

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO
apresentada à UTFPR
para obtenção do grau de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

DAVI SABBAG ROVERI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR
BIOTELEMÉTRICO PASSIVO PARA MEDIÇÃO DE
FORÇAS OCLUSAIS**

Banca Examinadora:

Presidente e orientador:

Prof. D.Sc. SÉRGIO FRANCISCO PICHORIM UTFPR

Examinadores:

Profa. Dra. ELISANGELA FERRETTI MANFFRA PUC-PR

Prof. Dr. JOAQUIM MIGUEL MAIA UTFPR

Prof. Dr. PAULO JOSÉ ABATTI UTFPR

Prof. D.Sc. BERTOLDO SCHNEIDER JR. UTFPR

Curitiba, outubro de 2007.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

DAVI SABBAG ROVERI

**DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR BIOTELEMÉTRICO
PASSIVO PARA MEDIÇÃO DE FORÇAS OCLUSAIS**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. D.Sc. Sérgio Francisco Pichorim.

Curitiba

2007

AGRADECIMENTOS

O autor agradece todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para o desenvolvimento e conclusão deste trabalho. Em particular: ao orientador Prof^o. Dr. Sérgio Francisco Pichorim pelo constante apoio, motivação, orientação e paciência; ao Prof^o. Dr. Paulo José Abatti pelo incentivo, pelas importantes revisões na elaboração deste texto e pela descontração nos momentos de tensão; ao Prof^o. Dr. Bertoldo Schneider Jr. por sua colaboração intelectual, principalmente relativa à construção e destruição das panquecas; ao Prof^o Dr. Raul Fernandes de Oliveira pela amizade, pelas diversas opiniões construtivas e pela ajuda na elaboração e execução dos testes; à Prof^a M.Sc. Graciele Kyiomi Maeoka (doutoranda) pela amizade, pela fundamental colaboração no projeto do modelo em 3 dimensões da placa oclusal e pela ajuda na execução de diversos testes; ao estagiário de Iniciação Científica Gustavo Theodoro Laskoski pela confecção da placa de circuito impresso do sensor e pela ajuda na execução de diversos testes; à minha irmã Cristiane Sabbag Roveri pela composição e edição de todas as figuras desta dissertação; aos colegas de laboratório Prof^o. M.Sc Rubens Alexandre de Faria (doutorando), ao doutorando M.Sc. Marcos Santos Hara, ao doutorando M.Sc. Marcos Mendes Albano, ao mestrando Ricardo Bernardi, ao mestrando Paulo Garcez da Luz, pela amizade, incentivo e pelas várias sugestões construtivas; ao Prof^o Dr. José Aguiomar Foggiatto pela construção do protótipo da placa oclusal através do ferramental de prototipagem rápida do departamento de engenharia mecânica; à empresa Continental do Brasil pelo fornecimento de uma amostra de borracha; aos meus avós Adyr e Diloah Sabbag pelo apoio financeiro; aos meus pais Marcus Vinicius e Sydneia Roveri pelo apoio, incentivo e motivação; a todos os meus amigos que direta ou indiretamente contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Davi Sabbag Roveri

outubro de 2007

SUMÁRIO

SUMÁRIO	v
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xv
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xvii
RESUMO	xix
ABSTRACT	xxi
CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	1
1.1 - MOTIVAÇÕES	1
1.2 - OBJETIVOS	3
1.2.1 – Objetivo geral	3
1.2.2 – Objetivos específicos	4
1.3 – ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	5
CAPÍTULO 2 – FORÇAS OCLUSAIS	7
2.1 - OSSOS	7
2.1.1 - Ossos temporais	8
2.1.2 - Ossos maxilares	9
2.1.3 - Osso da mandíbula	10
2.1.4 - Osso hióide	11
2.1.5 - Dentes	12
2.2 - MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO E SUPRA-HIÓIDEOS	14
2.2.1 - Masseter	14
2.2.2 - Temporal	15
2.2.3 - Pterigóideo medial e lateral	16
2.2.4 - Músculos supra-hióideos	16
2.3 - ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR	17
2.4 - OCLUSÃO	19
2.5 - MECÂNICA MANDIBULAR	20
2.5.1 - Sistema de alavancas	22

2.5.2 - Forças oclusais	23
2.6 - DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES	24
2.6.1 - Parafunções	25
2.6.2 - Bruxismo	26
2.6.2.1 - Duração dos eventos de bruxismo	28
2.6.2.2 - Intensidade dos eventos de bruxismo	29
2.6.3 - Placas oclusais	30
2.7 - CONCLUSÕES	31
CAPÍTULO 3 – TRANSDUTORES DE FORÇA	33
3.1 - TRANSDUTORES DE DESLOCAMENTO	33
3.2 - SENSORES DE FORÇA OCLUSAL	36
3.3 - OS TRANSDUTORES DE FORÇA OCLUSAL IMPLEMENTADOS	40
3.3.1 - Transdutor com auto-indutância variável	40
3.3.2 - Transdutor com indutância mútua variável	42
3.4 - DETERMINAÇÃO DA INDUTÂNCIA MÚTUA DO TRANSDUTOR	45
3.5 - ENSAIO DA SENSIBILIDADE DA INDUTÂNCIA MÚTUA DO TRANSDUTOR	49
3.6 - DETERMINAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO ELEMENTO ELÁSTICO ..	50
3.6.1 - Ensaio de compressão da borracha	54
3.7 – CONCLUSÕES SOBRE O TRANSDUTOR DESENVOLVIDO	57
CAPÍTULO 4 – IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS DO SENSOR TELEMÉTRICO	59
4.1 - CIRCUITO SENSOR	59
4.2 - FORNECIMENTO REMOTO DE ENERGIA	62
4.2.1 - O transformador fracamente acoplado	63
4.2.2 - Implementação da bobina receptora de energia	70
4.2.3 - Implementação do enlace de alimentação	71
4.2.4 - Testes de transferência de energia para o secundário	75
4.3 - PLACA OCLUSAL	78
4.4 - TESTES E RESULTADOS	82
4.4.1 - Teste de alcance máximo	82

4.4.2 - Teste de sensibilidade à força aplicada	83
4.5 - CONCLUSÕES	86
CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES E DISCUSSÕES	87
5.1 - TRANSDUTOR	87
5.2 - O CIRCUITO SENSOR	88
5.3 - ALIMENTAÇÃO	89
5.4 - DIMENSÕES FINAIS DO PROTÓTIPO	90
5.5 - TRABALHOS FUTUROS	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Proposta geral do trabalho. Um sensor biotelemétrico acoplado a uma placa oclusal é posicionado na cavidade oral do paciente para registro de forças oclusais. Um circuito externo é responsável por excitar o sensor e fazer a leitura da informação de força.	4
Figura 2.1: Identificação dos ossos do sistema mastigatório nas vistas: (A) lateral e (B) frontal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	8
Figura 2.2: Osso temporal e estruturas que participam da articulação temporomandibular (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	9
Figura 2.3: Osso zigomático e suas relações com estruturas adjacentes (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	9
Figura 2.4: Vista inferior das maxilas, mostrando os ossos palatinos e a dentição humana (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	10
Figura 2.5: Identificação das principais estruturas da mandíbula (Adaptada de Netter, 1998).	11
Figura 2.6: Osso hióide e sua localização abaixo da mandíbula (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	12
Figura 2.7: Estrutura do dente e tecidos de suporte (Adaptada de Okeson, 2000).	13
Figura 2.8: Vista lateral do crânio, evidenciando o músculo masseter (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	14
Figura 2.9: Localização do músculo temporal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	15
Figura 2.10: Músculo pterigóideo medial e lateral (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	16
Figura 2.11: Músculos supra-hióideos (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	17
Figura 2.12: Localização da cápsula articular e disco articular. (A) Vista lateral do crânio que destaca a cápsula articular envolvendo a articulação temporomandibular. (B) Parte interna da cápsula articular, destacando o disco articular e os compartimentos supradiscal e infradiscal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	18

Figura 2.13: Ligamentos da articulação temporomandibular (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).	19
Figura 2.14: Eixos de rotação da mandíbula. (A) Horizontal; (B) vertical; (C) sagital (Adaptada de Okeson, 2000).	21
Figura 2.15: (A) Identificação do ponto de apoio “A”, braço de força “F” e braço de carga “C” de sistemas de alavanca classes I, II e III. (B) Comparação de uma alavanca classe III ao funcionamento da mandíbula (Adaptada de Dubrul e Sicher, 1991).	22
Figura 3.1: Modelos de transdutores indutivos. (A) Mudança na geometria da bobina. (B) Mudança na permeabilidade do meio através de uma abertura. (C) Mudança na permeabilidade do meio através do movimento de um núcleo do tipo pistão. (D) Mudança no acoplamento das bobinas através do movimento das bobinas. (E) Mudança no acoplamento do primário em relação aos dois secundários. (Adaptada de Cobbold, 1974).	34
Figura 3.2: (A) Cápsula de vidro com o transdutor de pressão intraocular implementado com bobinas espirais planas. (B) Detalhe das bobinas espirais planas (panquecas) utilizadas. (Adaptada de Cobbold, 1974).	35
Figura 3.3: Dinamômetro hidrostático para mensurações de forças oclusais (Adaptada de Brekhus, Armstrong e Simon, 1941).	36
Figura 3.4: Transdutor indutivo de força, implementado com uma bobina espiral plana (Adaptada de Howell e Manly, 1948).	37
Figura 3.5: Três modelos para o mesmo transdutor de força baseado em <i>strain gauge</i> . (A) Modelo posicionado bilateralmente entre os segundos pré-molares e primeiros molares. (B) Modelo posicionado entre os dentes incisivos (C) Modelo posicionado unilateralmente entre os segundos pré-molares e primeiros molares (Adaptada de Tortopidis, Lyons, Baxendale <i>et al</i> , 1998).	38
Figura 3.6: (A) Placa oclusal superior, com o transdutor de força acoplado. (B) Placa oclusal inferior (Adaptada de Nishigawa, Bando e Nakano, 2001).	39
Figura 3.7: Transdutor com formato de mola desenvolvido inicialmente para este trabalho (Adaptada de Roveri, Pichorim e Abatti, 2006).	41

Figura 3.8: Princípio do funcionamento do transdutor de força construído. A indutância mútua (M_S) entre as bobinas é variada em função do deslocamento (Δl) (Adaptada de Roveri, Pichorim e Abatti, 2007).	42
Figura 3.9: Foto com as dimensões de uma bobina espiral plana (“panqueca”) construída.	43
Figura 3.10: Esquema elétrico do transdutor. (A) Modo 1: campos magnéticos reforçam-se. (B) Modo 2: campos magnéticos opõem-se.	44
Figura 3.11: Relação teórica entre a indutância mútua (M_S) e a distância (D) de separação entre as panquecas do transdutor, obtida com a Equação 3.6.	47
Figura 3.12: Freqüência f_0 teórica em função da separação entre as bobinas panquecas. As curvas contínua (—) e tracejada (- - -) representam os valores teóricos para os modos 2 e 1, respectivamente.	48
Figura 3.13: Estrutura utilizada para o ensaio de sensibilidade das panquecas.	49
Figura 3.14: Curva de sensibilidade das panquecas, configuradas no modo 2. Os pontos “x” e “O” foram obtidos com a aproximação e o afastamento das panquecas, respectivamente. A linha representa a reta de regressão para o intervalo de 1,5 a 3 mm.	50
Figura 3.15: Ilustração esquemática da deformação ocorrida em um ensaio de compressão. As linhas tracejadas representam a forma do corpo de prova antes da deformação (l_0) e as sólidas, após a deformação (l) (Adaptada de Callister, 2002).	51
Figura 3.16: Diagrama esquemático tensão-deformação mostrando a deformação elástica linear para ciclos de carga e descarga (Adaptada de Callister, 2002).	53
Figura 3.17: Utilização de uma alavanca classe II para o ensaio de compressão das borrachas.	55
Figura 3.18: Gráfico tensão-deformação das amostras de borracha. Os pontos “◇”, “+”, “x” e “O”, representam as amostras 1, 2, 3 e 4, respectivamente. As linhas são aproximações lineares para as respectivas amostras.	56
Figura 4.1: Esquema elétrico do circuito sensor desenvolvido por Abatti e Pichorim (1994).	60
Figura 4.2: Esquema elétrico do circuito sensor utilizado.	61

Figura 4.3: Modulação (f_θ) utilizada para transmissão da grandeza medida. (A) Pulso senoidal subamortecido com frequência f_θ . (B) Período T entre os pulsos senoidais subamortecidos.	62
Figura 4.4: Esquema elétrico genérico para a transferência de potência entre a unidade primária de excitação (A) e a unidade secundária implantável (B) (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977, Schneider Jr., 1994).	64
Figura 4.5: Circuito equivalente série para o primário (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977, Schneider Jr., 1994).	65
Figura 4.6: (A) Resistência de carga AC equivalente, R_{AC} , que dissipa uma potência AC equivalente à potência DC dissipada por R_o . (B) Circuito equivalente série para o secundário (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977).	66
Figura 4.7: Geometria de um acoplamento formado por duas bobinas circulares coaxiais. Figura adaptada de Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr. (1994).	69
Figura 4.8: Dimensões da bobina “U” construída para a avaliação da geometria do campo magnético.	71
Figura 4.9: Determinação do raio ótimo (r_0) em função das linhas de campo, para uma determinada distância de separação (D).	72
Figura 4.10: Determinação empírica do conjunto de pontos P_o onde a indutância mútua é máxima para a altura D	73
Figura 4.11: Curvas de nível para determinação dos pontos P_o para diferentes alturas. Os pontos \blacklozenge (30 cm), \bigcirc (25 cm), \blacktriangle (20 cm), \times (15 cm), $*$ (10 cm) e \bullet (5 cm) representam as amostras registradas para as respectivas alturas de operação do sensor, onde $B_z = 0$	74
Figura 4.12: Raio médio para a máxima indutância mútua, em função da distância de operação do circuito sensor.	75
Figura 4.13: Esquema elétrico do experimento realizado para avaliação da eficiência (η) das bobinas em “U” construídas.	77
Figura 4.14: Eficiência real obtida com as bobinas ensaiadas A(\bigcirc), B(\times) e C(\blacklozenge), em função da distância de operação.	77
Figura 4.15: Ilustração da placa oclusal desenvolvida e suas respectivas cotas nas vistas (I) lateral, (II) superior e (III) posterior.	79
Figura 4.16: Ilustração em perspectiva da placa oclusal desenvolvida, indicando a função das principais regiões.	79

Figura 4.17: Ilustração do botão desenvolvido e suas respectivas cotas nas vistas (I) lateral, (II) superior e (III) posterior.	80
Figura 4.18: Vista superior do protótipo evidenciando as panquecas e o posicionamento do circuito sensor. L_2 está abaixo de L_{1A}	81
Figura 4.19: Vista superior do protótipo, evidenciando o encaixe do botão onde a força será medida. Observa-se os três fios que foram usados para testes. Na versão final eles não existem.	81
Figura 4.20: Vista lateral do protótipo, evidenciando a “costura” da bobina em “U” (L_{rec}) através da estrutura de ABS.	82
Figura 4.21: Frequência f_0 em função da distância de operação do circuito sensor, para uma mesma força aplicada.	83
Figura 4.22: Arranjo mecânico para a execução do teste de sensibilidade à força aplicada do sensor.	84
Figura 4.23: Gráfico de sensibilidade do sensor obtido com a amostra de borracha do tipo 3.	84
Figura 4.24: Gráfico de sensibilidade do sensor obtido com a amostra de borracha do tipo 4.	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Ocorrência dos principais hábitos relacionados à DTM, em um grupo de pacientes sintomáticos e outro de assintomáticos (Retirada de Oliveira, 2002).	26
Tabela 2.2: Média de duração total dos eventos de bruxismo (Adaptada de Okeson, 2000 e Oliveira, 2002).	28
Tabela 3.1: Características das panquecas para determinação da indutância mútua (M_S) teórica.	46
Tabela 3.2: Resumo das características dos tipos de borracha testados para compor o elemento elástico do transdutor de força desenvolvido.	54
Tabela 3.3: Módulo de Young obtido para os 4 materiais testados para compor o elemento elástico do transdutor.	56
Tabela 4.1: Características das bobinas “U” ensaiadas.	76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS – Acrilonitrila Butadieno Estireno

ATM – Articulação Temporomandibular

AWG – *American Wire Gage*

CAD – *Computer Aided Design*

DCM – Disfunção Craniomandibular

DTM – Disfunção Temporomandibular

EPDM – *Ethylene Propylene Diene Monomer*

RF – *Radio Frequency*

SMD – *Surface Mount Device*

RESUMO

Sensores intra-orais são desenvolvidos para as mais diversas aplicações, tais como medição do pH da saliva, temperatura e forças oclusais, porém, a grande maioria apresenta cabos conectando o sensor à unidade de leitura. Esta dissertação de mestrado discorre sobre o desenvolvimento de um sensor passivo e biotelemétrico para o registro de forças oclusais, ou seja, o sensor opera sem baterias internas e sem cabos conectando-o a algum equipamento de leitura ou alimentação externos ao paciente. A transmissão de energia para o sensor foi efetuada através de um acoplamento indutivo duplamente sintonizado, em 300 kHz, onde a bobina receptora de energia foi construída sob o formato de “U”, contornando a placa oclusal. No sensor, foi utilizado um circuito oscilador de bloqueio que transmite a informação de força através de pulsos senoidais subamortecidos (portadora com frequência de 400 kHz). A frequência da senóide subamortecida de cada pulso foi modulada através de um transdutor de força indutivo, construído com duas bobinas espirais planas (panquecas) coaxialmente alinhadas e um elemento elástico (borracha) entre elas. A indutância total do transdutor depende da indutância mútua entre as panquecas, que é modulada de acordo com a compressão do transdutor (variação da distância entre as panquecas) para uma força aplicada. As panquecas apresentaram dimensões finais de 8 mm de diâmetro externo e 0,2 mm de espessura, a borracha (composta de EPDM) apresentou cerca de 8 mm de diâmetro, 2 mm de espessura e módulo de Young de 21 MPa. Também foi projetada e construída uma placa oclusal para o respectivo acoplamento do sensor e da bobina receptora de energia. Após a montagem do protótipo final foram realizados testes para a determinação da distância máxima de excitação do sensor e da sensibilidade da frequência em função da força aplicada. Os resultados mostraram uma distância máxima de operação (ou excitação) de 13 cm e sensibilidade à força aplicada de 241 Hz/N, com coeficiente de correlação de 0,9821, erro médio de 1,55% e erro máximo de 5,42% em relação à reta de regressão.

PALAVRAS-CHAVE

Biotelemetria, Bruxismo, Forças oclusais, Sensor indutivo de força, Circuito passivo.

ABSTRACT

Intra-oral sensors are developed for a wide range of applications such as measurement of saliva pH, temperature and occlusal forces. However, most of these sensors still use cables going through the oral cavity, connecting them to the recording device. This dissertation describes the development of a passive biotelemetric occlusal force sensor, which has no internal batteries and no cables connected to the excitation or the acquisition circuit away from the patient. The power transmission to the sensor was made with two tuned inductive coupling circuits at 300 kHz and the secondary coil which was responsible for energy receiving assumed a “U” shape to circumvent the occlusal splint. A blocking oscillator was used with the sensor to transmit force information through underdamped sinusoidal bursts, with a 400-kHz carrier. The burst frequency was modulated by an inductive transducer, built with two coaxially aligned plain spiral coils (pancakes) and an elastic element between them (rubber). The total inductance of the transducer is dependent of the mutual inductance between the pancakes which is modulated by the transducer compression (distance variation between the pancakes) due to an applied force. The pancakes showed as final dimensions 8 mm of external diameter and 0.2 mm thick, the rubber (made by EPDM) showed 8 mm of diameter, 2 mm thick and Young modulus of 21 MPa. An occlusal splint was also developed to hold the sensor and the coil responsible for energy receiving. After the mount of the final prototype it was submitted to tests to determine the maximum excitation distance for the sensor and the frequency sensibility due to applied force. The results have shown a maximum operational or excitation distance of 13 cm, a sensibility to applied force of 241 Hz/N with correlation coefficient of 0.9821, medium error of 1.55% and a maximum error of 5.42% compared with the regression line.

KEYWORDS

Biotelemetry, Bruxism, Occlusal forces, Inductive force sensor, Passive circuit.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Este primeiro capítulo tem por objetivo situar o projeto desenvolvido no escopo da engenharia biomédica. Uma definição para biotelemetria é apresentada e os principais desafios na área, que motivam novos projetos, são brevemente discutidos.

As motivações para o desenvolvimento do atual trabalho, sob o ponto de vista médico-odontológico, advêm de dificuldades e restrições encontradas em atuais pesquisas relativas ao registro de forças oclusais (forças de mordida) e estudo do bruxismo, visto que este ainda possui etiologia inconclusiva.

A seguir são determinados os objetivos que o atual projeto buscou cumprir e, por fim, a estrutura do atual trabalho.

1.1 - MOTIVAÇÕES

Atualmente, considera-se que o bruxismo possui etiologia multifatorial e ainda inconclusiva. Isto deve-se ao fato da mensuração do bruxismo ser extremamente complicada, contribuindo para a criação de diferentes definições e metodologias de estudo (HATHAWAY, 2003).

Medidas de desgaste dentário são eficientes apenas para indivíduos com efeitos deletérios significativos. Além disso, não fornecem indicativos de contatos dentários patológicos de outros tipos, como a oclusão da mandíbula, forçando os dentes inferiores contra os superiores, sem rangimento (HATHAWAY, 2003). Questionários e auto-relatos mostram-se úteis na indicação da existência de atividades de contato, porém, como qualquer observação comportamental, são subjetivos e conseqüentemente não confiáveis (HATHAWAY, 2003). Aplicações que envolvem eletromiografia são mais comumente utilizadas para tentar estudar o bruxismo, através da monitoração dos músculos da mastigação (especialmente o masseter). Porém, estudos questionam sua confiabilidade ao afirmarem que variações no sinal de eletromiografia do masseter podem ocorrer com o aumento da idade, morfologia facial, fatores oclusais e até duração e intensidade dos contatos dentários (HATHAWAY, 2003).

As técnicas mais confiáveis empregam mais de um tipo de medida durante o estudo, monitoram a atividade muscular em conjunto com registros em vídeo da atividade durante o sono (HATHAWAY, 2003). Porém, os trabalhos realizados em hospitais ou laboratórios especializados (laboratórios de sono) são de difícil elaboração, caros, atingem um número limitado de indivíduos submetidos à pesquisa e seus resultados são difíceis de serem extrapolados para o comportamento em ambiente doméstico (OLIVEIRA, 2002; HATHAWAY, 2003). Por fim, Hathaway (2003) afirma que metodologias para o registro da duração e intensidade das atividades de contato dentário são úteis para a diferenciação entre o bruxismo normal e o patológico.

O avanço da tecnologia traz consigo a fabricação de componentes eletrônicos cada vez menores, o que permite a construção de circuitos e sensores em escala implantável, com os mais diversos objetivos (PICHORIM e ABATTI, 2006). As placas oclusais (peça posicionada entre os dentes, geralmente composta por acrílico), além de representarem uma opção conservadora e reversível para tratamento de bruxismo e apnéia do sono, oferecem uma excelente estrutura de suporte para o acoplamento de sensores. Vários trabalhos se aproveitam desta estrutura quando buscam monitorar algum tipo de parâmetro fisiológico intra-oral. Por exemplo: Minamitani, Suzuki, Iijima *et al* (2002) elaboraram um sistema para a monitoração do pH da saliva e temperatura oral para diagnóstico de doenças glandulares; Tjin, Tan, Yow *et al* (2001) propõem, com a utilização de fibras ópticas, monitorar a força oclusal e temperatura na cavidade oral, para detectar a frequência e adaptação do uso de placas oclusais em pacientes com apnéia do sono; Nishigawa, Bando e Nakano (2001) fazem um estudo quantitativo da força oclusal, associada ao bruxismo noturno, com sensores baseados em *strain-gauges*; Osborn e Mao (1993) elaboram um sistema, também baseado em *strain-gauges*, capaz de medir forças oclusais em três dimensões, para o estudo da biomecânica da mandíbula.

Dentre os trabalhos pesquisados, todos apresentavam cabos saindo pela boca, conectando o sensor ao equipamento de leitura. Apenas Minamitani, Suzuki, Iijima *et al* (2002) sugeriram a monitoração das grandezas através de telemetria e, mesmo assim, cabos conectavam o sensor a um transmissor de RF localizado na cintura do indivíduo.

A biotelemetria, ramo da Biomédica, é caracterizada pelo registro ou medição de parâmetros biológicos através da distância. Tal definição engloba, por exemplo, o estudo e observação de planetas e estrelas por meio de imagens obtidas através de telescópios ou a monitoração das rotas de migração de espécies de baleias através de satélites e sinais de radiofrequência (SCHNEIDER JR., 2007).

O atual grupo de pesquisa utiliza a definição citada acima, porém, de maneira mais restritiva, a fim de colocar no mesmo escopo os trabalhos desenvolvidos. Desta maneira, o tipo de biotelemetria empregada nos projetos de pesquisa procura medir parâmetros biomédicos humanos através de unidades remotas passivas implantáveis acopladas magneticamente ou eletromagneticamente com uma unidade base (SCHNEIDER JR., 2007).

Como desvantagem, a utilização de métodos de telemetria traz apenas complicações técnicas para o projeto, tornando, em alguns casos, o mesmo inviável. Em contrapartida, estes métodos se mostram importantes em situações onde se pretende manter o indivíduo em um estado fisiológico e psicológico relativamente normal, consciente e sem imobilizações ou confinamentos, interferindo o mínimo possível no padrão de suas atividades, visto que o estresse da imobilização ou limitação de movimentos devido a fios causam tanto em humanos quanto em animais, alterações nas variáveis medidas (GÜLER e ÜBEYLY, 2002; MACKAY, 1993).

Atualmente, a biotelemetria evoluiu com o foco direcionado para o desenvolvimento de unidades implantáveis de baixo consumo, baixa potência e sem baterias internas (MACKAY, 1993). Circuitos de baixo consumo, como o oscilador de bloqueio (MACKAY, 1993; ABATTI e PICHORIM, 1994), permitem o aumento da vida útil do equipamento, aumentando consideravelmente o tempo total para a aquisição de dados. A ausência de bateria elimina riscos de vazamentos e conseqüente contaminação de tecidos biológicos, permitindo que o equipamento opere implantado, sem restrições de tempo, dependendo apenas de um fornecimento externo de energia (MACKAY, 1993).

1.2 - OBJETIVOS

1.2.1 - Objetivo geral

O principal objetivo do presente trabalho é descrever o desenvolvimento de um sensor passivo e biotelemétrico de aplicação intra-oral para o registro de forças oclusais (de mordida), de tamanho suficientemente pequeno para permitir seu acoplamento a uma placa oclusal.

O sensor não apresenta cabos atravessando a cavidade oral, desta maneira, as informações são enviadas ao meio externo por sinais de RF. Por ser passivo e pelas restrições de tamanho, não existem baterias internas, assim, a alimentação é fornecida remotamente através de um enlace indutivo.

A Figura 1.1 ilustra a proposta do sensor desenvolvido. O sensor, acoplado à placa oclusal sob o formato de “U”, é posicionado na cavidade oral do paciente. Um circuito externo, a unidade base, é responsável por enviar energia ou excitar o sensor (unidade remota ou implantável) a uma determinada frequência. O sensor deve medir o valor de força e transmiti-lo à unidade base.

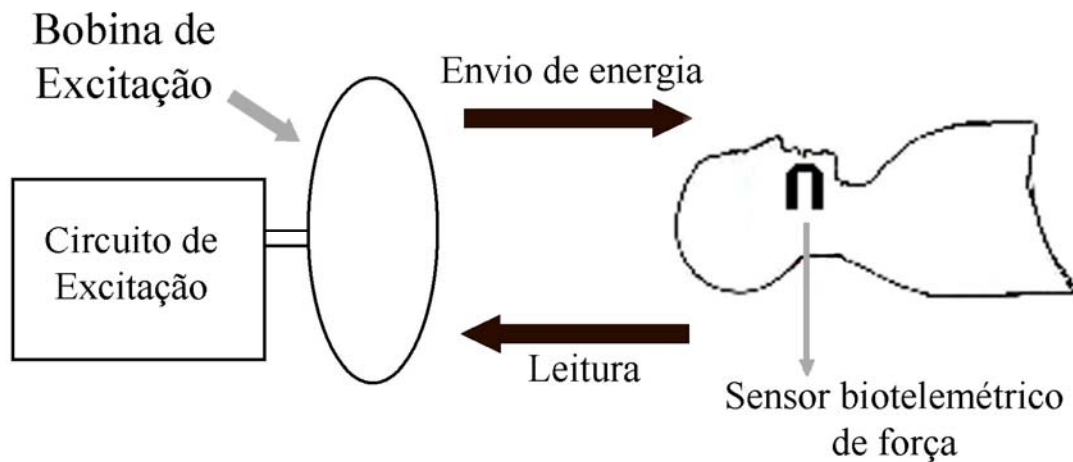


Figura 1.1: Proposta geral do trabalho. Um sensor biotelemétrico acoplado a uma placa oclusal é posicionado na cavidade oral do paciente para registro de forças oclusais. Um circuito externo é responsável por excitar o sensor e fazer a leitura da informação de força.

1.2.2 - Objetivos específicos

- Apresentar o projeto e construção do transdutor de força e avaliar seu comportamento elétrico e mecânico, com o objetivo de buscar a melhor forma de operação em conjunto com o circuito passivo e, conseqüentemente, a maior sensibilidade possível à força aplicada.
- Avaliar e maximizar o acoplamento indutivo entre as bobinas responsáveis pela transferência de energia, com o objetivo de atingir a maior distância de operação (ou de excitação) possível para o sensor de força.
- O sensor deve se mostrar confortável ao paciente, interferindo minimamente em seu comportamento habitual ou na utilização durante o tratamento com a placa oclusal.

1.3 - ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

São descritos brevemente, no capítulo 2, os elementos anatômicos do sistema mastigatório e a biomecânica da mandíbula, para fornecer os conceitos básicos envolvidos na geração de forças oclusais e, conseqüentemente, permitir o desenvolvimento do presente trabalho.

A seguir, no capítulo 3, é feita uma revisão bibliográfica a respeito dos sensores de força, em geral, e dos sensores de força oclusal que têm sido desenvolvidos. Este capítulo também descreve o transdutor de força projetado para o presente trabalho, testes, resultados e conclusões parciais, relativas apenas ao transdutor desenvolvido.

O acoplamento do transdutor de força a um circuito transmissor desta informação é descrito no capítulo 4, bem como o módulo de alimentação remota, responsável por transmitir energia ao sensor e permitir que o mesmo opere sem cabos atravessando a cavidade oral.

Ainda no capítulo 4 é descrito o projeto de uma placa oclusal para conter o sensor e a montagem de todo o protótipo. Por fim, são descritos os testes para a validação do protótipo, de distância máxima de operação e de sensibilidade à força aplicada.

Finalmente, no capítulo 5, são feitas as discussões, conclusões gerais do trabalho apresentado e sugestões para trabalhos futuros que sigam a mesma linha de pesquisa.

CAPÍTULO 2

FORÇAS OCLUSAIS

Neste capítulo são abordados os tópicos necessários para uma melhor compreensão da geração das forças envolvidas durante atividades funcionais, como a mastigação, e atividades parafuncionais, como o bruxismo. Também serão brevemente discutidas as causas e conseqüências das desordens temporomandibulares, suas inter-relações com lesões causadas por estas atividades parafuncionais e a capacidade de mordida nestes casos. Desta maneira, torna-se necessária uma breve revisão anatômica e fisiológica, para expor os conceitos mecânicos envolvidos em uma mordida.

O sistema mastigatório, ou sistema estomatognático, é uma unidade funcional perfeitamente definida, responsável principalmente pela fala, mastigação e deglutição, outrossim, seus componentes também atuam no paladar e na respiração (PAIVA, 1997). Nos itens subseqüentes serão discutidos com maiores detalhes os ossos, músculos e ligamentos que participam deste sistema.

2.1 - OSSOS

O esqueleto da cabeça é responsável por alojar o encéfalo e suas membranas de cobertura (meninges), os órgãos dos sentidos (visão, audição, equilíbrio, olfação e gustação) e as partes iniciais das vias respiratórias e digestivas. Devido a estas características estruturais, o esqueleto da cabeça é dividido em dois conjuntos: ossos do crânio e ossos da face (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003).

- Ossos do crânio: são os ossos que formam a “caixa” recipiente do cérebro. Delimitam a cavidade crânica um total de oito ossos, sendo que destes, apenas o osso temporal participa do sistema mastigatório, suportando a mandíbula em sua articulação com o crânio (articulação temporomandibular). A Figura 2.1A ilustra a vista lateral do crânio, onde pode ser notado o osso temporal e sua articulação.

- Ossos da face: constituem este conjunto um total de quatorze ossos, porém, de relevância para o sistema mastigatório, destacam-se apenas os ossos maxilares, palatinos (Figura 2.4), zigomáticos e a mandíbula. Estas estruturas podem ser observadas nas Figuras 2.1A e 2.1B.

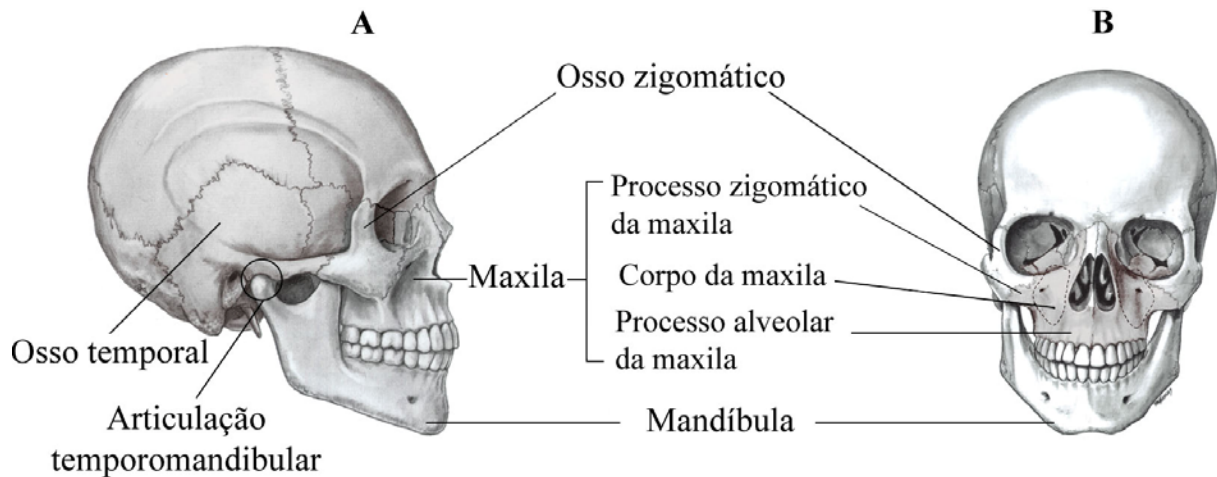


Figura 2.1: Identificação dos ossos do sistema mastigatório nas vistas: (A) lateral e (B) frontal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.1.1 - Ossos temporais

Localizados um em cada lado do crânio, os ossos temporais contribuem para a formação das paredes laterais que cercam o cérebro. Conectam-se com diversos ossos, inclusive com os zigomáticos, através de suturas ósseas. São ligados à mandíbula através de tecidos moles e estruturas ligamentares que formam as articulações temporomandibulares (DUBRUL e SICHER, 1991; FEHRENBACH e HERRING, 2005).

O osso temporal pode ser dividido em três partes: petrosa, escamosa e timpânica. Destas, apenas a parte escamosa contribui para o sistema mastigatório, formando a parede lateral do crânio, parte do arco zigomático (através do processo zigomático) e a superfície que se articula com a mandíbula, através das estruturas: tubérculo articular, fossa mandibular (ou articular) e processo retro-articular. A Figura 2.2 ilustra as estruturas citadas e, também, o processo estilóide que serve de apoio para um dos ligamentos articulação temporomandibular (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; DUBRUL e SICHER, 1991; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003).

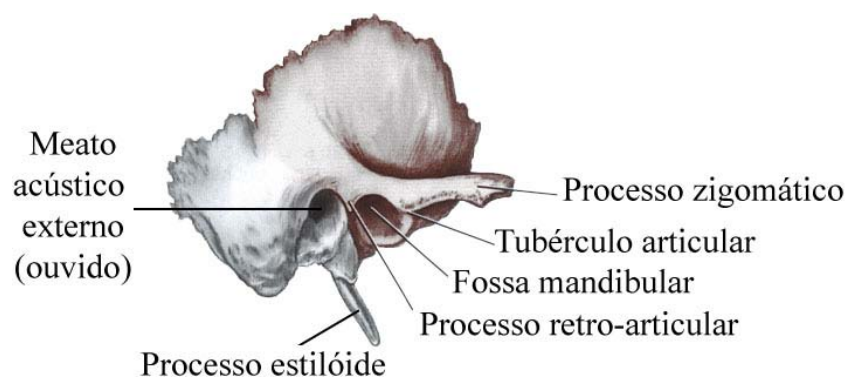


Figura 2.2: Osso temporal e estruturas que participam da articulação temporomandibular (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.1.2 - Ossos maxilares

Figún e Garino (2003) descrevem as maxilas como ossos muito importantes, pois, participam de diversas regiões comuns ao crânio e à face, além de alojar os dentes.

Além do denominado “corpo da maxila”, neste osso existem três importantes eminências ósseas (denominadas de “processos”) relacionadas com o sistema mastigatório (GARDNER, GRAY e O’RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003):

- Processo zigomático: estende-se lateralmente e articula-se com o osso zigomático. Em conjunto com o osso temporal, o osso zigomático (ilustrado na Figura 2.1B e 2.3) é responsável pela formação do “arco zigomático”, estrutura que recebe a inserção de músculos da mastigação.

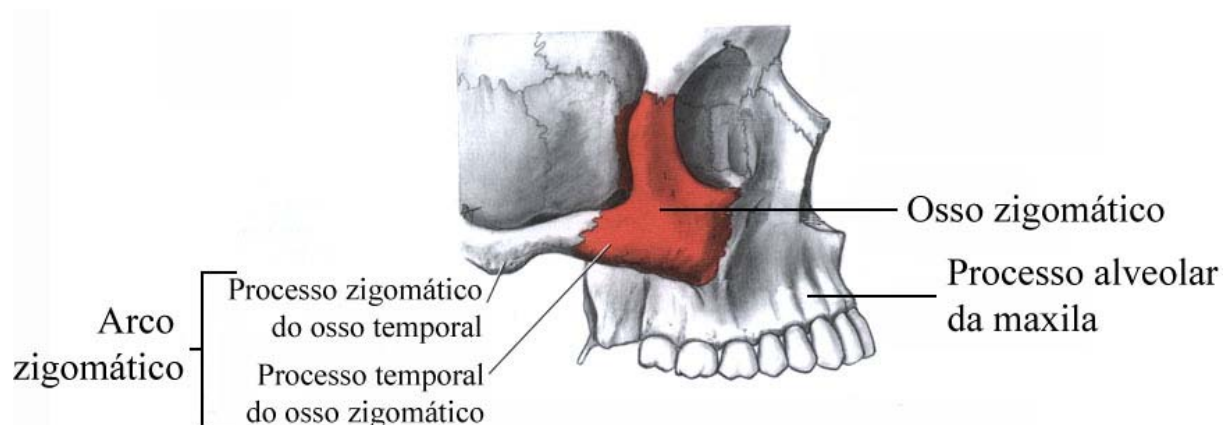


Figura 2.3: Osso zigomático e suas relações com estruturas adjacentes (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

- Processo palatino: estende-se horizontalmente para encontrar o processo palatino do lado oposto. Contribui para fundir as duas maxilas entre si, na sutura palatina mediana, conforme mostrado pela vista inferior da maxila, na Figura 2.4:

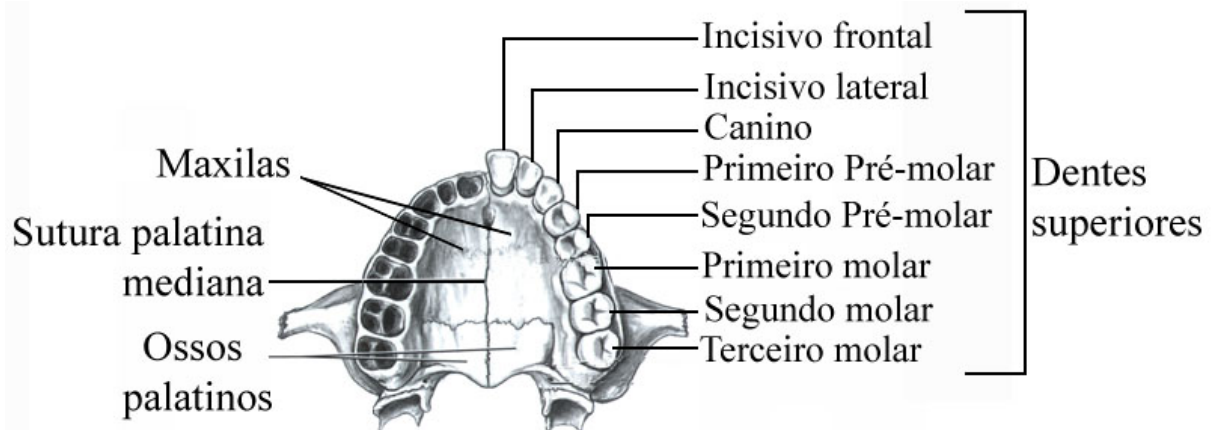


Figura 2.4: Vista inferior das maxilas, mostrando os ossos palatinos e a dentição humana (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

- Processo alveolar: é responsável por alojar os dentes da arcada superior. Neste processo, as raízes dentárias formam elevações conhecidas como eminências alveolares, onde a mais proeminente, eminência canina, localiza-se sobre a raiz dos dentes caninos superiores. Assim, os dentes maxilares também são considerados como parte fixa do crânio ou, parte estacionária do sistema mastigatório. O processo alveolar é destacado nas Figuras 2.1B e 2.3.

2.1.3 - Osso da mandíbula

Com aproximadamente o formato de “U”, a mandíbula (Figura 2.5) constitui a parte inferior do esqueleto facial. É um osso ímpar, o maior e mais forte osso da face. Gardner, Gray e O’Rahilly (1988) apresentam a mandíbula composta de um corpo e um par de ramos. A região de junção entre o ramo e o corpo é denominada ângulo da mandíbula que, apresenta o valor médio de 125 graus e pode variar desde 110 a 140 graus. Esta área pode ser classificada como uma parte tanto do ramo quanto do corpo do osso.

A mandíbula não possui ligação óssea com o crânio, articula-se com os dois ossos temporais por meio de músculos, ligamentos e outros tecidos moles, que compõe a articulação temporomandibular (FIGÚN e GARINO, 2003). A Figura 2.1A ilustra a vista lateral do crânio e situa a mandíbula em relação ao osso temporal e a articulação temporomandibular.

Os componentes anatômicos que participam da articulação temporomandibular são destacados pela Figura 2.5, onde se identificam: processo condilar (côndilo), cabeça (*caput*), colo e fôvea pterigóidea. Ainda na figura, podem ser identificados outros componentes, como: incisura da mandíbula, processo coronóide, parte alveolar da mandíbula, base da mandíbula, corpo, ramo e ângulo (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; NETTER, 1998).

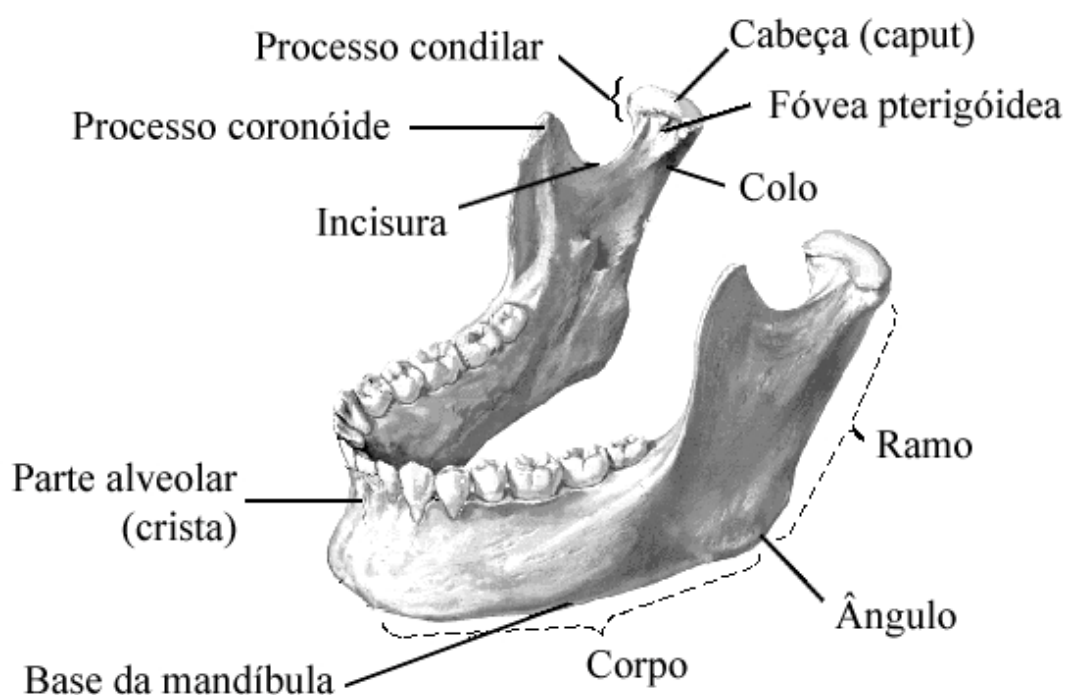


Figura 2.5: Identificação das principais estruturas da mandíbula (Adaptada de Netter, 1998).

2.1.4 - Osso hióide

O osso hióide localiza-se entre a mandíbula e a laringe, ao nível da terceira vértebra cervical, conforme ilustrado pela Figura 2.6. Possui um aspecto característico em forma de “U” e, consiste de um corpo e dois pares de processos de cada lado, denominados: cornos maiores e cornos menores (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005).

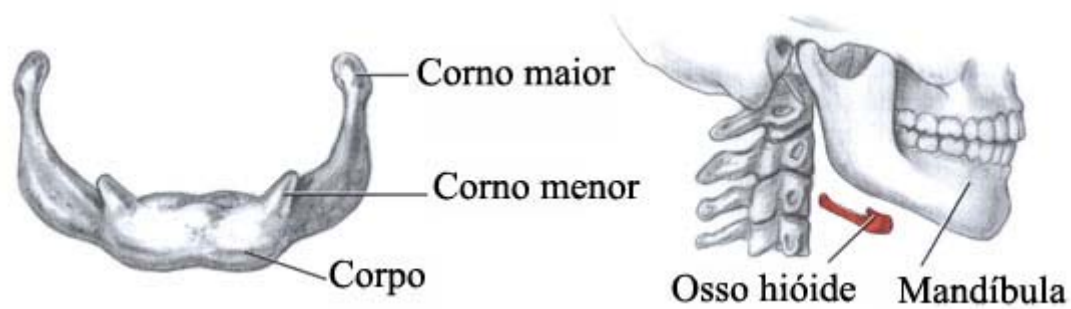


Figura 2.6: Osso hióide e sua localização abaixo da mandíbula (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

Não possui articulação com outros ossos, sendo sustentado apenas através de conexões com ligamentos e músculos, conhecidos como músculos abaixadores da mandíbula ou supra-hióideos (apresentados mais a frente). Devido a estas características, apresenta uma grande mobilidade ao participar, indiretamente, de atividades como mastigação, deglutição e fala (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005).

2.1.5 - Dentes

A dentição permanente humana é composta por um total de 32 dentes, distribuídos igualmente entre os processos alveolares da maxila, com 16 dentes, e da mandíbula, também com 16 dentes. De acordo com sua morfologia, podem ser classificados em quatro grupos, conforme já ilustrado pela Figura 2.4 (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; OKESON, 2000):

- **Incisivos:** com um formato característico de pá, são localizados na parte mais anterior dos arcos maxilares e mandibulares. Existem dois incisivos de cada lado da maxila, totalizando quatro incisivos superiores e, respectivamente, também existem quatro incisivos inferiores (localizados na mandíbula). Sua função é segurar e cortar os alimentos.
- **Caninos:** são caracterizados por apresentarem apenas uma cúspide (ponta) e pelo seu comprimento. Geralmente, são os mais longos dos dentes permanentes. Existem dois caninos maxilares (um de cada lado) e dois mandibulares. Além de rasgar o alimento, assumem as mesmas funções dos incisivos.

- Pré-molares: apresentam duas cúspides (pontas), o que aumenta a superfície de mastigação. Totalizam quatro na maxila (dois de cada lado) e quatro na mandíbula. Os pré-molares superiores e inferiores fecham de tal forma que o alimento é amassado entre eles, assim, sua principal função é iniciar a desintegração dos alimentos em pequenos pedaços.
- Molares: existem seis molares superiores (três de cada lado da maxila) e seis molares inferiores. Apresentam de três a cinco cúspides, o que proporciona uma ampla superfície de mastigação. Funcionam como o último estágio da mastigação, moendo e triturando o alimento até transformá-lo em pequenas partículas, que formam uma massa (*Bolus alimentar*) fácil de engolir.

Um dente pode ser dividido, de forma básica, conforme mostrado pela Figura 2.7, onde também se identificam os tecidos de suporte (OKESON, 2000; ZARB, CARLSSON, SESSLE *et al*, 2000):

- Coroa: região do dente coberta pelo esmalte, que se situa acima do tecido gengival.
- Raiz: parte que se insere ao osso alveolar.
- Ligamento periodontal: termo coletivo para as inúmeras fibras de tecido conjuntivo que se espalham da raiz do dente, conectando-o ao osso. Não só prende firmemente o dente ao seu alvéolo ósseo, mas atua como um amortecedor natural, ajudando a dissipar as forças aplicadas durante uma mordida. Funciona, ainda, como um conjunto de inúmeros mecanorreceptores, dando ao indivíduo consciência da intensidade de força aplicada entre os dentes.

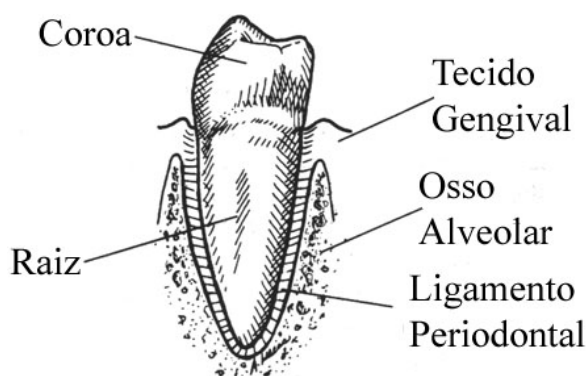


Figura 2.7: Estrutura do dente e tecidos de suporte (Adaptada de Okeson, 2000).

2.2 - MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO E SUPRA-HIÓIDEOS

Os músculos da mastigação possuem como principal função, movimentar a mandíbula em diferentes direções e planos. Isso é possível através das estruturas especiais que constituem a articulação temporomandibular. Esse conjunto, também denominado de músculos elevadores da mandíbula, compreende os músculos masseter, temporal, pterigóideo medial e pterigóideo lateral, todos são músculos pares e se inserem na mandíbula (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003).

Porém, Figún e Garino (2003) ainda afirmam que o ato da mastigação é completado por formações musculares vizinhas, denominados de músculos supra-hióideos ou abaixadores da mandíbula, sendo eles o digástrico, o estilo-hióideo, o milo-hióideo e o gênio-hióideo. Estes músculos não atuam diretamente na articulação temporomandibular, mas sim, indiretamente no ato da mastigação.

2.2.1 - Masseter

O masseter é um músculo evidente e fácil de se apalpar, devido à sua localização superficial. Possui formato retangular, largo, de grande espessura e ainda pode ser dividido em duas partes: ântero-lateral (parte superficial) e póstero-medial (parte profunda). A Figura 2.8 ilustra o músculo masseter.

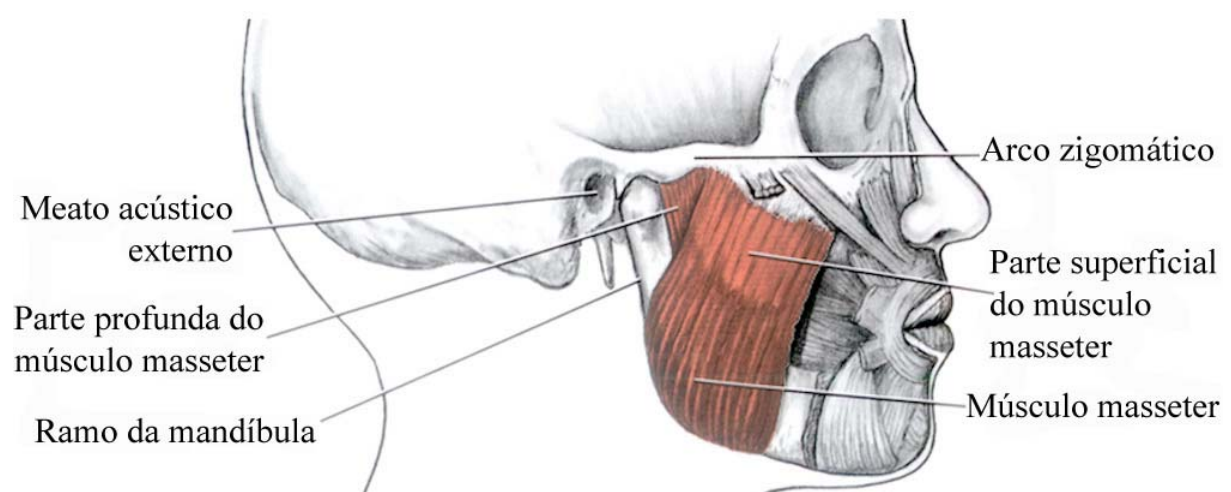


Figura 2.8: Vista lateral do crânio, evidenciando o músculo masseter (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

É responsável pela ação de levantar a mandíbula. O feixe superficial traciona a mandíbula súpero-anteriormente (para cima e para frente), realçando o mento (queixo); enquanto as fibras profundas a movem para cima e ligeiramente para trás. É o mais potente dos músculos da mastigação, sendo o principal responsável pela geração de forças durante uma mordida, podendo hipertrofiar-se (aumento do volume) em pacientes que possuem o hábito de ranger os dentes (bruxismo) e mascar chicle constantemente (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003; DUBRUL e SICHER, 1991).

2.2.2 - Temporal

O músculo temporal possui forma de leque, como ilustrado na Figura 2.9. Origina-se de uma ampla área na superfície lateral do crânio, cercada pela linha temporal inferior (Figura 2.1A). Os feixes do músculo temporal convergem, passando pela abertura entre o arco zigomático e a superfície lateral do crânio, inserindo-se no processo coronóide da mandíbula.

É responsável pela ação de elevação (fechamento da boca) e retrusão (deslizamento para trás da mandíbula), dando maior contribuição à mobilidade da mandíbula do que à força de mastigação (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003; DUBRUL e SICHER, 1991).

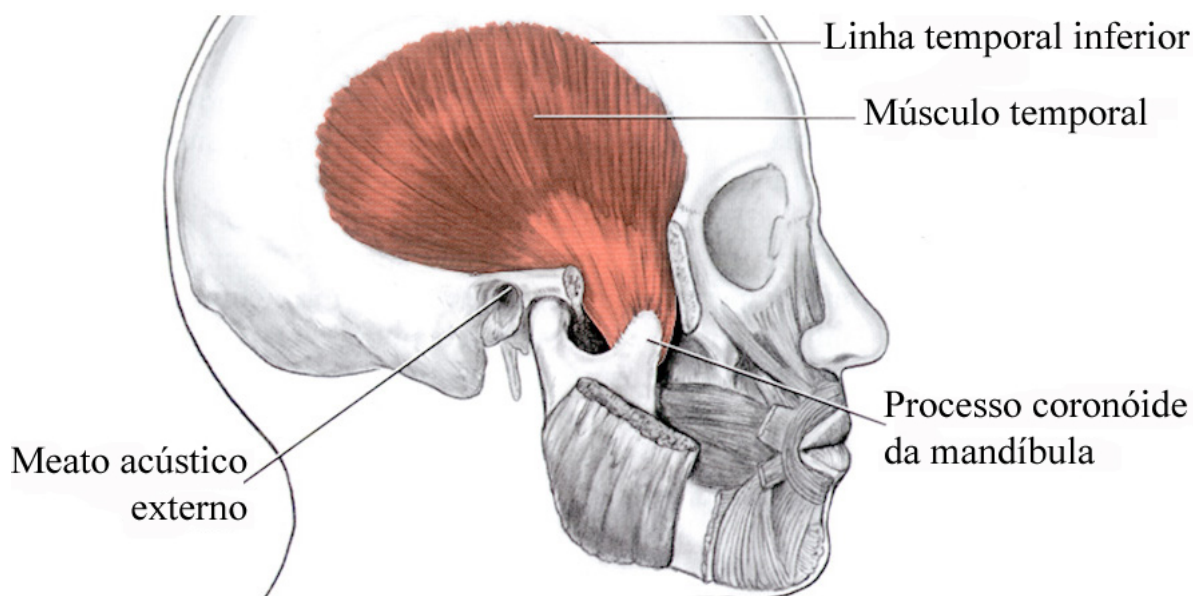


Figura 2.9: Localização do músculo temporal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.2.3 - Pterigóideo medial e lateral

O músculo pterigóideo medial possui formato semelhante ao masseter e também é responsável pela ação de elevação da mandíbula, porém, não é tão potente quanto o masseter. Na Figura 2.10, nota-se que o músculo insere-se na face medial (interna) do ângulo da mandíbula.

Já o pterigóideo lateral é um músculo curto, que se estende quase horizontalmente a partir do colo da mandíbula. Observa-se na Figura 2.10 uma ramificação do músculo na região anterior, denominadas cabeça superior e cabeça inferior do músculo pterigóideo lateral. Contribui para o deslizamento da mandíbula para frente, ou movimento de protrusão (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003; DUBRUL e SICHER, 1991).

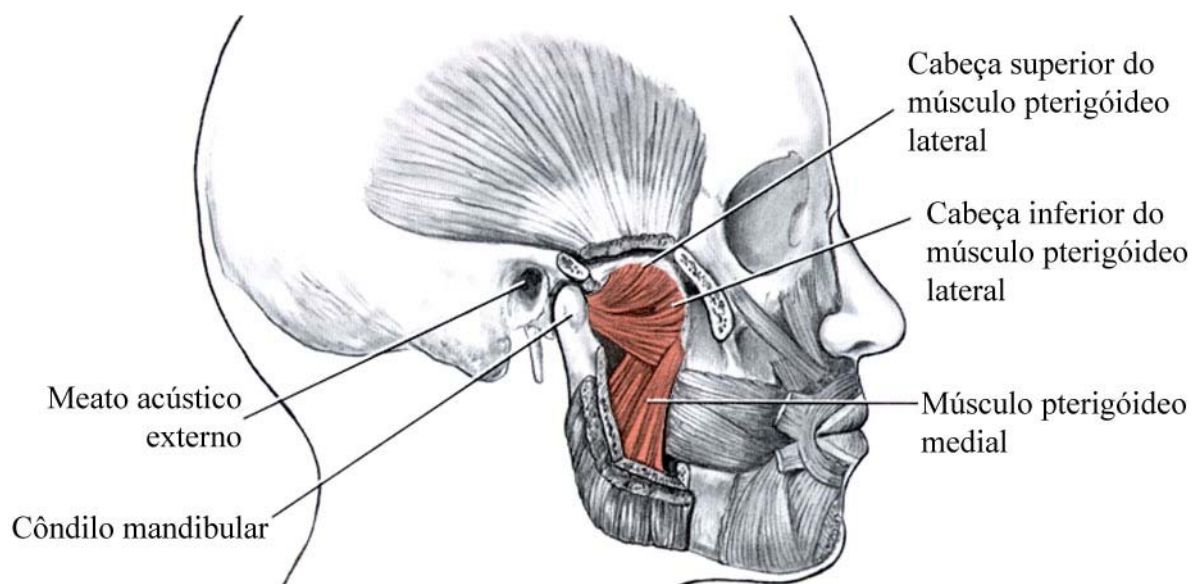


Figura 2.10: Músculo pterigóideo medial e lateral (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.2.4 - Músculos supra-hióideos

Os músculos supra-hióideos, auxiliares na mastigação e na deglutição, são dispostos entre o crânio, mandíbula e osso hióide. Este grupo é compreendido pelos músculos digástrico, estilo-hióideo, gênio-hióideo, e milo-hióideo, ilustrados pela Figura 2.11.

Resumidamente, a ação coordenada destes músculos resulta em duas ações. A primeira, durante a deglutição, determina a elevação do osso hióide e da laringe quando a mandíbula é estabilizada pelos músculos da mastigação. A segunda ação ocorre quando a parte anterior dos músculos supra-hióideos age em conjunto com os músculos pterigóideos laterais (responsáveis pela protrusão da mandíbula), contribuindo para o movimento de depressão (abaixamento) da mandíbula (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; FIGÚN e GARINO, 2003; DUBRUL e SICHER, 1991).

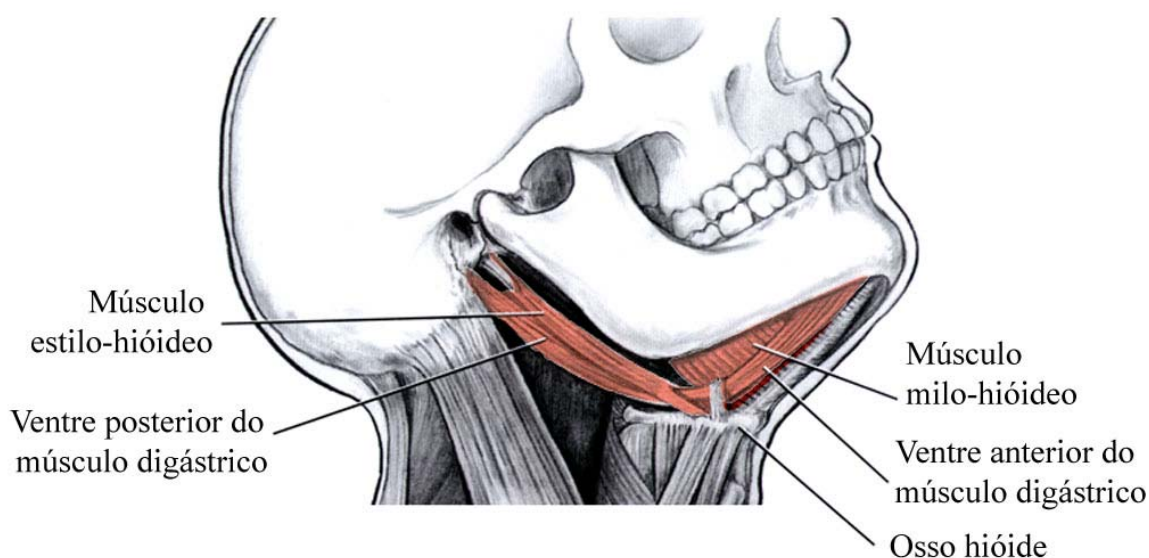


Figura 2.11: Músculos supra-hióideos (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.3 - ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Uma das mais complexas articulações do corpo, segundo Okeson (2000), é a articulação temporomandibular (ATM), pois ela proporciona movimentos de dobradiça em um plano e ainda é capaz de efetuar movimentos de deslize, deslocando a mandíbula para frente e de volta a posição original.

Dentre as estruturas ósseas que compõe a ATM, identificam-se nas Figuras 2.1A e 2.2 as regiões do osso temporal: processo estilóide, processo retro-articular, fossa mandibular (ou articular) e tubérculo articular. Além destas estruturas, o processo condilar da mandíbula (côndilo) também participa na constituição da ATM.

A Figura 2.12A mostra a cápsula articular, uma delgada estrutura fibrosa que envolve completamente a ATM. Na parte superior, localiza-se a partir da fossa mandibular e tubérculo articular. Na parte inferior, recobre toda a parte posterior do colo da mandíbula e, na parte anterior, possui uma textura fibrosa mais escassa, participando da inserção do músculo pterigóideo lateral. A cápsula consiste de uma cobertura externa de tecido fibroso que reveste uma membrana sinovial. Esta membrana é uma frágil, porém flexível camada de tecido altamente vascularizado cujas funções principais são produzir o fluido lubrificante da articulação (sinóvia), reparar o desgaste e drenar os detritos acumulados com as atividades funcionais (GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; DUBRUL e SICHER, 1991). Internamente, a cápsula articular encerra duas cavidades articulares distintas, uma acima e outra abaixo do disco articular (Figura 2.12B).

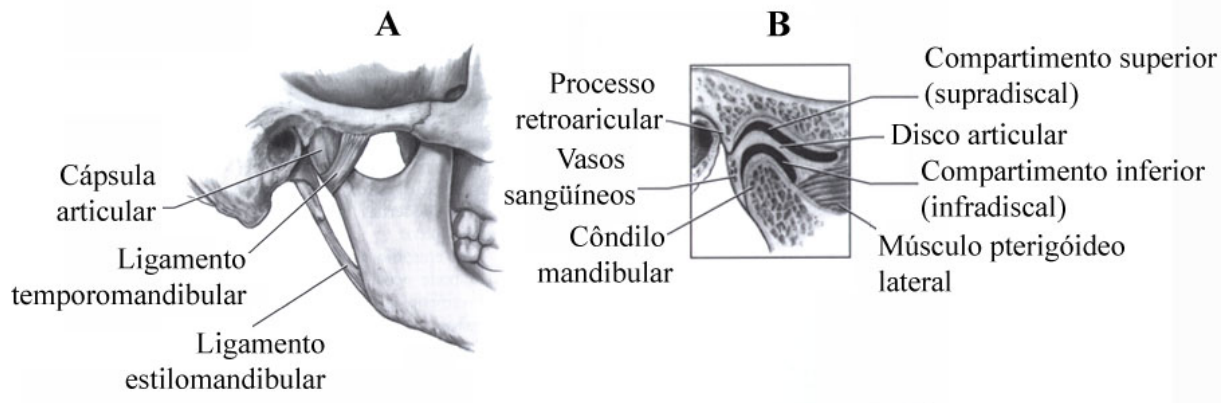


Figura 2.12: Localização da cápsula articular e disco articular. (A) Vista lateral do crânio que destaca a cápsula articular envolvendo a articulação temporomandibular. (B) Parte interna da cápsula articular, destacando o disco articular e os compartimentos supradiscal e infradiscal (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

O disco articular é uma estrutura fibrocartilaginosa firme. É espesso em toda a sua borda, especialmente na parte posterior e, consideravelmente estreito em sua região central. Divide a ATM em dois compartimentos separados: um superior (supradiscal) entre o osso temporal e o disco e outro inferior (infradiscal) entre o disco e o côndilo da mandíbula. Sua porção superior, assume o formato de sela para adaptar-se ao contorno do crânio e permitir movimentos de deslize para frente e para trás, enquanto na porção inferior é apenas côncavo, para contornar o côndilo, onde a mandíbula realiza seus movimentos de rotação. O disco também possui a função básica de suportar pressão, evitando o contato direto entre o côndilo e o osso temporal

(GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988; FEHRENBACH e HERRING, 2005; DUBRUL e SICHER, 1991; FIGÚN e GARINO, 2003).

Fehrenbach e Herring (2005) definem um ligamento como um feixe de tecido conjuntivo fibroso que une os ossos. Porém, além de manter a união entre os ossos, os ligamentos são responsáveis por impedir e restringir movimentos indesejáveis, limitando a amplitude dos mesmos. Relacionados à ATM, existem três pares de ligamentos, ilustrados nas Figuras 2.12A e 2.13: temporomandibular, esfenomandibular e estilomandibular.

- Ligamento temporomandibular: previne excessiva retrusão ou tração posterior da mandíbula (Figura 2.12A).
- Ligamento esfenomandibular: torna-se tenso quando da protrusão da mandíbula (Figura 2.13).
- Ligamento estilomandibular: também limita os movimentos de protrusão da mandíbula (Figura 2.13).

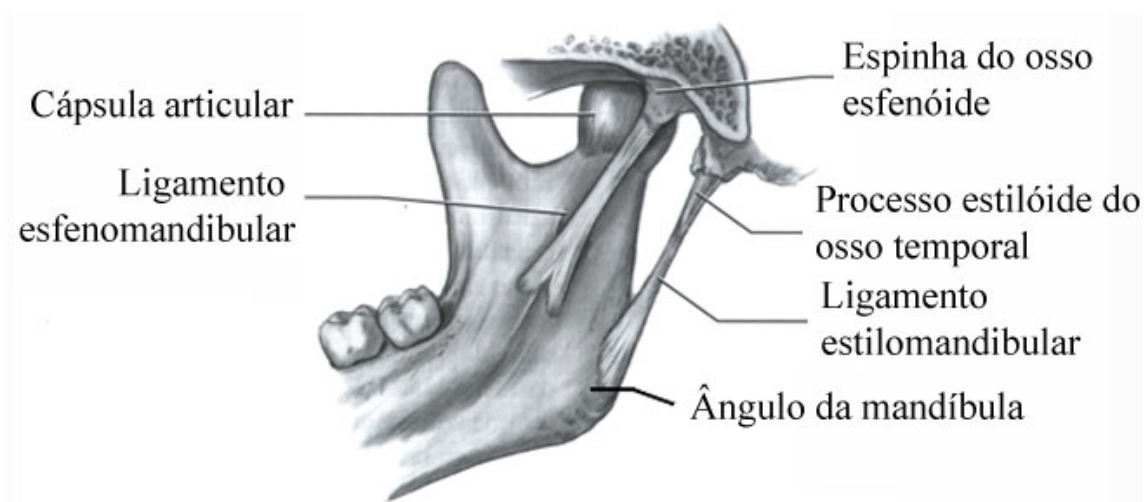


Figura 2.13: Ligamentos da articulação temporomandibular (Adaptada de Fehrenbach e Herring, 2005).

2.4 - OCLUSÃO

De forma pontual, a oclusão dental pode ser conceituada através da relação estabelecida quando dentes antagonistas (maxilares e mandibulares) são levados ao contato, pela atividade da mandíbula. Porém, o conceito de oclusão pode ter uma abrangência muito maior, referindo-se aos demais componentes do sistema estomatognático e suas relações funcionais,

incluindo os tecidos de suporte dos dentes, as articulações temporomandibulares, os músculos da mastigação e os grupos auxiliares, língua, lábios, mucosa bucal e o sistema de comando neuromuscular (PAIVA, 1997; OKESON, 2000; DUBRUL e SICHER, 1991; GARDNER, GRAY e O'RAHILLY, 1988).

A oclusão é um dos conceitos básicos da odontologia. Tamanha é sua importância e complexidade que este assunto sempre foi discutido, evoluindo até o surgimento do conceito de oclusão individual dinâmica, no final da década de 70 (OKESON, 2000). Este focalizava a parte funcional do sistema mastigatório, deixando de lado critérios morfológicos e relações rígidas para uma oclusão específica e padronizada para todos os indivíduos. De acordo com esta teoria, uma oclusão é considerada fisiológica e aceitável se as estruturas do sistema mastigatório estão funcionando eficientemente, sem a presença de patologias. Assim, nenhuma mudança (tratamento) na oclusão é indicada, não importando os contatos dentais (OKESON, 2000).

Atualmente, considera-se que uma oclusão funcional ideal é formada por condições que pareçam menos prováveis de causar qualquer efeito patológico. Embora não tenha alta incidência na população em geral, a oclusão funcional ideal proporciona ao profissional da saúde um objetivo para o tratamento ao tentar eliminar desordens relacionadas à oclusão ou restaurar dentições mutiladas (OKESON, 2000).

2.5 - MECÂNICA MANDIBULAR

Os tipos de movimentos que ocorrem na articulação temporomandibular e, conseqüentemente, na mandíbula, são divididos em rotação e translação (OKESON, 2000; DUBRUL e SICHER, 1991).

Na ATM, os movimentos de rotação ocorrem entre a superfície superior do côndilo e a superfície inferior do disco articular, ou seja, na região infradiscal da ATM. Podem existir em três eixos distintos (OKESON, 2000): horizontal, vertical (frontal) e sagital (lateral).

O eixo horizontal é formado através de uma linha que cruza os dois côndilos mandibulares, conforme Figura 2.14A. Movimentos apenas no eixo horizontal ocorrem quando os côndilos estão “encaixados” na fossa mandibular e é realizado o movimento de abrir e fechar da mandíbula, igualmente chamado de movimento de dobradiça, pode ser facilmente demonstrado.

Existem outros dois eixos (vertical e sagital) que ocorrem em movimentos de pequena amplitude e não ocorrem naturalmente. O eixo vertical é identificado quando um dos côndilos move-se para fora da fossa mandibular enquanto o côndilo oposto permanece em sua respectiva fossa, conforme ilustrado pela Figura 2.14B. O eixo sagital, Figura 2.14C, ocorre quando um dos côndilos move-se para baixo ao mesmo tempo em que o côndilo oposto mantém sua posição no interior de sua respectiva fossa. Os ligamentos e músculos impedem um deslocamento excessivo dos côndilos nesses eixos, justificando os movimentos de pequena amplitude.

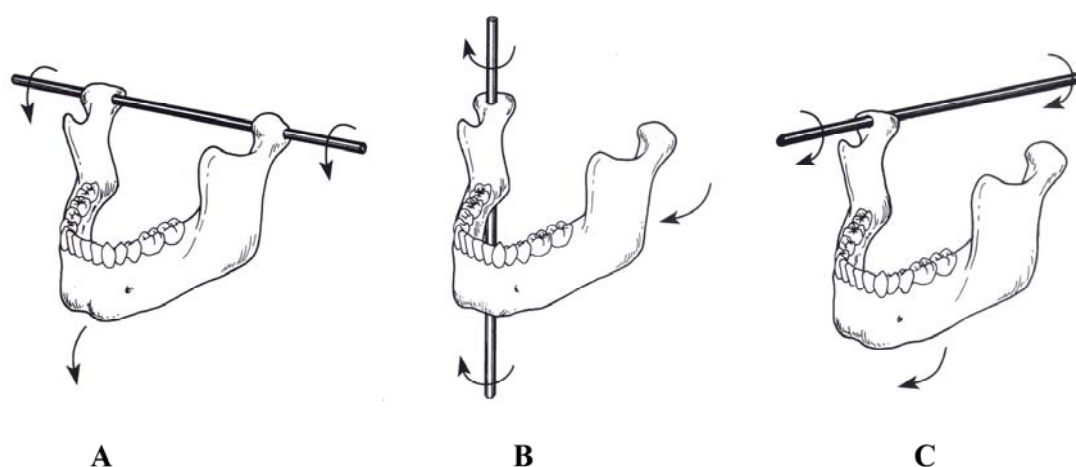


Figura 2.14: Eixos de rotação da mandíbula. (A) Horizontal; (B) vertical; (C) sagital (Adaptada de Okeson, 2000).

Os movimentos de translação da mandíbula são identificados quando todos os pontos (dentes, côndilos, etc) se movem em mesma direção e velocidade. Ocorrem entre a superfície superior do disco articular e a superfície inferior da fossa articular, ou região supradiscal (OKESON, 2000).

A maioria dos movimentos de uma mandíbula são muito complexos, pois compreendem componentes rotacionais e translacionais simultaneamente, mesmo durante a mastigação e trituração dos alimentos (OKESON, 2000). Figún e Garino (2003) ainda destacam a versatilidade da ATM humana, apta a cumprir, de acordo com a necessidade, movimentos semelhantes aos realizados por animais carnívoros, roedores e herbívoros.

2.5.1 - Sistema de alavancas

Durante uma mordida, a força gerada pela mandíbula, ATM e músculos da mastigação (principalmente o masseter) segue o princípio de uma alavanca. Uma análise comparativa foi feita por Dubrul e Sicher (1991) entre as classes de alavancas e as restrições mecânicas impostas à mandíbula. A Figura 2.15A ilustra os tipos de alavancas e a Figura 2.15B mostra a mandíbula como uma alavanca classe III (DUBRUL e SICHER, 1991).

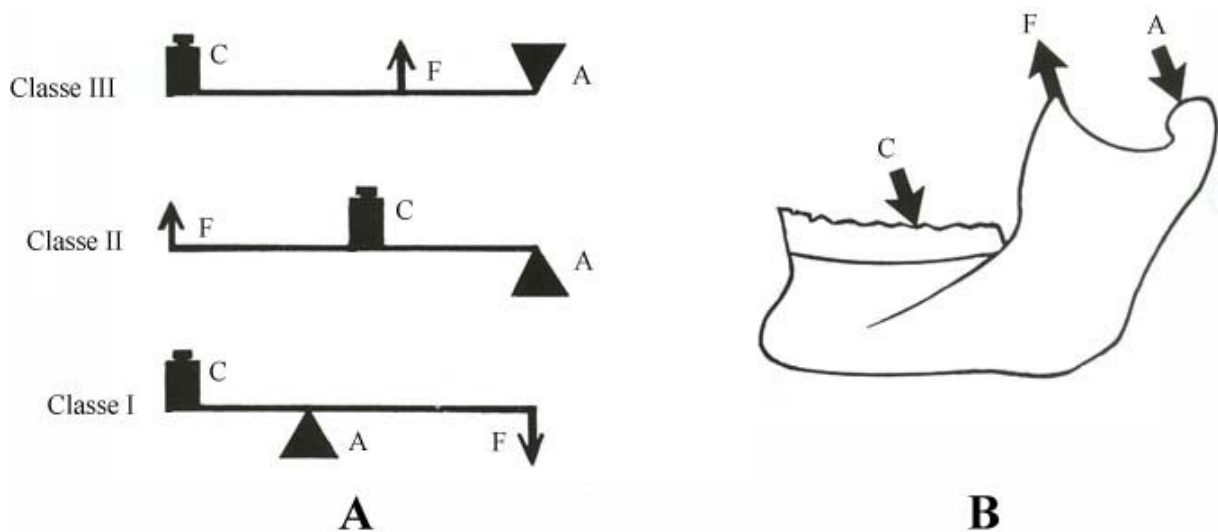


Figura 2.15: (A) Identificação do ponto de apoio “A”, braço de força “F” e braço de carga “C” de sistemas de alavanca classes I, II e III. (B) Comparação de uma alavanca classe III ao funcionamento da mandíbula (Adaptada de Dubrul e Sicher, 1991).

Em uma alavanca classe III, ilustrada na Figura 2.15A, observa-se que o ponto de apoio (A) da alavanca faz o papel do côndilo mandibular e está localizado em uma das extremidades do braço da alavanca. Ao centro, encontra-se a força aplicada (F) que representa o vetor de força gerado, principalmente, pelo músculo masseter. Na extremidade oposta ao ponto de apoio, encontra-se a carga (C), ou resistência, que representa o vetor de força gerado pelos alimentos, nos dentes.

A primeira vantagem biológica que se pode observar do modelo classe III, é o fato dos vetores de força aplicada (F) e carga (C) estarem em sentidos opostos, ou seja, apenas um dos vetores atua contra o ponto de apoio (A), diminuindo a pressão exercida sobre a articulação. Como desvantagem mecânica, o modelo classe III deve sempre apresentar o braço de força menor que o braço de carga, caso contrário a articulação deixa de fazer o papel de apoio, pois o momento sobre a articulação torna-se maior do que o momento sobre a carga.

Porém, a proximidade da força aplicada (F) ao ponto de apoio (A) traz uma notável vantagem biológica para o modelo classe III. Para um animal de mandíbula com um longo braço de carga, por exemplo um lobo, sua extremidade anterior (ponta do focinho) movimenta-se de forma mais rápida e ampla do que uma mandíbula com curto braço de carga, ou seja, durante a caça, para um pequeno encurtamento dos músculos durante uma contração, tem-se uma rápida oclusão.

A alavanca de classe II não se mostra viável biologicamente, pois se observa que a força aplicada (F) localiza-se numa das extremidades do braço da alavanca, enquanto a articulação (A) do lado oposto. Inicialmente essa condição parece uma vantagem mecânica, visto que o braço de força poderia aumentar indefinidamente; porém, a capacidade de alongamento do músculo deve aumentar na mesma proporção que o comprimento do braço aumenta, para manter uma mesma amplitude de abertura mandibular.

Em uma alavanca classe I observa-se que o ponto de apoio (A) está localizado entre a força aplicada (F) e a carga (C). Nesta situação, o aumento ou diminuição de qualquer um dos braços é irrestrito, o que constitui uma grande vantagem mecânica. Porém, o ponto de apoio (A) deve resistir com força igual e oposta à soma das outras duas forças, o que caracteriza uma desvantagem biológica, pois, ocorreria um grande aumento de pressão sobre a articulação.

2.5.2 - Forças oclusais

A força máxima de mordida, aplicada nos dentes, varia de indivíduo para indivíduo. Várias características contribuem para esta variação, como gênero, dieta e morfologia da face. Em geral, mulheres atingem entre 35,8 a 44,9 kgf (350 a 439 N) como força máxima de mordida, já os homens apresentam um patamar maior, entre 53,6 a 64,4 kgf (524 a 630 N) (OKESON, 2000; BREKHUS, ARMSTRONG e SIMON, 1941). Porém, Okeson (2000) ainda cita que uma força máxima de mordida de 443 kgf (4335 N) já foi registrada.

É possível aumentar a força de mordida com a prática de exercícios. Conseqüentemente, indivíduos ou até etnias que possuam em sua dieta uma maior porcentagem de alimentos mais duros desenvolvem uma força de mordida maior (OKESON, 2000; KILIARIDIS, TZAKIS e CARLSSON, 1995).

Durante a fase de trituração da mastigação, a força média de fechamento nos dentes posteriores é de 26,6 kgf (260 N), o que representa apenas 36,2% da média da força de

mordida máxima de uma pessoa. Um outro estudo considerando a consistência dos alimentos relatou a geração de 14 kgf (137 N) durante a mastigação de cenouras, enquanto que a mastigação de carne produziu apenas 7 kgf (68 N) (OKESON, 2000).

A mastigação de alimentos mais duros ocorre predominantemente no segundo pré-molar e primeiro molar, área onde a maior quantidade de força é aplicada, devido à própria forma e função do dente. Okeson (2000) cita que já foram registradas forças aplicadas pelo primeiro molar de 41,3 a 89,8 kgf (404 a 878 N) e comparadas com forças aplicadas por um incisivo central, que chegaram de 13,2 a 23,1 kgf (129 a 226 N).

Durante a deglutição, o contato médio entre os dentes dura aproximadamente 700 ms. Uma duração três vezes maior da que ocorre durante a mastigação. Por sua vez, a força aplicada aos dentes nesta situação é aproximadamente 30,1 kgf (294 N), ou cerca de 3,5 kgf (34 N) a mais da força aplicada durante a mastigação (OKESON, 2000; PAIVA, 1997).

Pessoas com divergências marcantes de maxila e mandíbula, apresentam força de mordida inferior àquelas cujos arcos maxilares e mandibulares são relativamente paralelos. É confirmado que pacientes que sofrem de desordens temporomandibulares, dores dentárias ou musculares, sofrem uma considerável redução das forças de mastigação (OKESON, 2000; ZARB, CARLSSON, SESSLE *et al*, 2000). Mais especificamente, Okeson (2000) afirma que pacientes com prótese total apresentam somente um quarto da força de mordida de indivíduos saudáveis.

No próximo capítulo serão apresentadas e discutidas as técnicas de engenharia e equipamentos utilizados para a mensuração das forças oclusais acima citadas.

2.6 - DISFUNÇÕES TEMPOROMANDIBULARES

A terminologia para os distúrbios funcionais do sistema mastigatório evoluiu muito ao longo dos anos, devido à grande quantidade de pesquisas na área. Alguns termos tentavam evidenciar a causa, como “distúrbio oclusomandibular” e outros evidenciavam a dor, como “síndrome dor-disfunção da ATM”. Atualmente os termos “desordens ou disfunções craniomandibulares” (DCM) e “desordens ou disfunções temporomandibulares” (DTM) são de consenso geral e amplamente aceitos para referenciar os mesmos problemas clínicos (OKESON, 2000; OLIVEIRA, 2002; PAIVA, 1997). O termo “desordens”, mais comum na língua inglesa e adotado por autoridades americanas na área, significa a falta de ordem. Porém,

o termo “disfunção” significa um desvio da função normal, um distúrbio funcional e é mais adequado para a língua portuguesa (OLIVEIRA, 2002).

As disfunções temporomandibulares abrangem uma gama enorme de problemas clínicos articulares, musculares e de estruturas associadas do sistema mastigatório. São caracterizadas primariamente por dor, ruídos nas articulações e função mandibular irregular ou com desvio. Formam um subgrupo de disfunções musculoesqueléticas e reumatológicas gerais (OKESON, 2000; OLIVEIRA, 2002; PAIVA, 1997; ZARB, CARLSSON, SESSLE *et al*, 2000).

A dor pode ser mais grave ao mastigar, levando a uma restrição dos movimentos mandibulares. Os pacientes normalmente a descrevem como contínua e pobremente localizada (ao redor do ouvido, ângulo da mandíbula, face e área temporal) (OLIVEIRA, 2002).

Oliveira (2002) cita que em determinados indivíduos a DTM é tão grave que pode causar limitações funcionais, incapacidade para o trabalho e até mesmo para um convívio social normal. Estudos mostram que 50% a 80% da população é afetada por algum sinal ou sintoma, porém, apenas 5% a 12% desta população precisaria de algum tratamento (OLIVEIRA, 2002).

2.6.1 - Parafunções

Parafunções são atividades mandibulares “anormais” e hábitos incomuns, nos quais a mandíbula é usada em uma posição excêntrica ou instável. Geralmente são citadas como co-fatores importantes na etiologia da DTM e se apresentam com maior significância estatística, em pacientes com sinais e sintomas de DTM, em comparação a pacientes assintomáticos, conforme descrito pela Tabela 2.1. Embora não façam parte do estudo exposto pela Tabela 2.1, outros hábitos parafuncionais como roer unhas e mascar chicle também são co-fatores importantes (OLIVEIRA, 2002; ZARB, CARLSSON, SESSLE *et al*, 2000).

Tabela 2.1: Ocorrência dos principais hábitos relacionados à DTM, em um grupo de pacientes sintomáticos e outro de assintomáticos (Retirada de Oliveira, 2002).

Parafunções	Pacientes sintomáticos	Pacientes assintomáticos
Mastigação unilateral	90%	75%
Apertar os dentes durante o dia	75%	39%
Apertar os dentes durante a noite	46%	19%
Morder a língua	43%	18%
Morder as bochechas	49%	17%
Morder os lábios	51%	28%
Apoiar a mão na mandíbula	61%	28%

2.6.2 - Bruxismo

Visto normalmente como uma desordem psicofisiológica, o bruxismo é definido como “um apertamento, rangimento e desgaste não funcional dos dentes” que pode ocorrer durante a vigília ou, principalmente, durante o sono (HATHAWAY, 2003; OLIVEIRA, 2002).

Um estudo, citado por Oliveira (2002), considera que existe bruxismo quando a atividade do músculo masseter exceder em 40% a força de máximo apertamento voluntário com uma duração de mais de 2 segundos. Neste mesmo trabalho são citados valores inconclusivos para a ocorrência de bruxismo na população geral, já Hathaway (2003) apresenta uma porcentagem de 5,1% a 21%, da população geral, com ocorrência de bruxismo.

Observa-se que embora o bruxismo seja um tema altamente estudado, ainda é controverso e mal compreendido. Este fato justifica-se pela falta de uma definição operacional coerente e mensurações objetivas, o que leva literaturas da área de odontologia, psicofisiologia e pesquisa do sono a oferecerem definições para o termo (HATHAWAY, 2003). Conseqüentemente, surgem diferenças metodológicas em projetos que investigam o fenômeno, resultados não convergentes e conclusões contraditórias (HATHAWAY, 2003).

Hathaway (2003) discute as atuais definições de bruxismo propostas pelas diversas áreas de pesquisa e instituições e conclui que todas possuem suas limitações e falhas. Assim, sugere apenas uma definição operacional para bruxismo, compatível com um projeto de pesquisa: “contrações sustentadas ou rítmicas dos músculos mandibulares acompanhadas de contato dentário”. Essa definição incorpora atividades de apertamento e rangido de dentes, porém, não

faz suposições sobre etiologia, papel da psicopatologia ou natureza voluntária/involuntária do comportamento (HATHAWAY, 2003).

Durante muito tempo a oclusão foi enfatizada como um dos principais fatores etiológicos do bruxismo (PAIVA, 1997). Havia uma tendência em considerar que restaurações defeituosas e discrepâncias oclusais em geral eram fatores precipitantes do bruxismo, provocando no indivíduo, geralmente durante o sono, uma tentativa inconsciente de auto-equilibrar ou ajustar sua oclusão com a remoção da interferência oclusal (PAIVA, 1997). Uma outra proposição traz a parafunção de ranger os dentes como um comportamento instintivo, normal e saudável ainda remanescente nos seres humanos, pois, para espécies primatas e não primatas, os dentes devem ser mantidos afiados para defesa e caça (ZARB, CARLSSON, SESSLE *et al*, 2000). De acordo com as teorias correntes, a oclusão aparece como um possível fator contribuinte para a frequência e/ou intensidade das atividades de contato, mas não como fator etiológico primário (HATHAWAY, 2003; PAIVA, 1997).

Outra teoria expressivamente difundida sugere a relação entre bruxismo e o estresse. Estudos mostraram o aumento de atividade noturna do músculo masseter quando o indivíduo se depara com um evento estressante (por exemplo, morte de um familiar próximo) (OKESON, 2000). Porém, o mais aceito é que indivíduos com bruxismo não têm perfis de personalidade que sejam claramente indicativos de estresse excessivo, mas podem ranger e apertar os dentes em resposta a estressores (HATHAWAY, 2003; OKESON, 2000).

Okeson (2000) afirma que medicações podem aumentar os eventos de bruxismo. Cita estudos tentando relacionar tais eventos com estágios do sono e posição de dormir, outros, sugerem uma predisposição genética e, outros, que relatam uma relação entre bruxismo e distúrbios com o sistema nervoso central (OKESON, 2000).

O bruxismo é uma das desordens funcionais dentárias mais prevalentes, complexas e destrutivas que existem, com ocorrência comum, pode ser observado em todas as faixas etárias e com prevalência semelhante em ambos os sexos. Quando exacerbado, seus efeitos deletérios podem desencadear sinais e sintomas de DTM e acometer qualquer das estruturas que compõem o sistema mastigatório: dentes, periodonto, músculos e ATM (OLIVEIRA, 2002).

2.6.2.1 - Duração dos eventos de bruxismo

Estudos revelaram que o número e a duração dos eventos de bruxismo, durante o sono, variam imensamente, não somente entre pessoas, mas também entre a mesma pessoa (OKESON, 2000; OLIVEIRA, 2002).

Um apanhado de várias pesquisas é feito por Okeson (2000) e Oliveira (2002), em que mostram uma duração média de 8 a 9 segundos. Porém, um destes trabalhos apresentou grande variância, com amostras de 2,7 até 66,5 segundos (REDING, ZEPELIN, ROBINSON *et al*, 1968). Okeson (2000) divulga sua própria pesquisa, que encontrou uma média de duração de 5 a 6 segundos por evento de bruxismo.

A mesma revisão bibliográfica não apresenta, como média de duração total, resultados tão convergentes e padronizados, dificultando suas respectivas comparações. A Tabela 2.2 mostra os resultados fornecidos pelos autores (OKESON, 2000; OLIVEIRA, 2002) e os mesmos resultados convertidos para uma mesma base de tempo, considerando-se 8 horas de sono por noite.

Tabela 2.2: Média de duração total dos eventos de bruxismo (Adaptada de Okeson, 2000 e Oliveira, 2002).

Resultados fornecidos pelos autores:	Valores totais convertidos para segundos, considerando 8 horas de sono por noite:
25 episódios por noite;	-
5 vezes durante o sono;	-
42 segundos por noite de sono;	42 s ou 0,7 min;
40 segundos por hora;	320 s ou 5,3 min;
11,4 minutos por noite;	684 s ou 11,4 min;

Paiva (1997) apresenta que o tempo total médio da atividade de bruxismo poderia efetuar-se por até 42 segundos, embora relate um caso, onde a mesma persistiu por 162 segundos.

O trabalho de Trenouth, também divulgado por Okeson (2000) e Oliveira (2002), relatou que um grupo de bruxistas rangeu os dentes durante 38,7 minutos, durante um período de 8 horas, enquanto o grupo controle manteve os dentes em contato apenas 5,4 minutos, durante o mesmo período de 8 horas.

Foi demonstrado que após 20 a 60 segundos de rangimento voluntário dos dentes, ocorre o surgimento de dores na musculatura mandibular (OKESON, 2000; OLIVEIRA, 2002).

Oliveira (2002) afirma que uma duração mínima de 10 minutos por noite é necessária, para provocar sinais clínicos como desgaste dentário. Por outro lado, Okeson (2000), diz que não há certeza sobre o número e duração dos eventos de bruxismo que podem causar sintomas musculares, devido à grande variação de resultados de paciente para paciente.

2.6.2.2 - Intensidade dos eventos de bruxismo

A intensidade dos eventos de bruxismo ainda foi pouco estudada. Porém, Okeson (2000) cita uma pesquisa que relatou uma média de eventos com 60% da força máxima de ranger, voluntária, antes de a pessoa ir dormir. Este resultado mostra uma quantidade expressiva, pois a força máxima voluntária ultrapassa a força normal, aplicada durante a mastigação ou outra atividade funcional. Ainda neste estudo, 2 de 10 pacientes exerceram força durante os eventos de bruxismo que ultrapassaram a força máxima que podiam aplicar aos dentes durante a vigília. Conseqüentemente, um evento de bruxismo durante o sono poderia, claramente, causar mais danos do que um rangimento máximo durante o período de vigília (OKESON, 2000).

Foi demonstrado que 66% dos eventos de bruxismo noturno geravam forças maiores que a da mastigação (aproximadamente 260 N) e apenas 1% dos eventos ultrapassou a força máxima de apertamento voluntário (aproximadamente 870 N) (OKESON, 2000).

Segundo Oliveira (2002), durante o sono deve haver uma supressão dos mecanismos de autoproteção (reflexos proprioceptivos inibidores corticais), ativos durante a vigília. Isto promove a diminuição do limiar de percepção e permite que os músculos mastigatórios exerçam descontroladamente uma grande quantidade de força, o que se justifica pela incapacidade do indivíduo replicar, em estado de vigília, sons intensos e a mesma quantidade de força gerados pelo bruxismo noturno (OLIVEIRA, 2002). Okeson (2000) lembra que tanto o bruxismo diurno como o noturno ocorrem em um nível subconsciente e, portanto, as pessoas não estão atentas para eles.

Os molares são capazes de absorver mais força que os pré-molares e incisivos, na proporção de 4:2:1, respectivamente. Isto porque apresentam uma maior área de contato e, por

essa razão, observa-se que os dentes anteriores sofrem maior ação deletéria do bruxismo do que os dentes posteriores (OLIVEIRA, 2002).

Oliveira (2002) ainda cita que a pressão média transmitida para um dente, durante a mastigação, é cerca de 175 psi ($\approx 1,2$ MPa), ao passo que os eventos de bruxismo atingem uma média de 300 psi (≈ 2 MPa) (OLIVEIRA, 2002).

Os movimentos laterais da mandíbula gerados durante o bruxismo podem promover a ocorrência de um contato oclusal prematuro, ou seja, a concentração de toda a força da mordida em apenas um contato dentário, cuja área vale aproximadamente $0,6 \text{ mm}^2$. Nestas situações, a pressão pode variar de 100.000 psi (≈ 690 MPa) até 175.000 psi (≈ 1200 MPa). Com isso, pode-se avaliar o quão graves podem ser as conseqüências para o sistema mastigatório, pois estes valores superam em cerca de 1000 vezes a pressão empregada para propósitos funcionais (PAIVA, 1997; OLIVEIRA, 2002).

2.6.3 - Placas oclusais

O primeiro registro de utilização de placas oclusais data de 1904, quando já eram confeccionadas para o tratamento de lesões associadas ao bruxismo (OLIVEIRA, 2002). Com a evolução do conhecimento, as placas assumiram indicações e objetivos diferentes, tais como redistribuir as forças oclusais, sustentar relações maxilomandibulares, controlar a dor e disfunção nos músculos mastigatórios, prevenir desgaste dentário, reduzir os eventos de bruxismo e outras atividades parafuncionais e modificar relações intra-articulares (OLIVEIRA, 2002).

As placas oclusais são aparelhos confeccionados em resina acrílica, auto ou termopolimerizável, usados intra-oralmente e adaptados preferencialmente à maxila, possuindo diferentes desenhos e finalidades (PAIVA, 1997). Constituem atualmente uma excelente opção para o tratamento das DTMs, em razão da reversibilidade do tratamento, segurança, facilidade de confecção e baixo custo operacional (PAIVA, 1997).

Como desvantagem, ressalta-se que as placas oclusais são aparelhos paliativos que eliminam a sintomatologia, sem solucionar a causa. Desta maneira faz-se necessário associar seu uso a outros tipos de terapia que possam eliminar permanentemente a DTM (PAIVA, 1997; OLIVEIRA, 2002; OKESON, 2000).

As placas oclusais podem ser classificadas em (PAIVA, 1997; OLIVEIRA, 2002;):

- Placas de relaxamento: a função primária é atuar no comportamento muscular, sendo a estabilização uma consequência, o que exige um desenho específico.
- Placas de estabilização: a meta é atingir um equilíbrio mecânico, eliminando contatos prematuros ou outras interferências oclusais, o que também exige um desenho específico.
- Placas reposicionadoras: possuem função ortopédica de, mecanicamente, promover modificações nas pressões e relações intra-articulares. São, por exemplo, utilizadas em casos de apnéia do sono, em que se busca o deslocamento da mandíbula para evitar a interrupção da passagem de ar durante a respiração, ou em casos de deslocamento do disco articular, quando o tratamento busca o reposicionamento do mesmo.

2.7 - CONCLUSÕES

Monitorar continuamente a força oclusal, tanto telemetricamente quanto através de cabos, permite observar a intensidade da força exercida pelo paciente ao longo do tempo, o que é vantajoso para o estudo de patologias como o bruxismo. Pode-se, por exemplo, identificar os eventos de bruxismo ao longo do período monitorado, intervalo de tempo entre um evento e outro e a duração de cada evento. A existência de um sensor suficientemente pequeno para ser acoplado a uma placa oclusal, permite tal estudo.

Estudos sobre forças oclusais em 3 dimensões (OSBORN e MAO, 1993) são úteis para estudar a biomecânica da mandíbula, porém, o registro de apenas uma dimensão (a componente vertical em relação ao plano oclusal) da força oclusal se mostra suficiente para fins de monitoramento da atividade de bruxismo (NISHIGAWA, BANDO e NAKANO, 2001) ou da simples utilização da placa oclusal, em casos de apnéia do sono (TJIN, TAN, YOW *et al*, 2001).

O registro da força oclusal em apenas uma dimensão diminui a complexidade tanto do transdutor como do circuito transmissor, tornando possível a implementação de ambos em escala suficientemente reduzida para a respectiva instalação em uma placa oclusal.

CAPÍTULO 3

TRANSDUTORES DE FORÇA

A maioria dos transdutores de força não utiliza a conversão direta da força em um sinal elétrico. Mensurações de força podem ser realizadas utilizando-se transdutores de deslocamento em conjunto com materiais que apresentem propriedades elásticas preferencialmente lineares (FRADEN, 1996).

Neste capítulo são apresentados os transdutores de deslocamento (e força), principalmente os relacionados à medição de forças oclusais. Por último, os princípios mecânicos envolvidos em deformações elásticas, para a conversão de força em deslocamento, são analisados e alguns materiais são testados praticamente.

3.1 - TRANSDUTORES DE DESLOCAMENTO

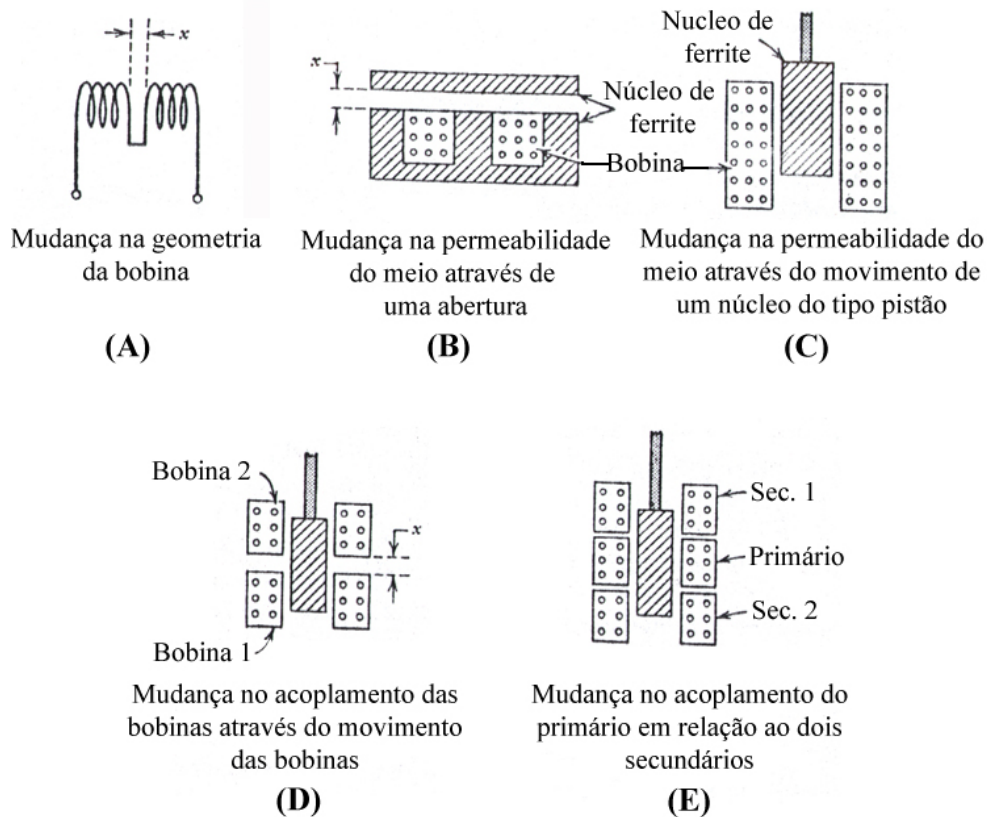
Os parâmetros básicos que podem ser modificados pelos transdutores de deslocamento em um circuito eletrônico passivo são: resistência, capacitância, auto-indutância e indutância mútua. Mudanças em uma destas características, quando associadas a circuitos em ponte ou osciladores, podem resultar em sinais que modulam transmissores ou ainda sinais já modulados, prontos para a transmissão (MACKAY, 1993; FRADEN, 1996).

Transdutores resistivos podem ser do tipo potenciômetro, em que a resistência é variada através de um contato móvel, ou *strain gauge* em que a deformação do elemento resistivo (tinta condutora ou camada metálica fina) altera a resistência do componente como um todo (MACKAY, 1993; COBBOLD, 1974).

Características de transdutores capacitivos como a área das placas, distância entre placas e permissividade do meio entre as placas de um capacitor, podem ser utilizadas como meios de conversão de deslocamento em uma saída elétrica (COBBOLD, 1974). Como desvantagem, este tipo de transdutor apresenta pouca variação da capacitância em relação à distância (COBBOLD, 1974). Porém, com a utilização de circuitos para uma adequada amplificação, são capazes de atingir uma excelente sensibilidade (COBBOLD, 1974).

Existem vários esquemas e arranjos mecânicos para a mensuração do deslocamento utilizando transdutores baseados na variação da auto-indutância de uma bobina ou na

indutância mútua entre bobinas. A Figura 3.1 mostra exemplos para se variar a auto-indutância de uma bobina através da distância entre espiras ou outras características geométricas (3.1A) ou através da permeabilidade magnética do meio (3.1B e 3.1C), ao se movimentar um núcleo de ferrite de forma que interaja com o campo magnético da bobina. O acoplamento magnético entre bobinas, ou indutância mútua, pode ser variado de acordo com a distância entre duas bobinas (3.1D) ou com o movimento de um núcleo de ferrite, conforme ilustrado pela Figura 3.1E (COBBOLD, 1974).



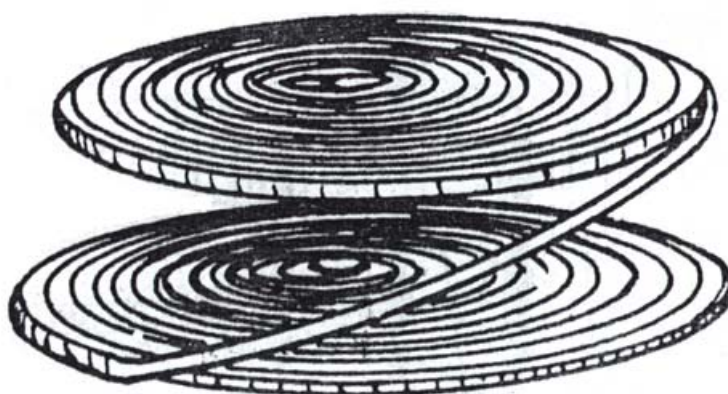
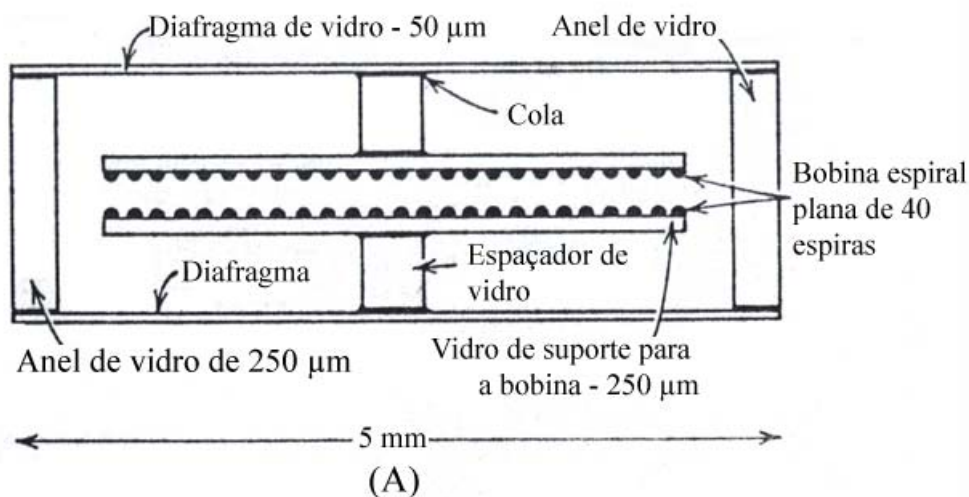
Modelos de transdutores indutivos. (A) Mudança na geometria da bobina. (B) Mudança na permeabilidade do meio através de uma abertura. (C) Mudança na permeabilidade do meio através do movimento de um núcleo do tipo pistão. (D) Mudança no acoplamento das bobinas através do movimento das bobinas. (E) Mudança no acoplamento do primário em relação aos dois secundários. (Adaptada de Cobbold, 1974).

Segundo Mackay (1993), em baixas frequências de operação, um transdutor indutivo pode ser muito eficiente e relativamente imune a mudanças de umidade, quando comparado com a sensibilidade a distúrbios de um transdutor capacitivo.

Em geral, transdutores de deslocamento que utilizem um dos três princípios básicos de modulação apresentados, podem ser construídos de inúmeras maneiras, tamanhos e formatos,

com o objetivo de atender a requisitos de projeto como o local a ser inserido, o que implica na necessidade de materiais de vedação e dimensões máximas (MACKAY, 1993).

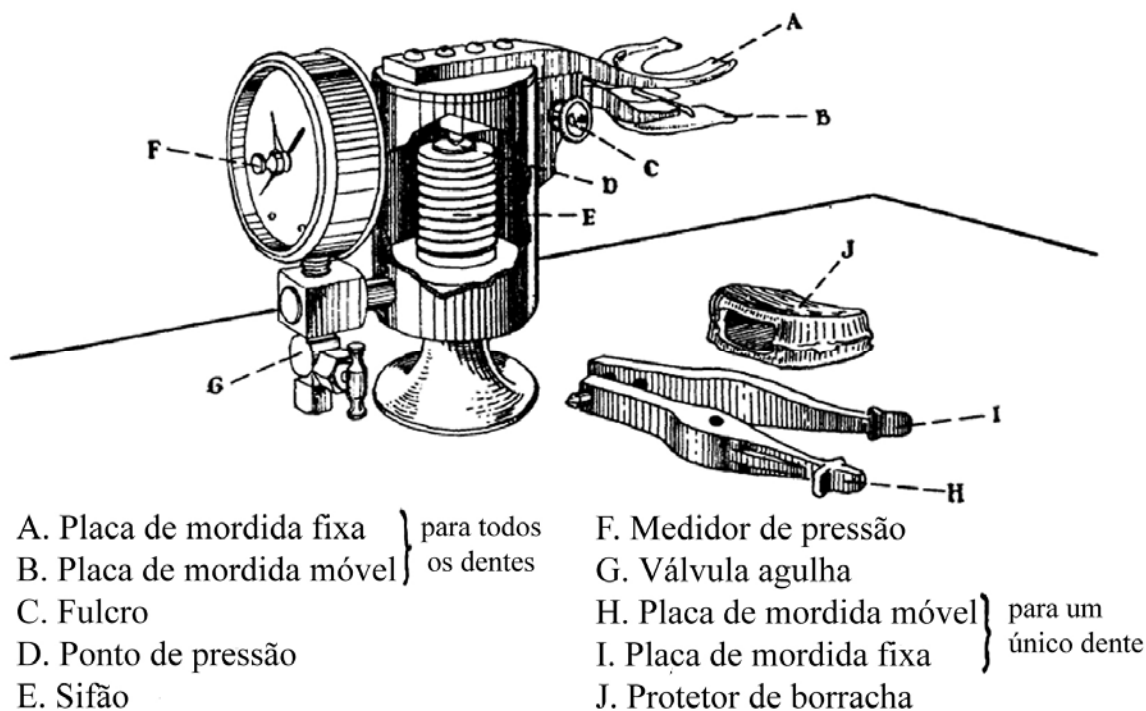
Como exemplo, pode ser citado o transdutor biotelemétrico de pressão intra-ocular desenvolvido por Collins em 1970 (COBBOLD, 1974), ilustrado pela Figura 3.2A e 3.2B. O transdutor não apresentava baterias internas e era formado por uma cápsula de vidro preenchida com ar e dois diafragmas flexíveis, para se deformarem em função da pressão exercida. Uma bobina espiral plana (“panqueca”) era acoplada a cada um dos diafragmas de forma que, sob pressão, variasse o espaço relativo entre as bobinas, provocando uma mudança na indutância mútua, na capacitância parasita e, conseqüentemente, na frequência de ressonância.



(A) Cápsula de vidro com o transdutor de pressão intraocular implementado com bobinas espirais planas. (B) Detalhe das bobinas espirais planas (panquecas) utilizadas. (Adaptada de Cobbold, 1974).

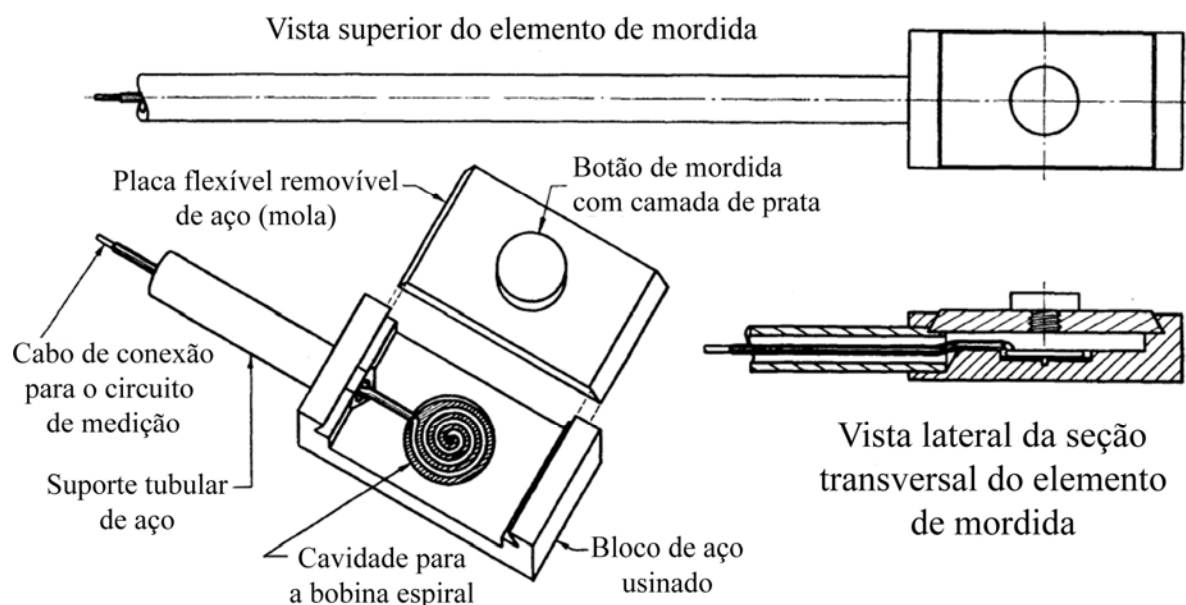
3.2 - SENSORES DE FORÇA OCLUSAL

Um equipamento para se medir a força máxima voluntária de mordida foi utilizado por Brekhus, Armstrong e Simon (1941). O equipamento consistia em um dinamômetro hidrostático, conforme ilustrado na Figura 3.3. Observa-se que as placas de mordida (elementos A, B, H e I) são acopladas diretamente ao equipamento para movimentar o sifão (E) através do princípio de uma alavanca, cujo eixo é o elemento C. Os valores de força eram lidos em libras (*pounds*) através do elemento F.



Dinamômetro hidrostático para mensurações de forças oclusais (Adaptada de Brekhus, Armstrong e Simon, 1941).

Em 1948, Howell e Manly (1948) apresentaram um transdutor de força oclusal indutivo para seu equipamento. Ilustrado na Figura 3.4, o transdutor é constituído por um suporte de aço em forma de “U”, uma bobina espiral plana (“panqueca”) como indutor e, como elemento elástico do sistema, uma pequena chapa de aço flexível banhada com uma fina camada de prata na parte inferior. Ainda no elemento elástico, um botão era rosqueado no centro da mola para concentrar a força de mordida sobre a panqueca. Quando força era aplicada, a mola se deformava, fazendo com que a camada de prata se aproximasse da panqueca e alterasse sua auto-indutância.

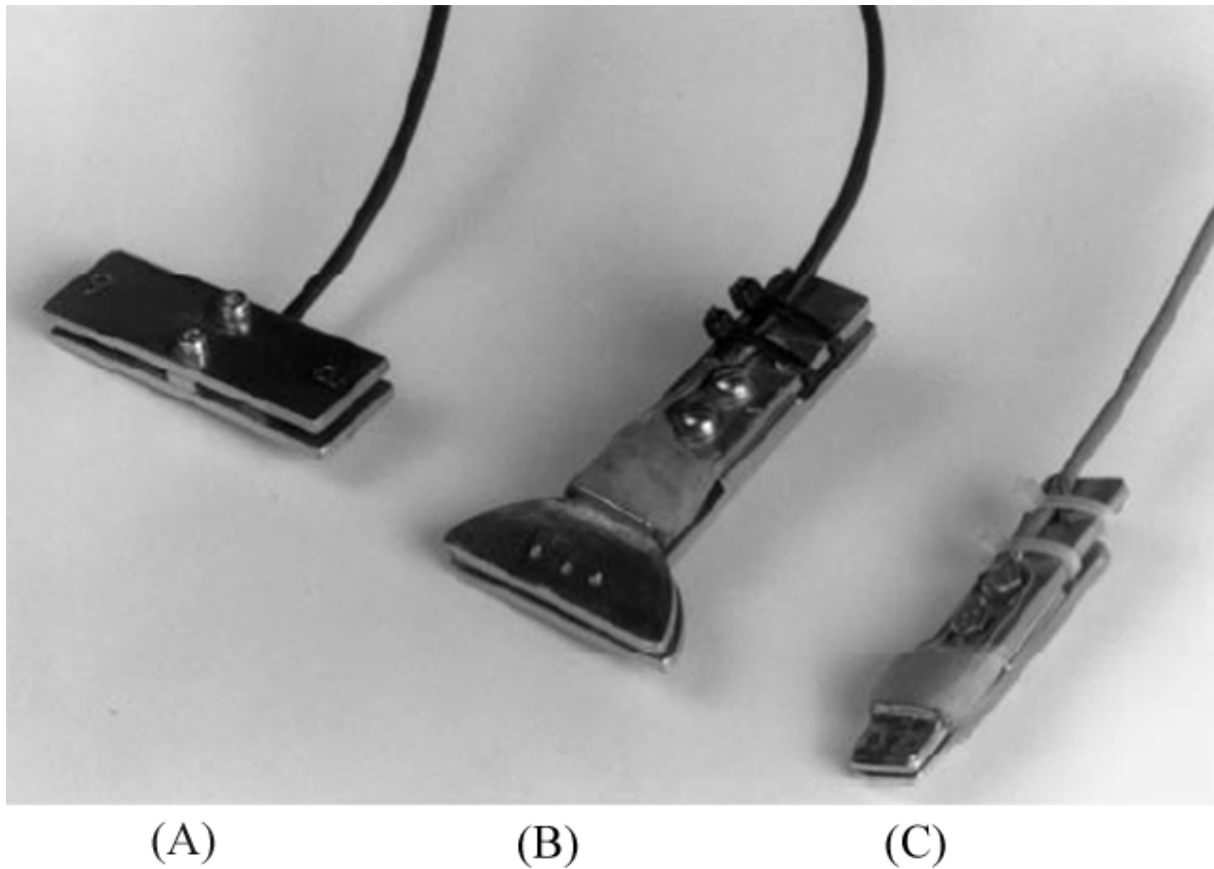


Transdutor indutivo de força, implementado com uma bobina espiral plana (Adaptada de Howell e Manly, 1948).

Cabos conectavam o transdutor a um circuito LC sintonizado, que por sua vez era acoplado a um oscilador Hartley (HOWELL e MANLY, 1948). Quando não havia força aplicada, o efeito de carga no oscilador era máximo, produzindo oscilações de amplitude mínima. O circuito LC era progressivamente tirado de sintonia com o oscilador à medida que a força de mordida aumentava, proporcionando, conseqüentemente, oscilações de maior amplitude. Dessa maneira a força aplicada era diretamente correlacionada com a amplitude das oscilações produzidas pelo circuito oscilador Hartley. O sensor era capaz de efetuar mensurações em diferentes faixas de força, bastando apenas trocar a placa de aço (mola). Suas dimensões eram de 9 mm de largura e 6 mm de altura, antes que qualquer material de proteção fosse adicionado (HOWELL e MANLY, 1948).

Tortopidis, Lyons, Baxendale *et al* (1998) estudaram a variabilidade da força máxima voluntária de mordida em três posições diferentes da arcada dentária. Para isso elaboraram três modelos de transdutores para o mesmo sensor: o primeiro media a força de mordida bilateralmente, sendo posicionado posteriormente, entre os segundos pré-molares e primeiros molares (Figura 3.5A); o segundo modelo media a força aplicada pelos dentes incisivos (Figura 3.5B); o terceiro modelo era posicionado unilateralmente, entre os segundos pré-molares e primeiros molares (Figura 3.5C). O sensor era formado por dois *strain gauges*

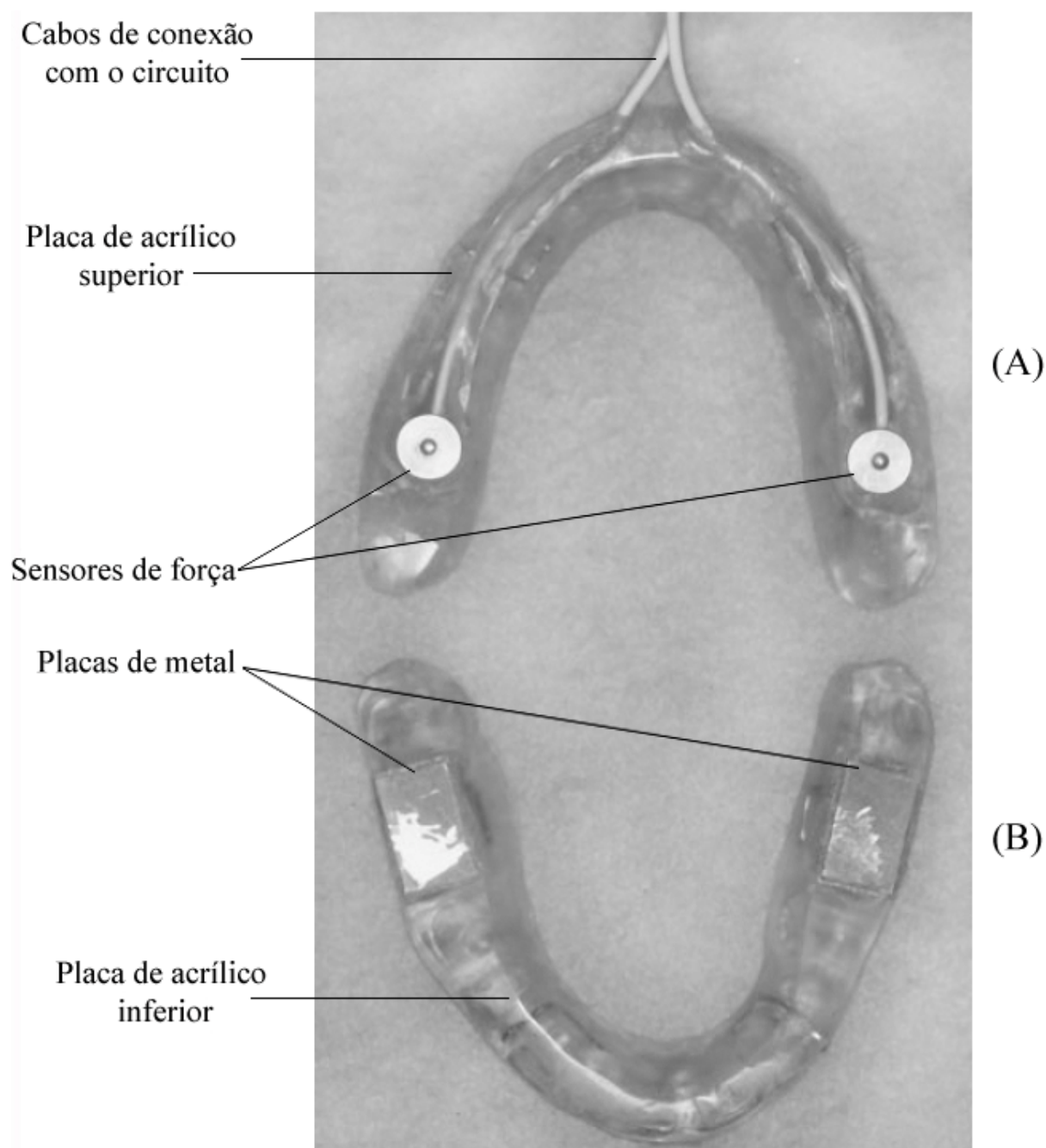
acoplados às placas de metal de cada modelo e conectados a uma ponte de Wheatstone onde dois resistores completavam a configuração.



Três modelos para o mesmo transdutor de força baseado em *strain gauge*. (A) Modelo posicionado bilateralmente entre os segundos pré-molares e primeiros molares. (B) Modelo posicionado entre os dentes incisivos (C) Modelo posicionado unilateralmente entre os segundos pré-molares e primeiros molares (Adaptada de Tortopidis, Lyons, Baxendale *et al*, 1998).

Um outro trabalho buscou examinar a magnitude da força de mordida decorrente de eventos noturnos de bruxismo. Foram construídas duas placas de acrílico para cada voluntário, uma para a arcada superior e outra para a inferior. A Figura 3.6A mostra a placa para a arcada superior, onde pode-se observar, na região do primeiro molar esquerdo e direito, o invólucro de metal, sob a forma de botão, contendo o transdutor de força do tipo *strain gauge*. Na placa inferior, Figura 3.6B, foram colocadas placas de metal na região dos primeiros molares, para que durante a oclusão, o contato ocorresse apenas entre o transdutor e a placa de metal e a magnitude da componente vertical da força de mordida fosse registrada. A largura total do

aparato era de 7 mm, na região dos primeiros molares (NISHIGAWA, BANDO e NAKANO, 2001).



(A) Placa oclusal superior, com o transdutor de força acoplado. (B) Placa oclusal inferior
(Adaptada de Nishigawa, Bando e Nakano, 2001).

Embora transdutores indutivos sejam menos afetados por variações de temperatura e umidade, quando comparados a transdutores resistivos ou capacitivos (MACKAY, 1993; HOWELL e MANLY, 1948), constata-se atualmente uma ampla utilização de transdutores

resistivos do tipo *strain gauge* para mensurações de força oclusal, devido a sua melhor linearidade quando trabalham sob a configuração em ponte (OSBORN e MAO, 1993; TORTOPIDIS *et al*, 1998; NISHIGAWA, BANDO e NAKANO, 2001).

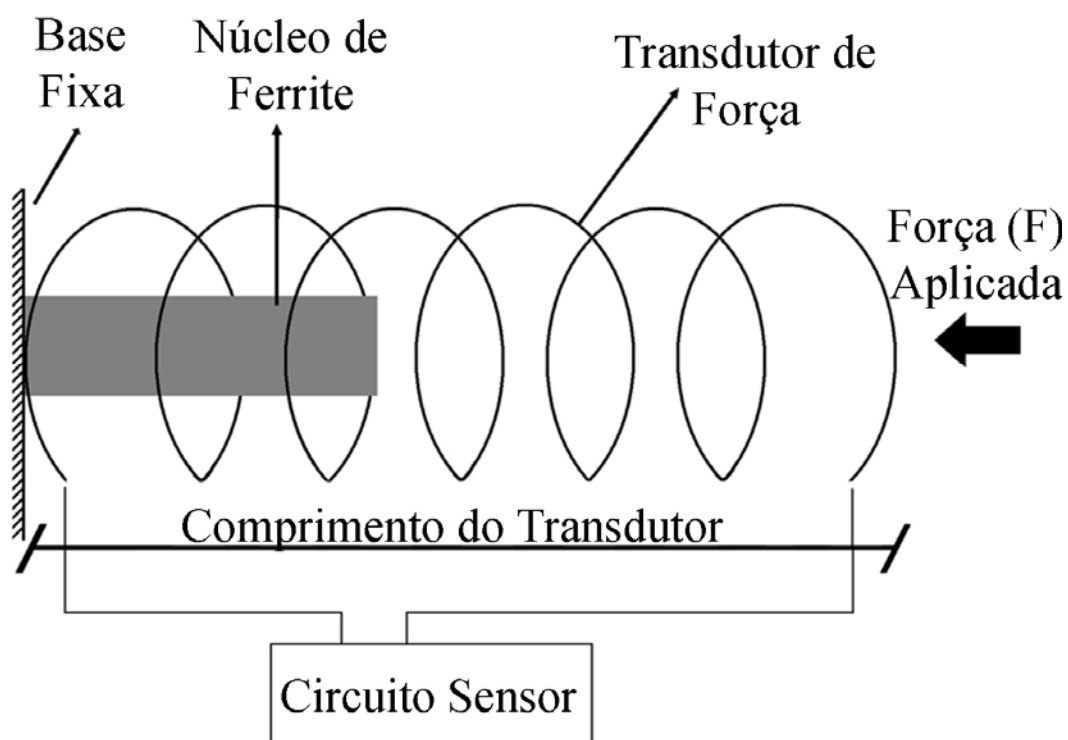
3.3 - OS TRANSDUTORES DE FORÇA OCLUSAL IMPLEMENTADOS

A etapa de implementação do transdutor buscou um modelo que pudesse ser acoplado facilmente a uma placa oclusal, o que levou ao desenvolvimento de dois modelos distintos. O primeiro, tinha como elemento de modulação a auto-indutância e apresentou uma satisfatória sensibilidade ao deslocamento, porém, sua construção em escalas de tamanho reduzido mostrou-se inviável (ROVERI, PICHORIM e ABATTI, 2006), o que levou ao desenvolvimento de outro modelo. O segundo, utilizou a indutância mútua como variável de modulação e apresentou uma melhor viabilidade de construção, sendo escolhido para compor o presente sistema de biotelemetria (ROVERI, PICHORIM e ABATTI, 2007). Ambos os transdutores são discutidos detalhadamente nas subseções a seguir.

3.3.1 - Transdutor com auto-indutância variável

Foi escolhido o transdutor de força sob o formato de mola, pois, aparentemente, o aço inoxidável que compõe a mola apresenta uma maior resistência mecânica quando comparada a uma borracha. Antes de serem efetuados testes para a determinação da constante elástica da mola, foi necessário avaliar o seu comportamento elétrico, ou seja, avaliar se o transdutor teria uma variação significativa da indutância em função da variação do comprimento da mola.

O funcionamento deste transdutor foi baseado em uma combinação dos métodos descritos anteriormente, ilustrados pelas Figuras 3.1A e 3.1C, para variação da auto-indutância. Analisando a Figura 3.7, que ilustra o experimento realizado, observa-se que ao se aplicar uma força F , a mola será comprimida para um comprimento Δl , fazendo com que a distância entre espiras diminua e, conseqüentemente, sua auto-indutância aumente devido à concentração de linhas de campo magnético em seu interior. A presença de um núcleo de ferrite acentua esta variação, pois, conforme o comprimento da mola diminui, a dimensão relativa do ferrite em seu interior aumenta proporcionalmente (ROVERI, PICHORIM e ABATTI, 2006).



Transdutor com formato de mola desenvolvido inicialmente para este trabalho (Adaptada de Roveri, Pichorim e Abatti, 2006).

O transdutor, com 4 mm de diâmetro, 25 mm de comprimento e 13 espiras, apresentou uma sensibilidade de 32 nH/mm (com núcleo de ferrite) e uma indutância de apenas 29 nH no estado de repouso e 348 nH na compressão máxima (com núcleo de ferrite).

O grande problema deste modelo surgiu na etapa de miniaturização, para o acoplamento do transdutor em uma placa oclusal, pois a mola deveria apresentar um comprimento menor que o obtido. Esta premissa implicaria em uma menor faixa de deslocamento disponível para o transdutor, e ainda seria agravada pela presença de um núcleo de ferrite em seu interior, desta maneira, o transdutor apresentaria valores ainda menores para a faixa de indutância.

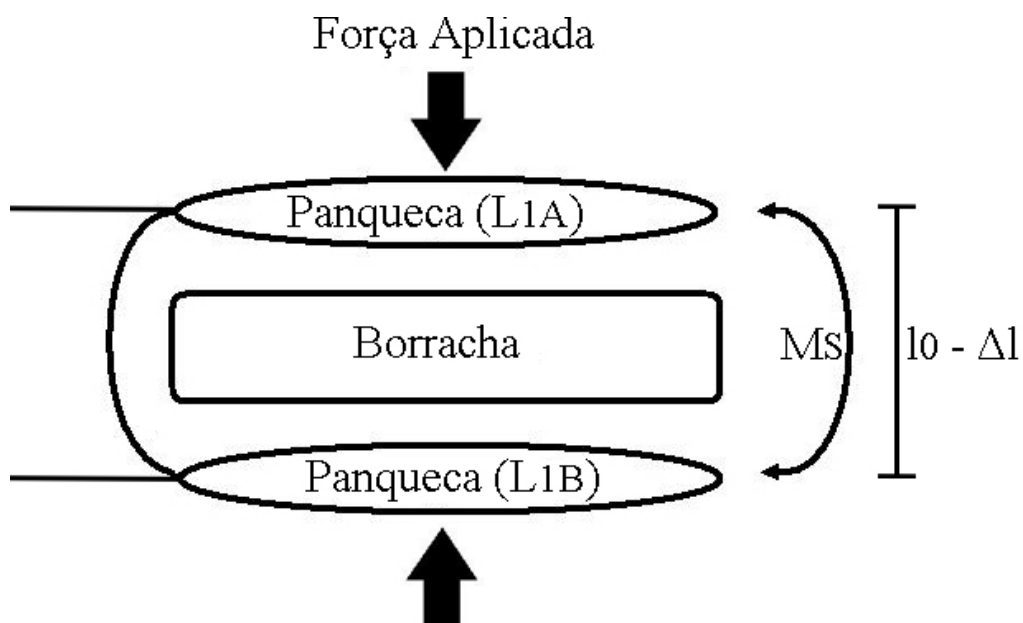
A presença de uma mola de forma perpendicular ao plano oclusal não garante o registro do total da componente vertical da força de mordida, pois a mola pode deslocar-se para um dos lados, caso o paciente mova a mandíbula lateralmente. Assim, para evitar este problema, a placa oclusal deveria apresentar uma restrição mecânica a fim de garantir apenas a deformação vertical da mola, o que também dificultaria o projeto mecânico do equipamento. De qualquer forma, deve-se ressaltar que o principal problema deste transdutor era sua baixa auto-indutância.

3.3.2 - Transdutor com indutância mútua variável

O segundo modelo de transdutor de força construído tem seu princípio de funcionamento baseado nos transdutores de força/pressão descritos anteriormente por Cobbold (1974) (Figuras 3.1D e 3.2) e Howell e Manly (1948) (Figura 3.4). O transdutor desenvolvido é constituído basicamente por 3 elementos: duas bobinas espirais planas (“panquecas”), conectadas em série, e uma borracha (com formato cilíndrico) para atuar como elemento elástico. Para dar sustentação mecânica e evitar a quebra ou deformação das panquecas, foi projetada uma placa oclusal, que será posteriormente descrita em detalhes.

As duas bobinas são posicionadas de modo que permaneçam paralelas e alinhadas coaxialmente, para que o campo magnético gerado por uma interaja da melhor maneira possível com o campo gerado pela outra, conforme ilustra a Figura 3.8. A borracha, posicionada entre as panquecas, tem por objetivo executar o papel de uma mola, ou seja, sofrer uma deformação compressiva (Δl) em função da força aplicada (F) e fazer com que as panquecas voltem à distância de separação original (l_0) quando em estado de repouso.

A variação da distância entre as duas panquecas (Δl) promoverá uma intensificação ou uma repulsão das linhas de campo, que depende da polaridade com que as bobinas estão conectadas. Desta maneira, a indutância mútua (M_S) entre as bobinas é variada em função do deslocamento.



Princípio do funcionamento do transdutor de força construído. A indutância mútua (M_S) entre as bobinas é variada em função do deslocamento (Δl) (Adaptada de Roveri, Pichorim e Abatti, 2007).

Todas as panquecas foram construídas de maneira idêntica, para que ao final do processo apresentassem características geométricas e elétricas similares, permitindo que uma exercesse a máxima influência sobre a outra. Cada bobina foi enrolada manualmente sobre uma camada de fita adesiva, para fixação das espiras. Um molde cilíndrico (pequeno bastão de ferrite) era colado sobre a fita para assegurar o formato circular das primeiras espiras, durante a construção, e o diâmetro interno de cada uma das bobinas construídas. Ao final da construção, uma camada fina de esmalte era passada sobre a panqueca para garantir a fixação das espiras. A Figura 3.9 mostra a foto de uma panqueca e suas respectivas dimensões.

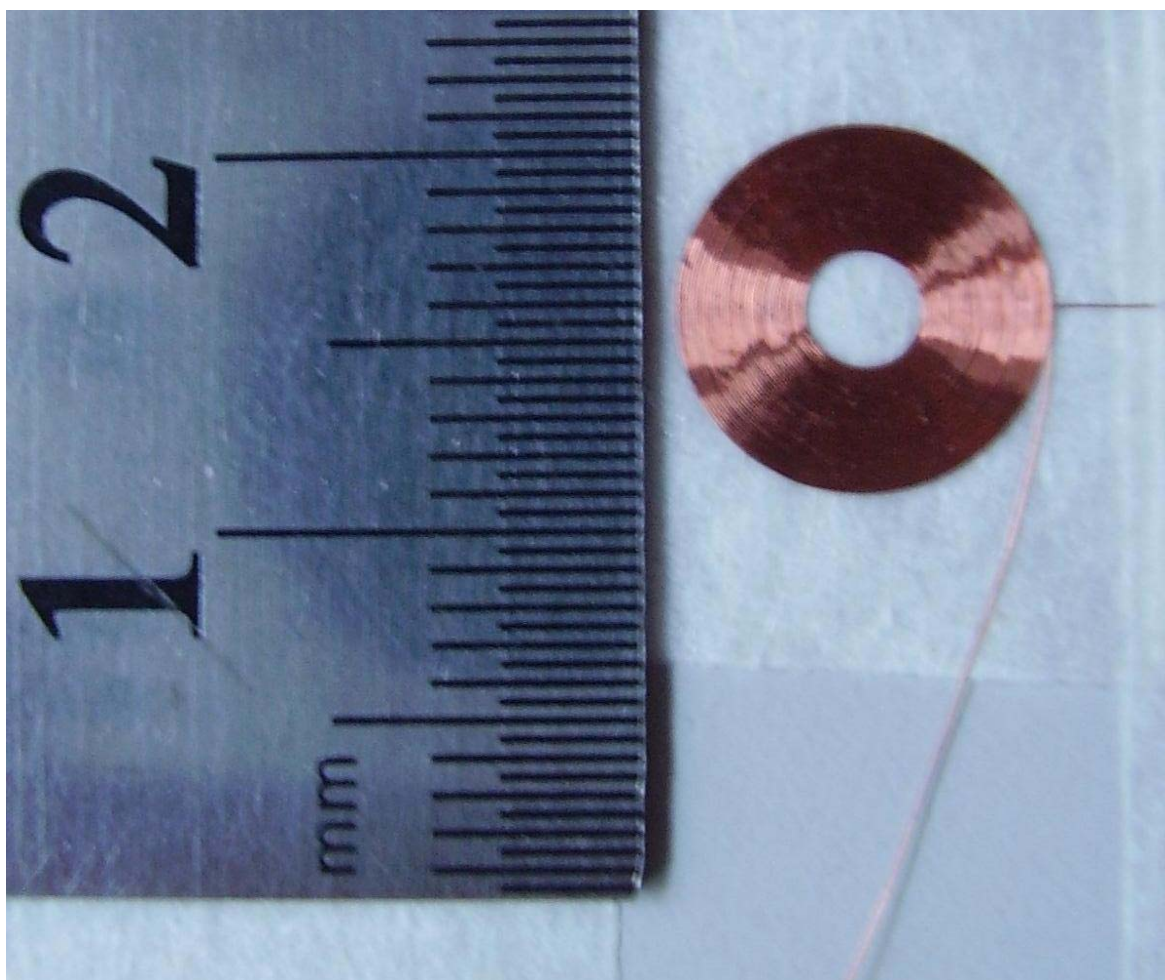


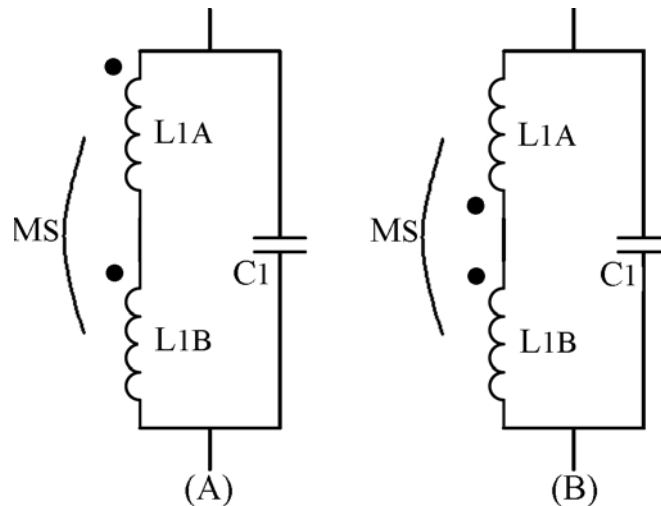
Foto com as dimensões de uma bobina espiral plana (“panqueca”) construída.

Buscando alcançar a maior sensibilidade possível, em função do deslocamento, foi utilizado o fio mais fino disponível, o que permitiu o maior número de espiras e, conseqüentemente um maior valor de indutância para as dimensões estipuladas (aproximadamente a largura de um primeiro molar). Fato que colabora para que o próprio

transdutor seja utilizado como antena transmissora de informações para uma estação remota, externa ao corpo do paciente.

Ao término da construção, cada panqueca apresentava aproximadamente 7 μH de indutância, 33 espiras, 8 mm de diâmetro externo, 3 mm de diâmetro interno e 0,2 mm de espessura (com fio 40 AWG ($\approx 39 \mu\text{m}$ de raio) e com a presença da fita adesiva e esmalte).

Para que o transdutor como um todo apresentasse a maior indutância possível, as bobinas foram conectadas em série. A conexão em série das panquecas foi realizada de dois modos: com os campos magnéticos de cada panqueca se somando (modo 1) ou com os campos se opondo (modo 2). O esquema elétrico de ambas as configurações é representado pela Figura 3.10A (modo 1) e 3.10B (modo 2).



Esquema elétrico do transdutor. (A) Modo 1: campos magnéticos reforçam-se. (B) Modo 2: campos magnéticos opõem-se.

No modo 1, a indutância total (L_I) do transdutor é a soma das indutâncias individuais de cada panqueca (L_{1A} e L_{1B}) mais a indutância mútua (M_S) entre as panquecas. Esta relação é definida por (DORF, 1993):

$$L_I = L_{1A} + L_{1B} + 2M_S \quad (3.1)$$

A indutância total (L_I) quando o transdutor estiver configurado no modo 2, é definida por:

$$L_I = L_{1A} + L_{1B} - 2M_S \quad (3.2)$$

Analisando as Equações 3.1 e 3.2, observa-se que a variação da indutância mútua (M_S) promove uma variação da indutância total (L_I). Este comportamento permite a implementação de um circuito LC sintonizado, conforme o esquema elétrico ilustrado pela Figura 3.10. Desta maneira, a variação da distância entre as panquecas ($Δl$) afetará a indutância total do transdutor e, conseqüentemente, a frequência de ressonância (f_0) do circuito LC, formado por L_1 e C_1 , visto que a frequência de ressonância (f_0) de um circuito LC é definida por:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_1 C_1}} \quad (3.3)$$

Com base no estudo apresentado por Pichorim (1995), foi escolhida a frequência de ressonância de 400 kHz para o circuito LC, enquanto o transdutor estivesse na posição de repouso. Assim, através da Equação 3.3, calculou-se o valor do capacitor C_1 para sintonizar o circuito tanque na frequência escolhida.

3.4 - DETERMINAÇÃO DA INDUTÂNCIA MÚTUA DO TRANSDUTOR

O transdutor baseia-se na indutância mútua entre duas bobinas panquecas coaxiais. Esta indutância mútua (M_S) é função da distância de separação entre as bobinas.

A clássica equação de Neumann permite determinar a indutância mútua (M) entre dois anéis circulares coaxiais de raios a e b , separados por uma distância D , isto é:

$$M = \mu_0 \cdot \sqrt{a \cdot b} \cdot \left(\left(\frac{2}{k} - k \right) \cdot K(k) - \frac{2}{k} \cdot E(k) \right) \quad (3.4)$$

onde μ_0 é a permeabilidade magnética no vácuo ou ar, $K(k)$ e $E(k)$ são integrais elípticas de 1ª e 2ª espécie, respectivamente, e k é um fator geométrico dado por (PICHORIM e ABATTI, 2004):

$$k = \sqrt{\frac{4 \cdot a \cdot b}{D^2 + (a + b)^2}} \quad (3.5)$$

Assumindo que cada espira das bobinas panquecas seja um anel circular e aplicando a Equação 3.4, pode-se determinar a indutância mútua entre duas bobinas panquecas. A somatória da contribuição da indutância mútua entre cada espira de uma panqueca em relação a cada espira da outra, resulta na indutância mútua total do transdutor (M_S), ou seja:

$$M_S = \mu_0 \cdot \sum_{i=1}^{n_1} \sum_{j=1}^{n_2} \sqrt{a_i \cdot b_j} \cdot \left(\left(\frac{2}{k_{ij}} - k_{ij} \right) K(k_{ij}) - \frac{2}{k_{ij}} E(k_{ij}) \right) \quad (3.6)$$

$$k_{ij} = \sqrt{\frac{4 \cdot a_i \cdot b_j}{D^2 + (a_i + b_j)^2}}$$

onde n_1 e n_2 são o número de espiras da panqueca 1 e 2, respectivamente, e a_i é o raio da i -ésima espira da panqueca 1 e b_j é o raio da j -ésima espira da panqueca 2.

A solução da relação entre a indutância mútua (M_S) e a distância de separação (D) pode ser implementada numericamente com o auxílio de qualquer *software* de manipulação matemática (Excel®, MatLab®, Mathematica®, SigmaPlot®) ou mesmo por um programa desenvolvido especialmente para este fim (C++ ou Visual Basic®).

Para ilustrar este procedimento de cálculo, foi determinado M_S teórico para duas bobinas construídas para o transdutor prático, conforme Tabela 3.1.

Características das panquecas para determinação da indutância mútua (M_S) teórica.

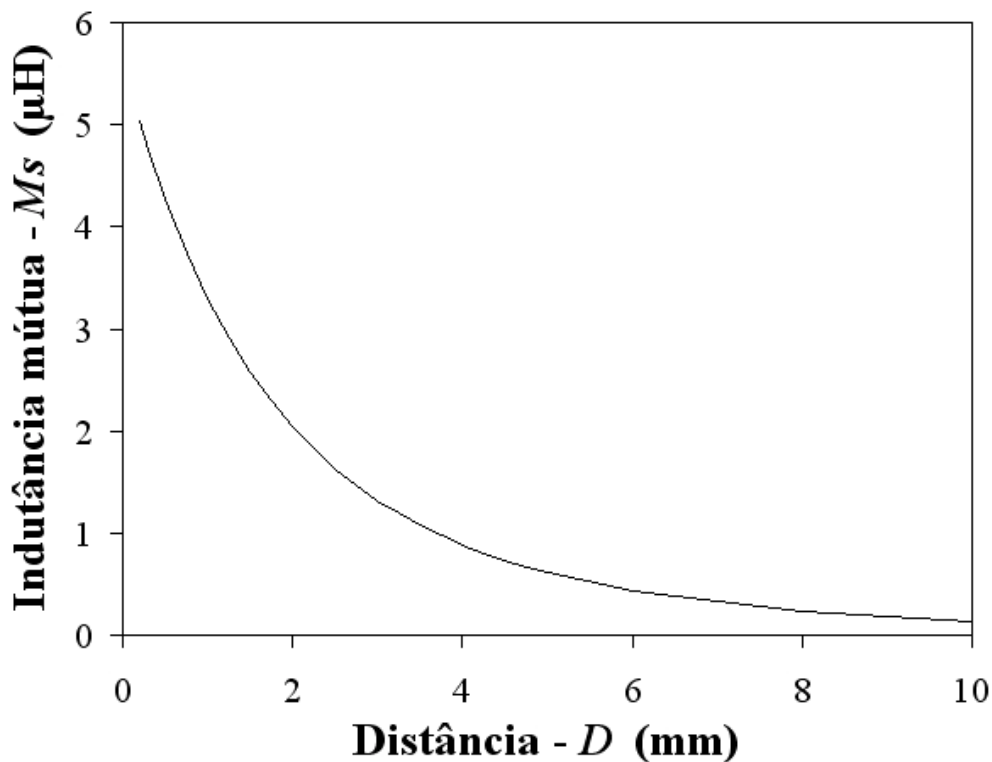
	Raio interno	Raio externo	n
Panqueca 1	1,65 mm	4,75 mm	31
Panqueca 2	1,65 mm	4,55 mm	28

O raio do anel circular equivalente de cada espira da panqueca 1, por exemplo, pode ser determinado pela relação:

$$a_i = a_{\text{int}} + \frac{(a_{\text{ext}} - a_{\text{int}})}{n_1 - 1} \cdot (i - 1) \quad \Big|_{1 \leq i \leq n_1} \quad (3.7)$$

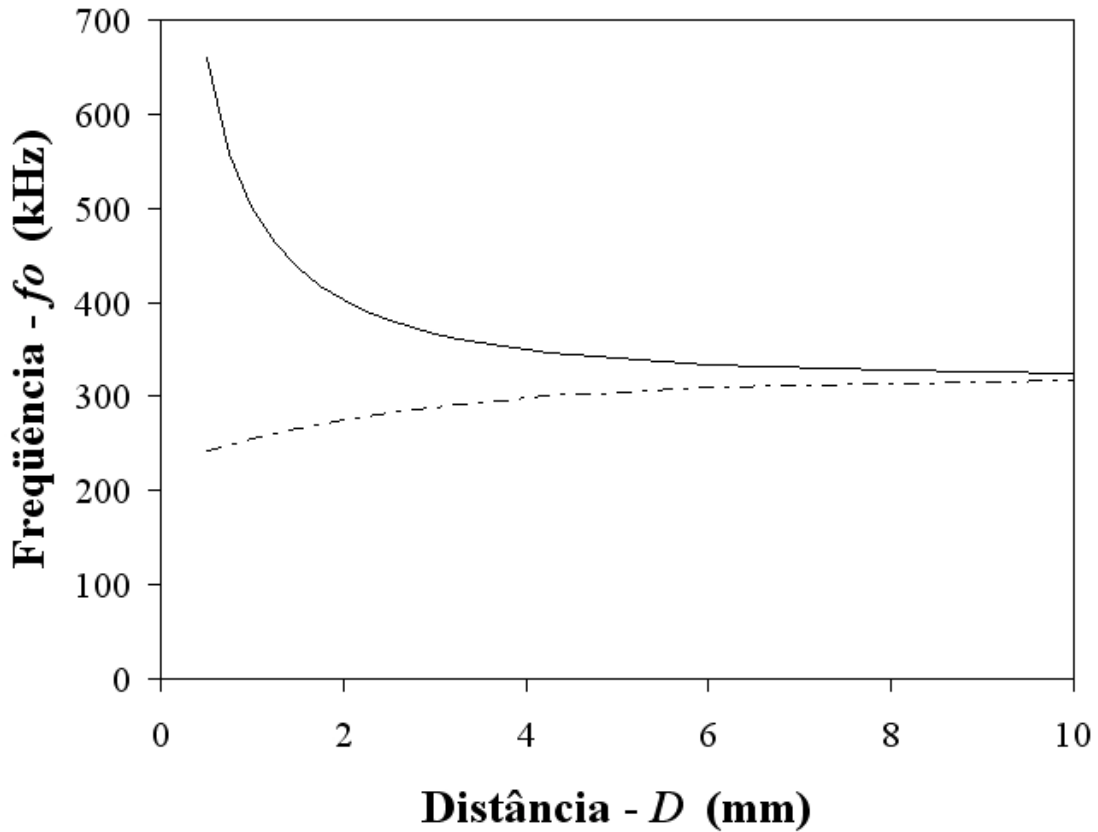
onde a_{int} e a_{ext} são os raios interno e externo, respectivamente.

Com os dados da Tabela 3.1 e aplicando a Equação 3.6, para uma faixa de 1 a 10 mm de distância (D) de separação, obtém-se a relação teórica entre M_S e D apresentada pela Figura 3.11.



Relação teórica entre a indutância mútua (M_S) e a distância (D) de separação entre as panquecas do transdutor, obtida com a Equação 3.6.

Para um valor de aproximadamente $7 \mu\text{H}$ para as auto-indutâncias das bobinas e arbitrando uma capacitância de 22 nF para C_1 , pode-se determinar as indutâncias (L_I) e as frequências de oscilação (f_0) teóricas para o transdutor (Equação 3.3), para os modos 1 e 2, ao longo da distância de separação (D), conforme ilustrado pela Figura 3.12.



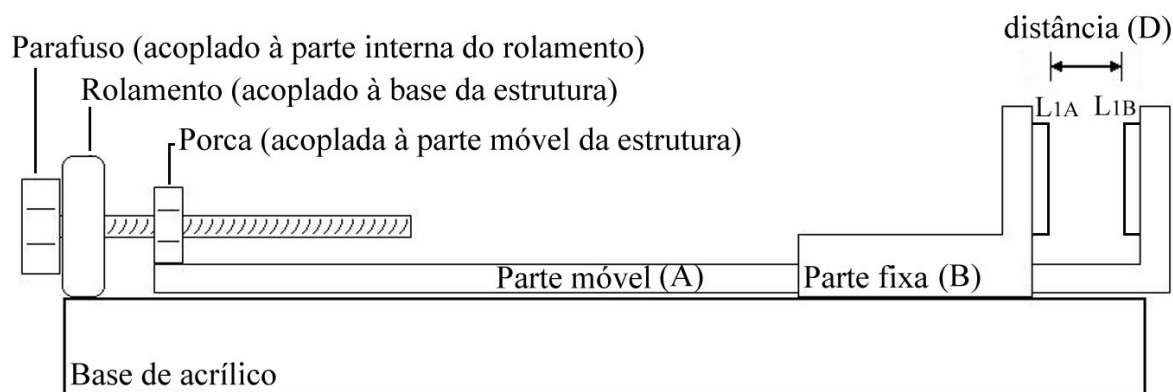
Frequência f_0 teórica em função da separação entre as bobinas panquecas. As curvas contínua (—) e tracejada (- - -) representam os valores teóricos para os modos 2 e 1, respectivamente.

É demonstrado pelas Figuras 3.11 e 3.12 que quanto menor a distância de separação (D), maior a indutância mútua (M_S). Como no modo 2 M_S é negativo, a indutância total (L_I) diminui e a frequência (f_0) aumenta com a diminuição de D . Já no modo 1, M_S é positivo, L_I aumenta e a frequência (f_0) diminui. Independentemente da configuração observa-se que quanto maior o módulo de M_S , maior a sensibilidade do transdutor.

Para não trabalhar em uma faixa em que a variação de frequência fosse muito baixa (acima de 4 mm de distância, pela Figura 3.12), nem com uma borracha de espessura demasiadamente fina (o que restringiria demais a faixa de variação da deformação compressiva, Δl , em regime elástico), buscou-se a curva que apresentasse maior sensibilidade e, assim, escolheu-se o modo 2 para a operação do transdutor.

3.5 - ENSAIO DA SENSIBILIDADE DA INDUTÂNCIA MÚTUA DO TRANSDUTOR

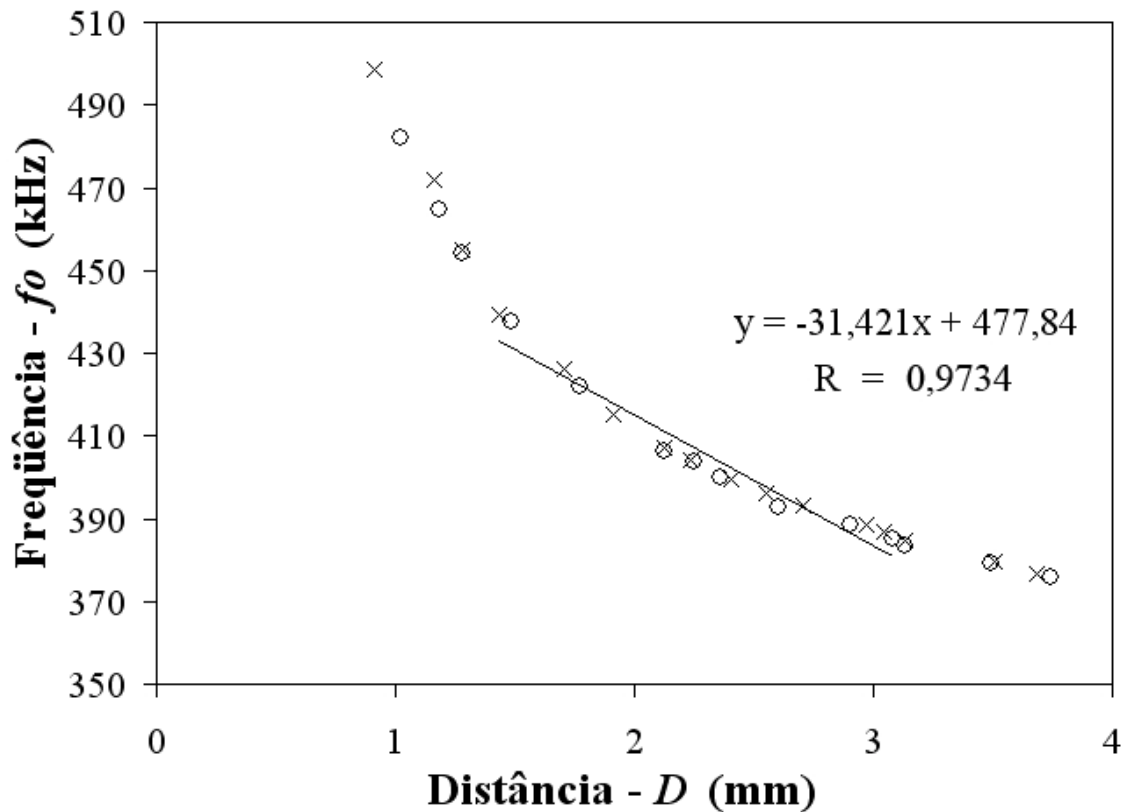
As panquecas foram fixadas em uma estrutura de plástico (peças A e B da Figura 3.13) de maneira que permanecessem paralelas e alinhadas coaxialmente durante todo o ensaio. A estrutura de plástico era formada por uma base de acrílico e uma parte móvel que deslizava sob a parte fixa através de um encaixe na forma de trilho. Para controlar o deslocamento, na extremidade oposta às panquecas foi posicionado um parafuso de precisão. O parafuso foi colado na parte interna de um rolamento que por sua vez era fixado na base da estrutura. A porca do parafuso, colada na parte móvel da estrutura, era responsável pelo ajuste da distância (D) das panquecas conforme o parafuso era girado.



Estrutura utilizada para o ensaio de sensibilidade das panquecas.

O arranjo mecânico ilustrado pela Figura 3.13 permitiu monitorar a frequência de oscilação (f_0) do conjunto L_1C_1 , através de um osciloscópio, na faixa de 1 a 3,5 mm (aproximadamente) de separação entre as panquecas (L_{1A} e L_{1B}), distância que seria ocupada pelo componente elástico do transdutor (borracha).

A distância entre as panquecas foi medida através de um micrômetro digital. Para cada distância D um valor de frequência f_0 era registrado. Os dados obtidos a partir deste teste foram plotados no gráfico ilustrado pela Figura 3.14.



Curva de sensibilidade das panquecas, configuradas no modo 2. Os pontos “x” e “o” foram obtidos com a aproximação e o afastamento das panquecas, respectivamente. A linha representa a reta de regressão para o intervalo de 1,5 a 3 mm.

As amostras da série “x” da Figura 3.14 foram coletadas durante a aproximação das panquecas, enquanto a série “o” foi coletada durante o afastamento das panquecas. Foi observada a ausência de histerese na curva de sensibilidade e, considerando as amostras de 1,5 a 3 mm (provável região de trabalho do elemento elástico), obteve-se uma relação linear (R) de 0,9734 entre frequência e deslocamento, com sensibilidade de 31,42 kHz/mm, conforme ilustrado pela reta de regressão na Figura 3.14.

3.6 - DETERMINAÇÃO DAS PROPRIEDADES DO ELEMENTO ELÁSTICO

Diversas propriedades mecânicas dos materiais podem ser avaliadas através de ensaios do tipo tensão-deformação. As principais maneiras segundo as quais uma tensão, ou carga, pode ser aplicada em ensaios, são: tração, compressão, cisalhamento e torção (CALLISTER, 2002).

Em um ensaio de compressão, a carga (F) é aplicada de forma perpendicular e igualmente distribuída sobre a superfície ou seção transversal do corpo de prova (A_0) (GARCIA, SPIM e SANTOS, 2000). A maneira compressiva com que a carga é aplicada neste ensaio faz com que o corpo de prova se contraia ao longo da direção da tensão, conforme ilustrado na Figura 3.15. As linhas tracejadas representam a forma do corpo de prova antes da deformação (l_0) e as sólidas, após a deformação (l) (CALLISTER, 2002; GARCIA, SPIM e SANTOS, 2000). Este tipo de deformação será utilizado para converter força aplicada (F) em deslocamento (Δl).

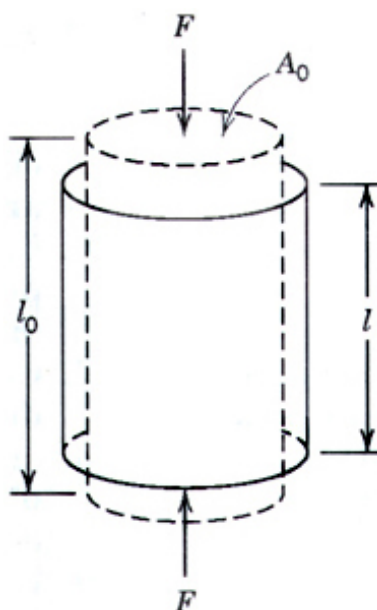


Ilustração esquemática da deformação ocorrida em um ensaio de compressão. As linhas tracejadas representam a forma do corpo de prova antes da deformação (l_0) e as sólidas, após a deformação (l) (Adaptada de Callister, 2002).

As características de carga-deformação são dependentes do tamanho da amostra, ou seja, a área da seção transversal e o comprimento, em repouso. Assim, para evitar a influência destes fatores geométricos, os valores de carga e deformação são normalizados em tensão de engenharia (σ) e deformação de engenharia (ε) (HERTZBERG, 1996; CALLISTER, 2002).

A tensão de engenharia (σ), em pascal (Pa), é definida pela relação na Equação 3.8:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (3.8)$$

onde, F é a força ou carga instantânea aplicada, em newton (N), e A_0 representa a área da seção transversal original antes da aplicação de qualquer carga, em metro quadrado (m^2). Vale salientar que este conceito difere do conceito de tensão real, em que o valor instantâneo da área da seção transversal (A_i) é utilizado.

A deformação de engenharia (ε), grandeza adimensional, é definida na Equação 3.9:

$$\varepsilon = \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (3.9)$$

onde, l_0 é o comprimento original antes de qualquer carga ser aplicada, l é o comprimento da amostra sob ensaio e Δl é a variação do comprimento a um dado instante, conforme referência ao comprimento original ($l - l_0$).

Um material apresenta comportamento elástico quando retorna às suas dimensões originais após ser submetido a estresse e tensões mecânicas. Este comportamento é descrito pela Lei de Hooke, através da equação para uma mola elástica (Equação 3.10), em que a força aplicada F , em newton (N), é diretamente proporcional ao seu deslocamento Δl . O fator de proporcionalidade k , também conhecido como “constante da mola”, representa a resistência mecânica da amostra (HERTZBERG, 1996).

$$F = k \cdot \Delta l \quad (3.10)$$

Quando a força atua sobre uma seção transversal de área A , a Lei de Hooke pode ser reescrita através da tensão σ e deformação ε , conforme Equação 3.11. A constante de proporcionalidade E , é o módulo de elasticidade ou módulo de Young, em pascal (Pa), e caracteriza a elasticidade do material que compõe a amostra (HERTZBERG, 1996).

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (3.11)$$

Após a determinação do módulo de Young do material, através de um ensaio de compressão, deve-se calcular a constante k da amostra utilizada. Para tal, as Equações 3.8 e 3.9 são substituídas na Equação 3.11 e, isolando a força F , obtém-se:

$$F = E \cdot \frac{\Delta l}{l_0} \cdot A_0 \quad (3.12)$$

A constante da mola, em newton por metro, é determinada ao se substituir a Equação 3.12 na Equação 3.10, o que resulta:

$$k = \frac{E \cdot A_0}{l_0} \quad (3.13)$$

Em regime elástico, pode ser obtido um gráfico linear de σ em função da ϵ , conforme ilustrado pela Figura 3.16. O coeficiente angular (inclinação) da reta representa o módulo de elasticidade E . Assim, pode-se observar a resistência do material a deformações elásticas, ou seja, quanto maior for o módulo, mais rígido será o material ou, menor será a deformação elástica sofrida para uma mesma tensão aplicada (HERTZBERG, 1996; CALLISTER, 2002).

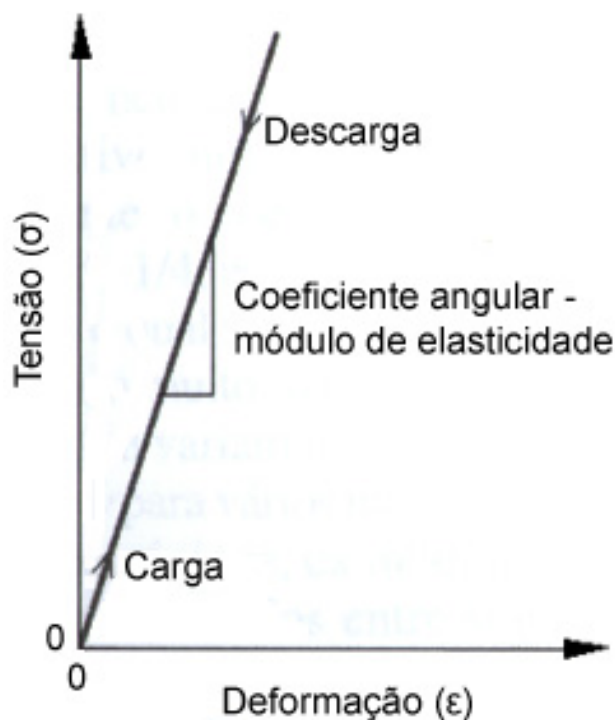


Diagrama esquemático tensão-deformação mostrando a deformação elástica linear para ciclos de carga e descarga (Adaptada de Callister, 2002).

Voltando à Figura 3.15, observa-se que ao ocorrer a diminuição de l , devido ao aumento de F , a área da secção transversal da peça também aumenta proporcionalmente. Desta maneira define-se o coeficiente de Poisson (ν) como a razão entre a variação da área (ΔA , ou a deformação transversal em relação à força aplicada) e a variação do comprimento (Δl , ou a deformação axial em relação à força aplicada), conforme a Equação 3.14 (COBBOLD, 1974):

$$\nu = -\frac{\Delta A}{2 \cdot \Delta l} \quad (3.14)$$

Se as faces da peça estiverem fixadas (coladas) a área A_0 não se alterará, o que mudará o coeficiente de Poisson ν , conseqüentemente, alterará o módulo de Young (E) e a constante da mola (k) dessa peça. Esta observação é necessária porque este efeito foi observado na prática, nos testes finais de calibração do sensor desenvolvido, conforme discutido no capítulo 5.

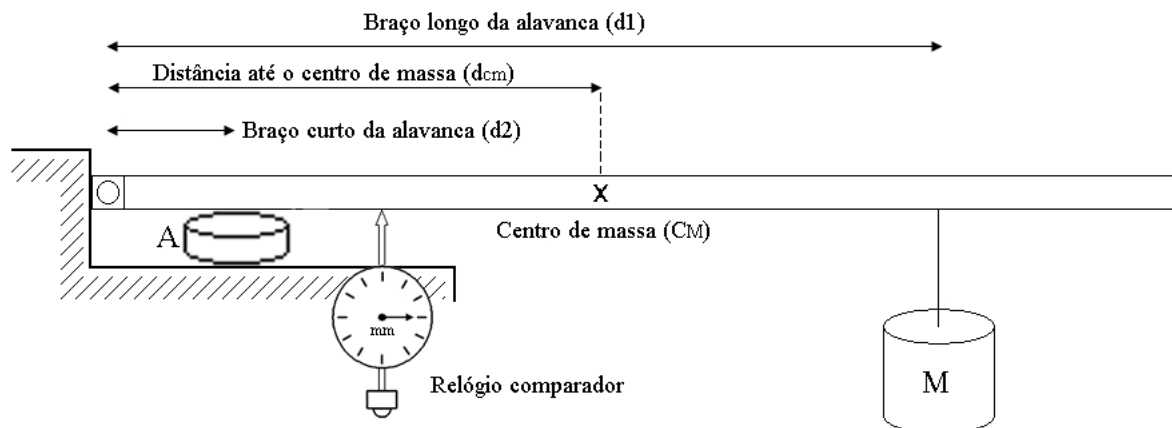
3.6.1 - Ensaio de compressão da borracha

Este ensaio teve como objetivo avaliar o tipo de borracha mais adequado para compor o elemento elástico do transdutor. Assim, foram colhidas 4 amostras cilíndricas de materiais diferentes, apresentadas pela Tabela 3.2.

Resumo das características dos tipos de borracha testados para compor o elemento elástico do transdutor de força desenvolvido.

Amostra	1	2	3	4
Fabricante	Mercur	Faber-Castell	Mercur	Continental
Modelo	Mercur 40	TK Plast	Mercur Nankin	-
Composição	Látex	Polímeros termoplásticos	Látex e materiais abrasivos	EPDM (60%) e outros compostos
Aplicação	Uso escolar	Uso escolar	Desenho com tinta nankin	Uso automotivo
A_0 (mm ²)	62,91	59,86	63,19	66,85
l_0 (mm)	3,040	3,094	3,032	2,060

Para a execução do ensaio foi utilizada uma alavanca classe II, cujo esquema mecânico é ilustrado pela Figura 3.17. As amostras de borracha (A) foram posicionadas individualmente no braço curto da alavanca, ou braço de carga, enquanto que massas (M) conhecidas ($M_1 = 315$ g; $M_2 = 835$ g; $M_3 = 4$ kg) eram colocadas em diferentes posições ao longo da alavanca, para a variação do momento (d_1/d_2) e, conseqüentemente, da força (F) aplicada sobre as amostras.



Utilização de uma alavanca classe II para o ensaio de compressão das borrachas.

O cálculo da força aplicada na borracha (F), em newton (N), é dado pela Equação 3.15:

$$F = \left(M_a \cdot \frac{d_{CM}}{d_2} + M \cdot \frac{d_1}{d_2} \right) \cdot g \quad (3.15)$$

onde C_M é o centro de massa da alavanca (TIPLER, 1978), M_a é a massa total da alavanca, em gramas (g), d_1 e d_2 são, respectivamente, a distância do braço longo e do braço curto da alavanca, ambos em metros (m), d_{cm} é a distância até o centro de massa da alavanca, em metros (m), e g é a aceleração da gravidade ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$).

As massas eram colocadas em posições predeterminadas ao longo do braço da alavanca para que a força (F) aplicada sobre a borracha fosse aumentando gradativamente a até um máximo de 874 N (89 kgf). A cada nova posição da massa, na alavanca, o comprimento (l) da borracha era registrado e, assim, os valores de tensão (σ) e deformação (ϵ) eram calculados de acordo com as Equações 3.8 e 3.9, respectivamente. A partir dos dados obtidos, foi traçado o gráfico de ϵ versus σ de cada amostra, conforme a Figura 3.18.

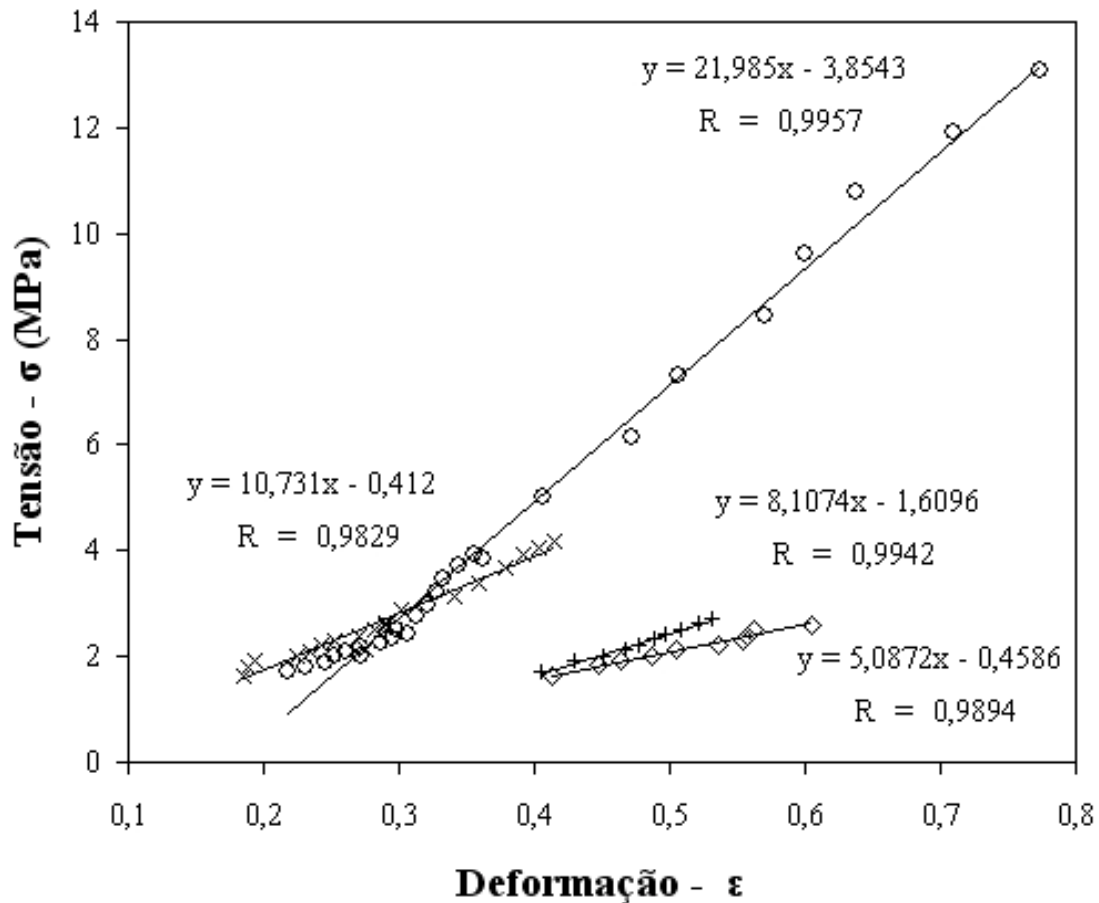


Gráfico tensão-deformação das amostras de borracha. Os pontos “◊”, “+”, “x” e “o”, representam as amostras 1, 2, 3 e 4, respectivamente. As linhas são aproximações lineares para as respectivas amostras.

Os valores do módulo de Young para os 4 materiais testados, obtidos pelos ensaios realizados, são mostrados na Tabela 3.3.

Módulo de Young obtido para os 4 materiais testados para compor o elemento elástico do transdutor.

Amostra	1	2	3	4
Composição	Látex	Polímeros termoplásticos	Látex e materiais abrasivos	EPDM (60%) e outros compostos
E	5,08	8,10	10,73	21,98

A premissa para a escolha do tipo de borracha a ser utilizada foi o seu módulo de elasticidade (ou módulo de Young), pois o material deve manter-se em regime elástico

quando submetido à faixa de força gerada por um primeiro molar, durante eventos de bruxismo, que varia de 404 N a 878 N (OKESON, 2000).

Com base nos resultados obtidos (Figura 3.18), optou-se pela utilização da borracha da amostra 4 (série de pontos “o”) para a construção do transdutor, pois, dentre as amostras testadas, esta apresentou o maior módulo de elasticidade ($E = 21,98$ MPa), com linearidade ($R = 0,9957$) na faixa de forças geradas por eventos de bruxismo.

3.7 - CONCLUSÕES SOBRE O TRANSDUTOR DESENVOLVIDO

O transdutor desenvolvido mostrou uma adequada viabilidade de construção em escalas reduzidas para seu respectivo acoplamento a uma placa oclusal. As panquecas do transdutor (L_{IA} e L_{IB}) apresentaram espessura total de aproximadamente 0,4 mm. Considerando uma amostra de borracha com cerca de 2 mm tem-se como espessura final aproximadamente 2,4 mm. Porém é importante salientar que esta espessura deverá ser somada à espessura da placa oclusal, que servirá como estrutura mecânica de suporte para a acomodação do transdutor e seu respectivo circuito.

Embora o tipo de borracha escolhido (amostra 4) para compor o elemento elástico do transdutor não seja biocompatível, apresenta as características necessárias ($E = 21$ MPa) para o desenvolvimento do protótipo e testes em laboratório. O projeto estrutural da placa oclusal desenvolvida, descrito mais a frente, impede o contato direto da borracha com qualquer tecido biológico, o que torna possível a utilização deste tipo de material para testes *in vivo*.

Ainda deve-se lembrar que os ensaios de compressão realizados serviram para escolher um tipo de borracha que atendesse aos propósitos do transdutor. Não foi selecionado o melhor tipo de material para o transdutor e sua respectiva aplicação, pois, para isto, seriam necessários muitos outros ensaios mecânicos que estariam além do escopo do presente trabalho.

O segundo modelo de transdutor construído, apresentou na prática (Figura 3.14) uma variação da frequência em função ao deslocamento similar à simulação teórica (Figura 3.12). Ao comparar estas duas figuras pode-se observar a mesma ordem de grandeza, tanto para a curva prática (Figura 3.14) quanto para a teórica (Figura 3.12). A sensibilidade ao deslocamento obtida com este transdutor (31 kHz/mm) mostrou-se consideravelmente superior à sensibilidade obtida com o modelo anterior (5 kHz/mm) (ROVERI, PICHORIM e

ABATTI, 2006), justificando a escolha do modelo de indutância mútua variável para o término do protótipo.

Com os resultados obtidos nos ensaios de sensibilidade de M_S do transdutor e de compressão da borracha, estimou-se a sensibilidade final em 99 Hz/N para o tipo de borracha escolhido (amostra 4).

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTAÇÃO E RESULTADOS DO SENSOR TELEMÉTRICO

Neste capítulo são abordados os tópicos relativos ao projeto e funcionamento do circuito oscilador de bloqueio, onde o transdutor de força desenvolvido foi acoplado para a transmissão da informação de força. Também é discutida a teoria envolvida na transmissão de energia através de um enlace magnético fracamente acoplado, bem como a respectiva implementação deste enlace, para permitir que o sensor como um todo opere sem baterias e sem cabos conectando o paciente ao meio externo. No decorrer deste capítulo são descritos testes e resultados parciais relativos à implementação do enlace de alimentação.

Além do sensor e do enlace de alimentação, é descrito o projeto de uma placa oclusal para a constituição final do protótipo. Ao final deste capítulo são apresentados os testes efetuados com o protótipo e os resultados obtidos, relativos à distância máxima de operação e à sensibilidade do sistema.

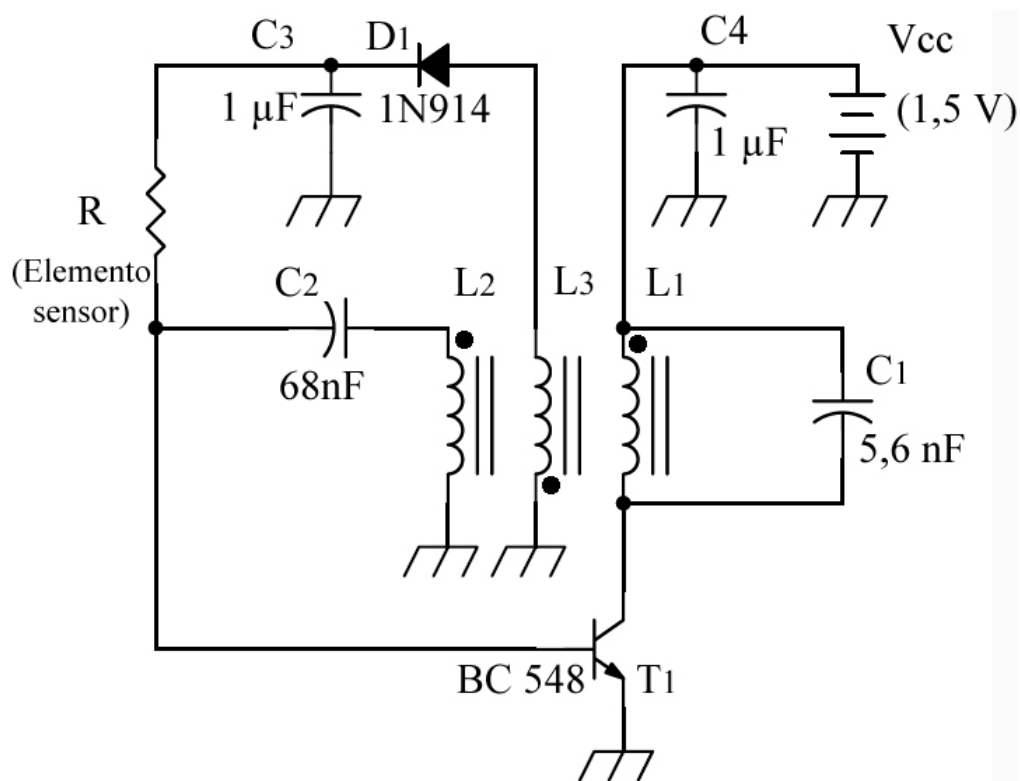
4.1 - CIRCUITO SENSOR

O circuito transmissor da informação da força, ou circuito sensor, é a segunda parte mais crítica do sistema de transmissão, precedido pelo transdutor. Uma atenção especial deve ser dada ao circuito transmissor, pois frequentemente deve ser projetado em função de características como tempo de vida (autonomia), tamanho e até estabilidade na presença de fluidos orgânicos (MACKAY, 1993).

Com o objetivo de aplicação oral para o circuito, duas diretrizes foram impostas: a utilização de um circuito passivo (sem baterias) com tamanho reduzido para caber entre a maxila e a mandíbula e a eliminação do risco de contaminação devido a eventuais vazamentos de substâncias químicas das baterias. Desta maneira, o circuito escolhido deve ser pequeno e apresentar o menor consumo de energia possível, para viabilizar sua alimentação remota via acoplamento indutivo.

O circuito desenvolvido por Abatti e Pichorim (1994) e Pichorim (1995) preenche parcialmente estes requisitos. Os autores utilizaram um oscilador de bloqueio com apenas um transistor para implementar uma cápsula biotelemétrica ingerível com o objetivo de monitorar

a temperatura interna do corpo, através do sistema gastrointestinal. O circuito apresentou baixo consumo ($0,12 \mu\text{W}$ por pulso transmitido), capacidade de operar com baixa tensão de alimentação (tensão mínima próxima a 1 V) e tamanho reduzido, pois pôde ser incluído em uma cápsula de comprimido para a deglutição. Porém ainda utilizava uma bateria interna acoplada junto com o circuito sensor, cujo esquema elétrico é ilustrado pela Figura 4.1.

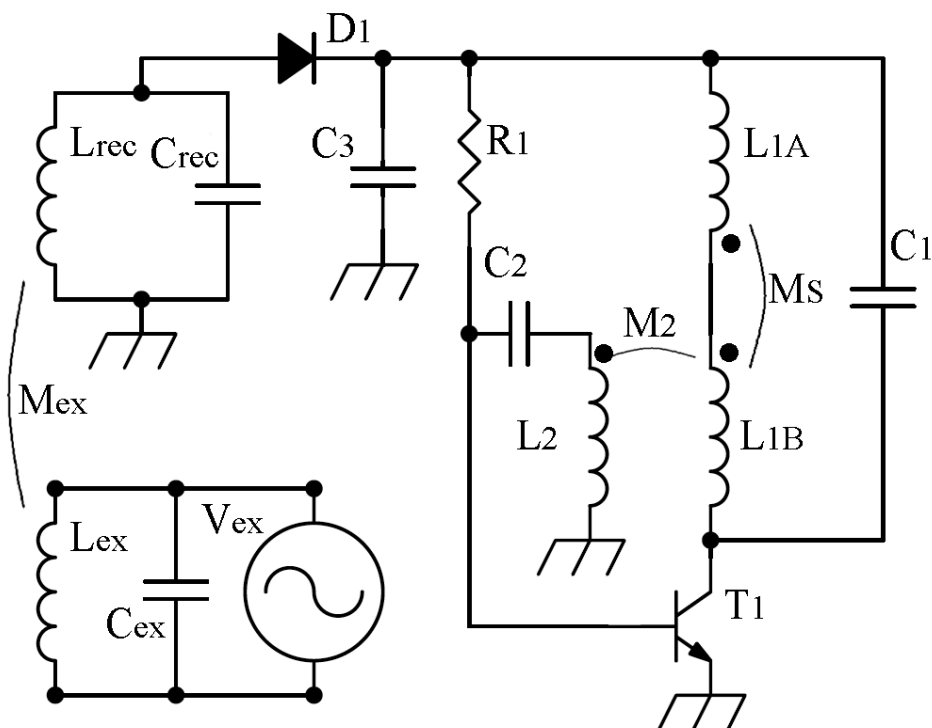


Esquema elétrico do circuito sensor desenvolvido por Abatti e Pichorim (1994).

Devido às características citadas este circuito foi escolhido, porém, foram realizadas 3 alterações significativas no circuito original (Figura 4.2), a saber:

- 1) A bateria foi substituída por uma bobina (L_{rec}), para recebimento remoto de energia, e por um circuito retificador com filtro (D_1 e C_3), formando uma fonte de alimentação.
- 2) A polarização da base de T_1 foi ligada diretamente na alimentação do circuito, mantendo-o sempre em estado ativo.
- 3) O transdutor resistivo foi substituído por um resistor e o indutor L_1 foi substituído pelo transdutor indutivo construído, modificando a forma de modulação do sinal.

O esquema elétrico do circuito sensor desenvolvido é mostrado na Figura 4.2.

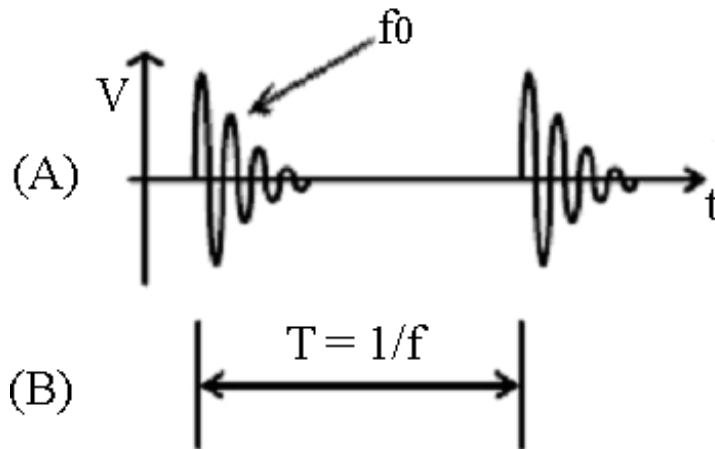


Esquema elétrico do circuito sensor utilizado.

Discutido em detalhes na próxima seção, o bloco de alimentação indutiva identificado na Figura 4.2 através dos componentes L_{rec} , C_{rec} , L_{ex} , C_{ex} , funciona como uma fonte de tensão AC (via V_{ex} e M_{ex}), responsável por fornecer energia ao circuito sensor. Este bloco foi duplamente sintonizado em 300 kHz. Através do retificador (D_1 , C_3), com diodo de germânio, a energia sob a forma de tensão alternada é convertida em tensão contínua (V_{C3}), polarizando a base do transistor T_1 através do resistor R_1 .

Inicialmente, quando o transistor está em corte, não circula corrente pelo coletor. Nesse instante o indutor L_2 não está energizado e o capacitor C_2 começa a carregar via R_1 até atingir o valor da barreira de potencial da junção base-emissor do transistor de silício ($\approx 0,7$ V), levando o transistor à condução. Nesse momento, tem-se uma corrente crescente no coletor, energizando o transdutor (L_1), e uma tensão induzida no indutor L_2 (via M_2), fazendo com que o capacitor C_2 descarregue. Ao chegar à saturação, a corrente no coletor torna-se constante, fazendo com que a tensão induzida no indutor L_2 seja nula, o que, conseqüentemente, leva o transistor ao corte e reinicia o ciclo de funcionamento com a carga do capacitor C_2 . A frequência de repetição da condução do transistor (frequência f , ilustrada na Figura 4.3B) é função do tempo de carga de C_2 via R_1 e da tensão de alimentação do circuito (V_{C3}). A cada

corrente do transistor, a energia armazenada em L_{1A} e L_{1B} gera uma oscilação senoidal subamortecida via C_1 (frequência f_0 , ilustrada na Figura 4.3A).



Modulação (f_0) utilizada para transmissão da grandeza medida. (A) Pulso senoidal subamortecido com frequência f_0 . (B) Período T entre os pulsos senoidais subamortecidos.

Originalmente, como o circuito gera um pulso a cada descarga de C_2 , Abatti e Pichorim (1994) modularam a frequência com que estes pulsos ocorrem, alterando a constante de tempo dada por R_1 e C_2 , ou seja, através de um sensor resistivo em R_1 , obtendo-se assim uma modulação por posição de pulsos na faixa de frequência de áudio (f).

No atual trabalho o parâmetro sensor é M_S , conforme já descrito, assim, a modulação será efetuada ao utilizar um transdutor indutivo (L_1), o que provoca uma variação nas oscilações de cada pulso subamortecido, ou seja, variações na faixa de rádio-frequência (f_0). Esta segunda forma de modulação tem a vantagem de não apresentar dependência da tensão de alimentação do circuito (V_{C3}), ou seja, f_0 é insensível com a variação da distância de operação do sensor. Ainda, pode-se observar que a frequência de alimentação (300 kHz) difere de f_0 no estado de repouso (400 kHz), conforme descrito no capítulo 3, e por serem diferentes, uma não irá comprometer a outra no sistema externo de leitura ou recepção de f_0 .

4.2 - FORNECIMENTO REMOTO DE ENERGIA

O sensor forma a parte mais crítica de um sistema de biotelemetria, pois possui restrições quanto ao tamanho, consumo de energia, impermeabilização e compatibilidade para trabalhar em meios biológicos. Assim, as outras partes do sistema são projetadas em função das características do sensor desenvolvido (MACKAY, 1993).

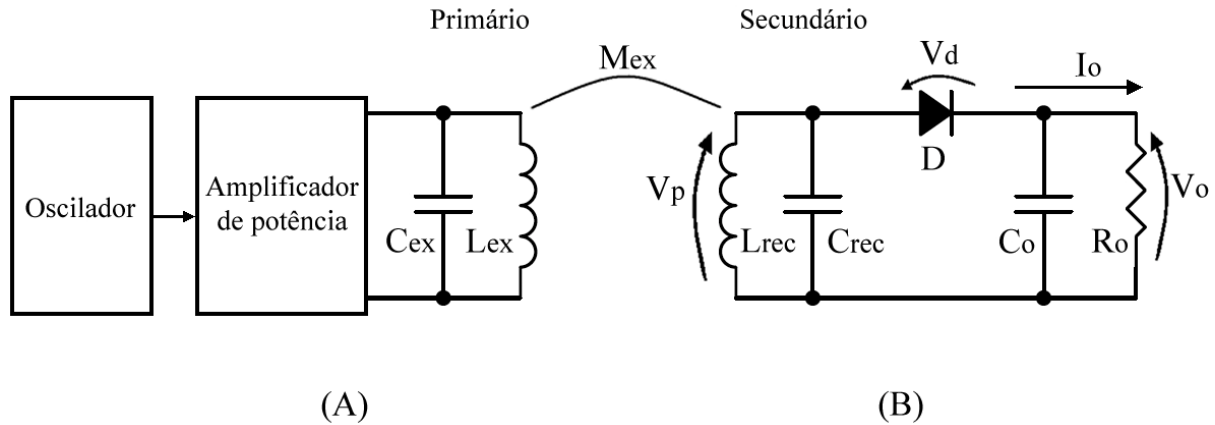
É comum, em sistemas de biotelemetria, a transmissão de energia ou informações entre o circuito sensor e uma estação remota ocorrer através de meio biológico. Este tipo de meio de transmissão apresenta uma resistividade relativamente baixa devido à presença de íons livres, o que dificulta a utilização de antenas do tipo dipolo (baseadas em campo elétrico). Por esta razão um enlace magnético é utilizado, onde tanto a energia quanto as informações são transferidas pelo “efeito transformador” (PICHORIM, 1995).

4.2.1 - O transformador fracamente acoplado

A transferência de potência em transformadores fracamente acoplados foi estudada em detalhes por Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr. (1994). A revisão desta teoria faz-se necessária e, aqui, é apresentada de forma resumida.

Considerando-se uma determinada potência de entrada, a máxima potência transferida do primário para o secundário é determinada pela eficiência do acoplamento magnético e por sua geometria, ou seja, maximizando a eficiência deste acoplamento, e também sua geometria, obtém-se a maior potência transferida possível (KO, LIANG e FUNG, 1977; SCHNEIDER JR., 1994).

Um circuito típico de transferência de potência para implantes é ilustrado pela Figura 4.4. O esquema elétrico do lado esquerdo mostra um oscilador, um amplificador de potência e um circuito ressonante primário paralelo (L_{ex} e C_{ex}) (responsável pela excitação do circuito sensor). A unidade remota, ou implante, é ilustrada pelo esquema elétrico do lado direito, composto por um circuito ressonante secundário paralelo (L_{rec} e C_{rec}) (responsável pelo recebimento de energia), um circuito de retificação e filtragem (D e C_o , respectivamente) e uma carga (R_o). A indutância mútua (M_{ex}) existe entre o primário e o secundário, acoplando-os magneticamente através de sintonização dupla, onde ambos são sintonizados em uma mesma frequência de ressonância (f_o).



Esquema elétrico genérico para a transferência de potência entre a unidade primária de excitação (A) e a unidade secundária implantável (B) (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977, Schneider Jr., 1994).

Inicialmente a eficiência do diodo é definida pela razão entre a tensão sobre a resistência de carga R_o (V_o) e a tensão de pico sobre o circuito tanque $L_{rec}C_{rec}$ (V_p):

$$A = \frac{V_o}{V_p} \quad (4.1)$$

A diferença entre a tensão de pico V_p e a queda de tensão sobre o diodo, V_d , define a tensão V_o sobre a carga ($V_o = V_p - V_d$).

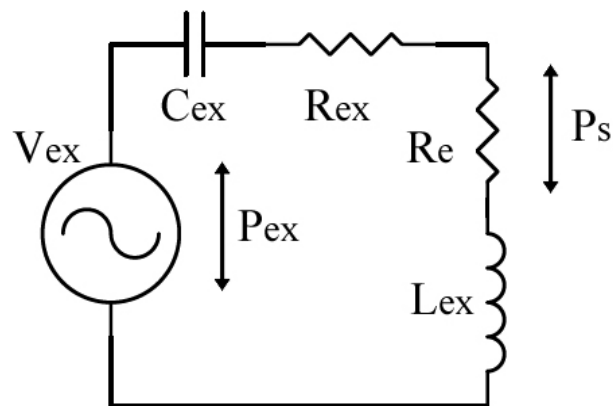
A constante de tempo do filtro de saída ($\tau = R_o C_o$) é muito maior que o período da onda de frequência f_o utilizada para o acoplamento das bobinas ($\tau \gg 1/f_o$), neste caso, a tensão de saída pode ser considerada contínua.

Se a tensão de pico for muito maior que a queda de tensão sobre o diodo ($V_p \gg V_d$), a eficiência do diodo será máxima ($A \approx 1$).

O acoplamento magnético pode ser avaliado através da eficiência η , definida como a razão entre a potência dissipada na carga R_o (P_o) pela potência entregue pela fonte de alimentação ao circuito primário (P_{ex}), conforme Equação 4.2:

$$\eta = \frac{P_o}{P_{ex}} \quad (4.2)$$

Como os circuitos estão magneticamente acoplados, existirá uma resistência refletida R_e do secundário ao primário. Obtendo-se o valor de R_e pode-se calcular a potência transmitida ao secundário, P_s . Segundo Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr (1994), a Figura 4.5 ilustra o circuito equivalente série visto pela fonte de alimentação, onde R_{ex} representa a resistência intrínseca ao enrolamento primário e R_e a resistência refletida.



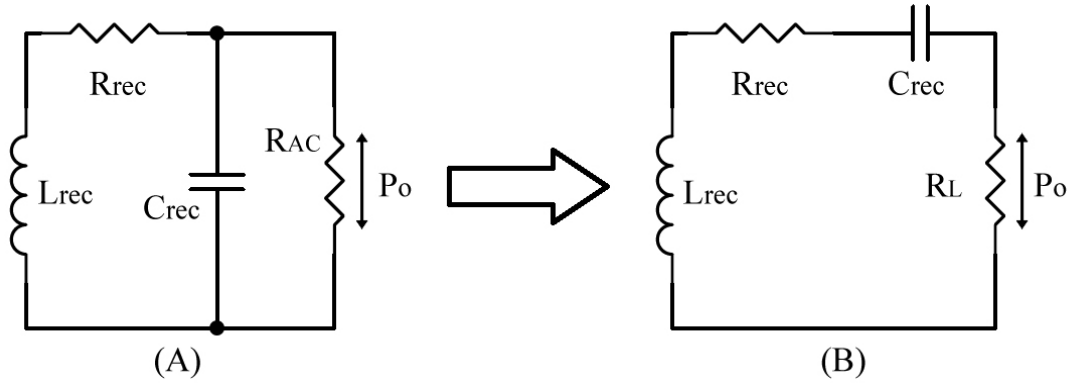
Circuito equivalente série para o primário (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977, Schneider Jr., 1994).

A potência transmitida ao secundário (P_s) é representada pela potência dissipada sobre R_e . Visto que R_{ex} e R_e formam um divisor resistivo, P_s pode ser calculada por:

$$P_s = P_{ex} \frac{R_e}{(R_{ex} + R_e)} \quad (4.3)$$

Levando em consideração a eficiência do diodo ($A \approx 1$) e que o circuito de retificação (Figura 4.4B) entrega somente um semiciclo à carga R_o , a resistência de carga AC equivalente, R_{AC} (Figura 4.6A), que dissipa uma potência AC equivalente à potência DC dissipada por R_o , é (KO, LIANG e FUNG, 1977):

$$R_{AC} = \frac{R_o}{2} \quad (4.4)$$



(A) Resistência de carga AC equivalente, R_{AC} , que dissipa uma potência AC equivalente à potência DC dissipada por R_o . (B) Circuito equivalente série para o secundário (Adaptada de Ko, Liang e Fung, 1977).

O circuito equivalente série do secundário é ilustrado pela Figura 4.6B, onde identifica-se a resistência intrínseca do enrolamento secundário R_{rec} e a resistência equivalente série de carga, R_L . Desta maneira, a potência transmitida P_s que age sobre R_L é definida por:

$$P_o = P_s \frac{R_L}{(R_{rec} + R_L)} \quad (4.5)$$

Substituindo a Equação 4.3 em 4.5:

$$P_o = P_{ex} \cdot \frac{R_e}{R_{ex} + R_e} \cdot \frac{R_L}{R_{rec} + R_L} \quad (4.6)$$

Substituindo a Equação 4.6 em 4.2, pode-se escrever a eficiência do acoplamento magnético (η) através de (SCHNEIDER JR., 1994):

$$\eta = \frac{P_o}{P_{ex}} = \frac{R_e \cdot R_L}{(R_{ex} + R_e)(R_{rec} + R_L)} \quad (4.7)$$

Observa-se que esta relação já é suficiente para mostrar que a resistência do primário, R_{ex} , deve ser a menor possível para maximizar a transferência de energia, ou seja, deve-se diminuir o número de espiras e aumentar a bitola do fio do enrolamento primário. Por outro lado, os termos resistivos provenientes do secundário, R_e e R_L , devem ser os maiores possíveis.

Para compreender os termos que compõem R_L , deve-se notar na Figura 4.6A que R_{AC} está em paralelo com o capacitor C_{rec} . Na frequência de ressonância f_o (sabendo-se que a frequência angular $\omega_o = 2\pi f_o$), a resistência equivalente série R_L , deste circuito RC, é definida por Hayt e Kemmerly (1973), como:

$$R_L \approx \frac{R_{AC}}{Q^2} \quad (4.8)$$

onde o fator de qualidade (Q) do circuito RC é:

$$Q = \frac{R_{AC}}{X_{Co}} = \frac{R_{AC}}{X_{Lo}} \quad (4.9)$$

Sabendo-se que $X_{Lo} = \omega_o \cdot L_{rec}$, pode-se substituir X_{Lo} na Equação 4.9 e, em seguida, na Equação 4.8. Assim, pode-se obter:

$$R_L = \frac{\omega_o^2 \cdot L_{rec}^2}{R_{AC}} \quad (4.10)$$

Substituindo 4.4 em 4.10 e sabendo-se que o fator de qualidade da bobina secundária (Q_2) é $\omega_o \cdot L_{rec} / R_{rec}$, pode-se escrever R_L como:

$$R_L = \frac{2 \cdot Q_2^2 \cdot R_{rec}^2}{R_o} \quad (4.11)$$

Com o mesmo conceito apresentado pelas Equações 4.10 e 4.11, pode-se utilizar a resistência equivalente do secundário para calcular a resistência refletida para o primário, R_e :

$$R_e = \frac{\omega_o^2 \cdot M_{ex}^2}{R_{rec} + R_L} = \frac{R_{AC} \cdot R_{ex} \cdot k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2}{R_{AC} + R_{rec} \cdot Q_2^2} \quad (4.12)$$

onde M_{ex} é a indutância mútua entre o primário e o secundário, k é o coeficiente de acoplamento entre o primário e o secundário ($M_{ex} = k.(L_{ex}.L_{rec})^{1/2}$) e Q_1 é o fator de qualidade da bobina primária L_{ex} ($Q_1 = \omega_o.L_{ex}/R_{ex}$).

Substituindo as Equações 4.12 e 4.11 em 4.7, a eficiência do acoplamento magnético pode ser escrita como (KO, LIANG e FUNG, 1977):

$$\eta = \frac{k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2^3 \cdot R_{rec} \cdot R_o}{2 \cdot \left(\frac{R_o}{2} + Q_2^2 \cdot R_{rec} \right) \cdot \left[\left(1 + k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2 \right) \frac{R_o}{2} + Q_2^2 \cdot R_{rec} \right]} \quad (4.13)$$

Conforme já discutido anteriormente, o circuito sensor e conseqüentemente o enrolamento secundário R_{rec} , compõem a parte mais crítica do projeto, forçando com que sejam desenvolvidos inicialmente. A seguir, todos os elementos do sistema são projetados em função das características destes, mais propriamente de R_{rec} . Segundo Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr (1994), o valor ótimo de R_{rec} pode ser obtido derivando-se a Equação 4.13 em relação à R_{rec} e igualando a equação resultante à zero, para identificação do ponto de máximo. Desta maneira, $R_{rec-ótimo}$ é dado por:

$$R_{rec-ótimo} = \frac{R_o}{2} \cdot \frac{\sqrt{1 + k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2}}{Q_2^2} \quad (4.14)$$

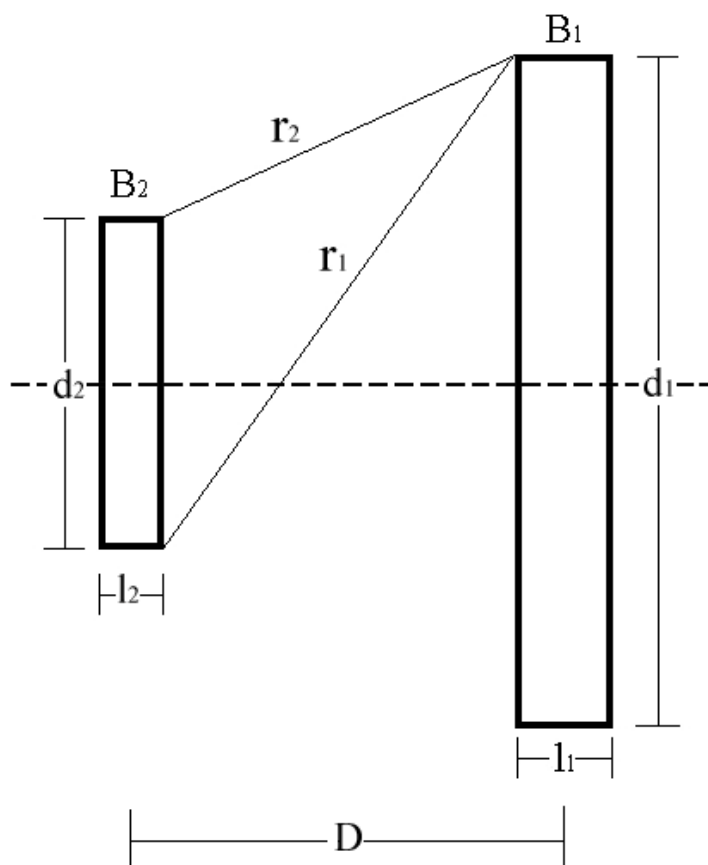
Conseqüentemente, Ko, Liang e Fung (1977) determinaram a eficiência máxima substituindo a Equação 4.14 em 4.13:

$$\eta_{máxima} = \frac{k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2}{\left(1 + \sqrt{1 + k^2 \cdot Q_1 \cdot Q_2} \right)^2} \quad (4.15)$$

Para se atingir a eficiência máxima, os fatores de qualidade das bobinas primária (Q_1) e secundária (Q_2), bem como o fator de acoplamento (k), devem ser os maiores possíveis.

O fator de acoplamento (k) é função exclusivamente da geometria do acoplamento, ou seja, da disposição relativa entre as bobinas, de suas dimensões e de como o campo magnético se acopla, logo, soluções matemáticas para a maximização de k são possíveis, porém, particulares a cada aplicação.

Como exemplo, Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr. (1994) apresentam, na Figura 4.7, os fatores geométricos envolvidos na determinação de k , considerando ambas as bobinas circulares e coaxiais. Observa-se a bobina B_1 do primário, de diâmetro d_1 , a bobina B_2 do secundário, de diâmetro d_2 , a distância D de separação, as espessuras l_1 e l_2 das respectivas bobinas e r_1 e r_2 , que são as distâncias mínima e máxima entre os perímetros internos das bobinas.



Geometria de um acoplamento formado por duas bobinas circulares coaxiais. Figura adaptada de Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr. (1994).

Ko, Liang e Fung (1977) e Schneider Jr. (1994) demonstraram que k é independente do número de espiras do primário e do secundário, porém, depende de r_2 e r_1 . Também demonstraram que, para valores conhecidos de d_2 e D , é possível calcular o valor ótimo de d_1 para se obter o máximo coeficiente de acoplamento (k):

$$d_1 = \sqrt{d_2^2 + 4.D^2} \quad (4.16)$$

A Equação 4.16 relaciona a distância D entre as bobinas e seus respectivos diâmetros d_1 e d_2 . Para aplicações em biotelemetria, o secundário é projetado e limitado em função das dimensões do implante, já o primário é projetado em função deste e posicionado a centímetros de distância (SCHNEIDER JR, 1994). Nestes casos, o coeficiente de acoplamento k varia de 0,01 a 0,15, o que caracteriza um transformador fracamente acoplado (DONALDSON e PERKINS, 1983).

Como a maximização de k ainda apresenta um valor baixo, o que prejudica a eficiência máxima descrita pela Equação 4.15, deve-se projetar bobinas com alto fator de qualidade ($Q = \omega_o L/R$), tanto para o primário quanto para o secundário (SCHNEIDER JR, 1994). Ainda, para se ter tensões altas o suficiente para polarizar os circuitos do implante, deve-se respeitar a relação de proporcionalidade, $V_2/V_1 \propto n_2/n_1$, o que implica sempre em aumentar o número de espiras do secundário (n_2) e diminuir o número de espiras do primário (n_1).

4.2.2 - Implementação da bobina receptora de energia

O projeto do secundário, ou da bobina responsável pela recepção de energia (L_{rec}), considerou inicialmente apenas fatores geométricos, pois, para receber a maior quantidade de energia possível a bobina deve apresentar o maior fator de qualidade (Q) possível e, para isso, a maior auto-indutância, conforme já discutido.

Uma das formas de se elevar a auto-indutância é através do aumento da área da bobina, pois, a auto-indutância L de uma bobina genérica é:

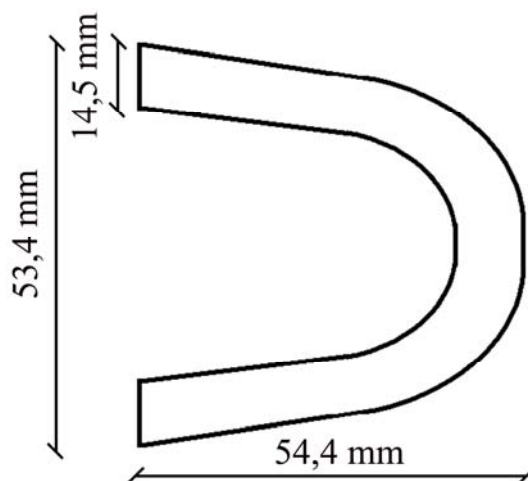
$$L = \frac{\Phi}{I} = \frac{B \cdot A}{I} \quad (4.17)$$

onde Φ é o fluxo magnético através da bobina, gerado pela corrente I , B é a densidade de fluxo e A é a área da bobina (MIAH, 1982).

Desta maneira, o secundário (bobina L_{rec} , Figura 4.2) assumiu o formato de “U”, com suas espiras contornando a placa oclusal para aproveitar ao máximo a área fornecida pela estrutura.

Uma primeira bobina foi enrolada com 16 espiras e fio 20 AWG (0,4 mm de raio), visando apresentar a menor resistência intrínseca possível ($R_{rec} = 597 \text{ m}\Omega$), maior indutância

($L_{rec} = 16,47 \mu\text{H}$) e, conseqüentemente, maior fator de qualidade ($Q_2 = 52$) para testes de transmissão de energia e determinação do raio ótimo do primário. A Figura 4.8 ilustra as dimensões da bobina construída.

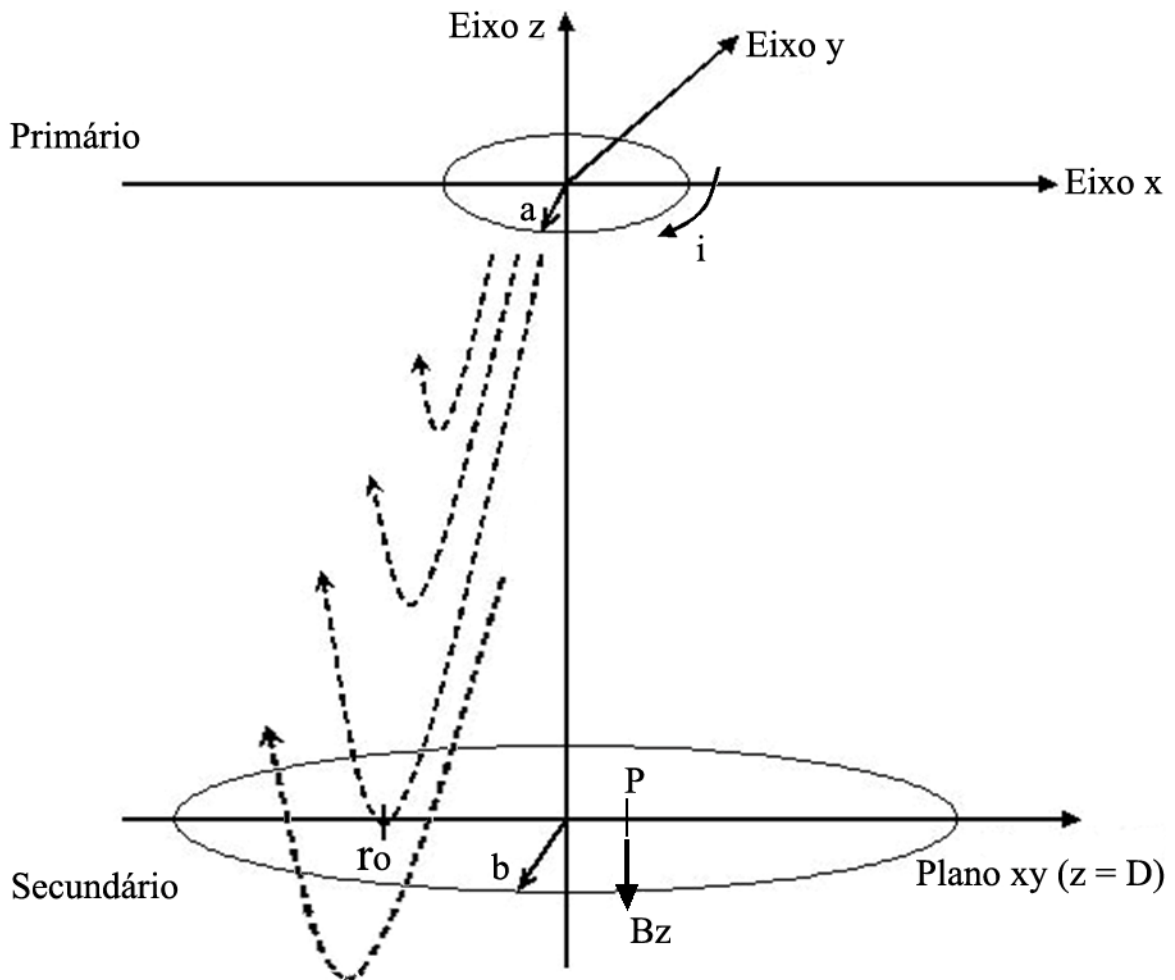


Dimensões da bobina “U” construída para a avaliação da geometria do campo magnético.

4.2.3 - Implementação do enlace de alimentação

Conforme descrito por Pichorim (2003), para uma dada distância fixa (D), a máxima indutância mútua entre dois anéis circulares coaxiais ocorre quando uma das bobinas envolver o maior número de linhas de força geradas pelo campo magnético da outra bobina. Pode ser observado na Figura 4.9 que uma corrente i circula pela bobina de raio a , gerando um campo magnético. O vetor B_Z identifica apenas a componente vertical da densidade de fluxo magnético, no ponto P , gerada pela bobina de raio a . As linhas de força geradas (setas pontilhadas) irão tangenciar, no ponto r_o , o plano xy que contém a bobina de raio b a uma dada distância de separação D . As linhas de força que tangenciam o plano xy irão formar um conjunto de pontos r_o cuja forma é função da bobina geradora de campo, no caso da Figura 4.9 este conjunto assume um formato circular, caracterizando os pontos r_o que compõe o raio ótimo.

Se o raio b for inferior a r_o , a bobina deixará de abranger linhas de força ascendentes (B_Z positivo), diminuindo o valor da indutância mútua entre as bobinas. Se o raio b ultrapassar r_o , a bobina irá abranger linhas de força descendentes (B_Z negativo), o que também contribui para a diminuição da indutância mútua. Logo, para se obter a indutância mútua máxima, o raio da bobina secundária deverá assumir um valor ótimo, ou seja: $b = r_o$.



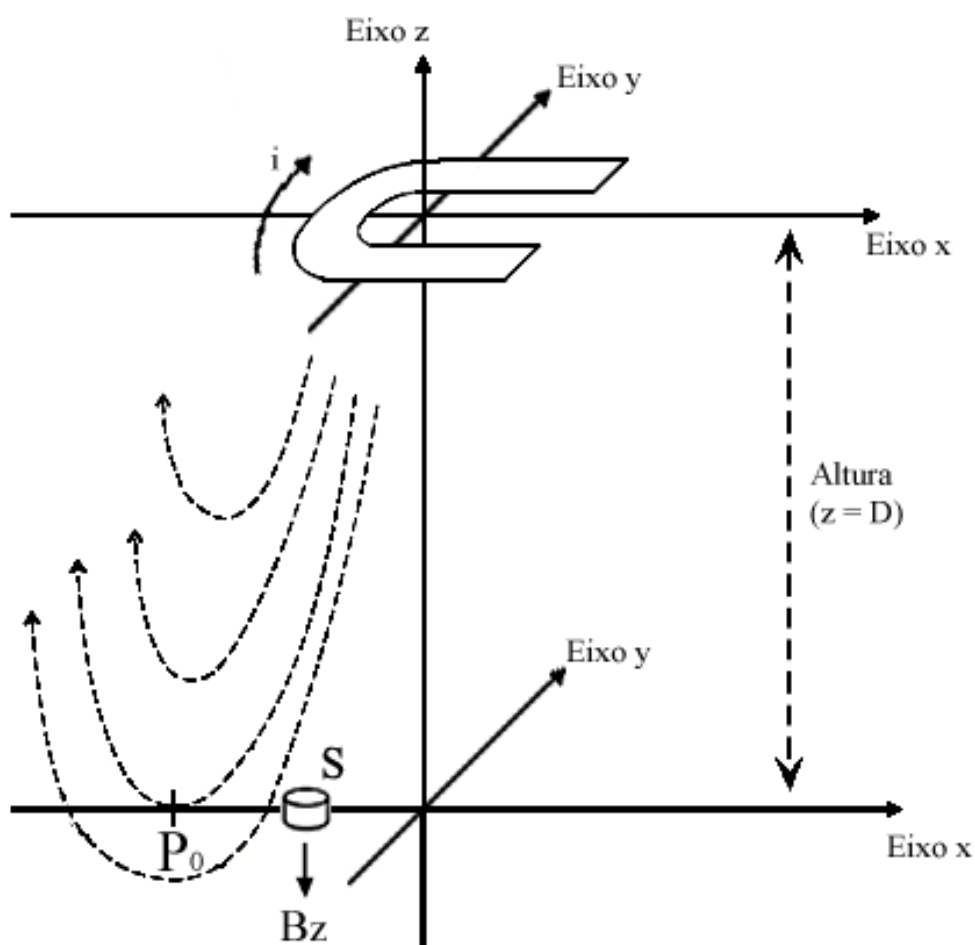
Determinação do raio ótimo (r_0) em função das linhas de campo, para uma determinada distância de separação (D).

Porém, o formato complexo da bobina criada, L_{rec} , impediu a utilização de equações já conhecidas para a determinação do raio ótimo e maximização do acoplamento magnético apresentadas por Ko, Liang e Fung (1977) e Pichorim (2003). Assim, o raio ótimo da bobina primária L_{ex} , responsável pelo envio de energia, foi determinado empiricamente em função da geometria da bobina em forma de “U”.

Com base na Figura 4.9 foi elaborado um experimento para determinar a geometria do campo magnético gerado pela bobina em forma de “U”, ilustrado pela Figura 4.10. Assim, a bobina “U” substituiu a bobina primária, alimentada pela corrente i , sendo posicionada paralelamente ao plano xy tido como plano de referência ($z = 0$). A bobina secundária circular foi substituída por um solenóide (S), com núcleo de ferrite, de tamanho suficientemente reduzido para detectar apenas B_z (características do solenóide S : diâmetro de 10 mm,

comprimento de 10mm, aproximadamente 80 espiras com fio 36 AWG (65 μm de raio), auto-indutância de 223,6 μH e resistência intrínseca de 4,3 Ω .

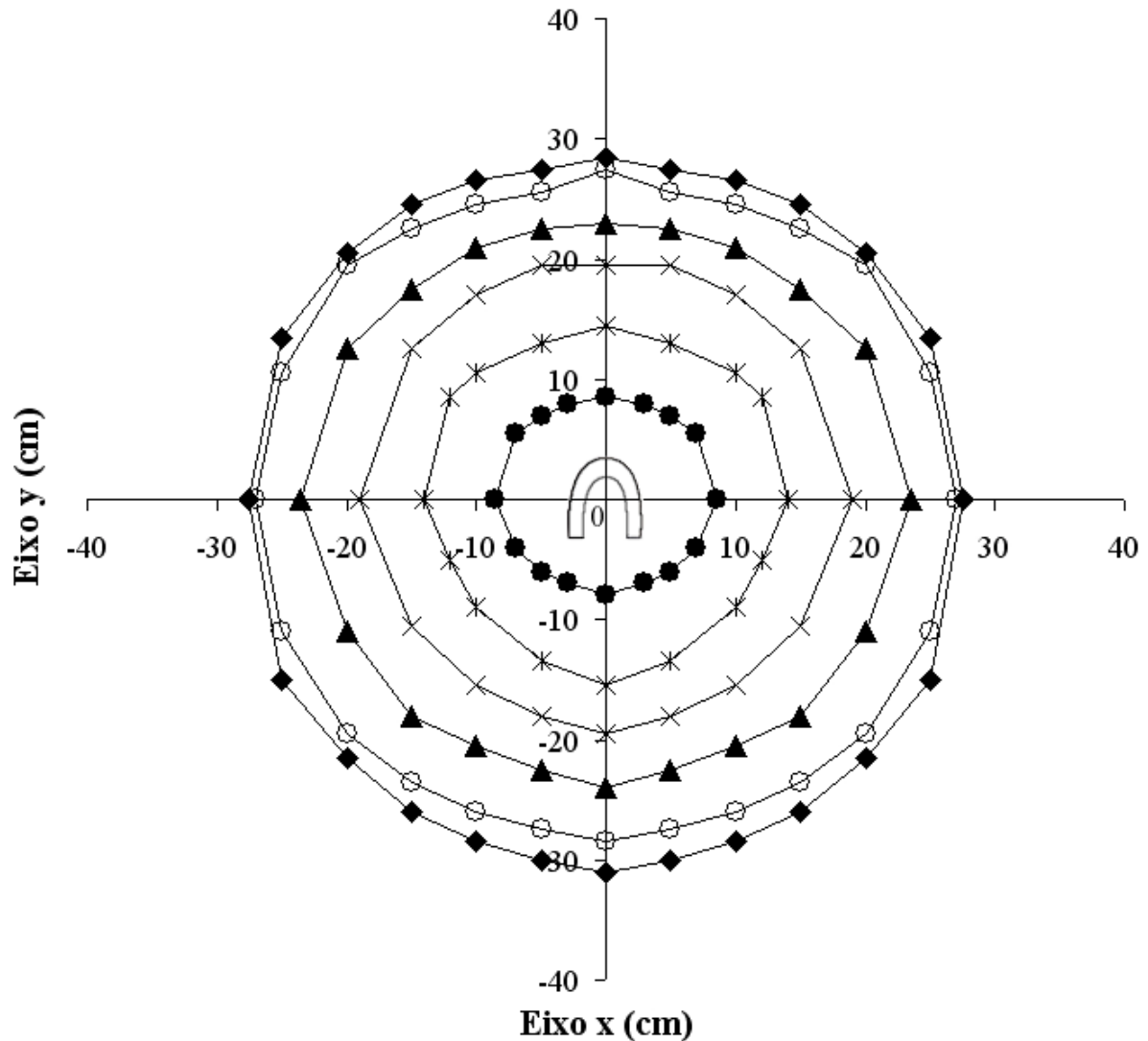
Observa-se que, conforme o solenóide se posiciona ao longo da superfície do plano xy , a uma determinada altura ($z = D$), haverá tensão induzida pela bobina “U”. Fazendo com que o solenóide S percorra todo o plano xy para uma mesma altura ($z = D$) é possível detectar os pontos cujo fluxo de campo magnético (B_z) é nulo, ou seja, pontos (P_o) onde as linhas de campo tangenciam o plano de interesse. Desta maneira, a tensão induzida no solenóide S será zero quando este estiver sobre um dos pontos ótimos (P_o) da superfície.



Determinação empírica do conjunto de pontos P_o onde a indutância mútua é máxima para a altura D .

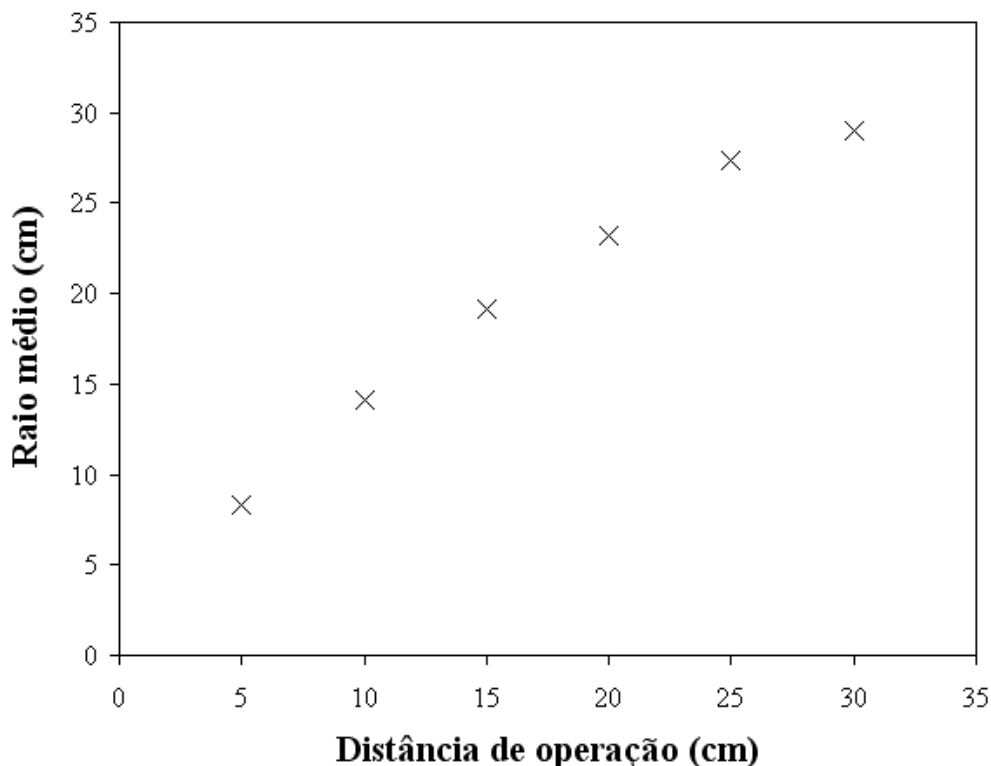
O experimento ilustrado pela Figura 4.10 consistiu em varrer o plano xy para diferentes alturas ($D = 5, 10, 15, 20, 25$ e 30 cm) e registrar as coordenadas dos pontos (P_o) onde B_z era nulo. Como resultado obteve-se um gráfico semelhante ao de curvas de nível, ilustrado pela Figura 4.11, onde pode-se observar que os conjuntos de pontos P_o , para cada altura, se

aproximam de uma forma circular, apesar da bobina geradora do campo magnético ter um formato de “U”.



Curvas de nível para determinação dos pontos P_o para diferentes alturas. Os pontos \blacklozenge (30 cm), \circ (25 cm), \blacktriangle (20 cm), \times (15 cm), $*$ (10 cm) e \bullet (5 cm) representam as amostras registradas para as respectivas alturas de operação do sensor, onde $B_z = 0$.

Com base nos pontos obtidos para cada altura (D), o raio médio dos círculos foi calculado, gerando o gráfico ilustrado pela Figura 4.12. Assim foi determinado (de forma aproximada) o melhor raio da bobina primária circular para maximizar a indutância mútua com a bobina “U” secundária (a uma distância de operação D).



Raio médio para a máxima indutância mútua, em função da distância de operação do circuito sensor.

O primário foi construído para a menor resistência intrínseca e, conseqüentemente, o máximo fator de qualidade, assim, implementou-se uma bobina em anel de 1 espira, com fio 20 AWG (0,4 mm de raio), resistência intrínseca de 126 m Ω e auto-indutância de 2,21 μ H, o que resultou em um fator de qualidade (Q_I) igual a 33. A bobina primária foi implementada com 24,5 cm de raio, visando maximizar a indutância mútua para que o sensor operasse a aproximadamente 27 cm de distância.

4.2.4 - Testes de transferência de energia para o secundário.

Após a construção do primário, descrito na sessão anterior, procurou-se avaliar qual seria a melhor espessura de fio a ser utilizada no secundário. Foram construídas três bobinas em “U” com diferentes espessuras de fio, porém, todas com as mesmas dimensões e forma apresentada pela Figura 4.8. As bobinas A, B e C são detalhadas pela Tabela 4.1.

Características das bobinas “U” ensaiadas.

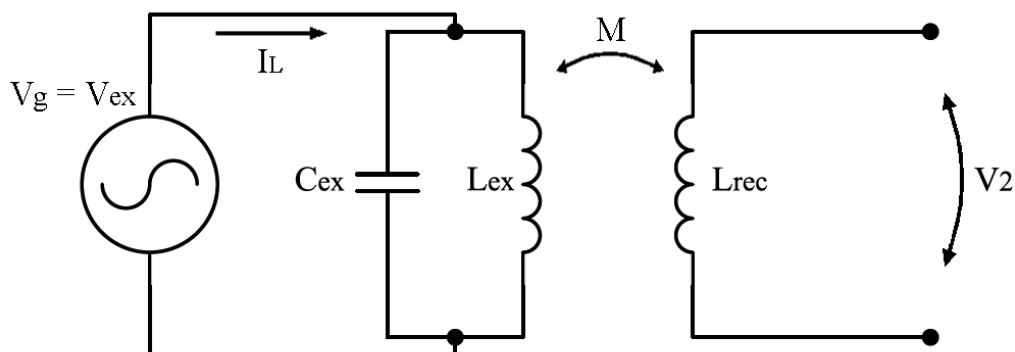
Bobina	A	B	C
Fio	20 AWG	30 AWG	40 AWG
Raio do fio	0,4 mm	0,12 mm	0,04 mm
Espiras (n_2)	16	21	45
Espessura (l)	$\approx 14,6$ mm	≈ 6 mm	≈ 6 mm
Auto-indutância (L_{rec})	16 μ H	58 μ H	362 μ H
Resistência intrínseca (R_{rec})	597 m Ω	3,06 Ω	66,69 Ω
Fator de qualidade (Q_2)	52	35	10

O experimento consistiu em avaliar a eficiência η (Equação 4.13) das bobinas A, B e C. Para tal, obteve-se o valor da indutância mútua (M) de forma prática ($M = L_{ex} \cdot V_{rec} / V_{ex}$, já que o secundário (L_{rec}) permanecia em aberto), entre o primário e cada bobina (A, B e C), em três distâncias diferentes (3, 15 e 30 cm), conseqüentemente, calculou-se o fator de acoplamento k (sabe-se que: $k = M / (L_{rec} \cdot L_{ex})^{1/2}$).

Após obter, também de forma prática, o valor da resistência equivalente do circuito sensor ($R_o = 1,5$ k Ω), calculou-se a eficiência η (Equação 4.13). A Figura 4.13 ilustra o esquema elétrico do experimento realizado, onde pode-se obter o valor da indutância mútua a partir da indutância L_{ex} , da tensão sobre o primário V_{ex} e da tensão induzida no secundário V_{rec} .

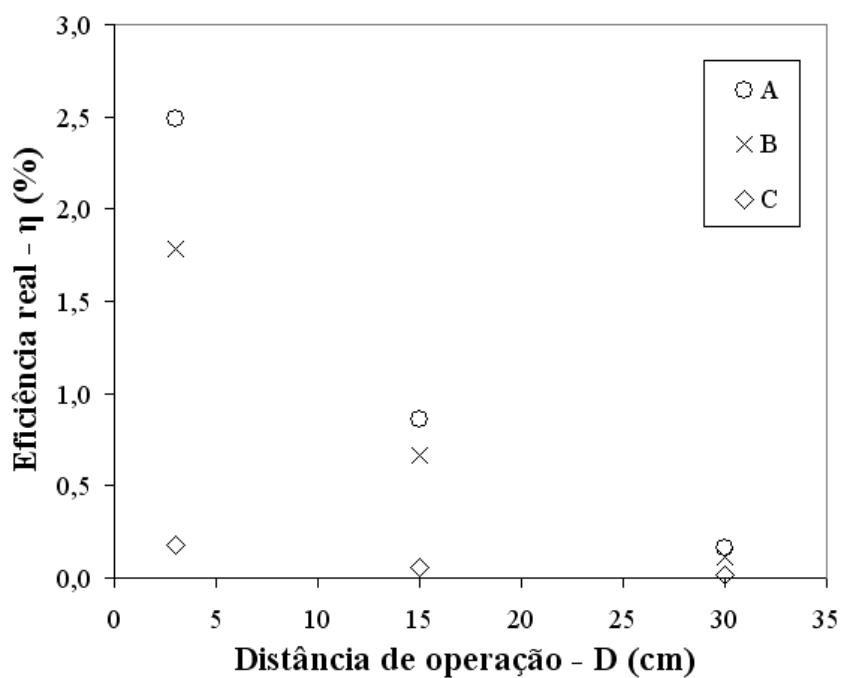
A tensão de excitação fornecida pelo gerador (V_{ex}) foi medida durante o experimento (em pico-a-pico) para se calcular a potência eficaz (P_{ex}) entregue pelo gerador de funções. Por isso, na Equação 4.18, aparecem os termos $1/2$ e $\sqrt{2}/2$. Sabendo-se que na ressonância, a impedância do tanque (L_{ex} e C_{ex}) vista pelo gerador, Z_{tanque} , é de aproximadamente $51\Omega \angle 0^\circ$ (valor medido pelo analisador de impedância da Agilent, modelo 4294A), obteve-se o valor de 251 mW para P_{ex} , conforme Equação 4.18.

$$P_{ex} = \frac{\left(\frac{V_{ex}}{2} \cdot \frac{\sqrt{2}}{2} \right)^2}{Z_{tanque}} \quad (4.18)$$



Esquema elétrico do experimento realizado para avaliação da eficiência (η) das bobinas em “U” construídas.

A eficiência de cada bobina em função da distância é ilustrada pela Figura 4.14. Observou-se uma queda acentuada da eficiência da bobina C (fio mais fino), quando comparada às outras duas. Desta maneira foi escolhida a bobina B para compor o protótipo, por apresentar tamanho reduzido e uma eficiência relativamente alta, quando comparadas às bobinas C (pior caso) e bobina A (melhor caso). Embora a bobina A apresente as melhores características elétricas, dentre as testadas, não pode ser utilizada devido à sua elevada espessura (14,6 mm), que compromete o seu respectivo acoplamento em uma placa oclusal.



Eficiência real obtida com as bobinas ensaiadas A(\circ), B(\times) e C(\diamond), em função da distância de operação.

4.3 - PLACA OCLUSAL

Deve-se salientar que o projeto da estrutura desenvolvida não tem o objetivo de ser uma placa oclusal real, utilizada para o tratamento de bruxismo ou apnéia do sono, mas apenas uma imitação em plástico, com características semelhantes, de forma a sustentar as bobinas e o sensor desenvolvidos, possibilitando assim os testes *in vitro* finais do sistema.

O projeto da placa oclusal para acoplamento do circuito sensor tomou como base as dimensões de um protetor bucal genérico (Figura 4.8) para a prática de artes marciais. As Figuras 4.15 e 4.16 ilustram a placa oclusal desenvolvida e suas respectivas cotas, através das vistas lateral (I), superior (II), posterior (III) e em perspectiva. O modelo em três dimensões da placa oclusal projetada (Figuras 4.15 e 4.16) foi construído através do *software* “AutoCAD 2004”.

A placa foi projetada de modo que sua estrutura fornecesse suporte e permitisse a construção da bobina receptora de energia (L_{rec}). Por esta razão pode-se identificar as canaletas de 0,5 mm de profundidade (Figura 4.15-III) para conter e manter o enrolamento da bobina ao redor da placa oclusal. As canaletas também podem ser identificadas na Figura 4.16, pelas letras “C”. Duas aberturas de 7 mm de altura por 4,5 mm de largura (“A”) permitem que as espiras da bobina sejam “costuradas” por entre a estrutura.

Pensando-se na possibilidade de acoplar dois circuitos sensores na mesma placa, para registrar as forças geradas tanto pelo primeiro molar esquerdo quanto direito, esta foi construída de maneira simétrica.

O circuito sensor pode ser acoplado na parte interna da placa, nas regiões “S” identificadas na Figura 4.16. As panquecas são posicionadas nas regiões “P”.

Foi projetado um botão para encaixar na placa oclusal, com o objetivo de concentrar toda a força da mordida apenas na área ocupada pelo transdutor de força. Esta peça e suas respectivas cotas são ilustradas pela Figura 4.17, através das vistas lateral (I), superior (II) e posterior (III). Ainda nesta figura podem ser observados pequenos dentes, que funcionam como encaixes dos trilhos presentes na placa oclusal.

Os trilhos, identificados pelas letras “T” (Figura 4.16), permitem apenas o deslocamento vertical do botão e, conseqüentemente, a compressão do transdutor, evitando que as panquecas escorreguem para os lados devido a movimentos laterais efetuados pela mandíbula.

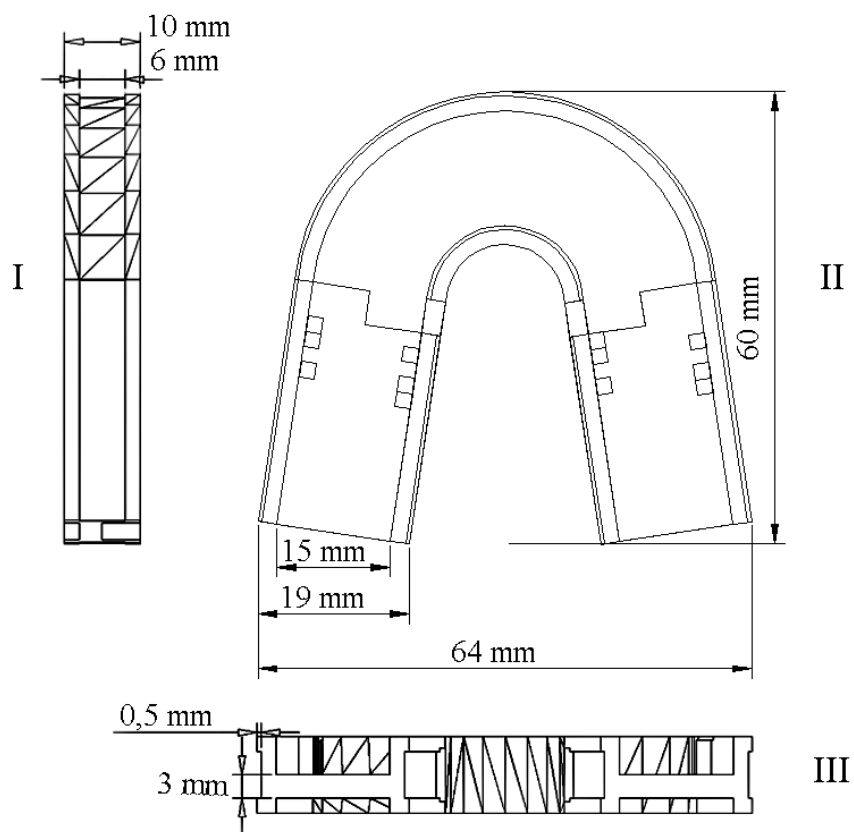


Ilustração da placa oclusal desenvolvida e suas respectivas cotas nas vistas (I) lateral, (II) superior e (III) posterior.

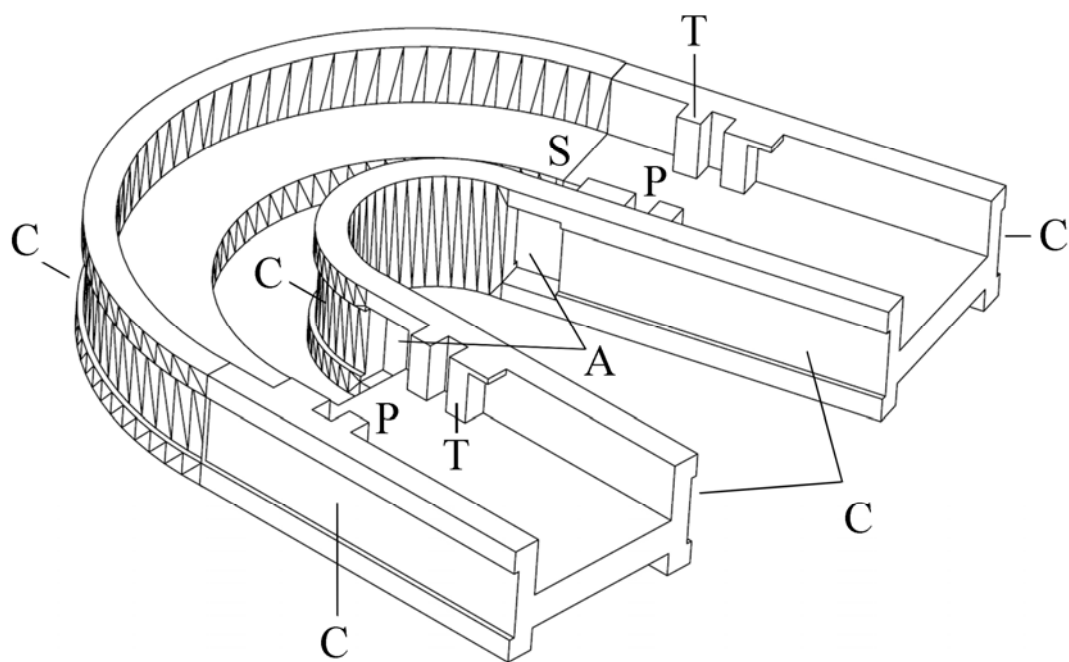


Ilustração em perspectiva da placa oclusal desenvolvida, indicando a função das principais regiões.

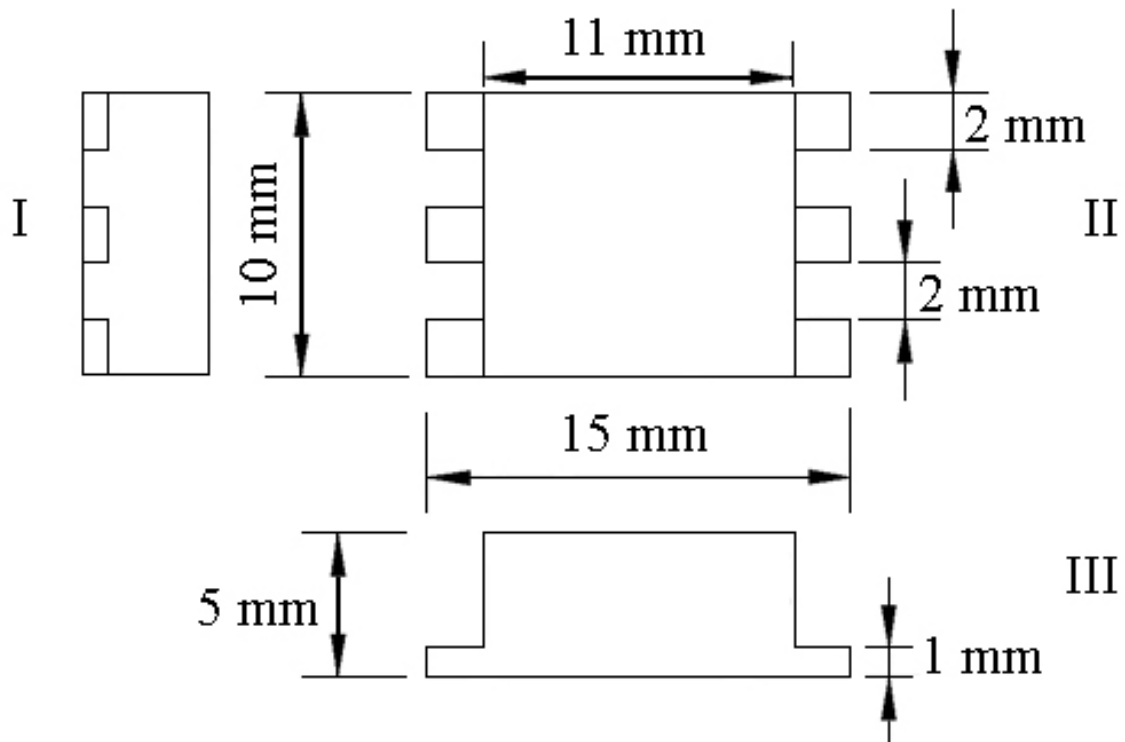
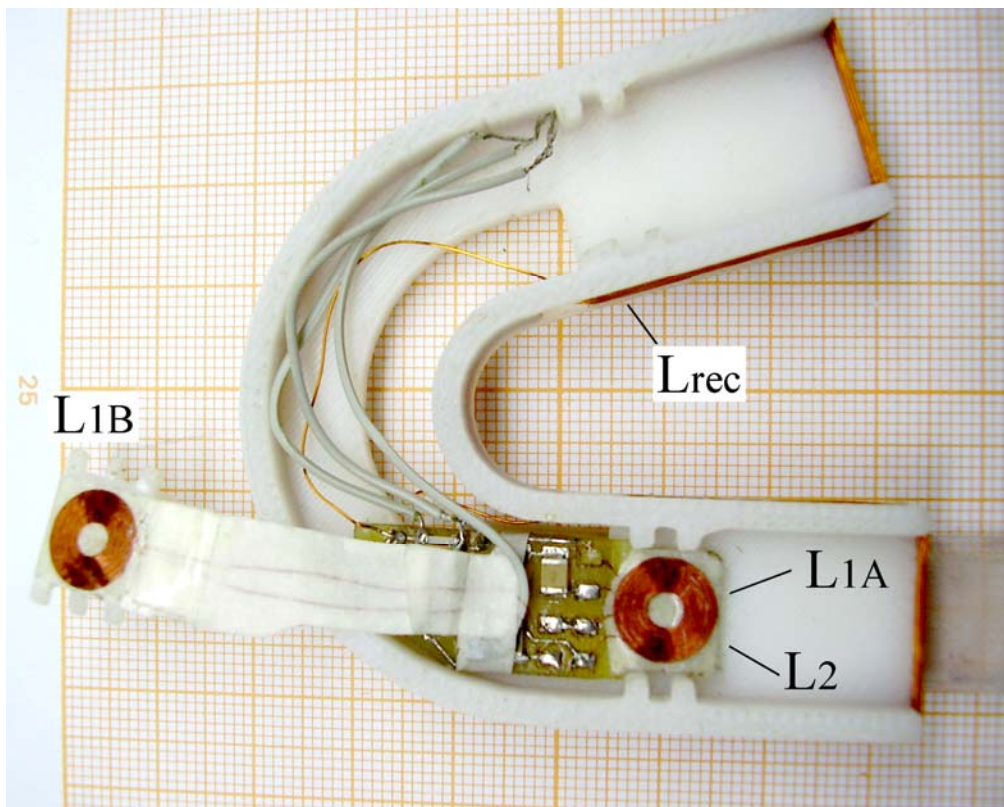


Ilustração do botão desenvolvido e suas respectivas cotas nas vistas (I) lateral, (II) superior e (III) posterior.

Ao término do projeto, o modelo 3D foi enviado ao departamento acadêmico de mecânica da própria instituição (NuFER – Núcleo de Pesquisa em Projeto e Fabricação de Ferramental), para a respectiva construção física da peça. A placa oclusal e seus respectivos botões foram construídos através do processo de prototipagem rápida, termo utilizado para identificar técnicas que permitem a fabricação de peças a partir de modelos em três dimensões gerados por *softwares CAD (Computer Aided Design – Projeto Auxiliado por Computador)*.

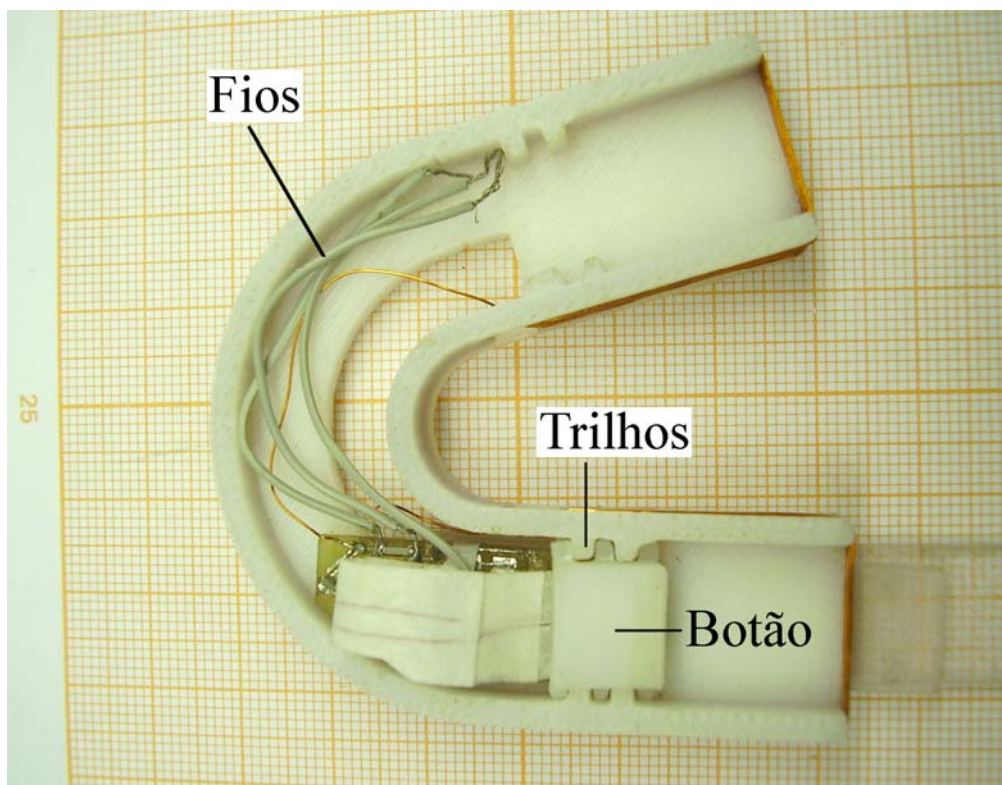
A técnica empregada no presente modelo foi a FDM (Modelagem por Deposição de Material Fundido) que, consistem em “imprimir” camada sobre camada da peça. O sistema possui um cabeçote extrusor que se movimenta no plano XY e uma plataforma que se movimenta verticalmente (direção Z), onde a peça vai sendo formada, camada sobre camada. Este sistema utiliza um material termoplástico para a prototipagem das peças, denominado ABS (Acrilonitrila Butadieno Estireno).

Após a construção da placa oclusal, a bobina receptora de energia e o circuito sensor foram acoplados a sua estrutura para os testes finais de sensibilidade à força e distância de operação máxima, descritos na próxima sessão. Foram retiradas fotos do protótipo final, ilustradas pelas Figuras 4.18, 4.19 e 4.20.



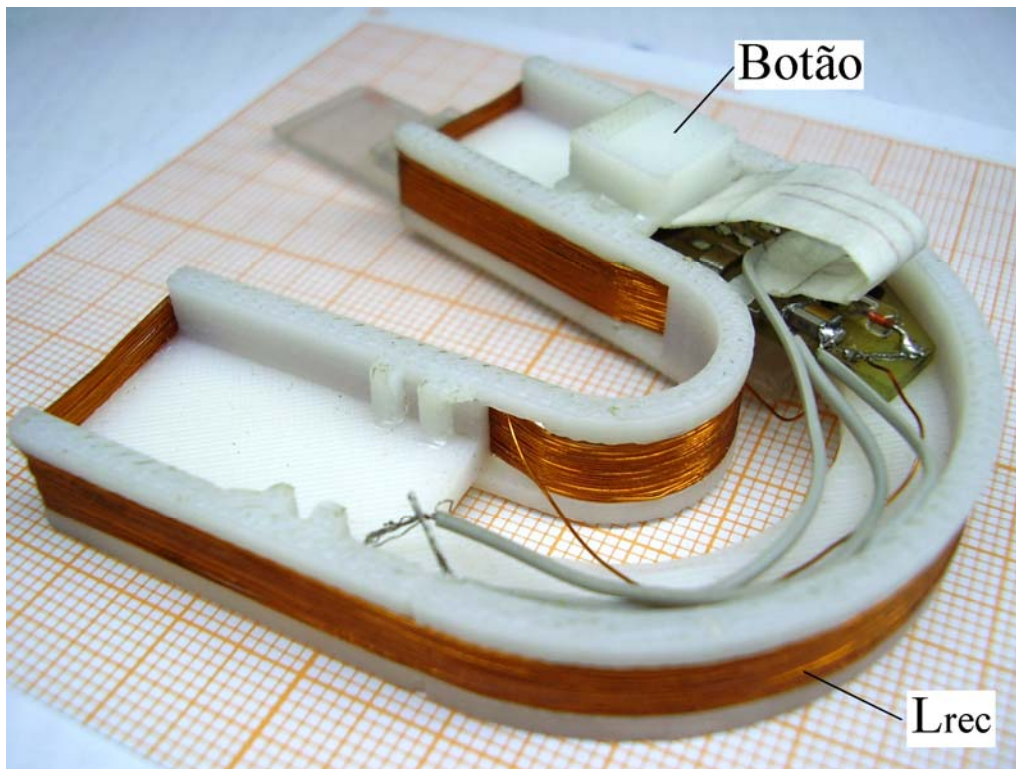
Vista superior do protótipo evidenciando as panquecas e o posicionamento do circuito sensor.

L_2 está abaixo de L_{1A} .



Vista superior do protótipo, evidenciando o encaixe do botão onde a força será medida.

Observa-se os três fios que foram usados para testes. Na versão final eles não existem.



Vista lateral do protótipo, evidenciando a “costura” da bobina em “U” (L_{rec}) através da estrutura de ABS.

4.4 - TESTES E RESULTADOS

Nesta sessão são apresentados os testes finais de calibração e os resultados obtidos para a validação do sistema como um todo, envolvendo o circuito sensor, placa oclusal, bobina de recepção de energia L_{rec} e o enlace magnético para a alimentação remota.

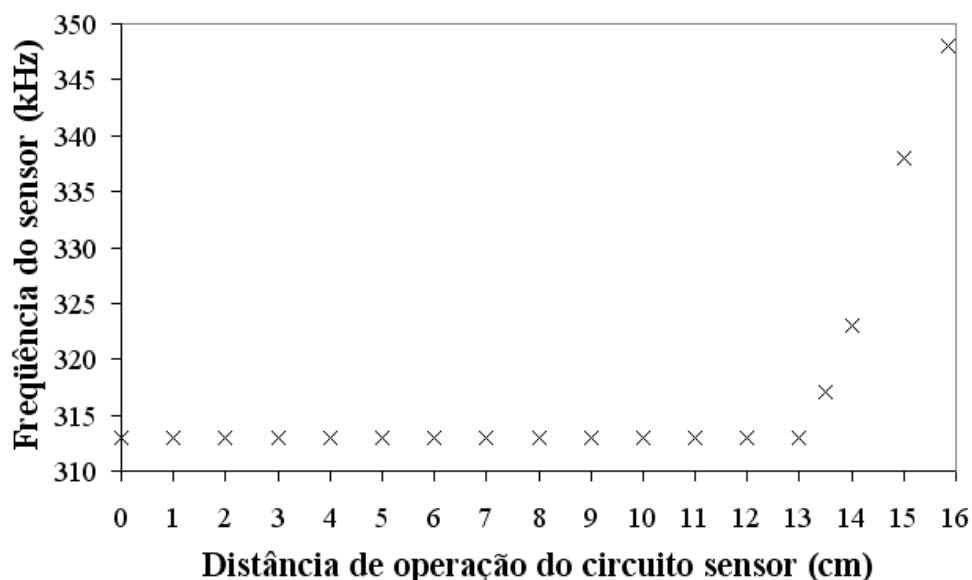
Como o módulo externo de leitura da informação de força não foi desenvolvido, utilizou-se um osciloscópio conectado em paralelo com o transistor T_1 (medição de V_{CE}) para a leitura da frequência f_0 do sensor.

4.4.1 - Teste de alcance máximo

O objetivo deste experimento foi verificar se a frequência de oscilação f_0 , do pulso subamortecido, realmente se mantém constante com a variação da distância de operação do sensor, para uma força (F) constante aplicada sobre o sensor.

O protótipo foi posicionado paralela e coaxialmente em relação à bobina de excitação L_{ex} (alimentada por um gerador de funções). A Figura 4.22 (desconsiderando-se a presença da alavanca) ilustra o experimento realizado, onde a frequência f_0 do pulso subamortecido foi registrada de 1 em 1 cm, até o circuito sensor atingir a distância máxima de operação, ou distância de excitação d_{ex} .

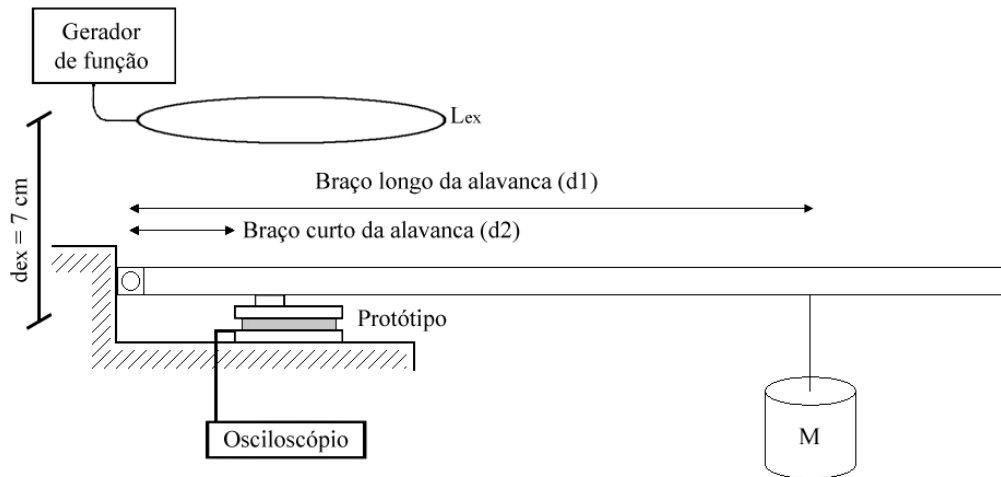
A Figura 4.21 mostra o comportamento da frequência ao longo da distância de operação (ou de excitação) do sensor, sem força aplicada ($F = 0$). A figura indica que para uma mesma força aplicada ($F = 0$) ao longo da distância de operação do sensor, a frequência se mantém constante a até 13 cm. Acima desta distância observou-se que a tensão fornecida por L_{rec} estava no limiar de polarização do transistor, tornando assim, a frequência do oscilador de bloqueio instável.



Frequência f_0 em função da distância de operação do circuito sensor, para uma mesma força aplicada.

4.4.2 - Teste de sensibilidade à força aplicada

Para a execução do teste de sensibilidade à força aplicada, foi utilizado a mesma alavanca classe II utilizada nos testes de compressão das borrachas (Figura 3.17). O protótipo foi posicionado em baixo da alavanca, com o elemento sensor a 10 cm do eixo da alavanca. A bobina de excitação L_{ex} foi posicionada sobre a alavanca, de forma paralela e coaxial, a 7 cm de distância em relação ao secundário (d_{ex}). A Figura 4.22 ilustra o experimento realizado.



Arranjo mecânico para a execução do teste de sensibilidade à força aplicada do sensor.

Inicialmente foi utilizada a amostra de borracha do tipo 3 (Tabela 3.2), colocada em contato direto com as panquecas. Para esta amostra, levando-se em consideração a curva de sensibilidade ao deslocamento das panquecas, estimou-se uma sensibilidade à força de 140 Hz/N para o sensor. Para este tipo de borracha, apenas as massas M_1 (315 g) e M_2 (835 g) foram posicionadas ao longo da alavanca. O resultado do experimento é apresentado pela Figura 4.23, onde observa-se uma sensibilidade prática de 154 Hz/N ($R = 0,9695$). Obteve-se um erro médio de 0,39% e um erro máximo de 1,05%, em relação à reta de regressão..

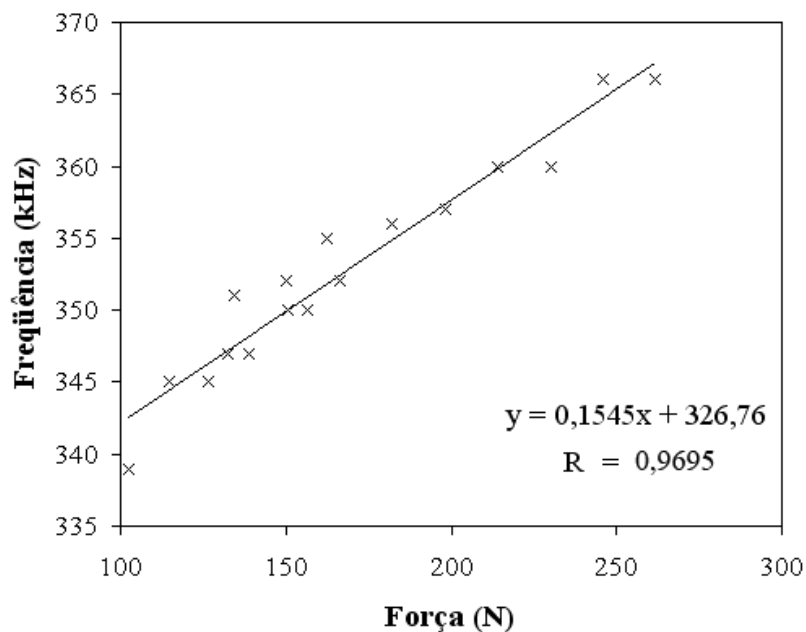


Gráfico de sensibilidade do sensor obtido com a amostra de borracha do tipo 3.

Um segundo teste de sensibilidade foi realizado, visando atingir uma faixa maior de força durante o experimento. Desta maneira a borracha do tipo 4 foi utilizada no sensor, fornecendo uma sensibilidade estimada de 99 Hz/N.

A execução deste ensaio foi comprometida, pois, ao entrar na faixa de força de 400 N, gerados pela alavanca com a massa M_3 (4 kg), as panquecas eram danificadas e o circuito sensor parava de funcionar.

Visando diminuir o atrito entre as superfícies das panquecas e da borracha, durante sua respectiva deformação, foram coladas fitas adesivas sobre as panquecas e sobre as superfícies da borracha. Desta maneira a parte lisa (sem cola) da fita pertencente à panqueca, deslizaria mais facilmente sobre a superfície lisa (sem cola) da fita pertencente à borracha. Após este procedimento de proteção das panquecas, o ensaio de sensibilidade para o tipo de borracha 4 foi realizado e o resultado é ilustrado pela Figura 4.25.

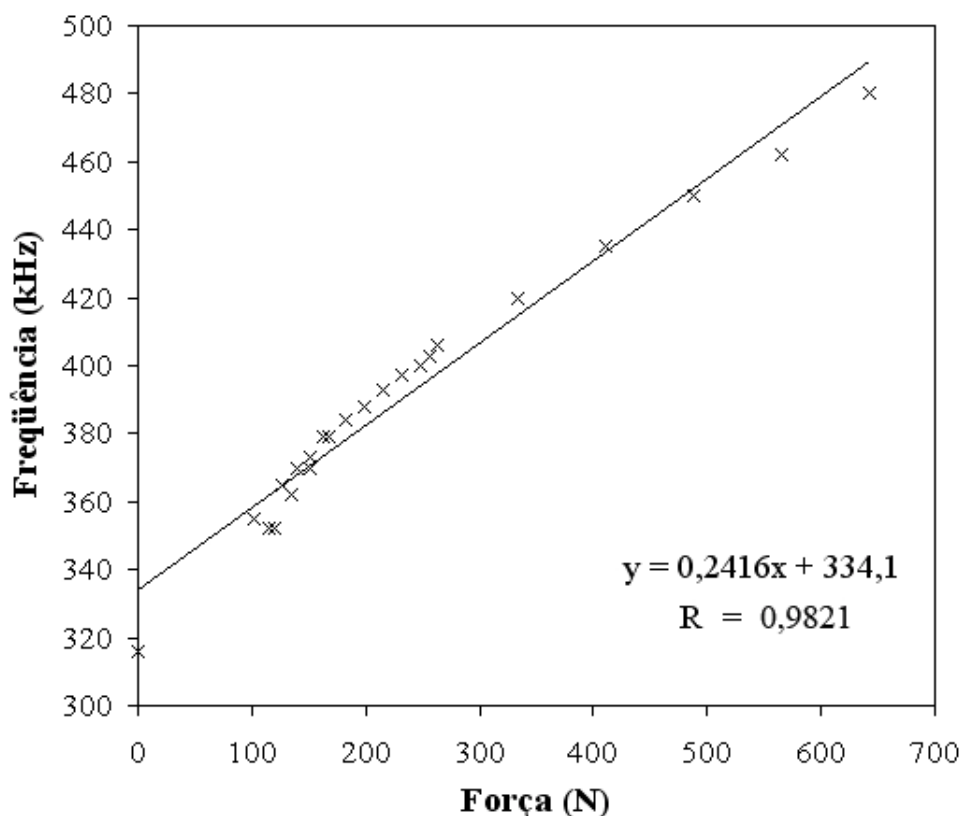


Gráfico de sensibilidade do sensor obtido com a amostra de borracha do tipo 4.

A sensibilidade obtida na prática foi de 241 Hz/N, com uma correlação (R) igual a 0,9821. Observa-se um valor consideravelmente maior do que o estimado, que teoricamente

seria 99 Hz/N. Obteve-se, na Figura 4.24, um erro médio de 1,55 % e um erro máximo de 5,42 %, em relação à reta de regressão.

4.5 - CONCLUSÕES

Inicialmente buscou-se aumentar a distância de operação do circuito sensor, maximizando o enlace de alimentação composto por L_{ex} , C_{ex} , L_{rec} , C_{rec} , V_{ex} e M_{ex} , ilustrados pela Figura 4.2. A seguir, procurou-se um circuito retificador que tivesse menores perdas. A distância máxima conseguida para operação do circuito sensor foi de aproximadamente 15 cm de distância entre a bobina de excitação (L_{ex}) e a bobina receptora de energia (L_{rec}).

Em ambos os testes para a maximização da distância de operação, a tensão de excitação do primário, V_{ex} , era fornecida por um gerador de funções padrão. Ou seja, o estágio de amplificação de potência sugerido por Schneider Jr (1994) e Ko, Liang e Fung (1977), Figura 4.4, não foi implementado.

Ainda no experimento ilustrado pela Figura 4.13 calculou-se a potência eficaz entregue pelo gerador de funções ao sistema ($P_{ex} = 251$ mW). Considerando a eficiência ($\eta = 0,67$ %) da bobina B (Figura 4.14) observa-se que a energia entregue a 15 cm de distância é suficiente para o circuito sensor operar, mas a 30 cm, com uma eficiência (η) de 0,12%, são entregues apenas 292 μ W, energia inferior aos 580 μ W necessários para operação do circuito sensor.

Com isso pode-se concluir que a potência entregue pelo gerador de funções ao sistema impossibilitou o circuito sensor de operar na distância desejada inicialmente, quando a bobina primária foi projetada, e que o uso de um circuito de excitação com maior potência aumentaria a distância de operação ou de excitação do sensor.

As Figuras 4.23 e 4.24 mostraram que o sensor desenvolvido pode registrar valores de força compatíveis com a ordem de grandeza de forças oclusais geradas por humanos, mesmo não conseguindo registrar os valores de força oclusal máxima (cerca de 870 N). Comentários mais detalhados a respeito da sensibilidade obtida, das possíveis causas das discrepâncias entre sensibilidade estimada e prática, serão discutidos no próximo capítulo.

CAPÍTULO 5

CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

Neste capítulo são feitas considerações finais sobre os aspectos mais importantes relacionados ao desenvolvimento do projeto apresentado. Ao final do capítulo são apresentadas sugestões de futuros trabalhos, visando a evolução do projeto descrito.

5.1 - TRANSDUTOR

Nos testes de sensibilidade à força (Figuras 4.23 e 4.24) foram observadas limitações mecânicas do protótipo desenvolvido. A borracha, quando em contato direto com as panquecas e submetida a valores de força acima de 400 N, sofria uma deformação em seu comprimento. De acordo com o coeficiente de Poisson, uma deformação proporcional deveria acontecer com sua área, porém, o contato direto entre borracha e panquecas acabava por restringir (ou dificultar) esta deformação, fazendo com que a borracha arrastasse e quebrasse as espiras das panquecas. Assim, para facilitar a deformação da borracha sobre as superfícies das panquecas, foram coladas fitas adesivas nas superfícies da borracha e das panquecas. Este procedimento diminuiu o coeficiente de Poisson, facilitando a deformação transversal da borracha, ou o aumento da variação de sua área quando submetida a grandes valores de força. Conseqüentemente, isto colabora para que a espessura da borracha diminua em uma maior proporção em função da mesma força aplicada. Não foram realizados testes para confirmar esta hipótese, mas, a princípio, justificaria o aumento considerável da sensibilidade obtida na prática (241 Hz/N) sobre a sensibilidade estimada com a borracha do tipo 4 (99 Hz/N).

A Figura 4.24 mostra que foram aplicadas forças de até 642 N (65 kgf) sobre o protótipo. Embora não tenha sido possível aplicar a força máxima gerada por um primeiro molar (89 kgf ou 878 N), o sensor foi submetido a uma faixa de força de mesma ordem de grandeza chegando ao valor máximo de 642 N durante os experimentos *in vitro*. Pode-se observar que para medições nesta faixa de força, o sensor teve um comportamento aproximadamente linear, com coeficiente de correlação de 0,9821, erro médio de 1,55% e erro máximo de 5,42%. Ou seja, o sensor proposto atingiu o objetivo de ser capaz de registrar forças oclusais.

Apesar de se tratar de apenas uma grandeza fisiológica, foi observado que as forças oclusais geradas podem variar consideravelmente em função de inúmeras características morfológicas e até fisiopatológicas (OKESON, 2000), o que dificulta para o instrumento de medição uma resposta linear que englobe toda esta faixa. Esta característica demanda a fácil adaptação do sensor para diferentes faixas de força, como exemplificado pelos resultados da Figura 4.23 (borracha do tipo 3) e da Figura 4.24 (borracha do tipo 4). O sensor desenvolvido permite tal adaptação, para diferentes faixas de força, bastando trocar a amostra de borracha por uma mais rígida (maior k) ou mais flexível (menor k), de acordo com o objetivo do experimento. Vale a pena ressaltar que para mensurar forças máximas de mordida (878 N), borrachas com maior k devem ser buscadas, avaliadas e até desenvolvidas.

Transdutores implementados com bobinas panquecas já foram desenvolvidos anteriormente. Collins (COBBOLD, 1974) apresentou em 1970 um transdutor auto-ressonante formado por duas panquecas, que dependia não apenas da indutância mútua, mas também da capacitância parasita entre as panquecas para ressonar o circuito e modular a informação de pressão. Howel e Manly (1948) apresentaram um transdutor de força construído com apenas uma panqueca, cuja modulação da informação de força era baseada na modulação da auto-indutância através do movimento de uma chapa de material ferro ou paramagnético.

O transdutor desenvolvido, embora tenha sido baseado nos dois transdutores citados acima, inova ao utilizar duas panquecas e apenas a indutância mútua entre elas para modular a informação de força, além de apresentar um processo de construção não tão complexo quanto os apresentados por Collins (COBBOLD, 1974) e Howel e Manly (1948). Além disso, como este formato de bobina ainda não havia sido utilizado como transdutor pelo nosso grupo de pesquisa, um estudo teórico e prático foi realizado com sucesso.

5.2 - O CIRCUITO SENSOR

A Figura 4.21 mostrou uma frequência de repouso de 313 kHz, diferente dos 400 kHz inicialmente estipulados. Tal diferença pode ser justificada pelo fato de que, durante o desenvolvimento foram consideradas apenas as auto-indutâncias L_{1A} e L_{1B} (Figura 4.2), outras indutâncias como L_2 e M_2 não foram consideradas para o cálculo do capacitor (C1) adequado que promovesse uma frequência de repouso de 400 kHz. Contudo, o sistema de leitura sempre deverá ser sintonizado na frequência do circuito sensor, seja ela qual for.

Durante o desenvolvimento do circuito sensor observou-se que o elo de realimentação formado por L_2 e L_{1A} , via M_2 , influenciava significativamente na distância máxima de operação do sensor. Por esta razão a bobina L_2 assumiu o formato de panqueca, sendo posicionada e colada o mais próximo possível de L_{1A} para maximizar o elo de realimentação e, conseqüentemente, a distância de operação do sensor.

A relação entre o número de espiras de L_2 e L_{1A} foi mantida na razão de 1:1. Esta relação não foi estudada para se obter um valor ótimo e aumentar a distancia de operação do sensor, por afetar diretamente a curva de sensibilidade ao deslocamento das panquecas. As características de L_2 utilizadas na versão final são idênticas às panquecas (L_{1A} e L_{1B}) utilizadas no transdutor (33 espiras).

Embora não tenha sido construído um sistema de leitura específico para o transdutor L_1 , outros trabalhos desenvolvidos pelo mesmo grupo de pesquisa (PICHORIM, 1995; ALBANO, 2001) foram capazes de registrar sinais senoidais subamortecidos, também gerados por circuitos osciladores de bloqueio.

Durante os experimentos realizados nesta pesquisa foi registrado um consumo de, aproximadamente, $1 \mu\text{W}$ por pulso transmitido pelo transdutor L_1 . Tal valor mostra que é possível implementar um sistema de leitura à distância, capaz de registrar o sinal transmitido por L_1 , pois, o sensor desenvolvido por Pichorim (1995) apresentou um consumo ainda menor, de $0,12 \mu\text{W}$ por pulso transmitido.

5.3 - ALIMENTAÇÃO

A implementação do módulo de alimentação remota procurou considerar o maior número possível de fatores relacionados à eficiência da transmissão de energia, para se obter a maior distância possível de operação ou de excitação do circuito sensor. Para isso foram considerados fatores geométricos da bobina receptora de energia (L_{rec}), mapeamento do campo magnético gerado por L_{rec} para que se obtivesse o melhor aproveitamento da bobina de excitação (L_{ex}) e fatores de qualidade de ambas as bobinas.

A ausência de um estágio de amplificação de potência no circuito de excitação foi um fator significativo para impedir que o sensor alcançasse a distância de operação inicialmente estipulada de aproximadamente 30 cm. Conforme já discutido, a potência entregue pelo gerador de funções ao sistema (P_{ex}), de 251 mW, era insuficiente para fazer com que o sensor operasse a 30 cm de distância, pois a bobina receptora de energia apresentava uma eficiência

de 0,12% a esta distância, ao passo que a aproximadamente 15 cm, L_{rec} apresentava uma eficiência de 0,67%, o que significa que 1,68 mW eram entregues de forma a permitir o funcionamento do sensor. Embora a potência entregue a 15 cm fosse suficiente, não havia tensão para polarizar o transistor além deste limiar de distância, logo, o circuito de excitação além de ser capaz de entregar uma potência maior, deveria induzir valores de tensão mais altos em L_{rec} .

Mesmo assim foi possível alcançar uma distância máxima de operação do circuito sensor de 13 cm, sem modificar a frequência de leitura f_0 , conforme mostra a Figura 4.21. Conclui-se que o circuito sensor apresentado realmente pode operar sem cabos atravessando a cavidade oral, cumprindo assim um dos objetivos do presente trabalho, de interferir o mínimo possível no comportamento de um possível paciente.

Conclui-se que enquanto o sensor estiver operando dentro do limite de distância do módulo transmissão de energia, monitorará continuamente as forças oclusais. Monitorar continuamente a força oclusal, tanto telemetricamente quanto através de cabos, permite observar a intensidade da força exercida pelo paciente ao longo do tempo, o que é vantajoso para o estudo de patologias como o bruxismo, pois, pode-se, por exemplo, identificar os eventos de bruxismo ao longo do período monitorado, intervalo de tempo entre um evento e outro e a duração de cada evento. A existência de um sensor suficientemente pequeno para ser acoplado a uma placa oclusal (como o desenvolvido), permite tal estudo.

5.4 - DIMENSÕES FINAIS DO PROTÓTIPO

O registro de forças oclusais pode ter diversas aplicações, desde as mais simples como a verificação do uso ou da frequência com que um paciente utiliza a placa oclusal durante o respectivo tratamento (TJIN, TAN, YOW *et al*, 2001) até as mais complexas como o estudo da biomecânica da mandíbula (OSBORN e MAO, 1993). Sistemas de registro de forças oclusais também são desenvolvidos para o estudo de patologias como bruxismo (NISHIGAWA, BANDO e NAKANO, 2001) e apnéia do sono (TJIN, TAN, YOW *et al*, 2001), nestes casos, observa-se que apenas o registro de uma das componentes da força oclusal (vertical em relação ao plano oclusal) é necessária.

O circuito sensor apresentado foi desenvolvido com o objetivo de monitorar apenas a componente vertical da força oclusal. Esta característica foi buscada para permitir que o mesmo fosse implementado com o menor tamanho possível. O circuito sensor foi construído

inteiramente com componentes SMD (*surface mount device*) em uma placa de circuito impresso, a exceção do diodo retificador D1. Isso permitiu que a respectiva placa apresentasse as dimensões finais de 13 mm de largura, 33 mm de comprimento e 4 mm de altura (considerando placa de circuito impresso e componentes) e fosse facilmente acoplada no interior da placa oclusal.

Considerando a versão final utilizada no protótipo, uma borracha com 2 mm de altura, as panquecas L_{1A} , L_{1B} e L_2 , mais as fitas adesivas, o transdutor apresentou uma espessura final de aproximadamente 2,8 mm. Já o protótipo inteiro, considerando a altura do botão (5 mm), espessura da placa oclusal (3 mm), placa de circuito impresso (1,5 mm) e o transdutor, apresentou uma espessura total de 12 mm.

A partir das dimensões finais do protótipo, acima citadas, conclui-se que o mesmo atingiu o objetivo de apresentar um tamanho que possibilite a monitoração telemétrica de forças oclusais dentro da boca.

5.5 - TRABALHOS FUTUROS

A partir do trabalho apresentado é possível identificar melhorias no atual projeto e até novos projetos que sigam a mesma linha de pesquisa, buscando aprimorar o método para a medição de forças oclusais, como:

Aprimoramento mecânico da placa oclusal: estudo e desenvolvimento de uma segunda placa oclusal, visando à realização de experimentos *in vivo*. Deve-se procurar melhorar o encaixe do botão, evitando que o mesmo se solte durante o experimento.

Obtenção de borrachas próprias para aplicação no sensor: pesquisa e/ou desenvolvimento de materiais elásticos biocompatíveis que apresentem módulo de Young compatível com os valores máximos de forças oclusais (89 kgf) e que demorem mais do que oito horas a entrar no estado de fadiga, pois um dos objetivos é monitorar o paciente durante o sono.

Aprimoramento do circuito sensor: estudo para a otimização do acoplamento magnético entre as três panquecas do circuito sensor (L_2 , L_{1A} e L_{1B}) visando achar a relação ótima entre o estágio de realimentação (que influencia na distância máxima de operação do circuito) e a sensibilidade do sensor.

Módulo de excitação específico: projeto e desenvolvimento de um oscilador e amplificador de potência específicos para aplicação no atual trabalho, visando o aumento da distância máxima de operação do sensor.

Módulo de leitura específico: projeto e desenvolvimento de antenas ou bobinas específicas para a leitura da informação de força transmitida por L_1 . Este módulo ainda incluiria filtros para a retirada de ruídos, estágio de amplificação do sinal, digitalização e interface com um computador.

Software: desenvolvimento de um programa para efetuar a comunicação com o hardware do sistema, a interface gráfica e o processamento e armazenamento de informações.

Futuramente, com o desenvolvimento destes trabalhos, o conjunto poderia fornecer aos profissionais da área odontológica uma ferramenta alternativa de estudo e diagnóstico em patologias que requeiram o uso de placas oclusais em seu tratamento, como o bruxismo e apnéia do sono, visto que o sensor desenvolvido permite o registro de forças oclusais e duração dos eventos de bruxismo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABATTI, P. J.; PICHORIM, S. F. **Single Transistor Underdamped RF Pulse Position Modulator with Remote Switching for Implantable Biotelemetry Units.** *Electronics Letters*, v. 30, n. 19, p. 1564-1565, 1994.
- ALBANO, M. M. **Circuito Transmissor Biotelemétrico Monoestável com Controle Remoto Multi-Frequencial para Acionamento e Leitura de Três Parâmetros Fisiológicos Simultaneamente.** Dissertação de Mestrado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2001.
- BREKHUS, P. J.; ARMSTRONG, W. D.; SIMON, W. J. **Stimulation of the Muscles of Mastication.** *Journal of Dental Research*, v. 20, p. 87-92, 1941.
- CALLISTER, W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.** Rio de Janeiro: LTC, 2002.
- COBBOLD, R. S. C. **Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications.** New York: John Wiley & Sons, 1974.
- DONALDSON, N. de N.; PERKINS, T. A. **Analysis of resonant coupled coils in the design of radio frequency transcutaneous links.** *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 21, p. 612-627, 1983.
- DORF, R. C. **The Electrical Engineering Handbook.** Boca Raton: CRC Press, 1993.
- DUBRUL, E. L.; SICHER, H. **Anatomia Oral de Sicher e Dubrul.** Porto Alegre: Artes Médicas, 1991.
- FEHRENBACH, M. J.; HERRING, S. W. **Anatomia Ilustrada da Cabeça e do Pescoço.** Barueri: Manole, 2005.

- FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R. **Anatomia Odontológica: Funcional e Aplicada**. São Paulo: Panamericana, 2003.
- FRADEN, J. **Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs and Applications**. New York: Springer-Verlag, 1996.
- GARCIA, A.; SPIM, J. A.; SANTOS, C. A. **Ensaio dos Materiais**. Rio de Janeiro: LTC, 2000.
- GARDNER, E.; GRAY, D. J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia: Estudo Regional do Corpo Humano**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.
- GÜLER, N. F.; ÜBEYLI, E. D. **Theory and Applications of Biotelemetry**. Journal of Medical Systems, v. 26, n. 2, p. 159-178, 2002.
- HATHAWAY, K. M. Bruxismo: Definição, Mensuração e Tratamento. In: J. R. FRICTON; R. DUBNER. **Dor Orofacial e Desordens Temporomandibulares**. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2003.
- HAYT, W. H.; KEMMERLY, J. E. **Análise de Circuitos em Engenharia**. São Paulo: McGraw-Hill, 1973.
- HERTZBERG, R. W. **Deformation and Fracture Mechanics of Engineering Materials**. New York: John Wiley & Sons, 1996.
- HOWELL, A. H.; MANLY, R. S. **An Electronic Strain Gauge for Measuring Oral Forces**. Journal of Dental Research, v. 27, p. 705-712, 1948.
- KO, W. H.; LIANG, S. P.; FUNG, C. D. F. **Design of Radio-frequency Powered Coils for Implant Instruments**. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 15, p. 634-640, 1977.

- KILIARIDIS, S.; TZAKIS, M. G.; CARLSSON, G. E. **Effects of Fatigue and Chewing Training on Maximal Bite Force and Endurance.** American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v. 107, n. 4, p. 372-378, 1995.
- MACKAY, R. S. **Bio-Medical Telemetry: Sensing and Transmitting Biological Information from Animals and Man.** New York: IEEE Press, 1993.
- MIAH, M. A. W. **Fundamentals of Eletromagnetics.** New Delhi: Tata McGraw-Hill, 1982.
- MINAMITANI, H.; SUZUKI, Y; IJIMA, A; NAGAO, T. **A Denture Base Type of Sensor System for Simultaneous Monitoring of Hydrogen Ion Concentratiion pH and Tissue Temperature in the Oral Cavity.** IEICE Trans. Inf. & Syst., v. E85-D, n. 1, p. 22-29, 2002.
- NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana.** Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.
- NISHIGAWA, K.; BANDO, E.; NAKANO, M. **Quantitative Study of Bite Force During Sleep Associated Bruxism.** Journal of Oral Rehabilitation, v. 28, p. 485-491, 2001.
- OKESON, J. P. **Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão.** São Paulo: Artes Médicas, 2000.
- OLIVEIRA, W. **Disfunções Temporomandibulares.** São Paulo: Artes Médicas, 2002.
- OSBORN, J. W.; MAO, J. **A Thin Bite Force Transducer with Three-Dimensinal Capabilities Reveals a Consistent Change in Bite Force Direction During Human Jaw-Muscle Endurance Tests.** Archs oral Biol., v. 38, n. 2, p. 139-144, 1993.
- PAIVA, H. J. **Oclusão: Noções e Conceitos Básicos.** São Paulo: Livraria Santos Editora, 1997.
- PICHORIM, S. F. **Sistema Biotelemétrico não Invasivo para Medição da Temperatura Central do Corpo Utilizando Cápsula Sensora Ingerível.** Dissertação de Mestrado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 1995.

- PICHORIM, S. F. **Sistema Biotelemétrico passivo utilizando microunidade injetável em tendão para medição de força muscular.** Tese de Doutorado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 2003.
- PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Design of coils for millimeter- and submillimeter- sized biotelemetry.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 51, n. 8, p. 1487-1489, 2004.
- PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Biotelemetric Passive Sensor Injected Within Tendon for Strain and Elasticity Measurement.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 53, n. 5, p. 921-925, 2006.
- REDING G. R.; ZEPELIN, H.; ROBINSON, J. E.; ZIMMERMAN, S. O.; SMITH, V. H. **Nocturnal Teeth-Grinding: All-Night Psychophysiologic Studies.** Journal of Dental Research, v. 47, n. 5, p. 786-797, 1968.
- ROVERI, D. S.; PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Sensor biotelemétrico passivo para medição de forças oclusais.** XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB 2006), p. 1324-1327, 2006.
- ROVERI, D. S.; PICHORIM, S. F.; ABATTI, P. J. **Sensor de força passivo baseado em indutância mútua para aplicações em biotelemetria.** IV Congresso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CLAIB 2007), p. 460-463, 2007.
- SCHNEIDER JR., B. **Sistema de Medição de Temperatura, Utilizando um Novo Método de Sensoriamento por Circuitos em Ponte e uma Nova Técnica de Comunicação por Sobreacoplamento Magnético, Aplicáveis em Biotelemetria.** Dissertação de Mestrado, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, Curitiba, 1994.
- SCHNEIDER JR., B. **Biotelemetria.** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Grupo de Biotelemetria (biota_cefetpr), 2007. Disponível em: http://br.groups.yahoo.com/group/biota_cefetpr/. Acessado em: 07/10/2007.

TIPLER, P. A. **Física**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Dois, 1978.

TJIN, S. C.; TAN, Y.K.; YOW, M.; LAM, Y. -Z.; HAO, J. **Recording Compliance of Dental Splint Use in Obstructive Sleep Apnoea Patients by Force and Temperature Modeling**. Medical & Biological Engineering & Computing, v. 39, p. 182-184, 2001.

TORTOPIDIS, D.; LYONS, M. F.; BAXENDALE, R. H.; GILMOUR, W. H. **The Variability of Bite Force Measurement Between Sessions, in Different Positions Within the Dental Arch**. Journal of Oral Rehabilitation, v. 25, p. 681-686, 1998.

ZARB, G. A.; CARLSSON, G. E.; SESSLE, B. J.; MOHL, N. D. **Disfunções da Articulação Temporomandibular e dos Músculos da Mastigação**. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2000.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)