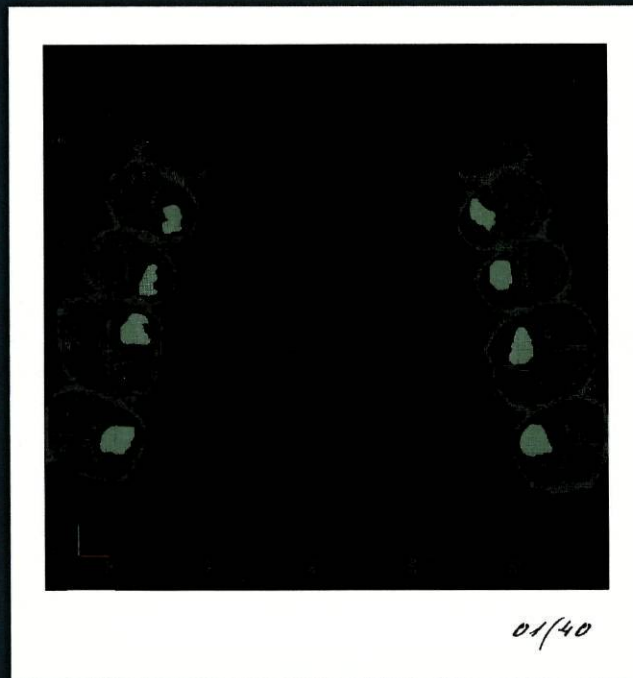


José Mário de Castro Rocha



Fidelidade Oclusal do Modelo Antagonista

Estudo da Influência das Técnicas e Materiais de Impressão

D

Porto, 2005

José Mário de Castro Rocha

**FIDELIDADE OCLUSAL
DO MODELO ANTAGONISTA**

**Estudo da influência das técnicas
e materiais de impressão**

Porto, 2005

Dissertação de candidatura ao grau de Doutor
apresentada à Faculdade de Medicina Dentária
da Universidade do Porto,
de acordo com o decreto-lei nº 216/92 de 13 de Outubro

**CONSELHO CIENTÍFICO DA FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA
DA UNIVERSIDADE DO PORTO**

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco – Presidente
Professora Doutora Maria Helena Raposo Fernandes – Vice-Presidente
Professor Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira
Professor Doutor António Cabral Campos Felino
Professor Doutor Fernando Jorge Morais Branco
Professor Doutor João Fernando Costa Carvalho
Professora Doutora Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares
Professor Doutor Mário Jorge Rebôlho Fernandes da Silva
Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira
Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres
Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas
Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto
Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes
Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes
Prof. Doutor José Albertino da Cruz Lordelo
Prof. Doutor Manuel Pedro da Fonseca Paulo
Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas
Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge
Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva
Prof. Doutor David José Casimiro de Andrade
Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz
Prof. Doutor José Albino Teixeira Koch
Prof. Doutor José António Macedo de Carvalho Capelas
Prof. Doutora Maria Cristina P. C. Mendonça de Figueiredo Pollmann
Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva
Prof. Doutor Mário Ramalho de Vasconcelos

PROFESSORES JUBILADOS

Professor Doutor Adão Fernando Pereira
Professor Doutor José Serra Silva Campos Neves
Prof. Doutor Amílcar Almeida Oliveira
Prof. Doutor Manuel Guedes Figueiredo
Prof. Doutor Manuel Desport Marques
Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas (falecido)

À minha mulher Olga
Aos meus filhos Sofia e Gustavo

À memória dos meus Pais
Às minhas Irmãs

Ao Excelentíssimo Senhor
Prof. Doutor José Albertino da Cruz Lordelo

Ao Excelentíssimo Senhor
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

Aos Docentes da
Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade do Porto

À minha Família

Aos meus Colegas e Amigos

Agradecimentos

A realização desta tese só foi possível com a colaboração preciosa, a compreensão e a simpatia de muitas pessoas. A todas, quero expressar a minha mais profunda e sentida gratidão.

Na impossibilidade de referir todas, gostaria de salientar aquelas que contribuíram mais de perto na elaboração, na correcção e na apresentação desta dissertação:

Ao Senhor Professor Doutor José Lordelo agradeço a orientação desta dissertação, o apoio científico prestado, o incentivo, a disponibilidade e o encorajamento. Pelo seu exemplo de trabalho e rigor, colaboração inteligente e amizade, quero manifestar o meu reconhecimento.

Ao Senhor Professor Doutor César Leal da Silva, meu co-orientador, que desde o primeiro instante incentivou e apoiou o meu trabalho, dando-me ânimo nas alturas difíceis. Pela forma amiga e compreensiva como me acompanhou nos bons e maus momentos, o meu agradecimento.

Ao Senhor Professor Doutor Fernando Morais Branco agradeço os profundos conhecimentos que me tem transmitido ao longo da carreira docente. A sua brilhante carreira académica foi um incentivo para seguir em frente. Pelo apoio demonstrado nos momentos marcantes da minha carreira docente, o meu reconhecimento.

Ao Senhor Professor Doutor João Carlos Sampaio Fernandes agradeço a preciosa ajuda nas sugestões e correcções, imprescindíveis para a apresentação da Tese. Pelos seus inteligentes comentários, o meu reconhecimento.

Ao Senhor Professor Doutor João Carlos Pinho agradeço a contribuição do seu elevado rigor científico nas sugestões de correcção da dissertação. Pelo seu notório saber, o meu reconhecimento.

Ao Senhor Eng^o Pedro Vieira de Castro, por na qualidade de Director da empresa Protosys me ter facultado o espaço, o tempo e os equipamentos necessários para a análise e medição dos modelos. Pela sua simpatia, disponibilidade e único interesse de colocar ao serviço da investigação os últimos avanços tecnológicos, o meu eterno agradecimento.

Ao Senhor Eng^o Marco Gomes, com especial destaque, cuja colaboração e empenho ultrapassaram tudo o que seria de esperar. Sem ele e os engenheiros estagiários da empresa Protosys, seria impossível realizar o registo e tratamento dos dados obtidos pela medição tridimensional dos modelos. Pela sua inestimável ajuda, agradeço as longas horas que trabalhamos em conjunto.

À Senhora Dra. Clara Tavares, do Serviço de Bioestatística e Informática Médica da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, pela sua colaboração na análise estatística e apresentação gráfica dos resultados.

À Senhora Professora Doutora Eduarda Silva, do Departamento de Matemática Aplicada da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto, pela sua preciosa ajuda na revisão dos resultados da dissertação, provando que os amigos nunca estão esquecidos.

Ao Senhor Eng^o Virgílio Oliveira, Director da Fábrica de Fundição Zollern & Comandita, e Senhor Eng^o António Novais, profissional desta empresa, por me terem facilitado a fundição dos modelos de aço.

Ao Senhor Eng^o Paulo Aguiar, do CINFU, pela duplicação em latão da moldeira e pela fresagem do posicionador dos modelos – Gabari.

À Senhora D. Joana Leão, técnica de prótese dentária, a duplicação do modelo original em modelos de cera.

Aos técnicos de prótese dentária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Senhor Fernando Faria, Senhor Vasco Lucena e Senhor Carlos Costa, pela sua colaboração na criação do protótipo de moldeira em acrílico autopolimerizável.

FIDELIDADE OCLUSAL DO MODELO ANTAGONISTA

**Estudo da influência das técnicas
e materiais de impressão**

Índice

1. Introdução	1
1.1. Modelo antagonista	4
1.1.1. Características do modelo antagonista	4
1.1.2. Material dos modelos	5
1.1.3. Gesso dentário	6
1.1.4. Materiais alternativos ao gesso	7
1.2. Materiais de impressão	8
1.2.1. Qualidades dos materiais de impressão	8
1.2.2. Molhabilidade dos materiais de impressão	9
1.3. Impressões da arcada antagonista	10
1.4. Alginato	11
1.4.1. Composição	11
1.4.2. Reacção química	12
1.4.3. Propriedades do alginato	14
1.4.3.1. Deformação permanente	14
1.4.3.2. Flexibilidade	14
1.4.3.3. Compatibilidade com o gesso	15
1.4.3.4. Estabilidade dimensional	15
1.5. Impressões com alginato	16
1.5.1. Influência da moldeira	16
1.5.2. Proporção pó/água	18
1.5.3. Tempo de trabalho	18
1.5.4. Espatulação	19
1.5.5. Preparação da cavidade oral para a impressão	19
1.5.6. Distorções durante a impressão	20
1.5.7. Distorções durante a retirada da impressão	21
1.5.8. Conservação das impressões de alginato	22

1.6. Silicones	22
1.6.1. Silicone de condensação	22
1.6.2. Silicone de adição	23
1.6.2.1. Incompatibilidade com o látex	26
1.7. Impressões com silicone de adição	26
1.7.1. Influência da técnica de impressão	26
1.7.2. Técnicas de arcada completa	27
1.7.3. Influência da moldeira	27
1.7.4. Técnica de impressão bi-maxilar	29
1.8. Desinfecção das impressões	31
1.9. Justificação e Objectivos	33
2. Material e Métodos	35
2.1. Estandarização dos factores intervenientes	38
2.1.1. Obtenção do modelo padrão	38
2.1.2. Produção da moldeira em material rígido	41
2.2. Escolha dos materiais de impressão	42
2.3. Escolha dos gessos	43
2.4. Constituição da amostra	43
2.5. Impressão do modelo padrão	43
2.5.1. Impressão com alginato	44
2.5.2. Impressão com silicone de adição	46
2.6. Procedimentos na passagem a positivo com o gesso	47
2.7. Escolha do método de medição	50
2.7.1. Confecção do posicionador das amostras – Gabari	51
2.7.2. Aquisição de forma (digitalização 3D)	52
2.7.3. Áreas digitalizadas – Padrão	53
2.7.4. Áreas digitalizadas – Amostras	53
2.7.5. Tempo máximo para a aquisição de forma	53
2.7.6. Referência/Codificação	53
2.7.7. Selecção dos pontos	53
2.7.8. Controlo dimensional das amostras	54
2.8. Análise estatística	55

3. Resultados	57
3.1. Descrição dos resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV)	60
3.2. Descrição dos resultados dos desvios por material de impressão (Ex e P)	63
3.3. Descrição dos resultados dos desvios por gesso (C e V)	66
3.4. Análise de variância e construção de modelos lineares para os resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV)	69
4. Discussão	73
4.1. Escolha do modelo padrão	75
4.2. Escolha do método de medição	78
4.3. Análise dos resultados	79
5. Conclusões	95
Bibliografia	99
Resumo	111
Anexos	119

1. Introdução

1. Introdução

Ao longo dos tempos tem havido uma preocupação crescente no aperfeiçoamento dos materiais e das técnicas para obtenção de impressões e modelos de trabalho cada vez mais precisos, mas quanto ao modelo antagonista, este tem recebido menor atenção por parte dos investigadores.

Na montagem dos modelos em articulador, a reprodução da relação inter-oclusal muitas vezes é dificultada pela deficiente qualidade do modelo antagonista sendo a montagem exacta dos modelos difícil, senão impossível^{1,2}. Existem variáveis clínicas e técnicas que afectam a fidelidade dos modelos articulados. A flexão mandibular que ocorre na abertura da boca, a compressão do ligamento periodontal durante o fecho, erros humanos ou do procedimento, alterações dimensionais das impressões, alterações dimensionais do gesso dos modelos e registos inter-maxilares deficientes², são alguns dos factores que podem contribuir para que as relações inter-oclusais dos modelos montados em articulador não sejam fidedignas³⁻⁶.

Estas dificuldades levam a que frequentemente, na colocação de uma prótese fixa ou removível, se verifiquem prematuridades em intercuspidação máxima. Os contactos oclusais prematuros podem alterar o limiar à dor, devido à reacção inflamatória e alteração na circulação sanguínea dos tecidos periodontais e pulpares^{7,8}. A fidelidade oclusal do modelo antagonista poderá ser uma causa deste problema.

Apesar da importância da fidelidade oclusal do modelo antagonista como factor de sucesso na reabilitação oral com prótese fixa ou removível, na literatura consultada existem poucos estudos acerca dos cuidados e dos materiais a utilizar, quer na confecção, quer no manuseamento do modelo antagonista.

Para entendermos melhor a importância do modelo antagonista no sucesso de uma reabilitação oral, propomo-nos analisar a influência da manipulação dos materiais de impressão e dos gessos na fidelidade oclusal dos modelos.

1.1. Modelo antagonista

Em Prostodontia o modelo antagonista representa a arcada que oclui com o maxilar, parcial ou totalmente desdentado, que necessita de reabilitação. Como réplica da arcada antagonista, o modelo deve reproduzir fielmente a morfologia oclusal. A sua principal finalidade, depois de articulado com o modelo de trabalho e de ambos estarem montados em articulador, consiste em simular a situação ocluso-articular da boca do paciente⁹.

1.1.1. Características do modelo antagonista

O modelo antagonista deve reproduzir na sua totalidade a anatomia da arcada e particularmente a sua superfície oclusal. Deve ser construído num material de manuseamento fácil, compatível com os materiais de impressão, dimensionalmente estável, com elevada reprodução dos detalhes, com dureza de superfície, resistente à abrasão, resistente à tracção e ausente de toxicidade. A estabilidade dimensional e a resistência à abrasão e à tracção são as características mais críticas do material dos modelos¹⁰. A facilidade com que o material se adapta à impressão é também uma característica prática importante.

1.1.2. Material dos modelos

O material habitualmente utilizado na confecção dos modelos antagonistas é o gesso dentário tipo III, segundo a especificação 25 da ANSI/ADA¹¹, e cujas características principais estão descritas na Tabela 1. No entanto, para se obter modelos com maior resistência à compressão pode-se utilizar gesso tipo IV¹².

Tabela 1. Tipos de gesso

Tipo	Descrição	Tempo de Polimerização (mm)	Resistência à compressão após 1 hora (Mpa)	Expansão após 2 horas %	Relação água/pó
I	Gesso de impressão	4 ± 1	4,0 ± 2,0	0,00 – 0,15	0,50 – 0,75
II	Gesso de modelar	12 ± 4	8,8 (mínimo)	0,00 – 0,30	0,45 – 0,50
III	Gesso pedra	12 ± 4	20,6 (mínimo)	0,00 – 0,20	0,28 – 0,30
IV	Gesso pedra, elevada resistência	12 ± 4	34,3 (mínimo)	0,00 – 0,10	0,22 – 0,24
V	Gesso pedra, elevada resistência, elevada expansão	12 ± 4	48,0 (mínimo)	0,10 – 0,30	0,18 – 0,22

Fonte: ANSI/ADA. Specification N° 25 for Dental Gypsum Products. Council on Dental Materials, 1987.

O gesso dentário é o material de modelos mais utilizado porque é económico, de manipulação fácil e com um tempo de endurecimento relativamente rápido. Além disso, é o único material de modelos compatível com todos os materiais de impressão.

O gesso dentário, apesar de ter uma estabilidade dimensional aceitável, sofre durante a reacção de endurecimento uma ligeira expansão. Esta expansão ocorre durante a passagem de sulfato de cálcio semi-hidratado a sulfato de cálcio dihidratado¹³.

A baixa dureza do gesso torna-o vulnerável à fractura na remoção das impressões ou nos trabalhos de laboratório. Além disso, o gesso dentário também tem fraca resistência à abrasão e a sua capacidade de reprodução de detalhe não corresponde às capacidades de alguns materiais de impressão. É muito difícil obter detalhes de

superfície inferiores a 20 μm porque os cristais de gesso têm uma dimensão entre 15 e 20 μm . Estas características são importantes para os modelos de trabalho em prótese fixa. A recente incorporação de polímeros de resina em gessos tipo IV, não melhorou significativamente a resistência à abrasão¹⁴.

1.1.3. Gesso dentário

O gesso, tal como se encontra na natureza, em massa compacta branca ou amarelada, é a forma dihidratada do sulfato de cálcio ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). Quando o gesso é triturado e submetido a altas temperaturas, perde água, transformando-se em sulfato de cálcio semi-hidratado ($(\text{CaSO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$). Esta é a fórmula do gesso dentário. Ao adicionar água ao gesso dentário, processa-se a reacção inversa com a libertação do calor equivalente ao usado originalmente na calcinação¹⁵.

Os diferentes tipos de gesso, embora tenham fórmulas químicas idênticas, possuem diferentes propriedades físicas derivadas dos vários processos de retirar a água existente no sulfato de cálcio dihidratado. O gesso tipo II é produzido pelo aquecimento do gesso natural numa caldeira aberta à temperatura de 110° a 120° C, formando-se o β -sulfato de cálcio semi-hidratado. Este pó é constituído por cristais irregulares e angulados e tem uma natureza porosa. Se o gesso for desidratado sob pressão, na presença de vapor de água a 125°C, forma-se gesso pedra ou gesso tipo III. As partículas deste pó, de forma prismática, são mais uniformes e mais densas. É a chamada forma α do sulfato de cálcio semi-hidratado. Os gessos tipo IV e V formam-se pela desidratação em vapor de água na presença de produtos químicos como o succinato de sódio a 0,5% ou o cloreto de cálcio a 30%. Desta forma obtém-se um pó muito denso¹⁵.

Todas as formas comerciais de gesso são uma mistura das formas α e β do sulfato de cálcio semi-hidratado, com cristais de diferentes tamanhos e formas. Prombonas e Vlissidis¹⁶ verificaram que, quanto mais gesso pedra (forma α) houver na mistura, mais duro será o modelo.

Segundo Anusavice¹⁷, a dureza do gesso é afectada pela relação água/pó, porosidade da massa polimerizada, rapidez e tempo de mistura e pela adição de retardadores ou de aceleradores. Alguns destes factores podem ser manipulados durante a passagem a positivo das impressões. Quanto menor a quantidade de água, mais duro será o gesso. A variação da relação água/pó está no entanto limitada por dois factores. Primeiro, deve existir água suficiente para assegurar a hidratação completa do sulfato de cálcio semi-hidratado. Segundo, a utilização de uma relação água/pó muito baixa, produziria uma mistura demasiado viscosa, que não teria as qualidades de fluidez necessárias a uma correcta reprodução dos detalhes de superfície das impressões.

É possível modificar as características de manuseamento e as propriedades do gesso dentário adicionando alguns produtos químicos. Pela adição de sulfato de potássio numa proporção de 1,0%, a dureza do gesso aumenta devido à criação de cristais esféricos. Adicionando goma-arábica (1,0%), óxido de cálcio (0,1%) e hidróxido de cálcio, é possível quase duplicar a dureza do gesso, porque há uma redução na quantidade de água necessária à mistura^{15,18}. Quanto mais esféricos e uniformes forem os cristais do gesso dentário, menos água é necessária para fazer a mistura¹⁵.

1.1.4. Materiais alternativos ao gesso

Existem outros materiais para a confecção de modelos a partir de impressões dentárias como por exemplo a resina epoxy¹⁹⁻²¹, a resina de poliuretano, o gesso

refractário e a electroforese de prata ou de cobre²². A selecção de uma destas alternativas é determinada pelo material de impressão utilizado e pelo objectivo de utilização do modelo. Contudo, nenhum destes materiais é normalmente utilizado na confecção do modelo antagonista que constitui o objecto da nossa investigação.

1.2. Materiais de impressão

A construção de trabalhos protéticos bem adaptados, sejam eles fixos ou removíveis, requer o uso de materiais de impressão que registem e reproduzam com precisão em negativo, os dentes preparados e/ou a posição dos implantes, assim como o seu relacionamento com as estruturas orais adjacentes e antagonistas.

Actualmente os materiais de impressão mais utilizados são os hidrocolóides irreversíveis (alginato), os silicones de adição, os silicones de condensação e os poliéteres.

Cada classe de materiais possui vantagens e desvantagens. O conhecimento das características de cada um é fundamental para a sua utilização clínica.

1.2.1. Qualidades dos materiais de impressão

O contacto dos materiais de impressão com os tecidos duros e/ou moles da cavidade oral e as necessidades de alguns procedimentos clínicos, condicionam os requisitos dos materiais de impressão. Como não existe nenhum material que preencha a totalidade dos requisitos, a selecção dos materiais para o caso clínico particular fica ao critério do médico-dentista²³.

As qualidades desejáveis são as seguintes:

- 1- Molhabilidade dos tecidos orais.
- 2- Características de endurecimento compatíveis com as exigências clínicas.
- 3- Propriedades elásticas - ausência de deformações permanentes.
- 4- Resistência adequada para que não rasgue ou quebre ao retirar da boca.
- 5- Consistência e textura satisfatórias.
- 6- Estabilidade dimensional nas condições de temperatura e humidade existentes na clínica e no laboratório por um período suficiente até à produção do modelo.
- 7- Possibilidade de desinfecção sem perda da fidelidade.
- 8- Compatível com os materiais dos modelos.
- 9- Fácil de utilizar com o mínimo de equipamento.
- 10- Economicamente adequado aos resultados obtidos.
- 11- Tempo de conservação adequado.
- 12- Isento de constituintes tóxicos ou irritantes.
- 13- Odor, sabor e a cor agradáveis.
- 14- Sem libertação de gás durante o endurecimento ou na passagem a positivo.

De todas as características dos materiais de impressão destacamos a molhabilidade já que está implicada no contacto com os tecidos orais e na compatibilidade com os materiais dos modelos.

1.2.2. Molhabilidade dos materiais de impressão

Molhabilidade é a capacidade de um líquido se espalhar sobre a superfície de um sólido²⁴. A molhabilidade de uma superfície é usualmente determinada medindo o ângulo de contacto formado entre uma gota de líquido e a superfície em questão. Mede-

se o avanço e o recuo do ângulo de contacto – ângulo entre a superfície do sólido molhado e a linha tangente à superfície curva da gota no ponto de interface entre o sólido e o líquido²⁵. O ângulo de contacto de avanço (θ_a) é definido como o ângulo que se observa no avanço de um líquido sobre uma superfície sólida, como acontece quando o gesso é colocado sobre a superfície duma impressão. O ângulo de contacto de recuo (θ_r) é definido como o ângulo entre um líquido e um sólido quando este é retirado duma superfície líquida, tal como uma impressão é retirada dum tecido intra-oral húmido²⁴.

Um grande ângulo de contacto ($>90^\circ$) indica fraca molhabilidade. Quanto menor o ângulo de contacto melhor será a molhabilidade²⁴. Quando a água é o líquido utilizado, os sólidos com ângulos de contacto $<90^\circ$ são descritos como hidrofílicos, enquanto sólidos com ângulo de contacto $>90^\circ$ são descritos como hidrófobos^{25,26}.

1.3. Impressões da arcada antagonista

Na prática clínica, geralmente é utilizado uma moldeira universal e o alginato como material de eleição para as impressões da arcada antagonista. O alginato é um material económico, prático e de manipulação simples. Devido a algumas características do alginato, tais como a menor eficiência no registo de detalhes e a necessidade de passagem a positivo num tempo relativamente curto, muitos clínicos utilizam o silicone de adição como material de impressão da arcada antagonista. A apresentação regular ou monofásica do silicone de adição é igualmente prática, de manipulação simples, no entanto menos económica que o alginato.

1.4. Alginato

Trata-se de um hidrocolóide irreversível constituído por um pó ao qual se junta água nas quantidades correctas. A pasta resultante flui bem e regista com relativa fidelidade os detalhes finos da superfície²⁷. Os produtos de alginato têm boas propriedades elásticas, comparáveis aos materiais de agar.

1.4.1. Composição

O alginato é obtido a partir do ácido algínico que provém duma planta marinha (alga castanha que produz um muco – algina). O ácido algínico é um polímero linear do ácido anidro β -D-manurónico de alto peso molecular e insolúvel em água. Somente os sais de sódio e potássio do ácido algínico, por serem solúveis em água têm propriedades para formar materiais de impressão. Estes sais solúveis quando reagem com o sulfato de cálcio produzem um gel elástico insolúvel²³:

Alginato de potássio + Sulfato de cálcio + Água \rightarrow

Gel de alginato de cálcio + Sulfato de potássio

O alginato de potássio (ou de sódio) solúvel e o sulfato de cálcio estão incluídos no pó. Quando o pó é misturado com a água, o sulfato de cálcio dissolve-se e reage com o alginato de potássio para produzir o alginato de cálcio. Como o alginato de cálcio é insolúvel na água a sua formação causa a gelificação do material de impressão. Esta reacção é irreversível²³.

Para possuir as características necessárias a um material de impressão, esta reacção deve ser controlada de forma a atender as propriedades de tempo de trabalho, consistência, tempo de polimerização, resistência, qualidades elásticas e para proporcionar superfícies lisas e duras aos modelos de gesso. Estes requisitos são

conseguidos pela adição de ingredientes para controlar a reacção, desenvolver resistência e elasticidade no gel e controlar o efeito retardador do endurecimento do gesso que o alginato provoca. Na Tabela 2 estão descritos os ingredientes do pó do alginato e suas funções.

Tabela 2. Ingredientes do pó do alginato e suas funções

Ingredientes	%	Função
Alginato de sódio ou potássio	18	Para dissolver na água e reagir c/ o ião Ca
Sulfato de cálcio (reactor)	14	Reage com o alginato de sódio ou potássio formando o alginato de cálcio insolúvel
Sulfato de K, fluoreto de K, silicatos ou boratos	10	Contrariar o efeito inibitório do hidrocoloide sobre o endurecimento do gesso, dando uma superfície de alta qualidade ao modelo
Fosfato de Na ou K (retardador)	2	Para reagir preferencialmente com os iões de cálcio dando um maior tempo de trabalho antes da gelificação
Diatomácias terrenas ou pó de silicatos (recheio)	56	Para controlar a consistência do alginato e a flexibilidade da impressão
Glicóis orgânicos	Peq.	Tornar o pó isento de agressividade na inalação
Aromatizantes	Peq.	Sabor agradável
Pigmentos	Peq.	Coloração
Desinfetantes (sais de amónia quaternária e clorhexidina)	1-2	Ajudar na desinfecção

Fonte: Craig RG, Hanks CT, Kohn, et al. Impression Materials. In: Craig, Robert G, ed. Restorative dental materials. 10 th edition. St Louis, MO: Mosby Year Book, 1997. pp. 281-332.

1.4.2. Reacção química

Para que a reacção química se processe de uma forma mais correcta deve ser utilizada água destilada ou desionizada.

Quando a água é misturada com o pó, os iões cálcio do sulfato de cálcio dihidratado (reactor) reagem com os iões fosfato do fosfato de sódio (retardador) para formar o fosfato de cálcio. O fosfato de cálcio é formado em vez do alginato de cálcio devido à sua menor solubilidade. Após o consumo dos iões fosfato, os iões cálcio reagem com o alginato de sódio (ou potássio) solúvel para formar o alginato de cálcio insolúvel que juntamente com a água forma o gel irreversível. Os fabricantes alteram a

percentagem de fosfato de sódio dependendo da rapidez de endurecimento que desejam. Também alteram a percentagem de recheio para controlar a flexibilidade da impressão (*soft-set ou hard-set*)²³.

A proporção do pó e da água é crítica para a obtenção de resultados consistentes, assim como para a resistência e para a qualidade da impressão. Para aumentar o tempo de endurecimento é preferível reduzir a temperatura da água utilizada do que reduzir a proporção pó/água. A redução da proporção pó/água diminui a resistência e a exactidão do alginato. É preferível utilizar um alginato com um tempo de endurecimento superior do que alterar a relação pó/água²³. A reacção de endurecimento é uma reacção química típica e pode ser duplicada pela diminuição da temperatura de 10°C. No entanto não é recomendável a utilização de água inferior a 18°C nem superior a 24°C²³. O endurecimento é detectado clinicamente pela perda de viscosidade da superfície. Se possível, a impressão deve ser mantida na posição dois a três minutos após a perda de viscosidade devido ao facto da resistência aumentar muito durante este período²³. Embora a tendência seja remover a moldeira prematuramente, também é desvantajoso deixar o alginato tempo demais na boca. Em alguns alginatos demonstrou-se que se o molde for mantido, após a gelificação, por cinco minutos em vez dos três recomendados, pode ocorrer uma distorção²⁸.

Segundo a especificação nº 18 da ANSI/ADA²⁹ o alginato tipo I (secagem rápida) deve gelificar no tempo de um a dois minutos. O tipo II (secagem normal) deve gelificar entre dois e quatro minutos e meio^{28,29}.

1.4.3. Propriedades do alginato

1.4.3.1. Deformação permanente

Uma impressão de alginato ao ser retirada da boca é comprimida em cerca de 10% nas zonas retentivas. Este valor depende da extensão da zona retentiva e do espaço existente entre a moldeira e os dentes²³. As especificações ANSI/ADA²⁹ requerem uma recuperação superior a 95% quando o material sofre compressão de 20% durante os cinco segundos necessários à remoção da boca. O valor típico de recuperação da deformação do alginato é cerca de 98,2%. A deformação permanente correspondente é cerca de 1,8%.

A deformação permanente depende da percentagem de compressão, do tempo sob compressão e do tempo decorrido após a compressão²³. De notar que a deformação permanente é uma propriedade que depende do tempo. Haverá uma menor deformação permanente se: a percentagem de compressão for menor; o tempo de compressão da impressão for menor e o tempo de recuperação da compressão for maior. O tempo de recuperação deve ser acima dos oito minutos após o alívio da pressão. Clinicamente estes factores impõem uma determinada espessura de alginato entre a moldeira e os dentes e uma rápida remoção da impressão. O procedimento usual para a produção dos modelos de gesso implica um tempo de espera adequado para a recuperação da dimensão do alginato²³.

1.4.3.2. Flexibilidade

A especificação ANSI/ADA^{23,29} permite uma flexibilidade entre 5% e 20% com um “stress” de 1000 g/cm². A maioria dos alginatos tem um valor típico de 14%. No

entanto alguns dos materiais de alta dureza têm valores entre 5% e os 8%. Uma quantidade razoável de flexibilidade é necessária para facilitar a remoção da impressão.

1.4.3.3. Compatibilidade com o gesso

É muito importante a selecção duma combinação alginato-gesso, que produza uma boa qualidade de superfície e reprodução de detalhes.

A impressão deve primeiro ser bem lavada com água corrente fria, para remover a saliva e algum sangue e de seguida desinfectada. A saliva e o sangue interferem com a polimerização do gesso. Todo o excesso de água deve ser removido antes de preparar o modelo de gesso. A água tende a acumular nas partes mais profundas da impressão diluindo o material dos modelos. Esta diluição produz uma superfície mole e quebradiça dos modelos. Nota-se que o excesso de água foi removido quando a superfície reflectora se torna baça. Se a impressão de alginato foi guardada por um período superior a trinta minutos antes de ser vazada a gesso, deve ser passada por água gelada para remover algum exsudado na superfície causado pela sinérese do gel do alginato que pode provocar o retardamento da polimerização do gesso²³.

O modelo de gesso polimerizado não deve permanecer em contacto com a impressão de alginato por períodos de várias horas porque o contacto do sulfato de cálcio dihidratado solúvel com o gel de alginato contendo uma grande quantidade de água deteriora a qualidade de superfície do modelo²³. O tempo recomendado varia entre os 45 e os 60 minutos²³.

1.4.3.4. Estabilidade dimensional

As impressões de alginato perdem água por evaporação e fracturam quando permanecem ao ar. As impressões deixadas ao ar por períodos tão curtos como trinta

minutos podem ficar tão imprecisas que requerem a sua repetição²³. Mesmo se a impressão, que foi deixada ao ar por períodos superiores a trinta minutos, for mergulhada em água, não é possível determinar quando a quantidade de água correcta foi absorvida. Para obter uma fidelidade máxima o gesso deve ser vazado nas impressões de alginato o mais breve possível. Se por alguma razão os modelos não puderem ser efectuados rapidamente, as impressões devem ser colocadas num ambiente com 100% de humidade relativa já que o alginato exibe uma estabilidade muito boa nessa atmosfera. Este procedimento, até duas horas, produz resultados satisfatórios para a maioria dos alginatos²³.

1.5. Impressões com alginato

1.5.1. Influência da moldeira

Embora na literatura esteja estipulado que as moldeiras individuais produzem uma representação mais exacta das áreas impressionadas³⁰⁻³², as moldeiras universais ainda são as mais utilizadas para a obtenção dos modelos antagonistas. Devido ao tempo utilizado na sua confecção e ao custo das moldeiras individuais, os fabricantes fornecem-nos moldeiras universais plásticas como alternativas rápidas e mais baratas. No entanto, devido à sua flexibilidade, estas moldeiras produzem modelos marcadamente diferentes do padrão nas dimensões interpreparo, anteroposterior e transversais³⁰. Quando se utilizam moldeiras metálicas o problema da flexibilidade não se põe, mas continua a existir o problema da espessura variável do material de impressão e da sua influência nas alterações dimensionais dos modelos obtidos²³. Na utilização de moldeiras universais, a espessura desigual do material de impressão e as alterações dimensionais que ocorrem durante a polimerização, podem ser minimizadas

pela retenção proporcionada pelas perfurações, rugosidades e adesivos utilizados. O alginato não tem qualquer propriedade adesiva²⁸, ficando distorcido quando removido da boca. É necessário, portanto, utilizar uma moldeira perfurada de forma que o gel possa ser mecanicamente retido. A retenção apropriada do material é afectada pelo número e tamanho das perfurações, a localização e a distribuição na moldeira²⁸. A retenção do material de impressão na moldeira é fundamental para prevenir a separação da impressão da moldeira durante a sua retirada da boca. Mendez³³ estudou a influência do tipo de moldeira e das perfurações na fidelidade dos modelos de gesso. Chegou à conclusão que as moldeiras perfuradas, universais ou individuais, com o alginato, reproduziam mais fielmente as distâncias anteroposterior e transversais, não havendo diferenças significativas nos resultados quanto ao tipo de moldeiras (universal ou individual). Smith e colaboradores³⁴ estudaram o efeito da adesão de dois alginatos a dois materiais (acrílico autopolimerizável e fotopolimerizável), utilizados nas moldeiras individuais após aplicação de um adesivo. Concluíram que quando um adesivo é aplicado às moldeiras individuais de acrílico autopolimerizável ou fotopolimerizável, é necessário esperar 4 minutos de secagem antes de aplicar o alginato. Verificaram também que quando as impressões são repetidas, é preferível retirar o adesivo da moldeira e aplicar nova camada do que aplicar uma segunda camada sobre a inicial. No caso das moldeiras de aço, segundo Leung e colaboradores³⁵, o tempo de secagem do adesivo de alginato aplicado não deve exceder cinco minutos.

Tjan e Whang³⁶ sugerem a utilização de um adesivo químico juntamente com as perfurações da moldeira para a segurança adicional dos materiais numa impressão de arcada completa com muitas preparações e/ou grandes áreas retentivas.

Devem ser colocados “stops” em cera nas porções anterior e posterior da moldeira para evitar pressão excessiva sobre as cúspides dos dentes. Os “stops” devem

manter a espessura do gel entre a moldeira e os tecidos num valor entre 3 e 5 mm para evitar distorções excessivas durante a remoção²⁸.

A influência da estabilidade dimensional das moldeiras individuais na fidelidade dos materiais de impressão também foi estudada³⁷⁻⁴¹. Alguns autores^{37,38} sugerem que as moldeiras individuais em acrílico autopolimerizável devem ser fabricadas no mínimo 24 horas antes de efectuar as impressões. Outros investigadores^{40,41} sugerem tempos entre 40 minutos e 9 horas de intervalo para permitir uma relativa estabilidade do material da moldeira. As moldeiras individuais em acrílico fotopolimerizável podem ser utilizadas imediatamente após a sua confecção porque a contracção de polimerização na câmara de luz é insignificante⁴¹.

1.5.2. Proporção pó/água

A quantidade de água por excesso ou por defeito na mistura enfraquece o gel. A redução da proporção pó/água diminui a resistência e a exactidão do alginato²³. Deve ser respeitada a proporção pó/água recomendada pelo fabricante.

1.5.3. Tempo de trabalho

O tempo necessário para a mistura deve ser cumprido porque a resistência do gel pode ser radicalmente reduzida se a mistura não for bem feita. Uma espatulação insuficiente não permite a dissolução adequada dos ingredientes, de modo que as reacções químicas não ocorrem com uniformidade em toda a massa. A mistura em excesso provoca resultados igualmente deficientes, já que qualquer gel formado durante a espatulação prolongada será rompido, e a resistência será prejudicada.

1.5.4. Espatulação

Após a adição do pó devidamente pesado à quantidade correcta de água destilada, a mistura é efectuada por espatulação manual com uma espátula metálica ou plástica numa tigela de borracha. Durante a espatulação comprimimos o material contra as paredes da tigela até obter uma massa homogénea e cremosa, tendo o cuidado de evitar a incorporação de ar na mistura. Idealmente a espatulação deveria ser efectuada por meios mecânicos e em vácuo.

1.5.5. Preparação da cavidade oral para a impressão

Na literatura^{9,42-45} são propostos diferentes métodos de preparação para obter o contacto correcto entre o material de impressão e a cavidade oral. A preparação da cavidade oral pretende reduzir a incidência de bolhas de ar retidas entre o alginato e a superfície dos dentes. Após a passagem a gesso, estas bolhas tornam-se defeitos positivos e impedem a intercuspidação correcta quando o seu tamanho é superior a 1,0 mm.

O primeiro cuidado a ter na preparação é a eliminação do excesso de saliva, por aspiração, colocação de rolos de algodão e aplicação de jactos de ar directamente na superfície dentária. Estas superfícies devem permanecer ligeiramente húmidas para impedir a adesão do alginato aos dentes. O bochecho com produtos adstringentes e tensioactivos melhora a molhabilidade das superfícies dos dentes enquanto seca temporariamente a boca⁹. No entanto estes produtos são desconfortáveis para o paciente porque dificultam a retirada das impressões. Ao promover uma forte adesão entre o alginato e os tecidos orais pode provocar microlacerações na estrutura do material⁹.

Para assegurar o contacto correcto do alginato fluído, imediatamente antes do posicionamento da moldeira, são colocados com o dedo pequenas quantidades de

alginato nas superfícies oclusais e outras zonas críticas, como as áreas retentivas dos dentes e o vestíbulo. Como alternativa a este método, que pode causar microlacerações no alginato⁹, podemos utilizar a técnica do alisamento do alginato fluído. Consiste no alisamento do alginato que se encontra na moldeira com um dedo húmido, imediatamente antes da impressão^{43,47}. Este procedimento contraria a opinião de que o humedecimento do alginato corre o risco de alterar as propriedades físicas do material porque afecta a relação água/pó⁴⁸. São necessários estudos suplementares para averiguar a influência deste humedecimento na fidelidade das impressões.

Após os estudos de Scotti e colaboradores⁹, estes concluíram que os preparos pré-impressão descritos acima, influenciam realmente a presença de enormes defeitos oclusais causados por bolhas de ar e contactos incompletos entre o alginato e as superfícies dentárias. Concluíram também, que o método mais correcto é a colocação com o dedo de pequenas quantidades de alginato nas superfícies oclusais imediatamente antes do posicionamento da moldeira.

1.5.6. Distorções durante a impressão

A polimerização do alginato começa na área adjacente aos tecidos orais devido à temperatura mais elevada nestas zonas. Durante esta fase de gelificação, se a moldeira não for mantida numa posição estável, será induzida uma tensão considerável. Se a moldeira for movida, mesmo ligeiramente, a acção tangencial entre a porção gelificada e a porção sol ou parcialmente gelificada, induzirá tensões, que mais tarde podem relaxar e produzir uma distorção do material de impressão^{28,34}.

A movimentação da moldeira durante a impressão também pode ser responsável pela separação do material da moldeira.

1.5.7. Distorções durante a retirada da impressão

Quando o molde é removido deve ser efectuado de forma brusca e rápida. A estrutura entrelaçada do alginato resiste melhor à distorção e à fractura quando a força é aplicada desta forma do que quando é aplicada lentamente. A remoção deve ser feita o mais paralelo possível ao longo eixo dos dentes²⁸. A utilização de moldeiras perfuradas e a aplicação de adesivos é fundamental para impedir a separação do material de impressão da moldeira na fase da desinserção³³⁻³⁶.

A força necessária para retirar uma impressão de arcada completa da cavidade oral depende dos seguintes factores: número de dentes remanescentes, estado dos dentes e do periodonto, propriedades físicas do material de impressão e da moldeira e forma como a impressão é retirada⁴⁹. Sabemos que a forma ideal de retirar uma impressão é numa direcção paralela ao longo eixo dos dentes, mas esta forma é muito difícil. Usualmente removemos a moldeira numa direcção não paralela ao longo eixo dos dentes, correndo o risco de provocar alterações dimensionais nas zonas mais finas do material de impressão e nas áreas retentivas dos dentes, principalmente nos posteriores. Se retirarmos a moldeira numa forma inclinada devemos escolher o fulcro da força o mais afastado possível da zona a impressionar⁵⁰.

Quando utilizamos moldeiras de material rígido, por exemplo de aço ou latão, o risco de deformação permanente é muito menor.

Tentando avaliar esse factor, Moseley e colaboradores⁵¹, estudaram as forças e a distribuição do stress durante a retirada das moldeiras individuais. Concluíram que o acrílico autopolimerizável e a resina fotopolimerizável não exibem deformação permanente quando sujeitas às forças de desinserção das moldeiras.

1.5.8. Conservação das impressões de alginato

Sabemos que após a retirada das impressões de alginato é necessário um tempo adequado para a recuperação das dimensões do material. Durante esse período ou no caso dos modelos não poderem ser efectuados de seguida, as impressões devem ser colocadas num ambiente com 100% de humidade relativa²³.

1.6. Silicones

1.6.1. Silicone de condensação

O silicone de condensação é fornecido com uma base e um catalisador. A base contém um silicone de peso molecular moderadamente baixo chamado dimetil siloxano que possui grupos hidroxil como terminais reactivos. Os materiais de preenchimento podem ser carbonato de cobre ou sílica, cujas partículas têm um tamanho entre 2 e 8 μm e a concentração vai de 35% a 75%, para consistências “light” ou “putty” respectivamente. O catalisador pode ser um líquido constituído por uma suspensão de octoato de estanho e silicato alquílico ou pode ser uma pasta resultante do acrescento de um espessante à suspensão. A reacção produz uma borracha que liberta álcool etílico e provoca um aumento de temperatura de 1°C. A polimerização acompanhada pela libertação de subprodutos provoca uma contracção que é maior nas apresentações “light” do que na consistência “putty”²³. Esta contracção, devida à evaporação dos subprodutos voláteis e à reorganização das ligações resultantes da polimerização, provoca a maior alteração dimensional dos elastómeros, que é cerca de 0,6%²³.

A dureza do silicone de condensação vai aumentando ao longo do tempo²³.

1.6.2. Silicone de adição

O silicone de adição, também conhecido por vinil polisiloxano (VPS) é igualmente um polisiloxano^{23,52}. É fornecido em dois componentes: pasta base e pasta catalisadora. A pasta base é um polímero de peso molecular moderadamente baixo, com grupos silanos (entre três e dez por molécula) e materiais de preenchimento. A pasta catalisadora é constituída por um polímero de peso molecular moderadamente baixo com vinil como grupos terminais, materiais de preenchimento e o catalisador ácido cloroplátinico. Ao contrário da condensação, a reacção de adição não produz um subproduto de baixo peso molecular, já que se trata de uma polimerização iónica. Uma reacção secundária ocorre se os grupos –OH estão presentes com a produção do gás (hidrogénio). Muitos produtos contêm paládium ou platínum que absorvem o hidrogénio²³.

O silicone de adição apresenta a menor alteração dimensional, cerca de 0,15%. De todos os elastómeros, os silicones de adição são os que apresentam a melhor recuperação após a deformação ocorrida durante a retirada da boca. O silicone de adição de consistência baixa, média e alta não alteram a sua dureza ao longo do tempo, enquanto a dureza do silicone de condensação e do silicone de adição putty vai aumentando ao longo do tempo. A dureza e a tensão afectam a força necessária para retirar a impressão da boca. A baixa flexibilidade e a alta dureza podem ser compensadas clinicamente criando mais espaço entre a moldeira e os dentes²³.

A resistência à ruptura é importante porque indica a capacidade de resistir ao rompimento do material nos espaços interproximais. À medida que a consistência do silicone vai aumentando, a resistência à ruptura aumenta ligeiramente mas a maioria dos valores está entre os 2000 e os 4000 g/cm. São desejáveis valores altos de

resistência ao rompimento. Comparando com os valores de 350 a 700 g/cm para os hidrocoloides, verifica-se que neste aspecto os elastómeros são superiores²³.

A ampla utilização do silicone de adição deve-se à sua fidelidade e estabilidade dimensional. Outras das suas vantagens são a excelente recuperação elástica, facilidade de utilização, capacidade de reproduzir múltiplos modelos a partir duma impressão e a sua boa reprodutibilidade de detalhe^{24,52-57}. Estes materiais são utilizados quer em prótese fixa quer removível.

A reprodução exacta dos dentes preparados ou da arcada antagonista é extremamente importante na confecção de uma prótese fixa ou removível. Incorreções no processo replicativo têm como efeito adverso o mau ajuste da reabilitação final. É muito importante que a estabilidade dimensional de um material de impressão seja mantida ao longo do tempo, já que os médicos-dentistas usualmente atrasam a passagem a positivo das impressões, podendo chegar às 72 horas. Os silicones de adição demonstraram uma estabilidade dimensional superior quando comparados com os de condensação, devido principalmente à não libertação dos subprodutos voláteis.

Infelizmente, os VPS são essencialmente de natureza hidrofóbica e portanto susceptíveis à molhabilidade dos tecidos orais e dos gessos^{25,53,58,59}. Quando o gesso é vertido sobre o material, formam-se grandes ângulos de contacto. A consequência é a possibilidade de formação de bolhas nos modelos de gesso^{24,42,44,52,60,61}.

Esta hidrofobia pode ser explicada pela sua estrutura química que contém grupos de hidrocarbono alifático a envolver a cadeia de siloxano^{52,62}.

Podemos considerar dois aspectos diferentes na natureza hidrofóbica dos silicones de adição. O primeiro aspecto está relacionado com tensão superficial do sólido, silicone polimerizado, e o elevado ângulo de contacto que tipicamente se forma quando o silicone é molhado pelo gesso na passagem a positivo²⁵. O segundo aspecto

tem a ver com a tensão superficial da fase não polimerizada, líquida, do silicone e da sua capacidade ou não de molhar os tecidos orais durante as impressões⁵³. Para ultrapassar a hidrofobia do silicone durante a impressão e na passagem a positivo com gesso, os fabricantes incorporaram surfactantes e denominaram o material como silicone hidrofílico. Como não os podemos considerar hidrofílicos, é mais apropriado afirmar que os VPS apresentam uma hidrofobia mais ou menos pronunciada. O comportamento clínico em ambiente húmido está dependente de um menor ângulo de contacto e de um bom deslocamento da humidade (Figura 1 e Figura 2).

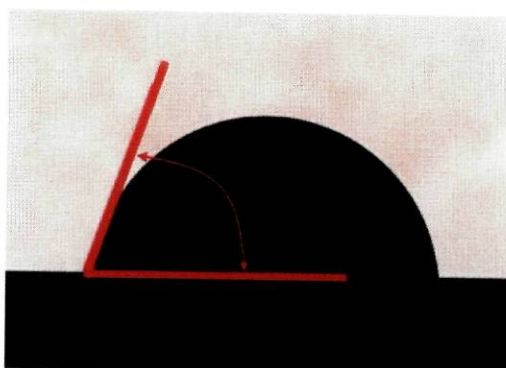


Figura 1. Ângulo de contacto grande.
Maior hidrofobia.

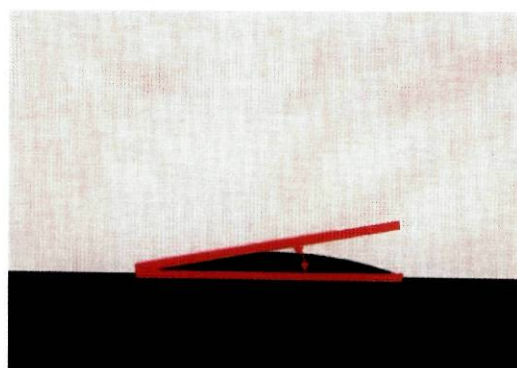


Figura 2. Ângulo de contacto pequeno.
Maior hidrofília.

A molhabilidade do silicone em contacto com o gesso melhorou após a incorporação de surfactantes. No entanto, quando o silicone denominado hidrofílico é utilizado clinicamente na presença de humidade na forma de água, saliva, fluído crevicular ou sangue, foram observadas diminuições na fidelidade das impressões⁵³, o que sugere que os aditivos incorporados no material não melhoraram a capacidade do silicone líquido de molhar os tecidos orais em condições de humidade, continuando como hidrófobo na fase líquida, não polimerizada⁵².

1.6.2.1. Incompatibilidade com o látex

Quando se efectua a mistura manual do “putty” do silicone de adição utilizando luvas de látex, a polimerização pode não se verificar ou o tempo de polimerização pode ser muito prolongado. Este fenómeno é devido aos compostos sulfúricos utilizados na vulcanização das luvas de látex que migram para a superfície. Durante a mistura dos dois componentes do “putty” os compostos sulfúricos são incorporados e inibem o catalisador à base de platina (ácido cloroplatínico), o que resulta no retardamento ou impedimento da polimerização. A lavagem intensa das luvas com detergente e água antes da mistura muitas vezes minimiza este efeito. As luvas de vinil não provocam este problema. Com o silicone de condensação não se verifica este fenómeno⁶³.

1.7. Impressões com silicone de adição

1.7.1. Influência da técnica de impressão

Para o fabrico de restaurações indirectas é necessário uma impressão exacta, sendo um factor determinante na sua longevidade. Existe bastante controvérsia na literatura dentária acerca da influência da técnica de impressão na fidelidade das restaurações fixas. Alguns autores^{53,64}, afirmam que os materiais de impressão elastómeros evoluíram tanto que a fidelidade depende mais da técnica do que do próprio material, enquanto outros⁵⁴, afirmam que a técnica de impressão é indiferente e que a fidelidade das impressões depende mais do material.

1.7.2. Técnicas de arcada completa

Normalmente as impressões em silicone da arcada antagonista são efectuadas com moldeira universal usando a técnica de impressão dupla mistura (putty/light)⁶⁵ ou a técnica da dupla impressão com dupla viscosidade. A primeira técnica tem a vantagem de poupar tempo de cadeira e material mas a desvantagem de poderem ocorrer imperfeições na junção entre as duas consistências do material⁶⁵. A segunda técnica tem a vantagem de efectuar impressões dos dentes mais refinadas mas a desvantagem do tempo extra de cadeira, do desperdício de material e da possibilidade de haver distorções se o material fino não cobrir todas as superfícies.

Nas impressões de trabalho em prótese fixa, a técnica da dupla impressão com dupla viscosidade após alívio uniforme do “putty” de 1-2 mm em todos os dentes é a indicada para obter modelos mais fiáveis. Sabemos que podem ocorrer alterações dimensionais durante a polimerização, proporcionais à espessura do material fino, pelo que é recomendado um alívio uniforme do “putty”. Este alívio uniforme pode ser conseguido utilizando a coroa provisória para criar espaço na impressão preliminar com o “putty”^{56,57}.

Devido à grande resistência à ruptura do silicone nos espaços interproximais, a retenção do material de impressão na moldeira é fundamental para prevenir a separação do material da moldeira durante a sua retirada da boca. Esta ligação do material à moldeira ainda é mais crucial no caso das impressões que são vazadas sucessivamente. Devemos portanto utilizar moldeiras perfuradas e adesivos de silicone.

1.7.3. Influência da moldeira

Quanto ao tipo de moldeira utilizada, alguns autores^{30,32} consideram as impressões da arcada completa em moldeira individual com silicone de adição, como as

que produzem modelos com a melhor fidelidade dimensional, comparativamente às moldeiras universais metálicas ou plásticas, porque há uma espessura menor e igualmente distribuída do material de impressão. No entanto outros autores⁶⁶⁻⁶⁸ sugerem que não existem diferenças nos modelos obtidos a partir de impressões de silicone em moldeira individual ou moldeira universal.

Não existe um consenso na literatura acerca da espessura ideal do alívio para os elastómeros. Enquanto para Anusavice⁶², a espessura ótima deve ser 2-4 mm, Valderhaug e Floystrand⁶⁹ referem não haver diferenças significativas na estabilidade dimensional linear das impressões efectuadas com moldeiras individuais ou com moldeiras universais, mesmo com espessuras variando entre 2 e 9 mm. Rueda e colaboradores⁷⁰ concluíram que embora houvesse uma diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos com moldeiras individuais relativamente às moldeiras universais, essas diferenças não têm significado clínico. Compararam também a estabilidade dimensional ao longo do tempo do silicone de adição, concluindo que não havia diferenças significativas nos modelos obtidos a partir de moldeiras individuais ou universais, quando as impressões são vazadas a gesso após uma hora, um dia ou uma semana. Recentemente, Thongthammachat e colaboradores⁶⁷ estudaram a influência dos diferentes tipos de moldeiras e dos diferentes e múltiplos tempos de vazamento a gesso, na fidelidade dimensional dos modelos de gesso obtidos a partir de impressões de poliéter e silicone de adição. Concluíram que se podem obter modelos precisos quer com moldeiras universais quer individuais. As impressões com poliéter só podem ser vazadas uma vez e dentro de 24 horas devido à distorção do material ao longo do tempo, e que o silicone de adição tem estabilidade dimensional superior ao poliéter^{23,67}.

1.7.4. Técnica de impressão bi-maxilar

Esta técnica foi descrita pela primeira vez na literatura por Pensler⁷¹ utilizando uma impressão de silicone com dupla mistura. São utilizadas moldeiras universais especiais de metal ou plásticas, unilaterais, com a forma de aro unido por uma rede muito fina, que permite a retenção do material de impressão. Esta técnica permite a impressão unilateral, em simultâneo da arcada de trabalho e da arcada antagonista, relacionadas na posição de intercuspidação máxima. Os modelos fabricados através da técnica de impressão bi-maxilar, quando montados num articulador, reproduzem a posição mais fiel de intercuspidação máxima^{5,72}. Os críticos^{30,73} desta técnica apontam a flexibilidade da moldeira e o reduzido suporte para o material de impressão como os principais factores para a não recomendarem como método clinicamente previsível na impressão dos dentes preparados para prótese fixa. A fidelidade dimensional dos modelos fabricados a partir da técnica de impressão bimaxilar foi estudada por alguns autores^{6,73-77}. Os resultados obtidos foram favoráveis a esta técnica comparativamente à técnica com moldeira individual da arcada completa. Foram estudadas a influência da moldeira, a viscosidade do material de impressão e a sequência da passagem a positivo da impressão, tendo-se verificado que a técnica da moldeira unilateral metálica com o silicone rígido apresentava os melhores resultados. As moldeiras plásticas são muito flexíveis, não dando suporte lateral ao material de impressão, o que provoca distorções nas dimensões vestibulo-linguais⁷³. A passagem a gesso deve ser iniciada na impressão da arcada antagonista e só após 60 minutos passar a gesso a impressão da arcada de trabalho, seguindo o protocolo inicial de Wilson e Werrin⁷⁸. A justificação para este procedimento está no facto das moldeiras plásticas poderem distorcer com o peso do gesso. Pelo contrário, Ceyhan e colaboradores^{75,76} não encontraram diferenças clinicamente relevantes na alteração da sequência na passagem a gesso. A maior

diferença encontrada (30 μm com silicone monofase em moldeira unilateral plástica), embora estatisticamente significativa, é de dimensão clinicamente insignificante já que pode ser compensada com a aplicação de duas camadas de alívio nas preparações dos modelos de trabalho. A espessura da camada de alívio do modelo pode variar entre 8 e 40 μm . Estes últimos autores efectuaram análises tridimensionais para comparar a técnica de impressão de arcada completa com a técnica de impressão bimaxilar, tendo verificado que somente a técnica da moldeira individual para arcada completa não provocava alterações detectáveis. No entanto as outras técnicas avaliadas, aparentemente produzem resultados clinicamente aceitáveis.

Após estes resultados contraditórios podemos afirmar que as impressões com boca aberta da arcada completa com moldeira individual produzem os modelos mais fidedignos^{30,32,79}, mas devido às variáveis clínicas relacionadas com a natureza dinâmica do sistema estomatognático que provocam a flexão mandibular na abertura da boca e a compressão do ligamento periodontal no fecho, podem não reproduzir a mesma posição de intercuspidação máxima (PIM) que se verifica no paciente^{5,6}. A impressão bi-maxilar pode proporcionar a PIM mais fiel mas não reproduz modelos dimensionalmente fiáveis. A utilização da técnica com moldeira individual pode levar à obtenção de restaurações indirectas com prematuridades, enquanto com a utilização da moldeira bimaxilar podemos obter restaurações protéticas mal adaptadas se não houver em termos laboratoriais uma compensação com duas camadas do alívio.

No caso de reabilitação com prótese fixa de um elemento a nível posterior, a técnica de impressão bi-maxilar permite ao médico-dentista o registo em simultâneo do dente preparado, dos dentes adjacentes e dos dentes oponentes, registo esse efectuado na PIM. Além desta vantagem temos a poupança de tempo e material, o conforto para o paciente e a facilidade de utilização. A impressão da arcada antagonista num

elastômero, também foi considerada uma vantagem comparada com a utilização dos hidrocoloides irreversíveis⁸⁰. Como desvantagem temos a ausência dos dentes contralaterais, o que pode levar à incorporação de interferências oclusais excêntricas na restauração final. Em termos laboratoriais, os técnicos consideraram os modelos com o vestíbulo pouco profundo, o que dificulta o trabalho de manipulação, sendo também mais susceptíveis à fractura.

Em resumo esta técnica está somente indicada na reabilitação com prótese fixa de um elemento a nível posterior nos casos em que há coincidência da posição de relação cêntrica (RC) com a PIM e na existência de guia anterior, com desocclusão imediata dos dentes posteriores nos movimentos de lateralidade e protrusivos⁷⁷.

1.8. Desinfecção das impressões

Tem havido um esforço contínuo para identificar e eliminar as possíveis vias de transmissão e infecção cruzada de patologias como a hepatite B, a tuberculose, a herpes e a Sida^{81,82}. A contaminação das impressões dentárias com os microorganismos da saliva e sangue dos pacientes e a sua transmissão ao gesso dos modelos foi demonstrada por Leung e Schonfeld⁸³. A esterilização a altas temperaturas dos modelos de gesso altera as suas propriedades⁸⁴. Alguns autores^{82,85} propõem como alternativa a incorporação de hipoclorito de sódio na água.

Atentos ao problema, a ADA^{86,87} e o Centers for Disease Control^{88,89}, criaram normas para a desinfecção de todas as impressões antes de serem vazadas a gesso. Para as impressões de silicone, a ADA recomenda a imersão durante dez minutos em hipoclorito de sódio numa diluição de 1:10 (0,525%) enquanto que para as impressões

de alginato preconiza a aplicação de um spray com hipoclorito de sódio na superfície e a colocação da impressão num saco plástico fechado durante dez minutos.

Estas normas consensuais resultaram da controvérsia acerca da possibilidade do processo de desinfecção causar degradação ou distorção nas impressões^{26,90-107}. Segundo alguns autores^{93,94}, a imersão das impressões de alginato em hipoclorito durante dez minutos⁹³ ou quinze minutos⁹⁴ provocava alterações dimensionais. Opinião contrária têm Abour e colaboradores⁹⁵ e Hilton e colaboradores⁹⁶ ao afirmarem que a imersão em hipoclorito de sódio até dez minutos não afectava a superfície. Quanto à eficácia da desinfecção por spray em relação à imersão, Drennon e colaboradores⁹⁷ concluíram que eram igualmente eficazes. Num estudo posterior, Merchant⁹⁸ achava preferível a desinfecção por imersão já que o desinfectante em spray podia não desinfectar adequadamente todas as superfícies.

Após a leitura das diferentes publicações^{93-96,99-106}, a conclusão geral é que as alterações dimensionais observadas depois das desinfecções não eram clinicamente relevantes para os alginatos mais usados, no entanto os modelos mais fiáveis foram obtidos a partir de impressões desinfectadas por spray.

Após a desinfecção das impressões de alginato ou de silicone, estas devem ser lavadas com água corrente durante quinze a trinta segundos. Os tempos variam de autor para autor^{93,96,97,99,100,103,104,106,107}, podendo ir de cinco segundos⁹³ a 45 segundos⁹⁷. O objectivo é retirar os restos da solução desinfectante ainda existentes na superfície do material. O excesso de água deve ser retirado por agitação da impressão ou por aplicação de um ligeiro jacto de ar com a seringa.

1.9. Justificação e Objectivos

As prematuridades e interferências verificadas no momento da colocação de uma prótese fixa ou removível, dependem, entre outros factores, da fidelidade oclusal do modelo antagonista.

Habitualmente o material utilizado nas impressões da arcada antagonista é o alginato. No entanto, a evolução verificada nos elastómeros, e em particular nos silicões de adição, colocou-nos a dúvida sobre a vantagem da sua utilização para a obtenção de modelos antagonistas com maior fidelidade oclusal.

Durante as manobras de montagem e manipulação dos modelos no articulador estes podem sofrer alterações, nomeadamente desgastes da sua face oclusal. Torna-se portanto essencial a confecção de modelos num gesso suficientemente resistente às forças envolvidas. O elevado rigor no detalhe de superfície proporcionado pelos materiais de impressão terá que ter correspondência na qualidade do material de passagem a positivo. Por isso, coloca-se a questão de saber se o gesso tipo IV terá vantagens em relação ao gesso tipo III, habitualmente utilizado na confecção dos modelos antagonistas.

A investigação científica tem aperfeiçoado os materiais e as técnicas para a criação de modelos de trabalho cada vez mais precisos. Contudo, os conhecimentos acerca da influência dos materiais e das técnicas directamente envolvidas na confecção dos modelos antagonistas não têm merecido o mesmo grau de atenção.

Face a estas considerações e na convicção de que esta investigação possa contribuir para o estudo dos factores que influenciam a fidelidade dos modelos antagonistas, estabelecemos como seus objectivos:

1. Identificar a melhor combinação material de impressão/gesso para a obtenção de modelos antagonistas com melhor fidelidade oclusal;

2. Quantificar as alterações dimensionais dos modelos antagonistas obtidos por diferentes combinações material de impressão/gesso;
3. Determinar a direcção e o sentido das alterações dimensionais.

2. Material e Métodos

2. Material e Métodos

A investigação consistiu na duplicação de um modelo padrão com dois materiais de impressão e na sua passagem a positivo com dois tipos de gesso. Os materiais de impressão foram um alginato e um silicone de adição, por serem os materiais mais utilizados na prática clínica. Foram respeitadas as instruções do fabricante na manipulação de cada um dos materiais.

Assim, foi possível constituir uma amostra de 40 modelos de gesso, réplicas do modelo mestre, obtidas a partir da combinação dos dois materiais de impressão com os dois tipos de gesso.

Utilizando um aparelho de digitalização 3D por apalpação mecânica, efectuámos a comparação dimensional entre cada um dos modelos da amostra com o modelo padrão. O objectivo foi determinar qual das combinações material de impressão/gesso, habitualmente utilizadas para a obtenção do modelo antagonista, reproduzia com melhor fidelidade oclusal o modelo original.

Antes de iniciarmos o nosso estudo experimental houve necessidade de definir algumas questões:

1. A standardização de todos os factores intervinientes para além das variáveis em estudo;
2. A escolha dos materiais de impressão;

3. A escolha dos gessos;
4. Constituição da amostra;
5. Procedimentos na impressão do modelo padrão;
6. Procedimentos na passagem a positivo com gesso;
7. A escolha do método de medição.

2.1. Estandarização dos factores intervenientes

A estandarização dos factores intervenientes na investigação para além das variáveis em estudo obrigou à obtenção de um modelo padrão em aço inox e de uma moldeira em material rígido.

2.1.1 Obtenção do modelo padrão

Foi necessário criar um modelo padrão que não apresentasse variações dimensionais ao longo de todo o processo de investigação. As variações dimensionais poderiam ocorrer devido ao desgaste ou à expansão/contractão por variações térmicas. Por esse motivo foi escolhido um modelo em aço inox, com elevada resistência ao desgaste.

Para compararmos cada um dos modelos de gesso ao modelo padrão, foi necessário que os modelos tivessem elementos de referência que permitissem a padronização do seu posicionamento em relação ao sistema de medição.

Tendo em linha de conta que esses elementos deveriam ter o mínimo impacto na anatomia dos modelos, optou-se pela utilização de três esferas de aço. Esta forma geométrica é aquela que nos permite com mais rigor definir um ponto (centro) através das coordenadas X, Y e Z.

Assim após a obtenção dum modelo da arcada maxilar em gesso (Figura 3), foi necessário incorporar as três esferas em locais estratégicos (Figura 4). Esta inclusão das esferas no modelo foi precedida de testes no aparelho de medição no sentido de escolher o tamanho e a localização mais conveniente.

Este modelo original com as esferas foi duplicado, utilizando o sistema de duplicação *Silistar* (Dentaurum D-7530 Pforzheim, Germany) (Figura 5) obtendo-se quatro modelos idênticos em cera (Cerita F28-48M M. Arguesa & Co Mamaroneck, Y. U.S.A.) (Figura 6).

Os modelos de cera foram envolvidos num revestimento cerâmico e em seguida fundidos pelo *processo de cera perdida ou fundição de precisão* numa caldeira pressurizada (Boiler Clave, LBBC, Germany) a 9 Bar, com temperatura de 200° C durante dez minutos, sendo vazadas num aço inox (referência DIN: GX 6 CrNi 18 9). Esta fundição de alta precisão foi efectuada na Fábrica de Fundição Zollern & Comandita (R. Jorge Ferreirinha, Vermiom 4470-314 Maia). Os quatro modelos em aço inox assim obtidos (Figura 7) foram analisados novamente no aparelho de medição, sendo seleccionado o que apresentava menos poros (Figura 8) para funcionar como modelo padrão.

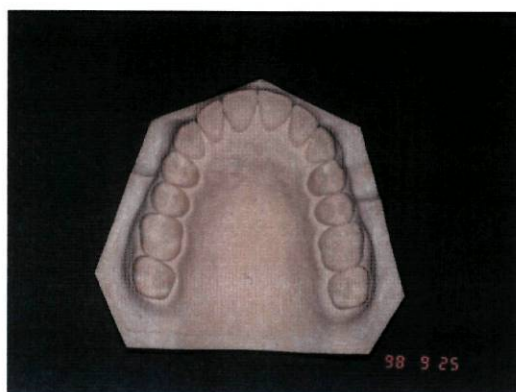


Figura 3. Modelo de gesso original

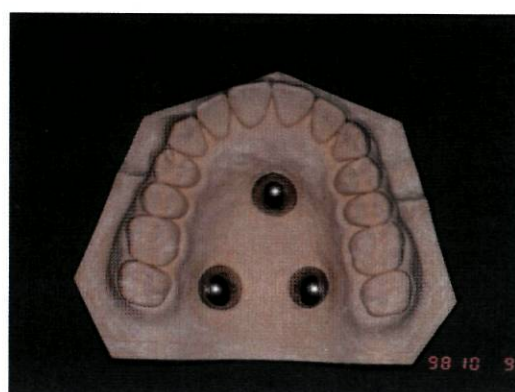


Figura 4. Modelo de gesso com esferas colocadas



Figura 5. Duplicação do modelo

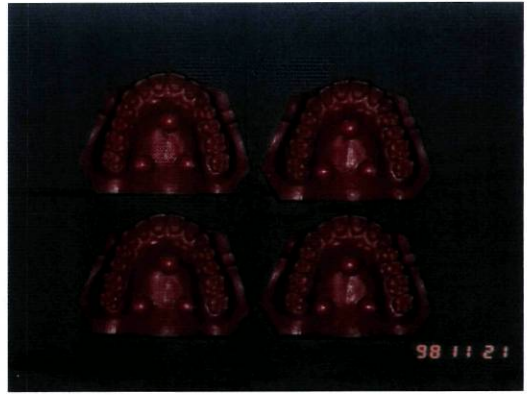


Figura 6. Modelos duplicados em cera

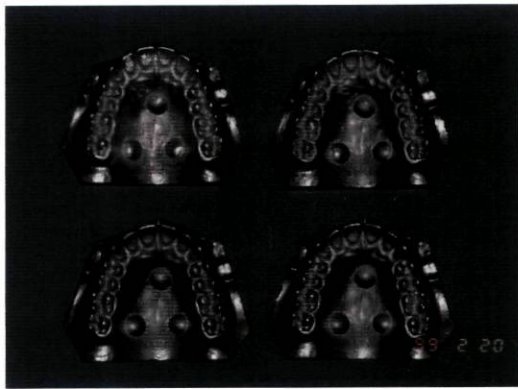


Figura 7. Modelos de aço obtidos

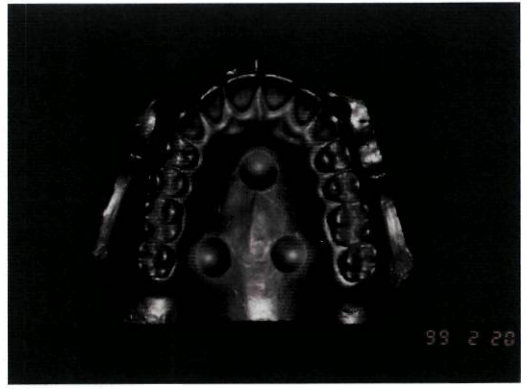


Figura 8. Modelo de aço seleccionado



Figura 9. Sequência para obtenção do modelo padrão

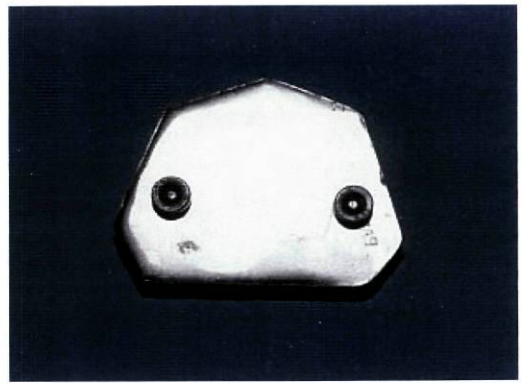


Figura 10. Colocação dos parafusos na base do modelo

A sequência para a obtenção do modelo padrão está ilustrada na Figura 9.

No centro da base do modelo foram preparadas com uma broca duas cavidades para a colocação de dois parafusos (Figura 10). Os parafusos, roscados no modelo após a tomada das impressões, serviram para o fixar a um torno, permitindo desta forma a retirada das impressões na direcção do longo eixo dos dentes.

A análise e medição dos modelos foram efectuadas na empresa Protosys (R. dos Salazes, 842 4100-442 Porto).

2.1.2 Produção da moldeira em material rígido

Foi necessário produzir uma moldeira em material rígido, indeformável e capaz de suportar as forças exercidas durante as várias impressões e posteriores vazamentos a positivo com gesso.

Um dos modelos em aço foi aliviado com gesso numa espessura uniforme de 5 mm (Figura 11 e Figura 12), criando o espaço para o material de impressão na área que pretendíamos impressionar. As vertentes verticais da base do modelo não foram aliviadas para permitir um ajuste perfeito da moldeira. Este ajuste da moldeira garantia um posicionamento igual em todas as impressões. Os bordos da moldeira entravam em contacto com a mesa de trabalho, funcionando como batentes durante as impressões efectuadas ao modelo padrão.

Construímos um protótipo da moldeira (Figura 13) em acrílico autopolimerizável com 2 mm de espessura. Foram incorporadas, uma pega a nível anterior na linha média e duas pegas na zona posterior, para permitir a desinserção da moldeira após as impressões e após o vazamento com gesso. Esta moldeira seria posteriormente duplicado em latão pelo método da cera perdida, no CINFU (Centro de Formação Profissional da Indústria de Fundição, R. Delfim Ferreira, 800-840, 4100-119 Porto). Na moldeira de latão (Figura 14) foram efectuadas perfurações circulares

(quatro por cm²) com um diâmetro de 1,5 mm destinadas à retenção mecânica do material de impressão.

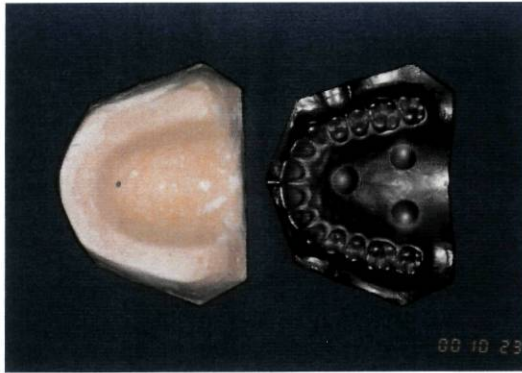


Figura 11. Alívio do modelo padrão com gesso



Figura 12. Modelo padrão aliviado

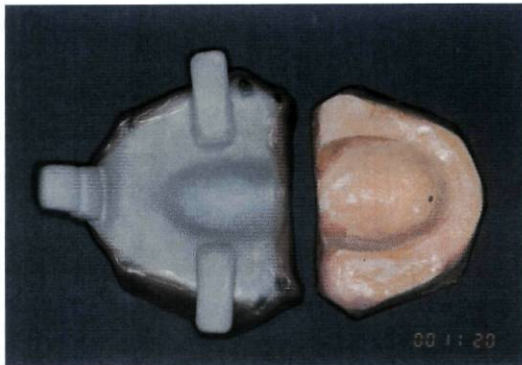


Figura 13. Protótipo da moldeira

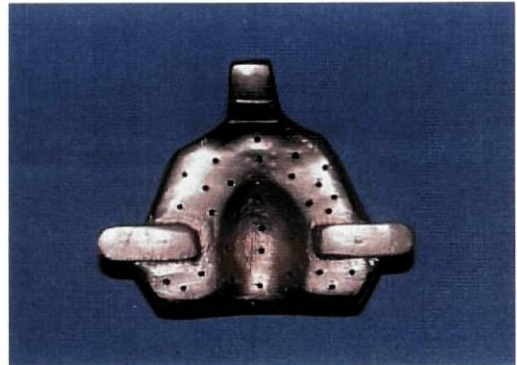


Figura 14. Moldeira de latão

2.2. Escolha dos materiais de impressão

Os materiais de impressão seleccionados foram um alginato tipo II (Palgat Plus[®], ESPE Dental-Medizin GmbH & Co. KGD-82229 Seefeld Germany) e um silicone de adição de viscosidade média (3M Express[™] Regular Body, 3M Dental Products, St. Paul, MN 55144-1000, U.S.A.).

Foram efectuadas 20 impressões com cada um dos materiais respeitando as condições recomendadas pelos fabricantes. As impressões de alginato foram identificadas com a letra P e as de silicone de adição com Ex.

2.3. Escolha dos gessos

Nesta investigação comparamos os modelos obtidos com os dois tipos de gesso: gesso tipo III (Cristacal D^R, Euro Technew, Lda United Kingdom) e gesso tipo IV (Vel-Mix Stone^R, Kerr Itália S.p.A., Via Passanti 332;1-84018 Scafati, Salerno, Itália). Os primeiros foram identificados com a letra C e os segundos com a letra V.

2.4. Constituição da amostra

Os 40 modelos obtidos foram divididos em quatro grupos de dez de acordo com as seguintes combinações:

PC - Palgat Plus ^R / Cristacal D ^R	10 modelos
PV - Palgat Plus ^R / Vel-Mix Stone ^R	10 modelos
ExC - Express TM / Cristacal D ^R	10 modelos
ExV - Express TM / Vel-Mix Stone ^R	10 modelos

Cada amostra estava identificada pelas siglas do tipo de material utilizado: PC1 a PC10; PV1 a PV10; ExC1 a ExC10 e ExV1 a ExV10.

2.5. Impressão do modelo padrão

O trabalho experimental foi efectuado no Laboratório de Prótese da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, em condições de temperatura e

humidade ambientais. As impressões foram efectuadas pelo mesmo operador para uniformizar os procedimentos.

2.5.1. Impressão com alginato

Para proporcionar uma melhor retenção do material colocámos um adesivo de alginato em spray (Pegasus Tray Adhesive, Pegasus Dental Supplies, Lda, P.O. Box 147, Altrincham, Cheshire WA15 9EB, UK) na moldeira perfurada e deixámos secar durante cinco minutos.

Agitámos o recipiente do alginato para provocar a homogeneidade do pó e só permaneceu aberto durante o tempo da medição. Medimos num copo doseador 52 ml de água destilada à temperatura ambiente, à qual juntámos 27 g de pó previamente pesado numa balança electrónica, respeitando assim as proporções recomendadas pelo fabricante (17,5 ml água / 9 g de pó). Procedemos à mistura manual numa tigela de borracha com uma espátula metálica durante 45 segundos.

Após a espatulação manual colocámos com o dedo uma pequena camada de alginato ao longo da superfície oclusal do modelo padrão para evitar a formação de bolhas na impressão.

Colocámos na moldeira o alginato misturado e impressionamos o modelo padrão que se encontrava sobre um balcão com uma superfície lisa. A moldeira foi inserida com um movimento suave e contínuo, deslizando ao longo das vertentes da base do modelo até os bordos da moldeira contactarem com a superfície do balcão (Figura 15). Este posicionamento da moldeira era a garantia da padronização do procedimento. Mantivemos a impressão colocada sob pressão ligeira durante quatro minutos, dobro do tempo recomendado pelo fabricante para permanecer na boca, já que a temperatura ambiente era menor que a temperatura oral.

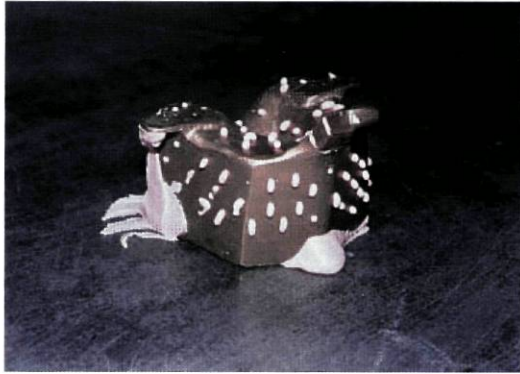


Figura 15. Posicionamento da moldeira

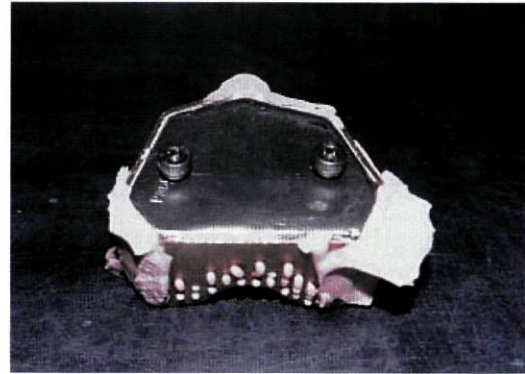


Figura 16. Parafusos na base do modelo padrão



Figura 17. Fixação do modelo padrão no torno

Depois de efectuada a impressão, colocámos dois parafusos enroscados na base do modelo padrão (Figura 16) para fixá-lo a um torno (Figura 17). Com os dedos colocados nas três pegas da moldeira retiramos a impressão com um movimento rápido e brusco na direcção do longo eixo dos dentes. Passámos a impressão por água corrente da torneira durante vinte segundos simulando a retirada de saliva e sangue numa situação clínica. Não efectuámos a desinfeccção da impressão porque não era objecto do nosso estudo.

Deixámos a impressão dentro de uma caixa de plástico hermeticamente fechada. A impressão estava apoiada num suporte que impedia o seu contacto directo com um fundo de água. Após o repouso durante quinze minutos neste ambiente com elevada percentagem de humidade, procedemos ao vazamento a positivo com um dos tipos de gesso estudados.

Para facilitar a limpeza do alginato da moldeira, antes de a utilizar novamente, colocámos um solvente de alginato em spray durante trinta segundos (Universal Orange Solvent Spray, Pegasus Dental Supplies, Lda, P.O. Box 147, Altrincham, Cheshire WA15 9EB, UK).

No total efectuámos 20 impressões com alginato, sendo 10 vazadas com o gesso Cristacal D^R e 10 com o gesso Vel-Mix Stone^R.

2.5.2. Impressão com silicone de adição

Para proporcionar uma melhor retenção do silicone de adição colocámos adesivo de silicone líquido (Tray Adhesive 3M) na moldeira perfurada e deixamos secar durante cinco minutos.

Após a mistura do silicone na pistola misturadora, colocámos uma camada de material na superfície oclusal e nas áreas retentivas dos dentes do modelo padrão, para evitar a formação de bolhas, e de seguida efectuámos a impressão com a moldeira previamente carregada. Colocámos a moldeira de forma semelhante à descrita para as impressões com alginato.

Mantivemos também a impressão colocada sob pressão ligeira durante cerca de dez minutos, que é o dobro do tempo recomendado pelo fabricante para permanecer na boca, já que a temperatura ambiente era menor que a temperatura oral.

Fixámos da mesma forma o modelo padrão ao torno e retirámos a impressão com um movimento rápido e brusco. Simulámos igualmente uma situação clínica passando a impressão por água corrente da torneira durante vinte segundos. Tal como as impressões com alginato, não efectuámos a desinfecção destas impressões.

De acordo com as instruções do fabricante, deixámos a impressão em repouso durante duas horas à temperatura ambiente, após o qual procedemos ao vazamento a positivo com os dois tipos de gesso.

Efectuámos também 20 impressões com silicone de adição, sendo 10 impressões vazadas com o gesso Cristacal D^R e 10 com o gesso Vel-Mix Stone^R.

2.6. Procedimentos na passagem a positivo com o gesso

Os gessos utilizados foram manipulados segundo as recomendações dos fabricantes. Para o Crystacal D^R a proporção foi 50 ml água / 200 g pó e para o Vel-Mix Stone^R a proporção foi 44 ml água / 200 g pó.

Antes de vazarmos a gesso retirámos o excesso de água da impressão por agitação, notando-se que o excesso de água foi removido quando a superfície reflectora se tornou baça.

Utilizámos água destilada à temperatura ambiente, medida num copo doseador, à qual juntamos o pó previamente pesado numa balança electrónica (Figura 18). No copo misturador efectuamos inicialmente uma espatulação manual durante dez segundos para incorporar o pó com a água e de seguida completamos a mistura com uma espatulação mecânica numa misturadora (Degussa Tipo R3, Degussa GB Dental und Goldhalbeug, D-6000 Frankfurt 1, Germany) sob vácuo (-1 bar) durante trinta segundos (Figura 19).

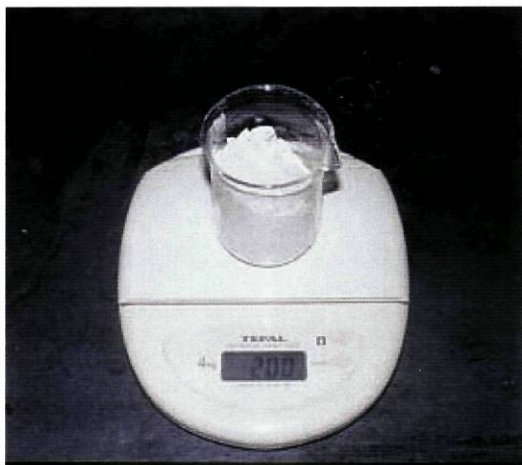


Figura 18. Pesagem do gesso

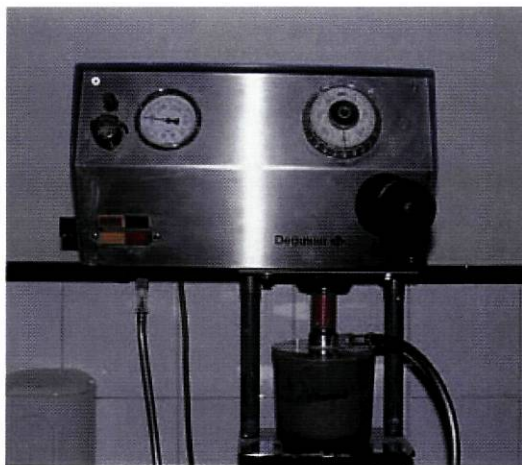


Figura 19. Espatulação mecânica



Figura 20. Colocação do gesso

Após a espatulação mecânica colocámos o gesso na impressão em pequenas quantidades com a ajuda de uma espátula. Iniciámos a colocação do gesso na parte posterior da impressão, correspondente ao palato, e de seguida com a ajuda de um vibrador (Kavo Type EWL 5444 N° 623 0700, Kavo Elektrotechnisches Werk, D-88299 Leutkirch im Allgau, Germany) permitimos que o gesso se espalhasse sobre toda a impressão (Figura 20). Utilizámos o vibrador sempre na mesma amplitude e frequência de vibração.

Preenchemos toda a impressão com gesso até ao bordo da moldeira, que devido à sua forma particular, permitia simultaneamente a cofragem da impressão. Colocámos

uma ansa de arame espesso retida na espessura do gesso (Figura 21) que serviu para fixar o modelo no torno, permitindo assim a retirada da moldeira com o material de impressão (Figura 22).

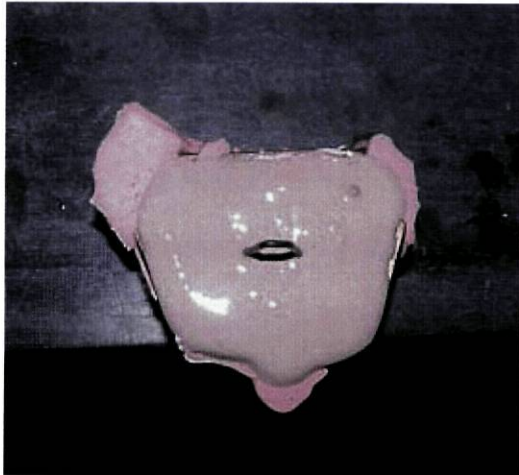


Figura 21. Colocação da ansa no gesso



Figura 22. Fixação do modelo de gesso no torno

O gesso endureceu à temperatura ambiente durante uma hora. Após esse tempo separámos o modelo da impressão pela forma descrita anteriormente. Retirámos a ansa de arame do modelo e acertamos de seguida a superfície da base num disco. O acerto da base do modelo foi muito pequeno porque a cofragem do modelo, proporcionada pela forma da moldeira, produziu modelos com dimensões muito semelhantes.

Efectuámos 40 modelos de gesso sendo 20 modelos feitos com gesso tipo III – Crystacal D^R e 20 modelos com gesso tipo IV - Vel-Mix Stone^R.

Todas as amostras estavam identificadas pelas siglas do tipo de material utilizado: PC1 a PC10; PV1 a PV10; ExC1 a ExC10 e ExV1 a ExV10. Os modelos que constituíam a amostra foram enviadas à empresa Protosys no prazo máximo de 24h00min após a sua obtenção, para ser efectuada a medição.

2.7. Escolha do método de medição

Escolhemos como método de medição a digitalização 3D do modelo padrão e das 40 amostras. Optamos pela utilização do Digitalizador 3D da Renishaw (Figura 23) que funciona por apalpação mecânica de varrimento, com tolerância 0,02 mm e com controlo numérico computadorizado (CNC). Este equipamento funciona automaticamente, eliminando desta forma a possibilidade de introdução de erro humano. Na Tabela 3 estão descritas as especificações técnicas do equipamento.

Devido à reduzida força de contacto (± 6 g) e à utilização de apalpadores de rubi esféricos com baixo atrito, torna-se viável a utilização deste equipamento sem que ocorra desgaste na superfície das amostras.

Tabela 3. Digitalizador 3D Renishaw

Especificações técnicas

Repetetibilidade	5 μ m
Resolução dos eixos	1 μ m
Velocidade de cópia	Até 3 metros por minuto
Volume de dados	400 pontos por segundo
Tipo de régua	Renishaw RG24
Tipo de sonda	Renishaw SP620 - sonda de cópia analógica de 3 eixos
Palpador	Esfera de rubi com $\varnothing 2$ mm
Protecção contra choque	Sistema magnético automático que desliga após o choque
Controlador	Controlador próprio com placa de interface óptica para PC
Software	Tracecut de Renishaw
Condições de utilização:	
Temperatura ambiente	+10°C a +38°C (+50°F a +100°F)
Humidade relativa	20 a 80%

Fonte: Protosys (R. dos Salazares, 842 4100-442 Porto).

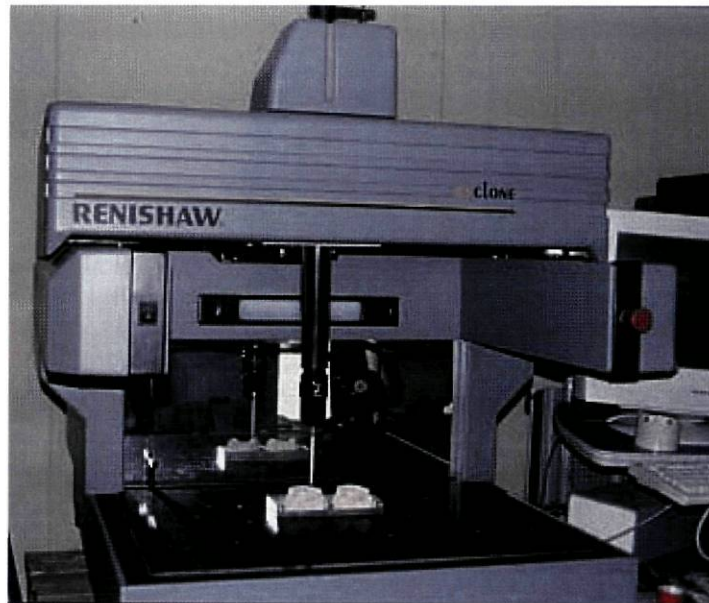


Figura 23. Digitalizador 3D Renishaw

2.7.1. Confeção do posicionador das amostras – *Gabari*

De modo a facilitar o processo de captura de pontos e para permitir utilizar para todas as amostras o mesmo programa de aquisição de forma, foi feito um *gabari* maquinado em alumínio (Figura 24). Para a definição da forma do *gabari* foi digitalizado o contorno exterior da amostra padrão. Modelado o *gabari* num sistema CAD 3D de superfícies complexas pelo programa PowerSHAPE da Delcam plc, calculado o programa de maquinagem num sistema CAM 3 eixos (PowerMILL, Delcam plc), foi depois enviado ao CINFU para ser maquinado numa fresadora CNC 3 eixos.

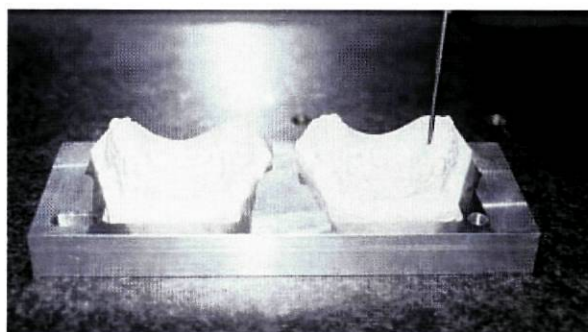


Figura 24. *Gabari* de alumínio

2.7.2. Aquisição de forma (digitalização 3D)

O equipamento de medição funciona com uma sonda vertical onde é colocado um apalpador esférico com 2 mm diâmetro. Sempre que o apalpador entra em contacto com a superfície do modelo, o programa controlador identifica o ponto e regista o seu posicionamento em forma de coordenadas tri-dimensionais (X Y Z) (Figura 25).

Foi feito um programa específico para a aquisição de forma, que permitiu fazer o varrimento completo dos modelos.

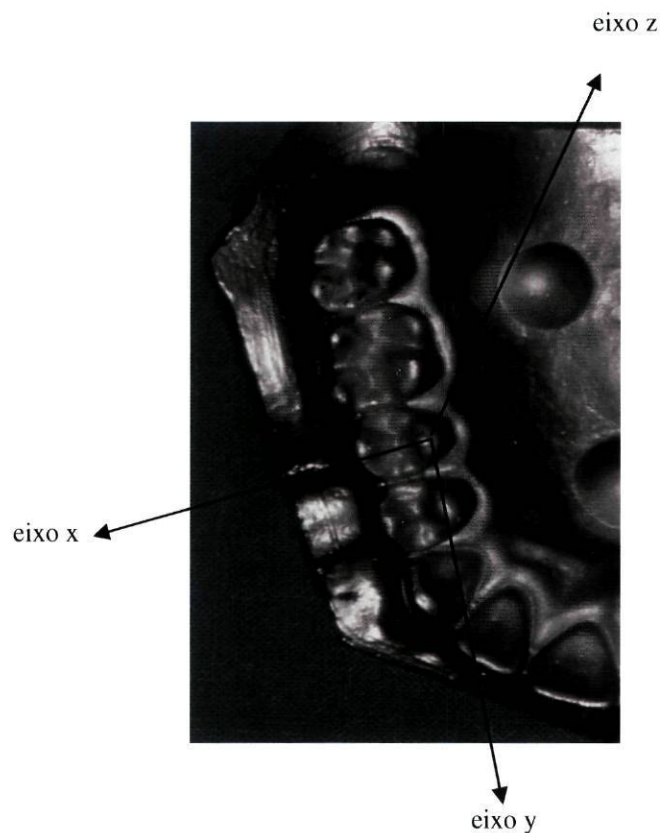


Figura 25. Identificação tri-dimensional

(Eixo X – direcção vestibulo (+) / lingual (-);

Eixo Y – direcção mesio (+) / distal (-);

Eixo Z – direcção vertical)

2.7.3. Áreas digitalizadas – Padrão

No caso do modelo padrão, foi feita a digitalização 3D em toda a extensão da superfície.

2.7.4. Áreas digitalizadas – Amostras

As áreas digitalizadas nas 40 amostras foram áreas que permitiram capturar na íntegra as três esferas para o posicionamento, os molares, pré-molares e caninos. A delimitação da zona das cúspides foi feita numa etapa posterior.

2.7.5. Tempo máximo para a aquisição de forma

Tratando-se de materiais higroscópicos, definiu-se que todas as amostras deveriam ser digitalizadas num prazo máximo de 24h00min após a sua recepção.

O processo de aquisição de forma demorou aproximadamente trinta minutos para cada modelo.

2.7.6. Referência/Codificação

Todas as amostras recebidas estavam codificadas pelas siglas identificativas dos materiais utilizados. Os ficheiros resultantes do processo de aquisição de forma mantiveram sempre essa codificação. Todo o tratamento posterior utiliza automaticamente esta codificação pelo que elimina a possibilidade de erro humano na troca das amostras.

2.7.7. Seleção dos pontos

Devido à imensa quantidade de pontos registados na digitalização dos modelos (que tornaria o seu tratamento estatístico inviável) houve necessidade de seleccionar a

zona mais representativa da superfície oclusal do modelo antagonista. Como a zona que se pretendia analisar correspondia a uma área com um raio de 1 mm à volta da ponta das cúspides palatinas dos prémolares e molares (oito dentes), foi desenvolvido um programa que permitia fazer o alinhamento das amostras, apagava os pontos excedentários e importava as coordenadas XYZ das áreas seleccionadas de cada uma das amostras. Apenas os pontos que se situavam dentro dessa zona eram registados automaticamente. O alinhamento das amostras era efectuado recorrendo ao centro das três esferas. Este processo foi feito no programa CopyCAD, Delcam plc.

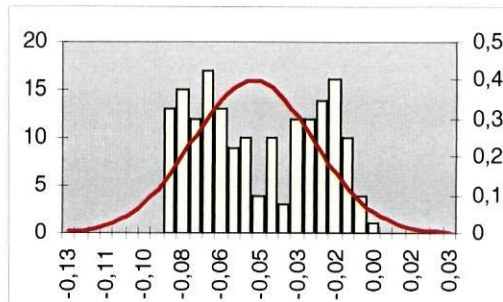
2.7.8. Controlo dimensional das amostras

Após a obtenção das coordenadas (X Y Z) dos pontos existentes dentro das áreas que pretendíamos analisar, foi feito o controlo dimensional utilizando um programa específico para esse efeito – PowerINSPECT, Delcam plc. Este programa permitiu comparar directamente os desvios entre o padrão e a amostra.

O programa importou a malha de pontos que definia a geometria do padrão. Para cada modelo foram importados os pontos correspondentes às áreas seleccionadas das cúspides, e o software comparou automaticamente os desvios nas coordenadas X, Y e Z, assim como a distância euclidiana resultante, existentes entre o padrão e a amostra. Foram efectuadas em média 163 medições em cada um das oito cúspides palatinas, em cada uma das 40 amostras, perfazendo no total 52.172 medições.

Após a análise dos desvios, o programa gerou automaticamente um relatório em formato Excel para cada modelo da amostra (Figura 26), identificando por cúspide (14p, 15p, 16p, 17p, 24p, 25p, 26p e 27p), o número de pontos medidos e as distâncias em relação ao modelo padrão das coordenadas X, Y, Z e distância Euclidiana (distância entre dois pontos no espaço tridimensional: $\sqrt{(x_1-x_2)^2 + (y_1-y_2)^2 + (z_1-z_2)^2}$).

Number of points		175
Out of Tolerance points		0
Performance		100%
Mean		-0,051
Std. deviation		0,026
Max. Value		-0,003
Min. Value		-0,092



17p

Surface Points											
Number	Name	Offset	Lo. Tol.	Hi. Tol.	X	Y	Z	dX	dY	dZ	DL
4000	SP-1	0,000	-0,200	0,200	2387177,000	3702500,000	277060,000	-0,014	-0,022	0,024	0,036
4001	SP-2	0,000	-0,200	0,200	2387196,000	3704535,000	278671,000	-0,019	-0,021	0,027	0,039
4002	SP-3	0,000	-0,200	0,200	2389120,000	3704540,000	279987,000	-0,015	-0,020	0,024	0,035
4003	SP-4	0,000	-0,200	0,200	2389082,000	3705485,000	280659,000	-0,013	-0,013	0,020	0,027
4004	SP-5	0,000	-0,200	0,200	2389023,000	3706425,000	281175,000	-0,007	-0,006	0,011	0,014
4005	SP-6	0,000	-0,200	0,200	2389018,000	3707431,000	281672,000	-0,007	-0,005	0,010	0,013
4006	SP-7	0,000	-0,200	0,200	2393015,000	3704566,000	281668,000	-0,010	-0,023	0,027	0,037
4007	SP-8	0,000	-0,200	0,200	2391035,000	3704573,000	280952,000	-0,010	-0,023	0,024	0,035
4008	SP-9	0,000	-0,200	0,200	2396945,000	3704543,000	283021,000	-0,008	-0,022	0,024	0,034
4009	SP-10	0,000	-0,200	0,200	2394981,000	3704584,000	282419,000	-0,009	-0,025	0,028	0,039

Figura 26. Extracto do relatório do programa de controlo dimensional

2.8. Análise estatística

Para descrever os desvios (distâncias em vector e em módulo nas coordenadas X, Y e Z e distância euclidiana), entre os pontos das cúspides palatinas do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, foram utilizadas estatísticas descritivas apropriadas. As distâncias em vector são descritas com as medidas de sumário média e desvio padrão, e as distâncias em módulo através da mediana, percentis 25 e 75, mínimo e máximo.

Para facilitar a sua interpretação, os resultados são apresentados em gráficos representativos dos desvios em vector (distância em função do sentido positivo ou negativo) e em módulo (valor real da distância independentemente do sentido). Após a

descrição dos resultados obtidos nos modelos réplicas, separamos os resultados dos desvios entre material de impressão e gesso para verificarmos qual das duas variáveis tem maior importância nos resultados.

Devido à ordem de grandeza dos valores, os desvios são apresentadas em micrómetros.

Foram construídas variáveis categóricas dicotômicas a partir das distâncias em vector (<0 e ≥ 0) e das distâncias em módulo (≤ 10 e > 10 ; ≤ 20 e > 20 ; ≤ 30 e > 30), as quais foram analisadas com frequências absolutas e relativas (%).

Com o objectivo de avaliar o efeito da escolha do material de impressão e gesso nas distâncias entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras obtidas, foram construídos modelos lineares usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas, de forma a ter em conta a dependência existente entre as distâncias observadas nas mesmas cúspides palatinas de cada amostra. Foi construído um modelo utilizando as médias (para cada cúspide de cada um das amostras) das distâncias euclidianas entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos de cada amostra e três modelos adicionais para os módulos das distâncias relativamente a cada uma das coordenadas do espaço tridimensional X, Y e Z. Foi considerado um nível de significância de 0,05.

Toda a análise foi efectuada por material de impressão (Ex e P), gesso (C e V) e combinação de materiais (ExC, ExV, PC e PV).

A análise foi efectuada utilizando o programa de análise estatística de dados SPSS® v.12.0 (Statistical Package for the Social Sciences) no Serviço de Bioestatística e Informática Médica da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto.

3. Resultados

3. Resultados

A apresentação dos resultados das 52.172 medições efectuadas nas 8 cúspides palatinas dos prémolares e molares das 40 amostras em estudo foi organizada em 4 subcapítulos de acordo com as análises efectuadas e referidas no capítulo anterior:

- 3.1. Descrição dos resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV).
- 3.2. Descrição dos resultados dos desvios por material de impressão (Ex e P).
- 3.3. Descrição dos resultados dos desvios por gesso (C e V).
- 3.4. Análise de variância e construção de modelos lineares para os resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV).

3.1. Descrição dos resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV).

A estatística descritiva dos resultados, em módulo, obtidos a partir das medições efectuadas nos modelos estão expressos na Tabela 4.

Tabela 4. Mediana (Med), âmbito inter-quartil (P25: percentil 25 - P75: percentil 75) e âmbito (Min: mínimo - Max: máximo) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y, Z e distância euclidiana dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

Distâncias em módulo	Total n=52172			ExC n=13155			ExV n=12868			PC n=13093			PV n=13056		
	Med	P25- P75	Min- Max	Med	P25- P75	Min- Max	Med	P25- P75	Min- Max	Med	P25- P75	Min- Max	Med	P25- P75	Min- Max
Desvios na coordenada X	5	2-12	0-142	8	3-18	0-142	5	2-11	0-62	4	1-9	0-111	4	1-10	0-38
Desvios na coordenada Y	3	1-8	0-150	5	2-13	0-150	3	1-8	0-111	3	1-6	0-102	3	1-6	0-38
Desvios na coordenada Z	16	7-28	0-200	24	10-44	0-200	15	7-29	0-94	12	6-21	0-200	15	8-24	0-57
Distância Euclidiana	18	9-32	0-200	28	12-51	0-200	18	8-33	0-134	14	7-24	0-200	17	9-28	0-58

Pela observação dos resultados expressos nesta tabela verificamos que os desvios nas coordenadas X e Y são muito reduzidos. Na coordenada X a média varia entre 8 μm para a réplica ExC e 4 μm para as réplicas PC e PV, sendo 50% dos valores entre 3 e 18 μm para a réplica ExC e entre 1 e 9 μm para a réplica PC. Na coordenada Y a média varia entre 5 μm para a réplica ExC e 3 μm para as restantes réplicas, com 50% dos resultados entre 2 e 13 μm para a réplica ExC e entre 1 e 6 μm para as réplicas PC e PV. Em relação à coordenada Z, as réplicas ExC apresentam os valores centrados em 24 μm , 50% dos quais variam entre 10 e 44 μm , enquanto que as réplicas PC apresentam desvios centrados em 12 μm , 50% dos quais variam entre 6 e 21 μm . São, no entanto, as réplicas PV que apresentam uma menor variabilidade de resultados, uma

vez que o desvio máximo é de 57 μm , enquanto que esse valor é de 200 μm para ExC e PC. As réplicas ExV apresentam um desvio máximo de 94 μm .

Uma vez que os desvios observados nas coordenadas X e Y são muito reduzidos, consideramos essencialmente as diferenças relativas a Z.

A Tabela 5 representa a frequência absoluta e relativa dos desvios no sentido positivo e negativo dos modelos réplica em relação ao modelo padrão.

Tabela 5. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores e superiores ou iguais a 0, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

	Total n=52172		ExC n=13155		ExV n=12868		PC n=13093		PV n=13056	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X										
<0 micrómetros	23506	(45)	5541	(42)	5845	(45)	5969	(46)	6151	(47)
≥ 0 micrómetros	28666	(55)	7614	(58)	7023	(55)	7124	(54)	6905	(53)
Desvios na coordenada Y										
<0 micrómetros	23567	(45)	6564	(50)	6008	(47)	5634	(43)	5361	(41)
≥ 0 micrómetros	28605	(55)	6591	(50)	6860	(53)	7459	(57)	7695	(59)
Desvios na coordenada Z										
<0 micrómetros	28184	(54)	9622	(73)	8337	(65)	5111	(39)	5114	(39)
≥ 0 micrómetros	23988	(46)	3533	(27)	4531	(35)	7982	(61)	7942	(61)
Pelo menos uma coordenada inferior a 0 micrómetros										
Não	8892	(17)	1342	(10)	1656	(13)	2741	(21)	3153	(24)
Sim	43280	(83)	11813	(90)	11212	(87)	10352	(79)	9903	(76)

Analisando os resultados da Tabela 5 verificamos que relativamente à coordenada Z, para os modelos ExC e ExV, a maioria dos pontos medidos (73% e 65% respectivamente), encontravam-se a uma distância no sentido negativo (<0 μm), enquanto que para os modelos PC e PV a maioria dos pontos medidos (61% para ambos), encontravam-se a uma distância no sentido positivo (≥ 0 μm).

A frequência dos desvios, em módulo, superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm está representada na Tabela 6, Tabela 7 e Tabela 8 respectivamente.

Tabela 6. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 10, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

	Total n=52172		ExC n=13155		ExV n=12868		PC n=13093		PV n=13056	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X										
≤10 micrómetros	37619	(72)	7747	(59)	9513	(74)	10384	(79)	9975	(76)
>10 micrómetros	14553	(28)	5408	(41)	3355	(26)	2709	(21)	3081	(24)
Desvios na coordenada Y										
≤10 micrómetros	42909	(82)	9117	(69)	10572	(82)	11588	(89)	11632	(89)
>10 micrómetros	9263	(18)	4038	(31)	2296	(18)	1505	(11)	1424	(11)
Desvios na coordenada Z										
≤10 micrómetros	18305	(35)	3348	(25)	4752	(37)	5643	(43)	4562	(35)
>10 micrómetros	33867	(65)	9807	(75)	8116	(63)	7450	(57)	8494	(65)
Pelo menos uma coordenada superior a 10 micrómetros										
Não	18086	(35)	3293	(25)	4714	(37)	5536	(42)	4543	(35)
Sim	34086	(65)	9862	(75)	8154	(63)	7557	(58)	8513	(65)

Tabela 7. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 20, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

	Total n=52172		ExC n=13155		ExV n=12868		PC n=13093		PV n=13056	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X										
≤20 micrómetros	46926	(90)	10462	(80)	11657	(91)	12327	(94)	12480	(96)
>20 micrómetros	5246	(10)	2693	(20)	1211	(9)	766	(6)	576	(4)
Desvios na coordenada Y										
≤20 micrómetros	49059	(94)	11343	(86)	12188	(95)	12642	(97)	12886	(99)
>20 micrómetros	3113	(6)	1812	(14)	680	(5)	451	(3)	170	(1)
Desvios na coordenada Z										
≤20 micrómetros	32214	(62)	5887	(45)	7949	(62)	9748	(74)	8630	(66)
>20 micrómetros	19958	(38)	7268	(55)	4919	(38)	3345	(26)	4426	(34)
Pelo menos uma coordenada superior a 20 micrómetros										
Não	31979	(61)	5794	(44)	7911	(61)	9698	(74)	8576	(66)
Sim	20193	(39)	7361	(56)	4957	(39)	3395	(26)	4480	(34)

Tabela 8. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 30, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

	Total n=52172		ExC n=13155		ExV n=12868		PC n=13093		PV n=13056	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X										
≤30 micrómetros	50010	(96)	11737	(89)	12505	(97)	12751	(97)	13017	(100)
>30 micrómetros	2162	(4)	1418	(11)	363	(3)	342	(3)	39	(0)
Desvios na coordenada Y										
≤30 micrómetros	50708	(97)	12240	(93)	12598	(98)	12834	(98)	13036	(100)
>30 micrómetros	1464	(3)	915	(7)	270	(2)	259	(2)	20	(0)
Desvios na coordenada Z										
≤30 micrómetros	41083	(79)	7998	(61)	9907	(77)	11690	(89)	11488	(88)
>30 micrómetros	11089	(21)	5157	(39)	2961	(23)	1403	(11)	1568	(12)
Pelo menos uma coordenada superior a 30 micrómetros										
Não	40926	(78)	7915	(60)	9887	(77)	11672	(89)	11452	(88)
Sim	11246	(22)	5240	(40)	2981	(23)	1421	(11)	1604	(12)

Os resultados expressos nestas tabelas indicam-nos que relativamente à coordenada Z, as réplicas ExC apresentam as maiores frequências de desvios. Estas réplicas têm 75% dos desvios superiores a 10 μm , 55% dos desvios superiores a 20 μm e 39% dos desvios superiores a 30 μm . Pelo contrário, e dentro da mesma coordenada Z, as réplicas PC apresentam as menores frequências de desvios, sendo 57% dos desvios superiores a 10 μm , 26% dos desvios superiores a 20 μm e 11% dos desvios superiores a 30 μm .

3.2. Descrição dos resultados dos desvios por material de impressão (Ex e P)

Os resultados das medições referentes aos materiais de impressão estão sumariadas na Tabela 9.

Resultados

Tabela 9. Mediana (Med), âmbito inter-quartil (P25: percentil 25 - P75: percentil 75) e âmbito (Min: mínimo - Max: máximo) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y, Z e distância euclidiana dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172			Ex n=26023			P n=26149		
	Med	P25-P75	Min-Max	Med	P25-P75	Min-Max	Med	P25-P75	Min-Max
Desvios na coordenada X	5	2-12	0-142	6	2-14	0-142	4	1-10	0-111
Desvios na coordenada Y	3	1-8	0-150	4	1-10	0-150	3	1-6	0-102
Desvios na coordenada Z	16	7-28	0-200	19	8-36	0-200	14	7-22	0-200
Distância Euclidiana	18	9-32	0-200	22	10-42	0-200	16	8-26	0-200

Pela observação desta tabela verificamos também que os desvios nas coordenadas X, Y são inferiores aos desvios na coordenada Z e distância Euclidiana. Na coordenada Z, o material de impressão Ex apresenta desvios que variam à volta de 19 μm , 50% dos quais varia entre 8 e 36 μm , enquanto o material de impressão P dá origem a desvios que variam em torno de 14 μm , 50% dos quais varia entre 7 e 22 μm .

Verificamos pela Tabela 10 que em relação à coordenada Z, quando se utiliza o material de impressão Ex, 69% dos pontos apresentam desvios no sentido negativo (<0 μm). Pelo contrário, quando se utiliza o material de impressão P, 61% dos pontos medidos apresenta desvios no sentido positivo (≥ 0 μm).

Tabela 10. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores e superiores ou iguais a 0, por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172		Ex n=26023		P n=26149	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
<0 micrómetros	23506	(45)	11386	(44)	12120	(46)
≥ 0 micrómetros	28666	(55)	14637	(56)	14029	(54)
Desvios na coordenada Y						
<0 micrómetros	23567	(45)	12572	(48)	10995	(42)
≥ 0 micrómetros	28605	(55)	13451	(52)	15154	(58)
Desvios na coordenada Z						
<0 micrómetros	28184	(54)	17959	(69)	10225	(39)
≥ 0 micrómetros	23988	(46)	8064	(31)	15924	(61)
Pelo menos uma coordenada inferior a 0 micrómetros						
Não	8892	(17)	2998	(12)	5894	(23)
Sim	43280	(83)	23025	(88)	20255	(77)

As Tabelas 11, 12 e 13 representam respectivamente as frequências dos desvios, em módulo, superiores a 10 μm , a 20 μm e a 30 μm , por material de impressão.

Tabela 11. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 10 μm , por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172		Ex n=26023		P n=26149	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤10 micrómetros	37619	(72)	17260	(66)	20359	(78)
>10 micrómetros	14553	(28)	8763	(34)	5790	(22)
Desvios na coordenada Y						
≤10 micrómetros	42909	(82)	19689	(76)	23220	(89)
>10 micrómetros	9263	(18)	6334	(24)	2929	(11)
Desvios na coordenada Z						
≤10 micrómetros	18305	(35)	8100	(31)	10205	(39)
>10 micrómetros	33867	(65)	17923	(69)	15944	(61)
Pelo menos uma coordenada superior a 10 micrómetros						
Não	18086	(35)	8007	(31)	10079	(39)
Sim	34086	(65)	18016	(69)	16070	(61)

Tabela 12. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 20, por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172		Ex n=26023		P n=26149	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤20 micrómetros	46926	(90)	22119	(85)	24807	(95)
>20 micrómetros	5246	(10)	3904	(15)	1342	(5)
Desvios na coordenada Y						
≤20 micrómetros	49059	(94)	23531	(90)	25528	(98)
>20 micrómetros	3113	(6)	2492	(10)	621	(2)
Desvios na coordenada Z						
≤20 micrómetros	32214	(62)	13836	(53)	18378	(70)
>20 micrómetros	19958	(38)	12187	(47)	7771	(30)
Pelo menos uma coordenada superior a 20 micrómetros						
Não	31979	(61)	13705	(53)	18274	(70)
Sim	20193	(39)	12318	(47)	7875	(30)

Tabela 13. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 30, por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172		Ex n=26023		P n=26149	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤30 micrómetros	50010	(96)	24242	(93)	25768	(99)
>30 micrómetros	2162	(4)	1781	(7)	381	(1)
Desvios na coordenada Y						
≤30 micrómetros	50708	(97)	24838	(95)	25870	(99)
>30 micrómetros	1464	(3)	1185	(5)	279	(1)
Desvios na coordenada Z						
≤30 micrómetros	41083	(79)	17905	(69)	23178	(89)
>30 micrómetros	11089	(21)	8118	(31)	2971	(11)
Pelo menos uma coordenada superior a 30 micrómetros						
Não	40926	(78)	17802	(68)	23124	(88)
Sim	11246	(22)	8221	(32)	3025	(12)

Os resultados expressos nas Tabelas 11, 12 e 13 indicam-nos que as frequências absolutas e relativas são, em todas as coordenadas, superiores para o material de impressão Ex. Quando analisamos os desvios superiores a 10 μm na distância à coordenada Z verificamos uma percentagem superior (69%) no material de impressão Ex em relação ao material de impressão P (61%). Esta diferença entre os dois materiais aumenta (material de impressão Ex = 47%; material de impressão P = 30%) quando analisamos os desvios superiores a 20 μm em relação à mesma coordenada. A diferença acentua-se bastante (material de impressão Ex = 31%; material de impressão P = 11%) quando observamos os desvios superiores a 30 μm .

3.3. Descrição dos resultados dos desvios por gesso (C e V)

Após a análise dos resultados das medições aos modelos, foram retirados os dados referentes aos gessos utilizados. Na tabela 14 são apresentados separadamente esses resultados.

Tabela 14. Mediana (Med), âmbito inter-quartil (P25: percentil 25 - P75: percentil 75) e âmbito (Min: mínimo - Max: máximo) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y, Z e distância euclidiana dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por gesso (C e V).

Distâncias em módulo	Total n=52172			C n=26248			V n=25924		
	Med	P25-P75	Min-Max	Med	P25-P75	Min-Max	Med	P25-P75	Min-Max
Desvios na coordenada X	5	2-12	0-142	5	2-13	0-142	4	1-10	0-62
Desvios na coordenada Y	3	1-8	0-150	4	1-9	0-150	3	1-7	0-111
Desvios na coordenada Z	16	7-28	0-200	16	8-30	0-200	15	7-26	0-94
Distância Euclidiana	18	9-32	0-200	19	9-36	0-200	17	8-30	0-134

À semelhança do observado com o material de impressão, os desvios nas coordenadas X, Y são inferiores aos desvios na coordenada Z e distância Euclidiana. Os desvios na coordenada Z contribuem para a quase totalidade dos resultados da distância Euclidiana. Assim, mais uma vez consideramos essencialmente as diferenças relativas a Z. Nesta coordenada, o gesso C apresenta valores que variam à volta de 16 μm , 50%

dos quais varia entre 8 e 30 μm , enquanto o gesso V dá origem a desvios que variam em torno de 15 μm , 50% dos quais varia entre 7 e 26 μm .

Relativamente à frequência dos desvios no sentido positivo ou negativo em relação ao modelo padrão, verificamos na tabela 15 que, em qualquer coordenada, e em particular na coordenada Z, os dois tipos de gesso apresentam valores aproximados (sentido positivo: gesso C = 44% e gesso V = 48%).

Tabela 15. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores e superiores ou iguais a 0, por gesso (C e V).

	Total n=52172		C n=26248		V n=25924	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
<0 micrómetros	23506	(45)	11510	(44)	11996	(46)
≥ 0 micrómetros	28666	(55)	14738	(56)	13928	(54)
Desvios na coordenada Y						
<0 micrómetros	23567	(45)	12198	(46)	11369	(44)
≥ 0 micrómetros	28605	(55)	14050	(54)	14555	(56)
Desvios na coordenada Z						
<0 micrómetros	28184	(54)	14733	(56)	13451	(52)
≥ 0 micrómetros	23988	(46)	11515	(44)	12473	(48)
Pelo menos uma coordenada inferior a 0 micrómetros						
Não	8892	(17)	4083	(16)	4809	(19)
Sim	43280	(83)	22165	(84)	21115	(81)

As Tabelas 16, 17 e 18 representam respectivamente as frequências dos desvios, em módulo, superiores a 10 μm , a 20 μm e a 30 μm , por gesso.

Tabela 16. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 10, por gesso (C e V).

	Total n=52172		C n=26248		V n=25924	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤ 10 micrómetros	37619	(72)	18131	(69)	19488	(75)
>10 micrómetros	14553	(28)	8117	(31)	6436	(25)
Desvios na coordenada Y						
≤ 10 micrómetros	42909	(82)	20705	(79)	22204	(86)
>10 micrómetros	9263	(18)	5543	(21)	3720	(14)
Desvios na coordenada Z						
≤ 10 micrómetros	18305	(35)	8991	(34)	9314	(36)
>10 micrómetros	33867	(65)	17257	(66)	16610	(64)
Pelo menos uma coordenada superior a 10 micrómetros						
Não	18086	(35)	8829	(34)	9257	(36)
Sim	34086	(65)	17419	(66)	16667	(64)

Resultados

Tabela 17. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 20, por gesso (C e V).

	Total n=52172		C n=26248		V n=25924	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤ 20 micrómetros	46926	(90)	22789	(87)	24137	(93)
> 20 micrómetros	5246	(10)	3459	(13)	1787	(7)
Desvios na coordenada Y						
≤ 20 micrómetros	49059	(94)	23985	(91)	25074	(97)
> 20 micrómetros	3113	(6)	2263	(9)	850	(3)
Desvios na coordenada Z						
≤ 20 micrómetros	32214	(62)	15635	(60)	16579	(64)
> 20 micrómetros	19958	(38)	10613	(40)	9345	(36)
Pelo menos uma coordenada superior a 20 micrómetros						
Não	31979	(61)	15492	(59)	16487	(64)
Sim	20193	(39)	10756	(41)	9437	(36)

Tabela 18. Frequências absolutas e relativas (%) dos desvios (μm), em módulo, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em inferiores ou iguais e superiores a 30, por gesso (C e V).

	Total n=52172		C n=26248		V n=25924	
	n	(%)	n	(%)	n	(%)
Desvios na coordenada X						
≤ 30 micrómetros	50010	(96)	24488	(93)	25522	(98)
> 30 micrómetros	2162	(4)	1760	(7)	402	(2)
Desvios na coordenada Y						
≤ 30 micrómetros	50708	(97)	25074	(96)	25634	(99)
> 30 micrómetros	1464	(3)	1174	(4)	290	(1)
Desvios na coordenada Z						
≤ 30 micrómetros	41083	(79)	19688	(75)	21395	(83)
> 30 micrómetros	11089	(21)	6560	(25)	4529	(17)
Pelo menos uma coordenada superior a 30 micrómetros						
Não	40926	(78)	19587	(75)	21339	(82)
Sim	11246	(22)	6661	(25)	4585	(18)

Pela análise dos resultados das Tabelas 16 e 17 verificamos que a maioria dos desvios (66% no gesso C e 64% no gesso V) são superiores a 10 μm mas inferiores ou iguais a 20 μm (60% no gesso C e 64% no gesso V). Quando analisamos as frequências das distâncias superiores a 30 μm em relação à coordenada Z, verificamos que o gesso V apresenta melhores resultados (17%) do que o gesso C (25%).

3.4 Análise de variância e construção de modelos lineares para os resultados dos desvios nos modelos réplicas (ExC, ExV, PC e PV).

Procedemos à análise conjunta dos dois factores, material de impressão e gesso, que podem influenciar a fidelidade oclusal do modelo antagonista.

Na Tabela 19 apresentamos os resultados do modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA), tendo como variável dependente a distância no eixo do X. Pela observação destes resultados verificamos que para a coordenada X as diferenças da escolha dos materiais de impressão e do gesso são estatisticamente significativas, ($p=0,011$) e ($p=0,048$) respectivamente, enquanto a diferença da interacção material de impressão/gesso não é estatisticamente significativa ($p=0,074$).

Tabela 19. Modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas.

	Graus de liberdade	F	<i>p</i>	Médias marginais estimadas	IC 95% Médias marginais estimadas
Constante	1	105,75	<0,001		
Mat. de impressão	1	7,24	0,011		
Ex				11,48	8,94-14,02
P				6,72	4,18-9,26
Gesso	1	4,19	0,048		
C				10,91	8,37-13,45
V				7,29	4,75-9,83
Mat. Impr.*Gesso ¹	1	3,38	0,074		
ExC				14,92	11,33-18,51
ExV				8,04	4,45-11,63
PC				6,91	3,32-10,49
PV				6,53	2,95-10,12
Erro	36				

1- Interacção entre a escolha do material de impressão e o gesso.

Variável dependente: Distancia no eixo do X entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das réplicas estudadas.

Variáveis independentes: Material de impressão, gesso e factor de interacção. Variáveis de medições repetidas: cúspides palatinas.

A Tabela seguinte apresenta os resultados do modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA), tendo como variável dependente a distância no eixo do Y. Verificamos que somente são estatisticamente significativos as diferenças da escolha dos materiais de impressão ($p=0,016$).

Resultados

Tabela 20. Modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas.

	Graus de liberdade	F	<i>p</i>	Médias marginais estimadas	IC 95% Medias marginais estimadas
Constante	1	65,41	<0,001		
Mat. de impressão	1	6,44	0,016		
Ex				9,32	6,81-11,84
P				4,87	2,35-7,34
Gesso	1	3,29	0,078		
C				8,69	6,17-11,21
V				5,51	2,99-8,02
Mat. Impr.*Gesso ¹	1	2,05	0,161		
ExC				12,17	8,61-15,73
ExV				6,48	2,92-10,04
PC				5,21	1,65-8,77
PV				4,53	0,98-8,09
Erro	36				

1- Interação entre a escolha do material de impressão e o gesso.

Variável dependente: Distancia no eixo do Y entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das réplicas estudadas.

Variáveis independentes: Material de impressão, gesso e factor de interação. Variáveis de medições repetidas: cúspides palatinas.

A Tabela 21 apresenta os resultados do modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA), tendo como variável dependente a distância no eixo do Z. Verificamos que apenas as diferenças da escolha dos materiais de impressão são estatisticamente significativos ($p=0,014$).

Tabela 21. Modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas.

	Graus de liberdade	F	<i>p</i>	Médias marginais estimadas	IC 95% Medias marginais estimadas
Constante	1	118,71	<0,001		
Mat. de Impressão	1	6,65	0,014		
Ex				28,47	22,41-34,52
P				17,57	11,51-23,63
Gesso	1	3,73	0,061		
C				27,10	21,04-33,16
V				11,94	11,88-25,00
Mat. Impr.*Gesso ¹	1	2,02	0,164		
ExC				35,55	26,98-44,12
ExV				21,38	12,81-29,95
PC				18,65	10,08-27,22
PV				16,49	7,92-25,06
Erro	36				

1- Interação entre a escolha do material de impressão e o gesso.

Variável dependente : Distancia no eixo do Z entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das réplicas estudadas.

Variáveis independentes: Material de impressão, gesso e factor de interação. Variáveis de medições repetidas: cúspides palatinas.

Os resultados do modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA), tendo como variável dependente a distância euclidiana entre a média dos

pontos das cúspides palatinas do modelo padrão e a mesma média dos pontos das cúspides palatinas das réplicas estudadas, estão expressos na Tabela 22.

Da análise deste modelo construído podemos concluir que a diferença da escolha do material de impressão nas distâncias euclidianas entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 réplicas é estatisticamente significativa ($p=0,013$), sendo a diferença da escolha do gesso não estatisticamente significativa ($p=0,057$). A interacção entre a escolha do material de impressão e o gesso também não é estatisticamente significativa ($p=0,143$).

Tabela 22. Modelo linear usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas.

	Graus de liberdade	F	<i>p</i>	Médias marginais estimadas	IC 95% Medias marginais estimadas
Constante	1	110,13	<0,001		
Mat. de Impressão	1	6,89	0,013		
Ex				33,62	26,27-40,98
P				20,17	12,82-27,52
Gesso	1	3,86	0,057		
C				31,93	24,58-39,28
V				21,86	14,51-29,22
Mat. Impr.*Gesso ¹	1	2,24	0,143		
ExC				42,49	32,10-52,89
ExV				24,75	14,36-35,15
PC				21,37	10,97-31,76
PV				18,98	8,58-29,37
Erro	36				

1 - Interacção entre a escolha do material de impressão e o gesso.

Variável dependente: Distancia euclidiana entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das réplicas estudadas. Variáveis independentes: Material de impressão, gesso e factor de interacção. Variáveis de medições repetidas: cúspides palatinas.

4. Discussão

4. Discussão

4.1. Escolha do modelo padrão

Algumas das propriedades dos materiais de impressão têm sido avaliadas indirectamente através da análise das alterações dimensionais dos modelos resultantes da sua passagem a positivo. A maior parte dos estudos utiliza modelos de forma linear ou em arco. Os modelos lineares são diferentes da arcada dentária no contorno e por isso não estão sujeitos às mesmas forças que são produzidas quando se efectuam as impressões dentárias aos pacientes. O modelo em forma de arco, apesar de não ter o relevo anatómico característico dos dentes e gengivas, já se aproxima mais da forma da dentição natural. Na nossa investigação, optamos por um modelo de uma arcada dentária completa por ser o que mais se aproxima da realidade clínica.

A maioria dos trabalhos publicados sobre a fidelidade de reprodução dos materiais de impressão utiliza um modelo padrão de aço rectilíneo, simulando ou não, preparações dentárias de prótese fixa^{32,56,108}. Algumas investigações utilizam um modelo padrão em forma de arcada com ou sem dentes preparados para prótese fixa^{30,33,66,67,69,70}. Outras avaliam as alterações dimensionais medindo as distâncias interpreparo e ocluso-gengivais^{30,54,56,57,90,97,100,109,110}. Por sua vez, Tan e colaboradores¹⁰⁴, utilizam um modelo padrão que simula a forma da arcada maxilar onde colocam três blocos cilíndricos de

aço, um na linha média e dois em cada área molar. O centro de cada bloco serve como ponto de referência para as medições lineares.

Alguns autores^{52,85,91,107,111,112} testam os materiais de impressão utilizando como modelo padrão um bloco de aço com sulcos verticais e horizontais, segundo a descrição da especificação nº 19 da ANSI/ADA¹¹³. Outros investigadores^{96,99,106} utilizam um bloco de aço segundo a descrição nº 18 da ANSI/ADA²⁹ para os hidrocoloides irreversíveis. O bloco de teste possui três linhas com 25 mm de comprimento e 20, 50 e 75 µm de largura. Para o hidrocoloide irreversível passar no teste da especificação nº 18, o modelo de gesso resultante deve reproduzir no mínimo todo o comprimento da linha com 75 µm de largura do bloco de teste. O grau de reprodução das outras linhas vai servir para comparar as diferentes impressões em estudo.

Quase todas as investigações publicadas, testando materiais de impressão, foram efectuadas em modelos que simulam trabalhos de prótese fixa ou removível. Rueda e colaboradores⁷⁰ utilizam um modelo de arcada maxilar com dentes preparados para prótese fixa e algumas indentações que servem de pontos de referência nas medições. O estudo compara a estabilidade dimensional das impressões de silicone efectuadas com moldeiras individuais com as impressões com o mesmo material, mas efectuadas com moldeiras universais, medindo os modelos obtidos após 1 hora, um dia e uma semana. Efectuaram medições no sentido antero-posterior, transversal e vertical com um microscópio de medição calibrado a 1 µm e concluíram haver pequenas diferenças estatísticas entre os modelos obtidos a partir de impressões de silicone com moldeiras individuais e moldeiras universais. No entanto os melhores resultados foram conseguidos com as impressões de silicone em moldeiras individuais e alívio entre 2 e 2,5 mm. O tempo de espera na passagem a positivo não teve influência nos modelos obtidos.

As conclusões de Rueda e colaboradores⁷⁰ podem contribuir para explicar os resultados obtidos na nossa investigação. Como utilizamos um alívio para o material de impressão com cerca de 5 mm, é provável que esta espessura de silicone seja responsável pelos piores resultados obtidos com este material, quando comparados com as impressões de alginato.

O modelo padrão construído por Abour e colaboradores⁹⁵ tem algumas semelhanças com o do nosso trabalho. Trata-se de um modelo em aço de arcada maxilar completa onde foram criados planos e pontos de referência em algumas cúspides. Os autores fazem um estudo sobre as alterações dimensionais, dureza de superfície e detalhes de superfície ocorridas nos modelos réplicas obtidos a partir de impressões de alginato imersas em hipoclorito de sódio durante 30 minutos. Fazem medições nas distâncias antero-posteriores e transversais usando como instrumento de medição um microscópio com aumento de 20x. Verificaram não haver diferenças estatisticamente significativas entre o modelo padrão e os modelos obtidos das impressões de alginato.

Recentemente, Brosky e colaboradores¹¹⁴, no trabalho de avaliação do efeito da selecção da moldeira na fidelidade de reprodução de uma arcada dentária, utilizaram como padrão um modelo de gesso de uma arcada maxilar completa. Para evitar o problema da alteração dimensional do modelo padrão, era efectuada a medição por digitalização óptica tri-dimensional antes de cada impressão com silicone de média viscosidade. Após a medição do modelo réplica, efectuavam a sobreposição das duas imagens comparando as diferenças existentes. Estes investigadores não encontraram diferenças significativas nos modelos obtidos quando utilizaram moldeiras universais ou moldeiras individuais. Este processo de medição diferencia-se do utilizado no nosso trabalho pelo recurso à digitalização óptica por triangulação de luz branca. Após a

obtenção de múltiplas imagens do modelo de diferentes ângulos, estas são sobrepostas para criar uma imagem digital. Como não possui um sistema de referência para posicionar os modelos, utiliza um software específico que faz o alinhamento dos modelos que se pretendem comparar. Pela sobreposição das imagens digitais são identificadas as áreas com desvios. Trata-se de um processo de medição promissor mas bastante dispendioso. O equipamento de digitalização 3D por apalpação mecânica utilizado no nosso trabalho é mais sensível já que tem uma resolução dos eixos de 1 μm , enquanto o sistema de medição referido por Brosky e colaboradores¹⁴ tem uma resolução de 130 μm nos eixos X e Y e de 5 μm no eixo Z.

4.2. Escolha do método de medição

Parece não existir consenso na literatura quanto ao sistema de medição mais indicado para avaliar os modelos de gesso dentário. Têm sido utilizados métodos de medição ópticos, como os microscópios de medição para a recolha de dados, micrómetros adaptados a microscópios e calibradores ou compassos de pontas curvas. Estes métodos de medição manuais são simples de utilizar e facilmente disponíveis mas são muito demorados, possibilitam erros devido à fadiga do operador e fazem somente medições lineares entre alguns pontos. Sendo métodos de medição bi-dimensionais negligenciam a medição das alterações dimensionais que se verificam num objecto tri-dimensional. Muito embora estes métodos tenham uma grande precisão, requerem marcas aguçadas para efectuar medições rigorosas. Os modelos de gesso obtidos a partir das impressões de alginato tendem a perder os detalhes finos, especialmente as áreas anguladas que são essenciais para os métodos de medição ópticos. Devemos por isso utilizar, nos modelos obtidos a partir de impressões de alginato, um sistema que não dependa das marcas bem vincadas.

A avaliação das alterações dimensionais dos materiais de impressão requer equipamentos de medição mais sensíveis e exactos. Poucos instrumentos disponíveis conseguem medir estas pequenas alterações com grande exactidão. Contudo, a tecnologia tem evoluído no sentido da criação de instrumentos como os digitalizadores mecânicos tri-dimensionais. Quando comparados com os microscópios de medição, estes instrumentos além de mais precisos, permitem efectuar medições tri-dimensionais. Como funcionam com operações robotizadas e automáticas permitem a poupança de tempo e eliminam os erros do operador^{68,114+116}.

Thielke e colaboradores¹¹⁷ apresentaram uma técnica de análise de modelos em 3 dimensões que requer somente um microscópio de medição e um programa informático. Utiliza três pontos fixos como pontos de referência standard permitindo desta forma nivelar os modelos antes das medições.

Seguindo a evolução tecnológica recente, escolhemos como método de medição a digitalização 3D por apalpação mecânica. Este método de medição funciona com um equipamento automático, eliminando desta forma a possibilidade de introdução de erro humano. O equipamento permite efectuar medições dos desvios em todas as direcções. Esta característica, aliada à elevada exactidão e segurança da digitalização, torna este sistema um excelente método para avaliação dos materiais dentários.

4.3. Análise dos resultados

Ao seleccionarmos um silicone de adição de média viscosidade e um alginato como materiais de impressão da arcada antagonista, tivemos em conta o facto de se tratarem dos materiais mais utilizados na prática clínica. Embora o alginato seja o material normalmente utilizado nas impressões da arcada antagonista, principalmente pela sua simplicidade de manipulação e baixo custo, verifica-se uma grande utilização

do silicone de adição devido à sua fidelidade e estabilidade dimensional, excelente recuperação elástica, facilidade de utilização e boa reprodutibilidade de detalhe. Procuramos saber se existiam vantagens na utilização de um material de impressão relativamente ao outro.

As propriedades do material de passagem a positivo são fundamentais para a fidelidade oclusal do modelo antagonista. Ao compararmos os modelos efectuados com o gesso tipo III, mais utilizado, com os modelos confeccionados com o gesso tipo IV, pretendíamos verificar se a utilização deste último, com maior resistência à compressão e menor expansão, traria vantagens. Sabemos pela especificação 25 da ANSI/ADA¹¹ (Tabela 1), que o gesso tipo III utilizado tem 0,20% de expansão máxima após 2 horas, enquanto que o gesso tipo IV tem 0,10% de expansão máxima após o mesmo tempo. Heshmati e colaboradores¹³ estudaram a expansão linear dos gessos tipo IV e tipo V ao longo de 120 horas. Verificaram que os gessos estudados continuavam a expandir além das 2 horas indo até às 72 ou 96 horas. Os números da expansão atingida ultrapassavam os valores fornecidos pelos fabricantes e pela especificação 25 da ANSI/ADA¹¹. O gesso tipo IV utilizado na nossa investigação (Vel-Mix Stone^R) foi testado, tendo os autores verificado que havia uma expansão de 0,13% às 72 horas e uma expansão máxima às 96 horas de 0,16%.

Pela análise dos resultados, verificamos que os desvios nas coordenadas X e Y são muito reduzidos, não tendo por isso relevância clínica. Esta observação explica-se pelo facto de a área medida na ponta das cúspides ser pequena (cerca de 1 mm de raio) e aproximadamente horizontal, sendo, portanto, de esperar maiores discrepâncias no sentido vertical. Assim se compreende que os desvios na coordenada Z contribuam para a quase totalidade dos resultados da distância Euclidiana. Por esse motivo, consideramos essencialmente as diferenças relativas a Z.

Quando efectuamos a análise da frequência absoluta e relativa dos desvios no sentido positivo e negativo dos modelos réplica em relação ao modelo padrão, Tabela 5, verificamos que relativamente à coordenada Z, para os modelos ExC e ExV, a maioria dos pontos medidos (73% e 65% respectivamente), encontravam-se a uma distância no sentido negativo ($<0 \mu\text{m}$), enquanto que para os modelos PC e PV a maioria dos pontos medidos (61% para ambos), encontravam-se a uma distância no sentido positivo ($\geq 0 \mu\text{m}$). Estes resultados podem-nos levar a pensar que as réplicas ExC e ExV têm menores dimensões que o modelo padrão, enquanto as réplicas PC e PV são maiores. Veremos mais adiante qual dos dois factores, material de impressão ou gesso, tem maior influência nos resultados.

Os histogramas das Figuras 27 e 28 representam a distribuição dos desvios, em vector, na coordenada Z e distância euclidiana de todos os pontos medidos, para cada combinação de materiais estudada. Os histogramas referentes às coordenadas X e Y podem ser consultados em Anexos (Figuras A3 e A4).

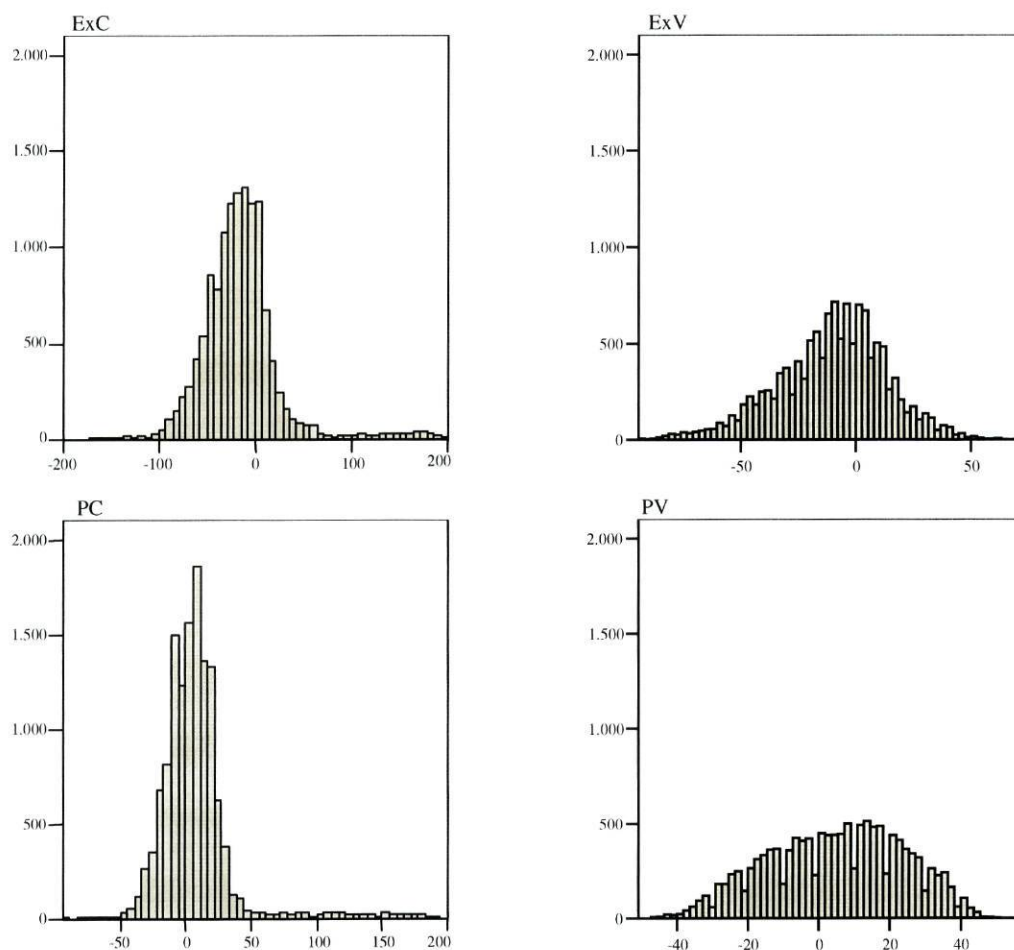


Figura 27. Histograma dos desvios (μm), em vetor, na coordenada Z entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras.

O histograma representado na Figura 27 dá-nos a distribuição dos desvios na coordenada Z de todas as amostras. Observamos que relativamente às réplicas ExC e ExV há uma maior percentagem de desvios no sentido negativo ($<0 \mu\text{m}$), confirmando os resultados apresentados na Tabela 5, e que as diferenças em relação ao modelo padrão são maiores, principalmente nas réplicas ExC. Podemos verificar que as réplicas PC apresentam a maioria (89%) dos desvios no intervalo entre $-30 \mu\text{m}$ e $+30 \mu\text{m}$, no entanto ainda apresentam em número reduzido desvios superiores a $50 \mu\text{m}$. As réplicas PV apresentam uma percentagem menor (66%) de desvios $\leq 20 \mu\text{m}$ relativamente às

réplicas PC (74%), no entanto, como podemos verificar na Figura 27, a distribuição das distâncias é mais homogênea, não se registrando muitos valores superiores a 40 μm e inferiores a $-40 \mu\text{m}$.

O histograma representado na Figura 28 vem confirmar os resultados apresentados na figura anterior porque a distância euclidiana depende quase na totalidade dos desvios na coordenada Z.

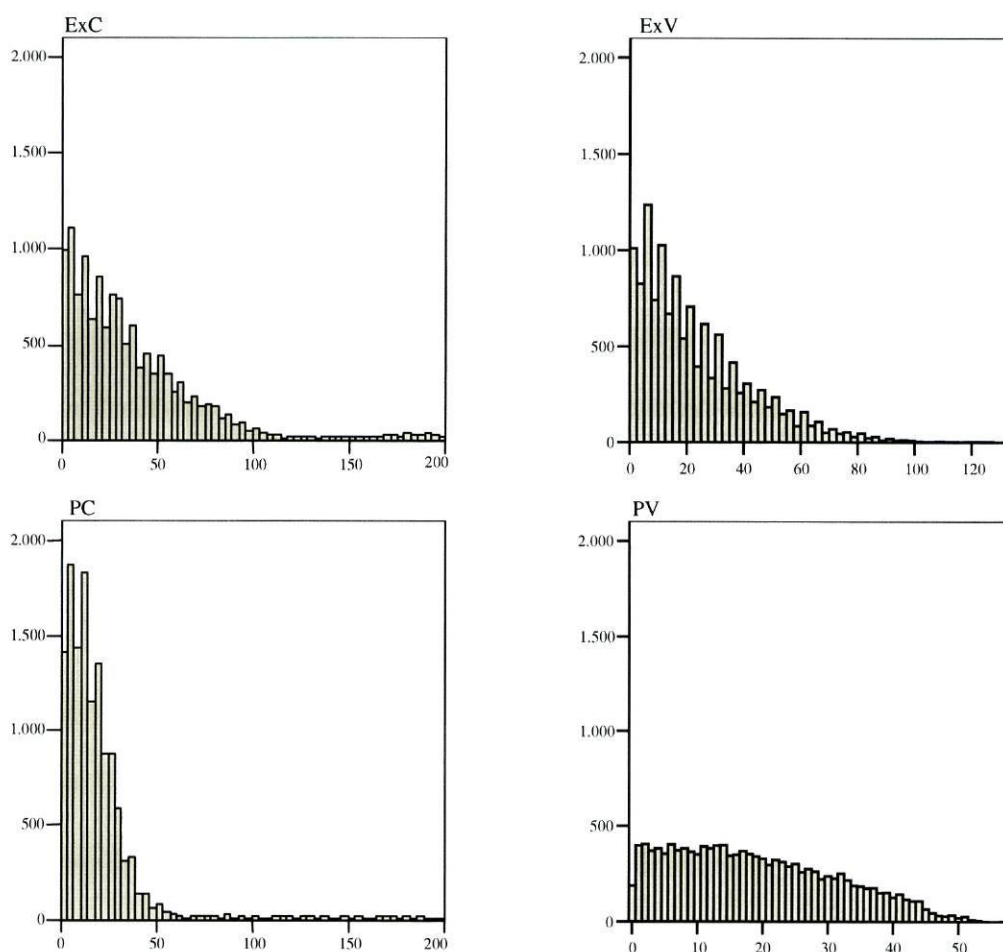


Figura 28. Histograma das distâncias euclidianas (μm), em módulo, entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras.

A importância clínica dos desvios verificados entre os pontos no modelo padrão e os mesmos pontos das 40 réplicas, é analisada através da frequência dos desvios em

módulo superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm , representada na Figura 29 e também nas Tabelas 6, 7 e 8 dos resultados.

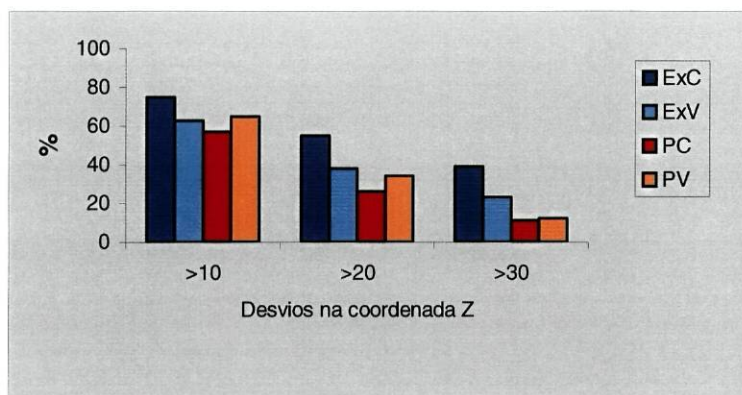


Figura 29. Frequência relativa (%) dos desvios (μm), em módulo, entre a coordenada Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras (ExC, ExV, PC e PV), agrupadas em superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm .

Verificamos que as réplicas ExC apresentam as maiores frequências de desvios nos três agrupamentos, desvios superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm . A frequência do agrupamento >20 μm é especialmente importante pelas suas implicações clínicas porque a maioria dos pacientes apresentam uma sensibilidade às interferências interoclusais superiores a 20 μm ¹¹⁸. Ora, as réplicas ExC têm 55% dos desvios neste agrupamento, enquanto as outras réplicas apresentam percentagens menores, a saber: 38%, 26% e 34%, para as réplicas ExC, PV e PC, respectivamente. Por outro lado, as réplicas PC apresentam as frequências mais baixas em todos os agrupamentos, notando-se que nesta combinação, 74% dos desvios têm valor inferior ou igual a 20 μm . Relativamente ao agrupamento dos desvios superiores 30 μm , verificamos que os resultados das réplicas PC e PV são semelhantes. No entanto, as réplicas PV têm cerca de 22 % dos desvios no intervalo 20-30 μm , enquanto que para as réplicas PC essa percentagem é de 15%.

Ao analisar os resultados dos desvios por material de impressão, verificamos que a fidelidade oclusal dos modelos antagonistas, quando utilizamos o alginato (Palgat

Plus^R) como material de impressão, é sempre maior do que quando utilizamos como material de impressão o silicone de adição de média viscosidade (ExpressTM). O alginato estudado apresenta uma menor amplitude de desvios, o que permite prever, se respeitadas as condições do trabalho, uma maior fidelidade na obtenção das impressões. Devido à maior frequência (69%) dos desvios no sentido negativo verificada quando se utiliza o silicone de adição, este material de impressão pode ser responsável pela formação de modelos com menores dimensões. No sentido contrário, o alginato pode levar à criação de modelos ligeiramente maiores, já que 61% dos desvios se encontravam no sentido positivo.

Na tentativa de avaliar a importância clínica dos desvios na coordenada Z, foram obtidas 3 classes, classe I >10, classe II >20 e classe III >30 para traduzir as frequências (relativas) dos desvios superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm respectivamente. As frequências dos desvios em cada uma das classes definidas estão representadas na Figura 30.

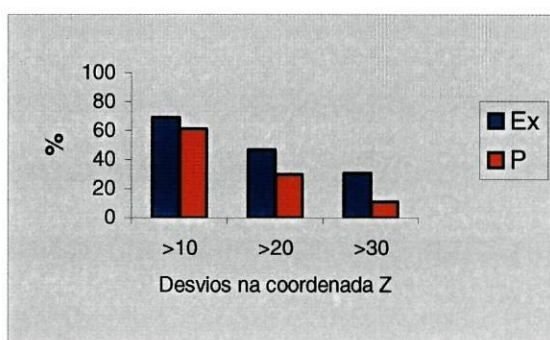


Figura 30. Frequência relativa (%) dos desvios (μm), em módulo, entre a coordenada Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm , por material de impressão (Ex e P).

Verificamos pela análise da Figura 30 e dos resultados das Tabelas 11, 12 e 13, que estas frequências são, em todas as coordenadas superiores para o material de

impressão Ex. Quando analisamos os desvios superiores a 20 μm na distância à coordenada Z verificamos uma percentagem superior (47%) no material de impressão Ex em relação ao material de impressão P (30%). Esta diferença entre os dois materiais acentua-se bastante (31% para 11%) quando analisamos os desvios superiores a 30 μm em relação à mesma coordenada. Como sabemos que nos dados referentes aos desvios >10 μm estão incluídos os desvios >20 μm e > 30 μm , quisemos particularizar a análise nestas três dimensões para determinar em qual dos intervalos havia maiores quebras na frequência absoluta e relativa. Verificamos que em relação à coordenada Z, o material de impressão P apresentava uma diminuição na frequência relativa dos desvios bastante superior ao material de impressão Ex. Material de impressão P: 61% desvios >10 μm , 30% desvios >20 μm e 11% desvios >30 μm . Material de impressão Ex: 69% desvios >10 μm , 47% desvios >20 μm e 31% desvios >30 μm .

Portanto a maior quebra dos desvios situava-se no intervalo compreendido entre 20 e 30 μm .

Os resultados referentes aos gessos tipo III (Crystacal D^R) e tipo IV (Vel-Mix Stone^R) são muito aproximados, no entanto, como observado na Tabela 14., devemos referir que o gesso tipo III estudado apresenta desvios máximos na coordenada Z muito superiores (200 μm) aos desvios originados pelo gesso tipo IV (94 μm). Como o gesso Vel-Mix Stone^R apresenta uma menor amplitude de desvios, permite uma maior fidelidade na obtenção dos modelos. O tamanho maior dos cristais do gesso tipo III e a sua mais elevada expansão (Tabela 1), pode explicar estes desvios^{11,15-17}.

Para avaliar a importância clínica dos desvios ocorridos nos modelos, em função dos gessos utilizados, foram calculados 3 grupos, grupo I >10, grupo II >20 e grupo III >30 para traduzir as frequências dos desvios superiores a 10 μm , 20 μm e 30 μm respectivamente. As frequências nas coordenadas X e Y são muito baixas para os

dois gessos (Tabelas 16, 17 e 18 dos resultados), pelo que representamos na Figura 31 apenas os valores referentes à coordenada Z. A análise da figura leva à conclusão de que não existem muitas diferenças entre o gesso C e V para os valores $>10\ \mu\text{m}$ e $>20\ \mu\text{m}$.

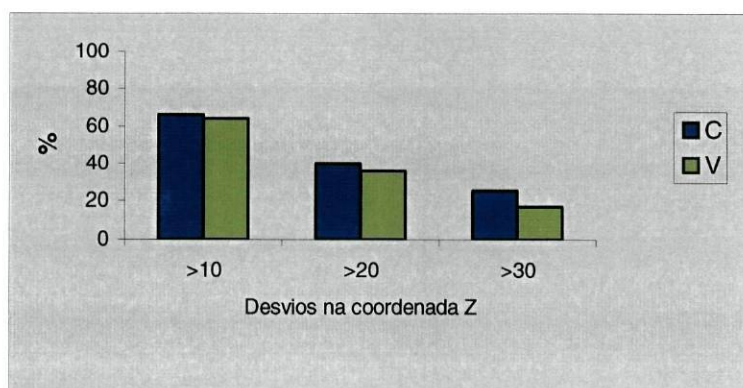


Figura 31. Frequência relativa (%) dos desvios (μm), em módulo, entre a coordenada Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, agrupadas em superiores a $10\ \mu\text{m}$, $20\ \mu\text{m}$ e $30\ \mu\text{m}$, por gesso (C e V).

A análise descritiva efectuada permite-nos afirmar que existem diferenças entre os dois materiais de impressão, sendo que o material P permite obter réplicas com maior fidelidade oclusal. Relativamente aos dois tipos de gesso, os resultados obtidos são muito aproximados, no entanto, é de assinalar, que o gesso V apresenta desvios máximos muito inferiores aos desvios originados pelo gesso C.

Quando efectuamos a análise de variância e construímos os modelos lineares para os resultados dos desvios nos modelos réplicas tendo como variáveis independentes a distância no eixo do X (Tabela 19), a distância no eixo do Y (Tabela 20), a distância no eixo do Z (Tabela 21) e distância euclidiana (Tabela 22), verificamos o seguinte: para a coordenada X são estatisticamente significativos os

efeitos da escolha dos materiais de impressão ($p=0,011$) e do gesso ($p=0,048$), sendo o efeito da interação material de impressão/gesso não estatisticamente significativo ($p=0,074$); para a coordenada Y somente são estatisticamente significativos os efeitos da escolha dos materiais de impressão ($p=0,016$); para a coordenada Z apenas os efeitos da escolha dos materiais de impressão são estatisticamente significativos ($p=0,014$); o efeito da escolha do material de impressão nas distâncias euclidianas entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 réplicas é estatisticamente significativa ($p=0,013$), sendo o efeito da escolha do gesso não estatisticamente significativo ($p=0,057$). A interação entre a escolha do material de impressão e o gesso é também ela não estatisticamente significativa ($p=0,143$).

Quanto à significância clínica dos desvios, a Tabela 19 indica que na coordenada X, espera-se um desvio médio de $14,92 \mu\text{m}$ quando se obtém uma réplica ExC, o qual, em algumas situações pode ser clinicamente relevante. As outras combinações ExV, PC e PV não dão origem a desvios clinicamente importantes. A Tabela 20 permite verificar que quando utilizamos a combinação ExC, devemos esperar um desvio médio de $12,17 \mu\text{m}$ na coordenada Y. Nas outras combinações os desvios esperados são muito menores. Quando nos referimos ao significado clínico dos desvios na coordenada Z, a observação da Tabela 21 permite prever um desvio médio de $35,55 \mu\text{m}$ quando se utiliza a combinação ExC, $21,38 \mu\text{m}$ para a combinação ExV, $18,65 \mu\text{m}$ para as réplicas PC e um desvio médio de $16,49 \mu\text{m}$ para as réplicas PV. O valor esperado para as réplicas ExC é bastante relevante já que ultrapassa largamente o valor considerado para a sensibilidade às interferências interoclusais da maioria dos pacientes ($20 \mu\text{m}$). A média estimada para a combinação ExV está ligeiramente acima deste valor referência. Devemos referir que os desvios médios esperados para as combinações PC e PV são inferiores a $20 \mu\text{m}$, no entanto os valores marginais superiores podem

ultrapassar este valor. Pela observação da Tabela 22, podemos verificar que os desvios médios esperados na distância euclidiana têm um grande aumento relativamente à tabela anterior, principalmente a combinação ExC. Este valor bastante elevado (42,49 μm) resulta da acumulação dos desvios nas coordenadas X, Y e Z. As réplicas PV são as únicas que apresentam um valor médio esperado (18,98 μm) abaixo do valor considerado como limite inferior para a sensibilidade às interferências interoclusais da maioria dos pacientes. Os valores médios esperados para as combinações ExV e PC (24,75 μm e 21,37 μm) são ligeiramente superiores a 20 μm .

Os dados obtidos na investigação permitem-nos afirmar que o material utilizado na impressão, alginato ou silicone de adição de viscosidade média, tem influência na fidelidade oclusal do modelo antagonista. A escolha do gesso não tem grande influência. No entanto verificamos que a combinação silicone de adição/gesso tipo III deve ser evitada, já que apresenta um desvio médio esperado na distância euclidiana de 42,49 μm , o que é considerado clinicamente relevante. Este resultado sugere que se optarmos pelo silicone de adição como material de impressão devemos passar a positivo com gesso tipo IV para não perdermos a fidelidade oclusal do modelo antagonista.

Assim sendo, e como se verifica na Figura 32 a fidelidade das réplicas construídas utilizando o material de impressão P é sempre maior que aquelas construídas com o material Ex, independentemente do gesso C ou V utilizado. A utilização do material de impressão P permite a obtenção de modelos com desvios menores, independentemente do tipo de gesso aplicado. Por outro lado o gesso V permite os melhores resultados se não quisermos perder fidelidade dos modelos antagonistas ao mudar do material de impressão P para Ex.

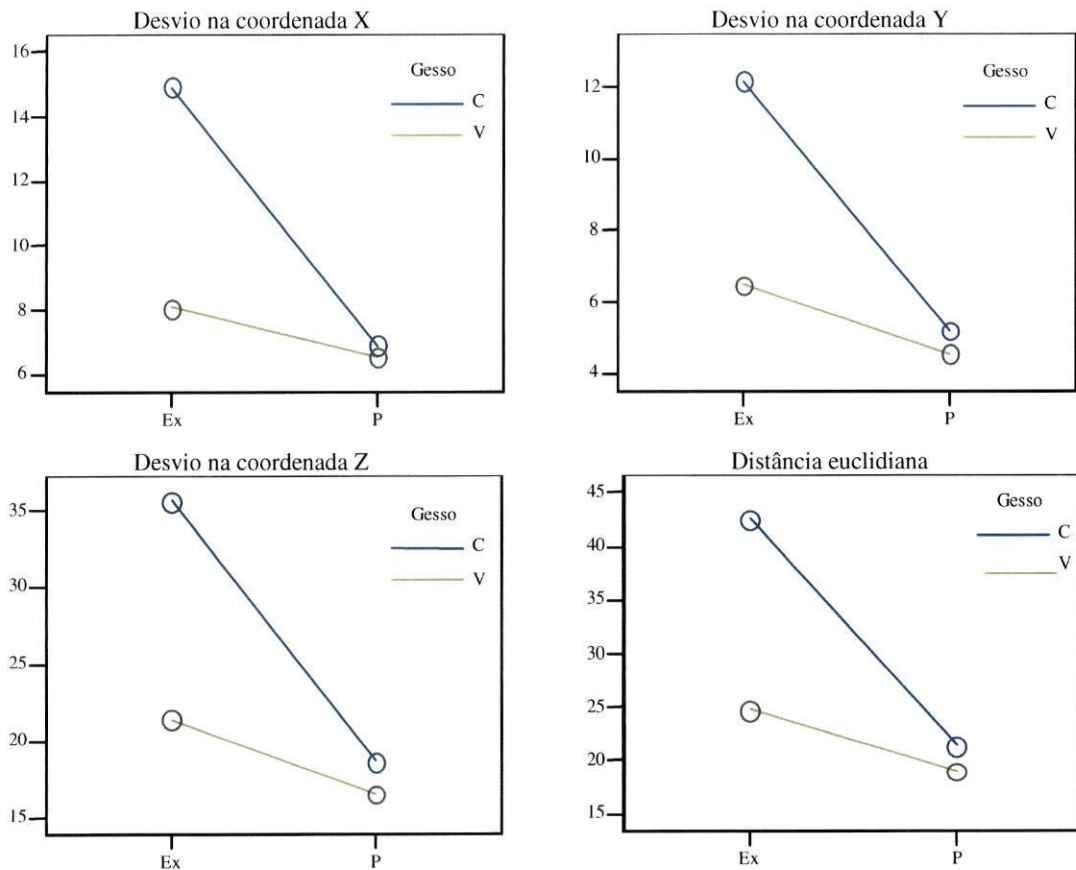


Figura 32. Representação gráfica das médias marginais estimadas pelos modelos lineares usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas. Variáveis dependentes: Distancias às coordenadas X, Y, e Z e distância euclidiana entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das réplicas estudadas. Variáveis independentes: Material de impressão, gesso e factor de interação. Variáveis de medições repetidas: cúspides palatinas.

Como já foi referido anteriormente, quase todas as investigações publicadas, testando materiais de impressão, foram efectuadas em modelos de trabalho ou seus protótipos. O trabalho de Brosky e colaboradores¹¹⁴ tem algumas semelhanças com o nosso, no entanto na nossa investigação foram utilizados instrumentos de trabalho, nomeadamente o modelo padrão, a moldeira e o sistema de medição, diferentes dos utilizados em qualquer dos trabalhos de investigação publicados.

Podemos comparar os nossos resultados com os resultados obtidos por outros autores já que os materiais utilizados são comuns.

Da investigação efectuada por Hall e colaboradores¹⁰⁷ na qual testavam a influência da imersão num desinfetante, podemos comparar com os resultados dos

grupos controle (sem desinfecção). Os modelos obtidos de impressões de alginato apresentavam alterações dimensionais muito superiores (0,23 a 0,33%) aos modelos construídos após impressões de silicone de adição (-0,02 a 0,15%). Estes resultados são opostos aos obtidos na nossa investigação, já que obtivemos melhor fidelidade oclusal quando utilizamos o alginato como material de impressão. Contudo, devemos referir, que os autores utilizaram como modelo padrão um bloco de aço segundo a descrição da especificação nº 19 da ANSI/ADA¹¹³ o qual apenas permite efectuar medições lineares. Como sistema de medição utilizaram um microscópio com aumento 10X e resolução de 1µm.

Johnson e colaboradores¹⁰⁰ também testaram o efeito da imersão em desinfectantes. Se retirarmos os resultados obtidos no grupo controlo verificamos que os modelos obtidos a partir de impressões de alginato apresentam uma alteração de 0,00 a -0,02% na dimensão antero-posterior (AP) e de 0,00 a 0,01% na dimensão transversal (T). Os modelos efectuados a partir de impressões de silicone de adição apresentavam na dimensão AP uma alteração de 0,03% (11 µm) e na dimensão T uma alteração de 0,05% (22 µm). A dimensão medida que mais se aproxima da nossa investigação é a ocluso-gengival (OG). Nesta dimensão os autores verificaram uma alteração entre -0,03% (-2 µm) e -0,27% (-16 µm) para os modelos obtidos de impressões de alginato e -0,04% (-3 µm) para os modelos resultantes das impressões de silicone de adição. As impressões de alginato proporcionaram melhores resultados nas dimensões AP e T mas piores resultados para um dos alginatos testado (Jeltrate) na dimensão OG. Os resultados na dimensão OG não são concordantes com os observados no nosso trabalho, já que obtivemos melhor fidelidade oclusal quando utilizamos impressões de alginato (Palgat Plus^R). Estes investigadores utilizaram moldeira universal nas impressões de alginato e moldeira individual com 3 mm de alívio nas impressões de

silicone de adição enquanto na nossa investigação utilizamos uma única moldeira com cerca de 5 mm de alívio, simulando o procedimento clínico mais comum nas impressões da arcada antagonista. Não sabemos até que ponto estas diferenças de metodologia podem ter influência na divergência verificada nos resultados.

De igual modo, se observarmos os valores obtidos nos grupos controlo (sem desinfectantes) por Tullner e colaboradores⁹⁴ no estudo sobre os efeitos da imersão em vários desinfectantes, verificamos que os modelos obtidos a partir de impressões de silicone de adição apresentavam menores alterações dimensionais nas medições AP e OG. No nosso estudo observamos um comportamento diferente dos materiais de impressão. Como possível justificação para a diferença nos resultados podemos referir que estes autores utilizaram moldeiras com alívios diferentes para cada material de impressão (alívio de 2 mm para o silicone de adição e de 6 mm para o alginato).

A influência da espessura de alívio para o material de impressão não é um tema consensual, pois como vimos anteriormente, há autores^{30,32} que sugerem existirem menores alterações dimensionais quando as impressões de silicone de adição são efectuadas com moldeiras individuais, enquanto outros⁶⁶⁻⁶⁸ concluem não haver diferenças nos modelos obtidos com impressões de silicone de adição quer se utilize moldeiras universais ou moldeiras individuais.

Os resultados das investigações “in vitro” devem ser vistos com algum cuidado, porque não conseguem simular exactamente as situações clínicas. Na nossa investigação as impressões foram feitas a um modelo padrão em aço. Embora o aço seja um material com uma superfície indeformável, permitindo comparações muito precisas, não reproduz o comportamento dos tecidos orais. A não absorção de líquidos deve ser tida em conta. Por outro lado, a tensão superficial intrínseca do aço é muito superior à tensão superficial das proteínas dos dentes e tecidos moles. Esta tensão superficial da

área impressionada também afecta a molhabilidade do material de impressão⁵². Brosky e colaboradores¹¹⁴ utilizaram como padrão um modelo de gesso, tendo verificado que 3 réplicas (total = 20) tinham alterações muito diferentes. Justificaram estas alterações pela separação do silicone da moldeira ou pela adesão do material de impressão ao gesso do modelo padrão. A impressão de uma arcada dentária “in vivo” ultrapassaria os problemas referidos anteriormente, no entanto, somente nas investigações “in vitro” é possível efectuar um controlo rigoroso das variáveis em estudo.

Durante a nossa experimentação foram criadas as condições consideradas ideais para reduzir ao mínimo as alterações dimensionais dos materiais de impressão. Nas impressões com alginato, a utilização de moldeira com alívio uniforme para o material de impressão, a aplicação de adesivo de alginato, a utilização de posicionador para a moldeira e a manutenção da impressão num ambiente com elevada percentagem de humidade relativa durante o tempo de repouso da impressão são as condições ideais para obtenção de bons resultados. As impressões de silicone foram efectuadas com a aplicação prévia de um adesivo de silicone na moldeira, a colocação de uma camada de material na superfície oclusal e nas áreas retentivas do modelo padrão, a utilização de um posicionador da moldeira e a retirada da impressão de uma forma brusca e rápida segundo o longo eixo dos dentes. O mesmo nível de fidelidade dimensional pode não ser possível obter nas situações clínicas devido às numerosas variáveis do ambiente oral, nomeadamente a presença de humidade.

Podemos inferir dos resultados da nossa investigação que o alginato continua a ser um excelente material de impressão da arcada antagonista e que se forem respeitadas as condições ideais de manipulação, consegue reproduzir a superfície oclusal com melhores resultados do que o silicone de adição de média viscosidade.

Clinicamente são de esperar a necessidade de maiores ajustes oclusais durante a colocação das próteses fixas ou removíveis se utilizarmos o silicone de adição de média viscosidade como material de impressão da arcada antagonista. De facto, como foi verificado nos resultados obtidos, o silicone de adição apresenta a maioria dos desvios no sentido negativo, o que nos faz supor que este material pode ser responsável pela criação de modelos de menores dimensões.

5. Conclusões

5. Conclusões

Pela análise dos resultados obtidos e nas condições da nossa experimentação, podemos retirar as seguintes conclusões:

- 1 - Quando utilizamos o alginato (Palgat Plus^R) como material de impressão, a fidelidade oclusal dos modelos antagonistas foi maior do que quando utilizamos o silicone de adição de média viscosidade (ExpressTM). As diferenças nos resultados dos dois materiais de impressão estudados são estatisticamente significativas.
- 2 - A utilização de gesso tipo III (Crystacal D^R) ou tipo IV (Vel-Mix Stone^R), não teve influência na fidelidade oclusal dos modelos antagonistas. A diferença da escolha dos gessos não é estatisticamente significativa, com exceção da coordenada X ($p=0,048$).
- 3 - As impressões de alginato vazadas com o gesso tipo IV, réplicas PV (Palgat Plus^R/Vel-Mix Stone^R), são a combinação material de impressão/gesso que garante a obtenção de modelos antagonistas com melhor fidelidade oclusal.
- 4 - Quando utilizamos o silicone de adição de média viscosidade/gesso tipo III (réplicas ExC), são de esperar alterações dimensionais dos modelos antagonistas clinicamente relevantes na coordenada Z e distância euclidiana.

Bibliografia

Bibliografia

1. Breeding LC, Dixon DL, Kinderknecht KE. Accuracy of three interocclusal recording materials used to mount a working cast. *J Prosthet Dent* 1994;71(3):265-70.
2. Millstein PL, Hsu C. Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change. *J Prosthet Dent* 1994;71(4): 400-3.
3. Utz KH, Muller F, Luckerath W, Fuss E, Koeck B. Accuracy of check-bite registration and centric condylar position. *J Oral Rehabil* 2002;29(5):458-66.
4. Peregrina A, Reisbick MH. Occlusal accuracy of casts made and articulated differently. *J Prosthet Dent*. 1990;63(4):422-5.
5. Parker MH, Cameron SM, Hughbanks JC, Reid DE. Comparison of occlusal contacts in maximum intercuspation for two impression techniques. *J Prosthet Dent* 1997;8(3):255-9.
6. Cox JR, Brandt RL, Hughes HJ. A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2002;87(5):510-5.
7. Ikeda T, Nakano M, Bando E, Suzuki A. The effect of light premature occlusal contact on pain threshold in humans. *J Oral Rehabil*. 1998;25:589-95.
8. Clark GT, Tsukiyama Y, Baba K, Watanabe T. Sixty-eight years of experimental occlusal interference studies: What have we learned? *J Prosthet Dent* 1999;82:704-13.
9. Scotti R, Lugli M, D Elia A. Reliability of antagonistic arch impression in dental prostheses: Clinical evaluation of different preimpression preparation procedures. *J Prosthet Dent* 1995;74(2):127-32.
10. Derrien G, Sturtz G. Comparison of transverse strength and dimensional variations between die stone, die epoxy resin, and die polyurethane resin. *J Prosthet Dent* 1995;74(6):569-74.

11. ANSI/ADA (American National Standard Institute/American Dental Association). Specification N° 25 for Dental Gypsum Products. Council on Dental Materials 1987. Gaithersburg, MD, USA.
12. Millstein PL. Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *J Oral Rehabil.* 1992;19:239.
13. Heshmati RH, Nagy WW, Wirth CG, Dhuru VB. Delayed linear expansion of improved dental stone. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):26-31.
14. Lindquist TJ, Stanford CM, Mostafavi H, Xie XJ. Abrasion resistance of a resin-impregnated type IV gypsum in comparison to conventional products. *J Prosthet Dent* 2002;87(3):319-22.
15. Craig RG, ed. Gypsum Products and Investments. In: Craig RG, ed. Restorative dental materials. 10 th edition. St Louis, MO: Mosby Year Book, 1997. pp. 333-360.
16. Prombonas A, Vlissidis D. Compressive strength and setting temperatures of mixes with various proportions of plaster to stone. *J Prosthet Dent* 1994;72(1):95-100.
17. Anusavice KJ, ed. Gypsum Products. Chemistry of Setting, Basic Principles, and Technical Considerations. In: Anusavice KJ, ed. Phillip's Science of Dental Materials, 10th Ed, 1996. W.B. Saunders Company. pp. 185-209.
18. Alsadi S, Combe EC, Cheng Y-S. Properties of gypsum with the addition of gum Arabic and calcium hydroxide. *J Prosthet Dent* 1996;76(5):530-4.
19. Chaffee NR, Bailey JH, Sherrard DJ. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part I: Single die. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):131-5.
20. Chaffee NR, Bailey JH, Sherrard DJ. Dimensional accuracy of improved dental stone and epoxy resin die materials. Part II: Complete arch form. *J Prosthet Dent* 1997;77(3):235-8.
21. Paquette JM, Taniguchi T, White SN. Dimensional accuracy of an epoxy resin die material using two setting methods. *J Prosthet Dent* 2000;83:301-5.
22. Cassimaty EM, Walton TR. Effect of three variables on the accuracy and variability of electroplated copper dies. *Int J Prosthodont* 1996;9(6):547-54.
23. Craig RG, ed. Impression Materials. In: Craig RG, ed. Restorative dental materials. 10 th edition. St Louis, MO: Mosby Year Book, 1997. pp. 281-332.
24. Kess RS, Combe EC, Sparks BS. Effect of surface treatments on wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 2000;84(1):98-102.

25. Pratten DH, Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent*. 1989;61(2):197-202.
26. Lepe X, Johnson GH, Berg JC. Surface characteristics of polyether and addition silicone impression materials after long-term disinfection. *J Prosthet Dent* 1995;74(2):181-6.
27. Eriksson A, Ockert-Eriksson G, Lockowandt P. Accuracy of irreversible hydrocolloids (alginates) for fixed prosthodontics. A comparison between irreversible hydrocolloid, reversible hydrocolloid, and addition silicone for use in the syringe-tray technique. *Eur J Oral Sci* 1998;106:651-60.
28. Anusavice KJ, ed. Hydrocolloid Impression Materials. In: Anusavice KJ, ed. Phillip's Science of Dental Materials, 10th Ed, 1996. W.B. Saunders Company. pp. 111-137.
- 29..ANSI/ADA (American National Standard Institute/American Dental Association). Specification n° 18 for Alginate Impression Materials. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. American Dental Association, June 1993.
30. Gordon GE, Johnson GH, Drennon DG. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1990;63:12-5.
31. Christensen GJ. Now is the time to change to custom impression trays. *J Am Dent Assoc* 1994;125:619.
32. Millstein P, Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impressions/casts. *J Oral Rehabil* 1998;25:645-8.
33. Mendez AJ. The influence of impression trays on the accuracy of stone casts poured from irreversible hydrocolloid impressions. *J Prosthet Dent* 1985;54(3):383-8.
34. Smith SJ, McCord JF, Macfarlane TV. Factors that affect the adhesion of two irreversible hydrocolloid materials to two custom tray materials. *J Prosthet Dent* 2002 Oct;88(4):423-30.
35. Leung KC, 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.
36. Tjan AH, Whang SB. Comparing effects of tray treatment on the accuracy of dies. *J Prosthet Dent* 1987;58(2):175-8.
37. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, ed 2 Chicago: Quintessence, 1981: 228-230.

38. Goldfogel M, Harvey WL, Winter D. Dimensional change of acrylic resin tray materials. *J Prosthet Dent* 1985;54:284-6.
39. Martinez LJ, von Fraunhofer JA. The effects of custom tray material on the accuracy of master casts. *J Prosthodont* 1998;7(2):106-10.
40. Fehling AW, Hesby RA, Pelleu GB Jr. Dimensional stability of autopolymerizing acrylic resin impression trays. *J Prosthet Dent* 1986;55:592-7.
41. Craig RG, ed. *Prosthetic Applications of Polymers*. In: Craig RG, ed. *Restorative dental materials*. 10 th edition. St Louis, MO: Mosby Year Book, 1997. pp. 500-551.
42. Robinson PB, Dunne SM, Millar BJ. An in vitro study of a surface wetting agent for a addition reaction silicone impressions. *J Prosthet Dent* 1994;71(4):390-3.
43. Lim PF, Neo KH, Sitah L, Yeo KL, Stokes A. Adaptation of Finger-Smoothed Irreversible Hydrocolloid to Impression Surfaces. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):117-21.
44. Millar BJ, Dunne SM, Nesbit M. A comparison of three wetting agents used to facilitate the pouring of dies. *J Prosthet Dent* 1995;74(4):341-4.
45. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. An in vivo study of a clinical surfactant used with poly(vinyl siloxane) impression materials. *Quintessence Int* 1996;27:707-9.
46. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):54-6.
47. Morris JC, Khan Z, Fields H Jr. Effect on surface detail of casts when irreversible hydrocolloid was wetted before impression making. *J Prosthet Dent* 1983;49:328-30.
48. Johnson DL, Stratton RJ. *Fundamentals of Removable Prosthodontics*. Chicago: Quintessence 1980:112.
49. Dixon DL, Breeding LC, Moseley JP. Custom impression trays. Part II: Removal forces. *J Prosthet Dent* 1994;71(3):316-8.
50. Shigeto N, Murata H, Hamada T. Evaluation of the methods for dislodging the impression tray affecting the dimensional accuracy of the abutments in a complete dental arch cast. *J Prosthet Dent* 1989;61(1):54-8.
51. Moseley JP, Dixon DL, Breeding LC. Custom impression trays. Part III: A stress distribution model. *J Prosthet Dent* 1994;71(5):532-8.

52. Petrie CS, Walker MP, O'mahony AM, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):365-72.
53. Chee WW, Donovan TE. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 1992;68:728-32.
54. Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):583-9.
55. Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent* 1998;80(1):32-5.
56. Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):161-5.
57. Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil* 2002;29(4):357-61.
58. Fernandes CP, Vassilakos N. Accuracy, detail reproduction, and hardness of gypsum casts produced from silicone treated with glow discharge. *J Prosthet Dent* 1990;70(5):457-64.
59. Vassilakos N, Nilmer K. Effect of plasma treatment on the wettability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1993;70(2):165-71.
60. Cullen DR, Mikesell JW, Sandrik JL. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent* 1991;66(2):261-5.
61. Abdullah MA. Effect of frequency and amplitude of vibration on void formation in dies poured from polyvinyl siloxane impressions. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):490-4.
62. Anusavice KJ, ed. Nonaqueous Elastomeric Impression Materials. In: Anusavice KJ, ed. *Phillip's Science of Dental Materials*, 10th Ed, 1996. W.B. Saunders Company. pp. 139-176.
63. Kahn RL, Donovan TE, Chee WWL. Interaction of gloves and rubber dam with a poly(vinyl siloxane) impression material: a screening test. *Int J Prosthodont*. 1989;2:342-6.
64. Morgano SM, Milot P, Ducharme P, Rose L. Ability of various impression materials to produce duplicate dies from successive impressions. *J Prosthet Dent* 1995;73:333-40.

65. Richards MW, Zeiaei S, Bagby MD, Okubo S, Soltani J. Working times and dimensional accuracy of the one-step putty/wash impression technique. *J Prosthet Dent* 1998;7(4):250-5.
66. Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Taylor WG. Effect of impression tray design upon the accuracy of stone casts produced from a single-phase medium-bodied polyvinyl siloxane impression material. *J Dent* 1992;20(3):189-92.
67. Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* 2002;11(2):98-108.
68. Brosky ME, Pesun IJ, Lowder PD, DeLong R, Hodges JS. Laser digitisation of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *J Prosthet Dent* 2002;87(2):204-9.
69. Valderhaug J, Floystrand F. Dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. *J Prosthet Dent* 1984;52:514-7.
70. Rueda LJ, Sy-Muñoz JJ, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML. The Effect of Using Custom or Stock Trays on the Accuracy of Gypsum Casts. *Int J Prosthodont* 1996;9(4):367-73.
71. Pensler A. Combined bite and impression technique. *Dent Digest* 1971;77:454-8.
72. Kaplowitz GJ. Trouble-shooting dual arch impressions. *J Am Dent Assoc* 1996;127:234-40.
73. Breeding LC, Dixon DL. Accuracy of casts generated from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2000;84(4):403-7.
74. Larson TD, Nielson MA, Brackett WW. The accuracy of dual-arch impressions: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):625-7.
75. Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. *J Prosthet Dent* 2003;90(2):143-9.
76. Ceyhan JA, Johnson GH, Lepe X, Phillips KM. A clinical study comparing the three-dimensional accuracy of a working die generated from two dual-arch custom tray. *J Prosthet Dent* 2003;90(3):228-34.
77. Cayouette MJ, Burgess JO, Jones RE Jr, Yuan CH. Three-dimensional analysis of dual-arch impression trays. *Quintessence Int* 2003;34(3):189-98.
78. Wilson EG, Werrin SR. Double arch impressions for simplified restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 1983;49:198-202.

79. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of addition silicones as a function of technique. *J Prosthet Dent* 1986;55:197-203.
80. Lane DA, Randall RC, Lane NS, Wilson NH. A clinical trial to compare double-arch and complete-arch impression techniques in the provision of indirect restorations. *J Prosthet Dent* 2003;89(2):141-5.
81. Runnells RR. An overview of infection control in dental practice. *J Prosthet Dent* 1988;59:625-9.
82. Breault LG, Paul JR, Hondrum SO, Christensen LC. Die stone disinfection: Incorporation of sodium hypochlorite. *J Prosthodont* 1998;7:13-6.
83. Leung RL, Schonfeld SE. Gypsum casts as a potential source of microbial cross-contamination. *J Prosthet Dent* 1983;49:210-11.
84. Habu H, Tanabe N, Nakagawa H, Hiraguchi H, Hashimoto K. Property variations of stone following high-temperature sterilization. *J Nihon Univ Sch Dent* 1993;35:179-85.
85. Bass RA, Plummer KD, Anderson EF. The effect of a surface disinfectant on a dental cast. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):723-5.
86. American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Council on Dental Practice. Council on Therapeutics. Infection control recommendations for the dental office and dental laboratory. *J Am Dent Assoc* 1988;116:241-8.
87. American Dental Association. Council on Scientific Affairs and Council on Dental Practice. Infection control recommendations for the dental office and dental laboratory. *J Am Dent Assoc* 1996;127:672-80.
88. Centers for Disease Control. Recommended infection-control practices for dentistry. *MMWR* 1986;35:237-42.
89. Centers for Disease Control. Recommended infection-control practices for dentistry. *MMWR* 1993;41:1-12.
90. Lepe X, Johnson GH. Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *J Prosthet Dent* 1997;78(3):245-9.
91. Thouati A, Deveaux E, Iost A, Behin P. Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *J Prosthet Dent* 1996;76(1):8-14.
92. Adabo GL, Zanarotti E, Fonseca RG, Cruz CA. Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):621-4.

93. Rueggeberg FA, Beall FE, Kelly MT, Schuster GS. Sodium hypochlorite disinfection of irreversible hydrocolloid impression material. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):628-31.
94. Tullner JB, Commette JA, Moon PC. Linear dimensional changes in dental impressions after immersion in disinfectant solutions. *J Prosthet Dent* 1988;60(6):725-8.
95. Abour MAB, O'Neilly PJR, Setchell DJ, Pearson DJ. Physical properties of casts prepared from disinfected alginate. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1996;4(2):87-91.
96. Hilton TJ, Schwartz RS, Bradley DV. Immersion disinfection of irreversible hydrocolloid impressions. Part 2: Effects on gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1994;7(5):424-33.
97. Drennon DG, Johnson GH, Powell GL. The accuracy and efficacy of disinfection by spray atomization on elastomeric impressions. *J Prosthet Dent* 1989;62(4):468-75.
98. Merchant VA. Prosthodontics and infection control – it's a whole new ball game. *J Calif Dent Assoc* 1989;17:49-53.
99. Hutchings ML, Vandewalle KS, Schwartz RS, Charlton DG. Immersion disinfection of irreversible hydrocolloid impressions in pH-adjusted sodium hypochlorite. Part 2: Effect on gypsum casts. *Int J Prosthodont* 1996;9(3):223-9.
100. Johnson GH, Chellis KD, Gordon GE, Lepe X. Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):446-53.
101. McNeill MRJ, Coulter WA, Hussey DL. Disinfection of irreversible hydrocolloid impressions: a comparative study. *Int J Prosthodont* 1992;5:563-7.
102. Ramer MS, Gerhardt DE, McNally K. Accuracy of irreversible hydrocolloid impression material mixed with disinfectant solutions. *J Prosthodont* 1993;2(3):156-8.
103. Schwartz RS, Hensley DH, Bradley DV. Immersion disinfection of irreversible hydrocolloid impressions in pH-adjusted sodium hypochlorite. Part 1: Microbiology. *Int J Prosthodont*. 1996;9(3):217-22.
104. Tan HK, Hooper PM, Buttar IA, Wolfaardt JF. Effects of disinfecting irreversible hydrocolloid impressions on the resultant gypsum casts: Part II--Dimensional changes. *J Prosthet Dent* 1993;70(6):532-7.

105. Taylor RL, Wright PS, Maryan C. Disinfection procedures: their effect on the dimensional accuracy and surface quality of irreversible hydrocolloid impression materials and gypsum casts. *Dent Mater* 2002;18(2):103-10.
106. Vandewalle KS, Charlton DG, Schwartz RS, Reagan SE, Koeppen RG. Immersion disinfection of irreversible hydrocolloid impressions with sodium hypochlorite. Part II: Effect on Gypsum. *Int J Prosthodont* 1994;7(4):315-22.
107. Hall BD, Munoz-Viveros CA, Naylor WP, Sy J. Effects of a chemical disinfectant on the physical properties of dental stones. *Int J Prosthodont* 2004;17(1):65-71.
108. Johnson GH, Craig RG. Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *J Prosthet Dent* 1985;53:384-90.
109. Johnson GH, Drennon DG, Powell GL. Accuracy of elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Am Dent Assoc* 1988;116:525-30.
110. Tjan AH, Nemetz H, Nguyen LTP, Contino R. Effect of tray space on the accuracy of monophasic polyvinylsiloxane impressions. *J Prosthet Dent* 1992;68(1):19-28.
111. Rios MP, Morgano SM, Stein RS, Rose L. Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of dental impression complex. *J Prosthet Dent* 1996;76(4):356-62.
112. Corso M, Abanomy A, Di Canzio J, Zurakowski D, Morgano SM. The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J Prosthet Dent* 1998;79(6):626-31.
113. ANSI/ADA (American National Standard Institute/American Dental Association). Specification n° 19 for non-aqueous, elastomeric dental impressions. *J Am Dent Assoc* 1977;94:733-41.
114. Brosky ME, Major RJ, DeLong R, Hodges JS. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* 2003;90(5):434-40.
115. Quick DC, Holtan JR, Ross GK. Use of a scanning laser three-dimensional digitizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):229-35.
116. Dastane A, Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Mehra R, Hesby R. Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surfaces. *J Oral Rehabil* 1996;23:25-34.

117. Thielke S, Serrano JG, Lepe X. A method for true coordinate three-dimensional measurement of casts using a measuring microscope. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):506-10.
118. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res* 2003;82(6):438-42.

Resumo

Resumo

A distorção da fidelidade oclusal do modelo antagonista é uma das principais causas de interferências oclusais verificadas no momento da colocação de uma prótese fixa ou removível.

Embora o alginato, pela sua simplicidade de manipulação e baixo custo, seja o material normalmente utilizado nas impressões da arcada antagonista, o aperfeiçoamento das propriedades dos silicões de adição aumentou a sua utilização devido à fidelidade, estabilidade dimensional, excelente recuperação elástica, facilidade de utilização e boa reprodutibilidade de detalhe.

O gesso dentário tipo III é o material de modelos mais utilizado porque é económico, de manipulação fácil e com um tempo de endurecimento relativamente rápido. Contudo como a qualidade do material de passagem a positivo é fundamental para a fidelidade oclusal do modelo antagonista, a utilização do gesso tipo IV, com maior resistência à compressão e menor expansão, pode trazer vantagens.

Devido à escassez de estudos sobre os factores que influenciam a fidelidade dos modelos antagonistas, efectuamos este trabalho de investigação para esclarecer se as técnicas, os materiais de impressão e os gessos utilizados tinham ou não alguma influência na fidelidade oclusal dos modelos antagonistas.

A investigação consistiu na duplicação de um modelo padrão em aço com dois materiais de impressão (alginato - Palgat Plus^R e silicone de adição de média viscosidade - ExpressTM) e na sua passagem a positivo com dois tipos de gesso (tipo III

- Crystacal D^R e tipo IV - Vel-Mix Stone^R). Foram respeitadas as instruções do fabricante na manipulação de cada um dos materiais. Com este procedimento foi possível constituir uma amostra de 40 modelos de gesso, réplicas do modelo padrão, obtidas a partir da combinação dos dois materiais de impressão com os dois tipos de gesso.

Utilizando um aparelho de digitalização 3D por apalpação mecânica, efectuamos a comparação dimensional entre cada um dos modelos da amostra com o modelo padrão. Este sistema de medição sensível e exacto tem funcionamento automático, eliminando desta forma a possibilidade de introdução de erro humano.

Após a análise descritiva dos resultados, foi efectuada a análise estatística usando o método de análise de variância (ANOVA) para medições repetidas. Foi possível concluir que, para todas as coordenadas X, Y e Z as diferenças nos resultados dos materiais de impressão são estatisticamente significativos, sendo a diferença da escolha do gesso não estatisticamente significativa, com excepção da coordenada X. A interacção entre a escolha do material de impressão e o gesso é também ela sempre não estatisticamente significativa. Verificamos ainda, que a utilização do alginato (Palgat Plus^R) com o gesso tipo IV (Vel-Mix Stone^R) é a combinação material de impressão / gesso que proporciona a obtenção de modelos antagonistas com melhor fidelidade oclusal. Com resultados muito aproximados ficou a combinação alginato (Palgat Plus^R) / gesso tipo III (Crystacal D^R), seguida da combinação silicone de adição (ExpressTM) / gesso tipo IV (Vel-Mix Stone^R). Os piores resultados foram obtidos na combinação silicone de adição (ExpressTM) / gesso tipo III (Crystacal D^R). Nesta combinação foram encontradas alterações clinicamente relevantes, nomeadamente na coordenada Z, o que sugere a necessidade de maiores ajustes oclusais quando forem utilizados estes materiais.

Abstract

The distortion of the occlusal accuracy on the antagonistic cast is one of the main causes of the occlusal interferences verified the moment a fixed or removable prosthesis is placed.

Although the irreversible hydrocolloid, by its manipulative simplicity and low cost, is the material usually used for the impressions of the antagonistic arch, the improvement of the properties of addition silicone caused an increased usage due to its accuracy, dimensional stability, excellent elastic recuperation, usage facility, and a good reproducible detail.

The type III dental stone is the material more used for pouring the impressions, because it is economic, and manipulative with a relatively fast hardening period. As the quality of the pouring material is fundamental in the occlusal accuracy of the antagonistic cast, the usage of the type IV dental stone, with its high resistance to compression and lower expansion, can be advantageous.

Due to the lack of studies concerning the factors that influence the accuracy of the antagonistic casts, we made this investigation so as to clarify the techniques, the impression materials and the dental stone used, may have had some influence in the occlusal accuracy of the antagonistic casts.

The investigation, consisted in the duplication of a steel master model with two impression materials (irreversible hydrocolloid - Palgat Plus^R and addition silicone of medium viscosity - ExpressTM) and pouring it with two types of dental stone (type III -

Crystacal D^R and type IV - Vel-Mix Stone^R). The manufacturer's instructions were respected in what concerned the manipulation of each of the materials. With this procedure, it was possible to build a sample of 40 casts, identical to the master model, obtained through the combination of the two impression materials with the two types of dental stones.

Using a 3D digitizer by mechanical touching, we realized a dimensional comparison between the casts samples and the master model. This system with sensitive and exact measuring has an automatic function, eliminating in this way, the possibility of introducing human error.

After the descriptive analysis of the results, we made a statistical analysis using the 2-way analysis of variance (ANOVA) for repeated measuring. It was possible to conclude that, for the coordinates X, Y and Z the effects of the choice of impression materials are statistically significant, being the result of the choice of the dental stone not statistically significant, with the exception of the coordinate X. The interaction between the choice of impression material and the dental stone, is also not statistically significant. We have also noted that the using of irreversible hydrocolloid (Palgat Plus^R) with the type IV dental stone (Vel-Mix Stone^R), is the best combination impression material / dental stone that produces antagonistic casts with better occlusal accuracy. With very similar results, we were left with the combination irreversible hydrocolloid (Palgat Plus^R) / type III dental stone (Crystacal D^R), followed by the combination addition silicone (ExpressTM) / type IV dental stone (Vel-Mix Stone^R). The worst results were obtained when combining addition silicone (ExpressTM) / type III dental stone (Crystacal D^R). In this combination, clinically relevant alterations were found, namely in the coordinate Z, which suggested the need for larger occlusal adjustments when these materials are used.

Résumé

La distorsion de la précision occlusale du model antagoniste est l'une des principales causes d'interférences occlusales vérifiées au moment de la mise en bouche de prothèses fixées ou amovibles.

Bien que l'hydrocoloïde irréversible par une manipulation simple et à bas coût, est le matériau communément utilisé pour la prise d'empreinte de l'arcade antagoniste, les meilleures propriétés du silicone d'addition, entraîne une augmentation de son usage, dû à sa précision, à sa stabilité dimensionnelle, à son excellente récupération élastique, à sa facilité d'utilisation et à une bonne reproductibilité du détail.

Le plâtre dentaire de type III est le matériau le plus utilisée pour couler les models, car il est économique et se manipule avec une période de durcissement relativement rapide. Comme la qualité du matériau pour couler l'empreinte est fondamental pour obtenir la meilleure précision occlusale du model antagoniste, l'utilisation du plâtre type IV, avec sa haute résistance à la compression et son faible expansion, peut être avantageux.

Dû au manque d'études concernant les facteurs influençant la précision du model antagoniste, nous avons effectué cette étude pour clarifier si les techniques car les matériaux de prise d'empreinte et les plâtres dentaires utilisés peuvent avoir une influence sur la précision occlusale.

L'étude a consisté en la duplication d'un model maître en acier avec deux matériaux d'empreinte (hydrocoloïde irréversible - Palgat Plus^R et silicone d'addition de

moyenne viscosité - ExpressTM) et deux types de plâtres (type III - Crystacal D^R et type IV - Vel-Mix Stone^R). La notice d'utilisation de chaque matériau a été respectée. Avec cette technique, combinant deux types de matériaux d'empreintes et deux types de plâtres, on a pu réaliser 40 moulages identiques au model maître.

. A l'aide d'un système de métrologie 3D, utilisant un palpeur, nous avons réalisé une comparaison dimensionnelle entre les models coulés et le model maître. Ce système sensible, à mesure précise, a un mode de mesure automatique qui permet d'éliminer toute erreur humaine.

Après l'analyse descriptive des résultats, nous avons réalisé une analyse statistique utilisant la méthode d'analyse de la variance (ANOVA) pour mesures successives. Nous avons conclu, pour les coordonnées X, Y et Z, que le choix du matériau d'empreinte est statistiquement significatif alors que les résultats sur le choix du plâtre dentaire est non statistiquement significatif avec pour exception de la coordonnée X. De plus, l'interaction entre le choix du matériau d'empreinte et le plâtre est non statistiquement significatif. Nous avons aussi noté que l'utilisation d'hydrocoloïde irréversible (Palgat Plus^R) avec du plâtre type IV (Vel-Mix Stone^R) est la meilleure combinaison matériau d'empreinte / plâtre pour obtenir la meilleure précision occlusale du model antagoniste. Avec des résultats similaires, nous avons trouvé la combinaison hydrocoloïde irréversible (Palgat Plus^R) / plâtre type III (Crystacal D^R), vient ensuite le silicone d'addition (ExpressTM) / plâtre type IV (Vel-Mix Stone^R). Le pire résultat a été obtenu par la combinaison silicone d'addition (ExpressTM) / plâtre type III (Crystacal D^R). Dans cette combinaison, nous avons trouvé d'altérations cliniquement pertinentes, c'est à dire en la coordonnée Z, ce qui nécessite un plus grand ajustement occlusale quand ces matériaux sont utilisés.

Anexos

Anexos*

Tabela A1. Média e desvio padrão (DP) dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gesso (C e V).

	Total n=52172		ExC n=13155		ExV n=12868		PC n=13093		PV n=13056	
	Média	(DP)	Média	(DP)	Média	(DP)	Média	(DP)	Média	(DP)
Desvios na coordenada X	-0,2	(13,93)	0,2	(20,45)	-0,4	(11,53)	0,1	(11,70)	-1,0	(9,19)
Desvios na coordenada Y	-0,2	(11,60)	-1,0	(17,22)	-0,3	(10,12)	-0,3	(9,62)	0,9	(6,53)
Desvios na coordenada Z	-3,3	(31,40)	-15,0	(41,93)	-10,5	(23,84)	7,6	(29,56)	4,7	(18,97)

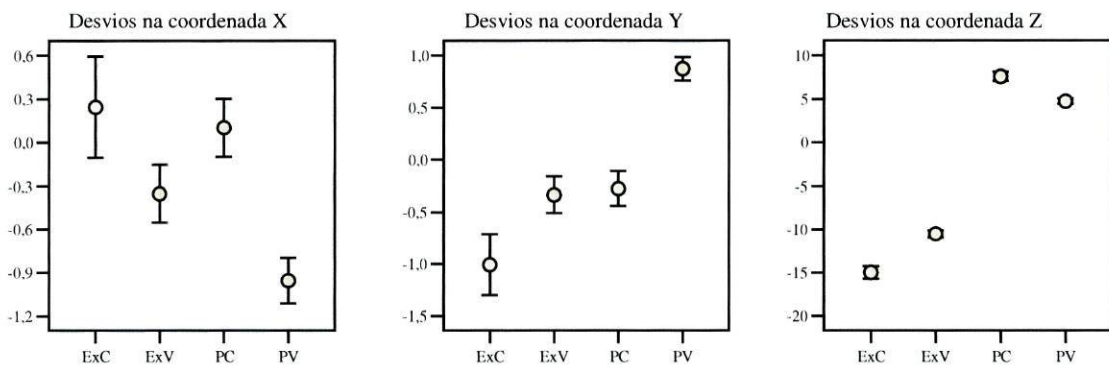


Figura A1. Intervalo de confiança a 95% dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gesso (C e V).

* Nos anexos são apresentados as tabelas e figuras com os resultados completos e que sustentam os resultados e conclusões da tese. Os dados que permitiram obter as tabelas e figuras dos anexos, correspondem aos relatórios produzidos pelo programa de controlo dimensional. No capítulo Material e Métodos, Figura 26, mostrou-se um pequeno extracto de um desses relatórios. Atendendo a que os relatórios, face à grande quantidade de dados que incluem, não são facilmente legíveis, optou-se por não os incluir nestes anexos.

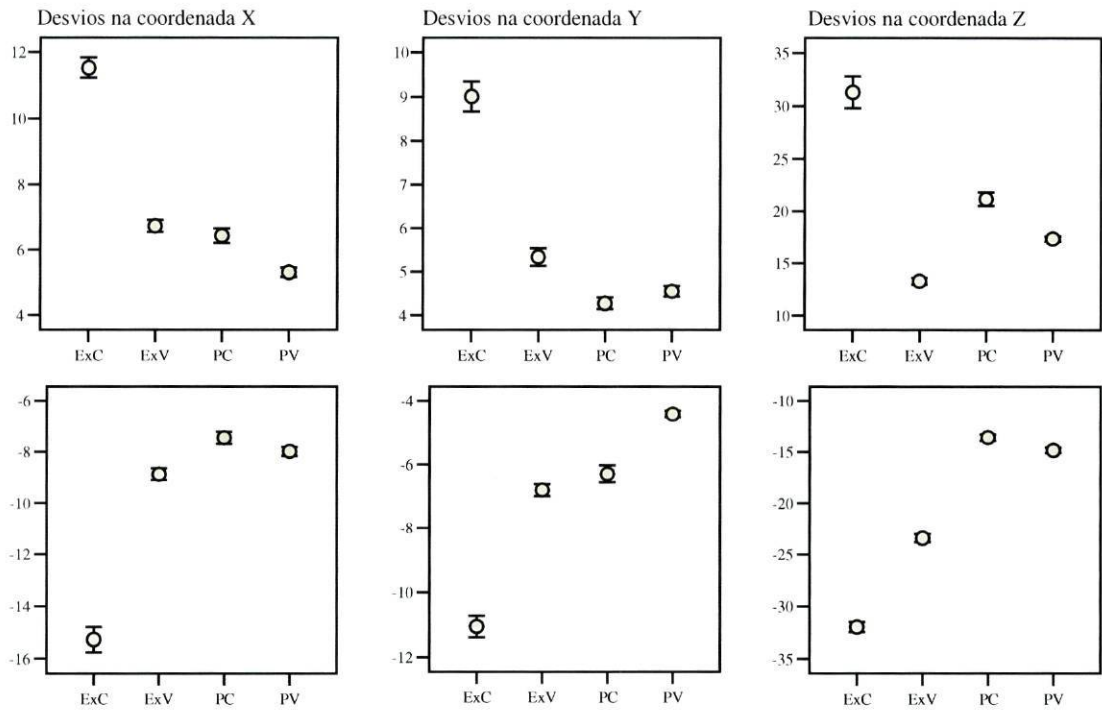


Figura A2. Intervalo de confiança a 95% dos desvios (μm), positivos (≥ 0) e negativos (< 0), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

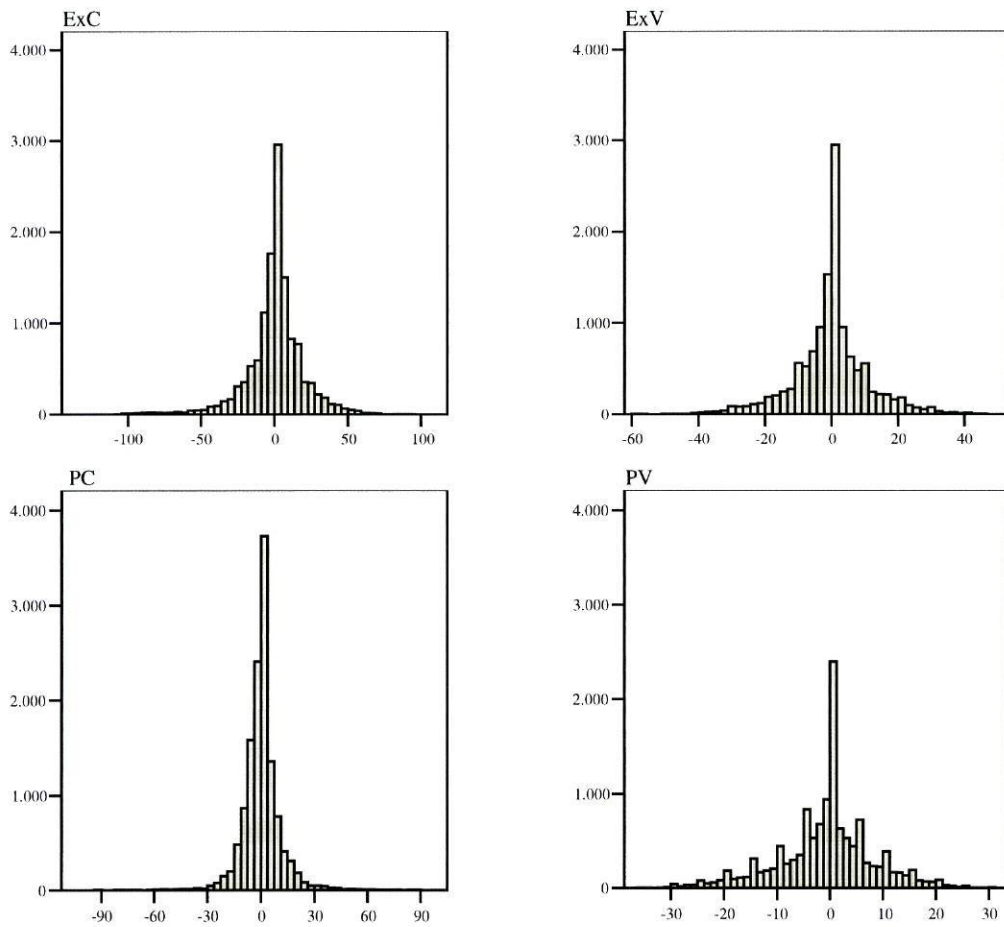


Figura A3. Histograma dos desvios (μm), em vector, na coordenada X entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, para cada combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

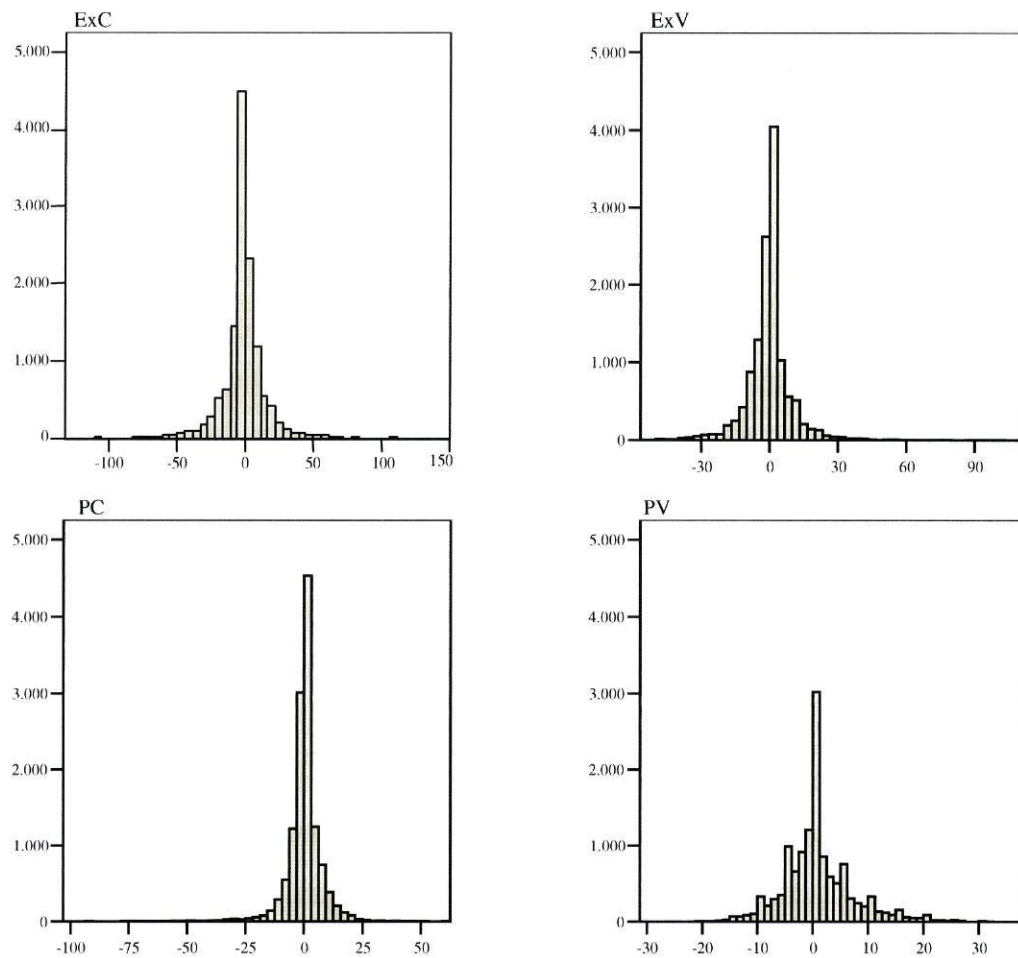


Figura A4. Histograma dos desvios (μm), em vector, na coordenada Y entre os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, para cada combinação de materiais de impressão (Ex e P) e gessos (C e V).

Tabela A2. Média e desvio padrão (DP) da diferença dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por material de impressão (Ex e P).

	Total n=52172		Ex n=26023		P n=26149	
	Média	(DP)	Média	(DP)	Média	(DP)
Desvios na coordenada X	-0,2	(13,93)	-0,1	(16,65)	-0,4	(10,54)
Desvios na coordenada Y	-0,2	(11,60)	-0,7	(14,17)	0,3	(8,24)
Desvios na coordenada Z	-3,3	(31,40)	-12,8	(34,28)	6,2	(24,88)

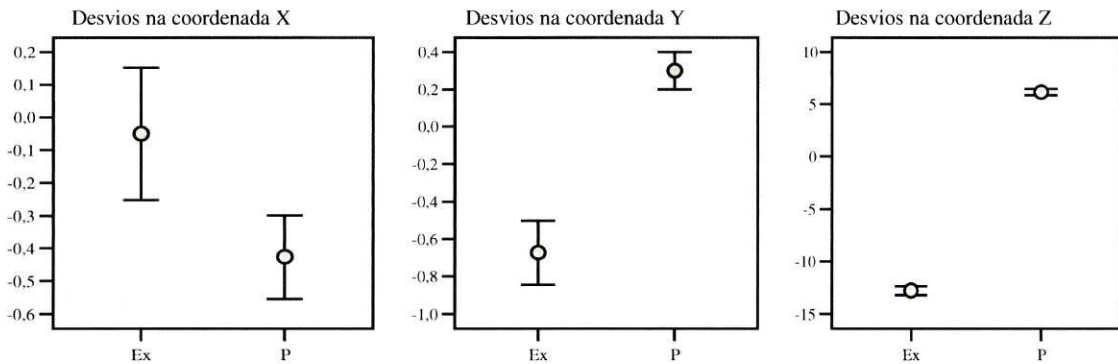


Figura A5. Intervalo de confiança a 95% da diferença dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y, Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por material de impressão (Ex e P).

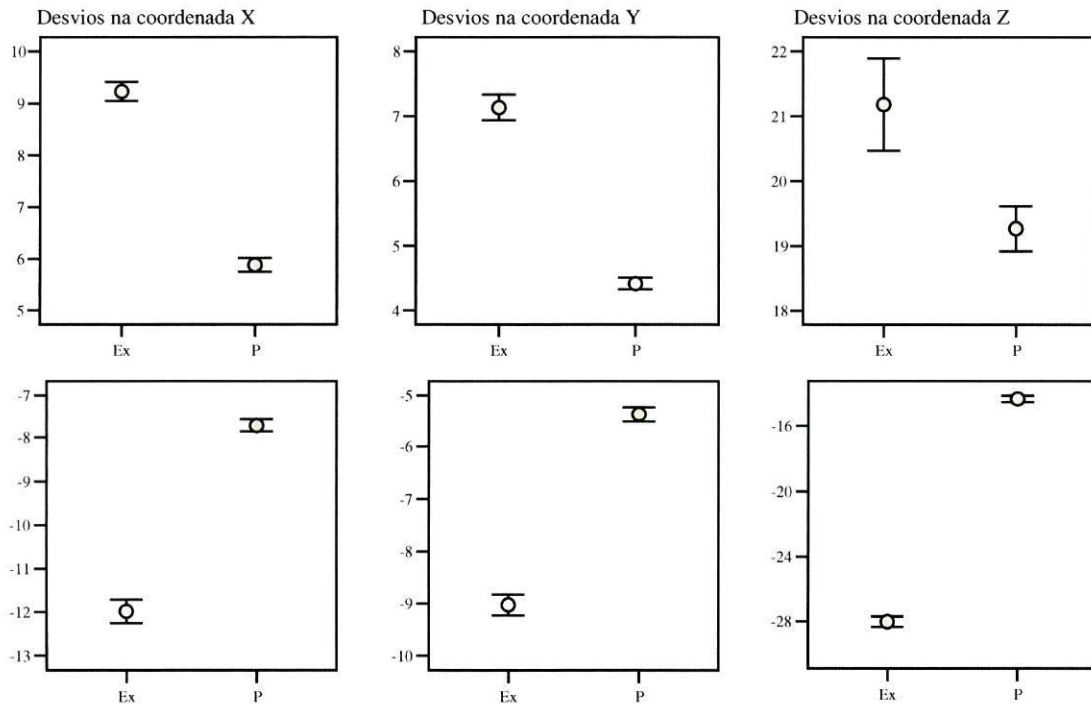


Figura A6. Intervalo de confiança a 95% dos desvios (μm), positivos (≥ 0) e negativos (< 0) em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por material de impressão (Ex e P).

Tabela A3. Média e desvio padrão (DP) dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por gesso (C e V).

Distâncias em vector	Total n=52172		C n=26248		V n=25924	
	Média	(DP)	Média	(DP)	Média	(DP)
Desvios na coordenada X	-0,2	(13,93)	0,2	(16,67)	-0,7	(10,42)
Desvios na coordenada Y	-0,2	(11,60)	-0,6	(13,96)	0,3	(8,53)
Desvios na coordenada Z	-3,3	(31,40)	-3,7	(38,00)	-2,8	(22,84)

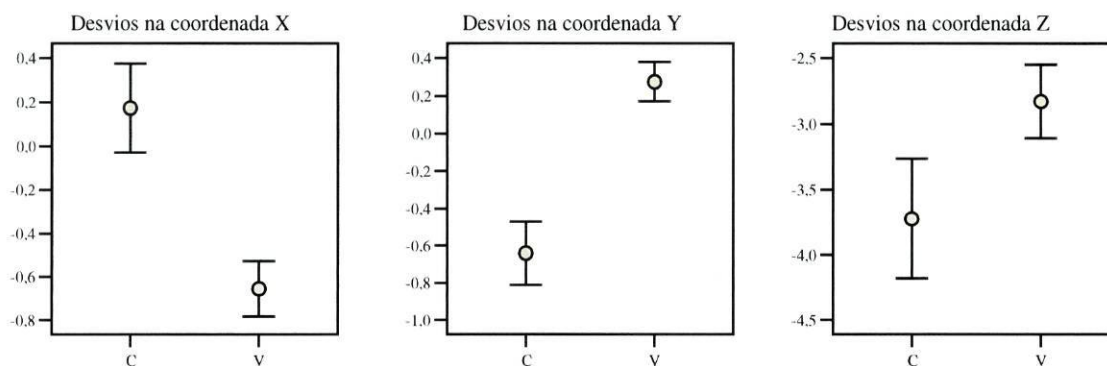


Figura A7. Intervalo de confiança a 95% dos desvios (μm), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por gesso (C e V).

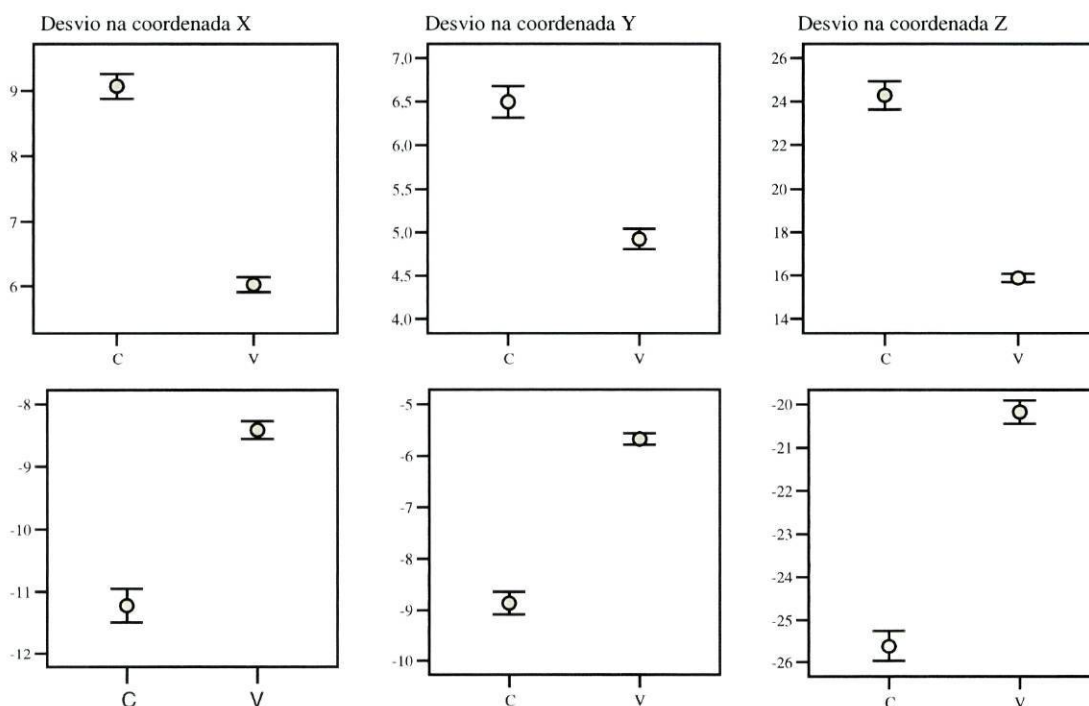


Figura A8. Intervalo de confiança a 95% dos desvios (μm), positivos (≥ 0) e negativos (< 0), em vector, entre as coordenadas X, Y e Z dos os pontos do modelo padrão e os mesmos pontos das 40 amostras, por gesso (C e V).