



Departamento de Ciências Dentárias

**José Pedro da Costa Guimarães Cordeiro Tavares**

# **Precisão dos Materiais de Impressão em Reabilitação Oral**

Gandra 2014

Mestrado sob orientação do Professor Doutor António Correia Pinto



Departamento de Ciências Dentárias

**José Pedro da Costa Guimarães Cordeiro Tavares**

# **Precisão dos Materiais de Impressão em Reabilitação Oral**

Dissertação apresentada ao Instituto Superior de Ciências da Saúde – Norte  
para a obtenção do grau de Mestre em Reabilitação Oral

**Orientador:**

Professor Doutor António Correia Pinto

Dedico esta tese ao meu avô que olha por mim lá em cima. Espero que neste momento sintas por mim o orgulho que sempre me transmitiste

À Liliana que me aturou este tempo todo, me motivou, me apoiou, e que esteve sempre presente.

Aos meus pais que espero fiquem orgulhosos com esta conquista.

Ao meu irmão que é o meu melhor amigo e uma inspiração sempre presente

E a toda a minha família e amigos que me deram o carinho e apoio necessário para realizar mais esta etapa.

## **Agradecimentos**

Neste momento é imprescindível agradecer a um conjunto de pessoas que contribuíram para a realização deste trabalho e sem as quais o mesmo não teria sido possível.

Ao Professor Doutor Correia Pinto, orientador deste trabalho por todo o apoio e conhecimento transmitidos, por ser um Mestre que me guia na minha evolução como profissional.

Ao Professor Doutor Marco André Martins por toda a motivação e apoio, não só neste trabalho, mas ao longo de todo o meu percurso académico.

Ao Professor Doutor José Manuel Mendes por todo o conhecimento que me transmitiu, toda a motivação e apoio.

Ao Dr Sérgio Silva por todo o apoio e amizade ao longo deste percurso.

À Professora Doutora Filomena Salazar, pelo apoio demonstrado e pela motivação que me transmitiu.

À direcção do Instituto Superior de Ciências da Saúde-Norte e ao director do curso de Medicina Dentária, Professor Doutor Joaquim Moreira, pelo apoio institucional.

À Professora Doutora Zita Gonçalves pelo apoio na elaboração desta tese.

Ao Engenheiro Fernando Ferreira do CATIM pelo apoio a nível da Engenharia.

Ao Dr Cesar Simões, protésico que me apoiou na elaboração deste trabalho.

Ao Dr. Rui Sousa pelo apoio ao longo da elaboração deste trabalho.

## Índice

Agradecimentos .....	4
Índice.....	5
Índice de Imagens .....	8
Índice de tabelas .....	9
Índice de gráficos .....	10
Resumo.....	11
Abstract.....	13
1. Introdução.....	15
2. Levantamento do problema .....	18
3. Estado actual do conhecimento.....	21
3.1. Materiais de Impressão .....	22
3.1.1. Evolução dos materiais de impressão .....	22
3.1.2. Tipos de materiais de impressão .....	23
3.1.2.1. Características Principais .....	23
3.1.2.2. Elastómeros.....	24
3.1.2.3. Poliéteres.....	25
3.1.2.3.1. Composição do Poliéter: .....	26
3.1.2.3.2. Química do Poliéter:.....	26
3.1.2.4. Silicones .....	28
3.1.2.4.1. Composição dos Silicones por condensação.....	28
3.1.2.4.2. Química dos Silicones por condensação:.....	30
3.1.2.4.2.1. Como Polimerizam.....	32
3.1.2.4.3. Composição dos silicones por adição: .....	33
3.1.2.5. Química dos silicones por adição: .....	34
3.1.3. Características dos Materiais .....	35

3.1.3.1.	Espatulação .....	35
3.1.3.2.	Tempo de presa (endurecimento).....	38
3.1.3.3.	Elasticidade, rigidez e resistência ao rasgamento .....	42
3.1.3.4.	Propriedades reológicas .....	44
3.1.3.5.	Estabilidade dimensional e precisão.....	45
3.1.3.6.	Propriedades biológicas .....	47
3.1.3.7.	Reprodução de detalhes bucais: .....	47
3.1.3.8.	Controle de infecção/ desinfecção .....	48
3.1.3.9.	Vida útil.....	49
3.1.3.10.	Tipos de falhas .....	50
3.1.3.11.	Assuntos diversos .....	51
3.1.3.12.	Considerações técnicas: .....	53
3.2.	A história do Cad/Cam .....	53
3.2.1.	O que é a tecnologia Cad/Cam .....	55
3.2.2.	Como funciona a tecnologia Cad/Cam.....	58
3.2.3.	Vantagens da tecnologia Cad/Cam.....	59
3.2.4.	Limitações da tecnologia Cad/Cam.....	61
4.	Hipótese de trabalho e objectivos .....	63
4.1.	Hipóteses de trabalho.....	64
4.2.	Objectivos.....	65
5.	Materiais e métodos.....	66
5.1.	Caraterização da amostra .....	67
5.2.	Modelo de estudo.....	67
5.3.	Materiais de Impressão .....	69
5.3.1.	Silicone ou Vinil polysiloxano .....	69
5.3.2.	Poliéter.....	70

5.3.3. iTero® .....	71
5.3.3.1. Composição do iTero®:.....	72
5.4. Metodologia de impressão .....	73
5.5. Máquinas de medição .....	75
5.6. Metodologia de medição .....	75
5.7. Método Estatístico .....	76
6. Resultados.....	78
7. Discussão .....	88
7.1. Condições da Investigação .....	89
7.2. Dificuldades do estudo .....	90
7.3. Resultados.....	91
8. Conclusão.....	97
9. Referências bibliográficas.....	100
Anexo 1 .....	110
Anexo 2.....	111

## Índice de Imagens

Figura 1 Poliéter, disponível em três viscosidades.....	25
Figura 2 Representação química dos poliéter .....	27
Figura 3 Composição dos Silicones de condensação .....	30
Figura 4 Composição dos Elastómeros.....	31
Figura 5 Reacção química do Polímero .....	34
Figura 6 Pistola de adição dos materiais de impressão .....	36
Figura 7 Modelo de trabalho.....	68
Figura 8 Sistema Cad-Cam iTero <sup>®</sup> .....	71
Figura 9 Express2 <sup>®</sup> .....	73
Figura 10 Impregum <sup>®</sup> .....	73
Figura 11 Modelos de Gesso .....	73
Figura 12 Modelos do Cad-Cam .....	74
Figura 13 Modelos experimentais .....	74
Figura 14 Locais de Medição .....	76



## Índice de tabelas

Tabela 1 Tempos de trabalho e de presa de Elastómeros para moldagem não-aquosos.....	40
Tabela 2 Caracterização da Amostra .....	67
Tabela 3 Resultados das Medições .....	79
Tabela 4 Medições dos modelos relativos ao Silicone .....	80
Tabela 5 Medições relativas ao Poliéter.....	81
Tabela 6 Medições relativas ao Cad-Cam .....	82
Tabela 7 Média dos Materiais .....	83
Tabela 8 Relação dos materiais em termos de precisão.....	85
Tabela 9 Teste de Mann-Whitney .....	86
Tabela 10 Teste de Kruskal-Wallis.....	87

## Índice de gráficos

Gráfico 1 Demonstração da contração de quatro elastômeros utilizados para a moldagem.....	31
Gráfico 2 Silicone vs Modelo.....	80
Gráfico 3 Poliéter vs Modelo .....	81
Gráfico 4 Cad-Cam vs Modelo .....	82
Gráfico 5 Todos os materiais vs Modelo .....	83
Gráfico 6 Desvio das Medidas dos três materiais .....	84
Gráfico 7 Média das medidas dos materiais.....	84

## Resumo

**Introdução:** O sucesso em Reabilitação Oral está relacionado com vários fatores, nomeadamente o diagnóstico correto do caso, as opções e o planeamento do tratamento. Assim, existem várias etapas clínicas e laboratoriais a ter em conta na reabilitação protética tendo todas uma importância fundamental para o resultado final.

Uma destas etapas é a moldagem ou impressão. O seu grande objetivo é a obtenção de um modelo de trabalho representativo das peças dentárias e peças anatómicas adjacentes de forma a podermos produzir próteses adequadas à cavidade oral de cada cliente.

Esta etapa envolve várias manobras clínicas e são usados vários instrumentos, materiais e técnicas. Assim a resiliência dos tecidos a serem moldados, as características dos materiais de impressão, a experiência e qualidade técnica do profissional entre outros, são essenciais na qualidade do molde e por consequência para a qualidade do trabalho final.

**Objetivo:** Este trabalho debruçou-se sobre os materiais mais utilizados na comum prática clínica em comparação com a tecnologia de ponta em termos da sua precisão. Os materiais serão o Poliéter e o Polyvinylsiloxano que iremos comparar com uma máquina de leitura virtual de modelos Cad-Cam chamada iTero®.

**Materiais e métodos:** Como modelo de estudo selecionamos o Frasaco® pois é conhecido pela maioria dos profissionais de medicina dentária e possui medidas padronizadas.

A impressão com os materiais físicos Poliéter e Silicone foi feita na clínica do Instituto Superior de Ciências da Saúde do Norte

- Foram usadas 5 moldeiras superiores standard para cada material.
- O modelo (Frasaco®) foi colocado numa base estabilizada chamada fantoma.
- Foram feitas 5 impressões com cada material usando uma técnica de impressão simples.

- Após a toma de impressão, estas foram vazadas a Gesso tipo IV

Em relação ao Cad-Cam foi feita a leitura do modelo na mesma base.

As medições foram enviadas para a empresa de replicação de modelos (Straumman) que reproduziu 5 réplicas da leitura num material plastificado.

Assim, obtiveram-se 5 modelos de cada material que foram enviados a um laboratório de Engenharia especializado (CATIM) em medições com precisão para medir a máxima distância mesio-distal de cada peça dentária de cada modelo obtido.

**Discussão e Resultados:** Lin em 1988 referiu que seria o Poliéter o material mais preciso para impressões. Tejo et al em 2012 referiu diferentes tipos de precisão dependendo da superfície mas com preferência para o silicone. Na nossa análise verificou-se que o Silicone Express2<sup>®</sup> mostrou ser o material mais preciso para a reprodução de modelos. Mas, numa análise mais aprofundada, observou-se que esta realidade não se verifica em todas as superfícies dentárias, sendo o Poliéter Impregum<sup>®</sup> o material mais preciso nos Molares ao passo que o Silicone Express2<sup>®</sup> se mostrou mais preciso para o setor anterior.

**Conclusão:** Pode concluir-se que a verdadeira qualidade das Impressões se deve à capacidade do profissional utilizar os materiais ao seu dispor, conhecendo as suas características, principalmente o tempo de trabalho e o método de manipulação. Assim, para cada caso, deve ser definido o material a usar e não definir um material padronizado como o melhor.

### **Palavras chave**

PRECISÃO, POLIVYNILSILOXANO, POLIÉTER, CAD/CAM, IMPRESSÕES

## **Abstract**

**Introduction:** The Oral Rehabilitation success is related to several factors, including the correct diagnosis, treatment planning and options. So, there are several clinical and laboratory steps to take into account in all the prosthetic rehabilitation with a full importance to the final result.

One of these steps is the molding or printing. It's main objective is to obtain a work model representative of dental pieces and adjacent anatomical parts, so we can produce adequate prosthesis to the oral cavity of each client.

This stage involves various clinical maneuvers using multiple tools, materials and techniques. Thus the resilience of the tissues to be molded, the characteristics of printing materials, experience and technical quality of the professional among others, are essential in the mold quality and consequently, the final work.

**Objective:** This work focused on the materials most used in common clinical practice compared with the latest technology in terms of its accuracy. The materials are the Polyether (Impregum<sup>®</sup>) Polyvinylsiloxano (Express2<sup>®</sup>) and a virtual CAD - CAM models reading machine called iTero<sup>®</sup>.

**Materials and Method:** As a study model it was selected the Frasaco<sup>®</sup> as it is known by most dental professionals and has standardized measures.

Printing with physical materials, silicone and polyether, was made in our college:

- 5 standard upper trays were used for each material.
- The model (Frasaco<sup>®</sup>) was placed on a stabilized base called Fantoma.
- 5 impressions were made with each material used a one-step printing technique.
- After taking the print, they were plastered to cast type IV.

Regarding iTero<sup>®</sup> the reading was made on the same basis model. Measurements were sent to the company responsible for replication models that reproduced 5 replicas made of a plasticized material.

Thus we had 5 models of each material that we sent to a Engineering laboratory specialized in measurements accurately to measure the maximum mesio-distal distance of each tooth in each model obtained obtaining 14 measures for model

**Discussion and Results:** In 1988 Lin et al referred in their work that the polyether is the most precise material to molding. Tejo et al in 2012 referred different precisions depending on the surface molded but with preference to silicone. Our analysis showed that the silicone Express2<sup>®</sup> proved to be more accurate material for model reproduction. But a further analysis showed that this situation does not occur in all tooth surfaces being poliéter Impregum<sup>®</sup> material more accurate in Molars and 2nd Pre Molars while the Silicone Express 2 was more accurate for the anterior sector.

**Conclusion:** It can be concluded that the true quality of prints are also result of the capacity of the professional to use the materials available to them, knowing the characteristics of working time and mainly the handling method and that in each case the material should be chosen and not to be standardized one as the best.

**Keywords:**

ACCURACY, POLIVYNILSILOXANE, POLIÉTER, CAD / CAM, IMPRESSIONS

## **1. Introdução**

## 1. Introdução

Está patente na história da nossa civilização a incessante procura do homem por mecanismos e práticas com o objetivo de aumentar o seu conforto. Vemos isso nas mais diversas invenções tais como a roda, a eletricidade ou a linha telefónica <sup>(1,2,3)</sup>.

Parte vital da nossa vida prende-se com a nossa capacidade de comer, falar e até de sorrir, interagindo assim com as pessoas que nos rodeiam de forma atraente e agradável. O aumento da esperança média de vida, da ingestão de medicamentos, do consumo de alimentos com componentes altamente prejudiciais para a cavidade oral e o maior consumo de álcool, tabaco e drogas trouxe para o centro da preocupação humana a perda dentária e assim a perda da capacidade de executar com eficácia estas funções naturais do ser humano <sup>(2,4,5)</sup>.

Assim a evolução humana levou a nossa sociedade a aplicar os seus conhecimentos à realidade dos clientes. Esta circunstância é devida a diferentes fatores dos quais se destaca a maior procura dos clientes por cuidados de saúde diferenciados e especializados, além de procurarem a redução ou eliminação do desconforto causado pelos tratamentos <sup>(2,5,6,7)</sup>.

Falamos assim da Prostodontia que é o ramo da Medicina Dentária responsável pelo diagnóstico, prevenção e tratamento dos problemas causados pela ausência de dentes, com o objetivo de manter uma dentição funcional durante toda a vida. A Reabilitação Oral está relacionada com vários fatores, nomeadamente o diagnóstico correto do caso, as opções e o planeamento do tratamento <sup>(3,8,9)</sup>.

Devemos ter sempre em conta que uma correta reabilitação oral implica estabelecer uma harmonia no aparelho estomatognático restituindo função e estética aos clientes, estando englobados dentro destes parâmetros o equilíbrio funcional e estético com a correta biomecânica das suas estruturas <sup>(10,11)</sup>.



Na atualidade esta área subdivide-se em três grandes áreas:- Prótese Fixa, Prótese Removível e Implantologia sendo elas muitas vezes coadjuvantes na procura do plano de tratamento ideal. Existem vários conceitos, técnicas e procedimentos em cada uma destas áreas sendo que alguns são mesmo comuns entre elas<sup>(3,12)</sup>.

Deste modo, existem várias etapas clínicas e laboratoriais a ter em conta na reabilitação protética tendo todas uma importância fundamental para o resultado final. Uma destas etapas é a moldagem ou impressão. O seu grande objetivo é a obtenção de um modelo de trabalho representativo das peças dentárias e das peças anatómicas adjacentes de forma a podermos produzir próteses adequadas à cavidade oral de cada cliente<sup>(13,14)</sup>.

Esta etapa envolve várias manobras clínicas e são usados diferentes instrumentos, materiais e técnicas. A resiliência dos tecidos a serem moldados, as características dos materiais de impressão, a experiência e qualidade técnica do profissional entre outros, são essenciais na qualidade do molde e por consequência, do trabalho final<sup>(9,15)</sup>.

## **2. Levantamento do problema**

## 2. Levantamento do Problema

Os materiais de impressão têm sofrido uma franca evolução procurando-se perfeição em alguns parâmetros essenciais: precisão, conforto para o cliente, e facilidade de execução da técnica<sup>(2,3,16)</sup>.

Existem vários materiais e várias técnicas relacionadas com as impressões orais sendo atualmente mais utilizados o hidrocolóide irreversível, silicones de condensação, poliéteres e os silicones de adição<sup>(14,17,18)</sup>.

Além dos materiais ditos manuais, as inovações tecnológicas trouxeram para o âmbito da tecnologia as imagens virtuais e os modelos computadorizados com uma tecnologia chamada Cad/Cam<sup>(7,19,20)</sup>.

O uso desta técnica vem sendo sugerido na prática de medicina dentária desde a década de setenta, com o objetivo de simplificar, automatizar e garantir níveis de qualidade com adaptações micrométricas das próteses dentárias<sup>(9,14) (21)</sup>.

Alguns profissionais afirmam que esta técnica veio resolver desafios observados com as técnicas convencionais tais como desconforto para o cliente, imprecisão nas moldagens e imprecisão nos próprios modelos<sup>(2,22,23)</sup>.

Não existe, nos dias de hoje, consenso sobre qual é o melhor material de impressão tanto em prótese fixa sobre dentes como sobre implantes. Há várias marcas a produzir alternativas de materiais que variam em diferentes fatores como rapidez de presa, viscosidade, elasticidade entre outros. Existe também uma nova corrente de impressões digitais a aparecer em força no mercado<sup>(24)</sup>.

Neste trabalho iremos debruçar-nos sobre os materiais mais utilizados na comum prática clínica em comparação com a tecnologia de ponta. Os materiais serão o Poliéter e o Polyvinylsiloxano que iremos comparar com uma máquina de leitura virtual de modelos Cad-Cam chamada iTero<sup>®</sup>.

Com a execução deste trabalho experimental tentaremos dar resposta à questão de, qual o melhor material de impressão (físico ou virtual) para reprodução de modelos. Tentaremos assim, saber qual é o mais preciso entre o Poliéter e o Polyvinylsiloxano (Silicone) e também comparar ambos com a técnica virtual.

### **3. Estado actual do conhecimento**

### 3. Estado actual do conhecimento

#### 3.1. Materiais de Impressão

##### 3.1.1. Evolução dos materiais de impressão

Conforme relata ALDROVANDI (1953), nos tempos primitivos da Medicina Dentária não haviam moldagens, tomavam-se as medidas a compasso. O gesso todavia, já era usado em impressões da face e esculturas. A cera foi o primeiro material usado para impressões em Medicina Oral<sup>(25)</sup>.

Em 1756 Pffaf foi o primeiro a descrever uma técnica para obter um molde de cera a partir do qual construía um modelo de gesso Paris. Em 1844, Dunning desenvolve o emprego do gesso, material que teve um grande período de uso nas moldagens em prótese total. Também segundo o mesmo autor, Charles Stent, em 1857, idealiza uma pasta resinosa (*impression material compound* ou *modeling composition*) que se tornou conhecida como godiva<sup>(26)</sup>.

Este material somente por volta de 1900 teve o seu potencial aproveitado através de adaptações da técnica, pelos irmãos Greene, que delinearam bases para o seu uso<sup>(27)</sup>.

O hidrocolóide reversível surgiu em 1925, e em 1930 as pastas à base de óxido de zinco-eugenol foram adaptadas para serem usadas também na impressão de pacientes edêntulos. Em 1939, Dirksen divulga o desenvolvimento de outra cera para impressão, na Universidade de Iowa, que até hoje tem utilização para complemento de impressões. Em 1940, foi desenvolvido o hidrocolóide irreversível, de larga utilização nos dias de hoje<sup>(28)</sup>.

Mais recentemente, os Silicones de condensação tiveram o seu aparecimento por volta de 1950. Os condicionadores de tecido e as resinas acrílicas moldáveis, que foram descritas por CHASE (1961), também foram utilizadas e ainda o são, embora com pouca frequência, como material de impressão nos pacientes desdentados. Na década de 1970, a Medicina Oral pôde contar com os mais recentes materiais que são o Poliéter e o Silicone de adição, materiais de boas características, que têm um grande uso nas moldagens em prótese total<sup>(1,25,27,28,29,30)</sup>.

### 3.1.2. Tipos de materiais de impressão

#### 3.1.2.1. Características Principais

Os materiais de impressão são utilizados na produção de réplicas precisas dos tecidos intra e extra orais e devem corresponder aos seguintes critérios:

- 1) Ser fluido o bastante para se adaptar aos tecidos bucais;
- 2) Ter viscosidade suficiente para ficar contido numa moldeira que será assente na boca;
- 3) Enquanto estiver em boca, deve transformar-se num sólido borrachóide/rígido num curto espaço de tempo (o ideal seria que o tempo de presa fosse inferior a sete minutos).
- 4) Após a reação de presa, o material de moldagem não deve distorcer ou rasgar quando é removido da boca;
- 5) As moldagens devem manter-se dimensionalmente estáveis até que o modelo seja vazado<sup>(25,31)</sup>.

Os materiais de impressão são utilizados para produzir uma réplica detalhada dos dentes e dos tecidos da cavidade oral. A partir desta réplica, ou impressão, um modelo pode ser feito e posteriormente usado na construção de próteses totais, próteses parciais, coroas, pontes e Inlays<sup>(29,31,32)</sup>.

Ao longo dos anos, uma grande variedade de materiais de impressão e técnicas associadas têm vindo a ser desenvolvidos para atingir o ponto ótimo com características desejáveis. Os materiais de impressão podem ser classificados em materiais rígidos e elásticos. Os materiais de impressão rígidos não conseguem reproduzir pormenores que possam estar presentes nos dentes ou no osso. Consequentemente, o seu uso está restrito a pacientes edêntulos com retenções ósseas<sup>(29,32)</sup>.

Os materiais de impressão elásticos estão subdivididos em Hidrocolóides e Elastómeros. Ambos são capazes de envolver pormenores e podem ser

usados em pacientes edêntulos, parcialmente dentados e com toda a dentição<sup>(33)</sup>.

No grupo dos Hidrocolóides temos os reversíveis e os irreversíveis (alginato) e no grupo dos Elastómeros temos os Polissulfetos, Silicones de Condensação, Silicones de Adição e Poliéteres. Para escolher adequadamente o material para o caso a ser moldado, torna-se premente o conhecimento das propriedades físico-químicas dos mesmos e das necessidades particulares de cada caso individual<sup>(32,34,35,36)</sup>.

### **3.1.2.2. Elastómeros**

Como foi referido, para além dos Hidrocolóides, existe um grupo de materiais elásticos para moldagem, que se assemelha a uma borracha, conhecidos por Elastómeros não aquosos<sup>(1,37)</sup>.

Um material Elastómero deve conter grandes moléculas, com interações fracas entre elas, mas que se encontram unidas em certos pontos por uma rede tridimensional. Quando distendidas, essas cadeias moleculares desenrolam-se. Após a remoção da tensão, elas voltam ao estado emaranhado anterior<sup>(1,25,38)</sup>.

Estes materiais são usualmente apresentados num sistema de dois componentes, em que a polimerização ou a ligação cruzada ocorre tanto por uma reação de condensação como por uma reação de adição<sup>(1)(32)</sup>.

Apesar de serem classificadas como géis coloidais, na sua maioria têm características hidrofóbicas, em contraste com os géis hidrocolóides, que são hidrófilos<sup>(1,39,40)</sup>.

Quimicamente existem 4 tipos de elastómeros usados como materiais dentários: os Polissulfetos, os Silicones que polimerizam por condensação, os que polimerizam por adição e os Poliéteres<sup>(1,24,31,37,41,42)</sup>.



Recentemente foi introduzida uma quinta classe de materiais elastômeros para moldagem constituída por um Poliéter uretâmico de metacrilato que se polimeriza sob a ação da luz visível<sup>(1)</sup>.

### 3.1.2.3. Poliéteres

O Poliéter foi lançado na Alemanha nos anos 60. Uma característica interessante sobre este elastômero é ter sido desenvolvido especificamente para a profissão de medicina dentária, ou seja, foi o primeiro elastômero desenvolvido primariamente com a função de material de moldagem, todos os outros materiais de impressão foram adaptados de outras aplicações industriais<sup>(1,43)</sup>.

Não há nenhum subproduto associado a esta reação, sendo esta uma razão para que este material tenha uma boa estabilidade dimensional. No entanto tem tendência para absorver água após armazenagem e deve, portanto, ser mantido num ambiente seco e nunca no mesmo sítio de uma impressão em alginato<sup>(1,31)</sup>.

A produção de Poliéter é um processo extremamente complexo, desde os fundamentos químicos, passando pela síntese química dos ingredientes primários até à fabricação efetiva do produto final<sup>(31,32,43)</sup>.



**Figura 1 Poliéter, disponível em três viscosidades**

### 3.1.2.3.1. Composição do Poliéter:

Os Poliéteres borrachóides são usualmente apresentados sob a forma de duas pastas:

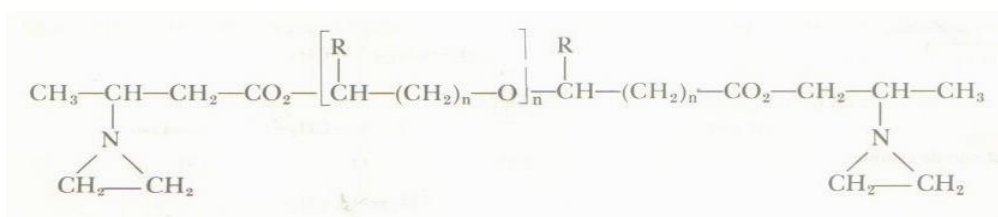
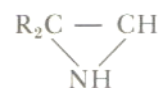
- a pasta base (com um polímero de poliéter, uma sílica coloidal – como agente de carga - e um plastificador - como um éter glicólico ou um ftalato)

- a pasta ativadora/aceleradora composta por um éster de sulfonato alquílio aromático além dos já mencionados agentes de carga e plastificantes (31,37,41,43).

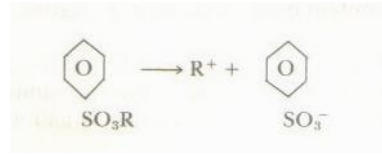
O Poliéter está a ser comercializado como material ativado pela luz. Este material é baseado numa resina de Poliéter – uretano – dimetacrilato, que tem um fotoiniciador e um fotoacelerador sensíveis à luz visível. A carga é o dióxido de silício, que tem um índice de refração próximo ao da resina, de modo a permitir uma translucidez necessária para que haja polimerização em profundidade, pela ação da luz. A constituição química propriamente deste material será explicada seguidamente (31,44,45).

### 3.1.2.3.2. Química do Poliéter:

É um polímero à base de poliéter que é polimerizado através de uma reação entre anéis de aziridina, que estão situados no término dos ramos moleculares poliéteres (43).



A cadeia principal é provavelmente um co-polímero do óxido de etileno e um tetraidrofurano. As ligações cruzadas e a presa são efetuadas por um iniciador (um éster aromático sulfonato), como o do seguinte tipo (1,31,41).



Onde R é um grupo alquila. Ele produz a ligação cruzada pela polimerização catiónica, através dos agrupamentos terminais de amina<sup>(1,46)</sup>.

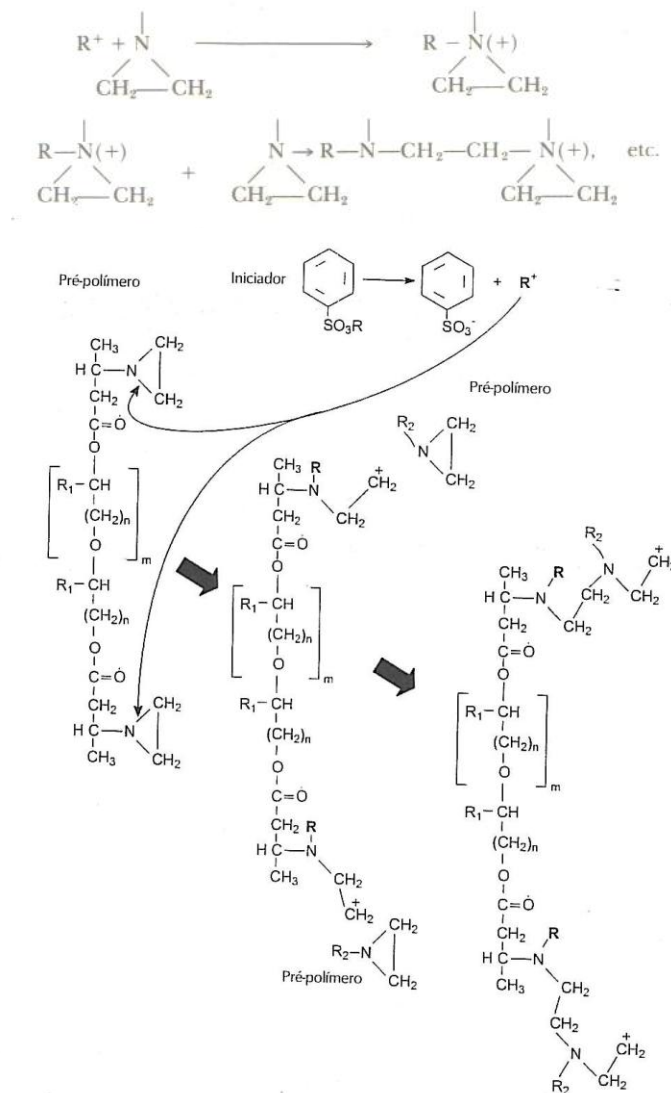


Figura 2 Representação química dos poliéter

### **3.1.2.4. Silicones**

Como foi referido anteriormente, os elastómeros de impressão não-aquosos foram desenvolvidos principalmente para aplicações na área industrial. No entanto, têm sido considerados como materiais de sucesso devido ao grande potencial de precisão na moldagem, superando os problemas de baixa resistência ao rasgamento e pobre estabilidade dimensional dos hidrocolóides. Entre os elastómeros, destacamos como os de maior popularidade no mercado os silicones de polimerização por condensação (também chamados de polidimetilsiloxano), e por adição que abordaremos seguidamente<sup>(31,32,41,47)</sup>.

#### **3.1.2.4.1. Composição dos Silicones por condensação**

Os silicones por condensação apresentam-se sob a forma de uma pasta e um líquido ou uma pasta catalisadora. Atualmente a sua apresentação comercial mais comumente encontrada é constituída por uma massa densa pesada (ISO tipo 0), ou uma pasta (leve) fluida (ISO tipo 3) e uma pasta catalisadora tanto para a pasta leve quanto para a pesada<sup>(31,47,48)</sup>.

Aqui, a pasta fluida (leve) e a massa densa são polímeros de Silicone, a base de polidimetilsiloxano com agrupamentos terminais de hidroxila, às quais são adicionadas cargas (sílica entre outras) para o controlo da viscosidade e modificação das propriedades tal como se faz num compósito resinoso (por exemplo: micropartículas, macropartículas, microhíbridas, entre outros). São igualmente adicionados pigmentos para se evidenciar uma característica de cor. Neste âmbito, a massa densa pesada difere da leve praticamente no que à quantidade de carga e no que à presença de um pigmento diferente diz respeito. Comparativamente, esta massa apresenta uma menor contração de polimerização, uma maior resistência mecânica e um menor grau de deformação permanente do que a pasta fluida. Em contrapartida, a pasta fluida apresenta uma maior capacidade de escoamento, um bom registo de detalhes e uma maior flexibilidade. Portanto, compreende-se que a combinação das duas consistências é de suma importância na obtenção de moldagens precisas. Mais ainda, estas diferenças possuem implicações clinicamente

significativas tanto na manipulação do material quanto na técnica a ser empregada, factos que serão discutidos mais à frente. O catalisador consiste, por sua vez, num agente de ligação cruzada (responsável pela união entre as cadeias de polímeros) do tipo alquil-silicato (tetraetilsilicato) a um composto de estanho (dibutildilaurato de estanho ou octoato estanoso) como catalisador. Cargas podem ser adicionadas para o auxílio na velocidade de reação e pigmentos para quando da mistura com a base (fluida ou densa) se verifique a obtenção de uma mistura homogénea livre de estrias, que caracterizam uma boa mistura<sup>(31,38,49,50)</sup>.

Por outro lado, como o polímero de silicone é líquido, a sílica coloidal (um óxido metálico com partículas micrométricas) é adicionado de maneira a funcionar como carga, assegurando assim a consistência da pasta. A seleção e o pré-tratamento da carga são de extrema importância, pois os silicones possuem uma baixa energia e densidade, sendo, portanto, fracas as interações intermoleculares<sup>(49)</sup>.

A influência da carga na resistência dos elastómeros à base de silicone é muito mais crítica do que quando ela é adicionada ao polissulfeto de borracha. O tamanho da partícula deve ser muito próximo do ideal, ou seja, entre 5 a 10 µm. Partículas pequenas tendem a agregar-se, mas por outro lado as de maiores dimensões não contribuem como agente de reforço. Estas normalmente sofrem um tratamento superficial, de modo a apresentarem melhor compatibilidade com o silicone borrachóide<sup>(29,31,51,52,53)</sup>.

### 3.1.2.4.2. Química dos Silicones por condensação:

Os Silicones por condensação consistem, como já foi referido, num polímero constituído por polidimetilsiloxano, com terminações  $\alpha$ - $\omega$  hidroxilo.<sup>(29,31)</sup>

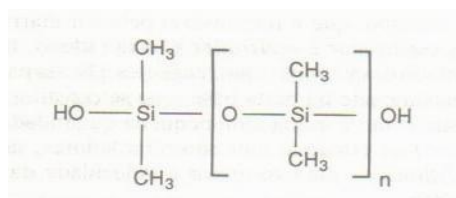
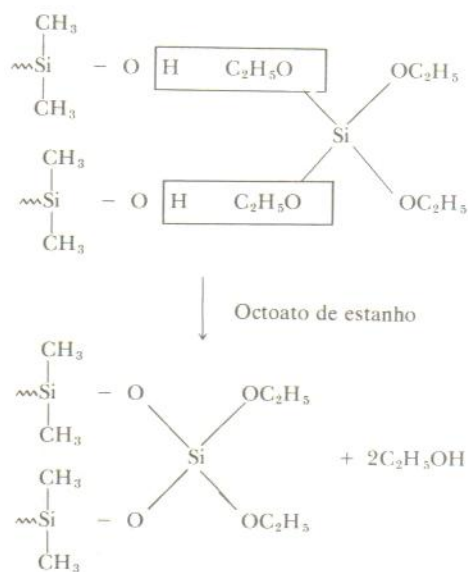


Figura 3 Composição dos Silicones de condensação

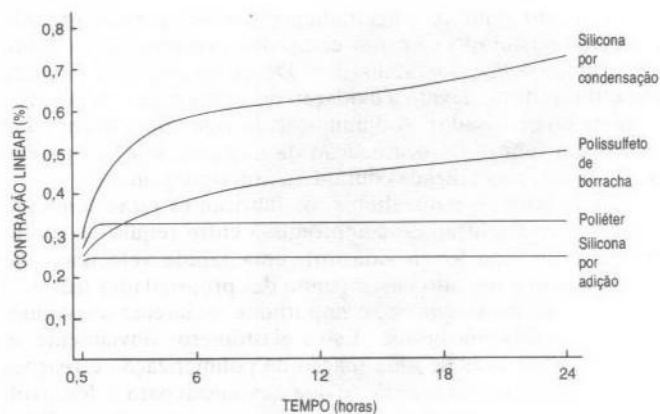
A ligação cruzada ocorre através da reação com um silicato alquílico tri ou tetrafuncional, comumente o ortossilicato tetraetílico em presença do octoato de estanho  $[\text{Sn}(\text{C}_7\text{H}_{15}\text{COO})_2]$ . Esta reação realiza-se à temperatura ambiente e o material é chamado de silicone VTA (vulcanização à temperatura ambiente). A média de um polímero VTA consiste em cerca de 1000 unidades.<sup>(29)</sup> Aqui, o material designado como base é apresentado em forma de pasta com uma consistência semelhante à dos elastómeros à base de polissulfetos. Já o catalisador é fornecido como um líquido de baixa viscosidade ou como uma pasta<sup>(29,41)</sup>.

A formação do elastómero ocorre através da ligação cruzada entre os agrupamentos terminais do polímero de silicone e o silicato alquílico, de modo a formar uma rede tridimensional, como se encontra esquematizado seguidamente (Fig. 5)<sup>(29)</sup>.



**Figura 4** Composição dos Elastómeros

Aqui denota-se que o álcool etílico é formado como subproduto desta reação de polimerização. A evaporação subsequente determina provavelmente uma maior contração que acontece nestes silicones borrachóides, como mostra no gráfico seguinte<sup>(29) (31)</sup>.



**Gráfico 1** Demonstração da contração de quatro elastómeros utilizados para a moldagem.

O silicato alquílico é ligeiramente instável, particularmente se este for misturado com um composto orgânico de estanho, para formar o líquido catalisador. Desta forma, uma limitada vida útil resultará, devido à oxidação do componente de estanho existente no catalisador. A diminuição da vida útil também pode ocorrer em função da degradação da base, ou seja, o aparecimento de ligações cruzadas durante o armazenamento<sup>(26,31)</sup>.

Estudos referem que os fabricantes estão ainda a tentar encontrar uma melhoria destes materiais quanto à sua vida útil, para obter uma rápida velocidade de polimerização e um alto desempenho das propriedades físicas.

#### **3.1.2.4.2.1. Como Polimerizam**

A mistura da pasta base com a catalisadora desencadeia, de imediato, uma reação na qual os agrupamentos terminais hidroxilo do polímero de silicone reagem com o agente de ligações cruzadas sob a influência do catalisador (o que é essencial para o desenvolvimento das propriedades elásticas)<sup>(1,29)</sup>.

É sabido que o endurecimento (presa) ocorre devido às ligações cruzadas, sendo por isso definido como o grau de polimerização por ligação cruzada que produz uma elasticidade suficiente de modo a que o molde possa ser removido dos dentes preparados sem apresentar uma grande deformação permanente<sup>(1,29) (31)</sup>.

Aqui, cada molécula de agente de ligação cruzada pode reagir, no máximo, com quatro cadeias de polímeros de silicone, dando origem a um elevado grau de ligações cruzadas entre os polímeros de silicone. Esta reação pode ser verificada pelo progressivo aumento de viscosidade e rápido desenvolvimento de propriedades elásticas. Durante esta reação ocorre a formação de um subproduto (álcool etílico), facto que clinicamente se traduz numa contração do material. Ou seja, neste tipo de reação as cadeias de polímeros de silicone condensam-se para formar uma maior cadeia de ligações cruzadas. Como



resultado desta “condensação”, temos um subproduto e a eliminação deste ocasiona uma alteração dimensional da moldagem<sup>(1,29,32)</sup>.

Recomenda-se para estes materiais o vazamento do modelo de gesso dentro do prazo ideal de até 30 minutos, a fim de que a volatilização deste subproduto não ocasione distorções significativas<sup>(1,31)</sup>.

#### **3.1.2.4.3. Composição dos silicones por adição:**

Os silicones por adição são frequentemente designados de materiais de moldagem de polivinilsiloxano ou vinilpolissiloxano. Nestes, ao contrário do que acontece nos silicones por condensação, a reação dos polímeros faz-se por um agrupamento terminal constituído pelos grupos etileno ou vinil, e as ligações cruzadas são feitas pelos agrupamentos hidreto, ativados por um catalisador de sal de platina<sup>(54)</sup>.

Tal como os silicones por condensação, a sua apresentação comercial acontece segundo duas pastas (a base e a catalisadora) cuja composição química será abordada seguidamente<sup>(55)</sup>.

Uma das desvantagens dos silicones é a sua inerente natureza hidrófoba. Qualquer tipo de distorção e/ou perda de detalhes nas margens da moldagem é, provavelmente causada pela presença de humidade na região a ser moldada. Um surfatante não-iónico é adicionado à pasta, para deixar a superfície do material de moldagem hidrofílica. Este surfatante migra para a superfície do material de moldagem com o seu segmento hidrofílico orientado em direção à superfície. Este fenómeno permite que o material de moldagem escoe melhor sobre os tecidos húmidos e proporcione uma melhor reprodução dos detalhes pelo gesso vazado. Ainda assim estes materiais requerem um campo seco, mas reproduzem de forma mais precisa a superfície dos tecidos moles. O vazamento do molde a gesso é facilitado, pois o gesso tem melhor afinidade com superfícies hidrofílicas. Este é, provavelmente, o maior benefício da incorporação de aditivos hidrofílicos aos vinilpolissiloxanos<sup>(52,53)</sup>.

É de ter em conta ainda que a contaminação por ditiocarbamato utilizado no fabrico de algumas luvas de latex inibe a polimerização do material. O mesmo acontece com as luvas de vinil que contêm certos estabilizadores que produzem o mesmo efeito. Esta contaminação é de tal maneira penetrante que apenas um toque com uma luva nas áreas a ser moldadas pode inibir a polimerização do material, algumas vezes em áreas críticas, produzindo conseqüentemente uma distorção relevante<sup>(26)</sup>.

### 3.1.2.5. Química dos silicones por adição:

Abordando agora a composição química das pastas que compõem este silicone pode dizer-se que a pasta base contém variados pré-polímeros siloxânicos e uma polimetil-siloxana hidrogenada. Sendo por isso composta de maneira semelhante à dos silicones por condensação. A pasta catalisadora contém divinilpolidimetil siloxano e outros pré-polímeros siloxanos. É de salientar que, neste caso, ambas as pastas contêm carga<sup>(31)</sup>.

Geralmente, o polímero possui agrupamentos vinílicos terminais e a ligação cruzada dá-se por agrupamentos de hidretos ativados por um sal catalisador de platina, isto é, através de uma reação de adição, como se demonstra seguidamente<sup>(32)</sup>.

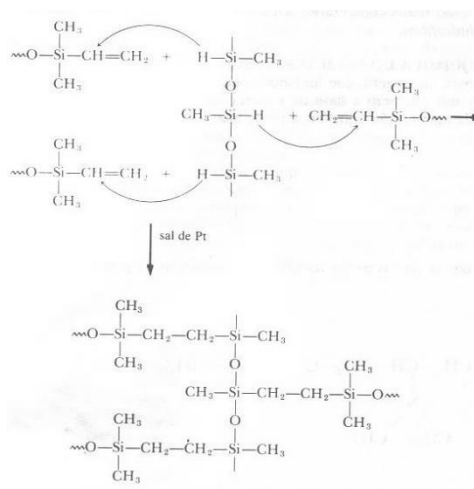


Figura 5 Reacção química do Polímero

Aqui, tanto a pasta base como a catalisadora contêm um silicone vinílico. Se a pasta identificada como catalisadora contiver sal de platina, então a pasta base correspondente tem obrigatoriamente de conter um silicone híbrido. Neste caso, o retardador também pode estar presente na pasta que contém o sal catalisador de platina<sup>(55)</sup>.

Normalmente, não há formação de um subproduto de reação pois existe um bom equilíbrio de reação entre o silicone vinílico e o silicone híbrido. Isto só acontece se as proporções dos constituintes forem devidamente respeitadas e se não houver impurezas. Isto porque um balanceamento inadequado entre estas substâncias (reação secundária entre a humidade e hidretos residuais do polímero-base) resulta na produção/libertação do gás hidrogénio, que embora tecnicamente não seja a formação de um subproduto, causa bolhas na superfície do molde, e conseqüentemente espaços vazios no modelo de gesso correspondente. Este gás também pode aparecer se houver humidade ou resíduos de agrupamento silanóis, que reagem com os hidretos que estão presentes no polímero da base. Para contrariar um pouco este acontecimento, os fabricantes têm vindo a adicionar metais nobres (como a platina e o paládio) para agirem como captadores de hidrogénio e assim impedirem a sua libertação. Uma outra forma passa por aguardar uma hora ou mais antes de proceder ao vazamento do molde a gesso até porque esta espera não causa nenhuma alteração dimensional detetável clinicamente<sup>(33,56,57)</sup>.

### **3.1.3. Características dos Materiais**

#### **3.1.3.1. Espatulação**

Os elastómeros à base de polissulfetos são espatulados da mesma forma que as pastas de óxido de zinco e eugenol, ou seja, realizada manualmente pelo profissional. Assim, comprimentos iguais das duas pastas são espremidos sobre uma placa de manipulação. É importante salientar que, como a compensação de um material no tubo da pasta base está balanceada para aquele encontrado no tubo da pasta aceleradora, devemos utilizar sempre as

pastas originais fornecidas pelo mesmo fabricante e seguindo as orientações por ele estabelecidas. No entanto, para alguns produtos, alterações no tempo de trabalho e de endurecimento podem ser obtidas alterando a proporção entre as pastas. Isto deve ser feito com cuidado, já que pode afetar negativamente as propriedades físicas<sup>(31,41)</sup>.

Após colocar as quantidades necessárias das pastas naquela placa de manipulação, devemos inicialmente, com a espátula de aço inoxidável, levar toda a pasta catalisadora e distribuí-la sobre a pasta base. Depois disto, espalhamos a mistura sobre a placa de manipulação. Com a espátula e utilizando movimentos circulares, continuamos este processo de mistura até que toda a pasta apresente uma cor uniforme, sem estrias provenientes das cores da pasta base ou catalisadora. Se a mistura não ficar homogênea, a polimerização não se dará uniformemente e, como consequência, teremos distorções no molde. É aconselhável seguir sempre as instruções dos fabricantes. Considerações semelhantes a estas sobre a manipulação podem ser aplicadas para os poliéteres e silicones de adição. Aqui, ao contrário dos silicones de adição, os de condensação podem ser manipulados com luvas. Este facto em nada alterará a presa destes materiais ao contrário dos de adição. Outro fato relevante é de que ao contrário dos polissulfetos, os silicones de condensação diante de acidentes não mancham permanentemente as roupas<sup>(15,31,41)</sup>.



**Figura 6 Pistola de adição dos materiais de impressão**

A manipulação anteriormente referida corresponde à manual, no entanto também existem sistemas de automistura, como o que a figura atrás evidencia. Trata-se de um dispositivo para proporcionar e manipular silicone (neste caso, de adição). É normalmente usado para os silicões com baixa ou média viscosidade e dispensa a espatulação e manipulação, uma vez que a mistura do material é feita pela ativação do êmbolo da pistola. Com este dispositivo, existe uma grande uniformidade no proporcionamento e manipulação, sendo também menor a quantidade de bolhas no interior da mistura, daí que haja uma menor probabilidade de erros e falhas. Por outro lado, o tempo de manipulação é diminuído e as possibilidades de contaminação do material são muito menores <sup>(58,59)</sup>.

O material de moldagem manipulado é injetado diretamente numa moldeira pincelada com adesivo ou num preparo de um dente, com a ponta da seringa, o que não é mostrado na figura<sup>(2)</sup>.

A maioria dos manipuladores automáticos, vendidos pelos vários fabricantes, são permutáveis, excepto alguns que têm pontas com duplas espirais internas. As pontas variam em diâmetro, em comprimento, e talvez, como ponto mais importante, no número de espirais internas. Quanto maior o número de espirais, melhor será a mistura conseguida. Desta forma, um material que é uniformemente misturado em pontas com treze espirais pode ficar menos homogêneo do que se for manipulado numa ponta com onze espirais<sup>(1)</sup>.

Se tanto a pasta base como a aceleradora de um silicone borrachóide por condensação são comercializados em forma de pasta, o processo de manipulação será o mesmo descrito para os polissulfetos de borracha. Como foi dito anteriormente, esse material pode ter o seu reagente apresentado em forma de um líquido oleoso corado. Assim, a pasta é dispensada do tubo sobre a placa de vidro com um comprimento determinado, e as gotas do líquido são

proporcionadas ao lado da pasta base, segundo a indicação do fabricante. Se a placa de manipulação absorve o líquido oleoso acelerador, é recomendável usar-se um papel impermeável ou uma placa de vidro. A absorção do acelerador pelo papel de manipulação pode também ser diminuída colocando-se as gotas do líquido na espátula, ao invés de colocá-las no papel<sup>(7,60,61)</sup>.

Como já foi reportado, os silicones em forma de massa são acondicionados em potes e a quantidade necessária para o uso é medida por volume e através de uma concha. O acelerador é proporcionado em forma de gotas, de acordo com o volume de pasta usada<sup>(62)</sup>.

Em qualquer caso, a massa é apanhada com a espátula e posta em contacto com o líquido, continuando-se a manipulação, como foi previamente descrito. Isto é feito até se atingir uma mistura completa, que pode ser evidenciada pela homogeneidade de cor de massa obtida<sup>(63)</sup>.

Concluindo, independentemente do tipo de elastómero, (seja ele polissulfeto, silicone ou poliéter), deve ser enfatizado que é essencial ter-se uma mistura homogénea, para que se consiga uma precisão de adaptação<sup>(29)</sup>.

### **3.1.3.2. Tempo de presa (endurecimento)**

Como já foi dito anteriormente, o tempo de presa pode ser definido como aquele que medeia o início da manipulação até que a polimerização atinja um grau suficiente que permita a remoção do molde da boca com o mínimo de distorção. Foi verificado que o tempo de presa é então aferido à temperatura da boca, não correspondendo ao tempo de polimerização. Isto porque, atualmente, a polimerização pode continuar, por um tempo considerável, após a presa. Neste aspeto, os silicones de condensação para moldagem podem continuar a polimerizar-se por até duas ou mais semanas, após a espatulação<sup>(35,57,64)</sup>.

Uma outra propriedade a ser relatada será o tempo de trabalho. A medida deste tempo também se inicia aquando do começo da espatulação, tendo o seu término imediatamente antes de o material apresentar propriedades elásticas. O tempo de trabalho aceitável nestes materiais deve sempre exceder os tempos utilizados para a espatulação, para preenchimento da seringa e/ou moldeira, para a injeção do material da seringa nos preparos cavitários e para a acomodação da moldeira na boca<sup>(6,20,38)</sup>.

Convencionalmente, o tempo de trabalho é medido à temperatura ambiente, enquanto o de presa é medido à temperatura bucal. Testes utilizando penetrómetros têm sido empregues para mensurar tanto o tempo de trabalho como o de presa. Assim, considera-se que o tempo de trabalho ocorreu quando uma agulha com peso e diâmetro determinados não mais penetra no material até uma profundidade especificada. E, como tempo de presa quando outra agulha de ponta achatada (ou um instrumento rombudo), não deixa uma marca definida no material de impressão endurecido<sup>(42,50,65)</sup>.

Especificamente, no Teste de Padrões Britânico (British Standards Test), é utilizado um reómetro para medir o tempo de presa e o de trabalho. Neste teste, a propriedade que está a ser medida está mais relacionada com a viscosidade e o cisalhamento do que com as propriedades de natureza elástica. Já de acordo com a Associação Dentária Americana, o tempo de trabalho é determinado através da medida indireta da viscosidade. O tempo de trabalho determinado por este método da ADA ou por um teste clínico, no qual o material é pulsionado na boca por um instrumento rombudo, tende a ser mais curto do que aquele medido através do reómetro. O tempo de trabalho e presa de vários tipos de elastómeros, medidos por um reómetro oscilatório são mostrados no quadro seguinte<sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

**Tabela 1** Tempos de trabalho e de presa de Elastómeros para moldagem não-aquosos

MATERIAL	MÉDIA DO TEMPO DE TRABALHO (MINUTOS)		% DE DIMINUIÇÃO DO TEMPO DE TRABALHO QUANDO A TEMPERATURA AUMENTA (MÉDIA)*	MEDIDA DO TEMPO DE ENDURECIMENTO (MINUTOS)		% DE DIMINUIÇÃO DO TEMPO DE ENDURECIMENTO QUANDO A TEMPERATURA É AUMENTADA (MÉDIA)*
	23°C	37°C		23°C	37°C	
Polissulfeto	6,0	4,3	30	16,0	12,5	23
Silicona de condensação	3,3	2,5	16	11,0	8,9	15,5
Silicona por adição	3,1	1,8	38	8,9	5,9	31
Poliéter	3,3	2,3	31	9,0	8,3	8,5

\*Baseado em dados dos materiais individualmente.

De Harcourt JK: A review of modern impression materials. Aust Dent J 23:178, 1978.

Um aumento na temperatura acelera a velocidade de polimerização de todos estes elastómeros para moldagem, e como consequência o tempo de presa e o de trabalho são diminuídos, e vice-versa. A diminuição no tempo de presa, em função da temperatura, é também demonstrado no quadro anterior. Esta influência é benéfica desde que o tempo de trabalho possa ser prolongado quando a temperatura ambiente é baixa ou quando a mistura é feita em placa de vidro resfriada e seca. Por outro lado, quando o material de moldagem é levado à cavidade oral (aproximadamente 23°C), estes materiais terão a sua reação acelerada, e por conseguinte o tempo de presa será diminuído em virtude da maior temperatura aí existente<sup>(51,62,66)</sup>.

O profissional pode controlar a velocidade de polimerização na maioria dos elastómeros. Isto pode ser conseguido tanto pela diminuição do tempo de presa como pelo aumento do tempo de trabalho. O efeito da temperatura já foi demonstrado. Assim, o arrefecimento é um método para aumentar o tempo de trabalho da maioria dos materiais à base de polissulfetos para impressão. Além disso, o ácido oleico é também um retardador efetivo para os polissulfetos que polimerizam em presença de dióxido de chumbo. Estes materiais polimerizados pela ação do hidróxido de cobre (devemos adquiri-los obedecendo á indicação do seu fabricante), apresentam uma presa rápida ou regular. Enquanto que, a humidade, como por exemplo a devida a uma gota de água, acelera a velocidade de polimerização<sup>(10,22,56)</sup>.



A velocidade de polimerização de alguns polissulfetos para moldagem, é sensível às alterações da relação base/acelerador, porém não em todos. Deste modo, a alteração nesta relação é um método efetivo e prático para mudar a velocidade de polimerização dos silicões por condensação, apesar de, o atraso obtido com a redução do acelerador poder ser mais marcante do que a aceleração obtida pelo aumento deste acelerador, (isto dentro de certos limites)<sup>(17,26,36)</sup>.

Em contraste com os silicões por condensação, a velocidade de polimerização dos silicões por adição parece ser mais sensível às mudanças de temperatura, da mesma forma que acontece com os polissulfetos. Nestes, além do arrefecimento da placa de mistura, os tempos de trabalho e de presa podem ser aumentados em até cem por cento, pela adição do retardador quando este é fornecido pelo fabricante. Também o próprio silicone pode ser arrefecido antes do uso. Atualmente, este arrefecimento tem um pequeno efeito sobre a viscosidade. Uma vez estando o material na boca, aquece rapidamente e o tempo de presa não se prolonga tanto, mesmo aquando da adição de um retardador químico, que não é prático quando se faz a manipulação mecânica<sup>(26,39,52,53)</sup>.

A alteração na relação base/acelerador para modificar o tempo de trabalho ou o de presa não é económica, pois uma porção de uma das pastas não será utilizada. Além disso, como a pasta catalisadora contém excesso de reagente, e também normalmente contém o retardador, o aumento da relação base/catalisador pode até aumentar ao invés de reduzir a velocidade de polimerização. A velocidade de polimerização dos poliéteres é menos sensível às mudanças de temperatura quando comparada à dos silicões por adição. Assim, tal como para os silicões, modificações na relação base/acelerador podem ser usadas para prolongar o tempo de trabalho. O uso de um fluidificador pode inclusivamente prolongar o tempo de trabalho, provocando apenas um ligeiro aumento do tempo de presa além de reduzir a viscosidade do material não endurecido, bem como o modo de elasticidade ou rigidez de

um material endurecido, sem contudo aumentar a contração, a deformação permanente ou o escoamento. Existe também disponível, para utilização com os poliéteres, um retardador que pode prolongar o tempo de trabalho sem reduzir as propriedades elásticas ou aumentar a contração de polimerização<sup>(55,56,57,59)</sup>.

Finalizando, os poliéteres e os silicones mais modernos têm vindo a apresentar tempos de presa e trabalho alongados em cerca de dez a quinze segundos, pelo acréscimo de uma pequena percentagem de pasta-base ou uma discreta redução na pasta-catalisadora<sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

### **3.1.3.3. Elasticidade, rigidez e resistência ao rasgamento**

Como era de esperar, as propriedades elásticas destes materiais borrachóides para moldagem melhoram com o tempo de polimerização. Isto é, quanto mais tempo o molde possa permanecer na boca, antes da sua remoção, mais preciso este será. Além disso, todos os elastómeros são viscoelásticos no comportamento, é importante que eles sejam removidos da boca por uma forte retirada. Isto assegurará que o material de moldagem seja esticado por apenas um curto tempo, e que uma resposta quase elástica seja obtida<sup>(41)</sup>.

O tempo de presa mencionado pelo fabricante, ou o determinado por um reómetro, nem sempre corresponde àquele em que o material tenha conseguido uma elasticidade suficiente para impedir uma deformação permanente aquando da remoção do molde, sendo esta afirmação especialmente válida para os polissulfetos e para os silicones de adição. Desta forma, o tempo de presa medido por um reómetro é de cerca de um a dois minutos, ou seja, menor do que aquele necessário para que se produza um nível de elasticidade aceitável antes da remoção do molde<sup>(67)</sup>.

Os elastómeros dos tipos I e II podem apresentar 2,5% de deformação permanente, depois de uma carga compressiva ter atuado durante trinta

segundos e provocado, com isso, uma deformação de 12%. Já nos materiais de tipo III uma deformação maior é permitida (até 5,5% sobre este mesmo teste). Assim, à exceção dos elastómeros em forma de massa, as deformações podem situar-se entre os 2 e os 20%, quando as tensões aumentam de 0,0098 até 0,098MP<sup>(67)</sup>.

Estudos referem que, a deformação permanente, quando os elastómeros não aquosos para moldagem são submetidos a uma deformação por compressão, obedece à seguinte ordem crescente:

- 1)Silicone de adição
- 2)Silicone de condensação
- 3)Poliéter
- 4)Polissulfetos.

A libertação da deformação elástica, que se segue após uma deformação, é mais lenta nos polissulfetos do que para os outros três materiais. Entretanto, quando uma deformação é prolongada, ou seja, no caso de um molde ser removido lentamente de um preparo cavitário, ao invés de ser removido rapidamente, a libertação é suficientemente rápida. Por este motivo, o vazamento do molde precisa de ser retardado com base no conceito de que há necessidade de algum tempo para que a recuperação elástica aconteça. Além disso, como estes materiais para moldagem são viscoelásticos, deformações rápidas e repetidas, como as que acontecem durante a remoção do molde da boca, irão aumentar a deformação permanente. Esta deformação tem uma correlação positiva tanto com a duração como com a quantidade da deformação produzida <sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

Excluindo-se os elastómeros em forma de massa, que apresentam alta viscosidade, a rigidez destes elastómeros aumenta na seguinte ordem:

- 1) Polissulfetos
- 2) Silicone por condensação

3) Silicone por adição

4) Poliéter.

Testes de resistência ao rasgamento medem a resistência à fractura de um material elastómero submetido a uma força de tração que age perpendicularmente a um defeito superficial. De acordo com estes, a ordem de valores de resistência ao rasgamento do menor para o maior é: silicones, poliéteres e polissulfetos. Na literatura tem-se evidenciado que alguns poliéteres e silicones têm registado valores de resistência ao rasgamento mais elevados que os polissulfetos. Assim, a resistência ao rasgamento deve ser a suficiente para impedir a falha catastrófica, mas não tão elevada que resulte em deformações excessivas ou dificuldade na remoção da impressão da boca<sup>(2)</sup>.

A rigidez do material de impressão torna-se também uma propriedade importante por estar envolvida na facilidade com que uma impressão/moldagem é removida da cavidade oral. No caso dos silicones de adição, um dos problemas sentidos é com as presas que são extremamente rígidas, onde a sua remoção pode ser muito difícil, se o material tiver sido colocado em grandes espaços interdentários. Daí que tenham vindo a surgir versões mais recentes deste material com uma menor rigidez<sup>(27,38,43,50)</sup>.

#### **3.1.3.4. Propriedades reológicas**

As propriedades reológicas dos elastómeros para moldagem desempenham um papel importante para o sucesso na sua utilização, como é o caso da precisão da moldagem realizada. Como é sabido, estes materiais são introduzidos na boca como um líquido viscoso, e para tal as propriedades de escoamento são cuidadosamente ajustadas, sendo a reação de presa a responsável pela sua conversão num sólido viscoelástico. O comportamento, no que respeita ao escoamento desta forma sólida, é também muito importante se for necessário obter-se um molde preciso. Até mesmo o comportamento quanto à viscosidade das pastas antes da mistura é importante, pois é a partir

daí que se pode controlar a facilidade de manipulação, a quantidade de ar que poderá incorporar-se durante a mistura, e a tendência do ar ocluído escapar antes do ato de moldagem <sup>(32)</sup>.

Para se caracterizar completamente as propriedades de escoamento, é necessária a medida da viscosidade em função da velocidade de cisalhamento num amplo intervalo de valores. Estimativas indicam que velocidades de cisalhamento de até  $1.600s^{-1}$  podem ser verificadas durante a manipulação e velocidades de até  $1.000s^{-1}$  podem ser encontradas no ato da injeção do material da seringa. Estas velocidades são consideravelmente mais altas do que aquelas empregues em muitas outras medidas que já foram mencionadas <sup>(16,38,62)(32)</sup>.

### **3.1.3.5. Estabilidade dimensional e precisão**

As alterações dimensionais podem ter diversas origens:

- 1) Todas as borrachas passam por um processo de contração ligeiro durante a polimerização, como resultado da redução no volume devido às ligações cruzadas.
- 2) Durante a presa, os silicones por condensação perdem álcool, sendo este processo acompanhado por uma contração. Do mesmo modo, a perda de componentes voláteis do acelerador causa contrações significativas nos polissulfetos que possuem peróxido de hidrogénio na sua constituição <sup>(31,41)</sup>.
- 3) Apesar dos silicones e dos polissulfetos de borracha repelirem a água, os polímeros de poliéteres e alguns silicones de adição hidrofílicos recentes, absorvem água. Isto deve-se a um processo complicado, que ocorre através de uma extração simultânea de plastificantes solúveis em água: - se estes materiais forem expostos à água ou a uma alta

humidade relativa, por um período de tempo considerável, o resultado será uma alteração dimensional<sup>(31,32)</sup>.

4) Existe uma recuperação incompleta após a deformação devido à natureza viscoelástica desses polímeros borrachóides.

As alterações dimensionais durante a presa têm sido medidas de forma direta e indireta através de várias técnicas e instrumentos. De acordo com a ADA para os elastómeros, um disco do material de moldagem é colocado sobre uma placa de vidro coberta com talco. Após 24 horas, a contração não deve exceder os 0,50% para os materiais dos tipos I e II ou 1% para os elastómeros do tipo II. Desta forma, essas medidas incluem a contração devida às mudanças térmicas (35 para 23°), a contração de polimerização e a perda de componentes voláteis. Sendo assim, o coeficiente de expansão térmico linear dos elastómeros para moldagem varia de  $150 \times 10^{-6}$  até  $220 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$ <sup>(13,42,67)</sup>.

Comparando alguns estudos verifica-se que existe uma variação considerável entre as marcas comerciais de Silicones de adição e de Polissulfetos de borracha<sup>(32)</sup>.

Podendo-se afirmar, com certeza, que os materiais à base de borracha são muito mais estáveis dimensionalmente quando armazenados ao ar do que os hidrocolóides para moldagem. No entanto, é de salientar que todos os materiais se alteram dimensionalmente com o tempo e que esta modificação é de maior magnitude para os Silicones de condensação, seguindo-se os Polissulfetos de borracha, os Poliéteres, e por último (sendo por isso os mais estáveis dimensionalmente) os Silicones que se polimerizam por adição. Desta forma, alguns Silicones de condensação levam mais tempo a atingir o máximo de contração do que os Polissulfetos, os Silicones de adição e os poliéteres<sup>(23,32,39,63)</sup>.

Por fim, se é necessário manter o máximo de precisão, o troquel ou modelo de gesso deve ser construído nos primeiros 30 minutos após a remoção da boca, principalmente quando se emprega um polissulfeto de borracha ou um silicone de condensação na impressão. O mesmo não acontece para os silicões de adição e para os poliéteres, onde os intervalos de tempo para o vazamento parecem não ser tão críticos<sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

### **3.1.3.6. Propriedades biológicas**

Talvez o maior problema produzido pelos elastómeros nos pacientes seja devido aos restos de material de moldagem deixados nos sulcos, que podem causar irritações que variam desde suaves a severas. Foram ainda reportados casos de dermatites de contacto devidas ao poliéter, especialmente em assistentes dentárias<sup>(31)</sup>.

### **3.1.3.7. Reprodução de detalhes bucais:**

A necessidade de um material de moldagem reproduzir os detalhes mais finos da cavidade oral é naturalmente evidente sendo das suas principais finalidades. Neste âmbito, vários testes e estudos têm sido empregues pelos investigadores para avaliar a habilidade de um material de moldagem na reprodução dos detalhes superficiais<sup>(41)</sup>.

Assim, um teste de reprodução de superfície é uma das partes da especificação para os materiais elásticos de moldagem. Os elastómeros e os hidrocolóides reversíveis podem por sua vez, reproduzir detalhes mais finos, apesar de os últimos não se compararem tão favoravelmente com os elastómeros quanto a esse aspeto. Quando se procede à vazagem a gesso-pedra nestas moldagens para teste, os detalhes mais delicados nem sempre são reproduzidos. Ou seja, os materiais à base de borracha são capazes de reproduzir detalhes com mais precisão do que aqueles passíveis de serem copiados com o gesso para troquel ou modelo<sup>(31,32)</sup>.

### 3.1.3.8. Controle de infecção/ desinfecção

Um material de moldagem pode conter desinfetante na sua constituição e este pode até estar presente nos gessos. No entanto, um novo processo de desinfecção pode ser necessário como complemento e para tal deve ter-se em conta os efeitos que esta utilização produz, como veremos seguidamente<sup>(35,45)</sup>.

Uma vez que a esterilização das impressões não é possível, devido à alta temperatura e tempo necessário, o procedimento normalmente realizado é a desinfecção. Deste modo, o meio mais eficaz de desinfecção de impressões é a sua imersão numa solução desinfetante até, pelo menos, trinta minutos. Assim, desde que o período de tempo seja curto não haverá problema pois, de acordo com estudos realizados, é a imersão prolongada na solução que produz uma distorção mensurável, sendo que certos agentes podem reduzir a dureza da superfície do modelo de gesso vazado. Em particular, os poliéteres são suscetíveis à alteração dimensional, se o tempo de imersão for maior do que 10 minutos, devido à sua pronunciada natureza para a maioria dos elastómeros<sup>(6,52,68)</sup>.

Quando a desinfecção de impressões não pode ser realizada por imersão, a alternativa passa pelo uso de um spray desinfetante. Neste âmbito, há uma variedade de soluções que podem ser utilizadas para pulverização na desinfecção de materiais de impressão. Os principais grupos são os seguintes: soluções de cloro, soluções de aldeído, soluções de iodo e fenóis<sup>(12,20)</sup>.

Relativamente às impressões em poliéter, sabe-se que se expandem quando expostas à humidade. Nelas, os desinfetantes causam um inchaço excessivo depois de algum tempo de imersão, sendo evidenciadas alterações dimensionais significativas após quatro horas de imersão numa solução aquosa 10% de aldeído, o que não acontece com dez minutos de imersão. Os desinfetantes de pulverização também são aceitáveis, daí que se recomende para materiais de moldagem de poliéter a utilização de um desinfetante de



pulverização ou imersão em produtos com um tempo curto de desinfecção, tais como compostos de cloro<sup>(69,70)</sup>.

Embora se verifique que os silicones de condensação são quimicamente afetados por imersão prolongada numa ampla variedade de desinfetantes, o fator limitativo com esta impressão é o da sua inerente instabilidade dimensional e não tanto do efeito da desinfecção. Quanto aos silicones de adição, muitos estudos têm sido realizados sobre os efeitos de desinfetantes na sua estabilidade dimensional. Concluiu-se que não existe qualquer efeito adverso mesmo aquando de uma exposição prolongada (até dezoito horas) para todas as variedades de desinfetantes. O único inconveniente parece ser uma reduzida permeabilidade do material na impressão de materiais hidrofílicos de silicone<sup>(33,39,49,53)</sup>.

### **3.1.3.9. Vida útil**

Teoricamente, um polissulfeto ou um poliéter para moldagem, quando adequadamente fabricados e devidamente acondicionados nos tubos a eles referentes, não se deterioram de forma apreciável, desde que armazenados em condições ambientais normais. No entanto, isto nem sempre se verifica pois em anos anteriores têm-se evidenciado casos em que, ocasionalmente, a borracha de silicone pode ficar rígida no tubo, se o material for armazenado por um longo período de tempo<sup>(8,26,71)</sup>.

Além disso, o líquido reagente também se pode deteriorar com o tempo, mas atualmente, devido a uma estabilização apropriada dos componentes, tal deterioração tem sido virtualmente eliminado. Por outro lado, os fabricantes dos silicones que se polimerizam por adição alegam que o material possui dois anos de vida útil: no entanto isto nem sempre se verifica<sup>(41)</sup>.

Assim, os materiais de impressão quando devidamente conservados nos tubos/recipientes/embalagens e armazenados em ambiente seco e resfriado

não sofrem deterioração apreciável. Aconselha-se que, após o armazenamento das pastas base e aceleradora, por sete dias, a 60+/- 2°C, o material deva ser aprovado no teste para a deformação permanente. Se um material à base de borracha tem uma vida útil inferior, um comportamento elástico pobre vai-se mostrar através dos altos valores de deformação permanente devido a uma baixa recuperação. É de ter em conta que os recipientes devem ser mantidos hermeticamente fechados quando não estão a ser utilizados.<sup>2</sup> Isto porque, a exposição contínua da pasta base de silicone ou do reagente ao ar, acelera a deterioração. Também é recomendado o armazenamento em ambiente resfriado<sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

### **3.1.3.10. Tipos de falhas**

Algumas das falhas mais comuns que ocorrem com elastómeros para moldagem não aquosos, bem como as suas causas:

Falhas:

- 1) Superfície rugosa e indefinida do molde
- 2) Bolhas
- 3) Poros irregulares
- 4) Modelo de gesso rugoso
- 5) Distorção
- 6) Metalização defeituosa

Causas:

- 1) Polimerização incompleta causada por uma remoção prematura da boca
- 2) Polimerização demasiado rápida devido a temperatura elevada ou muita humidade
- 3) Má relação na mistura da base com o catalisador
- 4) Mau escoamento de material
- 5) Existência de ar na mistura do material
- 6) Dentes com resíduos

- 7) Molde com resíduos
- 8) Excesso de água no molde
- 9) Falta de adesão do material de moldagem à moldeira
- 10) Espessura excessiva de material
- 11) Material insuficiente para as estruturas a replicar
- 12) Demasiada pressão no momento de impressão
- 13) Movimentos irregulares no momento da impressão
- 14) Mau posicionamento da moldeira
- 15) Vazamento tardio das impressões<sup>(7,56,72)</sup>

### **3.1.3.11. Assuntos diversos**

No que diz respeito ao armazenamento, pode dizer-se que para um material à base de borracha este não é muito criterioso. Apesar disso, para os poliéteres e alguns silicões, ambientes com alta humidade relativa devem ser evitados. Como foi afirmado previamente, um tempo de armazenamento longo para o molde não é indicado, devido à distorção ocasionada pela continuação da polimerização. Se a moldeira for de plástico (que pode absorver a água, alterando as suas dimensões), o molde não deve mesmo ser armazenado em ambiente húmido<sup>(41,56,59,63)</sup>.

Impressões esféricas aparecem algumas vezes na superfície de moldes obtidos com polissulfetos de borracha evidenciando-se na superfície dos troqueis, em forma de concavidades ou de nódulos. Isto pode dever-se a bolhas existentes próximo da superfície, são possivelmente o resultado de bolhas de ar obtidas na mistura. Por outro lado, como estas impressões só aparecem com o passar de algumas horas, após a remoção do molde da boca, este problema poderá ser evitado se o modelo de gesso for vazado na primeira meia hora, como foi sugerido anteriormente<sup>(32)</sup>.

Ao contrário dos hidrocolóides para moldagem, os materiais à base de borracha não afetam a dureza da superfície do gesso. Assim, quando estes

materiais são usados adequadamente, pode-se esperar que a superfície de gesso seja lisa e dura. A compatibilidade entre o material de moldagem e o gesso para a moldeira, no que respeita à reprodução de detalhes, é melhor para os poliéteres e para os silicones de adição do que para os polissulfetos e hidrocolóides reversíveis<sup>(4,28,62)</sup>.

É verdade que o gesso fluido não humedece muito bem as superfícies dos polissulfetos e dos silicones hidrófobos. Entretanto, a oclusão de ar entre o gesso e o material de moldagem pode ser evitada com a utilização de um agente humidificante adequado. Deve-se usar uma quantidade mínima desse agente, pois, caso contrário, o resultado será uma superfície mole e porosa de gesso<sup>(10,27,43,73)</sup>.

Em algumas marcas de silicone de adição para moldagem, pequenos pontos em forma de cratera podem aparecer na superfície do modelo de gesso, se o molde for vazado imediatamente. Tem sido afirmado que estes pontos são devidos à evaporação do gás hidrogénio, o que necessariamente não está associado com a reação de presa. Este problema pode ser eliminado, esperando-se de 15 a 30 minutos para se fazer o vazamento do molde<sup>(42,74,75)</sup>.

A escolha de um material à base de borracha para moldagem é determinada por preferência do profissional. Em geral, pode-se afirmar que os silicones e os poliéteres são vantajosos em relação à cor e ao odor. Sendo também mais fáceis de limpar após a manipulação. Por outro lado, e em geral, os silicones são inferiores aos polissulfetos e aos poliéteres borrachóides, no que respeita à sua vida útil. Moldes com precisão semelhante àqueles obtidos com hidrocolóides podem ser conseguidos com qualquer material, desde que se use uma técnica apropriada<sup>(34,45,61,71)</sup>.

Conclui-se assim que, se o molde tiver de ser enviado para o laboratório, ao invés de ser vazado o mais cedo possível após uma remoção, pode usar-se um

elastómero mais estável. Neste caso, a seleção recairia no silicone por adição ou no poliéter<sup>(26,34,36,39,53,64)</sup>.

### **3.1.3.12. Considerações técnicas:**

Os materiais de moldagem à base de borracha podem ser considerados como universais e podem ser empregues em qualquer tipo de moldagem. No entanto a principal indicação passa pela moldagem de tecidos duros, onde a elasticidade é um pré-requisito necessário<sup>(26,34,36,39,41,53,64)</sup>.

## **3.2. A história do Cad/Cam**

O acrónimo CAD (Computer Aided Desing - Projeto Assistido por Computador) foi utilizado pela primeira vez no início dos anos 60 pelo pesquisador do Massachussetes Institute of Technology (M.I.T.) Ivan Sutherland. O termo CAD pode ser definido como sendo: o processo de projeto que se utiliza de técnicas gráficas computadorizadas, através da utilização de programas (software) de apoio, auxiliando na resolução dos problemas associados ao projeto<sup>(3,66)</sup>.

Por sua vez, a sigla CAM (Computer Aided Manufacturing - Fabricação Assistida por Computador) refere-se a todo e qualquer processo de fabricação controlado por computador. A sua origem remonta ao desenvolvimento das máquinas controladas numericamente (C.N.) no final dos anos 40 e início dos anos 50. Quando estas máquinas começaram a ser controladas por computador, no fim dos anos 50 início dos anos 60, surgiu o termo C.N.C. Atualmente a sigla (CNC) engloba diversos processos automáticos de fabricação, tais como. fresagem, torneamento, oxicorte, corte a Laser, entre outros. Assim sendo, o termo CAM é empregue para todas estas disciplinas e para qualquer outra que possa surgir<sup>(3)</sup>.

A tecnologia Cad/Cam corresponde à integração das técnicas CAD e CAM num sistema único e completo, por exemplo, pode-se projetar um componente qualquer na tela do computador e transmitir a informação por meio de

interfaces de comunicação entre o computador e um sistema de fabricação, onde o dito componente pode ser produzido automaticamente numa máquina CNC<sup>(67)</sup>.

Podemos dizer que atualmente este conceito de sistema integrado de projeto e fabricação assistido por computador corresponde à ideia de CIM (Computer Integrated Manufacturing - Fabricação Integrada por Computador), cuja base teve início na década passada com o propósito de aumentar a produtividade industrial. Por outro lado, deve-se realçar que a chave do processo produtivo reside na integração global através de uma Base de Dados que seja comum ao projeto e à fabricação<sup>(67)</sup>.

Sistemas Cad/Cam caracterizam-se por centralizar a execução de diversas atividades relacionadas ao processo produtivo, compreendendo desde o projeto mecânico (CAD) e análise estrutural (MEF), passando pela escolha adequada das máquinas e processos de manufatura e a consequente geração automática das trajetórias das máquinas CNC. Portanto torna-se cada vez mais importante o domínio das técnicas computacionais e gerências envolvidas neste tipo de processo integrado de fabricação, assim como, o treinamento dos profissionais envolvidos na área<sup>(67)</sup>.

Como vimos anteriormente, na atualidade, o êxito de um novo produto depende, não somente, da sua qualidade e funcionalidade, como também da rapidez com que é introduzido no mercado. Neste aspeto a denominada Prototipagem Rápida, vem ganhando um espaço considerável na solução destes problemas. A adoção da tecnologia de Prototipagem Rápida permite, entre outros, o desenvolvimento de peças ou protótipos, pequenas séries, modelos ou moldes em tempos curtos e a custos razoáveis<sup>(66)</sup>.

A Prototipagem Rápida compreende um conjunto de tecnologias que permitem a produção rápida de uma peça tridimensional numa máquina especial. Basicamente, a conceção deste tipo de processo baseia-se na aplicação dos

princípios da tecnologia Cad/Cam, onde um modelo sólido é desenvolvido e transferido eletronicamente desde a base de dados de um CAD para uma máquina de prototipagem ou diretamente desde um sistema de fabricação assistido por computador (CAM). O modelo CAD poderá igualmente ser utilizado para visualizar o comportamento do modelo, num programa como os de modelagem por elementos finitos (FEM)<sup>(42,63,71,76,77,78)</sup>.

Este trabalho pretende formar uma base de conhecimento na tecnologia Cad/Cam visando a Prototipagem Rápida de produtos, não só para produtos industriais, como também em aplicações não tradicionais como o desenvolvimento de próteses e mecanismos ortopédicos<sup>(79)</sup>.

### **3.2.1. O que é a tecnologia Cad/Cam**

CAD/CAM é uma sigla na língua inglesa para Computer-Aided Design e Computer-Aided Manufacturing que significam, respetivamente: desenho auxiliado por computação e manufatura auxiliada por computação. A indústria de maneira geral utiliza esse processo com o objetivo de automatizar, agilizar e controlar os processos de fabricação<sup>(3,7,42)</sup>.

O CAD ou o desenho realizado pelo computador iniciou-se depois do desenvolvimento de programas de computadores, bem como o hardware ou a máquina propriamente dita. Hoje, grande parte da população tem acesso e está habituada à tecnologia virtual, trabalhando com arquivos computacionais em vez de objetos reais. Por exemplo, a escrita e até mesmo a leitura da rotina diária está cada vez mais vinculada ao uso de computadores pessoais em detrimento das máquinas de dactilografia, papéis e seus derivados. Assim, o trabalho de projetistas nos dias de hoje é muito mais rápido do que há alguns anos atrás, pois os computadores permitem que tais profissionais realizem o seu trabalho num computador<sup>(3,80)</sup>.

No caso da prótese dentária, o modelo de gesso ou até mesmo a arcada dentária dos pacientes podem ser digitalizados, transformando-se em arquivos por processos de digitalização. O Scanning é uma técnica de digitalização de objetos reais a partir de imagens geradas por luz ou, originalmente, por contacto. Assim, podemos ter scanners intra-orais ou de bancada, a partir da captação do reflexo da luz ou por contacto físico. Duma maneira geral, as decisões a respeito do uso de scanners definem a qualidade da imagem gerada, do tempo de scanning, da necessidade de preparo da amostra a ser digitalizada, do tamanho do scanner, do volume interno do scanner, da forma com que a peça é digitalizada e da tecnologia ótica utilizada, bem como de como a boca do paciente será digitalizada, se a partir do modelo de gesso, moldagem ou com moldagem intraoral<sup>(3,79)</sup>.

Uma vez as imagens adquiridas pelo scanner, as mesmas são “importadas” para softwares de planeamento e manipulação das imagens captadas que serão trabalhadas com auxílio do computador. Normalmente os softwares para captura e trabalho com as imagens estão no mesmo computador em que o scanner está ligado. Nesses programas, as imagens ou o modelo de gesso “virtual” são trabalhados e as futuras restaurações são criadas. Podemos chamar este procedimento de “enceramento virtual”, nele, os espaços edêntulos são preenchidos a partir da modelagem das imagens<sup>(20,23)</sup>.

Os softwares específicos para a prótese dentária têm um banco de dados ou biblioteca onde as formas dos dentes, dos componentes protéticos e implantes dentários estão arquivadas. Assim, quando há necessidade do enceramento virtual, o programa ajuda o programador inserindo a imagem determinada pelo operador, que fez o diagnóstico prévio da região a ser reabilitada ou do componente protético que será utilizado sobre o implante ou intermediário. Os softwares podem ser: (1) abertos, esses “importam” imagens de quaisquer scanners, bem como “exportam” ou enviam dados para quaisquer máquinas de fresagem controlada; ou (2) fechados, esses programas só aceitam recepção e envio de dados para determinadas máquinas de captação de imagens e



fresagem, ou seja, é um processo totalmente comunicável entre os diferentes processos<sup>(3,80)</sup>.

O processo CAM, ou a manufatura auxiliada pelo computador, nada mais é do que a materialização ou fabricação da imagem virtual trabalhada no software CAD. Desde que máquinas CNC ou Computer Numeric Control (controle numérico computadorizado) foram desenvolvidas, o processo CAM foi também criado. Máquinas controladas por computadores realizam os procedimentos de fresagem com alta precisão a partir de uma lista de movimentos escrita num código específico. Tal código permite o controle simultâneo de vários eixos para corte de material ou matéria prima. Assim, a forma e os cuidados do corte ou fresagem são respeitados e controlados de forma automatizada. A fresagem com CAM pode ser classificada como: (1) industrial; (2) in lab ou laboratorial; e (3) clínico<sup>(20,66)</sup>.

As fresas in lab e clínicos são normalmente peças menores, mais leves e apresentam custos mais acessíveis à comunidade odontológica de forma geral. Fresadoras industriais normalmente são maiores, com custos maiores e normalmente são adquiridos por empresas ou grandes companhias que constroem centrais de fresagem. Existem diferenças entre os dois processos que resultam em vantagens e desvantagens a serem levadas em consideração pelo profissional no momento de decidir em que tecnologia vai investir. O processo clínico é o mais novo entre os três e pode envolver todos os procedimentos envolvidos (scanning, “enceramento virtual” e fresagem in lab) ou apenas parte deles, como no caso de scanners intra orais com envio de imagens para empresas via rede de comunicação (internet)<sup>(23,67)</sup>.

Entre os três, este é o que exige maior investimento inicial ao dentista envolvendo, provavelmente, a formação de uma equipe multidisciplinar. Algumas características podem influenciar na qualidade final do produto como, por exemplo, o peso da máquina de fresagem. Fresas menores e mais leves podem vibrar ou deslocar-se com mais facilidade que máquinas maiores,

resultando em limitações na fresagem. Quanto maior uma máquina de fresagem, maior a sua capacidade de copiar pequenos detalhes de uma restauração odontológica pela quantidade de eixos em que determinada ferramenta pode trabalhar, quanto menos eixos uma máquina possui, menor, mais simples e mais barata ela também é. A maior vantagem do processo laboratorial é a sua versatilidade, pois a peça fica pronta imediatamente após a fresagem, que pode estar inclusive dentro do ambiente clínico, podendo resultar em maior produtividade<sup>(3,80)</sup>.

O controle de qualidade das peças fabricadas pode ser feito de três maneiras: direto em boca, no modelo de gesso ou com auxílio de um modelo ou réplica da cavidade oral ou troquel da área que foi digitalizada, ambas de forma convencional (a “olho nu”) ou com ajuda de lentes de aumento ou medidores automatizados. Hoje, as máquinas de impressão por processos de estereolitografia (técnica em que se depositam várias camadas de resinas de forma controlada por processos Cad/Cam que são imediatamente polimerizadas) podem ajudar uma fábrica a fazer ajustes com ajuda de protótipos rápidos ou réplicas daquilo que foi inicialmente digitalizado. Empresas de implantes têm o dever de se comprometer em ter peças (implantes e componentes protéticos) com limites de adaptação (tolerâncias) eficientes, pois isso também determina a qualidade de um sistema<sup>(7,75,81,82,83,84,85,86)</sup>.

### **3.2.2. Como funciona a tecnologia Cad/Cam**

De forma simples, podemos dividir as tecnologias Cad/Cam em diferentes partes e essas determinam diretamente não só a qualidade do produto final, mas também as opções de tipos de próteses e materiais que se podem trabalhar. Dependendo da tecnologia que a equipa reabilitadora deseja empregar, pode-se ter ou não acesso a determinados materiais médico-dentários e tipos de próteses. Hoje, algumas fresadoras não conseguem fresar peças grandes, com mais de um determinado número de elementos,

dependendo da sua origem ou marca. Algumas máquinas têm limitação ao fresar estruturas de metais como as ligas de Cobalto-Cromo, que são extremamente duras. Por isso, recentemente foram lançadas no mercado médico-dentário, diferentes tecnologias de produção de infraestruturas, que não apenas as fresadoras, para tentar compensar as limitações de determinadas tecnologias. As zircônicas, por exemplo, necessitam ser fresadas nas fases “verdes” ou pré-sintetizadas, senão a qualidade do produto final é insatisfatória e, por isso, elas necessitam de fornos para sinterização pós-fresagem. O que pode dificultar o entendimento de como funciona a tecnologia Cad/Cam é o fato de esta envolver várias partes<sup>(3,42,80)</sup>.

De acordo com as centrais, podemos ter: (1) centrais de fresagem; (2) centrais de scanning; (3) centrais de fresagem e scanning e todos os três tipos podem ser industriais, laboratoriais e clínicas. Todas as partes envolvidas comunicam entre si, e daí as grandes opções de ferramentas para se trabalhar com tecnologia Cad/Cam<sup>(7,23,42,54,62,73,87,88,89,90,91,92)</sup>.

### **3.2.3. Vantagens da tecnologia Cad/Cam**

A maquinagem de blocos metálicos resulta em menor oxidação e maior precisão para as infraestruturas das próteses quando comparadas a infraestruturas fundidas, até mesmo quando comparadas a estruturas fundidas em ouro e fundidas em liga de prata-paládio. A tecnologia CAD/CAM permite o controle de qualidade a nível micrométrico, o que é de grande importância, especialmente em infraestruturas de próteses aparafusadas sobre implantes, pois essas exigem mais precisão de adaptação do que as próteses cimentadas sobre dentes ou implantes, já que o cimento facilita na passividade da peça. Estruturas adaptadas diretamente sobre um implante são as peças que exigem o maior critério de adaptação, pois são peças sempre aparafusadas. De maneira geral um sistema de implantes garante a qualidade de seus produtos uma vez que o profissional trabalhe com a mesma empresa, desde o implante ao componente protético. A mistura de peças “compatíveis” pode resultar em

alterações na tolerância entre as peças, o que poderia levar a falha mecânica da restauração.<sup>(80)</sup>

No caso das próteses implantossuportadas, há estudos que já reportaram resultados de adaptação marginal de 3,7  $\mu\text{m}$  em infraestruturas fresadas de zircônia e de 3,6  $\mu\text{m}$  em infraestruturas fresadas de titânio. Já foi sugerido que, para uma prótese ser considerada passiva durante o seu assentamento, um desajuste vertical de até 10  $\mu\text{m}$  seria necessário. Contudo, no mesmo estudo mencionado anteriormente, quando a passividade das estruturas foi avaliada, pela análise do desajuste vertical no lado desparafusado das próteses implantossuportadas de três elementos, os resultados foram significativamente menos satisfatórios para o titânio (13,6  $\mu\text{m}$ ) do que para a zircônia (5,5  $\mu\text{m}$ ). Já para as próteses suportadas por dentes, os parâmetros de desajuste vertical esperado são diferentes. Foi sugerido que o nível de desajuste clínico ideal seria entre 25 e 40 $\mu\text{m}$  <sup>(15)</sup>.

Contudo, muitos clínicos concordam que o desajuste marginal não deve ser maior que 50 a 100  $\mu\text{m}$ <sup>16-18</sup>. Em estudos publicados recentemente, foi verificado que a maioria dos sistemas Cad/Cam usados atualmente na Medicina Dentária são capazes de obter estruturas com níveis de adaptação inferiores a 100 $\mu\text{m}$ . A qualidade da adaptação depende de todos os passos envolvidos: preparo do caso, scanning, modelagem em CAD, fresagem, controle de qualidade, verificação ou controle e critério da prova em boca<sup>(3,79,88)</sup>.

A tecnologia Cad/Cam também oferece a possibilidade de se obter infraestruturas de prótese com diferentes materiais (Zircônia, Liga de Cobalto-Cromo, Titânio, entre outros) disponíveis atualmente com o uso do mesmo processo de fabricação (fresagem). A limpeza do ambiente de fabricação das estruturas também é maior, devido à possibilidade de scanning dos preparos ou da posição dos implantes, sendo assim necessário um menor número de pessoas envolvidas no processo de obtenção das estruturas. Esta nova técnica

apresenta mais facilidade de uso, melhor qualidade, maior gama de aplicação e mais complexidade. Permite a aplicação de novos materiais com mais segurança, que por sua vez podem ser mais estéticos, com desgastes parecidos ao esmalte e resistência suficiente para serem usados em coroas totais posteriores e em próteses parciais fixas. Repetições podem ser feitas com mais rapidez e menos trabalho porque os modelos são computadorizados e o enceramento é um arquivo armazenado num computador. A existência de um modelo virtual pode ser uma forma de arquivar pacientes sem a necessidade de uma grande área de estoque para esse material<sup>(3,23,54,62,73,87,88,89,90,91,92)</sup>.

#### **3.2.4. Limitações da tecnologia Cad/Cam**

Os sistemas Cad/Cam clínicos ou laboratoriais possuem algumas limitações e fatores que podem afetar a precisão da adaptação. Dentre eles, podemos citar limitações de uso de alguns softwares usados para desenho das restaurações, assim como limitações do hardware utilizado, como a câmara, o equipamento de scanning e as máquinas de fresagem. A experiência e conhecimento dos clínicos e técnicos de laboratório também serão de extrema importância quando sistemas Cad/Cam clínicos ou laboratoriais forem utilizados<sup>(66)</sup>.

O material que será digitalizado (modelo de gesso, material de moldagem ou a arcada dentária) pode apresentar vantagens e limitações de acordo com o processo escolhido. Os preparos subgengivais dificilmente são digitalizados com a tecnologia disponível nos dias de hoje em processos de scanning intra oral. Para este tipo de preparo (subgengival), o scanning de moldagens ou do modelo em gesso deve ser a primeira opção. O scanning de implantes e componentes apresentam grande eficácia, pois são peças aparafusadas ou perfeitamente adaptadas sobre os pilares. Assim, o processo de scanning intra oral pode resultar em menos passos clínicos, ou seja, menor possibilidade de distorções, devendo ser primeira opção neste caso (sobre implantes). Em determinados casos, há a necessidade do uso de produtos (Sprays) que

reflitam a luz emitida e capturada pelos scanners, com o objetivo de gerar a imagem CAD. Estes sprays podem resultar numa fina camada que pode gerar desadaptação da restauração fina<sup>(3,7)</sup>.

Alguns sistemas que utilizam o scanning por contato apresentam má qualidade da imagem gerada e não são capazes de reproduzir adequadamente superfícies retentivas proximais com menos de 2,5 mm de largura e com mais 0,5 mm de profundidade<sup>(23,54,62,73,87,88,89,90,91,92)</sup>.

Preparos com término em lâmina de faca, presença de sulcos retentivos profundos e morfologia oclusal complexa também não são recomendados, não só para o scanning e para a fresagem, mas também para minimizarem as tensões que serão geradas nas restaurações com preparos e geometria marginal inadequados<sup>(7)</sup>.

Normalmente preparos de dentes para scanning e aplicação de tecnologia Cad/Cam exigem preparos nítidos e arredondados. Devem-se seguir as recomendações dos fabricantes, pois o tamanho da fresa que uma máquina de fresagem usa para fabricar uma peça deve ser compatível com a broca que o dentista usa para preparar o dente em boca. Desta maneira, um problema adicional nas restaurações fresadas cerâmicas é que a broca para o corte interno pode possuir maior diâmetro que partes do preparo dentário como, por exemplo, a margem incisal, o que resultaria em desajustes internos maiores que os obtidos por outros métodos de fabricação. Também devemos ressaltar a necessidade de investimento em treinamento de pessoal e material<sup>(80)</sup>.

Como em qualquer técnica, o fator humano também é decisivo em processos Cad/Cam. Por exemplo, pode-se alterar o espaço interno para cimentação em muitos softwares para desenho de próteses. Recomenda-se que este parâmetro seja variável, pois dependendo da restauração, material restaurador e do tipo de preparo, este espaço deve ser maior ou menor<sup>(3,23,54,62,73,79,87,88,89,90,91,92)</sup>.

#### **4. Hipótese de trabalho e objectivos**

## **4. Hipóteses de trabalho e objectivo**

### **4.1. Hipóteses de trabalho**

O motivo da realização deste trabalho de investigação é a possibilidade de distintas qualidades na reprodução de modelos de trabalho, nomeadamente em termos de precisão, de materiais de impressão distintos e o aparecimento de novas tecnologias das quais ainda não se conhece totalmente as suas capacidades em termos de reprodução de modelos. Por este motivo, iremos utilizar dois tipos de materiais comuns (silicone e poliéter) e um método de tecnologia Cad-Cam e submete-los a testes de precisão. Desta forma temos o intuito de determinar qual o material mais preciso entre os usados comumente na prática dentária.

Serão consideradas as seguintes hipóteses neste trabalho de investigação experimental:

- Não existem diferenças em termos de precisão do Poliéter , Silicone e o Cad-Cam.
- O Silicone, o Poliéter e o Cad-Cam têm diferenças de precisão na reprodução de modelos físicos.

Em consequência da segunda temos três sub-hipóteses:

- O Silicone é mais preciso que o Poliéter.
- O Silicone é mais preciso que o Cad-Cam
- O Poliéter é mais preciso que o Cad-Cam



## 4.2. Objectivos

Existem várias etapas clínicas e laboratoriais a ter em conta na reabilitação protética tendo todas uma importância cabal para o resultado final. Uma destas etapas é a moldagem ou impressão. O seu grande objetivo é a obtenção de um modelo de trabalho representativo das peças dentárias e as peças anatómicas adjacentes de forma a podermos produzir próteses adequadas à cavidade oral de cada cliente.

Assim, o objetivo deste estudo in vitro é avaliar a precisão na reprodução de modelos físicos de três tipos de materiais, Silicone, poliéter e Cad-Cam e compará-los entre eles definindo qual a melhor opção.

Por consequência são objetivos deste trabalho:

- Analisar a precisão do silicone, poliéter e da tecnologia Cad-Cam.
- Avaliar a capacidade de cada material reproduzir modelos fidedignos
- Comparar a precisão dos materiais entre eles para definir qual a melhor opção.

## **5. Materiais e métodos**

## 5. Materiais e métodos

### 5.1. Caracterização da amostra

Começamos por caracterizar a amostra. Foram seleccionados 3 materiais. Dois usados na clínica do Mestrado de Reabilitação Oral do ISCS-N (Polyeter e Silicone) e uma máquina da mais recente tecnologia de medição (iTero®). Sendo assim, temos cinco modelos de cada um destes materiais divididos em 14 medidas por modelo referentes a distancia mesio-distal de cada dente num total de 210 dentes medidos.

Tabela 2 Caracterização da Amostra

Material	Numero de modelos	de Numero de medições	de Total
<b>Silicone</b>	5 modelos	14 medidas por modelo	70 medidas
<b>Poliéter</b>	5 modelos	14 medidas por modelo	70 medidas
<b>Cad-Cam</b>	5 modelos	14 medidas por modelo	70 medidas
<b>Total</b>	15 modelos		210 medidas

### 5.2. Modelo de estudo

Como modelo de estudo seleccionamos o Frasaco® pois é conhecido pela maioria dos profissionais de medicina dentária e possui medidas padronizadas.

Este modelo é constituído por:

- Contornos anatómicos das faces das Coroas dentárias, incluindo a face oclusal, baseados na função e morfologia dos dentes naturais.
- Contorno oclusal natural com base numa amostra representativa de diferentes características de contorno distintas.
- Os contornos dos dentes anteriores são estéticos e funcionais.
- Contorno anatómico cervical das raízes.
- Intercuspidação neutra de acordo com a classificação internacional de Classe I de Angle.
- Contorno do espaço fisiológico interproximal de acordo com a dentição normal de um adulto de meia-idade.
- Curvas de Wilson, Spee e helicoidal reproduzidas em 3 dimensões.
- Opção de realização de diferentes conceitos dinâmicos de oclusão como guia canina ou função grupo unilateral.
- Réplica da gengiva com dobras palatinas naturais, simulação anatómica bucal e lingual.



**Figura 7 Modelo de trabalho**

### **5.3. Materiais de Impressão**

Foram utilizados três tipos de materiais de impressão diferentes. O poliéter e o silicone são os materiais disponíveis na clínica do Mestrado de Reabilitação oral do ISCS-n. A máquina Cad-Cam chamada iTero® foi cedida pela Strauman e utilizada na mesma clínica.

#### **5.3.1. Silicone ou Vinil polysiloxano**

O silicone utilizado foi o Express 2 da 3M.

Express 2 está descrito pelo fabricante como a nova tecnologia para materiais de impressão de silicone de adição – VPS para utilização em máquinas Pentamix: -nova fórmula que permite mais pontos de união entre moléculas e uma maior reticulação.

Permite excelente recuperação elástica: estabilidade dimensional muito elevada, hidrofília melhorada: melhor fluxo do material no sulco gengival, elevada resistência: perlongamento sem rupturas<sup>(22,55,56)</sup>.

Como componentes da base temos:

- Sílica de quartzo tratado com silano
- Vinyl polydimethylsiloxano
- Óleo mineral branco
- Dimetil (methyl hydrogénio) polysiloxano
- Pigmentos

Como componentes do catalisador temos:

- Enchimentos de silicato
- Vinyl polydimethylsiloxano
- Óleo mineral branco
- Catalisador de platina

## Características do Express 2<sup>®</sup>

Todos os Express 2<sup>®</sup> Materiais de Impressão são silicones de adição puros (vinylpolysiloxanos, VPS). A reacção de fixação que purifica o material envolve hidrosililação platina catalisada. Os polisiloxanos de hidrogénio são adicionados às ligações duplas dos vinylpolysiloxanos sob a influência catalítica de vestígios de um composto de platina no intervalo ppm. Em termos químicos esta reacção é puramente uma reacção de adição em que nenhum dos subprodutos de qualquer natureza foram libertados. Como resultado disso, não há sub-produtos voláteis para provocar o encolhimento do elastómero, algo que é visto por exemplo no caso dos silicones de condensação-curada. A elevada estabilidade dimensional é uma das vantagens dos materiais VPS<sup>(26,36,53)</sup>.

### 5.3.2. Poliéter

O poliéter utilizado foi o Impregum Penta Soft<sup>®</sup>.

Os poliéteres são caracterizados pela sua hidrofiliabilidade inicial e intrínseca, a viscosidade estrutural, a sua toma de presa rápida, e a sua alta resistência à humidade<sup>(1,25,36,57)</sup>.

Como componentes da base temos - Macromonómero de Polyether:

- enchimentos
- Plastificantes
- triglicerídeos
- Pigmentos
- aromatizantes

Como componentes do catalisador temos - iniciador (iniciadores de catiões):

- enchimentos
- Plastificantes
- Pigmentos

## Características do Impregum Penta Soft®

O Impregum Penta Soft® contém o macromonomero poliéter. Este macromonomero único foi desenvolvido pela 3M ESPE para materiais de moldagem dentária. A sua estrutura assemelha-se a uma cadeia longa em que as moléculas de oxigénio se alternam com grupos alquila. O macromonomero é composta por duas unidades estruturais distintas com distribuição estatística entre a espinha dorsal de poliéter. A escolha adequada das unidades estruturais, da sua percentagem relativa, e ajuste do peso molecular vai resultar nas excelentes características elastoméricas e hidrofóbicas do poliéter<sup>(22,80,82,89)</sup>.

### 5.3.3. iTero®

Têm sido desenvolvidos novos sistemas que fornecem uma melhor forma de fazer a impressão. Estes métodos têm como vantagem o aumento da satisfação do paciente e da precisão que cria na impressão das coroas ou pontes. A este nível existem várias empresas a desenvolver tecnologias de ponta nesta área, tais como: Mike Girard from 3M™ ESPE™ and Tim Mack from Cadent.



Figura 8 Sistema Cad-Cam iTero®

O sistema iTero Cadent® é constituído por um scanner intraoral, uma estação de trabalho CAD (no laboratório dentário) e suporte de produção central através de Cadente. Não existem técnicas especiais a serem usadas, o dentista tem apenas de preparar o dente a ser restaurado, tendo em atenção as normais questões clínicas como o tecido gengival e o controle de humidade. O caso prossegue com o médico dentista ou assistente dentário que completam o Raio-x digital iTero® que imediatamente a seguir desenvolve uma

sequência de digitalização personalizada do caso. Guiados pelo visual e sonoro, o médico dentista (ou mais frequentemente o assistente) continuam a sequência de digitalização de imagens. Durante este tempo, o sistema une as verificações da área alvo, os dentes adjacentes e a mordida num modelo em tempo real digital. Este modelo digital é apresentado num painel/visor, juntamente com ferramentas de análise em tempo real, que induzem algumas áreas com necessidade de ajuste – por exemplo, a oclusão. Tudo isto decorre em apenas 3/4 minutos. Os ajustes podem ser feitos e as verificações adicionais tomadas depois do ficheiro digital ser transmitido ao laboratório. Este terminará o projeto computadorizado (CAD) e faz o upload do projeto para Cadenas<sup>(94,95)</sup>.

#### 5.3.3.1. Composição do iTero<sup>®</sup>:

- **Dispositivo de impressão eletrónica:** permite a aquisição rápida e precisa da impressão digital. O scanner portátil iTero<sup>®</sup> é usado para obter imagens digitais podendo ser guiado por voz, por palavras escritas e *visual prompts*. Deste modo, o scanner adquire as imagens necessárias para criar os modelos de precisão que seguem para o laboratório em 2-5 minutos.

Com o sistema iTero<sup>®</sup> não é necessário qualquer tipo de pó ou mistura para a impressão, esta obtém-se através de um processo digital mais rápido e altamente preciso. Assim, pode-se determinar imediatamente se capturamos tudo o que é necessário podendo adicionar-se digitalizações de qualquer imagem se necessário.

- **Dispositivo para exibição visual:** permite uma análise rápida com autocorreção da preparação dos dentes.
- **Dispositivo de trabalho digital:** aumenta a eficiência e elimina a desordem e perturbação por vezes causada pelas impressões convencionais<sup>(3,96)</sup>.



#### 5.4. Metodologia de impressão

A impressão com os materiais físicos Poliéter (fig10) e Silicone (fig11) foi feita na faculdade.



Figura 9 Express2®

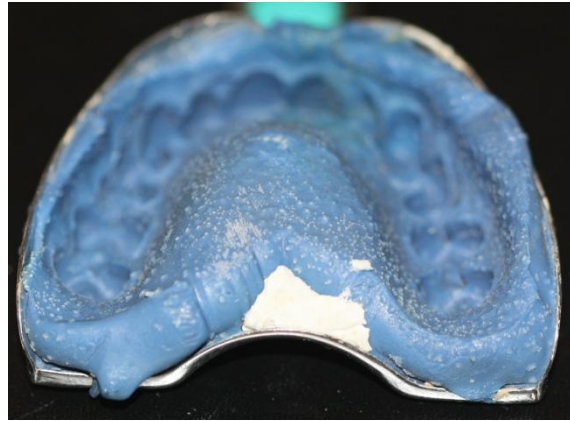


Figura 10 Impregum®

- Foram usadas 5 moldeiras superiores standard nº 6 para cada material,
- O modelo (Frasaco®) foi colocado numa base estabilizada chamada de fantoma.
- Foram feitas 5 impressões com cada material usando uma técnica de impressão simples.
- Após a toma de impressão, estas foram vazadas com Gesso tipo IV



Figura 11 Modelos de Gesso

Em relação ao iTero® foi feita a leitura do modelo na mesma base. As medições foram enviadas para a empresa de replicação de modelos que reproduziu 5 réplicas da leitura num material plastificado.



**Figura 12 Modelos do Cad-Cam**



**Figura 13 Modelos experimentais**

Assim obtivemos 5 modelos de cada material que enviamos a um laboratório de Engenharia especializado em medições com precisão.

### **5.5. Máquinas de medição**

A máquina automática da Zeiss promove medições tridimensionais em peças usinadas e de produção seriada, e que opera a uma velocidade de 250 mm, por segundo, tendo capacidade para medir peças nas seguintes dimensões: largura, entre 700 mm e 1.000mm.; altura, entre 600 mm. e 1.600 mm. e comprimento, entre 1.000mm. e 4.000mm. Um dos recursos mais importantes e que vem integrado ao cabeçote da Contura é um scanning, capaz de promover apalpações mecânicas contínuas, com a leitura de cem pontos por segundo. Para se ter melhor ideia do potencial da máquina, uma carroceria de automóvel dispõe de cerca de 300 pontos para leitura. Na Mecânica, a empresa levou para demonstração ao público o modelo SMM-D, capaz de fazer leituras de 300 pontos em 30 minutos.

### **5.6. Metodologia de medição**

Os modelos foram colocados individualmente numa máquina de leitura tridimensional Zeiss tipo Contura G2 com um sistema de leitura óptima (Viscan) e com um erro de leitura de 0.0012mm.

Todos os dentes foram marcados de 1 a 14 desde o dente 2.7 até ao 1.7 respectivamente.

Em seguida foi medida a máxima largura mesio distal de cada dente, em cada modelo.

Posteriormente foi realizado um relatório pela Engenharia com cada medida que compreende 14 dentes de cada modelo, tendo sido medidos 5 modelos de cada técnica de impressão e o modelo de trabalho.

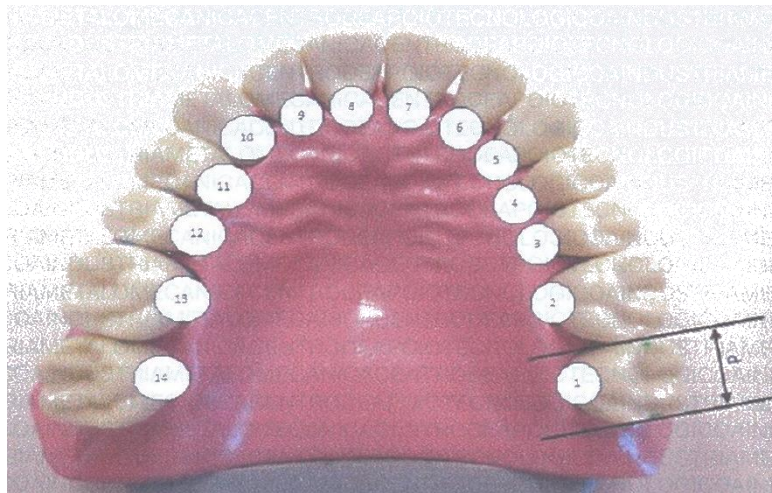


Figura 14 Locais de Medição

## 5.7. Método Estatístico

A escolha dos procedimentos estatísticos não é feita aleatoriamente, mas encontra-se diretamente relacionada com o tipo de análise que se pretende efetuar. Nesse sentido, ao iniciar o tratamento estatístico dos dados de um estudo, coloca-se sempre a questão da utilização de estatística paramétrica *versus* a não paramétrica.

A utilização de uma em detrimento da outra baseia-se em critérios rigorosos e pré-definidos, dos quais destacamos: (1) tipo de escala (nominal, ordinal e intervalar); (2) tipo de distribuição, (3) homogeneidade/ heterogeneidade de variáveis; e (4) independência/dependência das amostras.

Sendo assim, a utilização de estatística paramétrica só é permissível para escalas intervalares, quando estamos perante uma distribuição normal, homogeneidade de variâncias e independência na recolha da amostra. Alguns exemplos de técnicas estatísticas do tipo paramétrico são: o teste t, a análise de variância, a correlação (do tipo Pearson) e a regressão linear.

Por conseguinte, a estatística não-paramétrica é utilizada no tratamento de escalas nominais ou ordinais, ou nas intervalares na ausência dos pressupostos supra-citados. Alguns exemplos de técnicas estatísticas do tipo não paramétrico são: o teste do Qui-quadrado, o teste de Wilcoxon, o teste entre medianas e a correlação (do tipo Spearman).

A análise exploratória previamente realizada, revelou que os grupos em estudo não seguem uma distribuição normal o que nos levou a optar pela estatística não paramétrica. Deste modo ao longo da nossa análise dos dados, recorreremos a diferentes técnicas, de acordo com os objetivos propostos e com as características das variáveis.

Utilizamos várias medidas descritivas (médias, desvio padrão, mínimos e máximos), na caracterização dos grupos em estudo.

Para compararmos a precisão de cada um dos materiais utilizados com o molde utilizámos o teste de Mann-Whitney. Para compararmos todos os grupos entre si utilizámos o teste de Kruskal-Wallis.

## **6. Resultados**

## 6. Resultados

Neste estudo foram realizados 5 modelos para cada material entre Poliéter e o Polyvinylsiloxano e uma máquina de leitura virtual de modelos CAD-CAM chamada iTero<sup>®</sup>. Em cada modelo foram definidos 14 locais de medição que se referem à máxima medida méso-distal de cada dente tendo sido esta medida também analisada no modelo de referência. Estas medições feitas com uma máquina de análise tridimensional de engenharia de materiais e os resultados registados e certificados pelo instituto de engenharia Catim. Os resultados obtidos para os diferentes materiais estão representados na tabela 3.

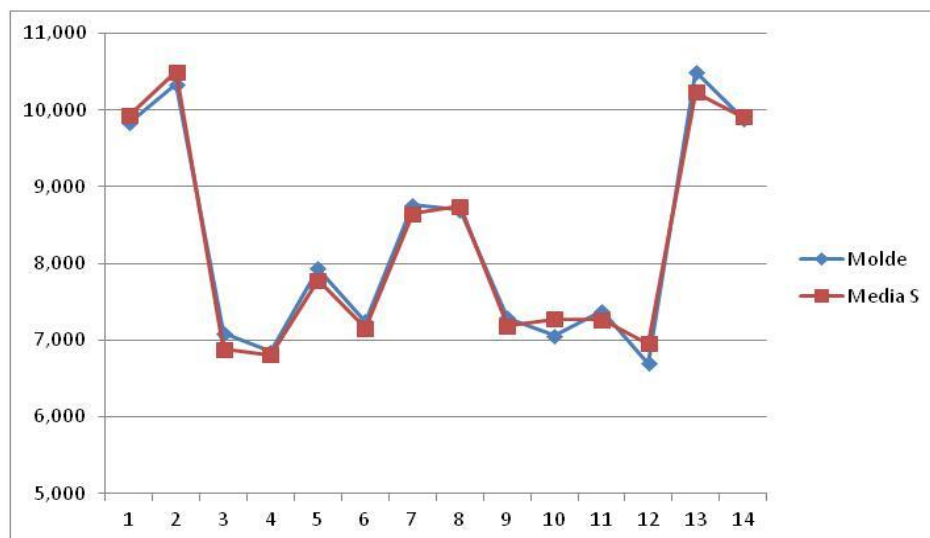
**Tabela 3 Resultados das Medições**

<b>Valores obtidos</b>									
Dente n.º	X	Molde	1S	2S	3S	4S	5S	1P	2P
1	2.7	9,834mm	9,986mm	9,909mm	10,015mm	9,870mm	9,869mm	9,820mm	9,890mm
2	2.6	10,338mm	10,566mm	10,539mm	10,557mm	10,518mm	10,326mm	10,445mm	10,607mm
3	2.5	7,091mm	6,825mm	6,932mm	6,943mm	6,786mm	6,933mm	6,908mm	6,860mm
4	2.4	6,852mm	6,912mm	6,679mm	6,750mm	6,724mm	6,964mm	6,916mm	6,927mm
5	2.3	7,934mm	7,906mm	7,814mm	7,553mm	7,959mm	7,686mm	7,738mm	7,402mm
6	2.2	7,242mm	7,441mm	6,909mm	7,205mm	7,596mm	6,619mm	7,676mm	7,215mm
7	2.1	8,760mm	8,836mm	8,894mm	8,743mm	8,305mm	8,460mm	8,633mm	8,513mm
8	1.1	8,700mm	8,774mm	8,804mm	8,801mm	8,619mm	8,732mm	8,188mm	8,634mm
9	1.2	7,288mm	7,276mm	7,256mm	7,298mm	7,285mm	6,826mm	6,821mm	6,930mm
10	1.3	7,058mm	7,182mm	7,172mm	7,183mm	7,215mm	7,631mm	7,997mm	7,844mm
11	1.4	7,375mm	7,319mm	7,359mm	7,218mm	7,281mm	7,142mm	7,169mm	7,161mm
12	1.5	6,698mm	6,895mm	6,990mm	7,058mm	6,801mm	7,034mm	6,957mm	6,810mm
13	1.6	10,494mm	10,472mm	9,961mm	10,337mm	10,109mm	10,297mm	10,126mm	10,454mm
14	1.7	9,889mm	9,994mm	9,613mm	10,030mm	9,911mm	10,020mm	9,729mm	9,711mm
<b>Valores obtidos</b>									
Dente n.º	X	3P	4P	5P	1C	2C	3C	4C	5C
1	2.7	9,834mm	9,817mm	9,728mm	9,179mm	9,130mm	9,093mm	9,204mm	9,110mm
2	2.6	10,371mm	10,484mm	10,315mm	9,650mm	10,045mm	9,999mm	9,810mm	9,945mm
3	2.5	6,979mm	6,916mm	7,061mm	6,254mm	6,492mm	6,348mm	6,113mm	6,235mm
4	2.4	6,844mm	6,865mm	6,863mm	6,445mm	6,535mm	6,730mm	6,773mm	6,437mm
5	2.3	7,687mm	7,663mm	7,705mm	7,305mm	7,431mm	7,335mm	7,158mm	7,233mm
6	2.2	7,324mm	7,355mm	7,419mm	7,865mm	7,370mm	7,410mm	7,484mm	7,342mm
7	2.1	7,931mm	7,950mm	8,431mm	8,369mm	7,955mm	7,988mm	7,937mm	7,999mm
8	1.1	8,587mm	8,625mm	8,650mm	8,611mm	8,462mm	8,342mm	8,047mm	8,523mm
9	1.2	6,872mm	6,808mm	6,892mm	6,601mm	6,684mm	6,714mm	6,686mm	6,512mm
10	1.3	7,325mm	7,917mm	7,882mm	7,792mm	7,808mm	7,981mm	7,443mm	7,344mm
11	1.4	7,190mm	7,600mm	7,113mm	7,013mm	7,045mm	7,020mm	7,059mm	7,011mm
12	1.5	6,797mm	6,802mm	6,796mm	6,820mm	6,985mm	6,702mm	6,922mm	6,900mm
13	1.6	10,495mm	10,452mm	10,463mm	9,904mm	9,461mm	9,571mm	9,688mm	9,532mm
14	1.7	9,886mm	9,667mm	9,646mm	9,792mm	9,291mm	9,341mm	9,373mm	9,365mm

A tabela 4 apresenta os resultados obtidos relativamente ao Silicone Express2® e a sua relação com o modelo padrão podendo também ser analisada a diferença total do erro e a média das medidas para cada ponto de leitura.

**Tabela 4 Medições dos modelos relativos ao Silicone**

Dente n.º	Molde	Dif S	Média S	1S	2S	3S	4S	5S
1	9,834	-0,096	9,930	9,986	9,909	10,015	9,870	9,869
2	10,338	-0,163	10,501	10,566	10,539	10,557	10,518	10,326
3	7,091	0,207	6,884	6,825	6,932	6,943	6,786	6,933
4	6,852	0,046	6,806	6,912	6,679	6,750	6,724	6,964
5	7,934	0,150	7,784	7,906	7,814	7,553	7,959	7,686
6	7,242	0,088	7,154	7,441	6,909	7,205	7,596	6,619
7	8,760	0,112	8,648	8,836	8,894	8,743	8,305	8,460
8	8,700	-0,046	8,746	8,774	8,804	8,801	8,619	8,732
9	7,288	0,100	7,188	7,276	7,256	7,298	7,285	6,826
10	7,058	-0,219	7,277	7,182	7,172	7,183	7,215	7,631
11	7,375	0,111	7,264	7,319	7,359	7,218	7,281	7,142
12	6,698	-0,258	6,956	6,895	6,990	7,058	6,801	7,034
13	10,494	0,259	10,235	10,472	9,961	10,337	10,109	10,297
14	9,889	-0,025	9,914	9,994	9,613	10,030	9,911	10,020



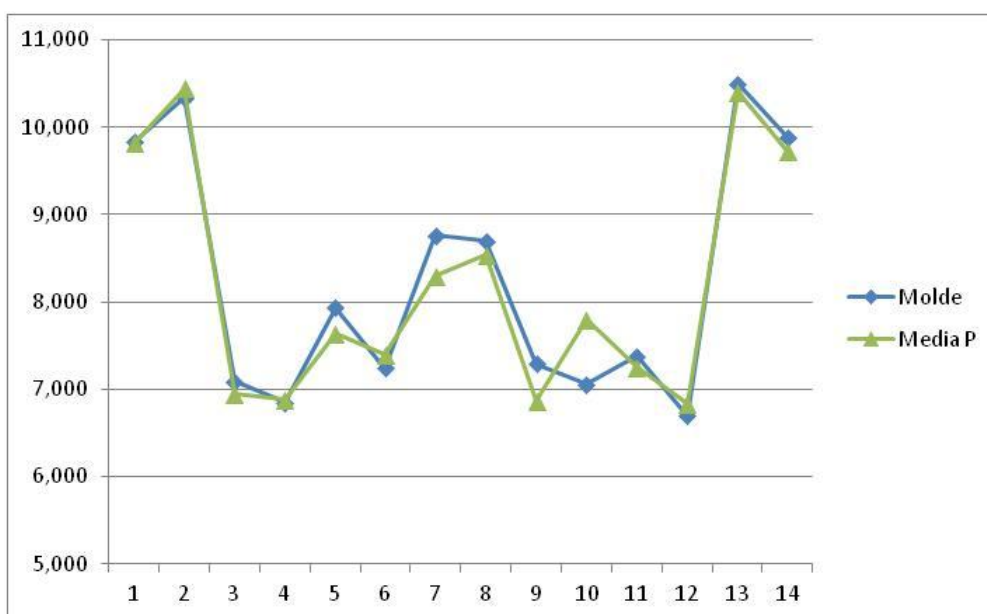
**Gráfico 2 Silicone vs Modelo**



A tabela 5 apresenta os resultados obtidos relativamente ao Poliéter Impregum® e a sua relação com o moldelo padrão podendo também ser analisada a diferença total do erro e a média das medidas para cada ponto de leitura.

**Tabela 5** Medições relativas ao Poliéter

Dente n.º	Molde	Dif P	Média P	1P	2P	3P	4P	5P
1	9,834	0,016	9,818	9,820	9,890	9,834	9,817	9,728
2	10,338	-0,106	10,444	10,445	10,607	10,371	10,484	10,315
3	7,091	0,146	6,945	6,908	6,860	6,979	6,916	7,061
4	6,852	-0,031	6,883	6,916	6,927	6,844	6,865	6,863
5	7,934	0,295	7,639	7,738	7,402	7,687	7,663	7,705
6	7,242	-0,156	7,398	7,676	7,215	7,324	7,355	7,419
7	8,760	0,468	8,292	8,633	8,513	7,931	7,950	8,431
8	8,700	0,163	8,537	8,188	8,634	8,587	8,625	8,650
9	7,288	0,423	6,865	6,821	6,930	6,872	6,808	6,892
10	7,058	-0,735	7,793	7,997	7,844	7,325	7,917	7,882
11	7,375	0,128	7,247	7,169	7,161	7,190	7,600	7,113
12	6,698	-0,134	6,832	6,957	6,810	6,797	6,802	6,796
13	10,494	0,096	10,398	10,126	10,454	10,495	10,452	10,463
14	9,889	0,161	9,728	9,729	9,711	9,886	9,667	9,646

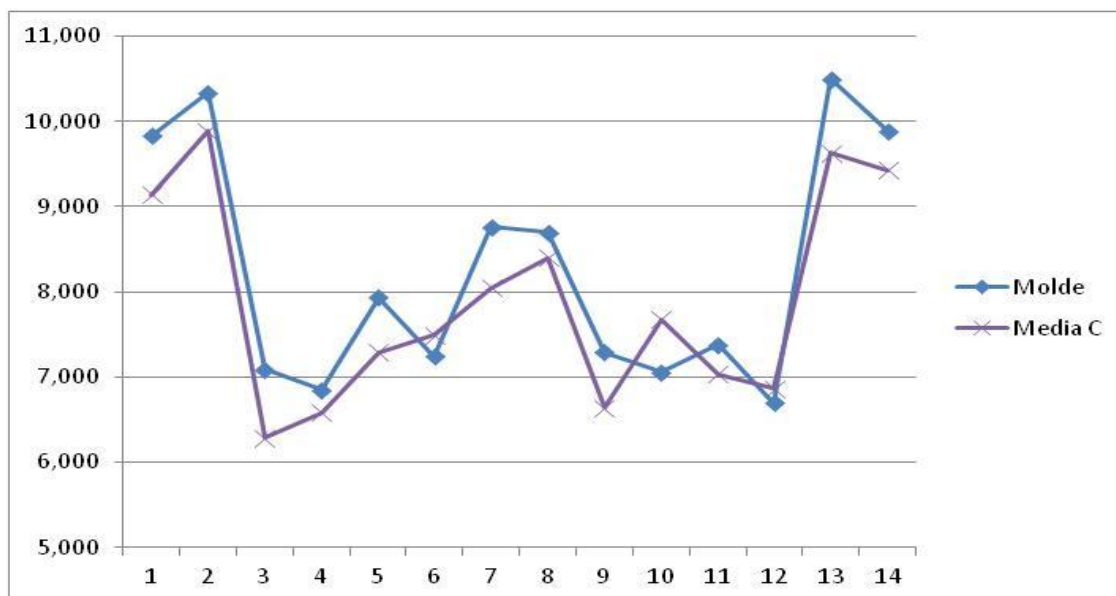


**Gráfico 3** Poliéter vs Modelo

A tabela 6 apresenta os resultados obtidos relativamente ao Cad-Cam iTero® e a sua relação com o modelo padrão podendo também ser analisada a diferença total do erro e a média das medidas para cada ponto de leitura.

**Tabela 6 Medições relativas ao Cad-Cam**

Dente n.º	Molde	Dif C	Média C	1C	2C	3C	4C	5C
1	9,834	0,691	9,143	9,179	9,130	9,093	9,204	9,110
2	10,338	0,448	9,890	9,650	10,045	9,999	9,810	9,945
3	7,091	0,803	6,288	6,254	6,492	6,348	6,113	6,235
4	6,852	0,268	6,584	6,445	6,535	6,730	6,773	6,437
5	7,934	0,642	7,292	7,305	7,431	7,335	7,158	7,233
6	7,242	-0,252	7,494	7,865	7,370	7,410	7,484	7,342
7	8,760	0,710	8,050	8,369	7,955	7,988	7,937	7,999
8	8,700	0,303	8,397	8,611	8,462	8,342	8,047	8,523
9	7,288	0,649	6,639	6,601	6,684	6,714	6,686	6,512
10	7,058	-0,616	7,674	7,792	7,808	7,981	7,443	7,344
11	7,375	0,345	7,030	7,013	7,045	7,020	7,059	7,011
12	6,698	-0,168	6,866	6,820	6,985	6,702	6,922	6,900
13	10,494	0,863	9,631	9,904	9,461	9,571	9,688	9,532
14	9,889	0,457	9,432	9,792	9,291	9,341	9,373	9,365



**Gráfico 4 Cad-Cam vs Modelo**

Foi feita uma tabela que relaciona as médias dos três materiais

Tabela 7 Média dos Materiais

Dente n.º	Molde	Média S	Média P	Média C
1	9,834	9,930	9,818	9,143
2	10,338	10,501	10,444	9,890
3	7,091	6,884	6,945	6,288
4	6,852	6,806	6,883	6,584
5	7,934	7,784	7,639	7,292
6	7,242	7,154	7,398	7,494
7	8,760	8,648	8,292	8,050
8	8,700	8,746	8,537	8,397
9	7,288	7,188	6,865	6,639
10	7,058	7,277	7,793	7,674
11	7,375	7,264	7,247	7,030
12	6,698	6,956	6,832	6,866
13	10,494	10,235	10,398	9,631
14	9,889	9,914	9,728	9,432
<b>Média</b>	8,254	8,235	8,201	7,886
<b>Desvio Padrão</b>	1,3864	1,3893	1,3570	1,2231
<b>Max</b>		10,501	10,444	9,890
<b>Min</b>		6,806	6,832	6,288

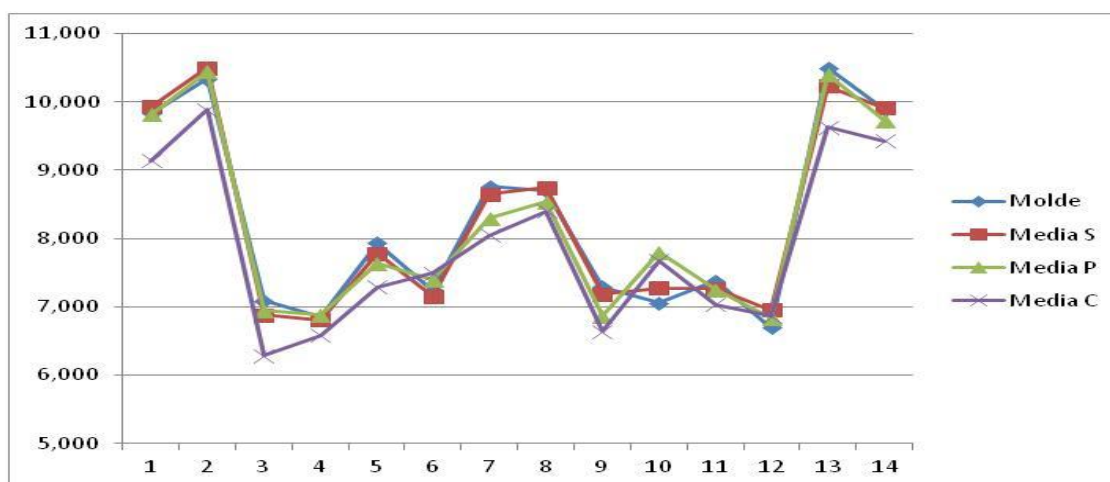


Gráfico 5 Todos os materiais vs Modelo

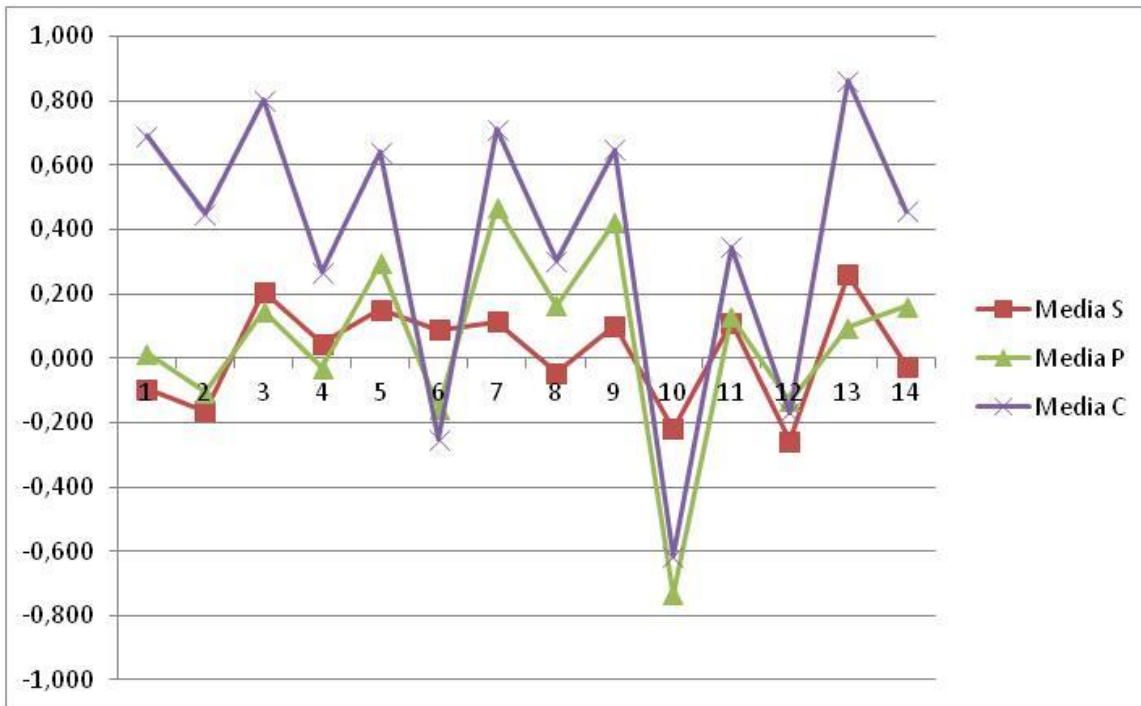


Gráfico 6 Desvio das Medidas dos três materiais

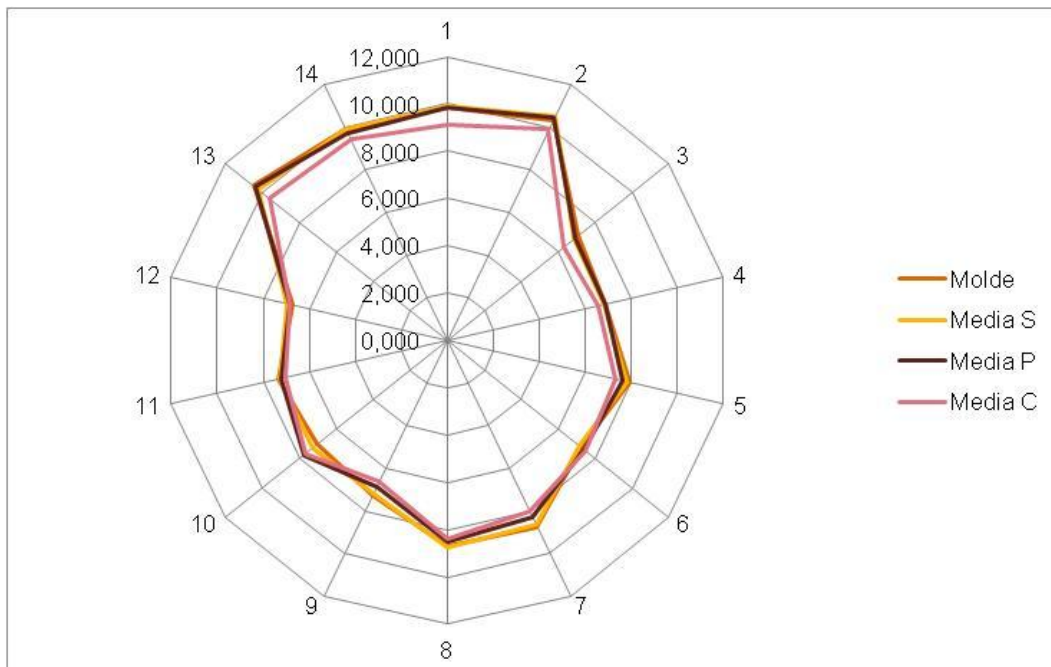


Gráfico 7 Média das medidas dos materiais

Foi feita uma tabela (tabela 8) que resume a relação entre os materiais em termos da precisão obtida.

**Tabela 8 Relação dos materiais em termos de precisão**

<b>Dente n.º</b>	<b>Mais Preciso</b>	<b>Media precisão</b>	<b>Menos precisão</b>
1	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
2	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
3	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
4	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
5	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
6	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
7	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
8	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
9	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
10	Silicone	Cad-Cam	Poliéter
11	Silicone	Poliéter	Cad-Cam
12	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
13	Poliéter	Silicone	Cad-Cam
14	Silicone	Poliéter	Cad-Cam

Na Estatística descritiva pode-se analisar vários factores da média das medições de cada material.

Após a análise dos quadros anteriormente apresentados, podemos observar resultados muito pertinentes.

Como primeiro ponto pode-se afirmar que o Express 2 é material mais preciso, seguido do Impregum<sup>®</sup> e por fim o iTero<sup>®</sup>.

Observando mais ao pormenor pode-se concluir que o material mais preciso na generalidade dos dentes é o Silicone mas o Poliéter apresenta mais precisão no sector posterior nomeadamente nos molares

## Testes Estatísticos

Tabela 9- Teste de Mann-Whitney para comparar o grupo controle com os restantes grupos de forma individual.

	<b>N</b>	<b>Mean Rank</b>	<b>U</b>	<b>P</b>
<b>Controle</b>	14	14,57	97,0	Ns
<b>Silicone</b>	14	14,43		
<b>Controle</b>	14	14,71	95,0	Ns
<b>Poliéter</b>	14	14,29		
<b>Controle</b>	14	15,64	82,0	ns
<b>Cad-Cam</b>	14	13,36		

Tabela 9 Teste de Mann-Whitney

Ns:  $p > 0,05$

Quando comparamos a precisão do grupo controle com o grupo do Silicone, verificamos que os mean-ranks obtidos são praticamente iguais mean rank controle = 14,57; mean rank Silicone = 14,43, sendo que estas diferenças não são estatisticamente significativas. Podemos tirar as mesmas conclusões para a precisão do grupo controle comparativamente ao grupo Poliéter.

No grupo Cad-Cam as diferenças de precisão são mais acentuadas comparativamente ao grupo controle, mas não são estatisticamente significativas.

Tabela 10 – Teste de Kruskal-Wallis para a comparação dos 4 grupos

Tabela 10 Teste de Kruskal-Wallis

	<b>N</b>	<b>Mean-Rank</b>	<b>Qui- quadrado</b>	<b>P</b>
<b>Controle</b>	14	29,93	0,851	n.s.
<b>Silicone</b>	14	29,93		
<b>Poliéter</b>	14	29,07		
<b>Cad-Cam</b>	14	25,07		

Pela análise dos mean ranks obtidos no teste de Kruskal-Wallis, verificamos que o grupo do Cad-Cam apresenta valores nitidamente inferiores (mean rank = 25,07).

Comparativamente aos restantes grupos, os grupos controle e Silicone apresentam o mesmo mean rank. (mean rank= 29,93).

Tadavia estas diferenças não são estatisticamente significativas.

## **7. Discussão**



## 7. Discussão

### 7.1. Condições da Investigação

Sabe-se que os moldes das estruturas orais devem ser réplicas tridimensionais precisas, pois a prótese é confeccionada sobre modelos obtidos destes moldes. Baseadas neste fato, várias investigações têm sido realizadas para determinar os materiais de moldagem mais adequados para a obtenção de moldes mais precisos.

Chen e col. em 2004 relatam que para uma comparação de grupos de produtos comerciais é necessário e importante que se investigue a precisão e a estabilidade das suas impressões. Brosky e col. em 2003 complementaram que atualmente materiais de moldagem têm tido as suas impressões avaliadas por análise de moldes<sup>(43,69)</sup>.

Em 1988, Lin e col. compararam a precisão de vários materiais de moldagem entre si. Concluíram que o poliéter foi o mais preciso, seguido pelo silicone, polissulfeto, alginato e Agar Agar. As propriedades dos elastómeros são melhores que as do alginato, pois este último quando perde água, apresenta aspereza superficial<sup>(97)</sup>.

Com este trabalho verificou-se uma certa incerteza sobre o melhor material para cada tipo de caso na reabilitação oral, seja ele removível, prótese fixa sobre dentes ou prótese fixa sobre implantes. Esta dúvida surgiu durante o trabalho clínico no Mestrado de Reabilitação Oral do ISCS-N. O que é mais preciso, Poliéter ou Silicone? E qual a sua comparação com os mais recentes sistemas digitais do mercado.

Para se estabelecer um protocolo de investigação, foi preciso selecionar um modelo com medidas standard universalmente reconhecidas e aceites. Após uma análise da realidade da Medicina Dentária a nível mundial, verificou-se que uma representação comum da arcada dentária é o Frasco usado maioritariamente pelos estudantes durante a fase pré-clínica do curso.

Em seguida foram definidos os locais a serem medidos, e chegou-se à conclusão que todos os dentes da arcada dentária eram importantes, logo

decidiu-se medir a distância mesio-distal de cada dente e das suas representações.

Outra decisão importante reportou-se aos materiais de impressão a utilizar. Para começar foram escolhidos o Poliéter Impregum® e o Silicone Express2® por serem as marcas utilizadas no Mestrado. Por último escolheu-se o Cad-Cam da Straumann chamado iTero® por ter sido a marca que se mostrou disponível para realizar os modelos.

Decidiu-se então que seriam realizadas 5 impressões com cada material de impressão entre o poliéter e o silicone e produzidos 5 modelos plastificados com Cad-Cam. O gesso utilizado para a replicação dos modelos foi o gesso tipo IV e a vasagem feita por um Protésico que colabora na atividade clínica regular do Mestrado.

Pode-se denotar que tudo foi feito para replicar nesta investigação as verdadeiras condições clínicas do Mestrado. Após estes modelos terem sido obtidos, foram feitas as medições, os resultados certificados por um centro de engenharia e o estudo estatístico realizado.

## **7.2. Dificuldades do estudo**

Antes de falar dos resultados deve-se referir algumas dificuldades deste estudo que afetam os resultados obtidos.

Há fatores que são praticamente impossíveis de padronizar entre os vários modelos obtidos. A vazagem a gesso tem um papel relativamente importante na qualidade dos modelos e é algo que pode justificar alguns resultados.

As capacidades técnicas do Médico Dentista são também fundamentais para os resultados das impressões, e nesse aspeto embora tendo sido o mesmo profissional a executar as impressões e tendo este alguma experiência com os materiais, o erro humano deve ser sempre tido em conta.

Por fim denota-se que o Cad-Cam não está preparado para replicar fisicamente modelos logo, à partida era esperado que a sua precisão fosse muito menor e assim diferente dos artigos que referem a precisão virtual desta tecnologia.

### **7.3. Resultados**

Previamente ao início da nossa investigação foi feita uma extensa revisão bibliográfica com vista a percebermos quais os melhor parâmetros para o nosso protocolo e investigação e que erros poderíamos eliminar a partida. Foi também procurada uma predictibilidade de resultados baseada na literatura existente. Depois de obtidos os nossos resultados, procuramos comparar as nossas conclusões com estudos similares para aferir a validade da nossa investigação. Referir-nos-emos, de seguida, à bibliografia existente.

Em 2010 Aguilar e col. publicaram um estudo que analisou a distorção tridimensional de dois materiais de impressão. Fizeram 20 impressões, dez de Poliéter e 10 de Silicone. Mediram tridimensionalmente a distorção das mesmas. Testaram estatisticamente com a análise A-Nova. Concluíram que o Silicone tem uma distorção ligeiramente inferior ao Poliéter mas ambos são muito precisos<sup>(98)</sup>.

Em 2002 Cox e col. fizeram um estudo que testava a precisão das impressões em moldeira total e em moldeira parcial. Fizeram 35 impressões com Silicone putty e Silicone putty light. Vazaram a gesso tipo IV as impressões e mediram as impressões. Fizeram uma análise estatística de variância e o teste t-Student. Concluíram que a combinação entre o Silicone putty e a impressão em moldeira completa foi a mais precisa<sup>(99)</sup>.

Shah em 2004 testou a precisão do Poliéter e do Silicone usando um scanner a laser para fazer as medições. Fizeram dez impressões em Silicone e dez em Poliéter de uma arcada dentária que continha três dentes posteriores. Vazaram as impressões a gesso e fizeram as medições com o scanner. Concluíram que ambos os materiais são extremamente precisos tendo o Poliéter um desvio médio de 0,006 mm e o Silicone um desvio médio de 0,005mm sendo assim o Silicone ligeiramente mais preciso<sup>(68)</sup>.

Lawson em 2011 testou a necessidade da utilização de materiais fluidos para captar os pormenores marginais dos preparos dentários. Usaram três polivynilsiloxanos, um Poliéter e um material híbrido. Foi testada a fluidez destes materiais suspendendo-os sobre um molde, e deixando-os escorrer medindo depois o preenchimento deste molde. Fizeram a análise A-nova determinando a significância das diferenças entre os grupos. Concluíram que o Poliéter é o melhor material para impressões de preparos com um profundo detalhe marginal. Afirmaram também que os materiais de impressão devem ser seleccionados com base na sua consistência, fluidez, tempo de presa, aspectos anatómicos do preparo e rapidez do operador<sup>(100)</sup>.

Al-Zarea e col. em 2011 fizeram um estudo comparativo da precisão dimensional de diferentes Silicones de impressão. Foram usados o AFFINIS<sup>®</sup>, o Virtual<sup>®</sup>, o Relay 2002 CD<sup>®</sup> e o Express2<sup>®</sup>. Foram feitas vinte impressões com cada material de um modelo de metal e medidas em microscópio óptico duas dimensões verticais e uma horizontal sendo feita uma análise estatística para aferir a significância dos resultados. Foi concluído que todos os materiais são muito precisos e que têm uma durabilidade até quatro semanas. O Express2<sup>®</sup> foi o mais preciso seguido do Relay 2002<sup>®</sup>, do Virtual<sup>®</sup> e do AFFINIS<sup>®</sup><sup>(101)</sup>.

Sun Li e cols. em 2010 fizeram um estudo para comparar a precisão de três materiais de impressão, Alginato, Silicone e Poliéter. Usando um scanner digital óptico. Foram feitas cinco impressões com cada material de uma arcada dentária de um símio e vazadas a gesso. Todas foram medidas digitalmente. Conclui-se que o alginato sofre alterações dimensionais significativas enquanto os outros materiais, Silicone e Poliéter não. Também foi verificado que as réplicas produzidas por todos os materiais são dimensionalmente mais reduzidas que o modelo original, e que o Poliéter é mais preciso que o Silicone. No entanto ambos são boas opções como materiais de impressão enquanto o Alginato não consegue produzir uma réplica dimensionalmente precisa<sup>(65,72)</sup>.

Bazayan e cols. em 2013 avaliaram a precisão de dois materiais na impressão de uma arcada dentária com implantes e multiunits. Os materiais usados foram

o Poliéter e o Silicone. Foram feitas quarenta impressões, vinte de cada material, com a técnica de moldeira aberta. Foi medida a correcta definição da posição dos multiunits na impressão com uma máquina de medição 3D e feitos testes não-paramétricos. Ambos os materiais se mostraram muito similares com uma ligeira diferença. O Silicone teve uma distorção de 91 micras e o Poliéter 103 micras. Logo o Silicone mostrou-se o mais preciso<sup>(102)</sup>.

Gökçen-Rohlig e cols em 2014 fizeram um estudo comparativo da precisão do Poliéter e do Silicone com diferentes moldeiras. Foram feitas várias reproduções por ambos os materiais e medidas tridimensionalmente. Foi definido que há mais discrepância no sector posterior e que não há uma significativa diferença entre ambos em termos de materiais<sup>(74)</sup>.

Rudolph e cols em 2013 analisaram a precisão tridimensional de materiais de impressão de presa rápida. Foi seleccionado o dente 4.6, escolhidos 96 voluntários para esta experiência e feitas três impressões a cada um com Poliéter e com Silicone em diferentes tempos de mistura. O Poliéter utilizado foi o Impregnum Penta<sup>®</sup> e o Silicone o Aquasil Ultra<sup>®</sup>. Foram feitas as medições e analisadas estatisticamente. A alteração na posição do dente 4.6 foi de 12 micras no Poliéter e 19 micras no Silicone. A melhor precisão foi do Poliéter misturado numa máquina, mas ambos os materiais se mostraram bastante precisos<sup>(8)</sup>.

Em 2013 Vitti e cols. estudaram a precisão de diferentes Silicones com três diferentes técnicas de impressão. Dupla mistura com Silicone Putty e Light, Dupla impressão com os mesmos e impressão simples com Silicone Putty. Foram feitas impressões de uma arcada plenamente dentada e medidas as distâncias entre os segundos molares, entre os caninos e entre o 2.3 e o 2.7. Foram usados o Silicone Zetaplus<sup>®</sup>, o Oranwash<sup>®</sup>, o Xantopren<sup>®</sup>, o Optosil Comfort<sup>®</sup>, o Express Regular<sup>®</sup> e o Aquasil Ultra<sup>®</sup>. Todas as medidas foram obtidas por microscópio com um aumento de 30x e 0,5 micras de precisão. Como conclusão não foram encontradas diferenças entre as técnicas de impressão. O Express<sup>®</sup> foi o Silicone mais preciso<sup>(18)</sup>.

Em 2013 Mañes-Ferrer e cols. estudaram as distorções interoclusais em impressões feitas em moldeiras fechadas com dois materiais de impressão. O Silicone Elite HD<sup>®</sup> e o Poliéter Permadyne<sup>®</sup>. Neste estudo não se observou diferenças significativas no tipo de moldeiras utilizadas e verificou-se uma maior precisão do Poliéter<sup>(70)</sup>.

Em 2012 Kumar avaliou o efeito do espaço de moldeira na precisão de três tipos de materiais:- silicone de condensação, silicone de adição e Poliéter. Foram usadas moldeiras com 2, 4 e 6mm de espaço de medição e todas as impressões foram vazadas a gesso tipo IV uma hora depois da toma de impressão. Foi observado que quanto menor a espessura de medição, maior foi a precisão, e que não houve diferenças estatisticamente relevantes entre os materiais<sup>(50)</sup>.

Reddy e cols. em 2012 investigaram a precisão de diferentes materiais de impressão em implantes angulados. Os materiais utilizados foram o Poliéter e o Silicone. Foram usados três implantes, colocados paralelamente, com uma angulação de 10° e com uma angulação de 15°. Foram feitas 30 impressões e medidas as distâncias entre os implantes. Ambos os materiais se mostraram muito precisos sendo que o Silicone se mostrou mais preciso nos implantes sem angulação<sup>(2)</sup>.

Yuzbasioglu em 2014 fez um estudo que comparou o Poliéter e um sistema de Cad-Cam quanto à opinião dos clientes, ao conforto do tratamento, à sua eficácia, e ao resultado clínico. Foram seleccionados 24 sujeitos sem contacto prévio com estas técnicas de impressão. Foram feitas impressões de ambas as arcadas com as duas técnicas e logo após foi feito um inquérito para aferir a opinião dos sujeitos. Ambas as técnicas foram precisas mas a técnica digital foi mais rápida e mais confortável para os clientes<sup>(103)</sup>.

Em 2013 Flügge e cols. analisaram a precisão intra e extra-oral do scan digital iTero<sup>®</sup>. Foram feitas dez impressões com o Poliéter e dez scans com o iTero<sup>®</sup> de uma arcada completa. Foi concluído que o scan intra-oral é menos preciso que a impressão tradicional scanarizada extra-oralmente, tendo o scan intra-oral como principais limitações a saliva e o espaço limitado. Foi definido que o

scan intra-oral pode ser usado para planeamento do tratamento, mas ainda precisa de muita evolução para efectuar trabalhos com a mesma precisão dos materiais tradicionais de impressão<sup>(96)</sup>.

Ender e cols em 2013 investigaram a precisão das impressões tridimensionais. Foram feitas impressões digitais de um modelo de referência e impressões com Silicone. O scan digital mostrou alta precisão mas o Silicone mostrou uma precisão superior. Como conclusão aferiu-se que as técnicas tradicionais ainda são mais precisas que as impressões digitais<sup>(94,95)</sup>.

Após a observação destes resultados começamos por referir que foi feito um tratamento com a análise estatística teste de Kruskal-Wallis e o teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para determinar a validade de todas as medições envolvidas neste estudo e analisar os resultados, tal como se verifica na maioria dos estudos analisados, e foi amplamente verificada na nossa investigação. Em seguida foi realizada uma análise estatística descritiva que mostra a relação entre os materiais e uma representação gráfica destes resultados.

O nosso modelo foi seleccionado com base em parâmetros apoiados pela bibliografia sendo de fácil reconhecimentos universal, com estruturas de fácil delimitação e identificação, e facilmente relacionado com a realidade clínica.

Verificamos também que a maior parte dos autores diz que a técnica de impressão única é tão ou mais precisa que técnicas de dupla impressão e dupla mistura. Daí, a selecção do nosso método de impressão em moldeira standard e técnica de impressão simples.

Em termos das marcas escolhidas, tal como foi referido, são as utilizadas no trabalho clínico do nosso mestrado mas podemos também verificar que são as marcas mais precisas dentro do seu tipo.

Por fim, em termos de medição e resultados é amplamente suportado pela bibliografia que o scan digital e a medição ótica produz resultados de extrema precisão.

Na nossa análise, verificou-se que o silicone se mostrou ser o material mais preciso para a reprodução de modelos. Mas numa análise mais aprofundada vemos que esta realidade não se verifica em todas as superfícies dentárias sendo o Poliéter o material mais preciso nos Molares e 2ºs Pré Molares.

Estes resultados podem ser justificados pela estrutura dentária, pelo facto do contacto do material ser mais tardio nos dentes posteriores ou pelo melhor escoamento do Silicone que auxilia nos resultados dos dentes anteriores.

São também apoiados pelas diferentes investigações cujo resultado varia dependendo das estruturas medidas, entre o Poliéter e o Silicone e mostra que a tecnologia Cad-Cam ainda não produz resultados precisos.



## **8. Conclusão**

## 8. Conclusões

Como conclusão deste trabalho experimental pode-se dizer que replicar as verdadeiras condições de trabalho dos profissionais de Medicina Dentária neste tipo de investigação se apresenta como um desafio mas leva a uma melhor compreensão da realidade no meio laboral e a resultados mais concordantes com a prática clínica.

Pode também concluir-se que a verdadeira qualidade das Impressões se deve à capacidade do profissional utilizar os materiais ao seu dispor conhecendo as suas características principalmente tempo de trabalho e método de manipulação.

Com base nos resultados obtidos e em função da metodologia utilizada podemos formular as seguintes conclusões:

- A nível da estatística descritiva podemos aferir que há uma discrepância ligeira entre o Silicone e o modelo de controle,
- O Polieter tem um nível de discrepância um pouco maior do que o Silicone em termos de média.
- O Poliéter é mais preciso nos 2<sup>os</sup> Pré-Molares e Molares comparativamente ao Silicone sendo o Silicone mais preciso nas restantes estruturas dentárias.
- O Cad-Cam apresenta a maior discrepância entre os materiais testados.
- Podemos então concluir que o Silicone é o material mais preciso a utilizar na prática clínica de Protoprontia tendo uma ligeira distorção. O Polieter também se apresenta como um material bastante preciso. Já o Cad-Cam apresenta uma discrepância de valores maior.
- Contudo não existem diferenças estatisticamente significativas entre as medidas logo a hipótese verdadeira é a hipótese nula.

As técnicas de Impressão assumem igual importância relativamente à qualidade do material, logo sugerem-se estudos de comparação da qualidade das técnicas de impressão em ambiente clínico.

Finalmente consideramos que a metodologia utilizada no nosso trabalho original de investigação pode servir de base à comparação dos novos materiais que poderão surgir no futuro, ou de ponto de partida para uma investigação mais abrangente aos materiais disponíveis no mercado

## **9. Referências bibliográficas**

## 9. Referências Bibliográficas

1. Giordano, R., 2nd. Impression materials: basic properties. *Gen Dent* **48**, 510-2, 514, 516 (2000).
2. Reddy, S., Prasad, K., Vakil, H., Jain, A. & Chowdhary, R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Niger J Clin Pract* **16**, 279-84 (2013).
3. van Noort, R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* **28**, 3-12 (2012).
4. Fenlon, M.R., Sherriff, M. & Walter, J.D. Agreement between clinical measures of quality and patients' rating of fit of existing and new complete dentures. *J Dent* **30**, 135-9 (2002).
5. Misch, C.E. What you don't know can hurt you (and your patients). *Dent Today* **19**, 70-3 (2000).
6. Patzelt, S.B., Lamprinos, C., Stampf, S. & Att, W. The time efficiency of intraoral scanners: An in vitro comparative study. *J Am Dent Assoc* **145**, 542-51 (2014).
7. Kattadiyil, M.T., Goodacre, C.J. & Baba, N.Z. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* **41**, 407-16 (2013).
8. Rudolph, H. et al. Randomized controlled clinical trial on the three-dimensional accuracy of fast-set impression materials. *Clin Oral Investig* **17**, 1397-406 (2013).
9. Kattadiyil, M.T., Goodacre, C.J., Naylor, W.P. & Maveli, T.C. Esthetic smile preferences and the orientation of the maxillary occlusal plane. *J Prosthet Dent* **108**, 354-61 (2012).
10. Suprono, M.S., Kattadiyil, M.T., Goodacre, C.J. & Winer, M.S. Effect of disinfection on irreversible hydrocolloid and alternative impression materials and the resultant gypsum casts. *J Prosthet Dent* **108**, 250-8 (2012).
11. Zimmermann, R., Seitz, S. & Nyugen, D. Digital dentistry and implant dentistry--a case study. *Tex Dent J* **131**, 303-7 (2014).

12. Korfage, A. et al. Overdentures on primary mandibular implants in patients with oral cancer: a follow-up study over 14 years. *Br J Oral Maxillofac Surg* (2014).
13. Reddy, G.V., Reddy, N.S., Ittigi, J. & Jagadeesh, K.N. A comparative study to determine the wettability and castability of different elastomeric impression materials. *J Contemp Dent Pract* **13**, 356-63 (2012).
14. Solomon, E.G. Single Stage Silicone Border Molded Closed Mouth Impression Technique-Part II. *J Indian Prosthodont Soc* **11**, 183-8 (2011).
15. Wadhvani, C.P., Johnson, G.H., Lepe, X. & Raigrodski, A.J. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* **93**, 530-9 (2005).
16. Kambhampati, S., Subhash, V., Vijay, C. & Das, A. Effect of temperature changes on the dimensional stability of elastomeric impression materials. *J Int Oral Health* **6**, 12-9 (2014).
17. Pai, U.Y., Reddy, V.S. & Hosi, R.N. A single step impression technique of flabby ridges using monophasic polyvinylsiloxane material: a case report. *Case Rep Dent* **2014**, 104541 (2014).
18. Vitti, R.P., da Silva, M.A., Consani, R.L. & Sinhoreti, M.A. Dimensional accuracy of stone casts made from silicone-based impression materials and three impression techniques. *Braz Dent J* **24**, 498-502 (2013).
19. Kordass, B., Ruge, S., Ratzmann, A. & Hugger, A. Current technologies for functional diagnostics and CAD/CAM. *Int J Comput Dent* **16**, 163-71 (2013).
20. Tarsitano, A. et al. The CAD-CAM technique for mandibular reconstruction: An 18 patients oncological case-series. *J Craniomaxillofac Surg* (2014).
21. Schlichting, L.H., Schlichting, K.K., Stanley, K., Magne, M. & Magne, P. An approach to biomimetics: the natural CAD/CAM restoration: a clinical report. *J Prosthet Dent* **111**, 107-15 (2014).

22. Barekattain, M., Maracy, M.R., Rajabi, F. & Baratian, H. Aftercare services for patients with severe mental disorder: A randomized controlled trial. *J Res Med Sci* **19**, 240-5 (2014).
23. Renne, W.G. Chairside CAD/CAM technology: a positive "disruption" in dentistry. *Compend Contin Educ Dent* **35**, 126-7 (2014).
24. Singh, R., Singh, J., Gambhir, R.S., Singh, R. & Nanda, S. Comparison of the effect of different medicaments on surface reproduction of two commercially available Polyvinyl Siloxane impression materials - An Invitro Study. *J Clin Exp Dent* **5**, e138-43 (2013).
25. Donovan, T.E. & Chee, W.W. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* **48**, vi-vii, 445-70 (2004).
26. Freedman, G. Impression materials. *Dent Today* **30**, 20 (2011).
27. McCord, J.F. Contemporary techniques for denture fabrication. *J Prosthodont* **18**, 106-11 (2009).
28. Starcke, E.N., Jr. A historical review of complete denture impression materials. *J Am Dent Assoc* **91**, 1037-41 (1975).
29. McDowall, F. Introduction to dental materials, 4th edition. *Br Dent J* **215**, 100 (2013).
30. Aldrovandi, C. [Stability of dentures in relation to deformation of acrylic resins]. *Rev Bras Odontol* **9**, 3-20 (1951).
31. Levartovsky, S. et al. Dimensional stability of polyvinyl siloxane impression material reproducing the sulcular area. *Dental Materials Journal* **32**, 25-31 (2013).
32. Tejo, S.K. et al. A comparative evaluation of dimensional stability of three types of interocclusal recording materials-an in-vitro multi-centre study. *Head Face Med* **8**, 27 (2012).
33. Cowie, R.R. Understanding impression materials and techniques. *Dent Today* **26**, 108, 110-1 (2007).
34. Barnes, W.E. Impression materials. *Hosp Corps Q* **19**, 19 (1946).
35. Craig, R.G. & Sun, Z. Trends in elastomeric impression materials. *Oper Dent* **19**, 138-45 (1994).
36. Perry, R. Dental impression materials. *J Vet Dent* **30**, 116-24 (2013).

37. Del'Acqua, M.A., Chavez, A.M., Amaral, A.L., Compagnoni, M.A. & Mollo Fde, A., Jr. Comparison of impression techniques and materials for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* **25**, 771-6 (2010).
38. Hickel, R. et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* **9 Suppl 1**, 121-47 (2007).
39. Levartovsky, S., Folkman, M., Alter, E. & Pilo, R. [Elastomeric impression materials]. *Refuat Hapeh Vehashinayim* **28**, 54-64, 75 (2011).
40. Barolet, R.Y. & Desautels, P.C. New elastomeric impression materials. *Dent J* **40**, 488-9 (1974).
41. Tolidis, K., Tortopidist, D., Gerasimou, P., Theocharidou, A. & Boutsiouki, C. Comparison of elastomeric impression materials' thixotropic behavior. *Eur J Prosthodont Restor Dent* **21**, 75-8 (2013).
42. Pandita, A. et al. Evaluation and comparison of dimensional accuracy of newly introduced elastomeric impression material using 3D laser scanners: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* **14**, 265-8 (2013).
43. Chen, S.Y., Liang, W.M. & Chen, F.N. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent* **32**, 603-9 (2004).
44. Megremis, S., Tiba, A., Vogt, K., Geary, R. & Kuehne, J. An evaluation of selected vinyl polysiloxane and vinyl polysiloxane-hybrid elastomeric impression materials. *J Am Dent Assoc* **143**, 405-6 (2012).
45. Anagnostopoulos, T. & Tsokas, K. [Elastomeric impression materials]. *Hell Stomatol Chron* **34**, 117-24 (1990).
46. Thongthammachat, S. et al. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont* **11**, 98-108 (2002).
47. Chee, W.W. & Donovan, T.E. Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* **68**, 728-32 (1992).



48. Nassar, U., Hussein, B., Oko, A., Carey, J.P. & Flores-Mir, C. Dimensional accuracy of 2 irreversible hydrocolloid alternative impression materials with immediate and delayed pouring. *J Can Dent Assoc* **78**, c2 (2012).
49. Enkling, N., Bayer, S., Johren, P. & Mericske-Stern, R. Vinylsiloxanether: a new impression material. Clinical study of implant impressions with vinylsiloxanether versus polyether materials. *Clin Implant Dent Relat Res* **14**, 144-51 (2012).
50. Kumar, V. & Aeran, H. Evaluation of effect of tray space on the accuracy of condensation silicone, addition silicone and polyether impression materials: an in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* **12**, 154-60 (2012).
51. Gray, J.C. et al. IMPROVDENT: improving dentures for patient benefit. A crossover randomised clinical trial comparing impression materials for complete dentures. *BMC Oral Health* **12**, 37 (2012).
52. Helvey, G.A. Elastomeric impression materials: factors to consider. *Compend Contin Educ Dent* **32**, 58-9 (2011).
53. Helvey, G.A. Impression materials. *Compend Contin Educ Dent* **32**, 57 (2011).
54. Barshev, M.A. & Mikhas'kov, S.V. [Modern CAD/CAM--technologies for stomatology]. *Stomatologiya (Mosk)* **90**, 71-3 (2011).
55. Miller, M.B. Impression materials--are there any really new ones? *Gen Dent* **58**, 94-6 (2010).
56. Rubel, B.S. Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* **51**, 629-42, vi (2007).
57. Freedman, G. Buyers' guide to impression materials. *Dent Today* **25**, 144-5 (2006).
58. Leinfelder, K.F. & Ritter, A.V. Impression materials: a new look at the polyether system. *Dent Today* **20**, 72-9 (2001).
59. Kim, K.M., Lee, J.S., Kim, K.N. & Shin, S.W. Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res* **58**, 217-20 (2001).

60. Mandikos, M.N. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* **43**, 428-34 (1998).
61. Lepe, X., Johnson, G.H., Berg, J.C. & Aw, T.C. Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials. *J Prosthet Dent* **79**, 495-502 (1998).
62. Marinescu, C. CAD/CAM restorative principles. *Dent Today* **31**, 130, 132-3 (2012).
63. Duret, F., Blouin, J.L. & Duret, B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* **117**, 715-20 (1988).
64. Bagnall, R.D. The science of dental materials. *Br Dent J* **162**, 252 (1987).
65. Sun, L., Li, H.B. & Chu, B.F. [Three-dimensional accuracy of plaster casts obtained using three impression materials]. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao* **30**, 257-9 (2010).
66. Giordano, R.A., 2nd. CAD/CAM: overview of machines and materials. *J Mass Dent Soc* **51**, 12-5 (2002).
67. Giordano, R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* **137 Suppl**, 14S-21S (2006).
68. Shah, S., Sundaram, G., Bartlett, D. & Sherriff, M. The use of a 3D laser scanner using superimpositional software to assess the accuracy of impression techniques. *J Dent* **32**, 653-8 (2004).
69. Brosky, M.E., Major, R.J., DeLong, R. & Hodges, J.S. Evaluation of dental arch reproduction using three-dimensional optical digitization. *J Prosthet Dent* **90**, 434-40 (2003).
70. Manes-Ferrer, J.F., Selva-Otaolaurruchi, E.J., Parra-Arenos, C. & Selfa-Bas, I. Study of the interocclusal distortion in impressions taken with different types of closed-mouth trays and two types of impression materials. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **15**, e79-84 (2010).
71. CAD/CAM: its effects on the practice of dentistry. *J Dent Pract Adm* **4**, 172-4 (1987).
72. Sun, Y. et al. Evaluation of the accuracy of a common regional registration method for three-dimensional reconstruction of edentulous

- jaw relation by a 7-axis three-dimensional measuring system. *Biomed Mater Eng* **24**, 1275-87 (2014).
73. 3M ESPE: CAD/CAM. Guiding dentistry in new direction. *Compend Contin Educ Dent* **33**, 540 (2012).
  74. Gokcen-Rohlig, B., Ongul, D., Sancakli, E. & Sermet, B. Comparative evaluation of the effects of implant position, impression material, and tray type on implant impression accuracy. *Implant Dent* **23**, 283-8 (2014).
  75. Isenberg, B.P. CAD-CAM comments. *J Am Dent Assoc* **124**, 14, 17 (1993).
  76. Kawanaka, M. [Development of the dental CAD/CAM system]. *Osaka Daigaku Shigaku Zasshi* **35**, 206-39 (1990).
  77. Bergman, M., Johansson, G., Sjogren, G. & Sundh, A. [CAD/CAM in dentistry]. *Tandlakartidningen* **81**, 848, 850-3 (1989).
  78. Lorton, L. CAD/CAM revolution. *J Dent Pract Adm* **4**, 131-3 (1987).
  79. Al-Fadda, S.A., Zarb, G.A. & Finer, Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. *Int J Prosthodont* **20**, 125-31 (2007).
  80. Liu, P.R. & Essig, M.E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* **29**, 482, 484, 486-8 passim (2008).
  81. Iadarola, P. Cad-Cam. *J Am Dent Assoc* **125**, 1052 (1994).
  82. McLaughlin, G. The reality of dental CAD-CAM: hype or hope? *Tex Dent J* **109**, 21-5 (1992).
  83. Duret, F. Dental CAD/CAM. *J Am Dent Assoc* **123**, 11-2, 14 (1992).
  84. Rekow, E.D. Dental CAD-CAM systems. What is the state of the art? *J Am Dent Assoc* **122**, 42-8 (1991).
  85. Rekow, E.D. CAD/CAM in dentistry. *Alpha Omegan* **84**, 41-4 (1991).
  86. Duret, F. & Preston, J.D. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent* **1**, 150-4 (1991).
  87. Kapos, T. & Evans, C. CAD/CAM technology for implant abutments, crowns, and superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* **29 Suppl**, 117-36 (2014).

88. Harsono, M., Simon, J.F., Stein, J.M. & Kugel, G. Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Tex Dent J* **130**, 238-44 (2013).
89. Brown, C. CAD/CAM in digital dentistry: the lab perspective. *J Mich Dent Assoc* **94**, 42-5 (2012).
90. McLaren, E. CAD/CAM Dental technology. *Compend Contin Educ Dent* **32**, 73-6, 78-80, 82 (2011).
91. Davidowitz, G. & Kotick, P.G. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* **55**, 559-70, ix (2011).
92. Avery, D.R. The maturation of CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent* **31**, 391-4, 396-8 (2010).
93. Orth, G. [Frasaco-T-Orth models]. *Quintessenz Zahntech* **12**, 139-40 (1986).
94. Ender, A. & Mehl, A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* **109**, 121-8 (2013).
95. Ender, A. & Mehl, A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp* (2014).
96. Flugge, T.V., Schlager, S., Nelson, K., Nahles, S. & Metzger, M.C. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **144**, 471-8 (2013).
97. Millstein, P.L. & Hsu, C.C. Differential accuracy of elastomeric recording materials and associated weight change. *J Prosthet Dent* **71**, 400-3 (1994).
98. Aguilar, M.L., Elias, A., Vizcarrondo, C.E. & Psoter, W.J. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *J Prosthet Dent* **103**, 202-9 (2010).
99. Cox, J.R., Brandt, R.L. & Hughes, H.J. A clinical pilot study of the dimensional accuracy of double-arch and complete-arch impressions. *J Prosthet Dent* **87**, 510-5 (2002).

100. Lawson, N.C., Cakir, D., Ramp, L. & Burgess, J.O. Flow profile of regular and fast-setting elastomeric impression materials using a shark fin testing device. *J Esthet Restor Dent* **23**, 171-6 (2011).
101. Al-Zarea, B.K. & Sughaireen, M.G. Comparative analysis of dimensional precision of different silicone impression materials. *J Contemp Dent Pract* **12**, 208-15 (2011).
102. Buzayan, M., Baig, M.R. & Yunus, N. Evaluation of accuracy of complete-arch multiple-unit abutment-level dental implant impressions using different impression and splinting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* **28**, 1512-20 (2013).
103. Yuzbasioglu, E., Kurt, H., Turunc, R. & Bilir, H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health* **14**, 10 (2014).

## Anexo 1

Foi-nos enviado um relatório do Laboratório de Engenharia com as medidas



Rua dos Plátanos, 197  
4100-414 Porto - Portugal  
Estrada do Paço do Lumiar -  
Campus do Lumiar - Edifício G  
1649-038 Lisboa - Portugal

### Relatório de Ensaio Dimensional Laboratório de Metrologia (Área Dimensional)

DATA: 2012-09-07

RELATÓRIO Nº: LMD20125007445/10

PÁGINA 1 DE 2

**CLIENTE:** JOSÉ PEDRO CORDEIRO TAVARES  
AVENIDA D. MANUEL II, 2070  
6º ANDAR - SALA 66/67  
4470-334 MAIA

**DESCRIÇÃO:** Moldes Dentários

**Desenho:** - - - -

**Identificação:** (apresentada nos quadros)

#### PRINCIPAL EQUIPAMENTO UTILIZADO:

Máquina de medir tridimensional ZEISS, tipo CONTURA G2, nº série 500136, com sistema de leitura óptica (VISCAN), rastreável aos padrões da CARL ZEISS (Alemanha).

#### OPERAÇÕES EFECTUADAS:

Medição segundo procedimento interno LMD-P53.

Medição dos parâmetros apresentados nos quadros seguintes, de acordo com a indicação do cliente.

Todas as medições foram efectuadas em ambiente controlado a  $(20 \pm 1)^\circ\text{C}$  e  $(45 \pm 10)\%$  de humidade, nas instalações do CATIM-Porto.

**EXAME VISUAL:** As peças encontra-se em bom estado.

**RESULTADOS OBTIDOS:** Os resultados obtidos encontram-se na página seguinte.

Linear measure uncertainty with Optical System - ViSCAN

$U = \pm 0,012 \text{ mm}$

"A incerteza expandida apresentada está expressa pela incerteza-padrão multiplicada pelo factor de expansão  $k=2$ , o qual para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de, aproximadamente, 95%. A incerteza foi calculada de acordo com o documento EA-4/16."

O IPAC é um dos signatários do Acordo de Reconhecimento Mútuo da EA e do ILAC para calibrações, ensaios, certificações e inspecções.

Data do ensaio dimensional: 2012-09-07

O TÉCNICO

*Helder Guerra*

(Helder Guerra)

O RESPONSÁVEL TÉCNICO

*Fernando Ferreira*

(Fernando Ferreira)



Este documento não pode ser reproduzido, excepto integralmente, sem autorização por escrito do CATIM

## Anexo 2



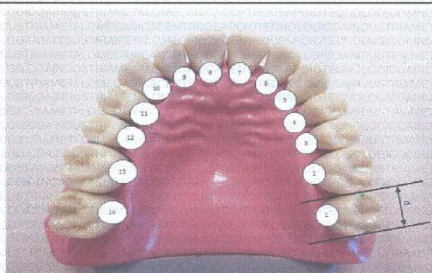
Rua dos Plátanos, 197  
4100-414 Porto - Portugal  
Estrada do Paço do Lumiar -  
Campus do Lumiar - Edifício Q  
1649-038 Lisboa - Portugal

### Relatório de Ensaio Dimensional (Continuação) Laboratório de Metrologia (Área Dimensional)

DATA: 2012-09-07

RELATÓRIO Nº: LMD20125007445/10

PÁGINA 2 DE 2



Valores Obtidos								
Dente nº	Molde	1S	2S	3S	4S	5S	1P	2P
1	9,814 mm	9,986 mm	9,909 mm	10,015 mm	9,870 mm	9,869 mm	9,820 mm	9,890 mm
2	10,338 mm	10,566 mm	10,539 mm	10,557 mm	10,518 mm	10,326 mm	10,445 mm	10,607 mm
3	7,091 mm	6,825 mm	6,932 mm	6,943 mm	6,786 mm	6,933 mm	6,908 mm	6,860 mm
4	6,852 mm	6,912 mm	6,979 mm	6,750 mm	6,724 mm	6,964 mm	6,916 mm	6,927 mm
5	7,934 mm	7,906 mm	7,814 mm	7,553 mm	7,959 mm	7,686 mm	7,738 mm	7,402 mm
6	7,242 mm	7,441 mm	6,909 mm	7,205 mm	7,596 mm	6,619 mm	7,676 mm	7,215 mm
7	8,760 mm	8,836 mm	8,894 mm	8,743 mm	8,305 mm	8,460 mm	8,633 mm	8,513 mm
8	8,700 mm	8,774 mm	8,804 mm	8,801 mm	8,619 mm	8,732 mm	8,188 mm	8,634 mm
9	7,288 mm	7,276 mm	7,256 mm	7,298 mm	7,285 mm	6,826 mm	6,821 mm	6,930 mm
10	7,058 mm	7,182 mm	7,172 mm	7,183 mm	7,215 mm	7,631 mm	7,997 mm	7,844 mm
11	7,375 mm	7,319 mm	7,359 mm	7,218 mm	7,281 mm	7,142 mm	7,169 mm	7,161 mm
12	6,698 mm	6,895 mm	6,990 mm	7,058 mm	6,801 mm	7,034 mm	6,957 mm	6,810 mm
13	10,494 mm	10,472 mm	9,961 mm	10,337 mm	10,109 mm	10,297 mm	10,126 mm	10,454 mm
14	9,889 mm	9,994 mm	9,613 mm	10,020 mm	9,911 mm	10,020 mm	9,729 mm	9,711 mm

Valores Obtidos								
Dente nº	3P	4P	5P	1C	2C	3C	4C	5C
1	9,834 mm	9,817 mm	9,728 mm	9,179 mm	9,130 mm	9,093 mm	9,204 mm	9,110 mm
2	10,371 mm	10,484 mm	10,315 mm	9,650 mm	10,045 mm	9,999 mm	9,810 mm	9,945 mm
3	6,979 mm	6,916 mm	7,061 mm	6,254 mm	6,492 mm	6,348 mm	6,113 mm	6,235 mm
4	6,844 mm	6,865 mm	6,863 mm	6,445 mm	6,535 mm	6,730 mm	6,773 mm	6,437 mm
5	7,687 mm	7,663 mm	7,705 mm	7,305 mm	7,431 mm	7,335 mm	7,158 mm	7,233 mm
6	7,324 mm	7,355 mm	7,419 mm	7,865 mm	7,370 mm	7,410 mm	7,484 mm	7,342 mm
7	7,931 mm	7,950 mm	8,431 mm	8,369 mm	7,955 mm	7,988 mm	7,937 mm	7,999 mm
8	8,587 mm	8,625 mm	8,650 mm	8,611 mm	8,462 mm	8,342 mm	8,047 mm	8,523 mm
9	6,872 mm	6,808 mm	6,892 mm	6,601 mm	6,684 mm	6,714 mm	6,686 mm	6,512 mm
10	7,325 mm	7,917 mm	7,882 mm	7,792 mm	7,808 mm	7,981 mm	7,443 mm	7,344 mm
11	7,190 mm	7,600 mm	7,113 mm	7,013 mm	7,045 mm	7,020 mm	7,059 mm	7,011 mm
12	6,797 mm	6,802 mm	6,796 mm	6,820 mm	6,985 mm	6,702 mm	6,922 mm	6,900 mm
13	10,495 mm	10,452 mm	10,463 mm	9,904 mm	9,461 mm	9,571 mm	9,688 mm	9,532 mm
14	9,886 mm	9,667 mm	9,646 mm	9,792 mm	9,291 mm	9,341 mm	9,373 mm	9,365 mm

HG

Este documento não pode ser reproduzido, excepto integralmente, sem autorização por escrito do CATIM

