
Tabela B.4: Propriedades dielétricas do osso esponjoso para a frequência de 4.8 MHz aplicadas nas arquiteturas de monitorização.

Domínio	Permeabilidade elétrica relativa	Condutividade elétrica [S/m]	Permeabilidade magnética relativa
Parte Líquida (osso)	$6,2506 \times 10^2 - 3,8795 \times 10^3 i$	0,7	1
Trabéculas ósseas	$1,1170 \times 10^2 - 4,1170 \times 10^2 i$	0,07	1

Apêndice C

Desenhos técnicos do dispositivo para a validação *in vitro*





SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Anexos

Anexos

Tabela G.1: Parâmetros da equação 2.2 usados para obter as propriedades dielétricas dos tecidos (adaptado) [72].

Propriedades	Sangue	Osso trabecular	Osso cortical
ε_{∞}	4,0	2,5	2,5
$\Delta\varepsilon_1$	56,0	18,0	10,0
τ_1 (ps)	8,38	13,26	13,26
α_1	0,10	0,22	0,20
$\Delta\varepsilon_2$	5200	300	180
τ_2 (ns)	132,63	79,58	79,58
α_2	0,10	0,25	0,20
$\Delta\varepsilon_3$	0	$2,0 \times 10^4$	$5,0 \times 10^3$
τ_3 (μ s)	—	159,15	159,15
α_3	—	0,20	0,20
$\Delta\varepsilon_4$	0	$2,0 \times 10^7$	$1,0 \times 10^5$
τ_4 (ms)	—	15,915	15,915
α_4	—	0,00	0,00
σ	0,70	0,07	0,02

Figura G.1: Permitividade e condutividade do sangue: Obtidas do modelo (curvas pretas e pontilhadas), dados experimentais a 37°C (curvas pontilhadas) e dados da literatura (triângulos e círculos) [72].