



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE  
ADIÇÃO E DE UM POLIÉTER APÓS 6 MESES DE  
ARMAZENAMENTO**

Trabalho submetido por  
**Patrícia Isabel Branco**  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Junho de 2015**





# **INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE ADIÇÃO E DE UM POLIÉTER APÓS 6 MESES DE ARMAZENAMENTO**

Trabalho submetido por  
**Patrícia Isabel Branco**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Paulo Durão Maurício**

**Junho de 2015**



## DEDICATÓRIA

À minha mãe, pai e irmão,  
Que sempre me apoiaram incondicionalmente  
e tornaram a realização de um sonho possível.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor Paulo Maurício, o orientador desta dissertação, por se ter demonstrado sempre disponível no esclarecimento de dúvidas, pelo incentivo, profissionalismo, atenção demonstrada, simpatia e calma transmitida.

À Dra. Fernanda Saraiva do Instituto Português da Qualidade, co-orientadora desta dissertação, pela amabilidade, disponibilidade e boa disposição demonstrada em todos os momentos.

Ao professor Francisco Martins pela preciosa ajuda na realização desta dissertação, compreensão e tempo disponibilizado ao longo deste ano letivo, mas mais importante pela motivação que me transmitiu quase que diariamente. Fez-me acreditar em mim própria, nas minhas aptidões e competências enquanto aluna. Por isto fico-lhe eternamente grata.

A todos os Professores da Unidade Curricular de Reabilitação Oral, em especial o Professor José Reis, o meu agradecimento ainda que não tenham participado diretamente na realização desta investigação foram uma importante fonte de incentivo, bem como tiveram um importante papel pedagógico ao longo deste último ano letivo e me ajudaram a desempenhar a função de monitora da unidade curricular de Clínica de Reabilitação Oral II. À Instituição de Ciências da Saúde Egas Moniz pela excelência da formação prestada e por todos os conhecimentos transmitidos ao longo destes anos académicos.

À minha família pelo inestimável apoio demonstrado, sem eles sei que a concretização deste curso não seria possível.

À Sofia Santos, Nádía Martins, Margarida Perdigão, Paula Assunção e Ana Marta Martinho agradeço todas as palavras de motivação, apoio, força e confiança. Obrigado pela presença incondicional em todos os momentos em que precisei, e mesmo nos que não precisei.

Ao Bernardo Bettercourt Lucas por toda a ajuda na tradução de frases e ideias mais complexas para uma língua estrangeira, bem como por toda amizade, companheirismo e incentivo transmitidos.

A todos o meu profundo agradecimento.

## RESUMO

Introdução e objetivo: O sucesso da reabilitação oral depende da precisão e a reprodutibilidade das impressões. Apesar dos materiais de impressão mais recentes serem normalmente associados a uma estabilidade dimensional por um período de tempo prolongado existem fatores, como a esterilização e desinfecção que a poderão afetar. Torna-se importante avaliar a estabilidade dimensional destes materiais a longo prazo pois estes podem ter de ser utilizados ou reutilizados para reproduzir modelos durante o tratamento protético. O objetivo é estudar as alterações dimensionais de um poliéter e silicone de adição submetidos a desinfecção e esterilização após um longo período de armazenamento. Materiais e Métodos: Foram obtidas 90 amostras de poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) e silicone de adição Imprint Penta Putty (3M ESPE™) segundo a norma ISO 4823:2000 e armazenadas no laboratório de Metrologia do IPQ (Instituto Português da Qualidade) durante seis meses. As medições foram realizadas por interferometria a laser, segundo a técnica de Michelson. A estabilidade dimensional foi calculada segundo a fórmula apresentada na norma ISO 4823:2000. Resultados: Foi realizada uma análise estatística através de uma *t-distribution* para amostras emparelhadas com um intervalo de confiança a 95%. O Impregum Penta (3M ESPE) apresenta uma expansão estatisticamente significativa de  $0,77 \pm 0,17$  % no grupo controlo,  $0,42 \pm 0,19$  % no grupo hipoclorito e  $0,53 \pm 0,28$  % no grupo autoclave. O Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE) apresenta uma expansão estatisticamente significativa no grupo controlo de  $0,41 \pm 0,12$  %, no grupo hipoclorito de  $0,36 \pm 0,09$  % e no grupo autoclave de  $0,57 \pm 0,11$  %. Conclusão: Os materiais de impressão em estudo apresentam alterações dimensionais a longo prazo quando submetidos a desinfecção ou esterilização. Esta expansão é estatisticamente significativa mas não é clinicamente significativa, pois encontra-se dentro do limite máximo permitido pela norma ISO 4823:2000.

Palavras-chave: Poliéter, Silicone de adição, desinfecção, esterilização, interferometria a laser, estabilidade dimensional

## ABSTRACT

Introduction and objective: The success of oral rehabilitation depends on the accuracy and reproducibility of the impressions. Although most recent impression materials are typically associated with dimensional stability for extended periods of time, there are factors such as sterilization and disinfection that could affect it. Thus, it is important to evaluate the dimensional stability of these materials over the long term, because they can be used to reproduce models during the prosthetic treatment. The purpose is to study the dimensional changes of a polyether and addition silicone subjected to disinfection and sterilization after a long storage period. Materials and Methods: 90 samples were obtained from polyether Impregum Penta (3M ESPE™) and 90 of the addition silicone Imprint Penta Putty (3M ESPE™) according to ISO 4823:2000 and stored in the IPQ (Portuguese Institute for Quality) for six months. The measurements were performed by laser interferometry, according to the Michelson technique. The dimensional stability was calculated according to the formula specified in ISO 4823:2000. Results: A statistical analysis via a *t-distribution* for paired samples with a confidence interval of 95% was performed. The statistically significant expansion of Impregum Penta (3M ESPE™) was  $0,77\pm 0,17\%$  in the control group,  $0,42\pm 0,19\%$  in the hypochlorite group and  $0,53\pm 0,28\%$  in the autoclave group. In the Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™), the control group had an expansion of  $0,41\pm 0,12\%$ , the hypochlorite group  $0,36\pm 0,09\%$  and the autoclave group  $0,57\pm 0,11\%$ . Conclusion: The tested impression materials exhibit dimensional changes when subjected to disinfection and sterilization over a long storage period. This expansion is statistically significant but is not clinically significant because it is within the maximum extent permitted by the ISO 4823:2000.

Key Words: Polyether, addition silicone, disinfection, sterilization, laser interferometry, dimensional stability

## ÍNDICE GERAL

INTRODUÇÃO .....	12
Materiais de Impressão .....	12
Poliéter .....	13
Silicone de Adição .....	14
Estabilidade Dimensional .....	16
Controlo da infeção cruzada .....	17
Desinfeção.....	19
Esterilização .....	22
Armazenamento dos materiais de impressão .....	22
Laser interferométrico.....	23
Relevância clínica do estudo.....	24
OBJETIVOS .....	25
HIPÓTESES.....	26
MATERIAIS E MÉTODOS .....	27
Materiais.....	27
Métodos.....	32
RESULTADOS.....	40
Poliéter Impregum Penta (3M ESPE™).....	40
Silicone de Adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™).....	45
Comparação entre o silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) e o poliéter Impregum Penta (3M ESPE™).....	50
DISCUSSÃO .....	53
CONCLUSÃO .....	64
BIBLIOGRAFIA .....	65

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™).....	27
Figura 2 - Impregum Penta (3M ESPE™) .....	27
Figura 3 - Misturadora Automática Pentamix 2 (3M ESPE™).....	28
Figura 4 - Matriz cilíndrica metálica/ <i>block test</i> .....	28
Figura 5 - Anel metálico/ <i>ring mould</i> .....	28
Figura 6 - Aparelho de ultrassons utilizado para limpeza das peças metálicas da marca Pro.Sonic Assistant (nº de ref.: BE 055460).....	29
Figura 7 - Estufa utilizada para o aquecimento das peças metálicas da marca memmert (nº de ref.: E406.0510).....	29
Figura 8 - Lupa Leica sof.LAS V 3.8. ....	30
Figura 9 - Solução de hipoclorito de sódio a 5,25% tamponado utilizado na desinfecção das amostras. ....	31
Figura 10 - Autoclave horizontal utilizada para a esterilização das amostras da marca Centroclave (nº de referencia: 53). ....	31
Figura 11 - Interferómetro de Michelson.....	32
Figura 12 - Figura representativa do anel metálico/ <i>ring mould</i> . ....	32
Figura 13 - Conjunto matriz metálica e anel. ....	33
Figura 14 - Anel metálico/ <i>ring mould</i> confeccionado de acordo com a ISO 4823:2000. ....	33
Figura 15 - Vista lateral da matriz matriz metálica/ <i>block test</i> confeccionada de acordo com a norma ISO 2348:2000. ....	34
Figura 16 - Vista superior e lateral da matriz metálica cilíndrica/ <i>block test</i> confeccionada de acordo com a norma ISO 4823:2000. ....	34
Figura 17 - Placa de metal coberta com folha de etileno sobre o conjunto anel-matriz. ....	35
Figura 18 -- Conjunto anel-matriz-placa metálico com peso de 2 kg por cima em banho-maria. ....	35
Figura 19 - Amostra de Impregum Penta (3M ESPE™).....	36
Figura 20 - Amostra de Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™).....	37
Figura 21 - Fórmula da alteração dimensional especificada pela ISO 4823:2000. ....	39

Figura 22 - Representação gráfica dos valores médios e desvios padrão para todos os grupos das amostras de poliéter em T0 e T6 meses.....	41
Figura 23 - Representação gráfica da alteração dimensional das amostras verificada em T0 e T6 meses para o poliéter. ....	44
Figura 24 - Representação gráfica dos valores médios e desvios padrão para todos os grupos do silicone de adição (controlo, hipoclorito e autoclave) em T0 e T6 meses. ....	46
Figura 25 - Representação gráfica da alteração dimensional das amostras verificada em T0 e T6 meses para o silicone de adição. ....	49
Figura 26 - Representação gráfica das alterações dimensionais médias em T0 e T6 meses no grupo controlo em ambos os materiais. ....	51

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Constituição dos grupos do presente estudo.....	38
Tabela 2 - Teste de normalidade de <i>Kolmogorov-Smirnov</i> para os resultados obtidos das amostras de poliéter. ....	40
Tabela 3 - Estatística descritiva dos grupos das amostras de poliéter com valores de média e desvio padrão. ....	41
Tabela 4 - Resultados do teste de Levene para verificar a existência da igualdade de variâncias. ....	42
Tabela 5 - Resultados do teste Post Hoc de Bonferroni em T6meses do poliéter com um intervalo de confiança de 95%.....	43
Tabela 6 - Resultados do teste Post Hoc de Games-Howell em T0 do poliéter com um intervalo de confiança de 95%.....	43
Tabela 7 - Resultados do teste <i>t-student</i> de amostras emparelhadas para o poliéter. ....	44
Tabela 8 - Teste de normalidade de <i>Kolmogorov-Smirnov</i> para os resultados obtidos das amostras de silicone de adição.....	45
Tabela 9 - Estatística descritiva dos grupos do silicone de adição com valores de média e desvio padrão. ....	46
Tabela 10 - Resultados do teste de Levene para verificar a existência da igualdade de variâncias. ....	47
Tabela 11 - Resultados do teste Post Hoc de Games-Howell em T0 e T6meses. ....	48
Tabela 12 - Resultados do teste <i>t-student</i> de amostras emparelhadas do silicone de adição.....	48
Tabela 13 - Resultados do teste <i>t-student</i> com um intervalo de 95% de confiança de amostras independentes para comparação dos dois materiais. ....	51
Tabela 14 - % da degradação macroscópica das amostras verificada em ambos os materiais após 6 meses de armazenamento. ....	52

## **LISTA DE SIGLAS**

IPQ – Instituto Português da Qualidade

## **INTRODUÇÃO**

### **Materiais de Impressão**

Os materiais de impressão são utilizados em Medicina Dentária com o objetivo de reproduzir a forma, as relações dentárias e os tecidos orais circundantes (Pamenius & Ohlson, 1995; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Sinobad, et al., 2014). Estas são utilizadas para a confecção de modelos gesso, a partir dos quais se pode elaborar um diagnóstico e plano de tratamento correto (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Sinobad, et al., 2014). Como tal, os materiais de impressão constituem um dos grupos de materiais mais relevantes em Medicina Dentária cuja utilização é ainda requerida para a transferência de informação necessária para o sucesso da restauração protética final (Rubel, 2007; Pant, Juszczak, Clark, & Radford, 2008; Kumar, Reddy, Karthigeyan, Punithavathy, Karthik, & Mandikandan, 2012).

As impressões são um procedimento realizado no consultório dentário e é fundamental a escolha do material apropriado, bem como da técnica mais adequada (Donavan & Chee, 2004; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014).

O conhecimento das propriedades físicas e biológicas dos diferentes materiais disponíveis no mercado, bem como as suas vantagens e desvantagens, constitui um pré-requisito fundamental no sucesso da restauração (D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012; Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013).

A precisão marginal de uma restauração dentária *in vitro* é cerca de 50 micra. Esta margem corresponde aos erros absolutos e relativos passivos de serem acumulados em todo o processo, incluindo na realização das impressões (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011).

De acordo com a ISO 4823:2000, os materiais de impressão elastoméricos devem ser capazes de reproduzir detalhes com 25 micra ou menos. Todos os materiais comercializados devem preencher este requisito. Os polivinilsiloxanos são considerados os melhores, podendo reproduzir detalhes de 1 a 2 micra (Donavan & Chee, 2004; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). A capacidade de reproduzir detalhes depende da viscosidade do material. Quanto maior a viscosidade do material menor a capacidade de reproduzir detalhes (Donavan & Chee, 2004). A norma ISO 4823:2000 caracteriza os

materiais de impressão elastoméricos de acordo com a sua consistência: tipo 0 (putty), tipo 1 (heavy) de cujas impressões devem ser feitas em dois tempos; tipo 2 (médio) de consistência cujas impressões são realizadas num único passo; tipo 3 (Light) (ISO, 4823:2000). O aumento da percentagem de partículas de carga leva a uma diminuição da contração de polimerização e a um aumento da resistência mecânica. Contudo, tal aumento implica o aumento da viscosidade do silicone e a resultante diminuição da sua capacidade de reprodução de detalhes (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). Deste modo, o clínico vê-se obrigado a recorrer à combinação de diversas viscosidades para a realização das impressões (Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014).

Um material de impressão ideal, numa perspetiva clínica, deverá apresentar capacidade de reprodução de detalhes, boa capacidade de recuperação elástica, tempo de preza adequado, ser biocompatível (não tóxico e hipoalergénico), hidrofílico e apresentar estabilidade dimensional ao longo do tempo, sendo que esta não deverá ser afetada pela desinfecção ou esterilização (Bell & Fraunhofer, 1975; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011).

Os materiais de impressão podem ser classificados de acordo com a sua composição, mecanismo de preza, propriedades mecânicas e aplicações. Estes podem ser rígidos (não elásticos) ou elásticos. O termo elástico significa que este é um material flexível e que pode, sob ação de uma força, sofrer deformação e voltar à sua forma inicial (D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Os elastómeros pertencem a um grupo de materiais de impressão elásticos (Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013). Estes podem ser classificados em quatro grupos de acordo com o polímero que os constitui: polissulfeto, poliéter, polivinilsiloxano e silicone de condensação (Johnson & Craig, 1985; Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

### **Poliéter**

Na última década têm sido efetuados vários estudos que indicam que os novos elastómeros, nomeadamente os polivinilsiloxanos e os poliéteres devem ser utilizados

para substituir os materiais de impressão mais tradicionais, como os hidrocolóides irreversíveis (Kumar, Madihalli, Reddy, Rastogi, & Pradeep, 2011). Atualmente, existem muitos clínicos que optam pela utilização destes dois materiais devido às melhores propriedades mecânicas e físicas que apresentam (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). O poliéter polimeriza através de uma reação entre os anéis de aziridina localizados nas próprias moléculas de poliéter. Esta reação é promovida por um iniciador, um éster aromático sulfonado, que se dissocia e forma cátions que se ligam aos átomos de nitrogénio dos anéis de aziridina que se localizam nos terminais do pré-polímero. Os grupos terminais etileno do pré-polímero que reagiu podem agora formar ligações com os átomos de nitrogénio dos pré-polímeros que não entraram na reação. Durante este processo não se formam quaisquer tipos de subprodutos, o que favorece a estabilidade dimensional da impressão (O'Brien, 2008; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). A maioria dos autores indica que o poliéter seja vazado a gesso 1 hora ou dentro de 24 horas após a realização da impressão (Donavan & Chee, 2004; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). Outros sugerem que pode ser armazenado e vazado até 7 dias após a remoção da cavidade oral (Luebke, Scandrett, & Kerber, 1979). No entanto, ao contrário dos outros materiais, o poliéter tem uma natureza hidrofílica o que pode levar a absorção de água da atmosfera e do meio de armazenamento, ou seja, enquanto que a maioria dos materiais sofre contração ao longo do tempo (devido à polimerização residual e perda de substâncias voláteis) os poliéteres expandem devido à absorção de água da atmosfera (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Um dos problemas relacionados com o poliéter é a rigidez deste material, o que dificulta a sua remoção da cavidade oral após a tomada de preza. Para ultrapassar esta característica, as novas formulações apresentam um teor reduzido em sílica de modo a facilitar a remoção da impressão (Walker, Rondeau, Petrie, Tascia, & Williams, 2007).

### **Silicone de Adição**

O silicone de adição é vulgarmente denominado de polivinilsiloxano ou vinil polisiloxano. Ao contrário dos silicones de condensação a reação de polimerização do silicone de adição é uma polimerização de adição entre o divinilsiloxano e o polimetilhidrosiloxano, com um sal de platina como catalisador (O'Brien, 2008;

Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013). Nesta reação de polimerização de adição não se formam quaisquer subprodutos, ou seja, o silicone de adição apresenta-se como o material com melhor comportamento dimensional e, como tal, é considerado mais estável (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). No entanto, o polimetilhidrosiloxano residual do material pode desencadear a uma reação secundária, levando à produção de gás de hidrogénio (Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013).

O hidrogénio produzido como resultado desta reação não afeta a estabilidade dimensional do silicone de adição, podendo resultar em poros nos modelos de gesso vazados imediatamente após a realização das impressões. Para ultrapassar este facto, são adicionados metais nobres, como o paládio, com o objetivo de absorver o hidrogénio libertado (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Com a adição do paládio como absorvente do hidrogénio, melhores proporções e purificação dos constituintes do material, os fabricantes eliminaram esta reação secundária não sendo necessário, atualmente, aguardar uma hora para o vazamento das impressões realizadas com silicone de adição (Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013).

Uma desvantagem do silicone de adição é a sua natureza hidrófoba. Os fabricantes adicionam um surfactante não iónico para garantir uma hidrofília na superfície do material – o surfactante migra para a superfície do material e orienta o seu segmento hidrofílico para a superfície aumentando a sua molhabilidade (Grundke, Michel, Knispel, & Gundler, 2008; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). As novas formulações de silicone de adição têm quantidades cada vez maiores de surfactante, categorizando este elastómero como hidrofílico ou ultrahidrofílico (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011).

A literatura indica que os silicões de adição são considerados, de todos os materiais de impressão disponíveis no mercado, os que exibem melhor reprodução de detalhes e maior estabilidade dimensional a longo prazo, visto não serem suscetíveis a alterações da humidade e não existirem produtos resultantes da sua reação de polimerização, podendo o seu vazamento ser realizado imediatamente após a remoção da cavidade oral, horas, dias ou semanas após a realização da impressão (Chee &

Donovan, 1992; Craig & Sun, 1994; Donovan & Chee, 2004; Franco, Cunha, & Benetti, 2007; Grundke, Michel, Knispel, & Gundler, 2008; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011; Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013).

### **Estabilidade Dimensional**

A estabilidade dimensional de um material de impressão consiste na sua capacidade de manter as características da impressão ao longo do tempo (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). A estabilidade dimensional dos materiais de impressão quando submetidos a várias condições é crucial para o sucesso do resultado protético final, pois esta afeta a qualidade da retenção e adaptação da restauração protética indireta (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; Sinobad, et al., 2014).

O material de impressão deverá então apresentar, entre outras características, estabilidade dimensional durante longos períodos de tempo, de modo a que o operador possa vaziar a impressão quando lhe for mais conveniente, permitindo a confecção de modelos de gesso em qualquer fase do tratamento protético (Donovan & Chee, 2004; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). No entanto, a maioria dos materiais de impressão utilizados na prática clínica apresentam alterações dimensionais, sendo que os poliéteres e os silicones de adição são considerados os materiais com melhor estabilidade dimensional, comparativamente aos polissulfetos e silicones de condensação (Franco, Cunha, & Benetti, 2007; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). Estes últimos devem ser vazados até 30 minutos após a sua remoção da cavidade oral devido as possíveis alterações dimensionais que podem apresentar (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). De acordo com o estudo de Hamalian e colaboradores, o polissulfeto e silicones de condensação sofrem a maior alteração dimensional duas semanas após realização da impressão, e esta alteração varia entre - 0,4 e - 0,6%. Já o silicone de adição é o material que sofre menor alteração dimensional (- 0,15%), seguindo-se o poliéter (- 0,2%) (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011).

Endo e Finger afirmam que a estabilidade dimensional dos materiais depende fundamentalmente do tempo decorrido entre a realização de impressão e o vazamento a gesso (Franco, Cunha, & Benetti, 2007), afirmando mesmo que o tempo de armazenamento da impressão é crítico para a obtenção de modelos fidedignos (Endo & Finger, 2006). No entanto, de acordo com outros autores, existem vários fatores que podem também afetar a estabilidade dimensional de um material de impressão: a

espessura do material na moldeira, contração de polimerização, evaporação dos seus componentes voláteis, variações na temperatura ou recuperação elástica incompleta após deformação (Franco, Cunha, & Benetti, 2007; Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). A humidade também pode afetar grandemente a estabilidade dimensional, estando tanto o poliéter como o silicone de adição associados a uma boa estabilidade dimensional quando são guardados em ambiente seco ou húmido, no entanto, como o poliéter é um material hidrofílico vários estudos reportam que deve ser o material de eleição quando não se consegue controlar as condições de humidade (Walker, Ali, Spencer, Dumas, & Williams, 2005).

Um material de impressão, ao longo do tempo, poderá experienciar alterações dimensionais como a contração ou expansão. A expansão que pode ocorrer após imersão em soluções desinfetantes podendo levar ao aparecimento de alterações dimensionais (Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013). A contração de um material de impressão consiste na diminuição do seu volume devido a, por exemplo, evaporação do álcool (típico dos silicones de condensação) e/ou polimerização residual (pois durante a polimerização formam-se ligações covalentes entre as moléculas, sendo a polimerização residual do material o principal responsável pela sua contração de polimerização ao longo do tempo) (Franco, Cunha, & Benetti, 2007; Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013). A contração do material de impressão pode ocorrer também aquando da remoção da impressão da cavidade oral do paciente para o exterior, pois existe uma diminuição significativa da temperatura durante este procedimento, uma vez que o coeficiente de contração térmico dos elastómeros é elevado (Surapaneni, Samatha, Shankar, & Attili, 2013).

### **Controlo da infeção cruzada**

As condições ambientais que se fazem sentir na cavidade oral permitem o desenvolvimento de um número alargado de microorganismos. Durante a realização da impressão, o material entra em contacto com potenciais fontes de contaminação, como sangue e saliva contendo agentes patogénicos. Alguns materiais de impressão têm a capacidade de reter na sua superfície mais microorganismos que outros, sendo o silicone de adição e o polissulfeto os mais resistentes a retenção destes microorganismos (Silva

& Salvador, 2004). Deste modo, aquando da sua remoção da cavidade oral estes têm aderido a si microorganismos típicos da flora oral (Silva & Salvador, 2004). Os microorganismos podem sobreviver na impressão ou mesmo dentro da impressão. A lavagem com água diminui a quantidade de microorganismos para um nível mínimo, no entanto foi demonstrado que quantidades de bactérias significativas são transmitidas para os modelos de gesso apenas com este procedimento (Kotsiomi, Tziella, & Hatjivasiliou, 2008; Rentzia, Coleman, O'Donnell, Dowling, & Sullivan, 2011).

A maioria destes microorganismos não constitui nenhum risco para o profissional de saúde, no entanto alguns podem causar doenças infecciosas que podem ser incuráveis, como os responsáveis pela hepatite C ou o vírus da imunodeficiência humana (VIH) (Kumar, Reddy, Karthigeyan, Punithavathy, Karthik, & Mandikandan, 2012). A prevalência das doenças infectocontagiosas e os seus efeitos potencialmente nocivos sugerem uma obrigatoriedade na adesão aos procedimentos de controlo da infeção por parte dos laboratórios e consultórios dentários, de modo a diminuir a quantidade de microorganismos na superfície das impressões (Rentzia, Coleman, O'Donnell, Dowling, & Sullivan, 2011; Kumar, Reddy, Karthigeyan, Punithavathy, Karthik, & Mandikandan, 2012). A quantidade de microorganismos patogénicos pode ser francamente reduzida recorrendo a procedimentos de controlo da infeção-cruzada, nomeadamente a esterilização e desinfeção (Silva & Salvador, 2004).

A esterilização resulta na destruição de todas as formas de vida, enquanto a desinfeção apenas resulta na destruição de alguns microorganismos específicos (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). Este controlo da infeção cruzada deverá ser cumprido pelos profissionais de Medicina Dentária, bem como pelos técnicos de prótese (Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007).

Jagger e colaboradores, através de um questionário aplicado aos profissionais de Medicina Dentária, constataram que apenas 4% dos laboratórios recebem impressões sujeitas a algum tipo de esterilização ou desinfeção e que 56% dos laboratórios não têm conhecimento se as impressões são sujeitas a algum destes procedimentos. Como tal, a maioria dos laboratórios (94%) efetua a esterilização das impressões de modo a evitar a infeção cruzada (Jagger, Huggett, & Harrison, 1995).

## Desinfecção

Com o objetivo de prevenir a transmissão de doenças infecciosas como a hepatite B, VIH, infecção pelo herpes simples ou tuberculose, a desinfecção dos materiais dentários, incluindo das impressões dentárias, é fundamental. As impressões dentárias contaminadas com sangue ou saliva do paciente são uma potencial fonte de transmissão da infecção (Moreira & Gonçalves, 2004; Vasconcellos, Andreiuolo, Sabrosa, & Rego, 2012; Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009; Sinobad, et al., 2014). No entanto, a desinfecção das impressões em Medicina Dentária não era considerada um procedimento rotineiro até ao fim dos anos 20 (Kotsiomiti, Tzialla, & Hatjivasiliou, 2008; Sinobad, et al., 2014). Este período coincidiu com o aumento do número de casos de SIDA, aumentando a necessidade de controlo da infecção cruzada (Kotsiomiti, Tzialla, & Hatjivasiliou, 2008). O controlo da infecção cruzada do paciente para o clínico na Medicina Dentária é uma temática de extremo interesse na atualidade cada vez mais descrita na literatura (Silva & Salvador, 2004; Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007; Kotsiomiti, Tzialla, & Hatjivasiliou, 2008; Silva & Salvador, 2004; Melilli, Rallo, Cassaro, & Pizzo, 2008; Rentzia, Coleman, O'Donnell, Dowling, & Sullivan, 2011).

A desinfecção das impressões é considerada uma medida do controlo da infecção em Medicina Dentária e pode ser definida como uma etapa clínica com o objetivo de destruir grande parte dos microorganismos patogénicos (vírus, bactérias e esporos) da superfície do material utilizado para a impressão (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999). Deste modo, o protocolo de desinfecção deve ser seguido, durante e após a realização das impressões, de modo a evitar a infecção cruzada e o risco de transmissão de microorganismos - bactérias, fungos e vírus (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014).

A ADA, para prevenir a transmissão de doenças infetocontagiosas, publicou em 1988, 1991 e 1996 protocolos recomendados para a desinfecção das impressões (Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007). A ADA aconselha a adoção de protocolos que se baseiam na lavagem das impressões seguida da sua imersão ou aplicação de *spray* com produto desinfetante, como hipoclorito, iodóforos, gluteraldeído ou fenol (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007). Deste modo, para prevenir a infecção cruzada é aconselhado que os materiais utilizados na confecção das próteses sejam lavados, desinfetados com um desinfetante adequado e novamente lavados antes do seu manuseamento no laboratório de prótese (Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009).

As alterações dimensionais dos materiais de impressão, após a imersão em soluções desinfetantes, são complexas e estão relacionadas com a sua composição química. Além dos componentes major do material serem conhecidos, a sua quantidade específica depende do fabricante: alguns componentes podem estar presentes em quantidades elevadas e outros podem estar ausentes, podendo levar a comportamentos distintos do material (Sinobad, et al., 2014). Existem vários estudos que abordam os efeitos da desinfeção por imersão dos materiais de impressão. Alguns estudos demonstraram que não existe nenhum efeito adverso na desinfeção por imersão de elastómeros hidrofílicos como o poliéter (Adabo, Zanarotti, Fonseca, & Cruz, 1999). Outros indicam que existem alterações dimensionais destes materiais quando sujeitos a imersão numa solução desinfetante (Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007). A ADA recomenda que os moldes devem ser desinfetados por imersão com produtos compatíveis pelo tempo máximo de 30 minutos (Vasconcellos, Andreiuolo, Sabrosa, & Rego, 2012). No entanto, a desinfeção repetida acontece várias vezes nos laboratórios de prótese dentária (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007; Sinobad, et al., 2014). A ADA demonstrara que não existe uma boa comunicação entre os consultórios dentários e os laboratórios de prótese dentária relativamente aos procedimentos de desinfeção.

A maioria dos dentistas dão preferência aos aerossóis, evitando a desinfeção por imersão, por receio das possíveis alterações dimensionais que as impressões possam estar sujeitas (Silva & Salvador, 2004). A desinfeção por aerossóis apresenta-se também como alternativa mais económica e de baixo custo (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999). Estudos recentes referem que a desinfeção por imersão é preferível à desinfeção com *spray* pois esta última não garante o recobrimento da totalidade da superfície da impressão com desinfetante, não garantindo o controlo da infeção cruzada, enquanto que na desinfeção por imersão o molde entra totalmente em contacto com o desinfetante, permitindo a desinfeção da superfície interna e externa da impressão e reduz o risco de inalação do desinfetante (Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007; Vasconcellos, Andreiuolo, Sabrosa, & Rego, 2012). Deste modo, e apesar de existirem vários métodos de desinfeção propostos na literatura, a desinfeção química das impressões por imersão em desinfetantes é considerada a forma mais prática e confiável (Rios, Morgano, Stein, & Rose, 1996; Sinobad, et al., 2014).

As soluções utilizadas na desinfecção das impressões dentárias podem afetar as propriedades dos materiais, podendo provocar potenciais alterações na capacidade de reprodução de detalhes, na rugosidade de superfície e na estabilidade dimensional (Yilmaz, Aydın, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007). A interação entre o material de impressão e a solução desinfetante pode então provocar reações químicas e físicas que alteram a dimensão da impressão. A utilização de uma solução desinfetante nos materiais de impressão tem um duplo objetivo: deverá demonstrar grande eficácia na redução dos microorganismos patogénicos, sem interferir com a estabilidade dimensional ou a capacidade de reprodução de detalhes do material que possa eventualmente traduzir no modelo de gesso (Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009; Rubel, 2007). Torna-se, então, importante equacionar a efetividade do desinfetante e os possíveis efeitos adversos na estabilidade dimensional do material de impressão (Martin, Martin, & Jedyakiewicz, 2007; Rubel, 2007). Deste modo, a preocupação, na atualidade, no controlo da infeção cruzada é determinar o efeito da desinfecção nos materiais de impressão, bem como determinar o desinfetante e a sua concentração ideal, o tempo de exposição adequado e a interação entre os materiais de impressão e as soluções desinfetantes (Rios, Morgano, Stein, & Rose, 1996). Muitos estudos têm sido realizados para avaliar o efeito dos desinfetantes nos materiais de impressão, no entanto os seus resultados mostram uma grande variabilidade (Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009; Nassar, Aziz, & Flores-Mir, 2011). De facto, retirar conclusões acerca desta temática é uma tarefa complicada uma vez que existem no mercado uma grande quantidade de materiais de impressão e desinfetantes e porque existe uma grande variabilidade de protocolos que podem aplicados (Kotsiomi, Tzialla, & Hatjivasiliou, 2008).

Podem ser utilizadas várias soluções desinfetantes. Diversos produtos podem ser utilizados para esse fim tais como o hipoclorito de sódio, compostos de amónia quaternária, compostos de iodo, gluteraldeído, entre outros produtos. As soluções de gluteraldeído e formaldeído atuam na membrana celular evitando a libertação de componentes intracelulares, provocando a morte dos microorganismos patogénicos. A clorohexidina, os fenóis, álcoois e compostos de amónia quaternária provocam a perda de componentes vitais para a célula, como o potássio e ácidos nucleicos. Os desinfetantes halogénios atuam sob um processo distinto, a oxidação celular (Silva & Salvador, 2004). Estudos reportam que a desinfecção por imersão durante 10 minutos

numa solução de hipoclorito de sódio ou glutaraldeído permite atingir uma superfície do material livre de vírus (Silva & Salvador, 2004). De facto, a literatura disponível alega que a imersão durante 10 minutos numa solução de hipoclorito de sódio é um potente germicida e bactericida, podendo o clínico alcançar uma redução significativa do número de microorganismos na superfície da impressão (Merchant, Mcneight, Ciboro, & Molinari, 1984; Mathayas, Dao, Caputo, & Lucatorto, 1990).

### **Esterilização**

A desinfecção é um procedimento que não garante a eliminação da totalidade dos microorganismos, nomeadamente esporos. Estes podem ser eliminados através de técnicas de esterilização. Deste modo, a esterilização é um procedimento muito importante no controlo da infeção cruzada (Abdelaziz, Hassan, & Hodges, 2004).

A esterilização por autoclave é considerada o método de esterilização mais eficaz e os seus efeitos na estabilidade dimensional dos materiais de impressão elastoméricos ainda não estão suficientemente descritos na literatura (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). Alguns autores aconselham a esterilização utilizando glutaraldeído. Existem outras opções alternativas de esterilização como a utilização de micro-ondas. Segundo o estudo de Abdelaziz, Hassan e Hodges a utilização de micro-ondas como método alternativo de esterilização não provoca alterações significativas na dimensão das impressões (Abdelaziz, Hassan, & Hodges, 2004). Outras técnicas utilizam radiação ultravioleta e micro-ondas. No entanto, nenhum destes métodos de esterilização é universalmente aceite (Vasconcellos, Andreiuolo, Sabrosa, & Rego, 2012; Sinobad, et al., 2014).

### **Armazenamento dos materiais de impressão**

É importante avaliar a estabilidade dimensional dos materiais de impressão a longo prazo pois estes podem ser utilizados para reproduzir modelos da cavidade oral durante o tratamento protético, sendo necessário o seu armazenamento (Pant, Juszczuk, Clark, & Radford, 2008; Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014).

A literatura recomenda que as impressões sejam vazadas imediatamente ou após alguns minutos da sua remoção da cavidade oral, sem contactarem diretamente

com algum tecido húmido (Nassar, Aziz, & Flores-Mir, 2011). Chen e Liang indicam que os melhores resultados são obtidos com vazamento imediato das impressões independentemente da marca do material ou das condições de armazenamento (Chen, Liang, & Chen, 2004). No entanto, não é frequente, na prática clínica a impressão ser vazada imediatamente após a sua obtenção no consultório. Quando as impressões não podem ser vazadas imediatamente, estas são usualmente enroladas em papel húmido, após a sua lavagem com água e desinfecção por aerossóis ou por imersão numa solução desinfetante (Nassar, Aziz, & Flores-Mir, 2011). O médico dentista pode também optar por enviar a impressão para o laboratório de prótese dentária onde será obtido o modelo (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). As condições de transporte nem sempre são as ideais variando conforme a localização geográfica e a época do ano.

Apesar dos elastómeros, nomeadamente os poliéteres e os silicones de adição, serem normalmente associados a uma estabilidade dimensional por um período de tempo quase ilimitado sob várias condições de armazenamento, existem alguns fatores, como a esterilização, desinfecção e variação da temperatura de armazenamento que a poderão afetar (Kumar, Reddy, Karthigeyan, Punithavathy, Karthik, & Mandikandan, 2012). Os fabricantes desenvolveram, assim, materiais de impressão cujo o vazamento a gesso pode ser adiado (Franco, Cunha, & Benetti, 2007; Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013).

Estão a ser feitos vários avanços a nível dos materiais de impressão e cada vez mais estes são sujeitos a modificações, sendo que estas modificações podem afetar grandemente as suas propriedades e comportamento dos materiais ao longo do tempo. Torna-se, assim, importante o estudo da estabilidade dimensional destes materiais depois de um período de armazenamento prolongado (Franco, Cunha, & Benetti, 2007).

### **Laser interferométrico**

O interferómetro é constituído por um cubo refletor móvel, um cubo refletor fixo, um divisor de feixe e uma unidade laser. A unidade laser é constituída por um laser de He-Ne (hélio-néon) sobre o qual é aplicado um campo magnético axial que o divide em dois feixes com direções opostas e frequências distintas que variam de acordo com o deslocamento do cubo refletor móvel ao longo do eixo de medição. Estes feixes são detetados pelos respetivos fotodetectores (Saraiva & Gentil).

Para a medição de distâncias lineares é necessário que o divisor de feixe seja colocado entre a unidade de laser e os cubos refletores, sendo que o cubo refletor móvel se desloca ao longo do eixo de medição. É a distância percorrida pelo refletor móvel em relação ao divisor de feixe que corresponde ao valor medido pelo sistema apresentado no mostrador digital do sistema interferométrico (Saraiva & Gentil).

### **Relevância clínica do estudo**

A estabilidade dimensional dos materiais de impressão sujeitos a desinfecção, esterilização e a longos períodos de armazenamento é fundamental para o sucesso da restauração protética final (Kotsiomiti, Tzialla, & Hatjivasiliou, 2008; Pant, Juszczak, Clark, & Radford, 2008). Torna-se, então, importante estudar o comportamento dimensional dos materiais de impressão mais utilizados na prática clínica após procedimentos de desinfecção e esterilização, fundamentais no controlo da infeção cruzada, após longos períodos de armazenamento, pois os moldes realizados podem ser utilizados em qualquer fase do tratamento protético. Neste estudo foi então avaliada a estabilidade dimensional do silicone de adição e do poliéter após 6 meses de armazenamento das amostras recorrendo a interferometria a laser.

## **OBJETIVOS**

Avaliar as alterações dimensionais do silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de armazenamento de 6 meses das amostras do silicone.

Avaliar as alterações dimensionais do poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de armazenamento de 6 meses das amostras do silicone.

## **HIPÓTESES**

### Hipóteses

- a) Há alteração dimensional do silicone Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de armazenamento de 6 meses das amostras do silicone.
- b) Há alteração dimensional do poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de armazenamento de 6 meses das amostras do silicone.

### Hipóteses Nulas

- a) Não há alteração da estabilidade dimensional do silicone Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de 6 meses de armazenamento das amostras de silicone.
- b) Há alteração dimensional do poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) após desinfecção e após esterilização depois de um período de armazenamento de 6 meses das amostras do silicone.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Materials

Para a obtenção das amostras utilizadas neste estudo utilizaram-se dois materiais de impressão: um silicone de adição, Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™, Lot549538) (figura 1); um poliéter, Impregum Penta (3M ESPE™, Lot549538) (figura 2). Ambos os materiais foram manipulados recorrendo a misturadora automática Pentamix 2 (3M ESPE™) (figura 3).



Figura 1 - Imprint 4 Penta Putty Impression Material (3M ESPE™)



Figura 2 - Impregum Penta (3M ESPE™)



Figura 3 - Misturadora Automática Pentamix 2 (3M ESPE™)

Para a preparação das amostras utilizou-se um conjunto de peças metálicas confeccionadas de acordo com a norma ISO 4823:2000. Este conjunto de peças é constituído por uma matriz cilíndrica metálica/*block test* (figura 4) e um anel metálico/*ring mould* (figura 5).



Figura 4 - Matriz cilíndrica metálica/*block test*



Figura 5 - Anel metálico/*ring mould*

Antes de iniciar o protocolo para a obtenção das amostras, as peças metálicas foram sujeitas a um procedimento de limpeza ultrassónico em água desionizada durante 2 ciclos, tendo cada ciclo 5 minutos. Para tal, foi utilizado um aparelho de ultrassons da marca Pro.Sonic Assistant (nº de ref.: BE 055460) (Figura 6). Posteriormente, o conjunto de matrizes e anéis metálicos foi colocado numa estufa durante 15 minutos a 37°C. Foi utilizada, para este fim, uma estufa da marca memmert (nº de ref.: E406.0510) (Figura 7).



Figura 6 - Aparelho de ultrassons utilizado para limpeza das peças metálicas da marca Pro.Sonic Assistant (nº de ref.: BE 055460).



Figura 7 - Estufa utilizada para o aquecimento das peças metálicas da marca memmert (nº de ref.: E406.0510).

Para o banho-maria foi utilizado um recipiente de plástico, sendo que a temperatura da água a 35° C foi mantida por um aquecedor de aquários da marca Tronic e controlada por um termómetro.

De acordo com a norma ISO 4823:2000 os materiais de impressão em estudo têm uma consistência tipo 0, devendo ser verificada, após a confecção das amostras, a continuidade da linha 75 micra para determinar a inclusão destas ou não no estudo. Para tal, foi utilizada uma lupa Leica sof.LAS V 3.8 (nº de ref.: 0421) com uma ampliação de 4x (figura 8).

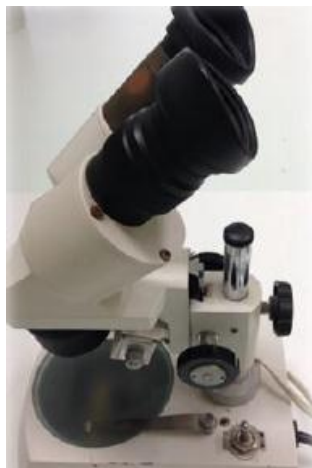


Figura 8 - Lupa Leica sof.LAS V 3.8.

As amostras foram sujeitas a tipos de tratamento diferentes: um grupo de controlo que foi apenas medido por interferometria a laser, não sofrendo qualquer tipo de desinfeção e esterilização, um grupo hipoclorito em que as amostras foram submetidas a desinfeção química e um grupo autoclave em que as amostras foram submetidas a esterilização.

A desinfeção química foi realizada com a recurso a uma solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) a 5,25% tamponado (figura 9). Prepararam-se 2 litros a partir da diluição de 1,29 litros de hipoclorito de sódio na concentração de 100% com 150 gramas de ácido bórico para a obtenção de um pH neutro e água destilada. Depois de obtida a solução desinfetante, as amostras foram colocadas num recipiente de plástico durante 10 minutos, deixando ocorrer a desinfeção química por imersão.

Para a esterilização das amostras em estudo utilizou-se uma autoclave horizontal, disponível na Clínica dentária universitária Egas Moniz, da marca Centroclave da distribuidora Ajcosta&irmãos Lda (nº de referencia: 53) (figura 10). As amostras foram sujeitas a esterilização na autoclave durante um ciclo de 40 minutos a 134°C.



Figura 9 - Solução de hipoclorito de sódio a 5,25% tamponado utilizado na desinfeção das amostras.



Figura 10 - Autoclave horizontal utilizada para a esterilização das amostras da marca Centroclave (nº de referencia: 53).

Para o cálculo da estabilidade dimensional das amostras foram realizadas medições através de interferometria a laser, recorrendo ao método de Michelson. Para tal foi utilizado o interferómetro (figura 11) que se encontra no IPQ no departamento de metrologia no laboratório de comprimento desde 2006.

O interferómetro é constituído por diferentes partes sendo elas: o banco de aferição de 3 metros da marca SIP- Société Genevoise D'Instruments de Physiques (n  de ref.:0105); o laser da marca HP  (n  de ref.:2532A02730), uma unidade de controlo de laser da marca HP  (n  de ref.:2948 02352), uma fonte de ilumina o SCHOTT KL 1500 (n  de ref.: 208665), um estereomicroscópio com retículo e câmara fotográfica ZEISS STEMI 2000-C (n  de ref.: 0035722).

Para as medi es com cinco casas decimais   necessário ativar os sistemas de controlo de temperatura e pressão. Sistema de aquisi o de temperaturas com 10

sensores e resolução de 0,001 °C (nº de ref: 1287004441) e um barómetro da marca DRUCK DPI 141 (nº de ref.: 235/95-2) para controlar a pressão.

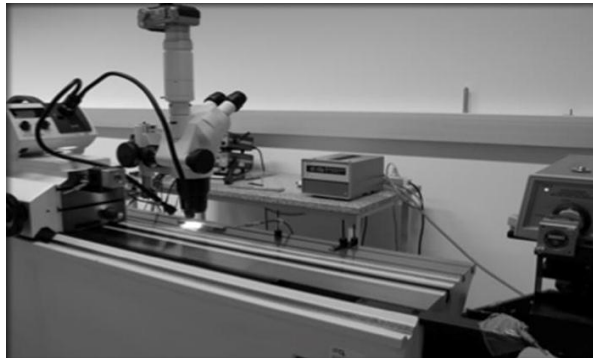


Figura 11 - Interferómetro de Michelson.

## Métodos

Foram obtidas, segundo a norma ISO 4823:2000, 90 amostras do poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) e 90 amostras do silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™). Estas foram obtidas através da utilização de uma matriz cilíndrica metálica específica/*block test* e um anel metálico/*ring mould* confeccionados de acordo com a especificação nº 19 da ADA e a norma ISO 4823:2000 específicas para o estudo da estabilidade dimensional dos materiais de impressão. Neste estudo foram utilizadas 10 matrizes metálicas, sendo que após a sua medição através do laser interferométrico foi atribuído um número de 0-10 a cada matriz. Estas foram identificadas com o respetivo número na sua face lateral do lado correspondente à linha dos 50 micra.

Na face superior da matriz metálica/*block test*, onde se encontram as linhas para a realização das medições, é possível encaixar um anel metálico/*ring mould*. Este anel tem uma altura de 6 mm e um diâmetro interno de aproximadamente 30 mm.

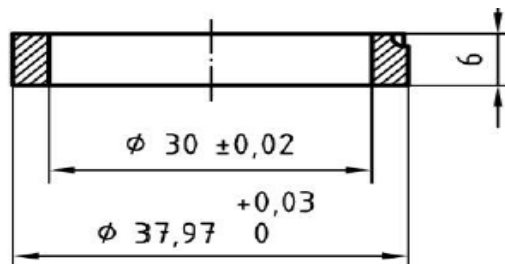


Figura 12 - Figura representativa do anel metálico/*ring mould*.



Figura 13 - Conjunto matriz metálica e anel.

A matriz utilizada para a confecção das amostras em estudo é constituída por 3 linhas horizontais com profundidades diferentes (linhas 1,2,3) paralelas e que distam entre si 2,5 mm (figura 16). As suas profundidades são respetivamente 20 micra, 50 micra e 75 micra. Esta diferença na profundidade das 3 linhas horizontais permite estudar a capacidade de reprodução de detalhe dos elastómeros.

Nas extremidades das linhas horizontais existem duas linhas perpendiculares a estas (linha 4,5) e paralelas entre si. É esta distância linear entre a linha 4 e 5 que permite medir a dimensão das amostras e, por sua vez, a determinação da estabilidade dimensional dos materiais de impressão em estudo.

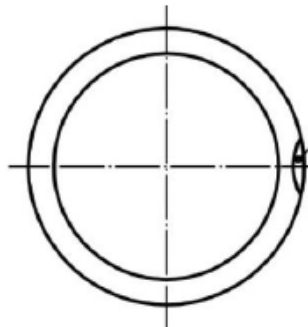


Figura 14 - Anel metálico/*ring mould* confeccionado de acordo com a norma ISO 4823:2000.

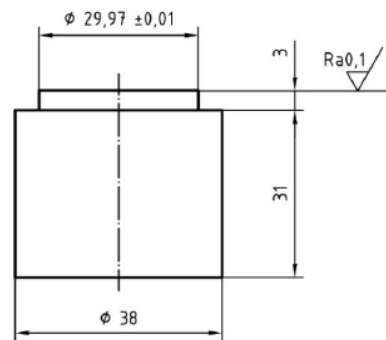


Figura 15 - Vista lateral da matriz metálica/block test confeccionada de acordo com a norma ISO 2348:2000.

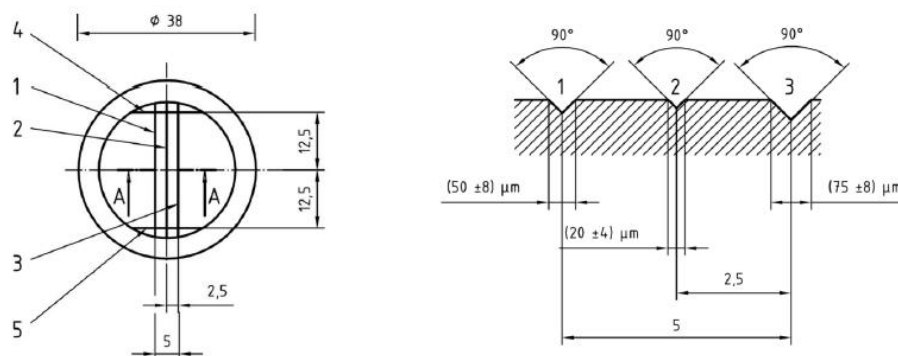


Figura 16 - Vista superior e lateral da matriz metálica cilíndrica/block test confeccionada de acordo com a norma ISO 4823:2000.

O protocolo de obtenção das amostras consistiu em lavar o anel metálico e a matriz metálica no ultrassom com água desionizada durante dois ciclos. Posteriormente, estes foram removidos do ultrassom e colocados numa estufa a 37° durante 15 minutos. Após a sua remoção da estufa, o anel metálico foi colocado sobre a matriz metálica de modo a formar o conjunto matriz-anel.

Para a confecção das amostras e correto manuseamento dos materiais em estudo foram consideradas as suas características, bem como as instruções e indicações do fabricante. O material foi manipulado à temperatura ambiente do laboratório de 23° C.

Iniciou-se, então, a manipulação de ambos os elastómeros. Ambos os materiais de impressão em estudo foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante recorrendo à misturadora automática pentamix 2 (3M ESPE™). Os primeiros

centímetros da mistura obtidos foram dispensados de modo a assegurar a mistura completa dos materiais

A mistura homogénea e uniforme obtida foi posteriormente colocada sobre o conjunto anel-matriz. A introdução do material foi realizada num dos lados do conjunto anel-matriz de forma a que a pressão exercida, pela colocação da placa metálica rígida e plana coberta com folha de etileno sobre o conjunto anel-matriz, provocasse o deslocamento do material sobre toda a matriz, assegurando o preenchimento das linhas horizontais de 20, 50 e 75 micra, bem como o selamento firme do material na matriz metálica.

Após 60 segundos, foi colocado um peso comum de 2 Kg sobre o conjunto anel-matriz-placa metálica de modo a que o material fosse sujeito a uma força constante durante a tomada de preza e de forma a mimetizar a força do operador sobre a moldeira enquanto este aguarda a preza do material, permitindo também o seu extravasamento. Todo o conjunto foi colocado em banho - maria a 35° C de forma a mimetizar a temperatura da cavidade oral.

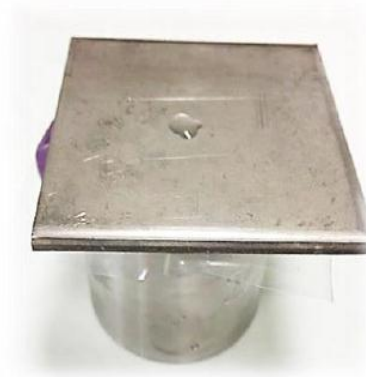


Figura 17 - Placa de metal coberta com folha de etileno sobre o conjunto anel-matriz.



Figura 18 - Conjunto anel-matriz-placa metálica com peso de 2 kg por cima em banho-maria.

Para além do tempo de cura indicado pelo fabricante, foram adicionados ao silicone de adição e ao poliéter 3 minutos, como indicado pela especificação nº 19 da ADA, de modo a garantir a polimerização completa dos materiais em estudo. O peso comum de 2 Kg foi removido, assim como todo o conjunto anel-matriz-placa metálica do banho-maria. A placa revestida com a folha de etileno e o anel foram removidos da matriz, bem como todos os excessos de material correspondentes ao material que extravasou.

As amostras foram cuidadosamente separadas da respetiva matriz e devidamente identificadas na sua face inferior. O primeiro algarismo de identificação das amostras corresponde ao grupo a que pertencem e o segundo ao algarismo à matriz na qual foram confeccionadas. Na face superior da amostra foi marcado um traço numa zona de não leitura na região próxima da linha de 50 micra.

Depois de identificadas, as amostras foram lavadas com um borrifo de água desionizada e secas com jato de ar.

Após a obtenção das amostras, estas foram observadas à lupa com o objetivo de averiguar a continuidade da linha 75 micra. Como referido, os materiais estudados são, de acordo com a norma ISO 4823:2000, de consistência do tipo 0 e, deste modo, é necessário avaliar a continuidade da linha 75 micra. Se se verificar continuidade da linha 75 micra a amostra é considerada positiva e pode então ser medida no interferómetro de Michelson. Se não se verificar a continuidade da linha 75 micra a amostra é considerada negativa e não pode ser medida no interferómetro de Michelson, sendo necessário fazer uma nova amostra a partir da mesma matriz. As amostras só podem ser repetidas uma única vez. Caso a segunda amostra também não apresente continuidade da linha 75 micra após visualização na lupa deverá ser escolhida a melhor das duas.

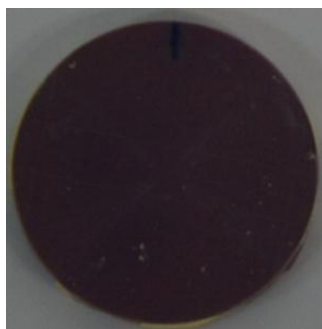


Figura 19 - Amostra de Impregum Penta (3M ESPE™).

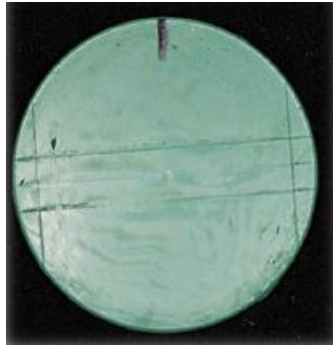


Figura 20 - Amostra de Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™).

A partir das 90 amostras de cada material foram constituídos 6 grupos com 30 amostras cada. As amostras de poliéter constituem o Grupo A e do silicone de adição o Grupo B. O grupo A e B são por sua vez subdivididos em 3 grupos com a denominação de A1, A2 e A3 e o B1, B2 e B3 respetivamente. A constituição dos grupos de amostras avaliadas no estudo encontra-se especificada na tabela 1.

As amostras do grupo A1 e B1 constituem os grupos de controlo. Nestes grupos as amostras incluídas não foram sujeitas a nenhum tipo de protocolo de esterilização e desinfeção, apenas corretamente armazenadas depois de devidamente identificadas e medidas após os 6 meses de armazenamento das amostras. Os grupos A2 e B2 constituem os grupos hipoclorito de sódio a 5,25%, pois as amostras após a sua confeção e antes do seu armazenamento foram sujeitas a um método de desinfeção química por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25% durante 10 minutos e, posteriormente foram realizadas as devidas medições. Por fim, os grupos A3 e B3 constituem os grupos autoclave onde as amostras foram sujeitas a um protocolo de esterilização por autoclave num ciclo de 40 minutos a 134 °C e, depois do correto armazenamento, foram realizadas as respetivas medições das amostras.

As amostras foram, então, medidas no tempo 0, ou seja, foram efetuadas medições após a desinfeção, esterilização no grupo hipoclorito e autoclave respetivamente ou logo após a obtenção das amostras no grupo controlo. A medição das amostras foi realizada através da interferometria a laser recorrendo ao interferómetro de Michelson. Esta medição foi realizada apenas por um único indivíduo recorrendo, como referido, ao método de interferometria a laser com uma precisão da ordem dos 0,00001 mm.

	Impregum Penta (3M ESPE™)	Imprint Penta Putty (3M ESPE™)
Grupo de Controlo	A1 (30 amostras)	B1 (30 amostras)
Grupo Hipoclorito	A2 (30 amostras)	B2 (30 amostras)
Grupo Autoclave	A3 (30 amostras)	B3 (30 amostras)
Total	90 amostras	90 amostras

Tabela 1 - Constituição dos grupos do presente estudo.

Todas as medições foram realizadas com o interferómetro corretamente calibrado e com as amostras convenientemente posicionadas. As amostras foram colocadas na mesa de medição de forma que a linha 50 micra (linha 1) adquirisse uma posição mais superior. Depois de corretamente posicionada a amostra, foi medida a distância entre as linhas verticais 4 e 5 nas três linhas horizontais de profundidades distintas (linha 1, 2 e 3). Para a realização da medição, o eixo do X da mira do estereomicroscópio deve ficar encostado a face interna da linha vertical 4 e o Y deve ser colocado cerca de 0,03 mm abaixo da linha horizontal (linha 1,2, ou 3). Cada linha horizontal foi medida 3 vezes para validar a reprodutibilidade do método, tal como é especificado pela norma ISO 4823:2000.

Estas medições foram obtidas a uma temperatura de referência de 20°C, pressão 1013,25 mbar e humidade igual a 50%. Estes valores constituem os valores padrão estabelecidos pelo fabricante do interferómetro de Michelson.

Para o cálculo da estabilidade dimensional foi utilizada a fórmula apresentada pela norma ISO 4823:2000 (figura21). Nesta fórmula A corresponde à distância entre as linhas verticais em cada uma das linhas horizontais na matriz em micra e B à distância entre as linhas verticais das amostras obtidas em micra.

$$\text{Alteração dimensional (\%)} = \frac{(B - A)}{A} \times 100$$

Figura 21 - Fórmula da alteração dimensional especificada pela ISO 4823:2000.

Depois da medição de todas as amostras, estas foram devidamente armazenadas no departamento de metrologia do IPQ a uma temperatura ambiente de 20°C durante 6 meses. Após os 6 meses, as amostras foram novamente medidas recorrendo a interferometria a laser através da técnica de Michelson. Foi, tal como com os resultados obtidos na primeira medição, aplicada a fórmula da norma ISO 4823:2000.

## RESULTADOS

Com o objetivo de determinar a alteração dimensional das amostras de silicone de adição e poliéter foi realizada uma análise estatística, recorrendo ao programa IBM SPSS Statistics – versão 20.0, dos valores das percentagens da alteração dimensional calculados de acordo com a norma ISO 4823:2000. O objetivo desta análise estatística é verificar se existem alterações dimensionais estatisticamente significativas após o armazenamento durante um período de 6 meses das amostras de poliéter e silicone de adição, bem como permitir uma comparação da alteração dimensional média das amostras em T0 e T6meses entre os dois materiais em estudo.

### Poliéter Impregum Penta (3M ESPE™)

O objetivo da análise estatística dos valores obtidos na medição das amostras em estudo é verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos no tempo 0 (T0) e aos 6 meses (T6meses), de modo a verificar se existiram ou não alterações dimensionais significativas das amostras durante o período de armazenamento.

Os resultados da interferometria a laser das amostras de silicone de adição foram introduzidos no programa de estatística e foi verificada se estes apresentavam uma distribuição normal recorrendo ao teste *Kolmogorov-Smirnov*.

Teste Kolmogorov – Smirnov		Sig.
T0	Controlo	0.200
	Hipoclorito	0.200
	Autoclave	0.200
T6meses	Controlo	0.200
	Hipoclorito	0.200
	Autoclave	0.200

Tabela 2 - Teste de normalidade de *Kolmogorov-Smirnov* para os resultados obtidos das amostras de poliéter.

Na tabela 2 encontram-se os resultados relativos à normalidade dos resultados obtidos. Pode-se verificar através da análise do teste de normalidade que os resultados tanto em T0 como em T6 meses apresentam uma distribuição normal ( $p > 0.05$ ).

		N	Média	Desvio Padrão
Controlo	T0	27	0.1273	0.18950
	T6meses	27	0.8997	0.26366
Hipoclorito	T0	26	0.2183	0.18705
	T6meses	26	0.6350	0.23185
Autoclave	T0	27	0.3054	0.30063
	T6meses	27	0.8260	0.31808

Tabela 3 - Estatística descritiva dos grupos das amostras de poliéter com valores de média e desvio padrão.

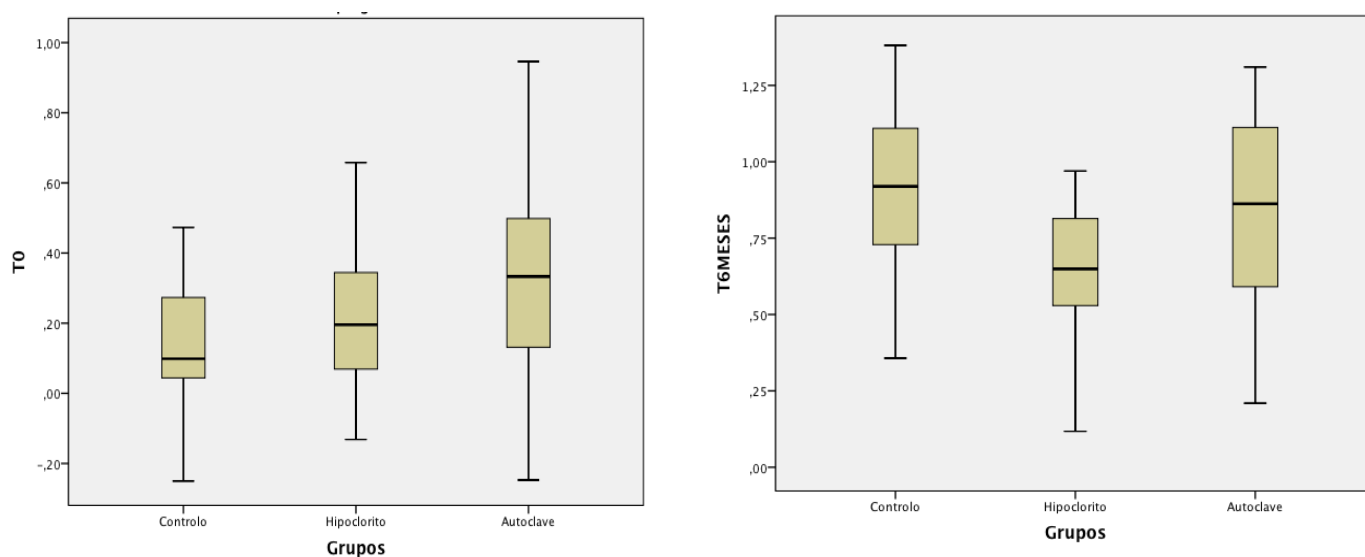


Figura 22 - Representação gráfica dos valores médios e desvios padrão para todos os grupos das amostras de poliéter em T0 e T6 meses.

Através da análise das alterações dimensionais da tabela 3 é possível verificar que em T0 o grupo controlo sofreu uma alteração média de  $0.1273 \pm 0.19\%$ , o grupo hipoclorito uma alteração média de  $0.2183 \pm 0.19\%$  e o grupo autoclave uma alteração

média de  $0.3054 \pm 0.30\%$ . Em T6meses, ou seja, após o armazenamento das amostras, o grupo controlo sofreu uma alteração média de  $0.8997 \pm 0.26\%$ , o grupo hipoclorito uma alteração média de  $0.6358 \pm 0.23$  e o grupo autoclave uma alteração média de  $0.8260 \pm 0.32\%$ . Verifica-se então que o grupo com maior alteração dimensional média em T0 é grupo autoclave, seguindo-se o grupo hipoclorito e o grupo controlo. Em T6meses o grupo hipoclorito é o que apresenta menor alteração dimensional média e o grupo controlo o que apresenta maior % de alteração.

Foi determinada a igualdade de variâncias através do teste de Levene. Em T6meses verifica-se igualdade de variâncias ( $p = 0.147$ ) podendo-se realizar o teste one-way ANOVA. Em T0 não se verificam igualdade de variâncias ( $p = 0.023$ ), não sendo possível a realização deste teste. Deste modo, para T0 optou-se pela realização de uma modificação do teste ANOVA, o teste de Welch-ANOVA.

Teste Levene	Sig.
T0	0.023
T6meses	0.147

Tabela 4 - Resultados do teste de Levene para verificar a existência da igualdade de variâncias.

Foi realizado um teste ANOVA para T6meses com o objetivo de verificar se existem diferenças entre os grupos testados. Verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos na dimensão das amostras em T6meses, pois  $p = 0.002 < 0,05$ . Para verificar onde estavam essas diferenças optou-se pela realização de um teste Post Hoc de Bonferroni para a comparação da dimensão das amostras dos diversos grupos após os 6 meses de armazenamento. Observou-se então no teste Post Hoc realizado que entre o grupo hipoclorito e o grupo controlo (0.26, 95% CI (0.08 a 0.45)) existem diferenças estaticamente significativas entre a média da dimensão das amostras ( $p = 0,002$ ). O mesmo acontece ( $p = 0.041$ ) em entre o grupo hipoclorito e autoclave (-0.19, 95% CI (-0.37 a -0.001)). Entre o grupo controlo e autoclave (0.07, 95% CI (-0.11 a 0.26)) não se verificam diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.978$ ).

Variáveis Dependentes			Sig.	Mínimo	Máximo
T6meses	Controlo	Hipoclorito	0.002	0.0797	0.4483
		Autoclave	0.978	-0.1088	0.2562
	Hipoclorito	Controlo	0.002	-0.4453	-0.0797
		Autoclave	0.041	-0.3746	-0.0060
	Autoclave	Controlo	0.978	-0.2652	0.1088
		Hipoclorito	0.041	0.0060	0.3746

Tabela 5 - Resultados do teste Post Hoc de Bonferroni em T6meses do poliéter com um intervalo de confiança de 95%.

Para T0 foi realizado o teste de Welch ANOVA. Verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em T0 pois  $F(2, 49.924) = 3.693$ ,  $p = 0.032$ . Foi realizado o teste Post Hoc de Games- Howell para saber entre que grupos se encontram essas diferenças. Verificou-se que apenas existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.033$ ) entre o grupo controlo e autoclave (-0.18, 95% CI (-0.035 a -0.02)). Entre o grupo controlo e hipoclorito (0.09, 95% CI (-0.22 a 0.03)) não existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.194$ ); entre o grupo hipoclorito e autoclave (-0.09, 95% CI (-0.25 a 0.08)) também não se verificam estas diferenças ( $p = 0.419$ ).

Variáveis Dependentes			Sig.	Mínimo	Máximo
T6meses	Controlo	Hipoclorito	0.194	-0.2158	0.0339
		Autoclave	0.033	-0.3439	-0.0212
	Hipoclorito	Controlo	0.194	-0.0339	0.2158
		Autoclave	0.419	-0.2533	0.0791
	Autoclave	Controlo	0.033	0.0121	0.3439
		Hipoclorito	0.419	-0.0791	0.2533

Tabela 6 - Resultados do teste Post Hoc de Games-Howell em T0 do poliéter com um intervalo de confiança de 95%.

Foi realizada uma análise estatística através de uma *T-distribution* ou *Student's distribution* para amostras emparelhadas com um intervalo de confiança de 95% de modo a verificar a presença de diferenças estatisticamente significativas entre as alterações dimensionais em T0 e T6meses. O teste confirma a presença de uma expansão estatisticamente significativa entre os dois tempos de medição em todos os grupos: no grupo controlo verificou-se uma expansão média de 0.77 (95% CI (0.70 para 0.84),  $t(26) = 23.049$ ,  $p = 0.000$ ); no grupo hipoclorito uma expansão média de 0.42 (95% CI (0.34 para 0.50),  $t(25) = 10.933$ ,  $p = 0.000$ ); no grupo autoclave uma expansão de 0.53 (95% CI (0.41 para 0.63),  $t(26) = 9.624$ ,  $p = 0.000$ ). Pode-se verificar recorrendo aos resultados do teste que para todos os grupos ocorreram alterações dimensionais estatisticamente significativas das amostras durante o período de armazenamento das mesmas.

		Média	Desvio padrão	Sig.	Mínimo	Máximo
Controlo	T0-T6	0.77242	0.17413	0,000	0.70354	0.84131
Hipoclorito	T0-T6	0.41747	0.19471	0,000	0.33882	0.49611
Autoclave	T0-T6	0.53069	0.28114	0,000	0.40947	0.63191

Tabela 7 - Resultados do teste *t-student* de amostras emparelhadas para o poliéter.

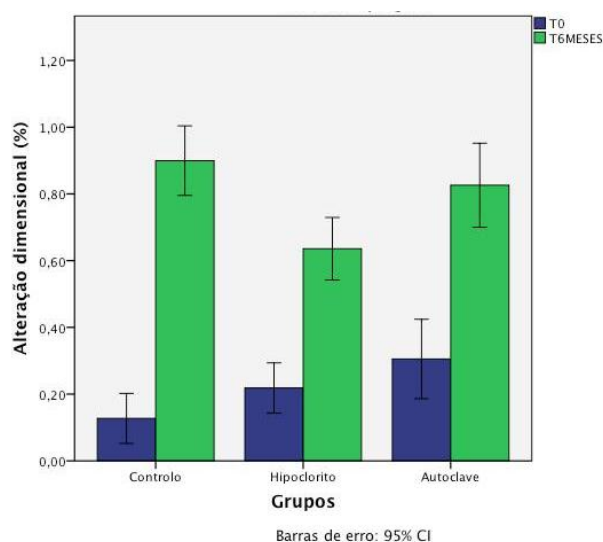


Figura 23 - Representação gráfica da alteração dimensional das amostras verificada em T0 e T6meses para o poliéter.

A figura 23 permite comparar as alterações dimensionais verificadas entre os dois tempos de medição. Através da sua análise percebe-se facilmente que as amostras de poliéter apresentam uma maior alteração dimensional em T6meses, ou seja, as amostras de material de impressão durante os 6 meses de armazenamento sofreram uma expansão estatisticamente significativa como já foi verificado anteriormente. Percebe-se também que entre os grupos sujeitos a esterilização e desinfeção, o grupo que sofreu menor alteração das dimensões das amostras de poliéter foi o hipoclorito. O grupo autoclave e controlo foram os grupos onde se verificou maior alteração dimensional das amostras estudadas. De salientar, que em nenhum dos grupos em estudo as alterações verificadas atingiram 1,5%, valor de alteração dimensional linear máxima definida pela norma ISO 4823:2000.

#### **Silicone de Adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™)**

O objetivo da análise estatística dos valores obtidos na medição das amostras em estudo é verificar se existem diferenças estatisticamente significativas entre os resultados obtidos no tempo 0 (T0) e aos 6 meses (T6meses), de modo a verificar se existiram ou não alterações dimensionais significativas das amostras durante o período de armazenamento.

Os resultados da interferometria a laser das amostras de silicone de adição foram introduzidos no programa de estatística e foi verificada se estes apresentavam uma distribuição normal recorrendo ao teste *Kolmogorov-Smirnov*.

<i>Teste Kolmogorov – Smirnov</i>		Sig.
T0	Controlo	0.200
	Hipoclorito	0.200
	Autoclave	0.200
T6meses	Controlo	0.200
	Hipoclorito	0.200
	Autoclave	0.200

Tabela 8 - Teste de normalidade de *Kolmogorov-Smirnov* para os resultados obtidos das amostras de silicone de adição.

Na tabela 8 encontram-se os resultados relativos à normalidade dos resultados obtidos. Pode-se verificar através da análise do teste de normalidade que os resultados tanto em T0 como em T6meses apresentam uma distribuição normal ( $p > 0.05$ ).

		N	Média	Desvio Padrão
Controlo	T0	26	0.1222	0.18101
	T6meses	26	0.5274	0.19486
Hipoclorito	T0	29	0.1584	0.22194
	T6meses	29	0.5218	0.24134
Autoclave	T0	24	0.3013	0.12063
	T6meses	24	0.8722	0.12609

Tabela 9 - Estatística descritiva dos grupos do silicone de adição com valores de média e desvio padrão.

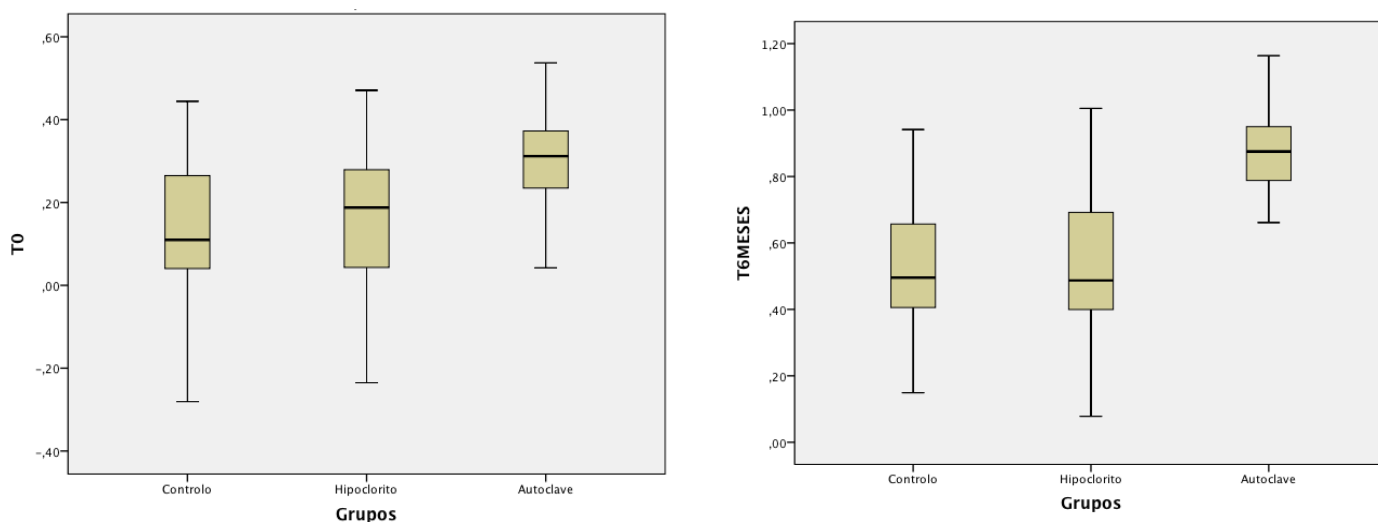


Figura 24 - Representação gráfica dos valores médios e desvios padrão para todos os grupos do silicone de adição (controlo, hipoclorito e autoclave) em T0 e T6 meses.

Através da análise das alterações dimensionais da tabela 9 é possível verificar que em T0 o grupo controlo sofreu uma alteração média de  $0.1222 \pm 0.19\%$ , o grupo hipoclorito uma alteração média de  $0.1584 \pm 0.22\%$  e o grupo autoclave uma alteração média de  $0.3013 \pm 0.12\%$ . Em T6meses, ou seja, após o armazenamento das amostras, o grupo controlo sofreu uma alteração média de  $0.5274 \pm 0.19\%$ , o grupo hipoclorito uma alteração média de  $0.5218 \pm 0.24\%$  e o grupo autoclave uma alteração média de  $0.8722$

$\pm 0.13\%$ . Observa-se então que em todos os grupos estudados existe uma alteração dimensional média maior após os 6 meses de armazenamento que em T0. Em T0 o grupo que apresenta maior alteração dimensional média é o grupo autoclave, sendo que em T6 meses permanece como sendo o grupo que sofreu maior alteração dimensional média com uma pequena dispersão e amplitude amostrais, seguindo-se o grupo hipoclorito e o grupo controlo. O grupo que apresenta menor diferença entre a alteração dimensional média em T0 e T6 meses é o grupo controlo, e o que apresenta maior diferença, ou seja, o que sofreu maiores alterações na sua dimensão média entre T0 e T6 meses é o grupo autoclave.

Foi determinada a igualdade de variâncias através do teste de Levene. Para este material em ambos os tempos de medição não se verificou igualdade de variância em T0 ( $p = 0.007$ ) e T6 meses ( $p = 0.018$ ). Deste modo, e com o objetivo de determinar em que grupos existem estas diferenças, foi realizado um teste Welch-ANOVA.

Teste Levene	Sig.
T0	0.007
T6meses	0.018

Tabela 10 - Resultados do teste de Levene para verificar a existência da igualdade de variâncias.

Foi realizado um teste Welch – ANOVA para T0 e T6 meses. O teste indica que em T0 verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos pois  $F(2, 51.071) = 11.425$ ,  $p = 0.000$ . Em T6 também existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos pois  $F(2, 49.060) = 39.422$ ,  $p = 0$ . Com o objetivo de verificar em que grupos existem estas diferenças foi realizado um teste Post Hoc de Games-Howell para ambos os tempos de medição. Em T0 o teste de Games-Howell demonstrou que entre o grupo hipoclorito e o grupo autoclave ( $-0.14$ , 95% CI ( $-0.25$  a  $-0.02$ )) existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.015$ ) e entre o grupo controlo e autoclave ( $-0.19$ , 95% CI ( $-0.29$  a  $-0.09$ )) também existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.015$ ). Entre o grupo controlo e hipoclorito relativamente à média da expansão que se verificou em ambos os materiais ( $-0.05$ , 95% CI ( $-0.18$  a  $0.08$ )) não existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.618$ ). Em T6 meses o teste de Games Howell demonstrou que entre o grupo controlo e autoclave ( $-0.34$ , 95% CI ( $-$

0.46 a -0.23)) e o grupo hipoclorito e autoclave (-0.35, 95% CI (-0.48 a -0.23)) existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.000$ ). Entre o grupo controlo e hipoclorito (0.01, 95% CI (-0.18 a -0.08)) não existem diferenças estatisticamente significativas ( $p = 0.618$ ).

Variáveis Dependentes			Sig.	Mínimo	Máximo
T0	Controlo	Hipoclorito	0.618	-0.1807	0.0793
		Autoclave	0.000	-0.2920	-0.0876
	Hipoclorito	Controlo	0.618	-0.0793	0.1807
		Autoclave	0.015	-0.2547	-0.0236
	Autoclave	Controlo	0.000	0.0876	0.5920
		Hipoclorito	0.015	0.0236	0.2547
T6meses	Controlo	Hipoclorito	0.995	-0.1364	-0.1477
		Autoclave	0.000	-0.4566	-0.2329
	Hipoclorito	Controlo	0.995	-0.1477	0.1364
		Autoclave	0.000	-0.4758	-0.2250
	Autoclave	Controlo	0.000	0.2329	0.4566
		Hipoclorito	0.000	0.2250	0.4758

Tabela 11 - Resultados do teste Post Hoc de Games-Howell em T0 e T6meses.

		Média	Desvio Padrão	Sig.	Mínimo	Máximo
Controlo	T0-T6	0.40525	0.11806	0,000	0.35757	0.45294
Hipoclorito	T0-T6	0.36340	0.09397	0,000	0.32765	0.39914
Autoclave	T0-T6	0.57093	0.10787	0,000	0.52538	0.61647

Tabela 12 - Resultados do teste *t-student* de amostras emparelhadas do silicone de adição.

Para verificar a presença de diferenças estaticamente significativas entre a média da dimensão das amostras entre T0 e T6meses foi realizado um teste paramétrico *t-student* de amostras emparelhadas. O teste confirma a presença de uma expansão estatisticamente significativa entre os dois tempos de medição em todos os grupos: no grupo controlo verificou-se uma expansão média de 0.41 (95% CI (0.36 para 0.45),  $t(25) = 17.503$ ,  $p = 0.000$ ); no grupo hipoclorito uma expansão média de 0.36 (95% CI (0.33 para 0.40),  $t(28) = 20.825$ ,  $p = 0.000$ ); no grupo autoclave uma expansão de 0.57 (95% CI (0.53 para 0.62),  $t(23) = 25.929$ ,  $p = 0.000$ ). Pode-se verificar recorrendo aos resultados do teste que para todos os grupos ocorreram alterações dimensionais estatisticamente significativas das amostras durante o período de armazenamento das mesmas.

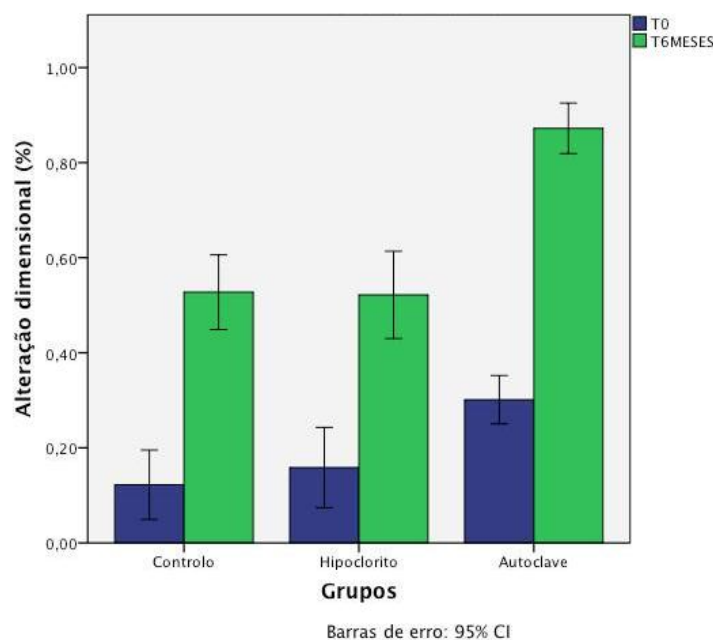


Figura 25 - Representação gráfica da alteração dimensional das amostras verificada em T0 e T6meses para o silicone de adição.

O gráfico acima permite facilmente comparar as alterações dimensionais verificadas entre os dois tempos de medição. Através da sua análise percebe-se facilmente que as amostras de silicone de adição apresentam uma maior alteração dimensional em T6meses, ou seja, as amostras de material de impressão durante os 6 meses de armazenamento sofreram uma expansão estatisticamente significativa como já foi verificado anteriormente. Percebe-se também que entre os grupos sujeitos a esterilização e desinfeção, o grupo que sofreu menor alteração das dimensões das

amostras de poliéter foi o hipoclorito. O grupo autoclave e controlo foram os grupos onde se verificou maior alteração dimensional das amostras estudadas. De salientar, que em nenhum dos grupos em estudo as alterações verificadas atingiram 1,5%, valor de alteração dimensional linear máxima definida pela norma ISO 4823:2000.

### **Comparação entre o silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) e o poliéter Impregum Penta (3M ESPE™)**

Foi realizado um teste *t-student* de amostras independentes com um intervalo de confiança de 95% para verificar se existem diferenças significativas entre o poliéter e o silicone de adição. Em T0 não existem diferenças estatisticamente significativas entre as alterações dimensionais médias dos dois materiais pois no grupo controlo 0.20 (95% CI (-0.08 para 0.12),  $t(53) = 0.389$ ,  $p = 0.699$ , no hipoclorito 0.06 (95% CI (-0.05 para 0.17),  $t(53) = 1.075$ ,  $p = 0.287$  e no autoclave 0.01 (95% CI (-0.11 para 0.13),  $t(34.548) = 0.125$ ,  $p = 0.902$ ). Deste modo, podemos perceber que o poliéter e o silicone de adição quando sujeitos a esterilização, desinfeção ou a nenhum destes procedimentos não apresentam diferenças na sua estabilidade dimensional no tempo 0. Em T6meses no grupo controlo as alterações dimensionais médias de ambos os materiais apresentam diferenças estatisticamente significativas, 0.37 (95% CI (0.24 para 0.50),  $t(51) = 5.828$ ,  $p = 0.000$ ). Ainda no mesmo tempo de medição, as alterações dimensionais médias do grupo hipoclorito 0.11 (95% CI (0.-0.01 para 0.0.13),  $t(53) = 1.781$ ,  $p = 0.081$  e autoclave 0.0.05 (95% CI (-0.18 para 0.09),  $t(34.777) = -0.695$ ,  $p = 0.492$  de ambos os materiais não são estatisticamente diferentes. Deste modo entende-se que o poliéter e o silicone de adição quando sujeitos a esterilização ou desinfeção não apresentam diferenças no seu comportamento dimensional depois de 6 meses de armazenamento das amostras de silicone. No entanto, quando nenhum procedimento de controlo da infeção cruzada é aplicado é aplicado, depois de 6 meses de armazenamento, o poliéter ( $0.90 \pm 0.26$ ) apresenta um comportamento expansivo superior quando comparado com o silicone de adição ( $0.52 \pm 0.19$ ).

		Média da diferença	Sig.	Mínimo	Máximo
Controlo	T0	0.1959	0.699	-0.08147	0.12065
	T6meses	0.37230	0.000	0.24405	0.50055
Hipoclorito	T0	0.05987	0.287	-0.05184	0.17159
	T6meses	0.11395	0.081	-0.01440	0.24229
Autoclave	T0	0.00780	0.902	-0.11935	0.13494
	T6meses	-0.04617	0.492	-0.18101	0.08868

Tabela 13 - Resultados do teste *t-student* com um intervalo de 95% de confiança de amostras independentes para comparação dos dois materiais.

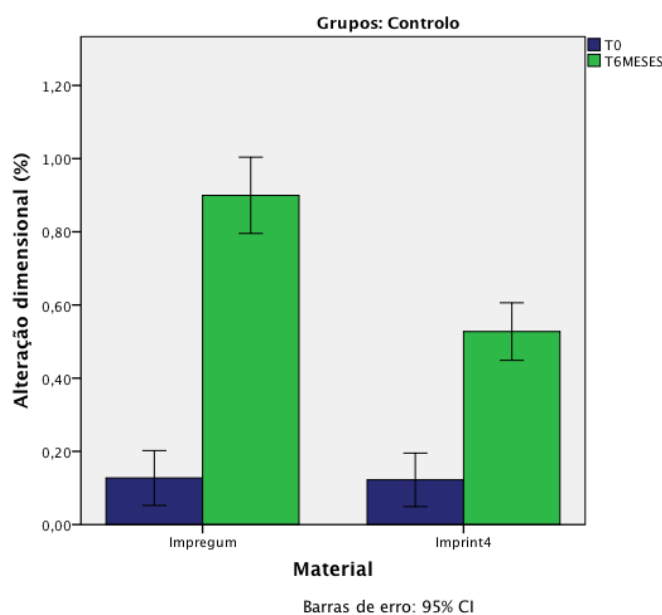


Figura 26 - Representação gráfica das alterações dimensionais médias em T0 e T6meses no grupo controlo em ambos os materiais.

Após os 6 meses de armazenamento, algumas das amostras de poliéter sofreram uma degradação macroscópica adquirindo uma consistência pegajosa que impossibilitou a sua medição através da interferometria a laser. Esta alteração macroscópica das amostras verificou-se apenas no grupo hipoclorito (6,67%) e no grupo autoclave (6,67%), não se verificando no grupo controlo. No silicone de adição não se verificou uma degradação macroscópica das amostras.

	Grupo Controlo	Grupo Hipoclorito	Grupo Autoclave
Impregum Penta (3M ESPE™)	0%	6.67%	6.67%
Imprint Penta Putty (3M ESPE™)	0%	0%	0%

Tabela 14 - % da degradação macroscópica das amostras verificada em ambos os materiais após 6 meses de armazenamento.

## DISCUSSÃO

A estabilidade dimensional dos materiais de impressão usados em Medicina Dentária é fundamental no sucesso da restauração protética final. A realização de impressões constitui a primeira fase numa sequência complexa de atos clínicos (Pant, Juszczak, Clark, & Radford, 2008; Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). Torna-se então essencial realizar uma boa impressão para diminuir o número de erros nos procedimentos clínicos seguintes, sendo necessário o clínico ter um conhecimento alargado acerca das propriedades dos materiais que utiliza (Markovic, Puskar, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012).

A estabilidade dimensional dos materiais de impressão tem sido alvo de estudo constante e os investigadores têm ao seu dispor vários métodos de avaliação da estabilidade dimensional (Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009; D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012). Vários autores recorrem a modelos metálicos que simulam a cavidade oral com 4 cilindros de dimensões conhecidas na posição dos caninos e pré-molares (ou recorrem apenas a modelos metálicos com cilindros de distâncias conhecidas) sendo medido, posteriormente, nos modelos de gesso a distância entre os cilindros bem como o seu diâmetro recorrendo a máquinas de medição de coordenadas (D. Markovic, Hadzistevic, Potram, Blazic, & Hodolic, 2012; Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). Estes métodos alternativos de medição não trazem vantagens adicionais uma vez que requerem a confecção de modelos após a realização das impressões, introduzindo erros relacionados com as alterações dimensionais do gesso utilizado, bem como do operador, microscópio ou micrómetro. Outra forma fácil de medir a estabilidade dimensional das amostras é recorrer à especificação 19 da ADA/ASI porque facilita a comparação direta entre estudos com diversos materiais uma vez que é facilmente reproduzível entre investigadores (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). No entanto, como em qualquer investigação *in vitro* este método está associado a limitações. A exatidão deste método depende do operador que está encarregue das medições e da capacidade de leitura do microscópio (Sinobad, et al., 2014). Outra desvantagem é o facto dos materiais testados não apresentarem uma forma clínica relevante, bem como a realização da impressão sem a presença de humidade ou saliva pode alterar o modo como os materiais de impressão molham a superfície do modelo padrão. Isto significa que a realização e a remoção das impressões, bem como a deformação que sofrem não mimetiza o que

acontece clinicamente (não se utiliza moldeira nem adesivo). Uma terceira limitação baseia-se no facto de as medições serem realizadas numa superfície lisa eliminando a possibilidade de detetar alterações dimensionais a três dimensões (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007; Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011; Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013; Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014; Sinobad, et al., 2014). Como o objetivo do presente estudo é analisar as alterações dimensionais de um poliéter e silicone de adição após um processo de desinfecção e esterilização depois de um longo período de armazenamento torna-se importante reduzir as variáveis associadas à realização da impressão de forma a permitir a posterior comparação dos dois materiais.

Stober e colaboradores recorreram para o seu estudo à especificação nº 19 da ADA. Todas as amostras foram desinfetadas por imersão numa solução desinfetante e, posteriormente, lavadas em água corrente. Após este procedimento a distância entre as linhas verticais das amostras foram medidas (Stober, Johnson, & Schimmiter, 2010). Já Clancy e colaboradores para a medição da estabilidade dimensional também recorrem a especificação nº 19 da ADA e ISO 4823:2000, mas as amostras foram medidas através de um microscópio refletor, sendo estas projetadas num computador e as medições assim realizadas (Clancy, Scandrett, & Ettinger, 1983).

Relativamente aos métodos de medição, na literatura existem dois mais utilizados. Alguns autores recorrem a um micrómetro, outros recorrem a laser para avaliar a estabilidade dimensional e reprodutibilidade das impressões. Os estudos que utilizam laser como método de medição são os que apresentam maior precisão de resultados (Quick, J., & Ross, 1992). Para esta investigação a técnica de medição utilizada foi a interferometria a laser, através do método de Michelson. Esta técnica permite a medição direta das amostras, sem a necessidade de vazamento a gesso das impressões, apresenta uma elevada exatidão e não necessita de aptidões especiais por parte do operador (Martin, Martin, & Jedyakiewicz, 2007). A técnica descrita na norma ISO 4823:2000 apresenta uma precisão de 0,01 mm. No entanto, no presente estudo foi feita uma modificação da especificação da ADA relativamente ao método de medição, pois para as medições das amostras em estudo foi utilizado um interferómetro de Michelson, cuja precisão é na ordem da centésima do micrómetro.

Este estudo compara e avalia a alteração dimensional de um poliéter e um silicone de adição após 6 meses de armazenamento das amostras. O poliéter foi um dos

materiais escolhidos devido à sua natureza hidrofílica e por ser sensível aos procedimentos de desinfecção (Adabo, Zanarotti, Fonseca, & Cruz, 1999); o silicone de adição por ser o elastômero mais utilizado em medicina dentária e, em contraste com o poliéter, por ter uma natureza hidrófoba. No entanto, para ultrapassar esta propriedade do material os fabricantes têm adicionado quantidades cada vez maiores de surfactante, categorizando este elastômero como hidrofílico ou ultrahidrofílico. O silicone de adição testado faz parte desta nova categoria de materiais, sendo que estas novas formulações têm o objetivo de facilitar a realização da impressão e o vazamento a gesso, no entanto não se sabe as consequências que estas alterações têm na estabilidade dimensional, daí a importância da realização de estudos com este material (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007; Kumar, Madihalli, Reddy, Rastogi, & Pradeep, 2011).

As amostras de poliéter e silicone de adição utilizadas neste estudo são oriundas de duas teses para a obtenção do grau de Mestre. Primariamente o objetivo da confecção das amostras era somente a determinação da estabilidade dimensional destas a curto prazo após esterilização e desinfecção. O presente estudo introduz a variável tempo, pois o principal objetivo é determinar a estabilidade dimensional após um longo período de armazenamento das amostras. Estas amostras foram sujeitas a 3 diferentes procedimentos, todos comuns nos consultórios de Medicina Dentária da atualidade: desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25% após a obtenção das amostras; esterilização através da autoclave horizontal após a obtenção das amostras; não foi aplicado nenhum procedimento anterior constituindo este o grupo controlo, sendo utilizado para efeitos comparativos e controlo do comportamento do material. Este protocolo simula o que ocorre nas clínicas dentárias, uma vez reproduz as condições das impressões enviadas para laboratório após processos de desinfecção e esterilização, ou quando nenhum procedimento é aplicado.

Com a introdução de novos materiais de impressão mercado, bem como a necessidade do controlo da infeção cruzada, torna-se importante avaliar a interação dos materiais de impressão com os procedimentos de desinfecção ou esterilização. Neste estudo, as amostras do grupo hipoclorito foram submetidas a uma imersão em hipoclorito a 5,25% durante 10 minutos. A concentração utilizada foi 5,25% uma vez que esta tem ação virocida, fungicida e bactericida e é suficientemente forte para permitir uma desinfecção adequada em apenas 10 minutos. Os autores indicam que esta solução é económica para o clínico, mas instável ao longo do tempo, devendo ser

preparada diariamente para ser utilizada (Thouaty, Deveaux, Iost, & Behin, 1996; Sinobad, et al., 2014). O tempo de imersão foi 10 minutos uma vez que a ADA recomenda imersão das impressões por um período máximo de 30 minutos (Sinobad, et al., 2014). Adabo e seus colaboradores afirmam que a desinfecção de poliéteres e silicones de adição com uma solução de hipoclorito a 5,25% durante 10 minutos não só é efetiva na redução do número de microorganismos presentes na superfície do material, como não provoca alterações dimensionais significativas nas impressões (Adabo, Zonarotti, Fonseca, & Cruz, 1999). Langenwalter e Tullner, que estudaram os mesmos materiais com os protocolos de desinfecção semelhantes, também obtiveram as mesmas conclusões (Tullner, Commette, & Moon, 1988; Langerwalter, Aquilino, & Turner, 1990). Kern e colaboradores recorreram a uma imersão das impressões numa solução de gluteraldeído e hipoclorito de sódio durante 10 minutos e verificaram que estes dois protocolos de desinfecção não provocam efeitos negativos clinicamente significantes na estabilidade dimensional das impressões (Kern, Rathmer, & Strub, 1990).

No grupo autoclave as amostras foram submetidas a uma esterilização numa autoclave horizontal durante um ciclo de 40 minutos a 134°C. Este método foi o escolhido para a esterilização das amostras em estudo uma vez que a autoclavagem é considerada o método mais efetivo de esterilização, mas não existem estudos suficientes sobre os efeitos deste procedimento na estabilidade e reprodutibilidade das impressões (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014).

As medições das amostras foram realizadas após a tomada de preza do material, em T0, e após 6 meses de armazenamento das mesmas. Este armazenamento das amostras permite, então, verificar as alterações dimensionais que o material sofre entre a primeira e segunda medição, ou seja, permite determinar as alterações dimensionais que ocorrem nos elastómeros em estudo durante o período de armazenamento. Não existem estudos na literatura que testem a estabilidade dimensional de materiais de impressão por um tempo de armazenamento tão prolongado, no entanto estes estudos são necessários uma vez que as impressões podem ter de ser utilizadas ou reutilizadas com o objetivo de reproduzir modelos da cavidade oral do paciente em qualquer fase do tratamento protético, sendo necessário o seu armazenamento a longo prazo (Pant, Juszczuk, Clark, & Radford, 2008; Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014).

Nassar avaliou a estabilidade dimensional de um polivinilsiloxano durante 2 semanas de armazenamento (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). Walker e colaboradores foram os pioneiros no desenvolvimento de estudos acerca da estabilidade dimensional de materiais de impressão a longo prazo, introduzindo a variável de desinfecção e esterilização dos materiais. Esta investigação preconiza um tempo de armazenamento máximo dos silicones de 2 semanas, no entanto, a literatura sugere que as impressões podem ser reutilizadas semanas ou meses após a tomada de preza do material (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007). Deste modo, o presente estudo mostra-se inovador e pertinente, uma vez que não existem estudos que correlacionem um tempo de armazenamento tão prolongado com a variável desinfecção e esterilização, testando o material dentro do limite do razoável.

Sendo o armazenamento uma das variáveis em estudo é necessário esclarecer as condições em que foi efetuado. Em vários estudos os autores simulam condições de armazenamento que variam na temperatura e humidade. Alguns autores armazenam a curto-prazo as amostras de elastómero a 37° C, outros a 35° C, mas a maioria opta por seguir a especificação nº 19 da ADA que considera 32° C (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011). No presente estudo, como o armazenamento é a longo prazo, estas temperaturas não foram opção. As amostras foram armazenadas a uma temperatura ambiente de 20° C, pois as revisões da literatura acerca do tema alegam que tanto o poliéter como os silicones de adição devem ser guardados a uma temperatura de 21 +/- 2° C, sendo esta também a temperatura especificada pela norma ISO 4823:2000 (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011).

Os resultados da análise estatística mostraram que existem alterações dimensionais estatisticamente significativas na dimensão dos silicones ao longo dos 6 meses de armazenamento das amostras. No entanto, sendo os materiais em estudo do tipo 0, estas alterações não atingem o limite máximo determinado pela norma ISO 4823:2000, pois as %'s de alteração dimensional a longo prazo encontram-se francamente abaixo dos 1,5%. Deste modo, em todos os grupos de ambos os materiais em estudo não se verificaram alterações clinicamente significativas entre os dois tempos de medição. Embora alguns autores afirmem a existência de alterações clinicamente significativas após processos de esterilização, desinfecção ou longos períodos de armazenamento, outros afirmam, tal como este estudo, que estas variáveis não tem implicações clínicas. Merchant e colaboradores verificaram que o processo de

desinfecção ou esterilização das impressões resultava na produção de modelos gesso que não correspondiam à cavidade oral do paciente (Merchant, Herrera, & Dwan, 1987). Já Tullner e seus colaboradores verificaram que a desinfecção ou esterilização das impressões não produzia alterações clinicamente significativas na dimensão das mesmas (Tullner, Commette, & Moon, 1988). Outros autores verificaram, tal como neste estudo se verificou para ambos os materiais em estudo, que a desinfecção das impressões trás, a longo prazo, vantagens relativamente às impressões que não sofreram processos de desinfecção (Thouati, Deveaux, Iost, & Bebin, 1996).

A distância entre as linhas verticais nas amostras é superior à distância entre as linhas verticais na matriz metálica utilizada para a confecção das amostras, o que sugere uma expansão de ambos os materiais em todos os grupos durante o período de armazenamento. Não é fácil explicar o porquê da contração ou expansão de um elastómero. No entanto, no caso particular do poliéter pensa-se que seja devido à sua natureza hidrofílica o que o torna mais propício a absorção de água provocando alguma expansão do material, ou seja, sendo o poliéter um material hidrofílico as condições de armazenamento são importantes, porque este material tem tendência a absorver água de ambientes húmidos (Franco, Cunha, & Benetti, 2007). É importante, então, que a humidade relativa de armazenamento do material seja especificada pelo fabricante. As alterações dimensionais mais significativas ocorrem quando o poliéter é guardado em ambientes de maior a humidade, pois quanto maior a humidade maior é a expansão higroscópica que o material sofre (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, Magalhães, & Moreira, 2011). Endo e Finger indicam, nos estudos por eles realizados, que a humidade recomendada para o armazenamento do poliéter deverá ser até 50% (Endo & Finger, 2006). Neste estudo, as amostras foram armazenadas com uma humidade relativa de 50%.

Importante salientar que o poliéter estudado apresenta um teor reduzido em sílica de modo a diminuir a rigidez do material o que facilita a absorção de água da atmosfera como o que acontece com outros polímeros quando o conteúdo em sílica é reduzido (Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007). No entanto, mesmo com o conteúdo reduzido em sílica, a expansão que se verificou no poliéter em estudo não ultrapassou o limite determinado pela norma ISO 4823:2000. O poliéter também permite a evaporação de substâncias voláteis. Deste modo, a alteração dimensional expansiva verificada neste material após um longo período de armazenamento ocorre

devido a absorção de água, mas também devido a perda de substâncias voláteis. Assim sendo, vários estudos aconselham o vazamento das impressões realizadas com Impregum até 24 horas após a sua obtenção (Endo & Finger, 2006; Franco, Cunha, & Benetti, 2007).

Algumas publicações afirmam que as soluções desinfetantes e a esterilização não têm efeitos adversos na estabilidade dimensional das impressões (Adabo, Zanarotti, Fonseca, & Cruz, 1999; Kronstrom, Johnson, & Hompesh, 2010) enquanto outras apontam para possíveis efeitos adversos (Thouaty, Deveaux, Iost, & Behin, 1996; Lucas, Arioli, Nogueira, Batista, & Pereira, 2009). Como referido, a realização da esterilização e desinfecção não alterou de uma forma clinicamente significativa a dimensão das amostras de poliéter e silicone de adição em estudo em ambos os tempos de medição. No entanto, as amostras de poliéter e silicone de adição submetidas a uma desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25%, após 6 meses de armazenamento, demonstraram menores alterações dimensionais quando comparadas com o grupo controlo e o grupo autoclave. Estes resultados confirmam alguns estudos prévios realizados, mas também vão contra alguns autores que afirmam que existem efeitos adversos na estabilidade do material quando submetido a desinfecção (al-Omari, Jones, & Wood, 1998).

Thouaty e colaboradores observaram, após desinfecção de elastómeros por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25% durante 30 minutos, uma expansão significativa das impressões, sendo que esta expansão leva a menores alterações dimensionais quando comparado com as impressões que não sofrem desinfecção por imersão (Thouaty, Deveaux, Iost, & Behin, 1996; Lepe & Johnson, 1997). Estes resultados corroboram os do presente estudo, embora a desinfecção só tenha sido realizada durante 10 minutos: grupo hipoclorito do poliéter, após os 6 meses, apresenta uma expansão de 0,64 e o grupo controlo de 0,90; o grupo hipoclorito do silicone de adição apresenta uma expansão de 0,52 no grupo hipoclorito e de 0,53 no grupo controlo. Ods e colaboradores demonstraram que um poliéter submetido a um processo de desinfecção por imersão numa solução desinfetante durante 24 horas apresentava maior expansão do que quando o material era submetido a um processo de desinfecção de 2 ciclos de 30 minutos (Oda, Matsumoto, & Sumii, 1995). Tal como verificado no poliéter, a desinfecção por imersão numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25% mostrou algumas melhorias na estabilidade do silicone de adição a longo prazo

comparativamente ao grupo que não sofreu desinfecção e esterilização. No entanto, Lepe e Johnson demonstraram que o poliéter apresenta maior capacidade de absorção quando comparado com outros polivinilsiloxanos, justificando a maior expansão e consequente alteração dimensional que este material sofre (Lepe & Johnson, 1997). Esta ideia é corroborada pelo presente estudo, uma vez que o grupo hipoclorito das amostras de Impregum apresenta uma expansão de 0.64 e o grupo hipoclorito das amostras de Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) de 0.52.

Este estudo não aprofundou a razão pela qual as alterações dimensionais em ambos os materiais foram inferiores no grupo hipoclorito 5,25% após 6 meses de armazenamento. No entanto, é possível que nas amostras desinfetadas com hipoclorito a 5,25% possa ter existido alguma absorção de desinfetante durante o período de contacto deste com as amostras e que este tenha interagido com os componentes do material de impressão em estudo, resultando num “sealing”, prevenindo ou reduzindo a alteração dimensional do material de impressão (Oda, Matsumoto, & Sumii, 1995). Esta hipótese não pode ser aplicada aos grupos autoclave e controlo. Parecem de facto existir possíveis efeitos benéficos da desinfecção por imersão em NaOCl 5,25% durante 10 minutos. Estes resultados corroboram os resultados de Melilli e Sinobad que afirmam que a maior expansão verificada no poliéter ocorre nos primeiros 4 minutos após a desinfecção numa solução de NaOCl 5,25% durante 30 minutos, sendo que depois desse período ocorre uma estabilização química verificando-se menores alterações na dimensão do material (Melilli, Rallo, Cassaro, & Pizzo, 2008; Sinobad, et al., 2014). Segundo Merchant, o poliéter deverá ser desinfetado por imersão por um período de tempo que não exceda os 30 minutos, com desinfetantes recomendados pela ADA (Merchant, Update on disinfection of impressions, prostheses, and casts, 1992).

A literatura aconselha que o vazamento das impressões a gesso depois da sua esterilização por autoclave só deve ser realizado 24 horas após a realização da mesma e que o poliéter não deve sofrer uma esterilização com autoclave devido ao possível ganho de uma consistência pegajosa (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). De facto, no presente estudo algumas amostras de poliéter que sofreram esterilização por autoclave apresentaram, ao fim dos 6 meses de armazenamento, uma consistência pegajosa que impossibilitou a medição das mesmas. Deste modo, este estudo considera que o método de esterilização com autoclave não é indicado para o poliéter uma vez que, no fim do tempo de armazenamento, além de haver alterações macroscópicas na consistência do

elastómero em estudo, as amostras sujeitas a este tipo de esterilização apresentaram uma expansão de 0.83 e as que foram sujeitas a desinfecção com hipoclorito apresentaram uma expansão de 0.64.

De acordo com Thota e seus colaboradores a autoclavagem revela-se como o procedimento de esterilização mais eficaz para o silicone de adição, sendo que para o poliéter não está indicado este procedimento, devendo-se efetuar antes o procedimento de desinfecção indicado pelo fabricante (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). No entanto, o presente estudo verificou que o grupo autoclave do silicone de adição apresenta uma expansão ao longo dos 6 meses de 0.87, superior à do grupo hipoclorito, ou seja, as maiores alterações dimensionais residem no grupo autoclave embora estas não sejam clinicamente significativas.

O silicone de adição demonstrou uma estabilidade dimensional após os 6 meses de armazenamento superior ao poliéter no grupo hipoclorito e controle e no grupo autoclave o poliéter demonstrou menor expansão, no entanto estas diferenças apenas são estatisticamente significativas no grupo controle em 6 meses. Estes resultados são justificados, como foi referido anteriormente, pela natureza hidrófila do poliéter (Chia, Stevens, Basford, & Randell, 1990; Langerwalter, Aquilino, & Turner, 1990; Salem & Combe, 1990). O grupo autoclave do silicone de adição apresenta maior expansão, 0.87, que o grupo autoclave do poliéter, 0.86. Estes resultados corroboram o estudo de Thota e seus colaboradores. Estes testaram os efeitos da autoclavagem em 3 elastómeros e concluíram que existe menor alteração dimensional após autoclavagem poliéter que no silicone de adição, embora estas diferenças entre materiais não sejam clinicamente significativas (Thota, Jasthi, Ravuri, & Tella, 2014). É importante salientar que as alterações dimensionais que se verificaram nas amostras do silicone de adição e poliéter são mínimas e clinicamente insignificantes, ou seja, não atingem os valores máximos determinados pela norma ISO 4823:2000.

Johnson e Craig fizeram um estudo, envolvendo quatro elastómeros, e concluíram que o tempo de armazenamento não afeta a estabilidade dimensional do silicone de adição (Johnson & Craig, 1985). Já Chen e seus colaboradores concluíram que um armazenamento prolongado causa alterações dimensionais no silicone de adição, no entanto estas alterações são inferiores quando comparadas com as que ocorrem noutros materiais (Chen, Liang, & Chen, 2004). Outros estudaram a alteração dimensional de 3 materiais depois de duas semanas de armazenamento e concluíram que

as alterações no poliéter são superiores às do silicone de adição, no entanto em ambos os materiais estas alterações não são clinicamente significativas (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). Walker e colaboradores avaliaram a estabilidade dimensional de um poliéter e um silicone de adição após desinfeção depois de um período de armazenamento de duas semanas e concluíram que o poliéter apresentava alterações dimensionais significativas depois do armazenamento, enquanto que o silicone de adição não apresentava alterações significativas na sua dimensão (Walker, Ali, Spencer, Dumas, & Williams, 2005).

Relativamente a integridade de superfície verificou-se que o silicone de adição é superior relativamente ao poliéter. Estes resultados podem estar relacionados com o facto do silicone de adição ter uma natureza hidrófoba, o que permite uma maior resistência da superfície da impressão à ação de um agente aquoso desinfetante (Amin, Al-Ali, Tarawneh, Taha, Saleh, & Ereifij, 2009). O poliéter tem uma natureza hidrófila o que justifica a perda da integridade da superfície das amostras verificada. Neste estudo, 4 amostras de poliéter sujeitas a esterilização com autoclave e a desinfeção por imersão numa solução de hipoclorito apresentaram uma aparência degradada/pegajosa que dificultou a manipulação e impossibilitou a medição das amostras. Esta alteração sugere que o aspeto degradado/pegajoso pode não só dever-se à absorção do desinfetante, mas também a qualquer reação do hipoclorito com os constituintes do poliéter. Vários estudos na literatura não descrevem alterações na superfície do material após imersão numa solução desinfetante, no entanto, estes não incluem a utilização de hipoclorito de sódio como desinfetante em estudo. Já os estudos que utilizam o hipoclorito de sódio e que não verificam alterações na superfície do material de impressão atribui-se estes resultados à utilização de formulações menos recentes de poliéter, onde os conteúdos em sílica são superiores (Walker, Ali, Spencer, Dumas, & Williams, 2005).

Em suma, a alteração da dimensional dos materiais de impressão utilizados no presente estudo após o período de armazenamento de 6 meses das amostras e após desinfeção e esterilização, é considerada insignificante clinicamente. De acordo com este estudo, não há motivos para a desinfeção com hipoclorito a 5,25%, esterilização com autoclave horizontal e armazenamento a longo prazo das impressões de poliéter e silicone de adição não ser efetuado.

Apesar de os novos materiais de impressão apresentarem uma melhor estabilidade dimensional a longo prazo é importante realizar estudos acerca das condições de armazenamento destes materiais para que o fabricante as possa indicar no guia de utilização do material de modo que o clínico possa estar consciente de todas as variáveis que possam afetar a sua estabilidade dimensional, permitindo que este tire maior proveito das características e propriedades dos materiais de impressão, garantindo um maior sucesso dos procedimentos clínicos.

## **CONCLUSÃO**

O silicone de adição Imprint 4 Penta Putty (3M ESPE™) e o poliéter Impregum Penta (3M ESPE™) apresentam alterações dimensionais estatisticamente significativas quando sujeitos a desinfecção ou esterilização após 6 meses de armazenamento das amostras de silicone. Desta forma, a hipótese nula proposta é rejeitada.

O método de desinfecção por imersão durante 10 minutos numa solução de hipoclorito de sódio a 5,25% mostrou-se como o procedimento ideal para a desinfecção do silicone de adição e do poliéter quando se pretende o armazenamento das amostras a longo prazo. No entanto, no caso do poliéter testado, este método de desinfecção pode provocar uma degradação macroscópica do material após um armazenamento prolongado.

As alterações dimensionais verificadas, a longo prazo e em ambos os materiais, encontram-se dentro do limite máximo permitido pela norma ISO 4823:2000, inferiores a 1,5%, o que permite concluir que estas não são clinicamente significativas.

São necessários mais estudos acerca da estabilidade dimensional dos materiais de impressão a longo prazo, introduzindo as variáveis esterilização e desinfecção, pois cada vez mais existe uma obrigatoriedade por parte das clínicas e laboratórios dentários na adesão aos procedimentos de desinfecção e esterilização na tentativa de controlo da infeção cruzada, bem como o armazenamento das impressões é cada vez mais necessário para a confecção de modelos durante o tratamento protético.

**BIBLIOGRAFIA**

- Abdelaziz, K. M., Hassan, A. M., & Hodges, J. S. (2004). Reproducibility of Sterilized Rubber Impressions. *Brazilian Dental Journal*, 15(3), 209-213.
- Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection – a literature review. (n.d.).
- Adabo, G. L., Zanarotti, E., Fonseca, R. G., & Cruz, C. A. (1999). Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *Jornal of Phrosthetic Dentistry*, 81, 621-624.
- al-Omari, W. M., Jones, J. C., & Wood, D. J. (1998). The effect of disinfecting alginate and addition cured silicone rubber impression materials on the physical properties of impressions and resultant casts. *European Journal of Prostodontics and Restorative Dentistry*, 6, 103-110.
- Alves-Rezende, M. C., & Lorenzato, F. (1999). Efeito da desinfecção por aerossóis sobre a capacidade de umedecimento de moldes de poliéter por gesso tipo IV. *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, 13(4), 363-367.
- Amin, W. M., Al-Ali, M. H., Tarawneh, S. K., Taha, S. T., Saleh, M. W., & Ereifij, N. (2009). The Effects of Disinfectants on Dimensional Accuracy and Surface Quality of Impression Materials and Gypsum Casts. *Journal of clinical medical research*, 1(2), 81-89.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips: Science of Dental Materials* (12 edition ed.). New York: Elsevier.
- Bell, J. W., & Fraunhofer, J. A. (1975). The handling of elastomeric impression materials: a review. *Journal of dentistry*, 3, 229-237.
- Chee, W., & Donovan, T. (1992). Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 728-732.
- Chen, S. Y., Liang, W. M., & Chen, F. N. (2004). Factors affecting the accuracy of elastomeric impression materials. *Journal of Dentistry*, 32, 603-609.
- Chia, W. K., Stevens, L., Basford, K. E., & Randell, D. M. (1990). Dimensional change of impressions on sterilization. *Aust Dent J*, 35, 23-26.
- Clancy, J., Scandrett, F., & Ettinger, R. (1983). Long term dimensional stability of three current elastomers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 10(4), 325-333.

- Committee, I. O. (2000). ISO 4823 for Elastomeric Impression Materials.
- Craig, R. G., & Sun, Z. (1994). Trends in elastomeric impression materials. *Operative Dentistry*, 19, 138-145.
- Donavan, T. E., & Chee, W. W. (2004). review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin N Am*, 48, 445-470.
- Donovan, A. r., & Chee, W. (2008). A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin N Am*, 48, 445-470.
- Endo, T., & Finger, W. J. (2006). Dimensional accuracy of a new polyether impression material. *Quintessence International Journal*, 37(1), 47-51.
- Franco, E. B., Cunha, L. F., & Benetti, A. R. (2007). Effect od storage prtioid of the accuracy of elastomeric impressions. *Journal of applied Oral Science*, 15(3), 195-198.
- Gonçalves, F. S., Popoff, D. A., Castro, C. D., Silva, G. C., Magalhães, C. S., & Moreira, A. N. (2011). Dimensional Stability of Elastomeric Impression Materials: A critical Review of the Literature. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 19, 1-4.
- Grundke, K., Michel, S., Knispel, G., & Gundler, A. (2008). Wettability of silicone and polyether impression materials: Characterization by surface tension and contact angle measurements. *Elsevier*, 317, 598-609.
- Hamalian, T. A., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression Materials in fixes prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *America college of prosthodontists* , 20, 153-160.
- Jagger, D. C., Huggett, R., & Harrison, A. (1995). Cross- infection control in dental laboratories. *British Dental Journal*, 79, 93-96.
- Johnson, G. H., & Craig, R. G. (1985). Accuracy of four types of impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 3, 484-490.
- Kern, M., Rathmer, R. M., & Strub, J. R. (1990). Three dimensional investigation of the accuracy of impression materials afeter disinfecton. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 70, 449-456.

- Kotsiomiti, E., Tzialla, A., & Hatjivasiliou, K. (2008). Accuracy and dtability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35, 291-299.
- Kronstrom, M. H., Johnson, G. H., & Hompesh, R. W. (2010). Accuracy of a new ring-opening metathesis elastomeric dental impression material with spary and immersion disinfection. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 4(4), 23-30.
- Kumar, D., Madihalli, A. U., Reddy, K. R., Rastogi, N., & Pradeep, N. T. (2011). Elastomeric Impression Materials: a comparison of accuracy of multiple pours. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 12(4), 272-278.
- Kumar, R. N., Reddy, S. M., Karthigeyan, S., Punithavathy, R., Karthik, K., & Mandikandan, R. (2012). The effect of repeated immersion of gypsum cast on sodium hypochlorite and glutaraldehyde on its physical properties: an in vitro study. *Journal of Pharmacy & BioAllied Sciences*, 6(4), 353-357.
- Langerwalter, E. M., Aquilino, S. A., & Turner, K. A. (1990). The dimensional stability of elastomeric impression materials following disinfection. *Journal of Prosthetic dentistry*, 63, 270-276.
- Lepe, X., & Johnson, G. H. (1997). Accuracy of polyether and addition silicone after long-term immersion disinfection. *Journal od Prosthetic Dentistry*, 245-249.
- Lucas, M. G., Arioli, J. N., Nogueira, S. S., Batista, A. U., & Pereira, R. D. (2009). Effect of incorporation of Disinfectant solutions on Setting time, Linear dimensional stability and detail reproduction in dental stone casts. *Journal of prosthetic dentistry*, 18(6), 521-526.
- Luebke, R. J., Scandrett, F. R., & Kerber, P. E. (1979). The effect of delayed and second pours on elastomeric impression material accuracy. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 41(5), 517-521.
- Markovic, D., Puskar, T., Hadzistevic, M., Potram, M., Blazic, L., & Hodolic, J. (2012). The dimensional Stability of elastomeric dental impression materials. *Contemporary Materials*, 3(1), 105-110.
- Martin, N., Martin, M. V., & Jedynekiewicz, N. M. (2007). The dimensional stability of dental impresion materials following immersion in disinfecting solutions. *Dental Materials*, 23, 760-768.

- Mathayas, J., Dao, N., Caputo, A. A., & Lucatorto, F. M. (1990). Effects of disinfectants on dimensional accuracy of impression materials. *Journal of Prosthetic dentistry*, 64(1); 25-31.
- Melilli, D., Rallo, A., Cassaro, A., & Pizzo, G. (2008). Th effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *Journal of Oral Science*, 50(4), 441-446.
- Merchant, V. A. (1992). Update on disinfection of impressions, prostheses, and casts. *J Calif Dent Assoc*, 20, 31-35.
- Merchant, V. A., Herrera, S. P., & Dwan, J. J. (1987). Marginal fit of cast gold MO inlays from disinfected elastomeric impressions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 247-280, 58.
- Merchant, V. A., Mcneight, M. K., Ciboro, C. J., & Molinari, J. A. (1984). Preliminary investigation of a method for disinfection of dental impressions. *Journal of Prosthetic dentistry*, 52(6); 877-879.
- Nassar, U., Aziz, T., & Flores-Mir, C. (2011). Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106, 126-133.
- Nassar, U., Oko, A., Adeeb, S., El-Rich, M., & Flores-Mir, C. (2013). An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 172-178.
- O'Brien, W. J. (2008). *Dental materials and their selection* (4<sup>o</sup> edição ed.). Chicago, Estados Unidos: Quintessence Publishing.
- Oda, Y., Matsumoto, T., & Sumii, T. (1995). Evaluation of dimensional satbility of elastomeric impression materials during disinfection. *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 36(1); 1-7.
- Pamenius, M., & Ohlson, N. G. (1995). Influence of dimensional stability fo impression materials on the probabilitu of acceptance of a prosthetic restoration. *Biomaterials*, 16(15), 1193-1197.
- Pant, R., Juszczuk, A. S., Clark, R. K., & Radford, D. R. (2008). Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicatin materials. *Journal of dentistry*, 36, 456-461.

- Pimentel, L., Portugal, J., Vasconcelos, M., Rocha, P. A., & Sampaio-Fernandes, J. C. (2014). Influencia do tratamento térmico na precisão de um silicone de adição autoclavável. *Revista portuguesa de estomatologia, medicina dentária e cirurgia maxilo-facial*, 55(1), 43-48.
- Quick, D., J., H., & Ross, J. (1992). Use of scanning laser 3D digitalizer to evaluate dimensional accuracy of dental impression materials . *Journal of Prosthetic Dentistry* , 68(2), 229-235.
- Rentzia, A., Coleman, D. C., O'Donnell, M. J., Dowling, A. H., & Sullivan, M. O. (2011). Disinfection procedures: Their efficacy and effect on dimensional accuracy and surface quality of an irreversible hydrocolloid impression material. *Journal of dentistry*, 39 (2), 133-140.
- Rios, M. D., Morgano, S. M., Stein, R. S., & Rose, L. (1996). Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. *The journal of prosthetic dentistry*, 76(4), 356-362.
- Rubel, B. S. (2007). Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am*, 51, 629-646.
- Salem, N., & Combe, E. C. (1990). The effects of chemical sterilisation on the dimensional stability of some elastomeric impression materials. *Clin Mater*, 6, 75-82.
- Saraiva, F., & Gentil, R. D. (n.d.). Calibração de Sistemas Laser Interferométricos em Distância no Laboratório de Comprimento. Monte da Caparica, Portugal.
- Silva, S. M., & Salvador, M. C. (2004). Effect of the disinfection technique on the linear dimension stability of dental impression materials. *Journal of Applied Oral Science*, 12(3), 244-249.
- Sinobad, T., Obradovic-Djuricic, K., Nikolic, Z., Dodic, S., Lazic, V., Sinobad, V., et al. (2014). The effect of disinfectants on dimensional stability of addition and condensation silicone impressions. *Vojnosanitetski Pregled*, 71(3), 251-258.
- Stober, T., Johnson, G. H., & Schmitter, M. (2010). Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(4), 228-239.
- Surapaneni, H., Samatha, P., Shankar, R., & Attili, S. (2013). Polyvinyl siloxanes in Dentistry: An Overview. *Trends Biomater*, 27(3), 115-123.

- Thota, K. K., Jasthi, S., Ravuri, R., & Tella, S. (2014). A comparative Evaluation of the Dimensional Stability of three Different Elastomeric Impression Materials after Autoclaving - An Invitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(10), 48-50.
- Thouati, A., Deveaux, E., Iost, A., & Bebin, P. (1996). Dimensional stability of seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *Journal of prosthetic dentistry*, 76(1), 8-14.
- Thouaty, A., Deveaux, E., Iost, A., & Behin, P. (1996). Dimensional stability pf seven elastomeric impression materials immersed in disinfectants. *Journal of Prosthethic Dentistry*, 76(1), 8-14.
- Tullner, J. B., Commette, J. A., & Moon, P. C. (1988). Linear dimensional changes in dental impressions after immersion on disinfectant solutions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(8), 725-728.
- Vasconcellos, F. E., Andreiuolo, R. F., Sabrosa, C. E., & Rego, M. M. (2012). Estabilidade dimensional de modelos obtidos com poliéter e silicone de adição após desinfecção com ácido paracético e hipoclorito de sódio. *Revista brasileira de odontologia*, 69(1), 55-60.
- Walker, M. P., Ali, R. A., Spencer, P., Dumas, C., & Williams, K. (2005). Moisture effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *Journal of Prosthethic Dentistry*, 14, 158-163.
- Walker, M. P., Rondeau, M., Petrie, C., Tasca, A., & Williams, K. (2007). Surface Quality and Long-term Dimensional Satbulity of Current Elastomeric Impression Materials after Disinfection. *Journal of Prosthodontics*, 16(5), 343-351.
- Yilmaz, H., Aydin, C., Gul, B., Yilmaz, C., & Semiz, M. (2007). Effect of Disinfection on the Dimensional Stability of Polyether Impression Materials. *Journal of Prosthodontics*, 16(6), 473-479.