

Influência da Técnica de Impressão na Retenção da Base Protética Maxilar



Porto, 2007

Angelina Areias Mota

Influência da técnica de
impressão na retenção da
base protética maxilar



Angelina Areias Mota

Porto, 2007

TM
Mota - J.

Dissertação de candidatura ao grau de Mestre, apresentada à
Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Aos Meus Pais
Aos Meus Irmãos
Ao Pedro

Conselho Científico da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge
Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira
Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso
Prof. Doutora Ana Paula Coelho Macedo Augusto
Prof. Doutor António Cabral Campos Felino - Presidente
Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas
Prof. Doutor António Marcelo de Azevedo Miranda
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal Silva
Prof. Doutor David José Casimiro Andrade
Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco
Prof. Doutor Filipe Poças Almeida Coimbra
Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes - Vice-Presidente
Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes
Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo
Prof. Doutor José Albino Teixeira Koch
Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas
Prof. Doutor José Carlos Reis Campos
Prof. Doutor José Mário de Castro Rocha
Prof. Douto Manuel José Fontes de Carvalho
Prof. Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo
Prof. Doutora Maria Cristina P. C. M. Figueiredo Pollmann
Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes
Prof. Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares
Prof. Doutora Maria Teresa Pinheiro Oliveira Rodrigues Carvalho
Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva

Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto
Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro Melo

Docentes Jubilados

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira
Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira
Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas †
Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira
Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves
Prof. Doutor Manuel Desport Marques †
Prof. Doutor Manuel Guedes de Figueiredo

Docentes Aposentados

Prof. Doutor Artur Manuel Osório de Araújo
Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres
Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo
Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas
Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco

Resumo

A retenção de próteses totais é um fenómeno complexo para o qual contribuem diversos factores, podendo condicionar a aceitação de uma prótese.

Em todo o processo de confecção de uma prótese total, uma das etapas mais críticas é a obtenção de uma correcta impressão maxilar. A escolha de uma técnica de impressão adequada deve fomentar a actuação dos factores que contribuem para a retenção, tornando-se preponderante para o sucesso do tratamento.

Atendendo ao descrito, o objectivo geral deste trabalho foi a comparação de duas técnicas de impressão da arcada maxilar desdentada, no que respeita à retenção das bases protéticas obtidas. Estudou-se também, se alguma das características individuais observadas (idade, sexo, toma de medicação com efeito xerostomizante, tipo de rebordo alveolar e de tecidos de suporte protético) influenciou a retenção. Avaliou-se ainda, para cada uma das características individuais observadas, se alguma das técnicas de impressão estudada foi mais eficaz, relativamente à retenção da base produzida.

Para alcançar os objectivos propostos, foi realizado um estudo experimental utilizando uma amostragem consecutiva entre todos os utentes da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto que frequentaram a consulta de Prótese Removível III e do III Mestrado de Reabilitação Oral entre Outubro de 2005 e Julho de 2006 e que cumpriram os critérios de inclusão. Constituíram a amostra deste estudo 22 indivíduos.

Os participantes foram observados em três sessões: Uma primeira sessão, com o objectivo de preencher um questionário, realizar o exame físico intra-oral e executar uma impressão preliminar em alginato para construção de quatro moldeiras individuais. A segunda sessão, com o propósito de executar quatro impressões definitivas com moldeira individual a cada participante, duas em alginato e duas em silicone. Posteriormente, foram construídas quatro bases protéticas em acrílico, cada uma com origem numa das impressões definitivas

realizadas. Por fim, na terceira sessão, foram realizados dois testes de retenção para cada uma das bases protéticas, utilizando para isso um transdutor de forças intra-oral.

Os dados recolhidos foram introduzidos e analisados no programa SPSS® V.14.0 (Statistical Package for the Social Sciences). O teste T foi utilizado para comparação de duas amostras independentes e de duas amostras emparelhadas. Para comparação de médias entre três amostras independentes foi usada a análise ANOVA, seguida de Post-Hoc Gabriel.

Os valores da força de tracção necessária à remoção da base protética variaram entre 158 cN e 1936 cN.

A retenção das bases protéticas provenientes de impressões em silicone foi significativamente superior à retenção das bases protéticas provenientes de impressões em alginato ($t=-8,209$; $p=0,000$).

As bases construídas a partir da técnica de impressão que utilizou o silicone apresentaram uma retenção sempre superior à das bases provenientes de impressões em alginato, independentemente das características sócio-demográficas avaliadas (sexo e idade) e dos factores relacionados com a história clínica e o exame clínico (medicação, tipo de rebordo e tecido de suporte).

O sexo e a idade não constituíram factores relevantes para a retenção das bases protéticas na população estudada, independentemente da impressão que lhes deu origem.

Os indivíduos sujeitos a medicação xerostomizante apresentaram menor retenção protética quando comparados com os não medicados com este tipo de fármacos, independentemente da técnica de impressão escolhida.

Os indivíduos com bom tecido de suporte usufruíram de bases mais retentivas que os detentores de um tecido de suporte satisfatório e bastante mais retentivas que os indivíduos com um mau tecido de suporte, independentemente da técnica de impressão seleccionada.

A retenção das bases protéticas foi maior nos indivíduos com um rebordo alveolar favorável quando comparados com os participantes de rebordo desfavorável, independentemente da técnica de impressão utilizada.

Abstract

The complete denture retention is a complex phenomenon towards which several factors may contribute, eventually conditioning the acceptance of the prosthesis.

In all the manufacturing process of a complete denture the obtainment of an accurate maxillary impression is a critical step. A choice of an adequate impression technique should optimise those factors enhancing retention, therefore being of high relevance for the treatment success.

According to the above mentioned, the general objective of this work was to compare the two impression techniques of the edentulous maxillary arch, in terms of the obtained denture base retention. This study was also concerned with some observed individual characteristics (age, gender, medication with xerostomic effect, type of alveolar ridge and support tissues) and their influence on retention. Also, for each one of these individual characteristics the efficiency of the studied impression techniques was evaluated with respect to the obtained base retention.

To achieve this purpose an experimental study used consecutive sampling among all patients of the Faculty of Dentistry - University of Porto that have attended the Removable Prosthesis III and 3rd Oral Rehabilitation Master Course appointments between October 2005 and July 2006 and that were in accordance with the inclusion criteria. Twenty two individuals composed the sample of this study.

The participants were observed along three sessions: The first one, with the objective of fulfilling the questionnaire form, produce the intra-oral physical examination and obtain a preliminary alginate impression to build four individual trays. The second session, to produce four final impressions with individual trays for each participant, two in alginate and two in silicone. Later, four acrylic denture bases were produced, each one from a final impression previously obtained. Finally, in the third session, two retention tests were performed for each prosthetic base, using an intra-oral strain transducer set-up.

The collected data were analysed with SPSS® V.14.0 (Statistical Package for the Social Sciences). T-test was used to compare independent samples and two paired ones. To compare average values between three independent samples ANOVA analysis was applied followed by Post-Hoc Gabriel.

The tensile strength required for removal of prosthetic base varied between 158 and 1936 cN.

The retention observed for the prosthetic bases deriving from silicone impression was significantly higher than that obtained for prosthetic bases deriving from alginate ($t=-8,209$; $p=0,000$).

The bases built using the silicone impression technique always presented higher retention values than the alginate originated ones, independently of the social-demographic characteristics (age, gender) and of those factors related with the clinical history and clinical examination (medication, type of ridge and support tissues).

Age and gender did not relevantly affect prosthetic base retention in the studied population, independently of the type of impression technique used.

Those individuals undergoing xerostomic medication presented less prosthetic retention when compared to those without medication, independently of the chosen impression technique.

The individuals with good supporting tissues obtained bases with higher retention than those with reasonable support tissues, and far better than those with bad supporting tissues, independently of the selected impression technique.

The prosthetic base retention was more significant in individuals with favourable alveolar ridge when compared to those with disfavourable one, independently of the used impression technique.

Índice

Resumo.....	1
I. Introdução.....	1
1. Considerações gerais.....	2
2. Determinantes do sucesso em prótese total.....	4
3. Perspectiva histórica.....	5
3.1. Evolução dos meios de retenção.....	5
3.2. Evolução dos materiais e técnicas de impressão.....	7
3.3. Evolução dos materiais de fabrico das próteses.....	8
4. Retenção protética.....	11
4.1. Factores de retenção.....	12
4.1.1. Pressão atmosférica.....	12
4.1.2. Vácuo.....	13
4.1.3. Gravidade.....	13
4.1.4. Adesão.....	13
4.1.5. Coesão.....	14
4.1.6. Molhabilidade.....	14
4.1.7. Capilaridade.....	15
4.1.8. Tensão superficial.....	15
4.1.9. Viscosidade.....	16
4.1.10. Controlo neuro-muscular.....	17
4.1.11. Adaptação.....	17
4.1.12. Selamento periférico.....	18
4.2. Importância da saliva.....	19
4.3. Importância da técnica de impressão.....	20
4.4. Aceitação da prótese	22
II. Justificação e Objectivos.....	24
1. Justificação.....	25
2. Objectivos.....	26

III. Materiais e Métodos.....	27
1. Amostra	28
1.1. População	28
1.2. Critérios de inclusão no estudo.....	28
1.3. Amostragem.....	28
2. Considerações éticas.....	29
3. Recolha de dados.....	30
3.1. Condições da recolha de dados.....	30
3.2. Estudo piloto.....	30
3.3. Primeira Sessão.....	31
3.3.1. Ficha clínica.....	31
3.3.1.1. Número de identificação.....	31
3.3.1.2. Número do processo da FMDUP.....	31
3.3.1.3. Nome	32
3.3.1.4. Área de residência.....	32
3.3.1.5. Telefone.....	32
3.3.1.6. Sexo.....	32
3.3.1.7. Idade.....	32
3.3.1.8. Raça.....	33
3.3.1.9. Medicação	33
3.3.1.10. Tecido de suporte.....	33
3.3.1.11. Rebordo alveolar.....	35
3.3.2. Impressões preliminares.....	37
3.3.3. Desinfecção da impressão preliminar.....	39
3.3.4. Construção do modelo de estudo.....	39
3.3.5. Confeção das moldeiras individuais.....	39
3.4. Segunda Sessão.....	41
3.4.1. Impressão definitiva em silicone.....	41
3.4.2. Impressão definitiva em alginato.....	44
3.4.3. Desinfecção das impressões definitivas.....	46
3.4.4. Construção dos modelos de trabalho.....	46
3.4.5. Construção das bases protéticas.....	47
3.4.6. Aplicação de um meio de fixação.....	50

3.5. Terceira Sessão.....	52
3.5.1. Transdutor intra-oral.....	52
3.5.2. Calibração.....	54
2.5.3. Sistema de aquisição e registo de ensaios.....	55
3.5.4. Testes de retenção.....	58
4. Análise estatística.....	60
IV. Resultados.....	61
1. Descrição e caracterização da amostra.....	62
1.1. Dimensão da amostra.....	62
1.2. Caracterização sócio-demográfica.....	62
1.2.1. Sexo e idade.....	62
1.2.2. Raça.....	64
1.2.3. Área de residência.....	64
1.3. Caracterização da amostra - História clínica	64
1.3.1. Fármacos xerostomizantes.....	64
1.4. Caracterização da amostra - Exame físico	66
1.4.1. Tecido de suporte.....	66
1.4.2. Rebordo alveolar.....	68
2. Análise da retenção das bases protéticas.....	69
2.1. Testes de tracção TA11 e TA12.....	72
2.2. Testes de tracção TA21 e TA22.....	73
2.3. Comparação de TA1Média e TA2Média.....	74
2.4. Testes de tracção TS11 e TS12.....	75
2.5. Testes de tracção TS21 e TS22.....	76
2.6. Comparação de TS1Média e TS2Média.....	77
2.7. Comparação de TAMédia e TSMédia.....	78
3. Influência de outros factores na retenção.....	81
3.1. Sexo.....	81
3.2. Idade	81
3.3. Medicação xerostomizante.....	81
3.4. Tecidos de suporte.....	82
3.4.1. Classificação de Kapur.....	83
3.4.2. Classificação do ACP.....	85

V. Discussão.....	86
1. Desenho do estudo.....	87
1.1. Tipo de população.....	87
1.2. Tipo de estudo.....	88
2. Metodologia e procedimentos.....	88
2.1. Escolha do material de impressão.....	88
2.1.1. Alginato.....	88
2.1.2. Silicone.....	90
2.2. Escolha da moldeira.....	92
2.3. Passagem a gesso.....	94
2.4. Bases protéticas.....	94
2.5. Escolha do método de medição.....	95
3. Validade do estudo.....	100
4. Generalização dos resultados.....	101
4.1. Tipo de amostragem.....	101
4.2. Caracterização da amostra.....	102
4.2.1. Sexo	102
4.2.2. Idade.....	103
4.2.3. Área de residência	103
4.2.4. Raça	104
5. Discussão dos resultados.....	104
5.1. Valores de retenção.....	104
5.2. Características sócio-demográficas.....	108
5.2.1. Sexo	108
5.2.2. Idade.....	108
5.3. Medicação xerostomizante.....	108
5.4. Características relacionadas com os tecidos de suporte.....	109
5.4.1. Classificação de Kapur.....	110
5.4.2. Classificação do ACP.....	112
VI. Conclusões.....	113
VII. Bibliografia.....	116
Anexos.....	128

Agradecimentos

A candidatura ao grau de Mestre constitui um verdadeiro desafio só alcançável com muito esforço e dedicação. Durante todo o caminho surgem obstáculos que têm de ser superados.

Felizmente, para a elaboração deste projecto pude contar com a valiosa colaboração de um conjunto de pessoas que não dispenso referir:

A Professora Doutora Maria Helena Figueiral, orientadora desta tese, a quem manifesto a minha gratidão pela disponibilidade, dedicação e amizade demonstrada ao longo da orientação deste trabalho.

O Professor Doutor José Lordelo, a quem desejo exprimir o meu reconhecimento pela dedicação ao Mestrado de Reabilitação Oral e por tudo o que me ensinou neste dois anos.

O Professor Doutor César Leal, a quem agradeço o carinho com que sempre me tratou, todo o apoio e os ensinamentos.

O Professor Doutor Sampaio Fernandes, que provavelmente sem saber, fez despertar o meu gosto pela reabilitação oral e a quem agradeço o incentivo e a forma sábia e humana com que sempre me ensinou e continua a ensinar.

O Professor Doutor António Magalhães, do Instituto Superior de Engenharia do Porto, pelo entusiasmo com que colaborou na selecção do método de medição e pela preciosa e incansável ajuda na elaboração do transdutor intra-oral e cedência do *hardware*.

O Professor Doutor Diamantino Freitas, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, e o Eng. Hugo Santos, pelo desenvolvimento do software necessário à captação de dados.

O Dr. Luís Azevedo, do Serviço de Bioestatística da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, por todo o tempo dispensado e pelo auxílio na análise estatística dos dados.

Os docentes do III Mestrado em Reabilitação Oral aos quais agradeço a possibilidade de valorização profissional e pessoal que este curso de mestrado me proporcionou.

Os docentes da disciplina de Prótese Removível III, por terem colaborado e facilitado a parte clínica que compõe este estudo.

A Dr^a Joana Sardinha, pela colaboração nesta investigação como ajudante e principalmente, pelo companheirismo e amizade, não de sempre, mas para sempre.

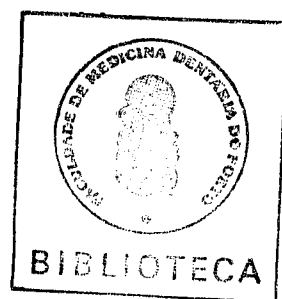
O meu sogro, Professor Doutor Fernando Jorge Monteiro, a quem agradeço o rigor crítico na revisão do texto e auxílio na tradução.

A minha amiga, Dr^a Raquel Gomes, pelas dicas de estatística.

A Dr^a Patrícia Fonseca, pelo seu contributo na correcção.

A Dr^a Maria Fernanda Simão, pela correcção cuidada de todo o texto.

O Pedro, pela enorme paciência e pelo apoio incondicional.



I. Introdução

1. Considerações gerais

Durante o último quarto de século a população geriátrica tem vindo a aumentar rapidamente. Prevê-se que nos próximos vinte anos se assista a um aumento de cerca de 30% da população idosa (1).

À semelhança do resto do mundo a população portuguesa está a envelhecer. A proporção de indivíduos com idade superior ou igual a 65 anos, considerados idosos pela Organização das Nações Unidas (ONU) (2), aumentou de 13,6% para 16,4% na última década (3). Dados do Instituto Nacional de Estatística (INE) provam que este fenómeno do envelhecimento demográfico ocorreu em todas as regiões do país.

De acordo com os indicadores estatísticos de 2005 para a população portuguesa (aferidos dos Censos 2001) a esperança média de vida à nascença é de 78,18 anos (81,39 anos para as mulheres e 74,90 anos para os homens) (3).

Os avanços da medicina e da saúde pública na última metade do século XX fizeram aumentar a esperança média de vida, levando a uma alteração substancial da distribuição etária das populações a nível mundial (3, 4).

A Medicina Dentária, como parte integrante da saúde, não ficou alheia ao avanço científico. O aparecimento de novos produtos e técnicas tem contribuído para uma maior longevidade das peças dentárias, bem como para a sua melhor substituição (5, 6). Talvez por este motivo, a prevalência do edentulismo esteja a decrescer (1). Porém, embora a percentagem relativa de pacientes edêntulos tenha diminuído marcadamente durante a última parte do século XX, o seu número absoluto manteve-se ou até mesmo aumentou, como consequência do aumento da proporção da população com idade superior a 65 anos (1, 7).

O impacto desta alteração demográfica é visto com alguma apreensão, principalmente devido ao potencial aumento dos custos com a saúde (1, 8). Estima-se que quase todos os indivíduos por volta dos 75 anos de idade sejam portadores de, pelo menos, uma doença crónica que limitará o acesso aos cuidados dentários ou influenciará o tratamento dentário (1). Assim, apesar dos progressos consideráveis observados no tratamento e prevenção de lesões cariosas e

periodontais, a perda dentária está longe de ser considerada um problema resolvido. O edentulismo continuará a ser uma situação preocupante que poderá vir a ser agravada com o aumento da esperança média de vida (9, 10).

Bourgeois *et al* (9), num estudo sobre a prevalência de cáries e a perda dentária, mostram que, na Europa, o progresso da prevenção oral apenas começará a surtir efeito após 2030, estimando que actualmente nos países industrializados 30% dos indivíduos com mais de 65 anos sejam desdentados completos de pelo menos uma arcada. Tudo isso aponta para que a necessidade e procura de reabilitação da perda dentária parcial e total aumente nos próximos vinte anos (4, 10, 11).

Douglas *et al* (10) calcularam o potencial de necessidade para as próteses completas nos Estados Unidos e concluíram que o número de indivíduos que precisam de prótese total irá aumentar num futuro próximo (de 53,8 milhões em 1991 para 61,0 milhões em 2020). Ao considerar isoladamente a prótese completa maxilar ou completa mandibular, o mesmo trabalho indica também um aumento significativo (de 33,6 milhões em 1991 para 37,9 milhões em 2020). Este estudo não prevê a substituição de próteses antigas.

A procura da Prostodontia está a aumentar e a mudar. Nos últimos anos, a procura de cuidados médicos e dentários pelos idosos tem crescido a um ritmo acelerado (8, 12).

A utilização de implantes dentários para o restabelecimento da função e da estética tem vindo a aumentar substancialmente, no entanto, esta hipótese de tratamento permanece indisponível a um grande número de pessoas, seja por razões financeiras ou médicas. Deste modo, as próteses completas tradicionais continuarão a ser uma importante solução terapêutica (6).

Novos desafios são impostos aos médicos dentistas, uma vez que a idade avançada dos pacientes pode levar muitas vezes a alterações morfológicas que condicionam o plano de tratamento, como por exemplo: perda óssea, alterações articulares e perda de controlo muscular (13).

Certos problemas, que há poucos anos eram considerados supérfluos, hoje em dia são muito valorizados. A sobrevalorização da estética é um facto, mesmo em indivíduos de idade avançada. Há actualmente um grande número de idosos que se submetem a cirurgias plásticas, tratamentos ortodônticos, próteses fixas

complexas e implantes, com vista à obtenção de uma melhor aparência. Esta é, infelizmente, uma realidade só acessível a uma reduzida parte da população idosa, uma vez que, em Portugal, a esmagadora maioria dos idosos possuem condições económicas limitadas (12).

2. Determinantes do sucesso em prótese total

Para a reabilitação do desdentado total é necessária a realização de uma prótese que, do ponto de vista funcional, deverá satisfazer três imperativos considerados por Jacobson e Krol (14) determinantes do sucesso: o suporte, a retenção e a estabilidade.

A retenção de uma prótese é, segundo o Glossário de Termos Prostodônticos (GTP-8) (15), a qualidade inerente à prótese de resistir a forças de deslocamento. O sentido desta força é oposto ao da adaptação aos tecidos (14, 16).

A estabilidade é a qualidade de uma prótese removível permanecer no local, resistindo ao deslocamento causado por uma força funcional horizontal ou rotacional (15). Segundo Jacobson e Krol, a presença de estabilidade protética confere ao seu portador conforto fisiológico, enquanto a retenção confere conforto psicológico (16).

O suporte é definido como a resistência ao deslocamento da prótese para além dos tecidos basais. Este é proporcionado pela área basal onde repousa a prótese removível (15, 17).

Na clínica esta tríade é indissociável. Os três factores relacionam-se e interferem na eficácia uns dos outros.

Se a estabilidade depende essencialmente da relação inter-maxilar, da qualidade da montagem dos dentes, do perfil das superfícies polidas da prótese e do equilíbrio funcional, o suporte e a retenção dependem, sobretudo, da qualidade da superfície de apoio e da escolha de uma técnica de impressão apropriada (18).

No presente trabalho as atenções estão direccionadas para a retenção, particularmente para a retenção protética maxilar. Justifica-se por este motivo, o seu estudo mais pormenorizado.

3. Perspectiva histórica

3.1. Evolução dos meios de retenção

Actualmente, os médicos dentistas dispõem de materiais e técnicas que lhes permitem obter próteses retentivas, na maior parte dos casos, de forma relativamente simples. Porém, nem sempre os profissionais dispuseram destas facilidades.

O exemplar mais antigo de uma prótese completa está datado de cerca de 1.500, tendo sido construído a partir de um fémur de boi. Consistia, basicamente, em duas arcadas unidas posteriormente por uma dobradiça. Esta prótese, presumivelmente, apenas teria função estética uma vez que a sua base era extremamente reduzida (19).

Com efeito, com a intenção de não recobrir completamente a boca do paciente, as próteses eram construídas com uma superfície de sustentação mínima, os dentes protéticos eram montados sobre as cristas residuais sem intenção de restabelecer o suporte estético óptimo e a retenção era fornecida por molas fixadas ao nível dos pré-molares. As molas, embora facilitassem a retenção, apresentavam diversos inconvenientes. Provocavam uma reabsorção mais rápida das superfícies de suporte, pois exerciam pressão contínua sobre as próteses e, conseqüentemente, sobre os tecidos, originando também lesões traumáticas dos tecidos moles (13).

Quando a reabilitação era apenas mandibular, não podiam ser utilizadas molas como meio auxiliar de retenção. Nesta situação, a prótese mandibular era usualmente retida pelo seu peso e, por este motivo, construída com uma base metálica (13).

A técnica que recorre às molas como meio auxiliar de retenção foi utilizada por diversos profissionais durante muito tempo (20).

Em 1784, Jacques Gardette ficou célebre ao construir, por acaso, a primeira prótese superior auto-retentiva. Este profissional verificou, meses após a colocação a título provisório de uma prótese total sem molas, que esta surpreendentemente se

encontrava retentiva e funcional. Este acontecimento foi explicado com base em fenómenos de sucção e de adesão (20).

Foi então que as molas começaram a ser substituídas por outras técnicas que asseguravam a retenção, mas que tinham como princípio a retenção pelo vazio.

Inicialmente, foi utilizada uma ventosa ao nível do palato de próteses maxilares. No entanto, estas ventosas tornavam a prótese instável e eram muito mal toleradas pelos pacientes, devido à inflamação e deformação que causavam na mucosa, chegando mesmo a provocar perfurações palatinas (13).

Uma outra técnica inventada para promover retenção maxilar foi a criação de uma câmara-de-ar, ou câmara de sucção, escavada no interior da base protética maxilar, muitas vezes formada por linhas salientes e em forma de coração. Este artefacto tinha a intenção de formar vácuo e assim fazer reter a prótese maxilar, mas, após algum tempo, ao provocar inflamação e proliferação da mucosa, o espaço da câmara era preenchido e o seu efeito de ventosa desaparecia (13, 21).

Estas próteses, tal como as anteriores, cujo meio auxiliar de retenção eram as molas, dispunham de uma base reduzida, possuíam bordos finos e curtos, não apresentavam selamento periférico e dispunham de um selamento posterior estabelecido sobre limites ósseos. Contribuíam também para uma reduzida retenção e conduziam a uma deterioração significativa da mucosa de suporte protético, com o aparecimento de cristas flutuantes e hiperplasias da fibromucosa gengival, uma vez que as forças eram aplicadas sobre uma área muito restrita dos tecidos (13).

Actualmente, sabe-se que estes tipos de artifícios para obter retenção são dispensáveis. Verifica-se que uma base protética deve ser tão extensa quanto possível sem invadir os limites dos tecidos periféricos nem interferir com a função e deve estar perfeitamente adaptada à mucosa para que possa ser retentiva (1).

3.2. Evolução dos materiais e técnicas de impressão

Na Medicina Dentária actual, a toma de impressões e a confecção de modelos de gesso é uma tarefa rotineira. Porém, antes da introdução das técnicas de impressão, altura em que não era possível dispor de cópias representativas da condição oral do paciente, os artesãos esculpiam as próteses e o seu ajuste era realizado aos poucos, perante diferentes provas em boca.

Foi Purmann que em 1684 realizou aquilo a que se pode chamar a primeira tentativa de moldagem da cavidade oral. Este profissional moldou uma porção de cera com forma e contornos adaptados ao palato e ao rebordo alveolar, reproduzindo os dentes ausentes. Esta modelagem era então reproduzida por um artesão em osso e marfim (20).

Philipp Pfaff, em 1756, desenvolveu uma técnica de impressão mais cuidada, tendo sido também quem, pela primeira vez, reconheceu a necessidade do estabelecimento de uma correcta relação inter-maxilar. A sua técnica consistia em utilizar dois pedaços de cera para impressão de toda a arcada maxilar e mandibular em articulação. Para tal, utilizava cera de lacre amolecida. As duas partes de cera eram removidas separadamente para que a distorção fosse menor e remontadas no exterior, onde, a partir destes moldes, eram confeccionados modelos. Caso existissem dentes, Pfaff pedia ao paciente para que ocluisse com a cera em boca realizando assim o que actualmente se intitula de registo inter-maxilar (19, 20, 22).

Tendo à disposição um modelo razoavelmente fiel e estável, o artesão ia escavando e moldando um bloco de marfim, com a intenção de confeccionar uma prótese o mais adaptada possível ao modelo. Utilizavam um pigmento que ia detectando as irregularidades que impediam o ajuste ao modelo. Deste modo, tornou-se possível reduzir o número de provas realizadas directamente na cavidade oral do paciente (19).

Tomes, em 1845, descreveu uma técnica de construção de próteses na qual utilizava uma máquina inventada e patenteada pelo próprio: o "Dentifactor". Tratava-se de um aparelho que funcionava por palpação do modelo que esculpia a prótese com uma broca, como negativo do modelo palpado (19, 20).

As moldeiras foram introduzidas em 1820, por Delabarre. Este profissional realizava as suas impressões com cera amolecida. A cera era confinada neste dispositivo que servia, por um lado, para dar suporte ao molde, e por outro, para afastar as bochechas durante a toma da impressão (20, 22).

Nesta altura, a cera era o material de impressão utilizado, mas entretanto, foram sendo descobertos outros materiais. Por volta de 1856, Stent utilizou a godiva ou composto de modelar (20, 22). Wescott, em meados do século XIX, apresentou o gesso como material de impressão (19). Richardson, em 1860, introduziu a gutapercha como material de impressão, apresentando como vantagem a sua elasticidade (19).

Apenas em 1885, Ames demonstrou a importância de uma base protética extensa e adaptada na sua periferia aos flexíveis tecidos periféricos para o fenómeno que designou por selamento periférico. Foi então, que os irmãos Greene, tendo em atenção este princípio, apresentaram uma técnica de impressão com godiva em que era efectuado o *trimming* muscular (23).

Em 1924 surgiu o agar-agar, primeiro material de impressão que, após o endurecimento, se mantinha elástico (20).

Entretanto foram sendo desenvolvidos diversos materiais de impressão, os alginatos introduzidos em 1930, por Willian Wilding e as pastas zinquenólicas, na mesma altura. Mais tarde surgiram os polisulfitos (1954), os polisiloxanos (1955), os poliéteres (1964), o polivinilsiloxano (1973) e, mais recentemente, o polivinilsiloxano hidrófilo (1985) (24).

3.3. Evolução dos materiais de fabrico das próteses

As primeiras próteses dentárias eram fabricadas em diferentes materiais. A madeira, a concha de bivalves, a carapaça de tartaruga, o osso de boi, o dente de hipopótamo e o marfim são alguns exemplos de materiais utilizados no fabrico dessas próteses. Porém, estes materiais foram sendo substituídos por outros ao longo do tempo, uma vez que apresentavam diversos inconvenientes (19, 20, 22).

Como eram esculpidos por artesãos, implicava um trabalho moroso. Muitos deles absorviam sabores, odores e cores em meio oral, conduzindo à sua deterioração, o que fazia com que tivessem um curto período de utilização (19, 20, 22). Também os dentes humanos, muitas vezes adicionados à região anterior destas próteses para dar mais realismo, sofriam degradação. O marfim não era o material mais indicado para os fixar, para além de ser bastante dispendioso (19).

Foi o boticário Alexis Duchâteau que, em 1774, idealizou a porcelana como material de fabrico protético. O dentista parisiense Dubois de Chémant auxiliou-o na confecção da primeira dentadura de porcelana. Porém, apesar de tentarem contrariar a contracção da porcelana durante a cozedura (20 a 40%) com o aumento do tamanho do modelo, o peso deste material, bem como o seu fraco ajuste e a sua baixa resistência à fractura conduziram ao seu abandono na construção de bases protéticas (20).

As suas características estéticas fizeram, no entanto, com que a porcelana fosse aproveitada para o recobrimento de bases metálicas. Delabarre em 1820 utilizou este tipo de bases metalo-cerâmicas (19, 21).

Os metais empregues na confecção de bases protéticas eram diversos. O estanho e as ligas de estanho foram utilizados fundamentalmente nas próteses mandibulares dado o seu peso e plasticidade. Mas, a partir de 1885, o alumínio e as ligas de alumínio, aos poucos, foram tomando o lugar do estanho por serem mais resistentes e duráveis. O ouro e a platina, puros ou em forma de liga, eram também utilizados, mas para além de serem caros, constituíam algum entrave à soldadura dos dentes (21).

Actualmente são ainda utilizados alguns metais na confecção de bases protéticas, tais como, por exemplo, o ouro, a platina, o crómio, o aço inoxidável, o alumínio e o titânio (25). O menor volume, a maior resistência, a melhor condutividade térmica, a menor patogenicidade para os tecidos, a melhor adaptação, a menor porosidade e a maior molhabilidade que algumas bases metálicas oferecem, levam a que sejam, ainda hoje, utilizadas em prótese parcial e também em prótese total, em alternativa à resina acrílica (26). Estas bases podem ser utilizadas com vantagem, nomeadamente em pacientes que apresentem xerostomia (27).

Um outro tipo de material para confecção de próteses surge em 1851, quando Nelson Goodyear, irmão de Charles Goodyear, o magnata da borracha e inventor da vulcanização, alterou a flexibilidade da borracha transformando-a numa substância dura e tenaz chamada vulcanite. Este material foi utilizado na manufactura de vários produtos, mas a sua mais importante aplicação foi como material de construção de bases de dentaduras. Tratava-se de um produto de fácil manipulação, económico, resistente à força mastigatória e não biodegradável. Como era facilmente adaptável ao modelo e possuía boa estabilidade dimensional, ajustava-se correctamente aos tecidos. Os únicos inconvenientes eram a inestética e a porosidade (22). A vulcanite possuía uma cor castanho esverdeada. A porosidade deste material levava a que, com o tempo, surgissem manchas por absorção de pigmentos e também ao aparecimento de odor e sabor desagradáveis. A sua superfície era penetrada por bactérias e, conseqüentemente, tornava a prótese anti-higiénica (24).

No entanto, a Goodyear Dental Vulcanite Company (GDVC) era detentora da patente deste material obrigando os dentistas da época a pagarem uma avultada quantia para possuírem a licença de utilização do produto. Este facto fez com que durante algum tempo, e até 1881, ano em que os direitos de patente sobre a vulcanite cessaram, tivessem sido desenvolvidos alguns materiais substitutos (22). Foram surgindo bases em gutta-percha e celulóide, mas um grande passo havia sido dado com a descoberta da vulcanite e durante muitos anos não houve nenhum material que a pudesse substituir (19, 22).

Em 1935, surge a primeira preparação de metacrilato para uso dentário. Pouco tempo passou até que este produto adquirisse a forma de pó + líquido e dominasse rapidamente o mercado europeu. Apresentava a estética como sua principal vantagem em relação à vulcanite (24).

Após vários aperfeiçoamentos, o polimetilmetacrilato (PMMA) tornou-se económico, de preparação e reparação fácil, estável dimensionalmente, e com resistência e tenacidade adequadas às forças mastigatórias. A sua estética foi sendo melhorada posteriormente com a adição de fibras de nylon (24, 28).

Outros materiais surgiram: o fenolformaldeído, o poliestireno ou polivinilbenzeno, o nylon, em 1934, as resinas epóxicas, em 1935, o policarbonato, em 1966, as resinas vinílicas (como o policloreto de vinilo - PVC) e seus compostos

como os polivinilacrílicos (uma mistura de copolímero de cloreto de vinilo ou acetato de vinilo com o monómero metilmetacrilato). Mas, até hoje, nenhum serviu para substituir o PMMA (24).

Actualmente, o PMMA é o material habitualmente usado no fabrico de próteses completas, existindo linhas de investigação no sentido de o reforçar para satisfazer assim algumas exigências mecânicas (29).

4. Retenção protética

Encontram-se na literatura científica, diferentes definições para retenção protética. Lindstrom *et al* (30) descreveram-na como a resistência vertical de sentido oposto à inserção da prótese. Para Lawson (31), o termo “retenção protética” é explicado como uma combinação de forças que mantêm a superfície interna da base da prótese em contacto com os tecidos de suporte. Segundo o Glossário de Termos Prostodônticos (GTP-8) (15), a retenção de uma prótese é a qualidade inerente à prótese de resistir a forças de deslocamento.

Torna-se claro que a retenção é tida como uma propriedade da prótese para com o seu portador (32).

A retenção das próteses totais é um fenómeno complexo, ainda pouco entendido (19), que não depende exclusivamente do profissional (33).

À luz dos conhecimentos actuais, admite-se que a retenção das próteses completas se dê essencialmente por três factores: a área da superfície de contacto entre a base e os tecidos de suporte, a adaptação da base protética às mucosas e a obtenção de um correcto selamento periférico à custa do ajuste perfeito dos limites da prótese aos tecidos circundantes (32, 34). Os mecanismos de acção, através dos quais estes factores actuam, estão dependentes de alguns fenómenos físicos e biológicos.

Pressão atmosférica, vácuo, adesão, coesão, tensão superficial, gravidade, adaptação da base, molhabilidade, viscosidade, selamento periférico e controlo neuro-muscular, actuando individualmente ou em conjunto, todos estes factores foram citados como sendo em algum momento aquele que mais contribui para a retenção. No entanto, embora a maior parte destes factores tenham sido

mencionados durante um longo período em livros de Prostodontia, nem todos reuniam condições de validade científica (32).

Apesar dos inúmeros trabalhos de investigação dedicados a este tema, não existe consenso quanto à importância relativa de cada factor para a retenção (14).

4.1. Factores de retenção

4.1.1 Pressão atmosférica

A pressão atmosférica corresponde ao peso, por unidade de área, que uma coluna de ar, em condições normais de temperatura e humidade, exerce sobre uma determinada superfície (35).

Todos os objectos expostos à atmosfera estão sujeitos a uma pressão contínua imposta pelo peso do ar que os envolve. Pressupondo a existência de vácuo entre a base da prótese e o tecido que a suporta, a força retentiva dada pela pressão atmosférica à prótese, será tanto maior quanto maior a sua superfície. Contudo, entre a base e a mucosa, existe um filme salivar e a presença de vácuo não corresponde à realidade oral (31).

O verdadeiro significado da pressão atmosférica como factor de retenção protética permanece indeterminado (30). Presume-se que a pressão atmosférica apenas poderá actuar como auxiliar de retenção durante a separação da base protética, quando surge na interface base-tecido uma diminuição da pressão (32, 36).

Snyder *et al* (37) realizaram um estudo que visava testar a influência da pressão atmosférica sobre a retenção. Estes autores registaram uma diminuição da retenção protética de cerca de 30% aos 10.000 metros de altitude, quando comparada com os valores registados ao nível do mar. No entanto, os próprios autores referem que a esta altitude ocorrem algumas alterações da fisiologia corporal, como a diminuição da secreção salivar e do controlo muscular, que podem ter influenciado os resultados.

4.1.2. Vácuo

De igual forma, o vácuo também foi mencionado como factor de retenção (23). A existência de um filme salivar constitui um forte argumento para refutar a hipótese de existência de vácuo entre a base protética e a mucosa (31).

As ventosas e as câmaras de sucção são considerados dispositivos auxiliares de retenção que funcionam por formação de vácuo na interface mucosa-base. No passado, pretendeu-se obter a retenção à custa de ventosas e de câmaras de sucção, porém, estes artefactos caíram em desuso, dado o seu potencial lesivo para o paciente (13). Por outro lado, um estudo realizado por Jozefowicz e Mikolajczyk mostrou que o uso da câmara-de-ar em bases protéticas fez diminuir a sua retenção (38).

4.1.3. Gravidade

A gravidade refere-se à força que atrai os corpos para a terra (35). Neste sentido, a gravidade poderá contribuir para a retenção das próteses mandibulares (14, 32, 39).

A força de atracção dos corpos para o centro da terra será tanto maior, quanto maior for o seu peso (35). Por este motivo, no passado, eram confeccionadas próteses mandibulares com bases metálicas (13). Porém, por si só, a gravidade não é suficiente para manter a retenção durante a função (31) e o aumento de peso protético contribui sobretudo para a fadiga muscularto-articular (32).

4.1.4. Adesão

A adesão pode ser definida como força de atracção entre as moléculas de dois corpos diferentes (1, 14).

O requisito fundamental para que haja adesão é a existência de um íntimo contacto entre as moléculas dos dois corpos (40). Neste sentido, a adesão directa

base-mucosa não existe, uma vez que este contacto íntimo não é conseguido, mesmo com a melhor adaptação (32).

A adesão é mais acessível com a interposição de um líquido (14). Quanto menor o ângulo de contacto formado entre o fluído e a superfície do sólido, maior será a adesão (41).

Deste modo, na cavidade oral pode-se falar da existência de duas interfaces: base-saliva e saliva-mucosa. Presume-se que a adesão que intervém neste sistema possa contribuir, mesmo que de forma escassa, para a retenção protética (30).

Compreende-se por este motivo a razão pela qual a adesão entre a base protética e a mucosa de pacientes com xerostomia seja menos efectiva (1).

4.1.5. Coesão

A coesão é entendida como a força inter-molecular de um material (32). Refere-se à força de atracção entre moléculas de um mesmo corpo (1, 14).

As forças de coesão entre as moléculas da base acrílica são demasiado fortes para que possa ocorrer perda de retenção por falha coesiva deste material, o mesmo ocorrendo com a saliva (32). No entanto, embora a coesão não contribua directamente para a retenção da prótese à cavidade oral (32), o utilizador de uma prótese completa poderá beneficiar deste facto, uma vez que as fortes forças de coesão presentes no interior da saliva contribuem para a manutenção da integridade do filme salivar interposto entre a base e a mucosa, podendo influenciar o fenómeno da retenção protética (1, 30).

4.1.6. Molhabilidade

A molhabilidade refere-se à diminuição de energia de um sistema quando um líquido molha um sólido (32).

A molhabilidade varia na razão inversa do ângulo de contacto. Quando a molhabilidade aumenta, o ângulo de contacto do fluido com a superfície diminui. O

ângulo de contacto é uma propriedade característica de um sistema de substâncias e depende da tensão superficial do líquido e da energia de superfície da base (42).

Duas ou três horas após a inserção de uma nova prótese verifica-se que a sua retenção aumenta. Este fenómeno, em parte, resulta do “molhar” da prótese com saliva (26, 36).

A energia de superfície de um metal é superior à de qualquer resina acrílica, pelo que as bases metálicas são mais molháveis (40). Porém, a molhabilidade de uma resina acrílica pode ser aumentada se a sua superfície for jactada com areia (43). Foi o que mostrou uma investigação clínica realizada por Kikuchi *et al* (44). Resultados idênticos foram obtidos por Husham e Al-Bazirgan (45). No entanto, este fenómeno não pode ser explicado só pelo aumento da energia da superfície do acrílico e consequente aumento da molhabilidade por saliva. Este aumento de retenção deve-se, em grande parte, à obtenção de uma maior área de superfície de contacto da base protética com a mucosa (32, 42, 46).

4.1.7. Capilaridade

A capilaridade é mencionada por alguns autores (39, 47, 48) como factor de retenção. Traduz-se na força que leva um líquido a elevar-se ou deprimir-se, quando em contacto com as paredes de um vaso (15).

Quando existe adaptação protética, existe um espaço estreito entre a mucosa e a base, formando-se o menisco salivar. Desta forma, estão criadas condições para que se dê a atracção capilar (48, 49).

4.1.8. Tensão superficial

A tensão superficial é a propriedade pela qual a superfície exposta de um líquido tende a contrair-se para a menor área possível, até à formação de uma gota (15).

Craig *et al* (41) consideram que uma tensão de superfície elevada pode auxiliar a retenção.

Tyson (50) verificou que caso existisse uma boa adaptação entre a base protética e a mucosa, a tensão superficial tornava-se essencial à formação do selamento periférico.

Assumindo que a base protética está “molhada” por saliva, uma tentativa de a remover geraria, ao longo de toda a periferia, uma contracção da superfície salivar, contrariando a força de tracção e favorecendo, assim, a retenção da prótese (32, 51).

4.1.9. Viscosidade

A viscosidade refere-se à tensão de atrito interno de um líquido ou gás que oferece resistência às forças que provocam movimento (35). Para que exista a viscosidade deve existir coesão entre as moléculas (52).

Bláhová e Neumam (49), Barbenel (52) e O'Brien (51) consideram a viscosidade salivar um factor importante para a retenção protética. Porém, a contribuição deste factor para a retenção depende da forma como a saliva se distribui ao longo da base da dentadura. Para que se obtenha uma maior retenção, é importante que a saliva se disponha de forma contínua, formando uma fina película (52).

Segundo a lei de Stefan, a força de retenção é directamente proporcional à viscosidade do fluído. Mas, para que esta força seja maior, a espessura do filme deve ser muito fina, uniforme e contínua (1, 52). Se a intenção for manter a força de retenção, um aumento da viscosidade não pode ser acompanhado de um aumento da espessura do filme salivar (1).

A saliva mucosa, produzida essencialmente pelas glândulas *minor* do palato, contém maior quantidade de mucina, o que lhe confere uma maior viscosidade quando comparada com a saliva serosa (49). Se por um lado a saliva mucosa possui melhores propriedades adesivas, por outro, poderá não contribuir para aumentar a retenção, na medida em que pode formar um filme salivar mais espesso (1).

4.1.10. Controlo neuro-muscular

O controlo neuro-muscular pode ser entendido como a capacidade que o paciente possui de manusear a sua prótese. Refere-se às forças funcionais exercidas pela musculatura do paciente que podem afectar a retenção (14).

Dravell e Clark (32) não consideram este como um factor de retenção protético, uma vez que não depende da prótese, mas sim do seu portador. No entanto, o controlo neuro-muscular é citado por outros autores (31, 37, 53) como sendo um contributo importante para a retenção protética.

A actividade muscular é coordenada por impulsos enviados pelos receptores tácteis presentes na mucosa oral. Esta resposta muscular desenvolve-se no sentido de conseguir o assentamento da prótese, contribuindo para que, deste modo, seja obtida a sua retenção (54). Para que tal possa ocorrer, é necessário que a área de extensão da prótese esteja correcta, que a superfície polida permita uma perfeita adaptação da musculatura e que a arcada dentária esteja situada na zona neutra com o plano oclusal correctamente orientado (1).

O musculo bucinador contribui para o assentamento da prótese superior e inferior, a face ventral da língua tende a repousar sobre a superfície lingual externa da prótese mandibular promovendo a sua retenção e a base da face dorsal da língua, por compressão do bordo posterior da prótese maxilar, evita a sua desinserção quando o paciente morde com os dentes anteriores (1).

Por este motivo, e principalmente em situações onde o rebordo alveolar se apresenta muito reabsorvido, a retenção pode ser aumentada à custa da superfície externa da prótese, desde que dentro dos limites funcionais (13, 53).

4.1.11. Adaptação

A adaptação da base é medida pelo grau de ajuste desta aos tecidos, ou seja, refere-se ao seu contacto íntimo com a mucosa subjacente (1, 15, 32).

Quanto melhor a adaptação da base, mais estreito será o espaço entre esta e o tecido de suporte e mais fino será o filme salivar interposto, conduzindo ao aumento da resistência à separação (31, 32). Da mesma forma, quanto maior a

adaptação da base, maior será o contacto entre as superfícies (55).

Sabe-se que a retenção protética sofre uma diminuição em consequência dos anos de uso, devido aos fenómenos de reabsorção alveolar, o que provavelmente estará relacionado com algum desajuste da base (33, 56). Por outro lado, verifica-se que uma prótese nova vê aumentada a sua retenção após algumas semanas de uso, o que se deve sobretudo à adaptação dos tecidos orais (57).

A adaptação condiciona o desempenho de diversos factores de retenção, como por exemplo: a adesão, a coesão, a tensão superficial e a capilaridade (34).

Autores como Skinner *et al* (55), Darvell e Clark (32), O'Brien (51) e Jacobson e Krol (14) referem que este factor interfere substancialmente na retenção.

Os estudos de Husham e Al-Bazirgan (45) e Ghani *et al* (58) serviram para confirmar o facto de bases protéticas bem adaptadas serem mais retentivas que as bases mal adaptadas.

4.1.12. Selamento periférico

O selamento periférico define-se como o contacto da periferia da prótese com os tecidos adjacentes, prevenindo a passagem de ar ou de outras substâncias para a interface base-mucosa (15).

Distinguem-se dois tipos de selamento: o selamento facial, obtido à custa do contacto dos tecidos orais com a área polida da superfície externa da prótese e o selamento periférico, obtido pelo contacto dos bordos da prótese com os tecidos adjacentes (39).

Ao nível do selamento periférico maxilar, podemos considerar duas partes distintas: uma parte relacionada com o limite posterior da prótese, que se pode chamar selamento posterior e que se prolonga do ligamento pterigomandibular direito ao esquerdo, passando pela zona de flexão do véu do palato e, uma parte vestibular, correspondente ao limite anterior e lateral da prótese que se estende ao longo de todo o fundo do vestíbulo. Contudo, clinicamente, são indistintos, actuando de forma global (18, 59).

Um estudo desenvolvido por Skinner *et al* (55), mostrou que o correcto fecho posterior e periférico fazem aumentar a retenção de bases protéticas.

O selamento periférico é considerado, por diversos autores (1, 32, 52, 55), um factor importante para a obtenção de retenção protética. Este selamento apenas pode ser obtido com uma íntima adaptação da prótese aos tecidos circundantes (1).

O movimento de uma prótese assente sobre um rebordo alveolar flácido conduz facilmente à quebra do selamento periférico, por inadaptação da base aos tecidos de suporte e periféricos (36).

É conveniente que a zona do selamento seja a mais alta e mais larga possível, sem sub nem sobre extensão (59). Numa prótese sub-estendida ou sobre-estendida o contacto com os tecidos periféricos pode facilmente perder-se durante a função, o que levará a um afastamento da base da prótese com consequente aumento da espessura do filme salivar ou à entrada de ar. Deste modo, rompe-se o selamento periférico, conduzindo à perda de retenção (50, 60).

4.2. Importância da saliva

O fluxo e a viscosidade da saliva são relevantes para o sucesso da retenção protética (1).

Como já foi referido anteriormente, para que haja retenção protética é importante a existência de um fino filme de saliva interposto entre os tecidos de suporte e a superfície da prótese (36, 44, 55, 60, 61). Este filme salivar deve ser contínuo. A sua descontinuidade reflecte-se numa diminuição da retenção (52). Para a formação do filme salivar e para que este se mantenha contínuo é essencial que o fluxo salivar não esteja reduzido. O fluxo normal em repouso é de cerca de 1ml/min (1). Deste modo, compreende-se que pacientes portadores de próteses dentárias com xerostomia tenham mais problemas de retenção (27).

A fina película salivar interposta entre a base da prótese dentária e a mucosa de suporte é também fundamental para que exista selamento periférico, que, como já foi mencionado, é um importante factor de retenção.

A extensão desta película salivar depende do ponto onde os tecidos deixam de contactar com a prótese (14). Quanto mais extensa e fina for a película, mais

eficaz será (59). Nestas circunstâncias, a formação de um menisco salivar na periferia da prótese amplifica a resistência ao seu deslocamento (47). Para tal, é necessário que a periferia da prótese seja a mais extensa possível, sem que interfira com a função (59).

Numa prótese pouco adaptada verifica-se um maior fluxo salivar (quer de entrada quer de saída) na interface mucosa-base. Este facto, geralmente associado à inadaptação da base ou à instabilidade protética, contribui para que nestas próteses a retenção seja inferior (61).

Quanto à viscosidade, cabe ainda referir que o efeito “amortecedor” proporcionado pela saliva é mais eficaz quando fornecido pela saliva mais viscosa, oferecendo também resistência à desinserção protética (50).

Niedermeier e Krämer (62) verificaram a existência de uma estreita relação entre o aumento da secreção salivar produzida pelas glândulas *minor* do palato (saliva mais viscosa) e o consequente aumento da retenção protética maxilar. Porém, é preciso considerar que a saliva mais viscosa ocupa um maior volume, podendo contribuir para o “empurrar” da prótese, uma vez que o aumento da espessura do filme salivar leva a uma diminuição da retenção (1).

4.3. Importância da técnica de impressão

Em todo o processo de confecção de uma prótese completa, uma das etapas clínicas mais críticas é a obtenção de uma correcta impressão definitiva (1).

De acordo com as *guidelines* da *British Society for Study of Prosthetic Dentistry* (63), as impressões definitivas devem registar toda a área de suporte protético quando em função, de modo a garantir o máximo suporte, retenção e estabilidade da prótese durante a sua utilização.

O objectivo da impressão definitiva é o de obter um modelo fidedigno, para que a futura prótese disponha de condições óptimas de retenção, suporte e estabilidade (1).

A obtenção de retenção protética tem início com a impressão do maxilar desdentado (64). Segundo Cunha (33), a retenção deve ser obtida no acto clínico de moldagem, com a utilização de materiais e métodos adequados, seleccionados

de acordo com as condições locais e as componentes associadas à qualidade e à quantidade do fluxo salivar, ao grau de resiliência da fibromucosa de revestimento da área basal, à tonicidade das inserções musculares, à altura dos rebordos e à definição do selamento periférico pela vibração do palato mole.

A impressão pode ser realizada com diversos materiais e diferentes técnicas de impressão (1).

Variações das propriedades dos materiais alteram todo o processo de toma da impressão e tornam possível obter diferentes resultados, no que respeita à posição e forma dos tecidos. Os materiais mais fluidos provocam uma menor distorção nos tecidos moles e requerem menor força de compressão para a toma da impressão do que os materiais menos fluidos (1). De acordo com o resultado pretendido pelo médico dentista, o material de impressão poderá ser escolhido de acordo com a técnica seleccionada ou, por outro lado, poderá condicionar a escolha da técnica a utilizar (1, 65).

A escolha de uma adequada técnica de impressão também é relevante para o sucesso do tratamento. Em prótese completa, a técnica de impressão pode ser mucostática, muco-compressiva, ou selectiva (1, 64, 66-68). Pode ainda ser funcional, ou estática (1, 64, 65, 69, 70). Variações destes conceitos fundamentais foram descritas por diversos autores (1, 7, 65, 71-73).

Uma adequada técnica de impressão deve fomentar a actuação dos factores de retenção. Por este motivo, deve permitir uma correcta adaptação e extensão da base protética aos tecidos de suporte e periféricos (17).

Artigos com opiniões contraditórias, propondo diferentes técnicas de impressão, foram escritos na tentativa de encontrar a técnica que promovesse a óptima retenção, suporte e estabilidade. Porém, não parece ser possível eleger uma única técnica de impressão, uma vez que a mesma técnica não possui um comportamento eficaz em todas as situações clínicas (1, 14, 65). Por este motivo, o médico dentista deve ser capaz de determinar qual a técnica de impressão mais apropriada para cada caso, de acordo com as condições dos tecidos de suporte e periféricos (74).

Nenhum material ou técnica de moldagem é, por si só, capaz de resolver todos os problemas que envolvem a construção de uma prótese removível (1, 65). Para além das características do paciente, os resultados obtidos podem ser

influenciados pela experiência do operador. O seu conhecimento, a sua habilidade e capacidade de julgamento, podem conduzir a variações no produto final (75).

Dependendo do material que é utilizado para a impressão, o selamento pode ser mais ou menos extenso. A escolha de uma técnica de impressão adequada é importante para que a zona do selamento protético seja o mais alta e mais larga possível, sem sub nem sobre extensão (59).

Um trabalho realizado por Skinner *et al* (55) mostrou que a pasta de óxido de zinco e eugenol e o alginato apresentaram o mesmo resultado no que respeita à retenção das bases protéticas para desdentados maxilares completos.

Naser (18, 59), num estudo sobre selecção de materiais de registo periférico, comparou diferentes materiais quanto à forma e ao volume dos bordos vestibulares da impressão e verificou que, de entre os três materiais testados (godiva, poliéter e polisulfito), o poliéter era o material de primeira escolha para a impressão funcional. Este material permitiu o registo dos tecidos periféricos o mais profundamente possível, sem que a espessura dos bordos da impressão compromettesse a passagem a gesso.

Na prótese mandibular é importante a retenção fornecida pelo selamento facial obtido à custa da superfície polida da prótese. Neste caso, uma das finalidades da impressão consiste em definir os limites dentro dos quais a prótese é tolerada. Para que as forças musculares favoreçam a retenção da prótese, é indispensável que os dentes protéticos estejam situados na zona neutra (72).

4.4. Aceitação da prótese

A prótese removível será tanto mais eficiente e tanto melhor tolerada, quanto melhor integrada estiver na estrutura anatómica da cavidade oral do paciente (1). A capacidade de integração da prótese pelo paciente está intimamente relacionada, não só com o conforto fisiológico, como também com o conforto psicológico que esta lhe proporciona (1, 14).

Segundo Jacobson e Krol (14), a retenção é a propriedade inerente à prótese que confere conforto psicológico ao paciente. Talvez por este motivo, a utilização de um adesivo dentário possa, em algumas situações, promover a

confiança do paciente perante uma nova prótese (76).

A retenção contribui enormemente para a aceitação da nova prótese (14). Neste sentido, a retenção não deve ser desprezada enquanto potencial motivo de queixa. Num estudo realizado por Brunello e Mandikos (77), 88% dos pacientes avaliados queixaram-se de problemas relacionados com a retenção protética, a maior parte deles associados à sub-extensão da base.

Com o tempo, as próteses começam a ficar instáveis, com menor retenção, com a oclusão desequilibrada, originando mais traumatismos e consequentemente necessitando de ajuste ou substituição (78). Porém, grande parte dos utilizadores de prótese não efectua o seu ajuste ou substituição, quer por motivos económicos, quer por não terem a percepção desta necessidade. Deste modo, parece evidente que médicos e doentes têm perspectivas diferentes no que se refere à necessidade de tratamento protético (12, 56).

II. Justificação e Objectivos

1. Justificação

A retenção faz parte de um dos requisitos de satisfação dos portadores de uma prótese completa. Neste contexto, uma prótese sem retenção poderá originar as mais nefastas repercussões, sob o ponto de vista funcional, estético e psicológico, podendo contribuir decisivamente para uma diminuição da qualidade de vida do seu portador.

Deste modo, compreende-se que o estudo da retenção protética assuma extrema relevância, atendendo ao crescente envelhecimento da população e à importância da saúde oral para a sua qualidade de vida.

Muitos são os estudos que investigam os factores que contribuem para a retenção de uma prótese completa. Porém, não tem sido dada atenção suficiente à possível influência que a técnica de impressão poderá ter sobre este fenómeno.

Para tentar colmatar a escassez de informação científica e na tentativa de procurar compreender se a técnica de impressão exerce influência na retenção protética, entende-se interessante e oportuno realizar este estudo.

Pretende-se com este trabalho, contribuir, no sentido de ajudar a esclarecer de que modo a selecção da técnica e, consequentemente do material de impressão poderão ser importantes para a obtenção de uma reabilitação satisfatória, particularmente no que respeita à retenção da base protética total maxilar.

2. Objectivos

De acordo com os motivos que justificaram a elaboração deste trabalho, definiram-se os seguintes objectivos:

- Comparar duas técnicas de impressão da arcada maxilar desdentada, no que respeita à retenção da base protética obtida.
- Estudar se algumas das características individuais observadas (idade, sexo, toma de medicação com efeito xerostomizante, tipo de rebordo alveolar e de tecidos de suporte protético) estão relacionadas com a retenção.
- Avaliar, para cada uma das características individuais observadas, se alguma das técnicas de impressão estudadas é mais eficaz, relativamente à retenção da base produzida.

III. Materiais e Métodos

1. Amostra

1.1. População

A população deste estudo foi constituída pelos indivíduos que frequentaram a consulta de Prótese Removível III (PR III) e do III Mestrado de Reabilitação Oral (MRO III) da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), entre Outubro de 2005 e Julho de 2006.

O recrutamento dos participantes foi feito por abordagem directa durante a consulta.

1.2. Critérios de inclusão

Foram definidos os seguintes critérios de inclusão no estudo:

- Ser desdentado total maxilar.
- Ter capacidade de compreender e responder ao questionário.
- Ter recorrido à consulta de PR III ou do MRO III com a intenção de confeccionar pelo menos uma nova prótese removível ou de proceder a alterações na(s) prótese(s) já existente(s).
- Dar o consentimento informado para a sua participação.

1.3. Amostragem

Foi realizada uma amostragem consecutiva entre todos os utentes da FMDUP que frequentaram a consulta de PR III e do MRO III, entre Outubro de 2005 e Julho de 2006, que cumpriam os critérios de inclusão.

De um número total de 24 utentes que cumpriam os critérios de inclusão, acederam a participar no estudo 23. Destes, um desistiu após a primeira sessão, tendo sido avaliados 22 indivíduos.

2. Considerações éticas

Todos os indivíduos envolvidos neste estudo tiveram direito a uma correcta informação como pressuposto de um consentimento livre e esclarecido e direito à integridade e confidencialidade, em conformidade com o decreto-lei nº 97/94 de 9 de Abril de 1994 (79).

Desta forma, foi feita uma exposição dos principais objectivos e métodos do estudo, com informação detalhada de todos os procedimentos a seguir, da ausência de riscos e dos possíveis benefícios.

Os indivíduos que aceitaram participar assinaram uma declaração de consentimento informado, elaborada de acordo com as recomendações internacionais de ética de Helsínquia e Tóquio, da Organização Mundial de Saúde e da Comunidade Europeia (Anexo 1), tendo-lhes sido dada a oportunidade de colocarem as questões que considerassem necessárias.

Foram respeitadas as regras de conduta da declaração de Helsínquia e garantida a confidencialidade necessária dos dados recolhidos. As informações foram organizadas em processos individuais e todas as folhas com informação que permitisse a identificação dos participantes foram tratadas de forma separada. Foi atribuído a cada participante um número de ordem e foi de acordo com este tipo de identificação que os elementos recolhidos foram introduzidos numa base de dados elaborada para o efeito.

O protocolo detalhado desta investigação foi aprovado pela Comissão de Ética da FMDUP.

3. Recolha de dados

A recolha de dados foi realizada no decorrer das consultas de PR III e do MRO III, em três sessões. A autora foi responsável pela recolha de dados em todas as fases da investigação.

Durante a primeira sessão, a autora assumiu o papel de anotador e operador, preencheu o questionário, realizou o exame físico intra-oral e executou uma impressão preliminar em alginato com moldeira estandardizada a cada participante.

Na segunda sessão, efectuou quatro impressões definitivas com moldeira individual a cada participante, duas em alginato e duas em silicone.

Durante a terceira sessão, realizou os testes de retenção das bases protéticas, utilizando para isso um transdutor de forças.

3.1. Condições da recolha de dados

A primeira e a segunda sessões de recolha de dados foram efectuadas na boxe nº 5 da clínica da FMDUP no decorrer das consultas de PR III, à quarta-feira, entre as 9:00 e 12:30 horas, por se considerar que assim a participação dos utentes seria maior, uma vez que não teriam de se deslocar de propósito para o estudo. Os pacientes provenientes das consultas do MRO III eram também observados nesta boxe para que as condições fossem idênticas.

A terceira sessão de recolha de dados foi realizada no gabinete do Serviço de Prótese Removível da FMDUP. Neste gabinete contou-se com todo o equipamento e material necessários para efectuar os testes de retenção.

3.2. Estudo piloto

Para minimizar os erros intra-examinador, verificar a viabilidade do desenho do estudo, avaliar a aplicabilidade do método de medição e tentar estandardizar

todos os procedimentos, efectuou-se um estudo piloto com cinco indivíduos que foram revistos posteriormente. As diferenças intra-examinador, relativas aos parâmetros estudados, nomeadamente aos valores dos testes de retenção, foram inferiores a 10%, o que se enquadra nos critérios estabelecidos pela Organização Mundial de Saúde (80).

3.3. Primeira sessão

Os objectivos desta sessão foram: o preenchimento de um questionário, o exame físico intra-oral e a realização de uma impressão preliminar a cada participante.

3.3.1. Ficha clínica

Foi preenchida uma ficha clínica para cada participante (Anexo 2), a qual permitiu a recolha de informações com base nas suas respostas (questionário) e no seu exame físico intra-oral.

3.3.1.1. Número de identificação

Cada participante foi identificado com o respectivo número de ordem. Esta foi a variável responsável pela identificação do participante.

3.3.1.2. Número do processo da FMDUP

Uma vez que os participantes eram utentes da FMDUP, foi registado o seu número de processo.

3.3.1.3. Nome

Foi registado o nome completo de cada participante, sendo o acesso a esta informação da exclusividade da autora, por motivos de confidencialidade.

3.3.1.4. Área de residência

Foi registada a morada do participante. Esta variável foi categorizada em “Grande Porto” e “fora do Grande Porto”. Foi atribuída à resposta o valor “1” ou “2”, respectivamente.

3.3.1.5. Telefone

Foi registado o número do telefone de contacto que permitisse o acesso mais directo ao participante.

3.3.1.6. Sexo

Foi registado o sexo do participante. Esta variável foi categorizada em “feminino” e “masculino”, tendo-lhe sido atribuído o valor “1” ou “2” respectivamente.

3.3.1.7. Idade

Foi registada a idade do participante à data do questionário.

Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU), o início da terceira idade dá-se aos 65 anos para os países desenvolvidos (2). Deste modo, a variável idade foi categorizada em “inferior a 65 anos” e “igual ou superior a 65 anos”. Foi atribuída à resposta o valor “1” ou “2”, respectivamente.

3.3.1.8. Raça

Foi registada a raça do participante. Esta variável foi categorizada em “caucasiana”, “negra” ou “outra”. As respostas foram codificadas com os valores “1”, “2” ou “3”, respectivamente.

3.3.1.9. Medicação

Cada participante foi questionado sobre a toma de medicação. Registou-se, para todos os medicamentos de toma regular, o nome comercial, o princípio activo e a posologia. Foi utilizado como auxiliar de consulta o *Simposium Terapêutico 2004* (81).

De todos os medicamentos consumidos por cada participante, analisaram-se os que possuíam efeito xerostomizante e foram constituídas duas classes de participantes: “sem medicação xerostomizante” e “com medicação xerostomizante”, tendo-lhe sido atribuído o valor “1” ou “2”, respectivamente.

Foram considerados como grupo de medicamentos com efeito xerostomizante: antidepressivos, anti-histamínicos, diuréticos, espasmolíticos, anti-hipertensores, beta-bloqueadores, antipsicóticos, tranquilizantes/hipnóticos, antiparkinsonícos, anti-epiléticos, antitússicos e broncodilatadores (82-84).

3.3.1.10. Tecido de suporte

Os tecidos de suporte protético de cada participante (Figura 1) foram classificados segundo duas escalas distintas, a classificação de Kapur (85) e a classificação do Colégio Americano de Prostodontistas (American College of Prosthodontists - ACP) (86). Embora estas duas classificações visem avaliar o mesmo, baseiam-se em critérios distintos.

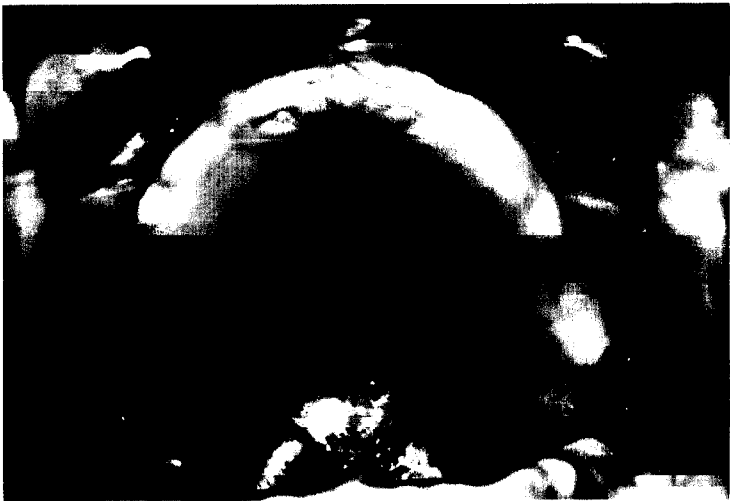


Figura 1. Tecidos de suporte protético maxilar de um participante

O tipo de tecido de suporte maxilar de cada participante foi avaliado segundo uma modificação da escala descrita por Kapur (85). Esta variável foi denominada “Tecido de suporte” para evitar confusão com a classificação do ACP descrita por Mc’Garry (86).

A classificação de Kapur (85) divide os desdentados totais de acordo com características clínicas dos tecidos de suporte maxilar e mandibular em três categorias e, a cada uma das características, atribui pontos (Tabela 1).

Tabela 1. Escala de pontos segundo a classificação de Kapur

Pontos	Forma do rebordo alveolar	Resiliência dos tecidos	Inserção dos tecidos periféricos	
			Maxilar	Mandibular
1	Flácido	Flácido	Baixa	Alta
2	V	Resiliente	Média	Média
3	Entre U e V	Firme	Alta	Baixa
4	U	--	--	--

A soma total dos pontos permite classificar os tecidos de suporte protético em:

- Mau, se obtiver menos de 14 pontos.
- Satisfatório, se obtiver pontuação entre 14 e 17 inclusive.
- Bom, se obtiver mais de 17 pontos.

Esta classificação foi modificada de modo a que se pudesse avaliar apenas o tecido de suporte protético maxilar.

Foi utilizada a mesma escala de pontos e constituíram-se igualmente três classes de tecido de suporte: “Bom”, “Satisfatório” e “Mau”, respectivamente codificados com os valores “1”, “2” e “3”. Porém, como não foi avaliada a arcada mandibular, estas categorias estiveram associadas às seguintes pontuações:

- Mau, quando a pontuação obtida foi menor que 7 pontos.
- Satisfatório, quando a pontuação obtida foi 7 ou 8 pontos.
- Bom, quando a pontuação obtida foi 9 ou 10 pontos.

3.3.1.11. Rebordo alveolar

Para a classificação do tipo de tecido de suporte protético foi ainda utilizada a classificação do ACP.

Esta variável foi denominada “Rebordo alveolar”, para se diferenciar da variável “Tecido de suporte”, baseada na classificação de Kapur modificada.

A classificação do ACP, descrita por Mc’Garry *et al* (86), divide os desdentados totais segundo o seu grau de severidade em quatro classes, de acordo com critérios específicos de diagnóstico.

A parte da classificação do ACP que se dedica exclusivamente à avaliação da morfologia do rebordo alveolar residual da maxila foi utilizada no presente estudo. Esta divide os desdentados em “tipo A”, “tipo B”, “tipo C” e “tipo D”.

- Tipo A:
 - Profundidade do vestibulo anterior e lateral suficiente para resistir ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Morfologia do palato que resiste ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Tuberosidades bem desenvolvidas com definição suficiente para resistir ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Chanfradura hamular bem definida, de forma a estabelecer a extensão posterior da base da prótese.
 - Ausência de tórus ou exostoses.

- Tipo B:
 - Perda de profundidade do vestibulo lateral.
 - Morfologia do véu do paladar que resiste ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Tuberosidades e chanfradura hamular pouco definidas, comprometendo o desenho do limite posterior da prótese.
 - Presença de tórus e/ou exostoses laterais arredondadas que não interferem com a extensão posterior da base da prótese.

- Tipo C:
 - Perda de profundidade do vestibulo anterior.
 - A morfologia do véu do paladar oferece pouca resistência ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Presença de tórus e/ou exostoses laterais com reentrâncias, mas que não interferem com a extensão posterior da base da prótese.
 - Rebordo alveolar da pré-maxila flácido, que oferece pouco suporte e estabilidade à base da prótese.
 - Redução do espaço retro-tuberositário pela apófise coronóide durante a abertura mandibular e/ou nos movimentos excursivos.

- Tipo D:
 - Perda de profundidade do vestíbulo lateral e anterior.
 - A morfologia do véu do paladar não oferece resistência ao movimento vertical e horizontal da base da prótese.
 - Presença de tórus palatino e/ou exostoses laterais com contornos que interferem com os bordos posteriores da base da prótese.
 - Rebordo alveolar da pré-maxila flácido.
 - Espinha nasal anterior proeminente.

Deste modo, esta variável foi categorizada em Tipo A, B, C ou D. Tendo sido codificada com os valores "1", "2", "3" ou "4", respectivamente. A avaliação da resistência ao movimento vertical e horizontal da base da prótese foi realizada segundo a técnica descrita por Hoad-Reddick e Grant (87).

3.3.2. Impressões preliminares

A cada participante, foi realizada uma impressão preliminar maxilar, em alginato (Algisul[®]; Laboratórios Inibsa, SA. Espanha), utilizando uma moldeira estandardizada para desdentado total em policarbonato (ASA Dental[®]; Portaimpronte in policarbonato, Itália) (Figura 2).

O participante foi posicionado sentado, com costas e cabeça devidamente apoiadas, com o maxilar superior ao nível do ombro do operador e paralelo ao solo.

Com o auxílio de um compasso de pontas secas, mediu-se a distância inter-tuberositária e escolheu-se a moldeira apropriada.

Após testar a moldeira, confirmou-se a sua adaptação, treinando a inserção e desinserção várias vezes.

O adesivo de alginato (Pegasus[®]; Pegasus Dental Supplies, Lda, Reino Unido) foi aplicado na moldeira.



Figura 2. Conjunto de moldeiras estandardizadas de policarbonato

Enquanto decorriam os quatro minutos necessários para o adesivo secar, pediu-se ao participante para passar a boca por água e, posteriormente, com o auxílio de uma compressa, secou-se a área de *postdam*, de modo a marcar com um lápis mucográfico (Fabercastell®, Itália), as duas fóveas palatinas. O participante permaneceu de boca aberta até que a moldeira carregada fosse introduzida em sua boca.

O alginato foi preparado de acordo com as instruções do fabricante, com o auxílio de uma espátula e de uma taça de borracha.

Preencheu-se a moldeira e levou-se à boca do participante. A moldeira foi estabilizada com o auxílio dos dedos indicador e médio, na zona de pré-molares, ao mesmo tempo que se fez o “trimming” dos tecidos periféricos. Instruiu-se o participante para que pronunciasse Ah! de forma prolongada.

Após o endurecimento do alginato, removeu-se a impressão sem torção. Avaliou-se a impressão, desinfetou-se e enviou-se ao laboratório de prótese da FMDUP, para que fosse passada a gesso o mais rapidamente possível.

3.3.3. Desinfecção da impressão preliminar

A desinfecção foi realizada com o auxílio de uma máquina de desinfecção (Hygo Jet, Durr Dental®, Alemanha). A impressão preliminar foi passada por água corrente. Logo de seguida, realizou-se a desinfecção por meio de pulverização com uma solução de di-aldeído glutâmico a 50% (MD 520, Durr System Hygiene®, Alemanha).

3.3.4. Construção do modelo de estudo

A impressão foi passada a gesso tipo III (Crystacal D®, EuroTechnew, Lda Reino Unido), com o auxílio de um vibrador de gesso (Kavo Type EWL 5444 nº 6230700, Kavo Elektrotechnisches Werk, Alemanha), sempre na mesma amplitude e frequência de vibração. A espatulação do gesso foi realizada mecanicamente com o auxílio da misturadora de vácuo (Degussa® Tipo R3, Degussa GB Dental, Alemanha). Foram seguidas todas as recomendações do fabricante, nomeadamente no que diz respeito às proporções de água/pó e tempos de manipulação e de endurecimento. Após a presa do gesso, o modelo foi removido da impressão, devidamente aparado e identificado com o número de ordem do participante, atribuído previamente.

3.3.5. Confecção das moldeiras individuais

Sobre o modelo de estudo, foram construídas quatro moldeiras individuais em resina fotopolimerizável (Precitray Rosa®, Yeti Dental Produkte, Alemanha), duas para efectuar impressões definitivas em alginato e outras duas para efectuar impressões definitivas em silicone.

Foram traçados sobre o modelo os limites periféricos, para construção das moldeiras individuais (Figura 3):

- Anterior e lateralmente→ 2 mm aquém do fundo do vestibulo;
- Posteriormente→ 2 mm além das fôveas palatinas.

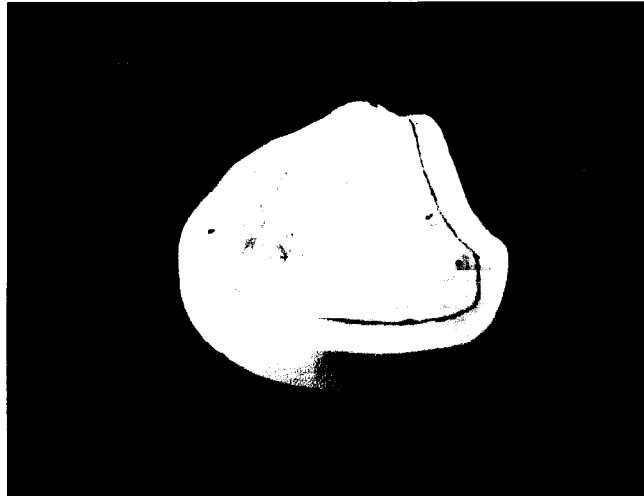


Figura 3. Limites da moldeira traçados no modelo de gesso preliminar

Para a construção das moldeiras individuais para impressão em alginato, foi criado um alívio de três folhas de cera rosa com 1,3 mm de espessura cada (Cera Rosa de Modelar Proclinic®, Proclinic, SA, Espanha), o que corresponde a um espaçamento máximo de 3,9 mm. Estas moldeiras foram perfuradas (Figura 4).

As moldeiras individuais para impressão em silicone foram espaçadas, utilizando apenas uma folha de cera rosa (com 1,3 mm de espessura). O alívio de cera foi recortado 4 mm à frente do limite posterior da moldeira. Estas moldeiras não foram perfuradas. A cera do alívio não foi removida, permanecendo embutida na moldeira (Figura 4).

A espessura das moldeiras foi de 2,5 mm e a inclinação da pega semelhante à dos incisivos superiores, para evitar a interferência com a musculatura peri-oral, durante os movimentos funcionais requeridos durante a toma da impressão.

A resina foi fotopolimerizada com o auxílio de uma máquina fotopolimerizadora (Dent-Lite® 90451D n°002187, Suíça).

As moldeiras foram então, desinfectadas por meio de pulverização com uma solução de di-aldeído glutâmico a 50%, embaladas e colocadas nas respectivas caixas.

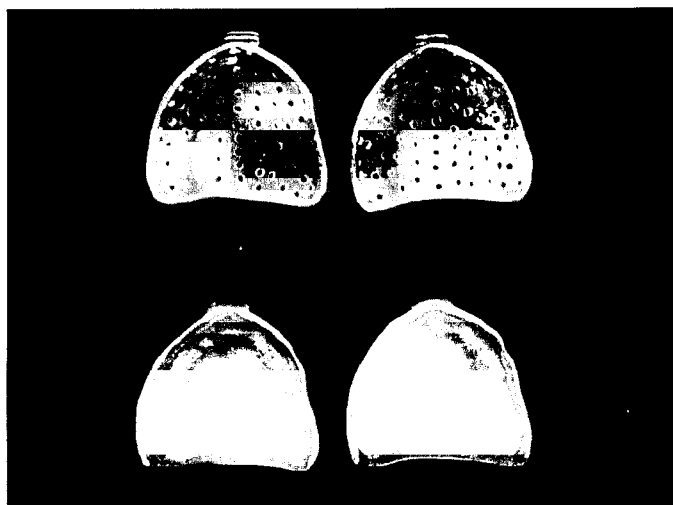


Figura 4. Moldeiras individuais utilizadas

3.4. Segunda sessão

O objectivo desta sessão foi a realização de quatro impressões definitivas a cada participante, duas em alginato e duas em silicone. As quatro impressões foram realizadas sempre pela investigadora e a sequência escolhida de forma aleatória, utilizando envelopes opacos com a indicação da técnica de impressão no seu interior.

3.4.1. Impressão definitiva em silicone

Os participantes foram sentados na mesma posição utilizada para a toma das impressões preliminares na 1ª sessão.

A moldeira foi testada em boca (com a cera espaçadora embutida), de modo a verificar os seus limites e eventuais interferências com os tecidos periféricos. Quando necessário, foram feitos desgastes com uma broca multi-laminada para peça de mão. Confirmou-se a adaptação da moldeira, treinando a sua inserção e desinserção por diversas vezes.

Explicou-se ao participante o que iria ser feito, que movimentos teria de efectuar e pediu-se para que ele os repetisse com a moldeira em boca.

Os bordos e o limite posterior da moldeira foram pincelados com adesivo para silicone (Virtual® Tray Adhesive, Ivoclar Vivadent, Itália).

Pediu-se ao participante para passar a boca por água e, com o auxílio de uma compressa, secou-se a área de *postdam*. Marcou-se com o lápis mucográfico as duas fôveas palatinas. O participante permaneceu de boca aberta. Quatro minutos após a aplicação do adesivo, adicionou-se o silicone de consistência heavy (Virtual®, Heavy Body Fast Set, Ivoclar Vivadent, Itália) sobre as mesmas áreas. Levou-se a moldeira à boca, imobilizando-a com o auxílio do dedo indicador, na zona do palato. O participante foi instruído a realizar os seguintes movimentos funcionais:

- Dizer Ah! de forma prolongada, para imprimir o limite posterior do palato duro.
- Tentar expirar com as narinas fechadas, para imprimir o limite posterior do palato duro.
- Soprar e simular um beijo, para a musculatura facial peri-oral modelar o material de impressão.
- Chupar o dedo do operador, para a musculatura facial peri-oral modelar o material de impressão.
- Sorrir, para a musculatura facial peri-oral modelar o material de impressão.
- Abrir a boca ao máximo e deslizar a mandíbula para a direita e esquerda, para imprimir os movimentos das apófises coronóides no espaço para-tuberositário.
- Tentar fechar a boca contra a oposição do operador, para imprimir a contracção do pterigoideu medial.

Estes movimentos foram repetidos três vezes, seguidamente o paciente permaneceu em repouso até ao endurecimento completo do material. Removeu-se a moldeira e inspeccionou-se. Caso existissem locais onde a moldeira tivesse ficado exposta (zonas de compressão), estes eram eliminados com uma broca multi-laminada e adicionado mais um pouco de silicone *heavy body*, repetindo a impressão funcional, até que estas zonas estivessem totalmente cobertas.

Removeu-se então a cera espaçadora e os excessos de silicone do interior e exterior da moldeira, com o auxílio de um bisturi com lâmina nº 15 (ASA Dental®, Itália). Fizeram-se pequenas perfurações na zona média da moldeira, para que o silicone escapasse e a impressão não fosse compressiva (Figura 5).



Figura 5. Moldeiras preparadas para a impressão final com silicone

Aplicou-se o adesivo para silicone no interior da moldeira. Quatro minutos após a aplicação do adesivo, preencheu-se o interior e face interna dos bordos da moldeira com o silicone *light body* (Virtual®, Light Body Fast, Ivoclar Vivadent, Itália). Efectuou-se a impressão, tendo o paciente repetido os mesmos movimentos funcionais por mais três vezes.

Controlou-se o endurecimento do material de impressão, até total polimerização, removeu-se a moldeira da boca e confirmou-se a qualidade da impressão (Figura 6).

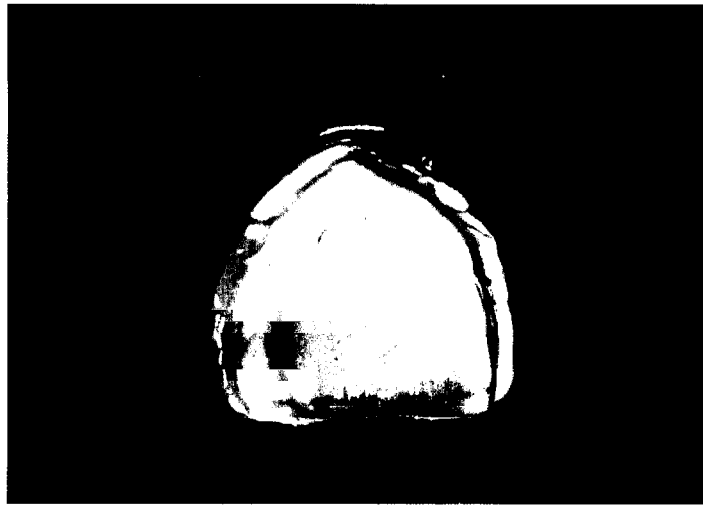


Figura 6. Impressão final com silicone

3.4.2. Impressão definitiva em alginato

Os participantes foram sentados na mesma posição utilizada para a toma das impressões preliminares na 1ª sessão, de modo a verificar os seus limites e eventuais interferências com os tecidos periféricos.

A moldeira foi testada em boca, de modo a verificar se os seus limites interferiam com os tecidos periféricos. Quando necessário, eram feitos desgastes com uma broca multi-laminada para peça de mão.

Explicou-se a cada participante o que iria ser feito e que movimentos teriam de ser efectuados, pedindo-se para que os repetisse com a moldeira em boca.

Após testar a moldeira, confirmou-se a sua adaptação, treinando a inserção em boca várias vezes.

Foi aplicado o adesivo de alginato na superfície interna e nos flancos da moldeira.

Pediu-se ao participante para passar a boca por água e, com o auxílio de uma compressa, secou-se a área de *postdam* para depois marcar com o lápis mucográfico as fóveas palatinas.

O participante permaneceu de boca aberta, até que a moldeira carregada fosse introduzida na sua boca.

Decorridos quatro minutos após a aplicação do adesivo, o alginato foi preparado de acordo com as instruções do fabricante com o auxílio de uma espátula de plástico e de uma taça de borracha.

O participante foi instruído para realizar todos os movimentos funcionais anteriormente descritos, por três vezes e, de seguida, permanecer em repouso até ao total endurecimento do material. Após a presa do alginato, removeu-se a impressão sem torção (Figura 7). Se estivessem reproduzidos todos os pormenores anatómicos necessários e não existissem locais de exposição da moldeira (zonas de compressão) a impressão era desinfectada e passada a gesso o mais rapidamente possível no laboratório. No caso da impressão não reunir estes requisitos, esta era repetida, até que estes pressupostos fossem atingidos.

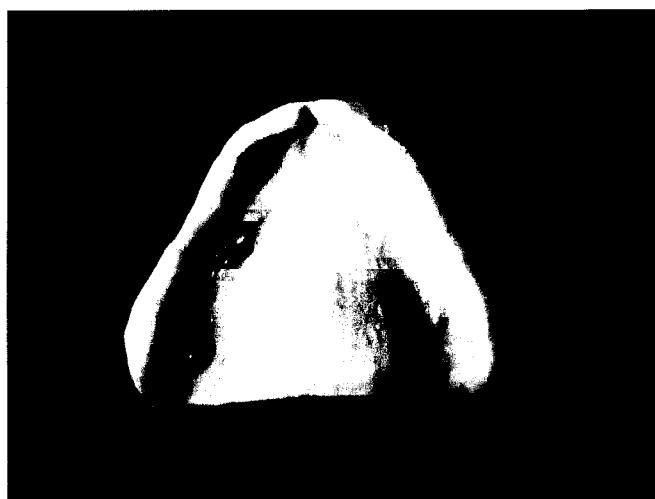


Figura 7. Impressão definitiva com alginato

3.4.3. Desinfecção das impressões definitivas

À medida que as impressões iam sendo realizadas, eram passadas por água corrente, desinfectadas por meio de pulverização com uma solução de di-aldeído glutâmico a 50%, e colocadas nas respectivas caixas.

As impressões em alginato, eram enviadas para o laboratório para serem vazadas a gesso de imediato; as de silicone, só eram vazadas uma hora depois.

3.4.4. Construção dos modelos de trabalho

As impressões foram passadas a gesso tipo III com o auxílio de um vibrador de gesso sempre na mesma amplitude e frequência de vibração. A espatulação do gesso foi realizada mecanicamente com o auxílio da misturadora de vácuo. Foram seguidas todas as recomendações do fabricante, nomeadamente no que diz respeito às proporções de água/pó e tempos de manipulação e de endurecimento. Após a presa do gesso, os modelos foram removidos da impressão, aparados devidamente, e identificados com o código da moldeira individual que lhe deu origem (A1, A2, S1 ou S2).

Os quatro modelos de trabalho foram colocados nas caixas previamente etiquetadas com o número do participante e enviados para o laboratório onde foram construídas as bases protéticas, sempre pelo mesmo técnico de prótese.

A autora deu indicações ao técnico de prótese para confeccionar todas as bases protéticas sobre os limites da área chapeável de forma a normalizar o procedimento.

3.4.5. Construção das bases protéticas

As bases protéticas foram construídas todas da mesma forma e sempre pelo mesmo técnico de prótese, segundo as indicações dadas.

Cada base foi encerada sobre o modelo de gesso, com duas folhas de cera (Kem-Dent Modeling Wax, Associated Dental Products, Lda, Inglaterra). Cada enceramento foi gravado lateralmente com o código do modelo (A1, A2, S1 ou S2) (Figura 8).

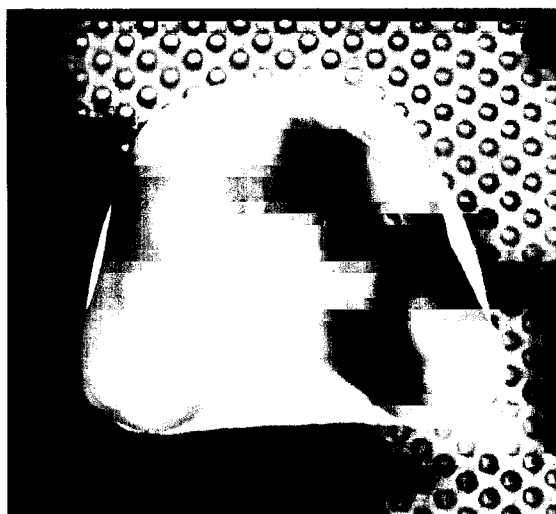


Figura 8. Enceramento de uma base protética

Os bordos anteriores e laterais das bases acrílicas terminavam na zona onde o processo alveolar começava a inclinar-se para o vestibulo. O limite posterior de todas as bases protéticas foi traçado 2 mm anteriormente às fóveas palatinas, continuando lateralmente até às chanfraduras pterigomandibulares de cada lado, situadas posteriormente às tuberosidades. Esta linha que delimita o bordo posterior da base foi escavada com o auxílio de uma broca sobre o modelo de gesso.



Figura 9. Inclusão dos modelos encerados na parte inferior da mufla

O modelo com o enceramento foi incluído na parte inferior de uma mufla metálica convencional (Reco Dental) preenchida com gesso Paris (Figura 9). Depois de seco, o gesso de inclusão foi isolado com vaselina (Vaselina purificada, Laboratório Maialab, Lda, Portugal) (Figura 10). A parte superior da mufla foi adaptada e preenchida com o mesmo tipo de gesso. Esta foi então fechada e, até que o gesso tomasse presa, esteve numa prensa hidráulica (Mestra, Bilbao, Espanha) para impedir que a expansão do gesso separasse as partes da mufla.

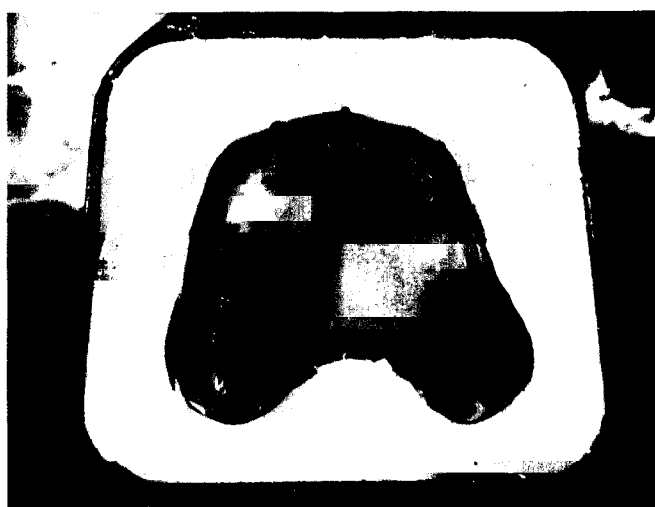


Figura 10. Isolamento do gesso da parte inferior da mufla

A mufla foi mergulhada num recipiente com água em ebulição, durante cinco minutos. De seguida, foi aberta e passada por água a ferver, para remover os possíveis resíduos de cera. Todo o gesso foi isolado com uma fina camada de isolante (Separating fluid, Ivoclar, Liechtenstein), aplicada com o auxílio de um pincel.

O acrílico (ProBase® Hot Monomer e ProBase® Hot Polymer, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) foi preparado e termo-polimerizado, conforme as indicações do fabricante.

A massa acrílica foi preparada e colocada no local correspondente da mufla. Sobre a resina colocou-se uma folha de polietileno, as duas metades da mufla foram encaixadas e realizou-se uma primeira prensagem. Abriu-se a mufla e foram removidos os excessos de acrílico e a folha de polietileno. As duas partes da mufla voltaram a ser encaixadas e esta foi levada novamente à prensa, onde foi submetida a uma pressão de 80 bar.

A polimerização foi realizada com o auxílio de uma panela de polimerização Kavo EWL (Kavo Elektrotechnisches Werk, Alemanha). A mufla foi imersa em água fria que foi aquecendo progressivamente, até atingir os 100°C, tendo sido deixada na água a ferver durante 45 minutos. Decorrido este tempo, a mufla foi removida da panela e arrefeceu à temperatura ambiente, durante 30 minutos, ao fim dos quais foi mergulhada em água fria durante 15 minutos.

Abriu-se a mufla, eliminou-se o gesso e removeu-se a base acrílica (Figura 11).

Efectuou-se o acabamento com broca multilaminada para peça de mão. O polimento foi realizado numa máquina de polimento Kavo EWL (Kavo Elektrotechnisches Werk, Alemanha), primeiro com uma escova de polir e pasta polidora (Steribim® Super, Bego, Alemanha) e, de seguida, com uma escova de camurça, utilizando um líquido abrilhantador (Duraglit™, Reckitt Colman, Espanha).

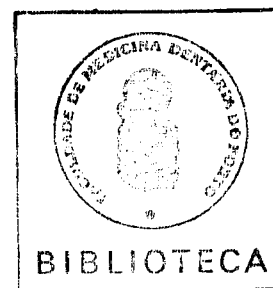


Figura 11. Base acrílica após remoção da mufa

Adaptou-se então, a cada base protética, um meio de fixação para que estas pudessem ser traccionadas.

As bases foram desinfectadas por meio de pulverização com uma solução de di-aldeído glutâmico a 50%.

2.4.6. Aplicação de um meio de fixação

Aplicou-se uma rosca do tipo M4 no circuncentro (ponto C) de cada base protética (Figura 12), com o intuito de poder fixar neste local um transdutor de forças intra-oral. Para a fixação da rosca foi utilizado um acrílico auto polimerizável (ProBase® Cold Monomer e ProBase® Cold Polymer, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein).

Este ponto C foi, para todas as bases protéticas, o circuncentro do triângulo cujos vértices são a papila incisiva e o centro das tuberosidades. Deste modo, toda a força de tracção exercida no ponto C foi distribuída equitativamente aos vértices do triângulo e, conseqüentemente, a toda a periferia da base protética.

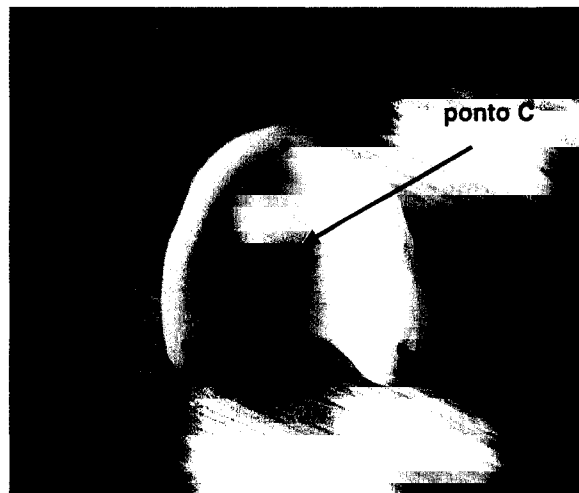


Figura 12. Base protética. A seta indica o local onde foi fixada a rosca (ponto C)

Para encontrar o circuncentro deste triângulo foi necessário utilizar uma mesa acrílica construída para o efeito. Uma placa de Schmütt foi fixada à parte inferior da prateleira central da mesa. Este dispositivo permitiu a marcação dos pontos, sempre através do mesmo ângulo de visão (Figura 13).

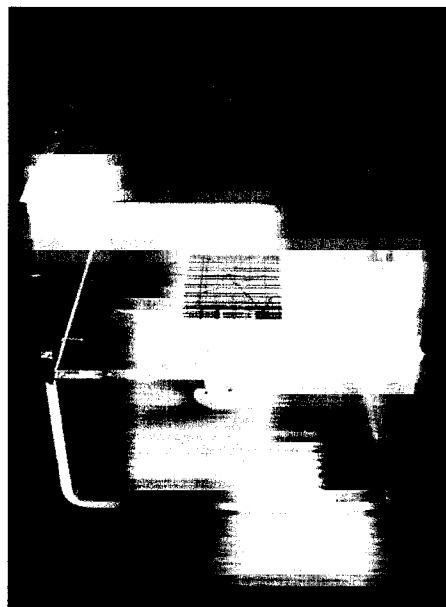


Figura 13. Marcação do circuncentro da base protética

Cada uma das bases testadas permanecia fixa ao fundo da mesa, enquanto, na parte superior da prateleira, eram traçados o triângulo e o respectivo circuncentro (ponto C). Este era, então, transposto para a base protética com o auxílio da placa de Schmütt.

3.5. Terceira sessão

A terceira e última sessão teve como objectivo testar a retenção das bases protéticas. Foi utilizado um transdutor de forças especialmente desenvolvido para o efeito.

3.5.1. Transdutor intra-oral

Para a medição das forças de desinserção foi desenvolvido um transdutor intra-oral (Figura 14).

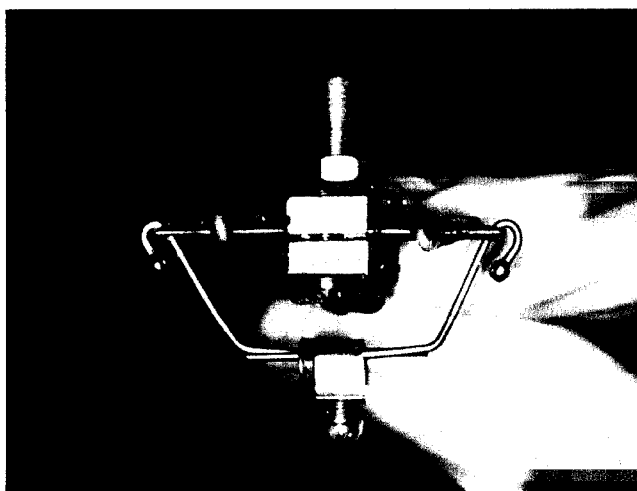


Figura 14. Transdutor utilizado

O princípio de funcionamento do transdutor utilizado assenta na medição da variação da resistência eléctrica. Por este motivo, designa-se transdutor resistivo. Estes instrumentos possuem geralmente duas componentes fundamentais: o suporte e o circuito de medida.

O transdutor intra-oral utilizado foi constituído por um circuito de medida fixo a uma lâmina de aço de mola que lhe serviu de suporte mecânico.

O circuito de medida foi constituído por quatro extensómetros de resistência eléctrica de 120Ω (Micro-Measurements® EA-06-125AD-120, Estados Unidos), ligados entre si formando uma ponte de Wheatstone, conforme ilustra a Figura 15.

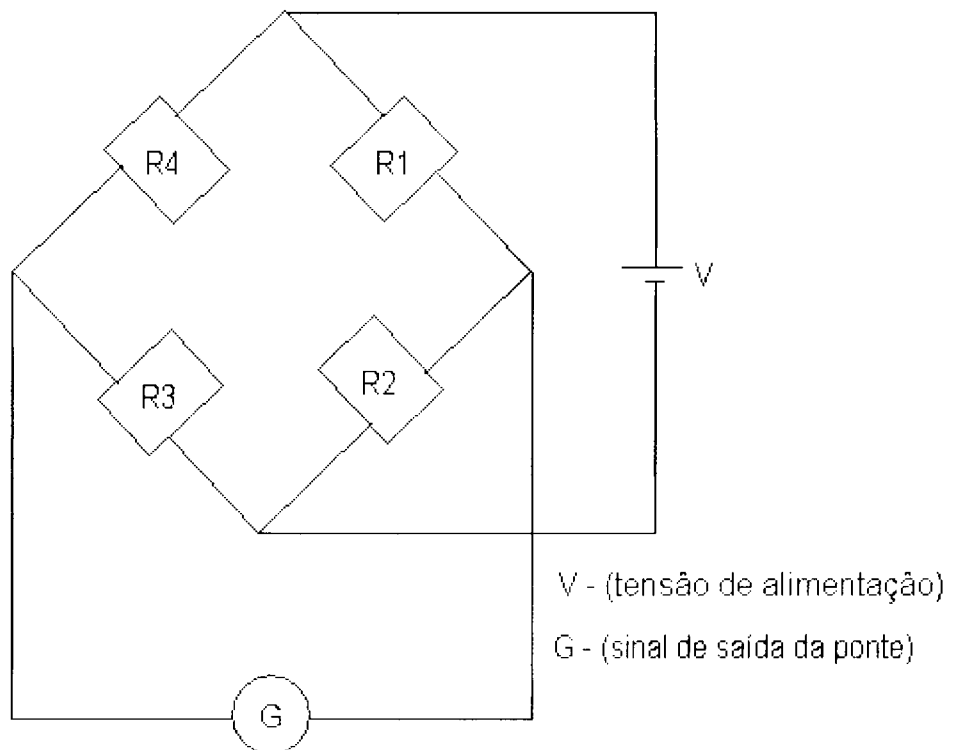


Figura 15. Configuração de uma ponte de Wheatstone com 4 extensómetros activos (R1, R2, R3 e R4) usada em transdutores de força do tipo resistivo, também designada por ponte completa

As ligações entre os extensómetros foram realizadas com fio eléctrico multifilar de secções inferior a 1 mm^2 . As ligações foram as mais curtas possíveis e sensivelmente iguais em todos os braços da ponte.

O transdutor foi alimentado por uma tensão constante de 5 Volt, criada por uma fonte de alimentação especificamente desenvolvida para o efeito.

Em cada teste, foi exercida tracção sobre as alças do transdutor, produzindo flexão da lâmina de suporte dos extensómetros e, consequentemente, uma alteração do equilíbrio da ponte de Wheatstone.

Para a leitura e medição do desequilíbrio da ponte de Wheatstone utilizou-se uma placa de aquisição de dados (NI PCI-6220 M, National Instruments™, Hungria). A placa foi colocada no computador do gabinete do Serviço de Prótese Removível da FMDUP e o seu controlo efectuado através do software LabView® (LabView® 7.1 Professional, National Instruments™, Hungria).

A força de tracção máxima necessária à desinserção da base protética foi registada numérica e graficamente e o tratamento de dados realizado com recurso ao software Excel (Microsoft® Excel 2002).

O transdutor foi calibrado numa primeira utilização e sempre antes de serem efectuados os testes de tracção a cada indivíduo.

3.5.2. Calibração

Após a montagem dos vários componentes, procedeu-se à calibração do transdutor. Esta é uma operação importante que consiste na obtenção do sinal de saída do circuito de medida, em função da força aplicada ao transdutor.

Foi realizada previamente uma acomodação mecânica do conjunto. Após esta etapa, procedeu-se a um carregamento sucessivamente crescente, até atingir o limite de capacidade projectado para o transdutor (20N). Verificou-se que o limite de capacidade do transdutor utilizado não excedia o regime elástico do suporte metálico. Para cada um dos níveis de carga, foi registado o sinal de saída da ponte de Wheatstone o que, finalmente, permitiu estabelecer a correlação entre a força aplicada e o sinal de saída.

2.5.3. Sistema de aquisição e registo de ensaios

O sistema de aquisição e registo dos ensaios foi constituído por uma placa de aquisição de dados da National Instruments™, com entradas analógicas de 16 bits, uma caixa de ligação ao sensor (NI CB-68LP, National Instruments™) (Figuras 16 e 17), incorporando uma fonte de 5V para a alimentação da célula de carga (Figura 18) e o software LabView®.

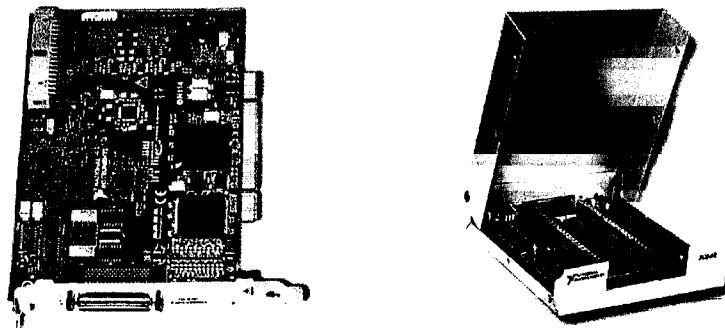


Figura 16. Placa de aquisição de dados à esquerda e caixa de ligação à direita

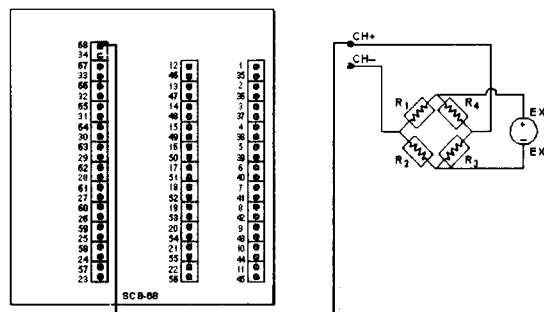


Figura 17. Esquema da ligação ao sensor

O software LabView® 7.1 foi instalado no computador do Serviço de Prótese Removível da FMDUP, com o sistema operativo Windows® XP (Windows® XP Microsoft®). A programação do sistema e a calibração da célula foi efectuada recorrendo a este software, tendo sido registada a curva característica de carga até ao valor máximo de 20N.

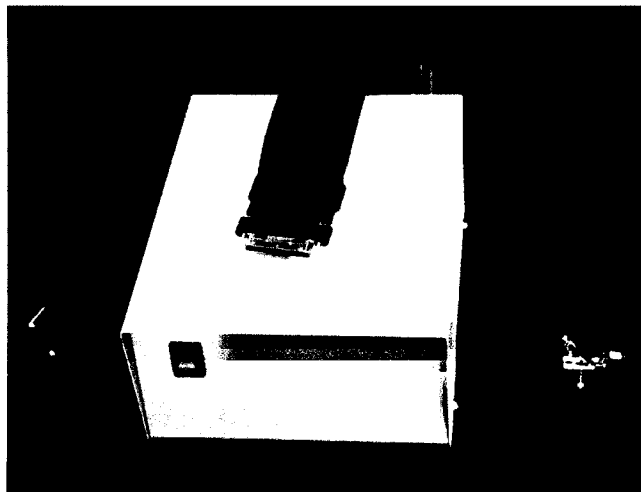


Figura 18. Fonte de alimentação

Para o registo dos ensaios, foi escrita uma rotina programa, para controlar e armazenar os dados provenientes da célula de carga. Este programa armazena um ficheiro para cada registo (Figura 19), baseado nos parâmetros definidos pelo utilizador: paciente, molde e ensaio. Regista ainda os dados significativos do ensaio, assim como os valores de força medidos pela célula durante o decurso do mesmo. Extrai também o valor máximo atingido no teste, para futuro processamento.

Foi aplicado um filtro por software, para eliminar o ruído provocado pela aquisição a elevada frequência (100 Hz). Foi possível ainda, com o auxílio deste programa, ajustar a sensibilidade da detecção do “descolar” da prótese.

Ensaio tracção	
Data de criação:	28-02-2006
Autor:	Dr. Angelina
Nome ficheiro:	99A11
Número do paciente:	99
Molde:	A1
Ensaio nº:	1
Observações:	
Tempo do ensaio:	9,62 S
Taxa de aquisição:	100 Hz
Valor máximo:	876,7 cN

Figura 19. Exemplo do cabeçalho de um registo com a informação significativa do ensaio

Terminado este processo, analisou-se o gráfico força/tempo que foi sendo desenhado no decorrer do ensaio com os valores adquiridos pelo sistema e verificou-se o valor máximo atingido (Figura 20).

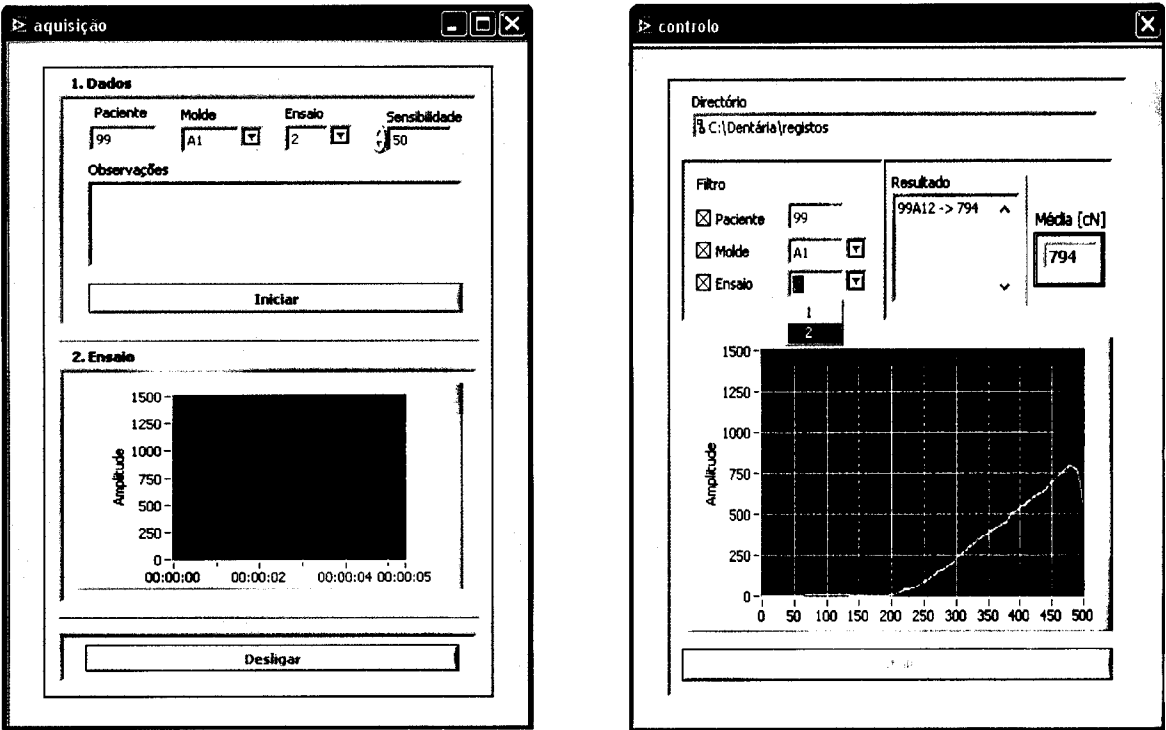


Figura 20. Interface gráfica do software para a aquisição e análise dos registos

O resultado pode ser validado, ou então pode ser repetido o ensaio, com os mesmos parâmetros introduzidos inicialmente.

A análise e tratamento dos dados registados foram efectuados por um segundo programa onde podiam ser consultados os registos filtrados pelos parâmetros paciente, molde e ensaio.

A combinação destes campos pode ser efectuada de forma a calcular a média aritmética dos valores máximos dos ensaios pretendidos. Também o gráfico individual de cada ensaio pode ser visualizado, para uma inspecção da curva de força registada (Figura 20).

3.5.4. Testes de retenção

Para cada participante foram realizados dois testes de retenção por cada uma das quatro bases protéticas.

Os participantes foram instalados no gabinete do Serviço de Prótese Removível da FMDUP, sentados, com costas e cabeça devidamente apoiadas, com o maxilar superior ao nível do ombro do operador e paralelo ao solo.

Cada participante dispôs de quatro bases protéticas: A1, A2, S1 e S2, construídas respectivamente com base na primeira impressão definitiva realizada com alginato, segunda impressão definitiva realizada com alginato, primeira impressão definitiva realizada com silicone e segunda impressão definitiva realizada com silicone.

As bases foram submersas em água, cinco minutos antes dos testes.

Tendo previamente sido preparado o programa de forma a aceitar os dados do participante em questão, um ajudante escolheu uma das quatro bases de forma aleatória, verificou o código da placa base escolhida, ocultou-o com o auxílio de fita adesiva preta e introduziu este código no computador. Fixou-se o transdutor à placa base em questão (Figura 21), introduziu-se o conjunto na boca do paciente e foi exercida pressão contra o palato durante 1 minuto.

Após todo esse processo, accionou-se no computador o início do teste e efectuou-se a tracção, perpendicularmente ao rebordo alveolar de forma progressiva, até ao desprendimento da placa. Nesta altura, ficou assinalada a intensidade da força no momento da desinserção da base protética (em centinewtons - cN). Este valor foi gravado de forma automática.

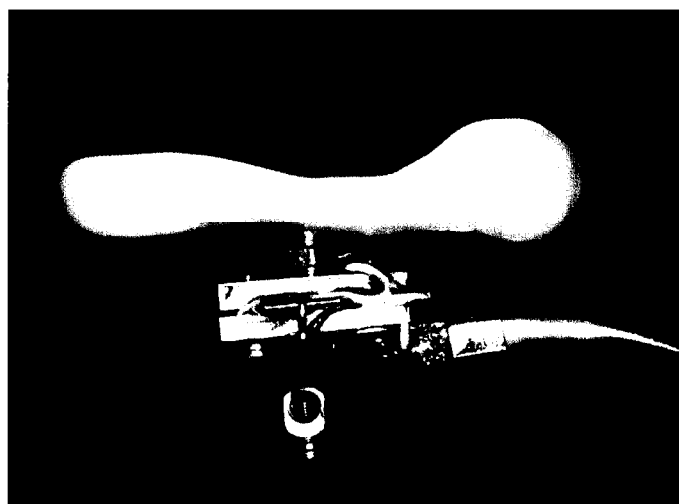


Figura 21. Adaptação do transdutor à base protética

Todo o processo foi repetido mais uma vez, para a mesma placa base e mais duas vezes para cada uma das outras placas base. Deste modo, foram obtidos oito valores, dois para cada base protética (TA11, TA12, TA21, TA22, TS11, TS12, TS21e TS22).

4. Análise estatística

Para o registo e edição das informações recolhidas foi utilizado um computador portátil (Acer®, Aspire 1312LC).

A análise foi efectuada utilizando o programa para análise estatística de dados SPSS® V.14.0 (Statistical Package for the Social Sciences). Os dados foram editados pela autora, para que fosse garantida a sua confidencialidade.

Efectuada a introdução dos dados recolhidos, procedeu-se à análise estatística, obtendo-se valores de frequências para algumas variáveis avaliadas.

Para avaliar o pressuposto de normalidade de distribuições a que os dados pertencem, foi utilizado o teste de ajustamento de Kolmogorov-Smirnov para cada uma das variáveis. Tendo-se verificado que em nenhuma das variáveis foi rejeitada a hipótese de normalidade das distribuições (Anexo 3), concluiu-se pelo pressuposto de normalidade, pelo que, na análise dos dados obtidos, foram utilizados métodos estatísticos paramétricos (88).

O teste T foi utilizado para comparação de duas amostras independentes e de duas amostras emparelhadas. Para comparação de médias entre três amostras independentes, foi usada a análise ANOVA seguida de Post-Hoc Gabriel.

Foi adoptado o limiar tradicional de significância estatística ($p < 0,05$).

Como forma de poder realizar o teste T quando as frequências eram pequenas, as categorias de algumas variáveis foram agrupadas. Por este motivo, para a variável “Rebordo alveolar”, as quatro classes (Tipo A, B, C e D) foram convertidas em duas: “Favorável” (inclui os Tipo A e B) e “Desfavorável” (inclui os Tipo C e D). Também as categorias “Satisfatório” e “Mau” da variável “Tecido de Suporte” tiveram de ser agrupadas, especificamente para que fosse possível testar se beneficiavam de uma das técnicas de impressão testadas.

[illegible]

1. Descrição e caracterização da amostra

1.1. Dimensão da amostra

Entre Outubro de 2005 e Julho de 2006, frequentaram a consulta de Prótese Removível III e do III Mestrado de Reabilitação Oral da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto 24 indivíduos desdentados completos da arcada maxilar. Todos eles cumpriam os critérios de inclusão. Dois dos indivíduos foram excluídos: um por recusar a participação no estudo e outro por desistir após a 1ª sessão (Taxa de mortalidade da amostra = 4,17%). Assim, foram integrados no estudo 22 indivíduos.

1.2. Caracterização sócio-demográfica

1.2.1. Sexo e idade

A amostra foi constituída por 22 indivíduos, 15 do sexo feminino e 7 do sexo masculino (proporção 68,2% vs 31,8%; Figura 22), com idades que variavam entre os 34 e os 80 anos (média: 63,9 anos, desvio padrão: 12,9 anos).

Existiam 10 indivíduos com idade inferior a 65 anos (45,5%) e 12 com idade superior ou igual a 65 anos (54,5%). A distribuição da amostra, de acordo com a classe etária, está representada na Figura 23.

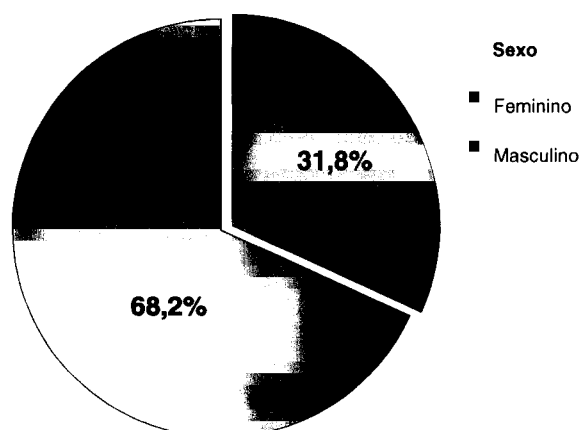


Figura 22: Distribuição da variável "Sexo" na amostra considerada (n=22)

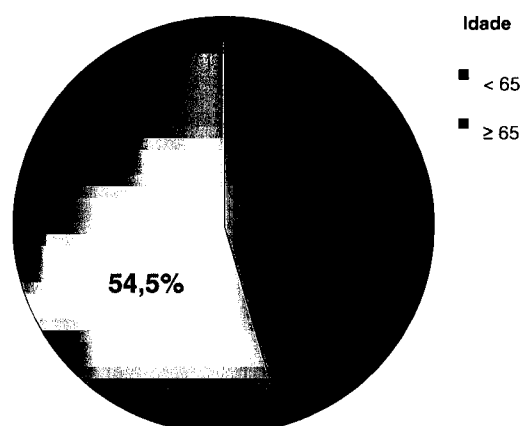


Figura 23: Distribuição da variável "Idade" na amostra considerada (n=22)

Verificou-se que a população estudada estava distribuída de forma homogênea, de acordo com o sexo e a idade (Tabela 2).

Tabela 2. Distribuição da população por idade e sexo (n=22)

		Idade		Total
		< 65	≥ 65	
Sexo	Masculino	3	4	7
		13,6%	18,2%	31,8%
	Feminino	7	8	15
		31,8%	36,4%	68,2%
Total		10	12	22
		45,5%	54,5%	100,0%

1.2.2. Raça

Todos os indivíduos pertencentes à população estudada (100%) eram de raça caucasiana.

1.2.3. Área de residência

Todos os indivíduos pertencentes à população estudada (100%) residiam no Grande Porto.

1.3. Caracterização da amostra - História clínica

1.3.1. Fármacos xerostomizantes

Na população estudada, 12 participantes (45,5%) consumiam medicação com acção xerostomizante de forma crónica e 10 não utilizavam esse tipo de medicação (54,5%) (Figura 24).

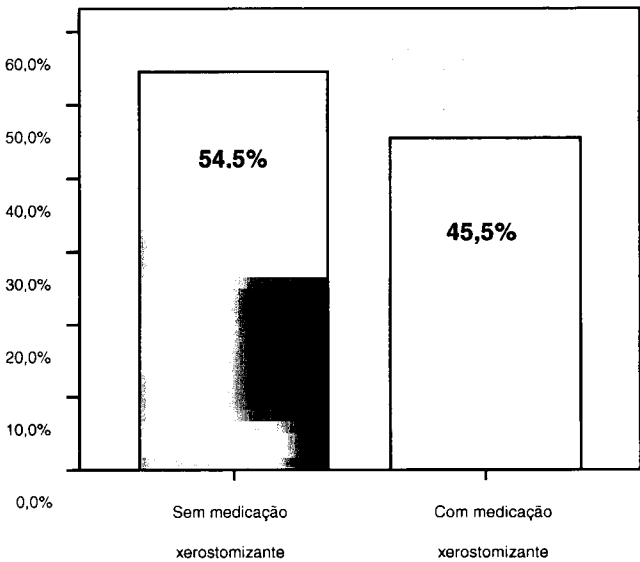


Figura 24. Distribuição da variável “Medicação xerostomizante” na amostra considerada (n=22)

Verificou-se que os indivíduos com/sem medicação xerostomizante se distribuíam de forma homogênea por ambos os sexos e grupos etários (Tabelas 3 e 4).

Tabela 3. Distribuição da amostra segundo o tipo de medicação e o sexo

		Sexo		Total
		Masculino	Feminino	
Medicação xerostomizante	Sem medicação	4	8	12
		18,2%	36,4%	54,5%
	Com medicação	3	7	10
		13,6%	31,8%	45,5%
Total		7	15	22
		31,8%	68,2%	100,0%

Tabela 4. Distribuição da amostra por tipo de medicação e idade

		Idade		Total
		<65	≥ 65	
Medicação xerostomizante	Sem medicação	6	6	12
		27,3%	27,3%	54,5%
	Com medicação	4	6	10
		18,2%	27,3%	45,5%
Total		10	12	22
		45,5%	54,5%	100,0%

1.4. Caracterização da amostra - Exame físico

1.4.1. Tecido de suporte

A variável “Tecido de suporte” foi categorizada em três classes distintas segundo a classificação de Kapur (85) modificada.

Na população estudada, 36,4% dos indivíduos possuíam um bom tecido de suporte, 36,4% um tecido de suporte satisfatório e 27,3% apresentavam um tecido de suporte considerado mau (Figura 25).

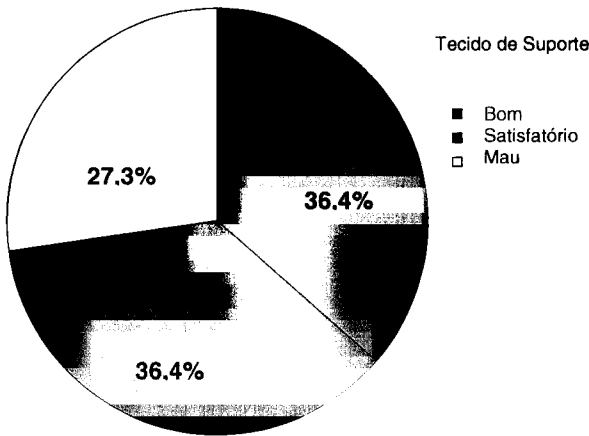


Figura 25. Distribuição da variável “Tecido de suporte” na amostra considerada (n=22)

Para esta população, o tecido de suporte bom e satisfatório prevalece no sexo feminino (54,7% - Tabela 5).

No sexo masculino há uma distribuição relativamente homogênea entre os três grupos (Tabela 5).

Tabela 5. Distribuição da amostra por sexo e tipo de tecido de suporte

		Sexo		Total
		Masculino	Feminino	
Tecido de suporte	Bom	2	6	8
		9,1%	27,3%	36,4%
	Satisfatório	2	6	8
		9,1%	27,3%	36,4%
	Mau	3	3	6
		13,6%	13,6%	27,3%
Total	7	15	22	
	31,8%	68,2%	100,0%	

Do grupo de participantes com menos de sessenta e cinco anos (45,5%), metade (22,7%) apresentava um bom tecido de suporte. Dos indivíduos com mais de sessenta e cinco anos que constituíram a amostra deste estudo (54,5%), metade (27,3%) possuía tecido de suporte apenas satisfatório (Tabela 6).

Tabela 6. Distribuição da amostra por classe etária e tipo de tecido de suporte

		Idade		Total
		< 65	≥ 65	
Tecido de suporte	Bom	5	3	8
		22,7%	13,6%	36,4%
	Satisfatório	2	6	8
		9,1%	27,3%	36,4%
	Mau	3	3	6
		13,6%	13,6%	27,3%
Total	10	12	22	
	45.5%	54.5%	100,0%	

1.4.2. Rebordo alveolar

No que respeita ao tipo de rebordo alveolar e considerando a classificação do ACP (86), a distribuição da amostra pode ser observada na Figura 26. Existiam 4 indivíduos com rebordo do tipo A (18,2%), e 6 indivíduos em cada um dos tipos B, C e D (27,3%).

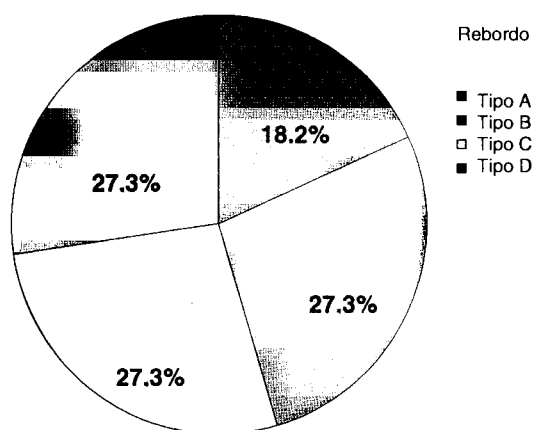


Figura 26. Distribuição da variável “Rebordo alveolar” na amostra considerada (n=22)

Atendendo à presente distribuição e para posterior viabilidade da análise estatística, decidiu-se reagrupar os indivíduos em duas classes, no que respeita ao tipo de rebordo alveolar maxilar:

- Classe 1: rebordo alveolar maxilar favorável (inclui os rebordos do tipo A e B); constitui 45,5% (n=10) da população estudada.
- Classe 2: rebordo alveolar maxilar desfavorável (inclui os rebordos do tipo C e D); a este grupo pertence 54,5% (n=12) da amostra.

Como se pode observar nas Tabelas 7 e 8, verificou-se que os indivíduos com rebordo alveolar favorável e desfavorável se distribuem de forma homogênea para cada factor de sexo (masculino/ feminino) e de idade (inferior a 65 anos/ superior ou igual a 65 anos).

Tabela 7. Distribuição da amostra por sexo e tipo de rebordo alveolar

		Rebordo		Total
		Favorável	Desfavorável	
Sexo	Masculino	3	4	7
		13,6%	18,2%	31,8%
	Feminino	7	8	15
		31,8%	36,4%	68,2%
Total		10	12	22
		45,5%	54,5%	100,0%

Tabela 8. Distribuição da amostra por idade e tipo de rebordo alveolar

		Rebordo		Total
		Favorável	Desfavorável	
Idade	< 65	4	6	10
		18,2%	27,3%	45,5%
	≥ 65	6	6	12
		27,3%	27,3%	54,5%
Total		10	12	22
		45,5%	54,5%	100,0%

2. Análise da retenção das bases protéticas

A cada base protética (base A1, base A2, base S1 e base S2) foram efectuados dois testes de tracção, os testes “TA11” e “TA12” para a base A1; os testes “TA21” e “TA22” para a base A2; os testes “TS11” e “TS12” para a base S1; e, finalmente, os testes “TS21” e “TS22” para avaliar a retenção da base S2.

Os valores da força de tracção necessária à remoção da base protética variaram entre 158 cN e 1936 cN (Tabela 9).

Tabela 9. Valores em centi-newtons dos testes de tracção para cada indivíduo

	TA11	TA12	TA21	TA22	TS11	TS12	TS21	TS22
1	416	421	419	412	852	853	819	813
2	757	756	748	750	795	796	838	836
3	281	281	276	275	659	652	708	706
4	613	622	643	637	840	841	878	865
5	1760	1767	1773	1773	1933	1936	1920	1924
6	418	419	414	417	852	853	814	818
7	280	276	309	312	515	508	511	517
8	784	787	740	747	934	936	985	970
9	1342	1338	1323	1321	1500	1498	1513	1516
10	688	684	651	641	831	829	830	829
11	521	531	513	508	901	903	943	941
12	359	354	320	315	590	595	570	564
13	889	878	878	876	1004	1000	1084	1090
14	315	300	324	320	701	707	749	741
15	874	875	894	885	1047	1051	1068	1060
16	158	163	170	170	334	327	321	319
17	1185	1181	1213	1222	1455	1445	1480	1488
18	1152	1168	1192	1195	1340	1354	1326	1324
19	375	380	323	314	606	605	596	594
20	707	705	716	710	1506	1504	1558	1555
21	446	449	404	410	790	799	747	766
22	401	409	422	427	799	793	788	791

O gráfico da Figura 27 ilustra algumas medidas descritivas dos valores da força de tracção necessária à remoção da base protética em cada um dos testes de tracção realizados, nomeadamente: medianas, percentis 25 e 75, mínimos absolutos e máximos relativos. Verifica-se que os valores de TA11, TA12, TA21 e TA22 foram tendencialmente inferiores aos obtidos em TS11, TS12, TS21 e TS22 (Figura 27).

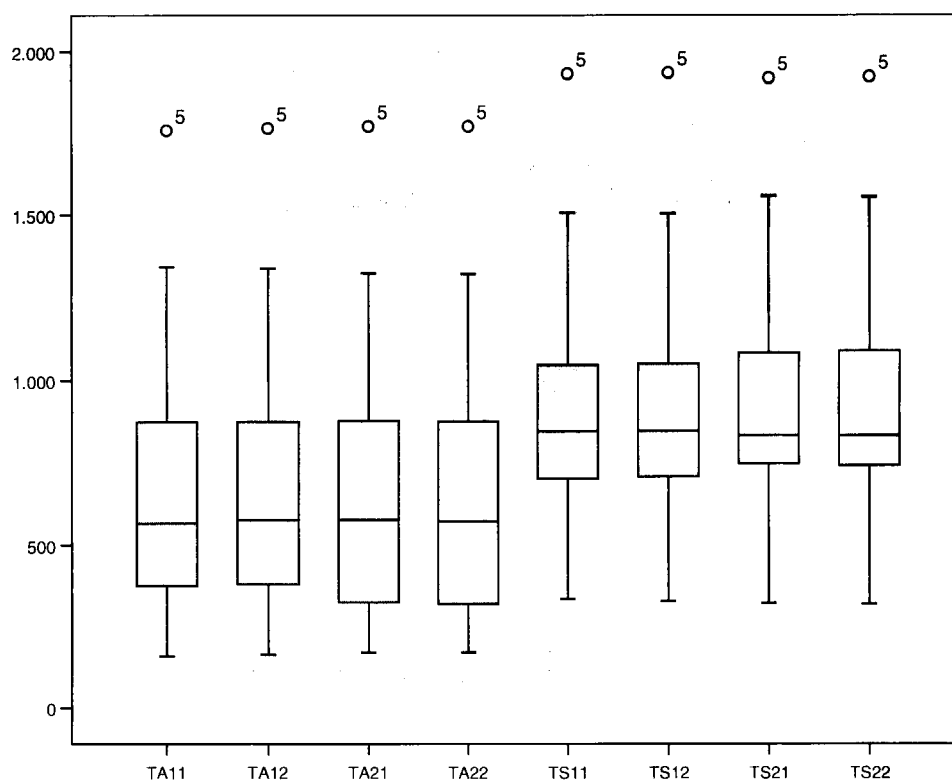


Figura 27. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) obtidos nos testes de tracção realizados aos 22 indivíduos que constituem a amostra

A Tabela 10 permite observar o resultado da análise descritiva dos valores dos testes de tracção.

Tabela 10. Medidas descritivas dos valores dos testes de tracção efectuados (cN)

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
TA11	669,14	402,40	158	1760
TA12	670,18	403,24	163	1767
TA21	666,59	408,33	170	1773
TA22	665,32	409,28	170	1773
TS11	944,73	383,01	334	1933
TS12	944,77	383,91	327	1936
TS21	956,64	388,79	321	1920
TS22	955,77	389,79	319	1924

2.1. Testes de tracção TA11 e TA12

As bases protéticas construídas a partir da primeira impressão definitiva realizada em alginato, alcançaram valores de retenção bastante semelhantes no primeiro (TA11) e no segundo testes de tracção (TA12) efectuados (Tabela 9). As médias dos valores obtidos nos testes de tracção apresentaram valores quase idênticos (669,14cN vs 670,18cN; Tabela 10). As medidas descritivas de TA11 e TA12 estão representadas graficamente na Figura 28.

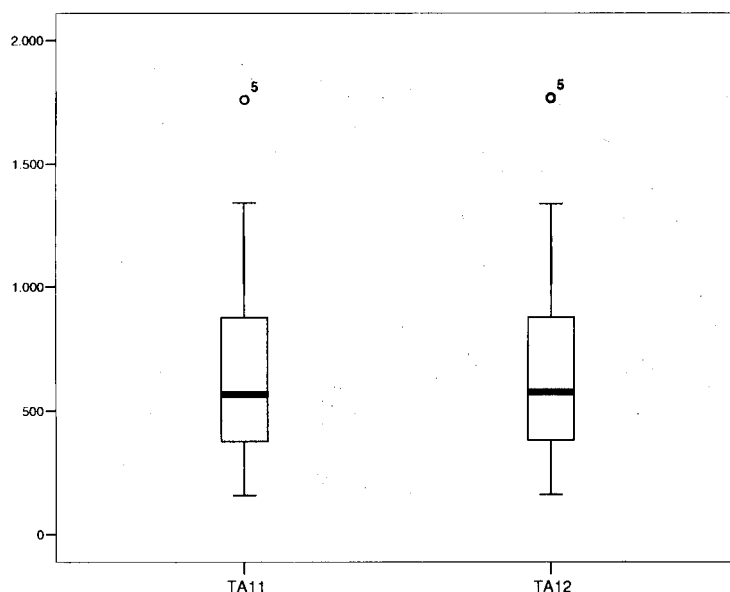


Figura 28. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) obtidos em TA11 e TA12

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre TA11 e TA12 ($t=-0,690$; $p=0,498$). A média das diferenças foi de -1,045cN, com intervalo de confiança a 95% de -4,197 a 2,106.

Deste modo, criou-se uma nova variável, “TA1Média”, que reúne a informação recolhida de ambas as medições (TA11 e TA12).

Esta nova variável será utilizada sempre que seja necessário retirar ilações sobre as medições recolhidas, usando as bases protéticas provenientes da primeira impressão definitiva com alginato.

2.2. Testes de tracção TA21 e TA22

A Figura 29 condensa graficamente as medidas descritivas mais relevantes de TA21 e TA22.

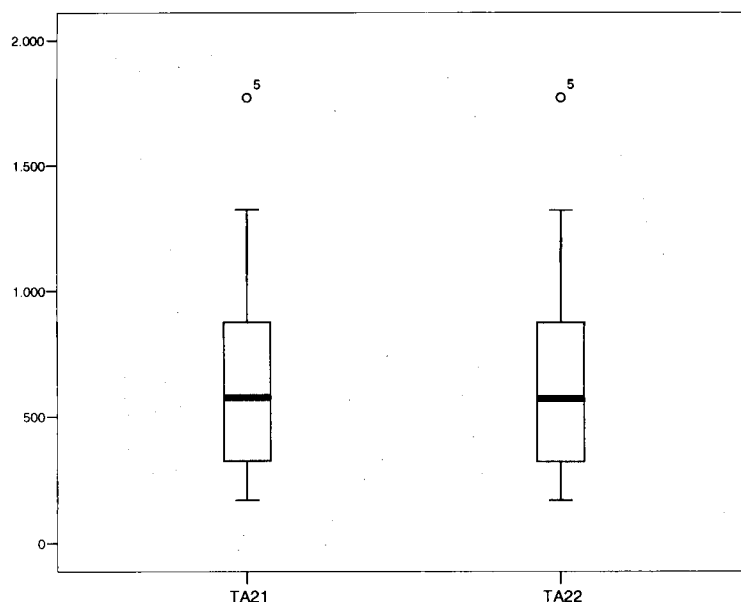


Figura 29. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) obtidos em TA21 e TA22

As médias dos valores obtidos nos testes de tracção apresentaram valores quase idênticos (666,59cN vs 663,52cN) (Tabela 10).

Do mesmo modo que para TA11 e TA12, constatou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores obtidos no primeiro e no segundo teste de tracção da base protética proveniente da segunda impressão definitiva com alginato ($t=1,078$; $p=0,293$).

A média das diferenças foi de 1,273cN, com intervalo de confiança a 95% de -1,183 a 3,729. Assim, criou-se a variável “TA2Média” que reúne a informação recolhida de ambas as medições (TA21 e TA22).

2.3. Comparação de TA1Média e TA2Média

Nesta fase da análise, existem duas variáveis que apresentam informação recolhida sobre as bases protéticas provenientes de impressões definitivas em alginato (TA1Média e TA2Média).

Tal como anteriormente, verificou-se que as medidas descritivas eram semelhantes (Figura 30).

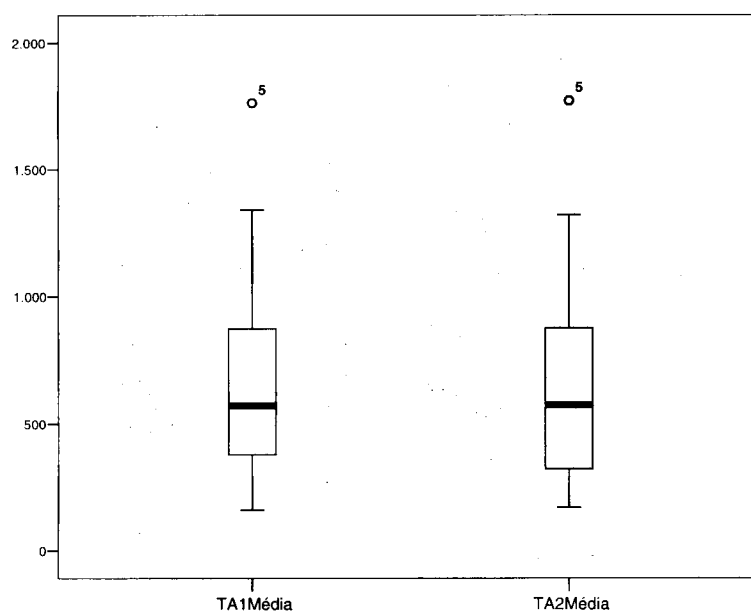


Figura 30. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) de TA1Média e TA2Média

A média dos valores de TA1Média foi de 669,66cN e de TA2Média foi de 665,95cN (Tabela 11).

Tabela 11. Medidas descritivas de TA1Média, TA2Média, TS1Média e TS2Média (cN)

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
TA1Média	669,66	402,80	160,50	1763,50
TA2Média	665,95	408,79	170,00	1773,00
TS1Média	944,75	383,45	330,50	1934,50
TS2Média	956,20	389,27	320,00	1922,00

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na retenção das bases protéticas construídas a partir da impressão definitiva em alginato, quer esta tenha sido obtida a partir da primeira ou da segunda impressão ($t=0,643$; $p=0,527$). A média das diferenças foi de 3,704cN, com um intervalo de confiança de 95% de -8,277 a 15,686.

Desta forma, calculou-se uma variável ponderada de TA1Média e TA2Média, chamada “TAMédia”. Esta variável reúne portanto, toda a informação recolhida experimentalmente sobre as medições feitas utilizando bases protéticas obtidas a partir de impressões definitivas com alginato sobre a amostra dos 22 indivíduos que participaram neste estudo.

2.4. Testes de tracção TS11 e TS12

Os dois testes de tracção efectuados (TS11 e TS12) em bases protéticas provenientes da primeira impressão definitiva realizada com silicone possuíam valores bastante semelhantes.

A Figura 31 permite a comparação gráfica entre estes dois testes.

As médias dos valores obtidos nos testes de tracção apresentaram valores quase idênticos (944,73cN vs 944,77cN) (Tabela 10).

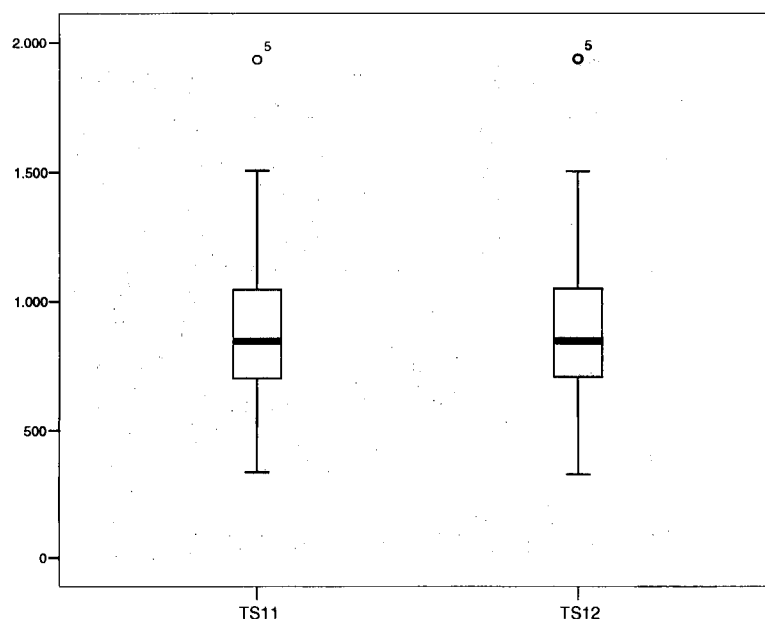


Figura 31. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) obtidos em TS11 e TS12

Entre TS11 e TS12 não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($t=-0,037$; $p=0,971$). A média das diferenças foi de $-0,045\text{cN}$, com um intervalo de confiança a 95% de $-2,581$ a $2,490$. Assim, foi criada a variável “TS1Média” (média de TS11 e TS12).

2.5. Testes de tracção TS21 e TS22

As principais características amostrais de TS21 e TS22 indicam distribuições muito semelhantes (Figura 32). As médias dos valores obtidos no primeiro (TS21) e no segundo testes de tracção (TS22) foram semelhantes ($956,64\text{cN}$ vs $955,77\text{cN}$; Tabela 10).

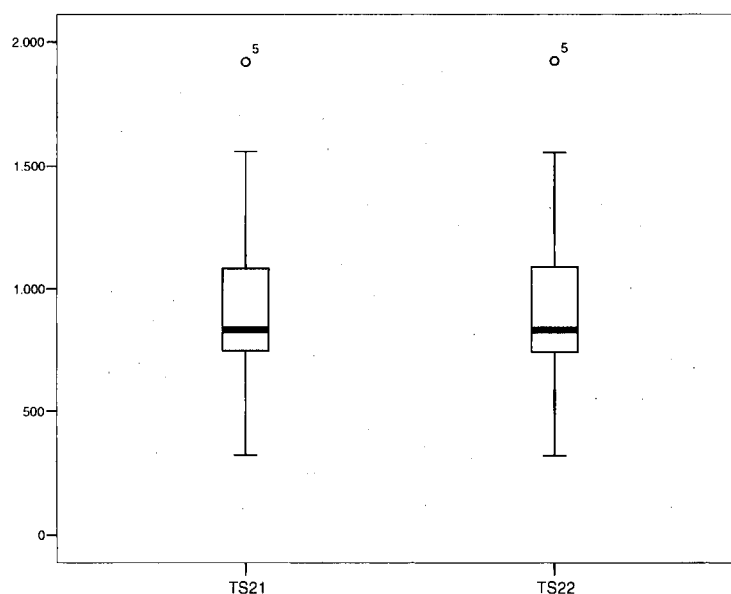


Figura 32. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) obtidos em TS21 e TS22

Verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores obtidos no primeiro e no segundo testes de tracção da base protética proveniente da segunda impressão definitiva com silicone ($t=0,545$; $p=0,591$).

A média das diferenças foi de 0,864cN, com um intervalo de confiança de 95% de -2,430 a 4,157. Deste modo, criou-se a variável “TS2Média” (média de TS21 e TS22).

2.6. Comparação de TS1Média e TS2Média

Nesta fase, existem duas variáveis que apresentam informação recolhida sobre as bases protéticas provenientes de impressões definitivas realizadas com silicone (TS1Média e TS2Média).

A Figura 33 representa o comportamento das variáveis TS1Média e TS2Média. A média dos valores de TS1Média foi de 944,75cN e de TS2Média foi de 956,20cN (Tabela 11).

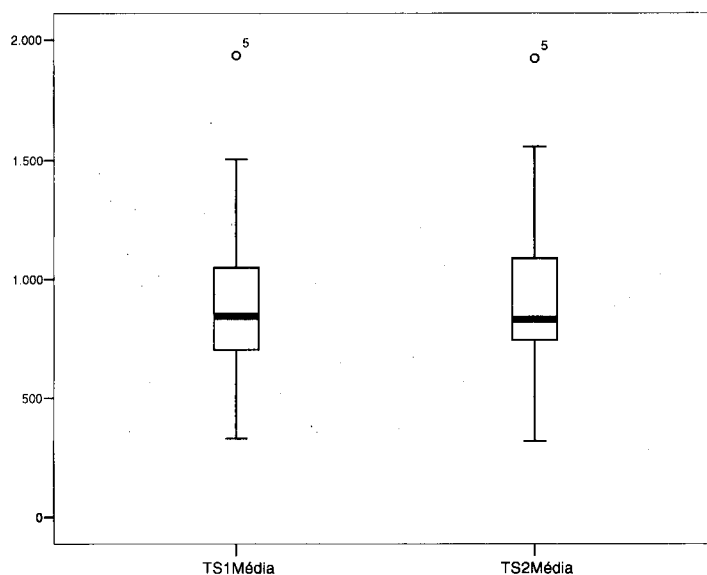


Figura 33. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) de TS1Média e TS2Média

Constatou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas na retenção das bases protéticas construídas a partir da impressão em silicone, quer esta tenha sido obtida a partir da primeira ou da segunda impressão ($t=-1,566$; $p=0,132$). A média das diferenças foi de $-11,454\text{cN}$, com um intervalo de confiança de 95% de $-26,661$ a $3,752$.

A variável “TSMédia”, média aritmética de TS1Média e TS2Média, é então, a súmula de todos os dados que foram recolhidos experimentalmente utilizando bases protéticas obtidas a partir de impressões definitivas com silicone.

2.7. Comparação de TAMédia e TSMédia

Após ter sido condensada toda a informação recolhida sobre as medições efectuadas nas variáveis “TAMédia” e “TSMédia”, estão criadas condições para avaliar se a retenção da base protética sofre a influência da técnica de impressão/material de impressão que lhe deu origem.

Verificou-se que as medidas descritivas são tendencialmente mais elevadas em “TSMédia” (Figura 34).

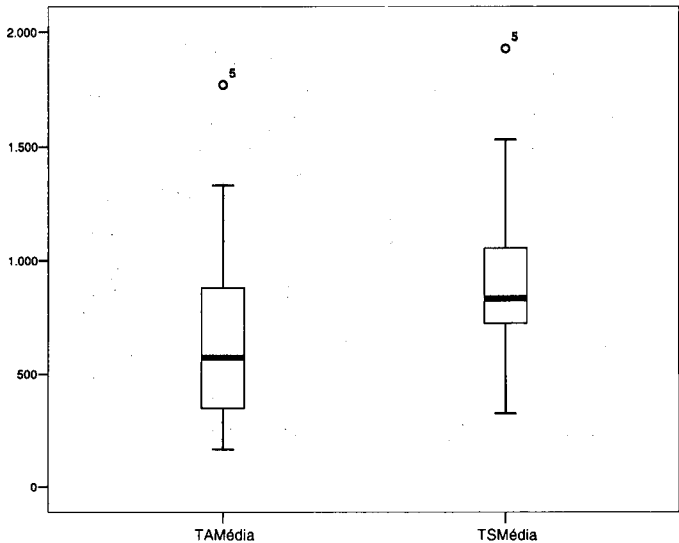


Figura 34. Diagrama de extremos e quartis que representa os valores (em cN) de TAMédia e TSMédia

A média dos valores de retenção resultantes da técnica de impressão com alginato foi mais baixa (667,81cN) que os conseguidos com a técnica de impressão com silicone (950,48cN). O valor de retenção médio mais alto foi conseguido pela técnica de impressão definitiva com silicone (1928,25cN) e, o mais baixo, com alginato (165,25cN) (Tabela 12).

Tabela 12. Medidas descritivas de TAMédia e TSMédia (cN)

	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
TAMédia	667,81	405,58	165,25	1768,25
TSMédia	950,48	385,99	325,25	1928,25

Foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa ($t=-8,209$; $p=0,000$) entre a retenção das bases protéticas construídas a partir de uma impressão definitiva com alginato e a retenção das bases protéticas provenientes de uma impressão definitiva com silicone. A média das diferenças foi de $-282,670\text{cN}$, com um intervalo de confiança de 95% de $-354,284$ a $-211,057$.

Confirmou-se que a retenção das bases protéticas provenientes de impressões com silicone é significativamente superior à retenção das bases protéticas provenientes de impressões com alginato.

Este facto ocorreu para os 22 indivíduos considerados neste estudo, sem excepção (Figura 35).

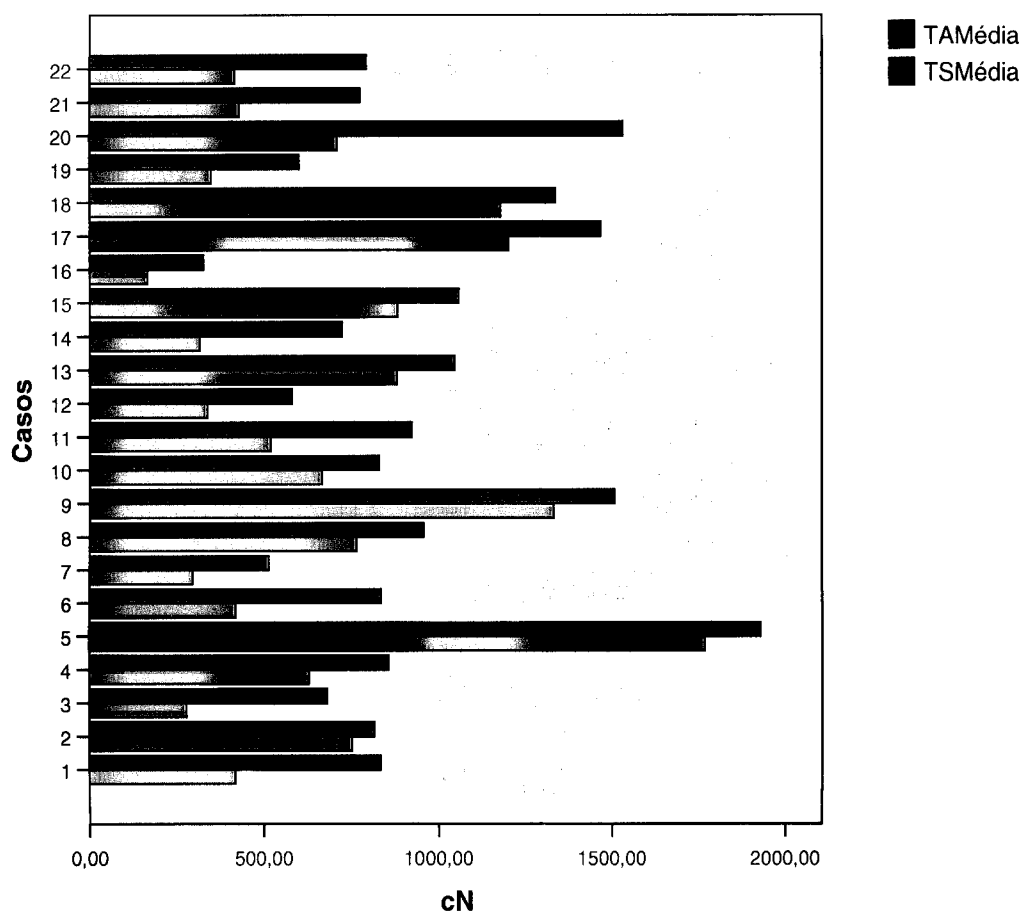


Figura 35. Gráfico de barras que representa a força de tracção necessária à remoção da base protética na população estudada

Os resultados obtidos dão informação estatística suficiente para afirmar que as diferenças verificadas nas medições desta amostra, não foram encontradas por acaso, mas reflectem uma real diferença entre as técnicas de impressão.

3. Influência de outros factores na retenção

3.1. Sexo

Existe evidência estatística para se afirmar que a retenção de uma base protética construída a partir de uma impressão com alginato, não exhibe comportamentos distintos nos homens e nas mulheres ($t=0,174$; $p=0,864$), ocorrendo o mesmo, para o caso da impressão ter sido realizada com silicone ($t=0,021$; $p=0,983$).

Verificou-se então, que o sexo não foi um factor relevante para a retenção das bases protéticas na população estudada, independentemente da impressão utilizada.

3.2. Idade

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as duas classes etárias (" < 65 anos" e " ≥ 65 anos"), no que respeita à retenção das bases protéticas, quer estas tenham sido obtidas a partir de uma impressão com alginato ($t=0,658$; $p=0,518$) ou com silicone ($t=1,040$; $p=0,317$).

3.3. Medicação xerostomizante

Relativamente ao consumo de medicação xerostomizante, constatou-se que existem diferenças estatisticamente significativas na retenção das bases protéticas construídas a partir de impressões com alginato, entre indivíduos medicados e não medicados ($t=2,201$; $p=0,042$). Para estas bases, a média das forças de retenção

foi mais elevada nos indivíduos que não tomavam medicação com efeito xerostomizante, em comparação com os indivíduos que consumiam este tipo de medicação (820,56cN vs 484,50cN) (Tabela 13).

Foram também encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a retenção das bases protéticas quando estas provinham de impressões com silicone ($t=2,280$; $p=0,036$). De igual modo, foram os indivíduos não medicados, os que apresentavam maior retenção protética, em comparação com os medicados com este tipo de fármacos (1099,35cN vs 771,83cN; Tabela 13).

Tabela 13. Comportamento das bases protéticas em indivíduos medicados e não medicados com fármacos xerostomizantes (cN)

		Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Com Medicação	TAMédia	484,50	238,57	165,25	880,25
	TSMédia	771,83	207,48	325,25	1044,50
Sem Medicação	TAMédia	820,56	459,86	294,25	1768,25
	TSMédia	1099,35	442,74	512,75	1928,25

Compararam-se os valores das forças de tracção no grupo de indivíduos consumidores de medicação xerostomizante e encontrou-se uma diferença estatisticamente significativa entre as bases protéticas oriundas de impressões com silicone e as provenientes de impressões com alginato ($t=6,645$; $p=0,000$). O mesmo ocorreu, ao serem comparados os valores de retenção no grupo de indivíduos não consumidores de medicação xerostomizante ($t=5,202$; $p=0,000$).

3.4. Tecidos de suporte

Como mencionado anteriormente, foram utilizados dois sistemas de classificação para avaliar os tecidos de suporte do maxilar desdentado: a classificação do ACP (86) e a classificação de Kapur (85) modificada.

3.4.1. Classificação de Kapur

Os tecidos de suporte protético do maxilar foram catalogados em três categorias distintas, segundo a classificação de Kapur (85) modificada: “Bom”, “Satisfatório” e “Mau”.

A análise das medidas de tendência central dos valores de retenção das bases protéticas permite constatar que elas diminuem gradualmente, do grupo “Bom” para o grupo “Satisfatório”, e deste para o grupo “Mau”, independentemente da impressão utilizada (Tabela 14).

Tabela 14. Comportamento das bases protéticas segundo o tipo de tecido de suporte (cN)

	Tecido de Suporte	Média	Desvio padrão
TAMédia	Bom	1050,75	410,99
	Satisfatório	506,63	166,97
	Mau	372,13	185,11
TSMédia	Bom	1243,50	388,58
	Satisfatório	783,28	157,61
	Mau	782,71	404,59

A hipótese das médias dos três grupos serem iguais entre si foi rejeitada, quer para o caso de bases provenientes de impressões com alginato ($F=11,688$; $p=0,000$), quer no caso de bases provenientes de impressões com silicone ($F=5,004$; $p=0,018$).

No que respeita às bases construídas a partir de impressões com alginato, salienta-se:

- Encontrou-se uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,003$) entre a força de tracção necessária à remoção da base protética em indivíduos com tecido de suporte bom e satisfatório.

- A retenção da base protética nos indivíduos estudados com bom tecido de suporte foi superior à dos indivíduos com mau tecido de suporte, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p=0,001$).
- A força de tracção necessária à remoção da base protética nos indivíduos com tecido de suporte satisfatório foi, em média, superior à dos indivíduos com mau tecido de suporte (506,63cN vs 372,13cN) (Tabela 14); neste caso, contudo, esta diferença não é considerada estatisticamente significativa ($p=0,765$).

Da comparação entre as bases construídas a partir de impressões em silicone pode reter-se:

- Existe uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,033$) entre a força de tracção necessária à remoção da base protética em indivíduos com tecido de suporte considerado bom e satisfatório.
- A retenção da base protética nos indivíduos com bom tecido de suporte foi superior à dos indivíduos com mau tecido de suporte, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p=0,050$).
- Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre a retenção das bases protéticas de indivíduos com tecido de suporte satisfatório e mau ($p=1,000$).

Para que fosse possível avaliar se os indivíduos com rebordo “Satisfatório” e “Mau” beneficiariam de uma técnica de impressão específica (com alginato ou com silicone), estas duas classes foram agrupadas.

Verificou-se que as bases protéticas deste grupo de indivíduos (detentores de tecidos de suporte dos tipos “Satisfatório” e “Mau”) possuíam maior retenção quando estas provinham de uma impressão com silicone. Esta diferença de retenção, em relação à impressão com alginato, é estatisticamente significativa ($t=7,253$; $p=0,000$). O mesmo ocorreu com os indivíduos de tecido de suporte bom ($t=5,882$; $p=0,001$).

3.4.2. Classificação do ACP

A classificação do ACP (86) prevê quatro classes de rebordo alveolar maxilar (tipo A, B, C, D). Como foi mencionado anteriormente, decidiu-se reagrupar os indivíduos em duas classes, no que respeita ao tipo de rebordo alveolar maxilar:

- Rebordo alveolar maxilar favorável → inclui os rebordos do tipo A e B.
- Rebordo alveolar maxilar desfavorável → inclui os rebordos do tipo C e D.

Verificou-se que os valores da força de tracção em indivíduos com rebordo alveolar favorável foram tendencialmente superiores aos dos indivíduos com rebordo desfavorável (Tabela 15).

A retenção das bases protéticas oriundas de impressões com alginato, em indivíduos com rebordo favorável, foi superior à dos indivíduos com rebordo desfavorável e a diferença encontrada é estatisticamente significativa ($t=5,136$; $p=0,000$). O mesmo foi encontrado para as bases protéticas construídas a partir de impressões com silicone ($t=2,983$; $p=0,007$).

Tabela 15. Comportamento das bases protéticas segundo o tipo de rebordo alveolar (cN)

Rebordo		Média	Desvio padrão
TAMédia	Favorável	1005,05	359,80
	Desfavorável	386,77	136,27
TSMédia	Favorável	1179,73	367,72
	Desfavorável	759,44	293,61

Os indivíduos com rebordo desfavorável obtiveram bases mais retentivas quando estas tinham origem em impressões definitivas com silicone, comparativamente às de alginato ($t=7,697$; $p=0,000$). O mesmo ocorreu com os indivíduos de rebordo favorável ($t=10,571$; $p=0,000$).

V. Discussão

1. Desenho do estudo

1.1. Tipo de população

A população estudada foi recrutada entre os frequentadores da consulta do III Mestrado de Reabilitação Oral (MRO III) e de Prótese Removível III (PR III) da Faculdade de Medicina Dentária do Porto (FMDUP), entre Outubro de 2005 e Julho de 2006, com o propósito de confeccionar pelo menos uma nova prótese removível ou alterar a(s) prótese(s) já existente(s).

As condições encontradas na FMDUP, de acesso privilegiado às consultas do MRO III e PR III, facilitaram o recrutamento de indivíduos desdentados maxilares.

O facto de estarem reunidas na FMDUP todas as condições físicas necessárias à execução de trabalhos, observação e avaliação dos participantes, foi preponderante para o desenho do estudo.

Uma vez que a recolha de dados foi realizada no decorrer das consultas, os indivíduos seleccionados não tiveram de se deslocar propositadamente à faculdade para participarem no estudo, o que motivou uma grande adesão.

A maior parte dos trabalhos publicados sobre assuntos relacionados com o uso de prótese dentária recorrem a instituições. Alguns autores seleccionam lares ou outras instituições que acolhem pessoas da terceira idade (12, 89-91); outros, como foi o caso do presente estudo, optam por recrutar participantes entre os frequentadores de hospitais ou faculdades de medicina dentária (33, 45, 54, 75, 85, 92-102).

1.2. Tipo de estudo

Para comparar as duas técnicas de impressão estudadas no que respeita à retenção das bases protéticas a que deram origem, recorreu-se a um estudo do tipo experimental de amostragem consecutiva, entre todos os pacientes que frequentaram a consulta do MRO III e de PR III da FMDUP, entre Outubro de 2005 e Julho de 2006, que cumpriram os critérios de inclusão e consentiram participar no estudo.

2. Metodologia e procedimentos

2.1. Escolha do material de impressão

2.1.1. Alginato

Elegeram-se o alginato para efectuar a impressão preliminar, com moldeira estandardizada, uma vez que este é o material de primeira escolha para as impressões preliminares. É barato, fácil de manusear, regulável no tempo de presa e hidrófilo. A falta de estabilidade dimensional e o pouco detalhe de superfície, quando comparado a outros materiais de impressão, são os principais inconvenientes (24, 103).

Um inquérito realizado em 2005, nos Estados Unidos (104), mostrou que 87% das faculdades de medicina dentária americanas apontam o alginato como material de eleição para a impressão preliminar em prótese total.

Num trabalho efectuado em 1999, no Reino Unido (105), verificou-se que 99% dos dentistas generalistas utilizam o alginato para efectuar a impressão preliminar no desdentado total.

Outros autores (1, 7, 25, 65, 68, 71, 106-110) também optaram pelo alginato para realizar a impressão preliminar do maxilar desdentado.

No presente estudo, o alginato foi igualmente seleccionado para ser utilizado numa das técnicas de impressão definitiva. Este material é frequentemente empregue na execução de impressões definitivas em desdentados totais (67, 105). Duncan e Taylor (7, 111) chegam mesmo a indicar uma técnica de impressão única com alginato, em moldeira standard, para a construção da base da prótese total, embora associada a um subsequente rebasamento da base protética.

Hyde e Mc Cord (105) realizaram, no Reino Unido, um inquérito sobre as técnicas de impressão em prótese total. Este inquérito revelou que 94% dos dentistas generalistas mencionaram, como opção, o alginato para material de impressão definitiva.

Em Portugal, embora não existam estudos publicados, crê-se que a realidade seja semelhante.

No presente estudo utilizou-se o alginato Algisul® (Algisul®, Laboratórios Inibsa, SA. Espanha), quer na impressão preliminar, quer numa das técnicas de impressão definitiva.

Alguns factores condicionaram a escolha deste material:

- Trata-se de um alginato de granulometria extra-fina (Classe A), o que permite a realização de impressões com grande detalhe.
- Possui um tempo de trabalho (2'10'') suficiente para a execução de todos os procedimentos necessários à moldagem. Trata-se de um alginato "Regular" ou "Tipo II", segundo a especificação ANSI/ADA nº8 (112), o que possibilita tempo suficiente para a moldagem durante os movimentos funcionais.
- A autora habitualmente utiliza este alginato, estando por isso familiarizada com as suas propriedades.

No entanto, Drago (69) desaconselha o uso de alginato como material de impressão definitiva, uma vez que este pode originar sobre-extensões. Massad *et al* (113) também contra-indicam o alginato para o registo dos tecidos periféricos, por considerarem que, durante a moldagem funcional, este material produz, muitas vezes, impressões com bordos distorcidos ou demasiadamente finos para serem utilizados.

2.1.2. Silicone

Na presente investigação seleccionou-se um silicone de adição para realizar uma das técnicas de impressão definitiva.

A técnica de impressão funcional do maxilar desdentado com silicone está a tornar-se bastante divulgada, graças à sua rapidez e simplicidade (66, 74, 114, 115). A adição de surfactantes aos silicones tornou-os mais indicados para as técnicas de impressão dos maxilares desdentados (66, 115). Os silicones de adição (polivinilsiloxano) são materiais dimensionalmente estáveis e altamente precisos, para além de estarem disponíveis em diferentes viscosidades (24, 28, 115).

Petrie *et al* (116) realizaram, em 2005, nos Estados Unidos, um inquérito acerca das técnicas de impressão em prótese total. Este inquérito revelou que a maior parte dos prostodontistas (67%) utilizavam primariamente a godiva como material de impressão definitiva dos tecidos periféricos, contudo, alguns utilizavam o polivinilsiloxano (12% como primeira opção e 17% em alternativa). No que se refere ao material de impressão final utilizado nas impressões definitivas, a escolha dos prostodontistas recaiu sobre o polivinilsiloxano (36% utilizam-no como primeira escolha e 26% como alternativa). O mesmo estudo mostrou que os prostodontistas de formação mais recente utilizam mais o polivinilsiloxano.

No presente estudo, optou-se por utilizar o silicone de adição Virtual® (Virtual®, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein).

Foram seleccionadas duas consistências distintas: *heavy body* e *light body*.

O silicone *heavy body* foi utilizado para o registo do selamento periférico, por se tratar de um material mais simples e rápido de trabalhar que a godiva, uma vez que toda a impressão periférica pode ser efectuada de uma só vez (59, 74).

Petropoulos e Rashedi (117) mostraram que a maior parte (64%) das faculdades de medicina dentária americanas aplicam a técnica de impressão periférica com godiva. No entanto, a técnica que utiliza a godiva é considerada por diversos autores muito morosa (66, 71, 74, 103, 114, 118, 119) e fonte de impressões com bordos mais grossos e curtos que as técnicas que utilizam os elastómeros (18, 59, 118). Talvez por este motivo, muitos médicos dentistas optem por abandonar esta técnica.

O silicone *heavy body* é um material menos viscoso e aderente que a godiva e que os polisulfitos e, por isso, mais fácil de aplicar sobre os bordos da moldeira. Uma vez que este produto é dispensado com o auxílio de uma pistola de automistura, a sua aplicação sobre os bordos da moldeira é mais simples que a técnica que utiliza o silicone de consistência *putty* para o registo funcional dos tecidos periféricos (74).

O silicone *heavy body* utilizado é do tipo I e viscosidade alta, segundo a especificação ANSI/ADA nº19 (120). Trata-se de um material com propriedades tixotrópicas, superiores às dos poliéteres (24), o que possibilita a sua permanência nos bordos da moldeira durante a modelação periférica funcional, sem distorção ou arrastamento (66). A sua elasticidade após a presa é inferior à dos polisulfitos, permitindo mais facilmente retoques (remoção de excessos e acrescento de pequenas porções) (66).

As propriedades dos poliéteres são bastante semelhantes às dos silicones de adição, porém, os poliéteres absorvem mais facilmente água e fluidos, libertando simultaneamente o componente plastificador, devendo o armazenamento do molde ser feito em ambiente seco e fresco, para manter a sua precisão (24, 28).

O silicone *light body*, utilizado para a impressão da restante superfície, é do tipo I e de viscosidade baixa segundo a especificação ANSI/ADA nº19 (120). Trata-se de um material não irritante e a sua utilização é possível em pacientes com pouca saliva ou em casos de fragilidade tecidular, contrariamente à pasta zinquenólica (1, 66, 74). Como possui alguma elasticidade após a presa, remove-se sem rasgar, contrariamente às composições termoplásticas (18, 28, 59) ou à pasta zinquenólica que são materiais mais rígidos (1, 24, 28, 66). A sua molhabilidade e precisão permitem uma boa reprodução das superfícies mucosas, comparável à da pasta zinquenólica (66).

No presente estudo foram utilizados os silicones *light body* e o *heavy body* de presa rápida. Considerou-se o tempo de presa em boca (2'30''), suficiente para obter uma correcta impressão funcional, uma vez que a autora já estava familiarizada com a técnica e com o produto.

2.2. Escolha da moldeira

Para a impressão preliminar foi utilizado um conjunto de moldeiras estandardizadas perfuradas para desdentados totais da ASA Dental®. Este conjunto dispõe de uma ampla gama de moldeiras maxilares (9 unidades) e de um compasso que auxilia a selecção da moldeira adequada.

Embora não tenham sido encontrados estudos sobre a aplicação de adesivos para alginato em moldeiras de policarbonato, considerou-se, com base noutros trabalhos (7, 121, 122), que o preenchimento da moldeira com o alginato apenas deveria ser feito quatro minutos após a aplicação do adesivo para que a sua acção fosse mais efectiva.

No que respeita à impressão definitiva, há muito que se reconhece a importância das moldeiras individuais em prótese total removível. Estas possibilitam uma impressão de extensão anatomicamente correcta, permitem homogeneidade na espessura do material de impressão, óptima precisão e estabilidade (123). As impressões com moldeiras estandardizadas produzem modelos de gesso com maiores alterações dimensionais do que as individuais (124).

Uma investigação levada a cabo no Reino Unido (105) provou que 75% dos dentistas generalistas utilizam rotineiramente as moldeiras individuais, em prótese total.

Um outro estudo realizado nos Estados Unidos (117) mostrou que 98% das faculdades americanas utilizam moldeiras individuais, para a impressão definitiva dos maxilares desdentados.

No presente trabalho, foram empregues, para a elaboração das impressões definitivas, moldeiras individuais confeccionadas com uma resina foto-polimerizável.

Seleccionou-se este material por ser rígido, de fabrico fácil e rápido, estável dimensionalmente, admitir facilmente modificações, para além de não possuir odor (103, 123).

Segundo Petropoulos e Rashedi (117), 70% das faculdades americanas utilizam moldeiras em resina foto-polimerizável, para a impressão definitiva dos maxilares desdentados.

O preenchimento da moldeira individual com alginato ou silicone, apenas foi realizado quatro minutos após a aplicação do respectivo adesivo para que a sua acção fosse mais efectiva (122, 125).

As moldeiras individuais foram construídas segundo as características do material de impressão a utilizar.

Para a técnica de impressão definitiva com alginato, foram confeccionadas moldeiras individuais perfuradas. Embora tenha sido aplicado um adesivo, os orifícios representaram um meio auxiliar de retenção importante para o alginato, principalmente para a área do *postdam*, onde é mais frequente o desgarrar do material (65).

A espessura mínima de 3 mm é recomendada para o alginato não desgarrar ou rasgar (28, 67, 126). Por este motivo, no presente estudo, as moldeiras construídas para este efeito possuíam um espaçamento correspondente ao de três folhas de cera rosa.

Para assegurar a correcta inserção da moldeira e, em alternativa à utilização de batentes, esta foi testada algumas vezes antes da realização da impressão. A colocação de batentes de cera ou de acrílico em moldeiras individuais para impressão de maxilares de desdentados totais pode conduzir à compressão da mucosa de suporte nos locais dos batentes e consequentemente à uma impressão pouco fidedigna (126).

Para a técnica de impressão definitiva com silicone, foram confeccionadas moldeiras individuais com um espaçamento correspondente à espessura de uma folha de cera rosa (1,3 mm). A resistência à ruptura do silicone é maior que a do alginato, consequentemente, este requer um menor espaçamento (65).

A cera espaçadora foi mantida no interior da moldeira durante o registo do selamento periférico. Este mecanismo é recomendado na literatura (1, 74, 127) como um mecanismo promotor da estabilidade da moldeira, durante os movimentos funcionais.

Os pequenos orifícios efectuados na moldeira após a remoção da cera espaçadora, serviram de escape ao material para que a impressão não fosse demasiado compressiva (1, 25, 128).

2.3. Passagem a gesso

Esta investigação tentou reproduzir as técnicas de trabalho geralmente utilizadas nos laboratórios de prótese para que fosse possível salientar a importância clínica da técnica de impressão nas condições de trabalho habituais.

O gesso pedra tipo III é o material eleito para a obtenção de modelos de trabalho destinados à confecção de próteses totais. Possui uma resistência adequada a este propósito e é mais fácil de remover após o processamento da prótese (28). Por este motivo, no presente estudo, as impressões preliminares e definitivas foram passadas a positivo utilizando um gesso tipo III.

A especificação 25 da ANSI/ADA (129) indica que o gesso tipo III sofre uma expansão máxima de 0,2%, superior à do gesso tipo IV (0,1%). Segundo Anusavice (28), esta pequena expansão de presa pode ser bem tolerada nos modelos que reproduzem os tecidos moles.

2.4. Bases protéticas

As bases protéticas foram confeccionadas tal como se a intenção fosse a construção de uma prótese completa superior.

O material habitualmente utilizado na elaboração de bases protéticas de próteses totais é o polimetilmetacrilato (PMMA) ou resina acrílica (1, 29).

As bases protéticas necessárias a esta investigação foram confeccionadas com uma resina acrílica termo-polimerizável de acordo com as instruções do fabricante.

Antes e durante a polimerização, ocorrem alterações que podem conduzir à distorção e à pouca adaptação da base protética, principalmente na zona do *postdam* (60, 130, 131). Deste modo, optou-se por escavar, no modelo de gesso, a linha que delimita o bordo posterior da base protética, de forma a tentar compensar o potencial desajuste da base de acrílico nesta região, contribuindo assim, para que o selamento posterior não fosse danificado (60). Este procedimento é vulgarmente realizado (132).

2.5. Escolha do método de medição

Estão descritos na literatura diversos métodos que possibilitam a avaliação da retenção protética. Alguns destes métodos permitem medir a retenção *in vitro* outros *in vivo*. Alguns avaliam de forma objectiva (quantificável), outros de forma subjectiva.

Estudos *in vitro* tentam explicar o fenómeno de retenção da base protética à superfície do maxilar desdentado aplicando os seus resultados à situação clínica real.

São conhecidos alguns modelos de investigação laboratorial (30, 48) que tentam simular a condição oral, utilizando duas placas de vidro interpostas por um líquido. Outros autores, tal como Craig *et al* (41) e Monsénégro *et al* (46), substituíram uma das placas de vidro por um disco de resina acrílica, de forma a aproximarem-se mais da realidade. Tyson (50) substituiu uma das placas de vidro por um disco de latão e borracha que pretendia representar as mucosas aderida e livre, respectivamente. Stamoulis (133) utilizou um modelo de acrílico mole, para reproduzir o maxilar desdentado, enquanto Skinner e Chung (134) utilizaram um modelo maxilar em alumínio recoberto por um elastómero.

Contudo, os estudos realizados *in vitro*, que pretendem explicar os factores físicos que intervêm no fenómeno da retenção, pecam pela sua natureza estática, em nada comparável à da cavidade oral, e sobretudo, pela aproximação rudimentar que fazem da topografia do sistema mucosa - base protética.

São os métodos de medição *in vivo* aqueles que permitem uma avaliação directa e mais real da retenção de uma base protética ao maxilar desdentado. Deste modo, para a presente investigação, considerou-se que a escolha de um método de medição que permitisse avaliar *in vivo* a retenção das bases protéticas seria mais útil para a realidade clínica.

Diversos autores realizaram testes de retenção *in vivo* (12, 26, 27, 33, 37, 38, 44, 45, 54-56, 58, 62, 85, 92, 93, 96, 97, 101, 114, 135-145).

Kapur (85), em 1967, criou uma escala que, ao efectuar manualmente determinados testes de tracção, permitia ao observador classificar clinicamente a retenção de uma prótese. Este autor utilizou esta escala para comparar a retenção de próteses totais, antes e após o uso de adesivos protéticos. Diversos autores se serviram desta escala para avaliar a retenção protética. Grasso *et al* (143), num estudo realizado na Universidade de Connecticut com 20 participantes, utilizaram a escala de Kapur para comparar a retenção entre as próteses novas e antigas de cada indivíduo. Numa investigação sobre capacidade mastigatória, realizada no Canadá, em 367 idosos desdentados totais, Demers *et al* (144) utilizaram a mesma escala para classificar a retenção das próteses dos participantes. Kreher *et al* (141), num trabalho que avalia a relação entre a presença de saliva e a função, mediram a retenção protética a 38 indivíduos, com base na escala de Kapur. Num estudo sobre adesivos protéticos, Uysal *et al* (101) também utilizaram a escala de Kapur ao classificar a retenção protética mandibular. No entanto, Hummel *et al* (27), em 1999, numa investigação desenvolvida em indivíduos xerostômicos, em que foi utilizada a escala de Kapur para comparar a retenção de bases protéticas confeccionadas com diferentes materiais, mostraram que esta escala é pouco sensível.

Hoad-Reddick e Grant (87), em 1988, indicaram um outro método para avaliação clínica da retenção protética, com base numa nova escala. Fernandes (12), num estudo sobre necessidades protéticas, Silva (95), numa investigação sobre estomatite protética, e Areias (93), num trabalho sobre satisfação dos pacientes portadores de prótese dentária removível, utilizaram a escala descrita por Hoad-Reddick e Grant para avaliar a retenção protética.

Porém, tanto a escala de Kapur (85), como a de Hoad-Reddick e Grant (87) são algo subjectivas, uma vez que se tratam de avaliações clínicas baseadas na apreciação que o observador faz da retenção. Por este motivo, no presente estudo foi utilizado um método de medição mais sensível e independente de avaliações externas. Assim, quantificou-se a retenção das bases protéticas de uma forma objectiva. Com o auxílio do transdutor intra-oral, foi possível medir a força de tracção necessária à remoção das bases protéticas, segundo uma escala contínua, em centinewtons.

O gnathometer[®] foi utilizado por Ozcan *et al* (92), num estudo sobre adesivos protéticos, realizado em quinze indivíduos desdentados totais. Psillakis *et al* (138) também se serviram deste método de medição mecânico para quantificar a força de mordida em indivíduos utilizadores de prótese total maxilar com e sem adesivo. Ao contrário do transdutor intra-oral, utilizado no presente estudo, o gnathometer[®] apenas permite avaliar a retenção protética com base no seu selamento posterior, o que não constituiu a intenção do presente estudo.

O dinamómetro tem sido utilizado por diversos autores: Snyder *et al* (37) utilizaram um dinamómetro, num estudo sobre a influência da pressão atmosférica na retenção de próteses superiores; Brill *et al* (54), para medir a retenção de próteses mandibulares, numa investigação sobre o contributo dos exteroceptores na retenção; Jozefowicz e Mikolajczyk (38), num estudo sobre a influência da superfície e volume do palato na retenção de próteses maxilares; Skinner *et al* (55), num trabalho sobre influência da forma e limites da base protética na retenção e também Kreher *et al* (141), num estudo que relaciona a utilização de medicação e a retenção protética. Embora a utilização de um dinamómetro permita a avaliação da retenção protética total, tal como foi realizada no presente trabalho, trata-se de um método de medição pouco preciso e dependente da acuidade visual do operador, associando-se facilmente a erros de leitura.

A cineradiografia foi o método adoptado por Karlsson e Swartz (97) para avaliar o deslocamento vertical de próteses mandibulares durante a mastigação. Os dez indivíduos participantes na citada investigação foram sujeitos a radiação, o que constitui uma evidente desvantagem do método em relação ao utilizado no presente estudo.

Chew *et al* (96, 135) e também Grasso *et al* (143) realizaram trabalhos sobre a eficácia dos adesivos protéticos em que utilizaram a cinesiografia como método de avaliação da retenção e estabilidade protética maxilar em função. Rendell *et al* (137) e Hada *et al* (142) também utilizaram a cinesiografia nas suas investigações.

Porém, tanto a cineradiografia como a cinesiografia, parecem estimar sobretudo a estabilidade e não a retenção, o que não constituiu a intenção do presente estudo. Uma vez que as forças provenientes da função mastigatória são raramente perpendiculares ao rebordo alveolar, estes métodos não podem por isso ser considerados eficazes na avaliação da força de retenção pura. A avaliação é

feita apenas tendo em consideração a quantidade de movimento, não atribuindo um valor à retenção.

Também o sistema de captura de movimentos nas três dimensões com infravermelhos, descrito por Miyashita *et al* (140) numa investigação sobre deslocação protética em função, apresenta as mesmas limitações.

Diferentes tipos de transdutores de força podem ser aplicados para a medição da retenção protética. No presente trabalho, a medição de forças foi realizada com base na variação da resistência eléctrica, tendo sido utilizado para o efeito um transdutor intra-oral resistivo. No entanto, estão descritos na literatura outros tipos de transdutores, com objectivos idênticos. Ow e Bearn (139), num estudo sobre o efeito dos adesivos na retenção de bases maxilares, utilizaram um transdutor de pressão que parece ser de confecção mais complexa.

Kawazoe e Hamada (61), num trabalho desenvolvido na Universidade de Hiroshima, com seis indivíduos edêntulos, sobre o contributo da saliva na retenção protética, também utilizaram um transdutor resistivo para medir a retenção de bases maxilares. Tratava-se porém de um transdutor extra-oral e o registo dos testes de tracção era efectuado com o auxílio de um registador x-y do tipo caneta e papel. Kikuchi *et al* (44) aplicaram, num estudo da Universidade de Tohoku, um sistema idêntico que permitiu avaliar a retenção de bases protéticas maxilares.

A utilização de um transdutor intra-oral, apresenta vantagens em relação aos extra-orais, utilizados nos trabalhos desenvolvidos por Kawazoe e Hamada (61) e por Kikuchi *et al* (44). A menor distância entre a base protética e o componente de medição minimiza a possibilidade de dissipação da força. Por outro lado, o suporte sofre uma menor influência de factores externos, que podem enviesar a leitura.

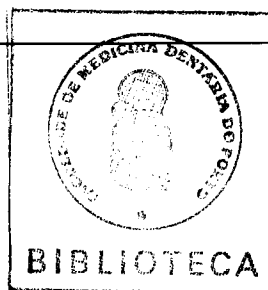
Numa investigação realizada em 2006 com vinte indivíduos edêntulos, na Universidade de Bagdad, para medir o efeito da abrasão por jateamento na retenção de próteses completas maxilares, Husham e Al-Bazirgan (45) utilizaram um transdutor extra-oral associado a uma unidade indicadora de força.

No presente estudo, optou-se por utilizar uma placa de aquisição de dados que permite captar informação de forma mais eficaz, o que torna mais precisa a representação gráfica do teste de tracção, quando comparado aos registadores x-y utilizados nos trabalhos de Kawazoe e Hamada (61) e de Kikuchi *et al* (44). Além disso, toda a informação é armazenada, podendo ser transportada e tratada de

diversas formas em diferentes programas. Contrariamente, a unidade indicadora de força empregue no trabalho de Husham e Al-Bazirgan (45) poderá constituir uma possível fonte de erro, uma vez que os valores não são gravados e o operador é obrigado a visualizar o valor da força na altura de desinserção da base.

Tal como na maior parte dos trabalhos consultados, optou-se por exercer tracção de forma manual (37, 38, 44, 54, 62, 139, 141). Deparou-se no entanto, com uma dificuldade: a padronização da forma de tracção das alças do transdutor. Para tal, a desinserção da base protética deve ser accionada por uma força perpendicular ao rebordo alveolar. Para tentar ultrapassar esta dificuldade, procedeu-se à fixação de uma rosca, paralelamente ao rebordo alveolar, de forma que a própria lâmina de suporte dos extensómetros do transdutor estivesse paralela ao rebordo. A força de tracção foi exercida com o auxílio de uma pinça recta perpendicularmente ao rebordo alveolar. Para cada uma das bases protéticas, foram realizados dois testes, e as diferenças encontradas entre o primeiro e o segundo teste de tracção não foram estatisticamente significativas. Este procedimento repetitivo, também adoptado por outros autores (26, 37, 38, 54), permite considerar a forma de tracção adoptada bastante próxima da padronização.

No entanto, no que diz respeito à padronização, o retenciómetro desenvolvido pela Universidade de Londres e utilizado por Ghani *et al* (58), em 1991, pode ser considerado um instrumento mais eficaz. Este aparelho permitiu testar a retenção vertical de bases protéticas de forma controlada e reprodutível. A força de compressão realizada antes da tracção era quantificável e constante, para todos os indivíduos e a força de tracção sofria um aumento linear ao longo do tempo. Posteriormente, o mesmo autor, numa outra investigação sobre a importância do uso de adesivos na retenção de próteses completas maxilares desajustadas, utilizou o mesmo aparelho (145).



3. Validade do estudo

Para que os resultados de um estudo experimental sejam considerados válidos, os grupos a estudar devem ser comparáveis e tratados de igual modo (146). Neste estudo, as duas técnicas de impressão em causa foram avaliadas no mesmo indivíduo, com o objectivo de que todos os factores de carácter individual que pudessem interferir na retenção das bases protéticas fossem constantes. A amostragem foi realizada de forma consecutiva. Os materiais utilizados, nomeadamente o gesso empregue na passagem a positivo, a resina acrílica fotopolimerizável para construção das moldeiras e o acrílico termo-polimerizável seleccionado para a confecção das bases protéticas foram sempre os mesmos, independentemente da técnica de impressão.

Segundo Consani *et al* (147), a adaptação das bases de próteses totais é influenciada pelo operador. Deste modo, no presente trabalho, para evitar que a variabilidade técnica pudesse constituir um factor de erro, todas as impressões foram realizadas pela investigadora. Pelo mesmo motivo, a passagem a gesso, a construção das moldeiras individuais e a elaboração das bases protéticas foram realizadas sempre pelo mesmo técnico de prótese.

Como estratégia para reduzir os erros sistemáticos e evidenciar a validade do estudo, Hulley (146) aconselha a standardização dos métodos, a calibração do aparelho de medição e uma avaliação, sempre que possível, cega e aleatória. Deste modo, para standardizar todos os procedimentos e minimizar os erros intra-examinador, foi realizado um estudo piloto com cinco indivíduos, que foram revistos posteriormente. As diferenças intra-examinador relativas aos valores dos testes de retenção foram inferiores a 10%, o que se enquadra nos critérios estabelecidos pela Organização Mundial de Saúde (80).

No presente estudo, a sequência da toma das impressões definitivas a cada participante, assim como a medição da retenção das bases protéticas, foram efectuadas de forma aleatória. Os testes de tracção foram realizados com ocultamento, ou seja, a investigadora desconhecia a base protética que estava a testar, evitando assim que fossem introduzidos viéses de medição. Tratou-se portanto, de um estudo cego.

Hulley (146) recomenda ainda que o instrumento de medição seja testado, para que os resultados obtidos possam ser considerados precisos e válidos. Por este motivo, para evitar o aparecimento de erros sistemáticos, o transdutor intra-oral foi calibrado antes da realização do primeiro teste, utilizando para tal, massas de valores conhecidos. A sua exactidão foi verificada sempre antes de efectuar os testes a cada participante. A avaliação da retenção foi efectuada duas vezes em cada uma das bases protéticas.

4. Generalização dos resultados

O tipo de amostragem e a comparação das características da amostra com as da população são factores a ter em conta quando se pretende avaliar a generalização dos resultados. No entanto, salienta-se o facto de, na presente investigação, se estabelecer a comparação entre dois métodos de impressão, não sendo, neste contexto, absolutamente necessário que a amostra seja representativa de uma qualquer população.

4.1. Tipo de amostragem

É um facto que a amostra escolhida está limitada a uma população de voluntários frequentadores da consulta do MRO III ou de PR III da FMDUP entre Outubro de 2005 e Julho de 2006, e esta pode não ser representativa da população geral. Porém, uma vez que a amostragem foi consecutiva, não houve qualquer tipo de controlo sobre as características dos indivíduos avaliados, podendo considerar-se que não houve viés de selecção.

A colheita de dados foi realizada em pacientes da FMDUP, durante dez meses, sendo as condições de inclusão bastantes restritas. Todos estes factores contribuíram para uma limitada casuística. Este facto foi observado também em grande parte dos trabalhos realizados sobre retenção protética (26, 33, 37, 38, 44, 45, 54, 55, 58, 61, 85, 92, 97, 101, 135, 139).

Estas circunstâncias limitam as conclusões do estudo apenas aos indivíduos desdentados maxilares que frequentaram as consultas do MRO III e de PR III da FMDUP entre Outubro 2005 e Julho 2006.

4.2. Caracterização da amostra

4.2.1. Sexo

A amostra do presente estudo foi constituída por 68,2% de participantes do sexo feminino e 31,8% do sexo masculino.

Uma vez que os participantes não foram seleccionados e a amostragem foi consecutiva, a predominância do sexo feminino neste estudo pode ser explicada por três motivos:

- Primeiro, a totalidade (100%) dos participantes residiam no Grande Porto e, segundo os indicadores estatísticos de 31/12/2003 para a população portuguesa, aferidos dos Censos 2001, a população portuguesa residente no Grande Porto era constituída por 52,1% de mulheres e 47,9% de homens (3).

- Segundo, a esperança média de vida das mulheres portuguesas é de 81,39 anos, valor superior a 74,90 anos para os homens (3), o que, numa população como a estudada (média de idades de 63,9 anos), pode influenciar a distribuição dos sexos.

- Por último, de acordo com um estudo sobre necessidades protéticas, realizado em lares de idosos do distrito do Porto, no qual foram observados 634 indivíduos, registou-se uma percentagem de 36,36 % de mulheres desdentadas totais e apenas 19,75% de homens. Sabe-se ainda que as mulheres são frequentadoras mais assíduas das consultas, são sujeitas a maior número de extracções dentárias e usam próteses com maior frequência que os homens (12).

Esta predominância de indivíduos do sexo feminino é também a relação mais frequentemente encontrada na literatura sobre o assunto (56, 69, 85, 89, 90, 97, 99, 101, 102, 138, 141, 144).

4.2.2. Idade

A idade média dos participantes foi de 63,9 anos, com idades compreendidas entre os 34 e os 80 anos.

Esta média de idades é superior à de alguns estudos portugueses sobre prótese removível efectuados na mesma faculdade (93-95). Este facto é facilmente justificável, tendo em consideração que os referidos estudos incluem indivíduos portadores de todos os tipos de prótese removível, e não apenas a população desdentada total ou desdentada completa maxilar, que se prevê ser uma população mais idosa.

A média de idades do presente estudo é semelhante à de outros estudos realizados em indivíduos desdentados totais e desdentados maxilares recrutados entre frequentadores de escolas de medicina dentária (45, 54, 85, 92, 99, 102).

Como seria de esperar, a média de idades é inferior à de estudos com populações recrutadas em lares de idosos (12, 91).

4.2.3. Área de residência

A totalidade da amostra deste estudo (100%) residia no Grande Porto.

Atendendo à localização da faculdade, na zona norte da cidade do Porto, nomeadamente na freguesia de Paranhos, a distribuição da população por área de residência corresponde ao esperado.

Não existe fundamento para supor que a retenção protética sofra a influência da área de residência, pelo que a relação entre estas variáveis não foi estudada.

4.2.4. Raça

Apesar de não terem sido encontrados estudos com esta referência, o facto de no presente estudo 100% dos indivíduos avaliados serem caucasianos, não é um valor representativo de população portuguesa. Por esta razão e por não termos termo de comparação, esta variável não foi posteriormente avaliada.

Embora as características da amostra no que respeita à idade e ao sexo sejam comparáveis às da população geral, não é correcta a generalização dos resultados. Deste modo, as conclusões deste trabalho apenas são aplicáveis aos indivíduos desdentados maxilares que frequentaram as consultas do MRO III e de PR III da FMDUP, entre Outubro 2005 e Julho 2006.

5. Discussão dos resultados

5.1. Valores de retenção

A retenção das bases protéticas foi avaliada através do valor de força de tracção vertical necessária à sua completa remoção.

Neste estudo, os valores obtidos variam entre 1,58N e 19,36N.

O que primariamente se destaca é o facto de terem sido encontradas variações de retenção substanciais entre os diferentes indivíduos envolvidos no estudo. Esta variabilidade pode ser atribuída a factores de carácter individual, como sejam: o tamanho e forma do rebordo alveolar, a resiliência da mucosa e a qualidade e quantidade de saliva. A variabilidade entre os participantes também é evidente em diversos trabalhos (44, 45, 61, 139).

No presente estudo, para um mesmo sujeito, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois testes realizados para a

mesma base protética. Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os testes realizados para a mesma técnica de impressão. Estes dois factos são compreensíveis, uma vez que, nestas circunstâncias, os factores de ordem individual estavam controlados.

Verificou-se que os valores de TA11, TA12, TA21 e TA22 foram tendencialmente inferiores aos obtidos em TS11, TS12, TS21 e TS22 e que a média dos valores dos testes de retenção resultantes da técnica de impressão com alginato foi mais baixa (6,68N) que os conseguidos com a técnica de impressão com o silicone (9,50N). Foi encontrada uma diferença estatisticamente significativa ($p=0,000$) entre a retenção das bases protéticas construídas a partir de uma impressão definitiva com alginato e a retenção das bases protéticas provenientes de uma impressão definitiva com silicone.

Os valores obtidos indicam que a técnica de impressão definitiva com silicone produziu bases protéticas mais retentivas. Talvez as diferentes características dos materiais utilizados (alginato e silicone) estejam na base da compreensão destes resultados. O facto do alginato poder originar impressões sobre-estendidas (69) e produzir bordos distorcidos ou demasiadamente finos durante a moldagem funcional (113), poderá ter resultado em impressões menos fidedignas, nomeadamente ao nível do registo dos tecidos periféricos, o que, consequentemente, originou bases protéticas com menor selamento periférico.

Uma vez que os restantes procedimentos foram idênticos, parece ser possível afirmar que o tipo de técnica de impressão influencia a qualidade do resultado final, nomeadamente no que respeita à retenção.

Os valores de retenção encontrados na literatura são bastante diversificados. Contudo, alguns trabalhos de investigação clínica apresentam valores semelhantes aos encontrados no presente trabalho.

Brill *et al* (54) mediram a retenção protética mandibular, num estudo com vinte indivíduos desdentados, com e sem controlo muscular. O valor médio de retenção em condições normais de controlo muscular foi de 5N. Este valor é bastante próximo ao encontrado no presente trabalho para as bases provenientes de impressão com alginato, porém, deve-se ter em conta o facto das tracções terem sido realizadas nos flancos de próteses mandibulares e dos participantes possuírem todos rebordos alveolares bastante reabsorvidos. Uma vez que a

investigação de Brill *et al* (54) não distingue as próteses oriundas de impressões com pasta de óxido de zinco das provenientes de impressões com alginato, não é possível estabelecer-se a comparação deste critério.

Kawazoe e Hamada (61), num trabalho com seis indivíduos edêntulos que permitiu avaliar o efeito da estimulação salivar na retenção protética, encontraram com o auxílio de um transdutor, um valor médio de 410g (4,02N), não tendo mencionado o tipo de hidrocolóide utilizado para a impressão. Trata-se de um valor ligeiramente inferior ao obtido no presente estudo para as bases provenientes de impressão com alginato, no entanto, Kawazoe e Hamada (61) testaram bases elaboradas com acrílico auto-polimerizável que, segundo Monsénégo *et al* (46), são menos retentivas que as bases de acrílico termo-polimerizável.

Num estudo recentemente realizado, Husham e Al-Bazirgan (45) avaliaram a retenção de próteses totais maxilares antigas e novas, antes e após abrasão, em vinte indivíduos. As próteses novas não tratadas apresentaram um valor médio de retenção de 430,23g (4,22N) e aquelas que foram jacteadas 687,93g (6,76N). As próteses antigas eram menos retentivas. Estes autores não mencionaram a técnica de impressão utilizada. De notar que estes valores também são bastante próximos dos encontrados no presente estudo.

Snyder *et al* (37) aferiram um valor de retenção médio de 54 onças (15N), ao exercerem tracção vertical no centro do palato de bases acrílicas. Este trabalho envolveu sete participantes desdentados totais maxilares e os materiais de impressão utilizados foram a godiva e a cera. O valor médio de retenção encontrado por Kreher *et al* (141), numa investigação realizada em 38 indivíduos portadores de prótese total maxilar, foi de 1,86Kg (18,23N). Os valores médios obtidos por Snyder *et al* (37) e Kreher *et al* (141), embora sejam superiores, pertencem ainda ao intervalo de valores já referidos e que foram obtidos no presente trabalho (entre 1,58N e 19,36N). As diferenças talvez possam estar relacionadas com factores de ordem individual dos participantes.

Outros estudos sobre retenção protética foram realizados em indivíduos com dentes. Ghani *et al* (58), nos testes de tracção com o retenciómetro aferiram 0,54N. Kikuchi *et al* (44) obtiveram valores de retenção médios de 0,34N, em bases auto-polimerizadas não jacteadas e 0,70N para as bases que sofreram abrasão. Ow e Bearn (139) encontraram um valor de retenção médio de 1,31N.

As bases protéticas construídas para indivíduos dentados dispõem de menos área de superfície, para além de não poderem contar com importantes auxiliares de retenção: o selamento periférico e a retenção mecânica promovida pela anatomia do rebordo alveolar. Por esse motivo, compreende-se que a força de tracção necessária à remoção de uma base protética em indivíduos dentados seja inferior à obtida no presente estudo onde foram seleccionados sujeitos desdentados.

As condições experimentais, as técnicas de impressão utilizadas e também as condicionantes de ordem individual dos participantes, podem influenciar os resultados, contribuindo para a sua variabilidade. Deste modo, surgem na literatura consultada alguns estudos cujos valores de retenção são substancialmente superiores aos obtidos no presente trabalho.

Jozefowicz e Mikolajczyk (38) avaliaram dez indivíduos num estudo sobre a influência do volume da câmara-de-ar na retenção de próteses completas maxilares. A retenção média das próteses que não apresentavam câmara-de-ar foi de 57N e as que possuíam câmara-de-ar manifestaram pior retenção.

Swartz (26), num estudo com cinco pacientes desdentados maxilares, sobre a influência que o material da base exerce na retenção, obteve um valor de 12,26 libras (54,48N) para bases protéticas de resina acrílica termo-polimerizável. Este autor realizou as impressões com moldeira individual, utilizando pasta de óxido de zinco e godiva para uma impressão funcional.

Skinner *et al* (55) utilizaram um dinamómetro para medir a retenção de bases protéticas com diferentes formatos, num indivíduo desdentado maxilar. Estes autores não encontraram diferenças significativas entre a retenção de bases construídas a partir de uma impressão com alginato e de outras com origem numa impressão com pasta de óxido de zinco e godiva. No entanto, deve-se referir o facto do limite de medição máximo do instrumento corresponder a 192 onças. Ao considerar-se o centro do palato como local de tracção, o valor médio obtido foi maior que 192 onças (53,31N). Trata-se de um valor bastante superior ao encontrado no presente estudo, que talvez possa estar relacionado com características inerentes ao único participante da investigação de Skinner *et al* (55).

5.2. Características sócio-demográficas

5.2.1. Sexo

Não se encontraram diferenças estatisticamente significativas na retenção entre os sexos.

Os trabalhos sobre retenção protética consultados não especificam se testaram a relação entre estas duas variáveis, com excepção do estudo realizado por Niedermeier e Krämer (62), que refere não existir correlação entre o sexo e a retenção.

5.2.2. Idade

Não se encontraram diferenças estatisticamente significativas entre a retenção das bases protéticas de sujeitos maiores e menores de 65 anos. Tal como para a variável sexo, o único trabalho consultado, que refere testar esta relação, é o de Niedermeier e Krämer (62). Estes autores não encontraram correlação entre a idade e a retenção protética.

5.3. Medicação xerostomizante

Na população estudada, 45,5% consumia medicação com acção xerostomizante de forma crónica. Estes resultados estão de acordo com o esperado, uma vez que a xerostomia afecta cerca de 40% dos indivíduos maiores de 55 anos (84).

Na investigação de Silva (95), realizada também na FMDUP, 36,4% dos sujeitos utilizavam pelo menos um medicamento com efeito xerostomizante. A menor percentagem de indivíduos consumidores deste tipo de medicação pode ser justificada pelo facto da média de idades do trabalho de Silva (95) ser inferior à do presente trabalho.

No estudo de Fernandes (12), em que a média de idades é superior à desta investigação, 51,1% dos participantes tomavam medicação com efeito xerostomizante.

No presente estudo, constatou-se que a retenção das bases protéticas foi inferior nos indivíduos medicados, independentemente da técnica de impressão utilizada. As diferenças encontradas foram estatisticamente significativas.

Em comparação com outros pacientes, os indivíduos xerostômicos têm mais dificuldade em usar próteses dentárias. O seu reduzido fluxo salivar dificulta os mecanismos de retenção (148). Este fenómeno é particularmente notório na maxila onde o menisco salivar contribui para o conforto da prótese sobre a mucosa de suporte e mantém funcionalmente o selamento periférico (149).

Este facto foi suportado também por O'Brien (51), ao concluir que o filme salivar interposto entre a base protética e a mucosa se apresenta contínuo com a saliva que recobre a restante mucosa oral, agindo como um adesivo e promovendo resistência ao deslocamento vertical da base.

Niedermeier e Krämer (62), num estudo com 86 participantes, provaram existir uma correlação positiva entre a secreção salivar das glândulas *minor* do palato e a retenção de próteses maxilares.

Kawazoe e Hamada (61) testaram o efeito do aumento da secreção salivar na retenção. Estes autores verificaram a existência de um filme salivar óptimo, para o qual a retenção protética é máxima e em que o aumento deste volume pode contribuir para o "empurrar" da prótese, com consequente diminuição da retenção.

Num trabalho realizado por Snyder *et al* (37), seis indivíduos foram sujeitos a uma redução de 70% da pressão atmosférica, com consequente diminuição do débito salivar. Nestas condições, os autores verificaram a diminuição da retenção das bases protéticas testadas.

5.4. Características relacionadas com os tecidos de suporte

Nesta investigação, foram utilizadas dois sistemas de classificação para poder categorizar o tipo de tecido de suporte protético que os participantes possuíam: a escala de Kapur (85) e a classificação do ACP (86).

A escala sugerida por Kapur (85) foi o método de classificação utilizado por outros autores (27, 45, 85) em estudos sobre retenção protética, tendo a sua utilização simplificado a comparação dos resultados. No entanto, trata-se de uma classificação introduzida em 1967. A classificação do ACP para os desdentados completos (86) prevê a distinção entre os diferentes tipos de rebordo alveolar maxilar. Por ser mais actual, considerou-se a sua utilização relevante.

A escolha dos dois métodos de avaliação mostrou-se vantajosa, uma vez que permitiu a comparação dos resultados. Os valores dos testes de retenção verificados para as duas classificações foram semelhantes, o que reforçou o valor dos resultados obtidos.

5.4.1. Classificação de Kapur

No presente estudo foi utilizada uma modificação da escala desenvolvida por Kapur (85) no seu trabalho sobre o efeito do uso de adesivos na retenção protética.

Na população estudada, 36,4% dos indivíduos possuíam um bom tecido de suporte, 36,4% um tecido de suporte satisfatório e 27,3% apresentavam um tecido de suporte considerado "mau".

A maior parte dos estudos sobre avaliação da retenção protética não distingue os participantes quanto às características dos tecidos de suporte (26, 37, 38, 44, 55, 56, 58, 61, 92, 96, 136-140, 142-144), porém, há alguns autores que o fazem (27, 45, 54, 62, 85, 97, 150).

O próprio Kapur (85), criador da escala de classificação utilizada neste estudo, distingue os 26 desdentados da sua investigação sobre adesivos protéticos quanto ao tipo de tecido de suporte. Em média, os participantes apresentavam tecidos de suporte do tipo "Satisfatório", porém, deve ter-se em consideração o facto de Kapur ter classificado conjuntamente a maxila e a mandíbula e do presente estudo apenas ter avaliado os tecidos de suporte maxilar.

No presente trabalho, foram avaliadas diferentes categorias de tecidos de suporte, porém, esta não foi a realidade de outras investigações.

Nos trabalhos de Brill *et al* (54) e Karlsson e Swartz (97), embora não seja mencionada a classificação utilizada, todos os indivíduos observados possuíam reabsorção severa do rebordo alveolar mandibular. Na investigação de Husham e Al-Bazirgan (45), foram utilizados apenas indivíduos com tecido de suporte satisfatório segundo a escala de Kapur. Num estudo de Hummel *et al* (27) sobre bases protéticas em pacientes com xerostomia, em que foi utilizada a escala de Kapur para classificar os tecidos da maxila, os cinco participantes possuíam um rebordo do tipo “Bom”.

Assim como no presente trabalho, Wolff *et al* (150) e Niedermeier e Krämer (62) também distinguiram os desdentados de acordo com os tecidos de suporte que apresentavam, contudo, não utilizaram a classificação de Kapur.

No presente estudo, os participantes distribuíram-se de forma relativamente homogênea pelas classes de tecido de suporte, sendo possível deste modo, testar a influência desta variável na retenção.

Os indivíduos beneficiaram de uma maior retenção da base protética, quando esta foi obtida a partir de uma impressão com silicone, independentemente do seu tipo de tecido de suporte. Estas diferenças de retenção foram estatisticamente significativas.

A média dos valores de retenção das bases protéticas diminuiu gradualmente, desde o grupo de indivíduos com bom tecido de suporte ao grupo de indivíduos com mau tecido de suporte, independentemente da técnica de impressão utilizada (Tabela 14). A diferença das médias foi estatisticamente significativa, entre os indivíduos com tecido de suporte “Bom” e “Satisfatório”, e entre os indivíduos com tecido de suporte “Bom” e “Mau”, independentemente da técnica de impressão utilizada.

Os resultados obtidos estão de acordo com a evidência de que a retenção protética é influenciada pela anatomia do rebordo residual, bem como pelas características apresentadas pelos tecidos moles que o reveste (54). Este facto foi suportado também por Niedermeier e Krämer (62), que mostraram que os indivíduos com mucosa atrófica e rebordo mais reabsorvido apresentavam próteses maxilares com menor retenção.

5.4.2. Classificação do ACP

Tal como já foi referido, foi ainda utilizado o sistema de classificação do ACP (86) para avaliar o rebordo maxilar desdentado.

Quer para os indivíduos de rebordo favorável, quer para os de rebordo desfavorável, as bases construídas a partir de impressões em silicone foram mais retentivas.

Verificou-se ainda que a força de tracção necessária à desinserção das bases protéticas nos indivíduos com rebordo alveolar favorável, foi tendencialmente superior à dos indivíduos com rebordo desfavorável, independentemente da impressão que lhe deu origem. As diferenças encontradas foram estatisticamente significativas. Estes factos vêm reforçar as considerações referidas a propósito dos resultados obtidos com a classificação de Kapur modificada.

VI. Conclusões

As conclusões são as seguintes:

Conclusões

Pela análise dos resultados obtidos e nas condições deste estudo experimental, podem retirar-se as seguintes conclusões:

1. A retenção das bases protéticas construídas a partir da técnica de impressão que utilizou o silicone, foi superior à retenção das bases com origem na técnica de impressão com alginato.
2. A retenção das bases protéticas não esteve relacionada com as características sócio-demográficas avaliadas (sexo e idade), independentemente de terem origem em impressões com alginato ou com silicone.
3. A retenção das bases protéticas esteve relacionada com a toma de medicação xerostomizante. Os indivíduos sujeitos a medicação xerostomizante apresentaram menor retenção protética quando comparados com os não medicados com este tipo de fármacos, independentemente da técnica de impressão utilizada.
4. A retenção das bases protéticas esteve relacionada com o tipo de tecido de suporte. Os indivíduos com bom tecido de suporte usufruíram de bases mais retentivas que os detentores de um tecido de suporte satisfatório, e bastante mais retentivas que os indivíduos com mau tecido de suporte, independentemente da técnica de impressão utilizada.

5. A retenção das bases protéticas esteve relacionada com o tipo de rebordo alveolar. Os participantes com um rebordo alveolar favorável beneficiaram de uma maior retenção da base protética quando comparados aos participantes de rebordo desfavorável, independentemente da técnica de impressão utilizada.

6. As bases protéticas construídas a partir da técnica de impressão com silicone possuíram uma retenção sempre superior à das bases provenientes de impressões com alginato, independentemente das características sócio-demográficas avaliadas (sexo e idade) e dos factores relacionados com a história clínica e exame clínico (medicação, tipo de rebordo e tecido de suporte).

VII. Bibliografia

1. Zarb G, Bonlender CL. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Protheses. 12^a ed. St. Louis: Mosby; 2004.
2. www.un.org. - consultado a 10/9/2006.
3. www.ine.pt. - consultado a 13/9/2006.
4. Berkey D, Meckestroth R, Berg R. An ageing world: Facing the challenges for dentistry. *Int Dent J* 2001;51(3):177-80.
5. Iacopino A, Watehen WF. La prothèse gériatrique. *Clinic* 1993;14:301-9.
6. Diehl R, Foerster U, Sposetti VJ, Dolan TA. Factors associated with successful denture therapy. *J Prosthodont* 1996;5(2):84-90.
7. Duncan J, Taylor TD. Simplified complete dentures. *Dent Clin N Am* 2004;48(3):625-40.
8. Meskin L, Dillenberg J, Heft MW, Katz RV, Martens LV. Economic impact of dental services utilization by older adults. *J Am Dent Assoc* 1990;120:665-8.
9. Bourgeois D, Nihtila A, Mersel A. Prevalence of caries and edentulousness among 65-74 years olds in Europe. *Bulletin of the Word Health Organization* 1998;4:413-7.
10. Douglas C, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? *J Prosthet Dent* 2002;87:5-8.
11. Douglas C, Watson AJ. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *J Prosthet Dent* 2002;87:9-14.
12. Fernandes J. Necessidades protéticas da população portuguesa institucionalizada [Tese de Doutoramento]. Porto: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 1995.
13. Rignon-Bret C, Rignon-Bret JM. Prothèse amovible complète, prothèse immédiate, prothèses supraradiculaire et implantaire. 1^o ed. Langres: Editions CdP; 2002.
14. Jacobson T, Krol AJ. A Contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part I: Retention. *J Prosthet Dent* 1983;49(1):5-15.
15. The Glossary of Prosthodontics Terms 8th edition (GPT-8). The Academy of Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2005;94(1):2-92.

16. Jacobson T, Krol AJ. A Contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part II: Stability. *J Prosthet Dent* 1983;49(2):165-72.
17. Jacobson T, Krol AJ. A Contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part III: Support. *J Prosthet Dent* 1983;49(3):306-13.
18. Naser B. Étude comparative des différents matériaux d'enregistrement du joint périphérique en prothèse complète maxillaire [Tese de Doutorado]. Paris: Université René Descartes (ParisV)- Faculté de chirurgie dentaire; 1990.
19. Murray M, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - A review. Part 1. *Aust Dent J* 1993;38(3):216-9.
20. Hoffman-Axthelm W. History of Dentistry. Chicago: Quintessence; 1981.
21. Martinier P. Clinique de Prothèse. Paris: J-B et Fils; 1898.
22. Malvin E. Dentistry an illustrated History. New York: Harry N. Abrams, Inc; 1985.
23. Hall R. Retention of full dentures. *Dent Review* 1918;32(3):175-91.
24. Natera J. Biomateriales Dentales. 1ª ed: Amolca; 2004.
25. Zarb G, Bonlender CL, Hickey JC, Carlsson GE. Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients. 10ª ed. St. Louis: Mosby; 1990.
26. Swartz W. Retention forces with different denture base materials. *J Prosthet Dent* 1966;16(3):458-63.
27. Hummel S, Marker VA, Buschang P, DeVengencie J. A pilot study to evaluate different palate materials for maxillary complete dentures with xerostomic patients. *J Prosthodont* 1999;8(1):10-7.
28. Anusavice K. Phillip's Science of Dental Material. 11ª ed. Missouri: Saunders; 2003.
29. Jagger D, Harrison A, Jandt KD. The reinforced of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:185-94.
30. Lindstrom R, Pawelchak J, Heyd A, Tarbet WJ. Physical-chemical aspects of denture retention and stability: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1979;42(4):371-5.

31. Lawson W. Retention of full dentures. *Dent Practit* 1965;15(6):199-205.
32. Darvell B, Clark RKF. The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J* 2000;189(5):248-52.
33. Cunha E. Avaliação da retenção de prótese total bimaxilar em função das características da área basal [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.
34. Lordelo J, Figueiral MH, Rocha JM, Branco FM. Retenção em prótese total. *Stoma* 1997;43:18-29.
35. Enciclopédia Luso-Brasileira de Cultura. Lisboa: Editorial Verbo; 1979.
36. Roydhouse R. The retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1960;60:159-63.
37. Snyder F, Kimball HD, Bunch WB, Beaton JH. Effect of reduced atmospheric pressure upon retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1945;32:445-50.
38. Jozefowicz W, Mikolajczyk A. Role of surface and volume of palatal relief chambers in retention of maxillary complete denture. *J Prosthet Dent* 1989;62(6):651-3.
39. Lammie G. The retention of complete dentures. *J Am Dent Assoc* 1957;55:502-8.
40. Kilani B, Retief DH, Guldag MV, Castleberry DJ, Fischer TE. Wettability of selected denture base materials. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):288-91.
41. Craig R, Berry GC, Peyton FA. Physical factors related to denture retention. *J Prosthet Dent* 1960;10(3):459-67.
42. Murray M, Darvell BW. An aspect of denture base retention: Direct measurement of force due to surface tension. *J Prosthodont* 1991;4(4):388-95.
43. Winkler S, Ortman HR, Ryzek MT. Improving the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1975;34(1):11-5.
44. Kikuchi M, Ghani F, Watanabe M. Method for enhancing retention in complete denture bases. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):399-403.
45. Husham A, Al-Bazirgan MH. Effect of air-particle abrasion on the retention and texture of maxillary complete denture. *Am J Dent* 2006;19(2):115-22.
46. Monsénégó P, Baszkin A, Costa ML, Lejoyeux J. Complete denture retention. Part II: Wettability studies on various acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent* 1989;62(3):308-12.

47. Monsénégo P, Proust J. Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle. J Prosthet Dent 1989;62(2):189-95.
48. Stanitz J. An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. J Am Dent Assoc 1948;37(2):168-72.
49. Bláhová Z, Neuman M. Physical factors in retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1971;25(3):230-5.
50. Tyson K. Physical factors in retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1967;18(2):90-7.
51. O'Brien W. Base retention. Dent Clin N Am 1980;24(1):123-30.
52. Barbenel J. Physical retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1971;26(6):592-600.
53. Brill N. Factors in the mechanism of full denture retention - A discussion of selected papers. Dent Practit 1967;18(1):9-19.
54. Brill N. The role of exteroceptors in denture retention. J Prosthet Dent 1959;9(5):761-8.
55. Skinner E, Campbell RL, Chung P. A clinical study of the forces required to dislodge maxillary denture bases of various designs. J Am Dent Assoc 1953;47:671-80.
56. Nevalainen M, Rantanen T, Narhi T, Ainamo A. Complete dentures in the prosthetic rehabilitation of elderly persons: five different criteria to evaluate the need for replacement. J Oral Rehabil 1997;24:251-8.
57. Murray M, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of the complete denture retention - A review. Part 3. Aust Dent J 1993;38(5):389-93.
58. Ghani F, Picton DCA, Likeman PR. Some factors affecting retention forces with the use of denture fixatives *in vivo*. Br Dent J 1991;171:15-21.
59. Naser B, Postaire M. Élastomères et joint périphérique en prothèse complète maxillaire. Cah Prothèse 1991;75:47-56.
60. Giglio J, Lace WP, Arden H. Factors affecting retention and stability of complete dentures. J Prosthet Dent 1962;12(5):848-56.
61. Kawazoe Y, Hamada T. The role of saliva in retention of maxillary complete denture. J Prosthet Dent 1978;40(2):131-6.

62. Niedermeier W, Kramer R. Salivary secretion and denture retention. *J Prosthet Dent* 1992;67(2):211-6.
63. British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. Guidelines in Prosthetic and Implant Dentistry. London: Quintessence Publishing Co.Ltd; 1996.
64. Devan M. Basic principles in impression making. *J Prosthet Dent* 2005;93(6):503-8.
65. Lamb D. Problems and solutions in complete denture prosthodontics. London: Quintessence Publishing Co. Ltd; 1993.
66. Millet C, Allard Y. Empreintes secondaires en prothèse complète - Utilisation d'un nouveau silicone. *Clinic* 2003;24(10):667-72.
67. McCord J, Grant AA. Impression making. *Br Dent J* 2000;188(9):484-92.
68. Duncan J, Raghavendra S, Taylor TD. A selective-pressure impression technique for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):299-301.
69. Drago C. A retrospective comparison of two definitive impression techniques and their associated postinsertion adjustments in complete denture prosthodontics. *J Prosthodont* 2003;12(3):192-7.
70. Malachias A, Paranhos HO, Silva CL, Muglia VA, Moreto C. Modified functional impression technique for complete dentures. *Braz Dent J*. 2005;16(2):135-9.
71. Bolouri A, McCarthy SL. The use of pre-border-molded trays in complete denture fabrication. *J Prosthet Dent* 2001;86 (6):655-7
72. Chevaux J, Aiche H. Empreinte primaire fonctionnelle mandibular en prothese totale amovible. *Cah Prothèse* 2000;110:69-75.
73. Crawford R, Walmsley AD. A review of prosthodontic management of fibrous ridges. *Br Dent J* 2005;199(11):715-9.
74. Hayakawa I, Watanabe I. Impressions for complete dentures using new silicone impression materials. *Quintessence Int* 2003;34(3):177-80.
75. Junior E. Avaliação *in vitro* da precisão de três técnicas para moldagem do arco superior parcialmente edentado [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.
76. Adisman I. The use of denture adhesives as an aid to denture treatment. *J Prosthet Dent* 1989;62(6):711-5.

77. Brunello D, Mandikos MN. Construction faults, age, gender, and relative medical health: Factors associated with complaints in complete denture patients. *J Prosthet Dent* 1998;79(5):545-54.
78. Nyquist G. A study of Denture Sore Mouth - An investigation of traumatic, allergic and toxic lesions of the oral mucosa. Uppsala 1952:1-154.
79. Decreto lei nº 97/94 de 9 de Abril. Diário da República nº83; 1994. p. 1669-73.
80. Organisation Mondiale de la Santé: Enquetes sur la sante bucco-dentaire - Méthodes fondamentales. 2 ed. Geneve; 1977.
81. Simposium Terapêutico. 48 ed. Lisboa: Edições Simposium, Lda; 2004.
82. Bartels C, Pharm D. Xerostomia information for dentist. Helping patients with dry mouth. www.oralcancerfoundation.org - consultado a 3/ 3/ 2006.
83. Mano-Azul A, Afonso A, Portugal C, Figueiral MH, Lobo MJ. Atlas de patologia da mucosa oral. Porto: edição AEFMDUP; 1992.
84. Jiménez J, Herrera CR, Blanco FA, Arévalo RA. Manejo terapéutico de la xerostomía en atención primaria. *Medicina de Familia (And)* 2004;5(1):41-8.
85. Kapur K. A clinical evaluation of denture adhesives. *J Prosthet Dent* 1967;18(6):550-8.
86. McGarry T, Nimmo A, Skiba JF, Ahlstrom RH, Smith CR, Koumjian JH. Classification system for complete edentulism. *J Prosthodont* 1999;8(1):27-39.
87. Hoad-Reddick G, Grant AA. Prosthesis status: The formation of a schedule. *J Prosthet Dent* 1988;59(1):105-10.
88. Pestana M, Gageiro JN. Análise de Dados para Ciências Sociais, A complementaridade do SPSS. 3ª ed: Sílabo; 2003.
89. Budtz-Jorgensen E, Monjon P, Bannon-Clément JM, Baehni P. Oral candidosis in long-term hospital care: comparison of edentulous and dentate subjects. *Oral Diseases* 1996;2:285-90.
90. Cumming C, Wigth C, Blackwell CL, Wray D. Denture stomatitis in the elderly. *Oral Microbiol Immunol* 1990;5:82-5.
91. Minakuchi S, Takaoka S, Ito J, Shimovama K, Uematsu H. Factors affecting denture use in some institutionalized elderly people. *Spec Care Dentist* 2006;26(3):101-5.

-
92. Ozcan M, Kulak Y, Baat C, Arikan A, Uçankale M. The effect of a new denture adhesive on bite force until denture dislodgement. *J Prosthodont* 2005;14(2):122-6.
 93. Areias C. Grau de satisfação de pacientes portadores de prótese dentária removível [Tese de Mestrado]. Porto: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 2004.
 94. Fonseca P. Métodos de higiene de próteses removíveis [Tese de Mestrado]. Porto: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 2004.
 95. Silva MH. Estomatite protética - Identificação e caracterização dos factores etiológicos e predisponentes [Tese de Doutoramento]. Porto: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 2000.
 96. Chew C, Philips RW, Boone ME, Swartz ML. Denture Stabilization with adhesives: A kinesiographic study. *Compend Contin Educ Dent* 1984(suppl n°4):32-8.
 97. Karlsson S, Swartz B. Effect of a denture adhesive on mandibular denture dislodgment. *Quintessence Int* 1990;21(8):625-7.
 98. Narvekar R, Appelbaum MB. An investigation of the anatomic position of the posterior palatal seal by ultrasound. *J Prosthet Dent* 1989;61(3):331-6.
 99. Ozcan M, Kulak Y, Baat C, Arikan A, Silahtar E. The attitude of complete denture wears towards denture adhesives in Istanbul. *J Oral Rehabil* 2004;31:131-4.
 100. Pronych G, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil* 2003;30(1157-1161).
 101. Uysal H, Altay OT, Alparslan N, Bilge A. Comparison of four different denture cushion adhesives- a subjective study. *J Oral Rehabil* 1998;25:209-13.
 102. Leles C, Nakaoka MM, Souza RF, Compagnoni MA. Estudo retrospectivo dos factores associados à longevidade de próteses totais. Parte II: Tempo de uso e estimativa de durabilidade. *Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 1999;2(2):1-8.
 103. Felton D, Cooper LF, Scurria MS. Predictable impression procedures for complete denture. *Dent Clin N Am* 1996;40(1):39-51.

104. Petropoulos V, Rashedi B. Complete denture education in U.S. dental schools. *J Prosthodont* 2005;14(3):191-7.
105. Hyde T, McCord JF. Survey of prosthodontic impression procedures for complete dentures in general dental practice in United Kingdom. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):295-9.
106. Aiche H, Chevaux JM. Empreinte primaire à l'alginate en prothèse totale amovible. *Cah Prothèse* 2000;109:69-72.
107. Firtell D, Koumjian JH. Mandibular complete denture impressions with fluid wax or polysulfide rubber - A comparative study. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):801-4.
108. Lynch C, Allen PF. Management of the flabby ridge: using contemporary materials to solve an old problem. *Br Dent J* 2006;200(5):258-61.
109. Troendle G, Troendle KB. The use of injectable polyvinylsiloxane as medium for border-molding denture impressions. *J Prosthodont* 1992;1(2):121-3.
110. Campbell R. Some clinical observations regarding the role of the fluid film in the retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 1954;48:58-63.
111. Duncan J, Taylor TD. Teaching an abbreviated impression technique for complete dentures in an undergraduate dental curriculum. *J Prosthet Dent* 2001;85:121-5.
112. ANSI/ADA (American National Standard Institute/ American Dental Association) Specification nº18 for Alginate Impression Materials. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. American Dental Association; 1993.
113. Massad J, Davis WJ, Lobel W, June R, Thornton J. Improving the stability of maxillary dentures. The use of polyvinyl siloxane impression materials for edentulous impressions. *Dent Today* 2005 Feb:118-23.
114. Appelbaum E, Mehra RV. Clinical evaluation of polyvinylsiloxane for complete denture impressions. *J Prosthet Dent* 1984;52(4):537-39.
115. Kess R, Combe EC, Sparks BS. Effect surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 2000;84(1):98-102.

116. Petrie C, Walker MP, Williams K. A survey of U.S. prosthodontists and dental schools on the current materials and methods for final impressions for complete denture prosthodontics. *J Prosthodont* 2005;14(4):253-62.
117. Petropoulos V, Rashedi B. Current concepts and techniques in complete denture final impression procedures. *J Prosthodont* 2003;12(4):280-7.
118. Han-Kuang T, Hooper PM, Baergen CG. Variability in the shape of maxillary vestibular impressions recorded with modeling plastic and polyether impression material. *Int J Prosthodont* 1996;9(3):282-9.
119. Smith D, Toolson LB, Bolender CL, Lord JM. One-step border molding of complete denture impressions using a polyether impression material. *J Prosthet Dent* 1979;41(3):347-51.
120. ANSI/ADA (American National Standard Institute/ American Dental Association) Specification nº19 for Dental Elastomeric Impression Material. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. American Dental Association; 1993.
121. Leung K, Chow TW, Woo EC, Clark RK. Effect of adhesive drying time on the bond strength of irreversible hydrocolloid to stainless steel. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):586-90.
122. Smith S, McCord JF, Macfarlane TV. Factors that affect the adhesion of two irreversible hydrocolloid materials to two custom tray materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):423-30.
123. Christensen G. Now is time to change to custom impression trays. *J Am Dent Assoc* 1994;125:619-20.
124. Gordon G, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1990;63(1):12-5.
125. Nishigawa G, Sato T, Suenaga K, Minagi S. Efficacy of tray adhesives for the adhesion of elastomer rubber impression materials to impression modeling plastics for border molding. *J Prosthet Dent* 1998;79(2):140-4.
126. Smith P, Richmond R, McCord JF. The design and use of special trays in prosthodontics: guidelines to improve clinical effectiveness. *Br Dent J* 1999;187(8):423-6.

127. Halperin A, Graser GN, Rogoff GS, Plekavich EJ. Mastering the Art of Complete Dentures. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc; 1988.
128. Geering H, Kundert M. Atlas de Prótesis Total y Sobredentaduras. Barcelona: Salvat; 1988.
129. ANSI/ADA (American National Standard Institute/ American Dental Association) Specification nº25 for Dental Gypsum Products. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. American Dental Association; 2000.
130. Lamb D, Samara R, Johnson A. Palatal discrepancies and postdams. J Oral Rehabil 2005;32:188-92.
131. Laughlin G, Eick JD, Glaros AG, Young L, Moore DJ. A comparison of palatal adaptation in acrylic denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. J Prosthodont 2001;10(4):204-11.
132. Rashedi B, Petropoulos VC. Current concepts for determining the postpalatal seal in complete denture. J Prosthodont 2003;12(4):265-70.
133. Stamoulis S. Physical factors affecting the retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1962;12(5):857-64.
134. Skinner E, Chung P. The effect of surface contact in the retention of a denture. J Prosthet Dent 1951;1(3):229-35.
135. Chew C, Boone ME, Swartz ML, Philips RW. Denture adhesives: their effects on denture retention and stability. J Dent 1985;13(2):152-9.
136. Swartz M, Norman BA, Phillips R. A method for measuring retention of denture adherents: An *in vivo* study. J Prosthet Dent 1967;17(3):456-63.
137. Rendell J, Grasso JE, Gay T. Retention and stability of the maxillary denture during function. J Prosthet Dent 1995;73(4):344-7.
138. Psillakis J, Wright RF, Grbic JT, Lamster IB. In practice evaluation of a denture adhesive using gnathometer. J Prosthodont 2004;13(4):244-50.
139. Ow R, Bearn EM. A method of studying the effect of adhesives on denture retention. J Prosthet Dent 1983;50(3):332-7.
140. Miyashita K, Sekita T, Minakuchi S, Hirano Y, Kobayashi K, Nagao M. Denture mobility with six degrees of freedom during function. J Oral Rehabil 1998;25:545-52.

141. Kreher J, Graser GN, Handelman SL. The relationship of drug use to denture function and saliva flow rate in geriatric population. *J Prosthet Dent* 1987;57(5):631-8.
142. Hada M, Imai M, Morimoto S, Ishikawa M, Ooishi A. Three-dimensional movements of a maxillary complete denture: The development of a measuring system and preliminary measurement. *Int J Prosthodont* 1995;8(4):370-6.
143. Grasso J, Rendell J, Gay T. Effect of denture adhesive on the retention and stability of maxillary dentures. *J Prosthet Dent* 1994;72(4):399-405.
144. Demers M, Bourdages J, Brodeur JM, Benigeri M. Indicators of masticatory performance among elderly complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):188-93.
145. Ghani F, Picton DC. Some clinical investigation forces of maxillary complete dentures with the use of denture fixatives. *J Oral Rehabil* 1994;21(6):631-40.
146. Hulley S, Cummings SR. *Designing Clinical Research*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1988.
147. Consani R, Domitti SS, Mesquita MF, Almeida MH. Influência de operadores na adaptação das bases de prótese total. *Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos* 2000;3(1):74-80.
148. Payne A, Lownie JF, Linder WJ. Implant-supported prostheses in patients with Sjogren's syndrome: A clinical report on three patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:679-85.
149. Yurdukoru B, Terzioglu H, Yilmaz T. Assessment of whole saliva flow rate in denture wearing patients. *J Oral Rehabil* 2001;28:109-12.
150. Wolff A, Gandre A, Begleiter A, Moskona D, Cardash H. Correlation between patient satisfaction with complete dentures and denture quality, oral condition, and flow rate of submandibular/sublingual salivary glands. *Int J Prosthodont* 2003;16(1):45-8.

Anexos

Anexo 1. Consentimento informado

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO

De acordo com as recomendações “Declaração de Helsínquia” da Associação Médica Mundial (Helsínquia 1964; Tóquio 1975; Sommerset West 1996, Edinburg 2000; Washington 2002).

Designação do estudo:

“Influência da técnica de impressão na retenção da base protética maxilar

Eu, abaixo-assinado(a), _____
compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do estudo em que irei participar, tendo-me sido dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias.

Tomei também conhecimento de que, de acordo com as recomendações de Helsínquia, a informação ou explicação que me foi prestada versou os objectivos, os métodos, os benefícios previstos e a ausência de riscos.

Por isso, consinto em participar no estudo, permitindo o exame intra-oral, a toma de impressões e as medições necessárias. Aceito, ainda, que sejam realizadas fotografias intra e extra-orais.

Porto, ____ de _____ de 2005

Assinatura: _____

Pela investigadora responsável: _____

(Dr^a Angelina Mota)

Anexo 2. Questionário

Ficha Clínica

Data: __/__/__

I. Identificação

1- Nº de identificação: _____

2- Nº do processo da FMDUP: _____

3- Nome: _____

4- Área de residência: ☐ Grande Porto ☐ Fora do Grande Porto

☐

5- Telefone: _____

6- Sexo: ☐ F ☐ M

☐

7- Idade: _____ anos

☐

8- Raça: Caucasiana ☐ Negra ☐ Outra ☐

☐

II. História Clínica

9- Medicação actual: _____

☐

III. Exame Clínico

10- Tipo de rebordo alveolar maxilar (classificação de Kapur):

☐ Bom ☐ Satisfatório ☐ Mau

☐

11- Tipo de rebordo alveolar maxilar (classificação do ACP):

☐ Tipo A ☐ Tipo B ☐ Tipo C ☐ Tipo D

☐

Anexo 3. Estadística

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test

		Variables									
		TA11	TA12	TA21	TA22	TS11	TS12	TS21	TS22		
N		22	22	22	22	22	22	22	22		
Normal Parameters(a,b)	Mean	669,14	670,18	666,59	665,32	944,73	944,77	956,64	955,77		
Std. Deviation		402,397	403,237	408,327	409,279	383,009	383,906	388,788	389,787		
Most Extreme Differences	Absolute	,165	,163	,180	,174	,193	,191	,171	,183		
	Positive	,165	,163	,180	,174	,193	,191	,171	,183		
	Negative	-,121	-,119	-,124	-,125	-,090	-,090	-,093	-,096		
Kolmogorov-Smirnov Z		,774	,764	,844	,818	,905	,896	,802	,858		
Asymp. Sig. (2-tailed)		,588	,604	,474	,515	,386	,399	,540	,453		

a Test distribution is Normal.

b Calculated from data.