



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE ADIÇÃO APÓS DESINFEÇÃO E AUTOCLAVAGEM

Trabalho submetido por
João Filipe Pereira Viana
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2015



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ESTUDO DA ALTERAÇÃO DIMENSIONAL DE UM SILICONE DE ADIÇÃO APÓS DESINFEÇÃO E AUTOCLAVAGEM

Trabalho submetido por
João Filipe Pereira Viana
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Maria Guilhermina Moutinho

e coorientado por
Prof. Doutor Sérgio Félix

Setembro de 2015

DEDICATÓRIA

“Estuda com aplicação para que mais tarde sejas um homem honrado, inteligente e afetuoso.” (António Viana, Pai 1984)

Com esta frase escrita pelo meu pai, em 13 de Abril de 1984, num pequeno bloco de notas feito por mim nas aulas de Trabalhos Manuais, dedico esta dissertação, especialmente ao meu filho João António Rei Viana, pela sua compreensão e que me veja como um exemplo a seguir.

À minha mulher, pelo seu amor e apoio incondicional, à minha Mãe, que apenas me viu embarcar neste desafio, aos meus irmãos e cunhados, que sempre me deram força para continuar neste sonho agora concretizado.

AGRADECIMENTOS

A vida só faz sentido se tivermos objetivos a conquistar e momentos para recordar. Deve ser construída sobre os alicerces do amor, da amizade e da sabedoria. Desta forma quero agradecer a todos os que contribuíram para que eu chegasse a esta etapa, da minha vida:

À minha orientadora Prof. Doutora Maria Guilhermina Moutinho, com todo o seu apoio, compreensão e profissionalismo.

Ao Prof. Doutor Sérgio Félix, como meu coorientador, exemplo a seguir pelas suas capacidades, exigências e rigor. Que desde o início acreditou, confiou em mim e me convidou a integrar na sua equipa de reabilitação oral como monitor, apoiando-me desde então nos vários projetos.

À Dra. Fernanda Saraiva do Instituto Português da Qualidade, como minha coorientadora, pelo apoio, pela disponibilidade e pela simpatia.

Ao Mestre Francisco Martins, pela disponibilidade e pela ajuda na análise de resultados.

À Mestre Elsa Machado que sempre me apoiou e aconselhou neste projeto de vida.

Finalmente aos meus colegas de curso que me viam como exemplo e que me apoiavam.

RESUMO

Objetivo: Este estudo visa comparar a estabilidade dimensional do silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE™) antes e após ter sido submetido a um processo de desinfecção ou de esterilização.

Materiais e Métodos: Seguindo a norma ISO 4823:2000 (avaliação da estabilidade dimensional), foram produzidos 90 espécimes através de uma matriz metálica “*test block*”. Estes foram aleatoriamente divididos em 3 grupos de 30 amostras cada: Controlo - nenhum método aplicado; Desinfecção - imersão das amostras em Hipoclorito de Sódio (NaClO) a 5,25% durante 10 minutos; Esterilização - esterilização em autoclave a 134°C durante 40 minutos. As amostras foram medidas, antes do método aplicado (T0) e após: (i) o método (TM); (ii) 24h (T24); (iii) 1 semana (T1S). O armazenamento foi efetuado sob condições de temperatura (20°C) e humidade (50%) controladas. A estabilidade dimensional foi avaliada de acordo com o teste de alteração dimensional linear da especificação 19 da ADA, através de interferometria laser de acordo com o (método de *Michelson*), com a precisão de 0,00001mm. O tratamento estatístico dos dados foi realizado usando *Post Hoc Tests* para análise de variâncias e *t-test for Equality of Means* para comparação entre grupos.

Resultados: As alterações dimensionais não são estatisticamente significativas na comparação dos espécimes com o *test block*. O Grupo Desinfecção (T0) com o Grupo Desinfecção (TM), o (T24) e o (T1S) apresentaram alterações dimensionais significativas $p < 0,05$ e o mesmo ocorreu no Grupo de Esterilização. Existem alterações dimensionais significativas entre o Grupo Desinfecção (TM) e o Grupo Esterilização (TM) em que $p = 0,047$ e a média $-0,084 \pm 0,04\%$. Apesar de estatisticamente significativos, estes não tem relevância clínica - alteração dimensional $< 1,5\%$.

Conclusão: Os métodos desinfecção e esterilização não provocaram alterações dimensionais significativas no silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE™).

Palavras-chave: Estabilidade dimensional, desinfecção, esterilização, interferometria laser

ABSTRACT

Objectives: The aim of this investigation is to evaluate the dimensional stability of silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE™) after disinfection and sterilization.

Materials and Methods: Under standardized conditions, according to ISO 4823:2000 for elastomeric impression materials, 90 specimens were produced using a standard test block. 30 samples were assigned to a treatment group: Control Group - no method apply; Disinfection Group - immersion in Sodium Hypochlorite (NaOCl) 5,25% for 10 minutes; Sterilization Group - autoclave sterilization at 134°C for 40 minutes.

The specimens were measured at 4 different time points: before any method apply (T0); after method (TM); after 24-hour (T24); and 1-week (T1S) and stored at ambient laboratory conditions.

Dimensional stability was evaluated according to linear dimensional change test in specification 19, by laser interferometry according to the Michelson technique, with the precision 0,00001mm.

The results were subjected to statistical analysis using the Post Hoc Tests for variances and t-test for Equality of Means for comparison between the groups.

Results: All the specimens showed no significant dimensional changes compared from test block. The results showed significant dimensional changes between the Disinfection Group (T0) and Disinfection Group (TM), (T24) and (T1S) $p < 0,05$. The same happens in the Sterilization Group. The results showed significant dimensional changes between the Disinfection Group (TM) and the Sterilization Group (TM) $p = 0,047$ and the mean $-0,084 \pm 0,04\%$. These results are statistically significant but are not clinically significant, because the mean of dimensional changes are $< 1,5\%$.

Conclusion: The disinfection with NaOCl and autoclave sterilization did not cause any relevant dimensional change to this addition silicones on survey, because the dimensional linear changes were under 1,5%.

Key Words: Dimensional stability, disinfection, sterilization, addition silicone, laser interferometry

ÍNDICE GERAL

I	INTRODUÇÃO.....	13
1	Materiais de impressão	15
2	Elastómeros e propriedades dos materiais de impressão.....	17
2.1	Polissulfetos	17
2.2	Poliéteres	17
2.3	Silicones de condensação	18
2.4	Silicones de adição	18
2.5	Propriedades dos materiais de impressão.....	20
2.5.1	Precisão	20
2.5.2	Recuperação elástica.....	20
2.5.1	Estabilidade Dimensional	20
2.5.2	Propriedades Hidrofílicas	21
2.5.3	Fluidez ou Molhabilidade	21
2.5.4	Flexibilidade	21
2.5.5	Viscosidade	21
3	Infecção cruzada.....	22
4	Desinfecção	23
5	Esterilização.....	25
6	Objetivo	26
7	Hipóteses	26
7.1	Hipótese 0.....	26
7.2	Hipótese 1.....	26
II	MATERIAIS E MÉTODOS.....	27
1	Materiais	27
2	Métodos	32
2.1	Protocolo de elaboração das amostras.....	35
2.2	Tratamento estatístico	42
III	RESULTADOS E DISCUSSÃO	43
1	Resultados.....	43
2	Discussão	52
IV	CONCLUSÃO.....	58
V	BIBLIOGRAFIA.....	59
	ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Imprint TM Penta TM Super Quick Heavy.	27
Figura 2 - Misturadora Pentamix 2 e Ponta misturadora.....	27
Figura 3 - Matriz cilíndrica metálica ou “ <i>test block</i> ”.	28
Figura 4 - Anel metálico ou “ <i>ring mould</i> ”.	28
Figura 5 - Aparelho de ultrassons da marca Ultrasonic Cleaner.	28
Figura 6 - Folha de polietileno.	29
Figura 7 - Placa metálica.	29
Figura 8 - Peso de 2Kg.	29
Figura 9 - Recipiente de plástico com aquecedor de aquários da marca Tronic e termómetro.	29
Figura 10 - Lupa Leica sof. LAS V 3.8. e Linha dos 50 µm.....	30
Figura 11 - Solução desinfetante de Hipoclorito de Sódio (NaOCl) a 5,25%.....	30
Figura 12 - Autoclave horizontal.....	31
Figura 13 - Interferómetro de Michelson	31
Figura 14 - Exemplar de espécime em silicone.....	32
Figura 15 – Esquema da vista superior e lateral da matriz metálica/ <i>test block</i> com a representação das linhas e suas profundidades.....	33
Figura 16 – Esquema da vista lateral da matriz metálica / <i>test block</i>	34
Figura 17 – Esquema representativa do anel metálico/ <i>ring mould</i>	34
Figura 19 - Conjunto matriz-anel	35
Figura 18 – Matrizes metálicas e os anéis metálicos na cuba de ultrassons.....	35
Figura 20 – Placa de metal e folha de polietileno sobre o silicone e o conjunto anel e matriz.....	36
Figura 21 – Representação da numeração e marca.....	37
Figura 22- Imersão das amostras em Hipoclorito de Sódio a 5,25% tamponado com Ácido Bórico durante 10 minutos.....	39
Figura 23 – Espécimes embalados em manga de esterilização.	39
Figura 24 - Termohigrómetro	40
Figura 25 - Unidade de controlo Lazer.....	41

Figura 26 - À esquerda representação da mira na Linha 5, à direita na Linha 4	41
Figura 27 - Fórmula da alteração dimensional	42
Figura 28- Representação da numeração das linhas na matriz e no espécime.	42

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Representação da constituição de grupos.	33
Tabela 2 - Representação dos tempos de medição	40
Tabela 3- Resultado do Teste Normalidade Shapiro-Wilk.....	44
Tabela 4 - Estatística descritiva dos grupos do silicone de adição com valores de média e desvio padrão.	45
Tabela 5 – Resultados da comparação de pares dentro de cada grupo.....	46
Tabela 6 – Resultados do Teste Normalidade Shapiro – Wilk.....	47
Tabela 7 – Resultado do Teste de homogeneidade de variâncias.....	47
Tabela 8 – Resultados da Análise descritiva da alteração dimensional entre grupos.....	48
Tabela 9 – Resultados do teste ANOVA.	49
Tabela 10 - Resultados do teste de robustez com a correção de Welch.	49
Tabela 11- Resultados do Teste Post Hoc – múltiplas comparações.	50
Tabela 12 – <i>t-teste</i> – Para igualdade de variâncias não assumida.	50

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Representação da contração linear de 4 elastómeros	21
Gráfico 2 – Representação gráfica dos valores médios e dos desvios padrão.....	43

LISTA DE SIGLAS

ADA - *American Dental Association*

IPQ - Instituto Português Qualidade

ISO - *International Organization for Standardization*

HBV - Vírus Hepatite B

HCV - Vírus Hepatite C

HIV - Vírus Imunodeficiência Adquirida

HSV-1 - Vírus Herpes Labial - Tipo 1

MTB - *Mycobacterium tuberculosis*

PVS - Polivinilsiloxano ou Vinil Polisiloxano ou Silicone de Adição

I INTRODUÇÃO

A evolução dos materiais dentários tem progredido no sentido de auxiliar os Médicos Dentistas a satisfazer a sua própria exigência e a dos pacientes em relação à qualidade das reabilitações orais. Quando é conseguida a estética, a função mastigatória, a morfologia dentária e a oclusão durante o tratamento, são indicativos do sucesso da Reabilitação Oral (Mino et al., 2015).

A qualidade das Reabilitações Orais Fixas está muito dependente de vários fatores, sendo que um deles é a Precisão. Deste modo, aspetos como a escolha do material adequado assim como da técnica para cada caso são cruciais (Chen, Liang, & Chen, 2004; Pradíes, Zarauz, Valverde, Ferreiroa, & Martínez-Rus, 2015). As impressões da cavidade oral, ao reproduzirem fielmente as condições intraorais ao Técnico de Prótese, estão diretamente relacionadas com a qualidade do trabalho realizado (Hamalian, Nasr, & Chidiac, 2011). As impressões têm, como sabemos, o objetivo principal de obter tridimensionalmente réplicas dos tecidos moles e duros da cavidade oral, que sirvam de modelos de trabalho, essenciais para produzir os componentes protéticos com uma excelente adaptação interna e marginal (Cho, Schaefer, Thompson, & Guentsch, 2015).

Os profissionais de reabilitação oral procuram maximizar a precisão das técnicas de impressão, utilizando técnicas de dupla mistura ou dupla impressão, de acordo com o caso clínico, confeccionando moldeiras individuais, respeitando as normas ditadas pelos fabricantes, o controlo da temperatura do gabinete, etc. (Chen et al., 2004).

Durante o ato de moldagem das arcadas os materiais de impressão ficam em contacto com as mucosas, os dentes e com os fluidos da cavidade oral, como a saliva, o fluido crevicular e na maioria dos casos com o sangue do doente. Como se sabe todos estes elementos são portadores de agentes microbianos, agentes que compõem a flora oral, mas por vezes por outros que tem uma ação mais virulenta. Desta forma as impressões podem tornar-se verdadeiras fontes de infeção cruzada, ao transportar vírus, bactérias e fungos, criando assim um risco não só para os clínicos, mas também para os seus colaboradores como por exemplo as assistentes dentárias e os técnicos de prótese. Por este motivo foram criados protocolos de desinfeção para os diferentes materiais de impressão (Abdelaziz, Hassan, & Hodges, 2004; Martin, Martin, & Jedynekiewicz, 2007; Melilli, Rallo, Cassaro, & Pizzo, 2008; Thota, 2014).

É sabido que os agentes bactericidas ou bacteriostáticos têm uma ação química sobre os agentes microbianos mas também vão atuar estruturalmente no material de impressão. Existe pois um efeito colateral que resulta da interação química ou físico-química entre o material e o conjunto solução desinfetante, que se pode traduzir em alterações dimensionais na impressão, podendo comprometer a estabilidade dimensional e o resultado final da Reabilitação Oral (Martin *et al.*, 2007).

Quando se fala em precisão do ajuste marginal de uma restauração ao dente na maioria dos estudos *in vitro*, considera-se aceitável uma discrepância média de 50µm (Hamalian *et al.*, 2011; Pradíes *et al.*, 2015). Este valor de 50 micras é estabelecido tendo em consideração todos os erros absolutos e relativos passivos acumulados durante todo o processo de confecção do trabalho, desde as impressões até à restauração final. Para obter estes resultados é necessário uma boa impressão com a reprodução o mais exata e precisa das margens do preparo dentário (Hamalian *et al.*, 2011). E, neste sentido, as alterações dimensionais dos materiais de impressão submetidos a processos de desinfecção ou esterilização têm sido o objetivo de estudo de várias investigações (Martin *et al.*, 2007).

1 Materiais de impressão

Em Medicina Dentária são inúmeros os procedimentos que necessitam de um modelo de trabalho perfeito em gesso, de modo a conseguir-se alcançar reproduções exatas da forma do preparo, da anatomia dentária, das relações interdentárias e dos tecidos duros e moles das arcadas dentárias (Hamalian *et al.*, 2011; Sinobad *et al.*, 2014). A qualidade final do trabalho depende maioritariamente dos materiais de impressão e de uma boa técnica na sua utilização (Hamalian *et al.*, 2011). Tal como preconizado por Hamalian *et al.*, (2011) a qualidade final do trabalho depende maioritariamente dos materiais de impressão e de uma correta técnica na sua utilização. Assim sendo, devem eles próprios apresentar algumas características muito importantes quer no seu manuseamento clínico, quer laboratorial (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007). Não só é necessário que eles reproduzam com exatidão todos os detalhes pretendidos, como devem apresentar uma boa recuperação elástica de forma a não rasgarem, manter a sua estabilidade dimensional, sendo para tal resistentes à deformação e a temperaturas elevadas (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011).

Autores como Anusavice., 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Surapaneni, *et al.*, 2013 são unânimes e referirem algumas das características que estes materiais devem possuir; Na cavidade oral, o tempo de presa deve ser razoável, de preferência inferior a 7 minutos. Como qualquer outro material que entra em contacto com tecidos humanos deve ser biocompatível, hipoalérgico e apresentar o mínimo de toxicidade (Hamalian *et al.*, 2011; Surapaneni, Y, Y, & Attili, 2013). Pelo facto da cavidade oral ser um ambiente húmido, estes materiais devem ser hidrofílicos para se adaptarem a todos os diferentes tipos de relevo existentes, fazendo uma boa impressão e posteriormente quando vazados a gesso reproduzirem réplicas exatas das estruturas pretendidas (Hamalian *et al.*, 2011). A sua estabilidade dimensional não deve ser afetada pela desinfecção ou esterilização (Hamalian *et al.*, 2011; Pimentel, Portugal, Vasconcelos, Rocha, & Sampaio-Fernandes, 2014). Finalmente, estes materiais e todo o equipamento envolvido na sua manipulação e processamento devem ter custos aceitáveis (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011).

Alguns autores dão ênfase a duas principais características dos materiais de impressão: estabilidade dimensional e reprodução exata de detalhes (D. Kumar, Madihalli, Reddy, Rastogi, & Pradeep, 2011; Marković *et al.*, 2012; Surapaneni *et al.*, 2013). Porém, os outros requisitos devem ser tidos em conta. Por isso torna-se difícil

obter um material de impressão que responda a todos estes requisitos e ao mesmo tempo seja capaz de responder a todas as situações clínicas (Hamalian *et al.*, 2011). Ao longo dos anos, vários têm sido os materiais utilizados para a execução de impressões intraorais, passando por grandes fases de desenvolvimento e indo ao encontro das preferências dos profissionais (Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007; Surapaneni *et al.*, 2013).

Os materiais de impressão, de acordo com as suas características mecânicas, podem ser classificados como rígidos ou elásticos (Noort, 2007). Os rígidos, ao tomarem presa tornam-se difíceis de remover, podendo fraturar, alterando a integridade da estrutura tridimensional da impressão (Anusavice, 2013). A sua utilização é restrita a edentulismo total por não existirem zonas retentivas. Deste grupo fazem parte o gesso de paris, óxido zinco eugenol e *impression compound*. Em relação a este último a sua fórmula não é totalmente conhecida, mas inclui uma mistura de resinas, ceras e outros materiais que podem ser manipulados num intervalo de temperaturas entre 55-60°C (Noort, 2007).

Os materiais de impressão elásticos podem ser subdivididos em dois grupos: hidrocolóides ou elastómeros sintéticos (Chen *et al.*, 2004; Noort, 2007). Estes materiais de acordo com a sua composição que lhes conferem as características mecânicas, podem depois de terem tomado presa, serem ligeiramente estirados ou comprimidos sem que sofram uma deformação permanente, para além disso têm a capacidade de reproduzir detalhes das estruturas, rígidas ou moles (Anusavice, 2013). Foi também por isto que a sua utilização se tornou alargada, sendo indicados para situações, tais como o edentulismo total, parcial e em dentições completas (Noort, 2007).

O grupo dos materiais hidrocolóides foram os primeiros a surgir em meados dos anos 30 e graças à sua capacidade de permitir a impressão de zonas de maior contorno/recorte a baixo custo, tornaram-se os preferidos nos meados dos anos 50/60 no caso do ágar-ágar, já o alginato manteve-se como primeira escolha pelos médicos dentistas em especial para situações clínicas específicas, graças ao fato de aliar a sua capacidade de registo a um baixo preço (Chen *et al.*, 2004; Hamalian *et al.*, 2011).

Após a Segunda Grande Guerra, por volta dos anos 50, com a evolução tecnológica dos polímeros, surgiram novos materiais de impressão em Medicina Dentária, chamados de elastómeros por terem propriedades elásticas naturais de

borracha (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007) e que foram surgindo e evoluindo da seguinte forma: em 1950 surgiram os polissulfetos, em 1960 os silicones de condensação, em 1970 os poliéteres, em 1980 os silicones de adição e com a chegada dos anos 1990 os silicones de adição hidrofílicos (Noort, 2007). Com esta evolução tornou-se imprescindível aos profissionais de reabilitação oral o conhecimento das propriedades físicas e biológicas, vantagens e desvantagens dos diferentes tipos de materiais de impressão existentes, visando o sucesso da reabilitação oral (Hamalian *et al.*, 2011; Marković *et al.*, 2012; Surapaneni *et al.*, 2013).

2 Elastómeros e propriedades dos materiais de impressão

2.1 Polissulfetos

A sua composição básica é uma cadeia de polímeros de polissulfetos que nas extremidades têm um grupo funcional ($-SH$). Este grupo é referido como *tiol* ou *mercaptanos*. Por derivarem dos *tióis* os polissulfetos também são chamados de “*thiocol rubbers*”. Os *tióis* são análogos dos álcoois, ou seja, a composição química do *etanol* é CH_3CH_2OH , quando o átomo de oxigénio do grupo hidroxilo de um álcool é substituído por um átomo de enxofre CH_3CH_2SH este composto passa a chamar-se *etanatiol*. Na sua composição base também apresenta partículas de preenchimento inertes, de óxido de titânio com $0,3\mu m$ e sílica. A sua viscosidade pode ser alterada com a adição de pó de óxido de titânio. A reação de polimerização dá-se pela adição de uma pasta catalisadora contendo óxido de chumbo PbO_2 . Os átomos de oxigénio libertam os átomos de hidrogénio do grupo funcional ($-SH$) fazendo com que os átomos de enxofre se unam (*chain lengthening* e *crosslinking*) e promovendo a libertação de água H_2O como produto da reação de condensação (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007).

Por conterem óxido de chumbo na pasta catalisadora os polissulfetos são catalogados como tóxicos (Hamalian *et al.*, 2011).

2.2 Poliéteres

São cadeias longas de copolímeros de poliéter alternadas por átomos de oxigénio e grupos alquílicos ($O-[CH_2]_n$), com grupos terminais altamente reativos, anéis de aziridina. A reação de polimerização é feita a partir de um iniciador catiónico, um éster aromático sulfonado, que se dissocia e forma catiões que se ligam aos átomos de

nitrogénio dos anéis de aziridina, abrindo estes anéis. Os grupos de anéis abertos transformam-se em catiões que podem atacar e abrir outros anéis, criando uma reação em cadeia. Desta reação não resultam quaisquer tipos de subprodutos, o que favorece a estabilidade dimensional do material de impressão (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007).

2.3 Silicones de condensação

A composição básica dos silicones de condensação são polímeros de polidimetilsiloxano com grupos terminais hidroxilo, partículas de carga (ex: sílica) e pigmentos. A reação de condensação dá-se na presença de um agente tetrafuncional de ligações cruzadas - o tetraetilsilicato - e de um agente catalisador - dibutildilaurato ou octato de estanho. Quando se dá a reação existe a libertação do hidrogénio do grupo terminal hidroxilo e a formação de moléculas de álcool etílico, facto que se traduz pela contração do material, alterando a sua estabilidade dimensional após evaporação do álcool (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007).

2.4 Silicones de adição

Os silicones de adição são uma modificação dos silicones de condensação. A sua composição base são os polímeros de polidimetilsiloxano, mas com grupos terminais diferentes. Estas alterações nos grupos terminais originam polímeros quimicamente diferentes - copolímero polimetilhidrogenosiloxano (hidrosiloxano) - com grupos terminais de silano e - divinilpolidimetilsiloxano (vinilsiloxano) - com grupos terminais vinil, que perante o agente catalisador - ácido cloroplático (sal de platina) - resulta numa reação de polimerização de adição entre os dois siloxanos. Esta reação química leva a que os silicones de adição também sejam designados por polivinilsiloxanos (adiante designado por PVS) ou vinil polisiloxanos (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Surapaneni *et al.*, 2013).

Durante a reação de adição dos dois siloxanos nas proporções corretas e sem qualquer tipo de impureza, não existe subproduto da reação. No entanto, pode haver uma reação secundária entre os hidretos residuais do hidrosiloxano e a humidade, que leva à libertação de gás de Hidrogénio. Embora haja a libertação deste gás, não existe alteração dimensional na impressão. Esta libertação de gás pode traduzir-se em pequenos poros no gesso, caso a impressão seja vazada de imediato, no entanto este problema pode ser ultrapassado se houver um tempo de espera, entre 30 a 60 minutos.

Para melhorar este comportamento, os fabricantes adicionaram à composição destes materiais, o metal nobre Paládio, com o objetivo de captar o Hidrogénio, impedindo assim a sua libertação na forma de gás. Em suma, havendo uma correta proporção entre o hidrosiloxano e vinilsiloxano, é promovida a diminuição da quantidade de hidretos residuais. Com a adição do paládio, o Hidrogénio é captado e a reação secundária é eliminada na presença de humidade. Este facto torna dispensável a necessidade de aguardar 60 minutos antes do vazamento das impressões a gesso (Anusavice, 2013; Hamalian *et al.*, 2011; Noort, 2007; Surapaneni *et al.*, 2013).

A composição química e a reação de polimerização conferem aos silicones de adição propriedades físicas, que os caracterizam como os materiais de impressão com maior estabilidade dimensional. No entanto, quimicamente os PVS são hidrofóbicos, o que interfere com a reprodução de detalhes na presença de humidade. Para resolver este problema, da natureza química hidrófoba dos PVS, os fabricantes adicionaram um surfactante não iónico, garantindo hidrofília na superfície do material (Katyayan, Katyayan, & Kalavathy, 2011). Este “surfactante migra para a superfície do material e orienta o seu segmento hidrofílico para a superfície” (Anusavice, 2013), este fenómeno permite uma melhor reprodução de detalhe dos tecidos moles e do preparo dentário na presença de humidade, quando da tomada de impressão, e a captura máxima de detalhe no vazamento a gesso (Anusavice, 2013; Grundke, Michel, Knispel, & Grundler, 2008; Hamalian *et al.*, 2011; Surapaneni *et al.*, 2013). As novas fórmulas melhoradas com adição de surfactante classificam estes PVS como ultrahidrofílicos (Hamalian *et al.*, 2011).

Com a intenção de potenciar a ação de reprodução de detalhes, os fabricantes disponibilizam os PVS em diferentes viscosidades (Pimentel *et al.*, 2014):

- Baixa viscosidade ou consistência light, obtém-se através da diminuição da percentagem de partículas de carga, torna o material mais fluído, e com melhor capacidade de definição de pormenor, utilizado sobre os preparos dentários.
- Alta viscosidade ou consistência putty, obtém-se com o aumento da percentagem de partículas de carga, torna o material mais denso com menor capacidade de reprodução de detalhe, utilizado como base na moldeira.

2.5 Propriedades dos materiais de impressão

2.5.1 Precisão

É a capacidade de um material de impressão reproduzir pequenos detalhes de acordo com a sua consistência (Hamalian *et al.*, 2011). Segundo a norma ISO 4823:200 os materiais de impressão são classificados de acordo com a linha de detalhe que conseguem reproduzir, podendo variar entre os 20 μm e os 75 μm , da menos viscosa para a mais viscosa, respetivamente (International Standard Iso, 2000). Alguns PVS com uma viscosidade muito baixa têm capacidade de reproduzir detalhes na ordem de 1 a 2 μm (Surapaneni *et al.*, 2013).

2.5.2 Recuperação elástica

É a capacidade do material de impressão voltar à sua dimensão original sem sofrer distorção significativa, depois de removido da cavidade oral. Nenhum material de impressão tem 100% de recuperação elástica (Donovan & Chee, 2004).

2.5.1 Estabilidade Dimensional

É a capacidade de um material de impressão manter a sua precisão ao longo do tempo, possibilitando ser vazado a gesso de acordo com a conveniência do operador. Esta propriedade está inversamente relacionada com a libertação de produtos de reação durante a polimerização, ou seja, quanto menos produtos libertados maior estabilidade dimensional e por esta razão os PVS (*vide* tema Silicones de adição) são os materiais que apresentam maior estabilidade dimensional ao longo do tempo (Donovan & Chee, 2004). Alguns estudos revelam que ao fim de seis meses de armazenamento estes materiais não apresentam alterações dimensionais clinicamente significativas, no entanto aconselham o vazamento a gesso até 2 semanas (Nassar, Oko, Adeeb, El-Rich, & Flores-Mir, 2013). As alterações dimensionais iniciais que existem nos PVS são explicadas pela reação de polimerização, não pela libertação de subprodutos, mas devido ao estabelecimento de ligações covalentes entre as moléculas dos monómeros que levam uma redução da distância interatômica e intermolecular (Gráfico 1) (Pimentel *et al.*, 2014).

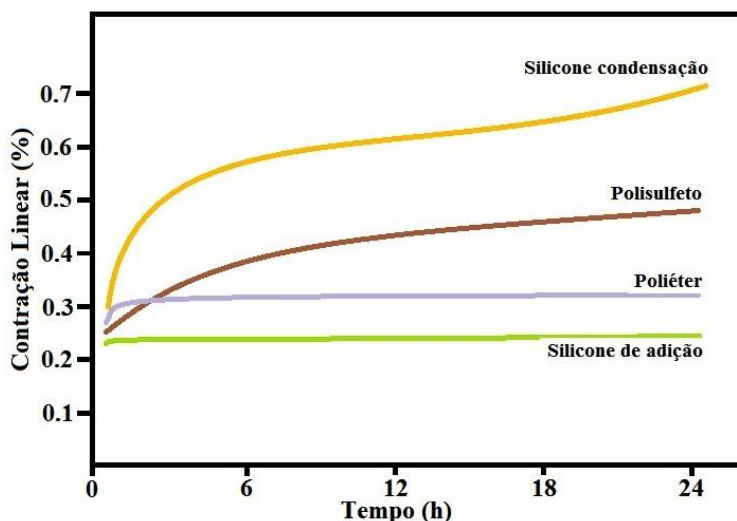


Gráfico 1 – Representação da contração linear de 4 elastómeros
(adaptado de *Phillips' Science of Dental Materials*)

2.5.2 Propriedades Hidrofílicas

É a capacidade de um material de impressão entrar em íntimo contacto com superfícies húmidas e conseguir captar o máximo de detalhe (Hamalian *et al.*, 2011).

2.5.3 Fluidez ou Molhabilidade

É a capacidade de um material de impressão escoar para zonas de profundos e pequenos detalhes dos tecidos moles e duros da cavidade oral e pode ser quantificada pelo ângulo de contacto de um líquido sobre um sólido (Grundke *et al.*, 2008).

2.5.4 Flexibilidade

É a capacidade de um material de impressão ser removido facilmente da cavidade oral sem dar resistência. O material que apresenta maior flexibilidade depois de polimerizado é o alginato e o que apresenta menor é o poliéter, tornando-se desaconselhado em zonas muito retentivas (Hamalian *et al.*, 2011).

2.5.5 Viscosidade

É a capacidade de um material de impressão resistir ao escoamento e apenas ceder quando pressionado. Alguns autores descrevem como sendo um comportamento tixotrópico, ou seja, flui facilmente sob pressão mas não sob ação da força da gravidade. Esta característica nos materiais de impressão está dependente da quantidade de partículas de carga na sua composição, como referido anteriormente (vide tema Silicones de adição) (Surapaneni *et al.*, 2013).

3 Infecção cruzada

É do conhecimento geral que a saliva pode transportar inúmeros microrganismos patogénicos (Millar & Deb, 2014) e que a contaminação do ambiente de trabalho com bactérias, fungos e vírus durante os procedimentos dentários tem sido associado a doenças debilitantes que ameaçam a vida dos profissionais de saúde e dos próprios pacientes (R. N. Kumar *et al.*, 2012). Embora a maioria destes microrganismos não apresentem riscos para a saúde dos Médicos Dentistas, mas alguns deles podem provocar doenças infecciosas incuráveis, tais como: o vírus da hepatite C (HCV) e o da imunodeficiência humana (HIV) (R. N. Kumar *et al.*, 2012), bem como outras com elevado grau de patogenicidade, tais como: o vírus da hepatite B (HBV), do herpes labial (HSV-1), o bacilo de Koch ou *Mycobacterium tuberculosis* (MTB), entre outras (Silva & Salvador, 2004). Com o objetivo de prevenir a transmissão de doenças infecciosas, todo o equipamento dentário deve ser desinfetado (Sinobad *et al.*, 2014). Neste sentido, as instituições médicas e dentárias têm vindo a aumentar as medidas preventivas para evitar as infeções nosocomiais, infeções cruzadas e infeções secundárias (Ohkawa & Akitsu, 2014).

As impressões dentárias são um procedimento muito frequente na prática clínica (Vasconcellos, Andreiuolo, Sabrosa, Neisser, & Rego, 2012). A literatura refere que os materiais de impressão têm um grande potencial de retenção de microrganismos, sendo os PVS com menor afinidade seguidos dos polisulfetos (Silva & Salvador, 2004). Uma impressão dentária que tenha estado em contacto com saliva e sangue é uma potencial fonte de infeção cruzada, podendo contaminar os modelos de gesso (Choi, Kim, & Kim, 2014; Rentzia, Coleman, O'Donnell, Dowling, & O'Sullivan, 2011). No sentido de evitar a infeção cruzada devem ser criados protocolos de controlo de infeção, entre o gabinete dentário e o laboratório (R. N. Kumar *et al.*, 2012). Embora esteja documentado que existe uma falha de comunicação entre os consultórios e os laboratórios dentários (Millar & Deb, 2014).

Estudos recentes demonstraram que 67% das impressões enviados para os laboratórios dentários estão infetadas com vários microrganismos (Ghasemi, Badrian, & Khalighinejad, 2012). Um estudo levado a cabo em Hong Kong apurou que 78% dos Médicos Dentistas passavam por água a impressão logo após a remoção da cavidade oral e apenas 48% desinfetavam as impressões (Millar & Deb, 2014), como é evidente a

passagem por água não apresenta eficácia na remoção de microrganismos e foi demonstrado que apenas remove da superfície das impressões 40% das bactérias, vírus e fungos (Rentzia *et al.*, 2011; Suprono, Kattadiyil, Goodacre, & Winer, 2012).

Os protocolos de desinfecção, com a informação atualizada, para os consultórios e laboratórios dentários, estão constantemente a ser emitidos pela *American Dental Association* (ADA), *Centers for Disease Control and Prevention*, em livros de materiais dentários, em artigos científicos e pelos fabricantes dos materiais de impressão (Sinobad *et al.*, 2014). Apesar de toda esta informação, não existe nenhum protocolo universalmente aceite para a desinfecção ou esterilização dos materiais de impressão (Millar & Deb, 2014). Vários estudos têm sido elaborados com o objetivo adicional de testar se a desinfecção ou esterilização provocam alteração dimensional ou corrosão nos materiais de impressão (Gonçalves, Popoff, Castro, Silva, G.C. , Magalhães, & Moreira, 2011; Millar & Deb, 2014; Rentzia *et al.*, 2011; Vasconcellos *et al.*, 2012; Walker, Rondeau, Petrie, Tasca, & Williams, 2007).

4 Desinfecção

A desinfecção pode ser definida como um procedimento clínico, que tem como objetivo eliminar microrganismos patogénicos (bactérias, vírus e fungos), na sua forma vegetativa, de todas as superfícies que estiveram em contato com fluídos humanos (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999; Suprono *et al.*, 2012).

Comercialmente existem vários tipos de desinfetantes que atuam sobre os microrganismos de formas diferentes (Silva & Salvador, 2004):

- As soluções de glutaraldeído e formaldeído fixam as proteínas da membrana celular, bloqueando as trocas dos componentes celulares, levando à morte do microrganismo.

- A clorexidina, os fenóis, os álcoois e os componentes de amónio quaternário levam à morte do microrganismo pela rutura da membrana celular.

- Os halogéneos (Hipoclorito de Sódio) e iodóforos destroem os microrganismos pela oxidação celular.

Os desinfetantes podem ainda ser classificados pelo seu nível de desinfecção (Rentzia *et al.*, 2011):

- Alto: gás de óxido de etileno, glutaraldeído, provocam a inativação de esporos e de outras formas microbianas.

- Médio: formaldeído, halogéneos, iodóforos e compostos fenólicos, provocam a destruição da maioria dos microrganismos incluindo o *Mycobacterium tuberculosis*. Não provocam a destruição de fungos na sua forma esporulada.

- Baixo: amónio quaternário, fenóis simples e os detergentes não são aceitáveis como agentes de desinfecção segundo este autor.

Ghasemi e seus colaboradores provaram, através de um estudo, que as novas gerações de amónio quaternário erradicam completamente todas as formas de microrganismos das impressões em silicone (Ghasemi *et al.*, 2012).

As impressões dentárias têm superfícies que estão em contacto com saliva e sangue e como medida de biossegurança a sua desinfecção deve ser obrigatória na prática clínica (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999; Silva & Salvador, 2004). Os agentes químicos mais usados em Medicina Dentária para a desinfecção de impressões são os halogéneos, os glutaraldeído, os álcoois, os fenóis e o amónio quaternário (Ghasemi *et al.*, 2012; Rentzia *et al.*, 2011). A eficácia dos desinfetantes, no controlo da infeção cruzada, está dependente do tipo de microrganismos, da temperatura, da concentração do princípio ativo, e do tempo de imersão (Ghasemi *et al.*, 2012). Neste sentido torna-se pertinente determinar a concentração mínima eficaz de desinfetante, o tempo de exposição e as suas consequências físicas e químicas na superfície dos vários tipos de materiais de impressão (Alves-Rezende & Lorenzato, 1999; Rios, Morgano, Stein, & Rose, 1996). A partir dos finais do século XX, com o aumento dos casos de Síndrome da Imunodeficiência Adquirida (SIDA), apareceram as primeiras recomendações para a desinfecção das impressões dentárias, porque até essa data não era um procedimento rotineiro na prática da Medicina Dentária (Kotsiomiti, Tziaila, & Hatjivasiliou, 2008), apenas era recomendado passar as impressões em água corrente (Amin, 2009). Para lá da eficácia da desinfecção, começou a ser observado outro fator, a interferência do desinfetante nas principais propriedades dos materiais de impressão, precisão e estabilidade dimensional (Melilli *et al.*, 2008). Neste sentido, têm sido realizados diversos estudos com o objetivo da avaliação dos efeitos dos desinfetantes nos materiais de impressão mas os seus resultados demonstram uma grande variabilidade, pelo facto de existir uma grande variedade de materiais, de desinfetantes e de protocolos de desinfecção (Amin, 2009; Nassar, Aziz, & Flores-Mir, 2011).

De acordo com estudos recentes, é importante referir que a desinfecção por imersão é preferível à desinfecção por ação de *spray*, pelo facto deste não garantir o

alcance de toda a superfície da impressão (Frederico Emygdio Cabral de Vasconcellos *et al.*, 2012; Kotsiomi *et al.*, 2008; Yilmaz, Aydin, Gul, Yilmaz, & Semiz, 2007).

Antes da desinfecção é importante passar por água durante 15 segundos para eliminar todo o tipo de matéria orgânica e permitir que o desinfetante chegue às zonas mais retentivas da impressão (Kalantari, Malekzadeh, & Emami, 2014; Silva & Salvador, 2004; Suprono *et al.*, 2012). A imersão durante 10 minutos numa solução de hipoclorito de sódio ou glutaraldeído, segundo a literatura, demonstra ser eficaz na descontaminação dos materiais de impressão e não provocar alteração dimensional significativa nem alteração de textura (Amin, 2009; R. N. Kumar *et al.*, 2012).

5 Esterilização

A esterilização é o método mais eficaz no controlo da infeção cruzada, tem a capacidade de destruir todos os microrganismos na sua forma vegetativa e na sua forma mais resistente, a esporulada (Abdelaziz *et al.*, 2004; Thota, 2014).

Existem dois tipos de esterilização, a física - por calor (Autoclave) e a química - por gaz de Óxido de Etileno (Millar & Deb, 2014; Rentzia *et al.*, 2011). O método preferido e mais usado em meio clínico e hospitalar é a esterilização em autoclave (Millar & Deb, 2014). Numa pesquisa feita a Médicos Dentistas generalistas, 50% responderam que preferiam um material de impressão que pudesse ser submetido à esterilização em autoclave (Millar & Deb, 2014). No entanto, este método submete os materiais a temperaturas muito elevadas, na ordem dos 134° C, o que poderá comprometer as propriedades físicas destes (Pimentel *et al.*, 2014). Alguns estudos indicam que os PVS podem sofrer a esterilização em autoclave, sem comprometer significativamente a estabilidade dimensional, apresentando alterações dimensionais inferiores a 0,5% (Millar & Deb, 2014). Todavia, existem poucos estudos autónomos que certifiquem que a esterilização, por ser realizada a temperaturas muito elevadas, não provoca alterações dimensionais e cada vez mais surgem no mercado novos materiais de impressão que necessitam de ser avaliados (Millar & Deb, 2014; Pimentel *et al.*, 2014).

6 Objetivo

Este trabalho de investigação tem como principal objetivo avaliar e comparar se após desinfecção ou esterilização surgem alterações na estabilidade dimensional do silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPETM).

7 Hipóteses

7.1 Hipótese 0

- Não existe alteração dimensional do silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPETM) quando submetido a um método de desinfecção ou esterilização.

7.2 Hipótese 1

- Existe alteração dimensional do silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPETM) quando submetido a um método de desinfecção ou esterilização.

II MATERIAIS E MÉTODOS

1 Materiais

Para esta investigação foi utilizado silicone de adição da seguinte marca comercial: Imprint™ Penta™ Super Quick Heavy (3M ESPE Lot 591100) o qual se apresenta em dois cartuchos, um com uma pasta base de 300ml e o outro com uma pasta



Figura 1 - Imprint™ Penta™ Super Quick Heavy (3M ESPE Lot 591100).

catalisadora 60ml (Figura 1).

De forma a alcançar uma mistura homogénea deste material, foi utilizada a misturadora automática Pentamix 2 (3M ESPE™) e uma ponta misturadora da marca (3M ESPE™) (Figura 2).

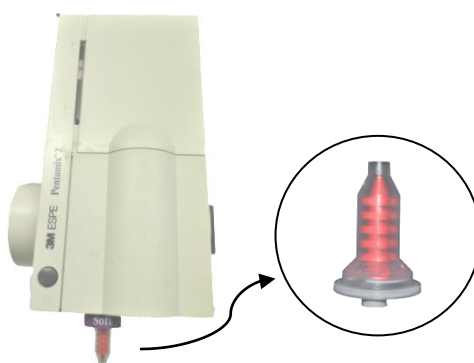


Figura 2 - Misturadora Pentamix 2 (3M ESPE) e Ponta misturadora (3M ESPE)

Para a obtenção dos espécimes foi utilizado um conjunto de peças metálicas, fabricadas segundo a norma ISO 4823:2000, desse conjunto fazem parte as seguintes peças:

- Matriz cilíndrica metálica ou “*test block*” (Figura 3)



Figura 3 - Matriz cilíndrica metálica ou “*test block*”.

- Anel metálico ou “*ring mould*” (Figura 4)



Figura 4 - Anel metálico ou “*ring mould*”.

Para limpeza e aquecimento das peças metálicas foi utilizado um aparelho de ultrassons da marca Ultrasonic Cleaner (n° de ref.: CD-4820) (Figura 5).



Figura 5 - Aparelho de ultrassons da marca Ultrasonic Cleaner.

Para haver uma distribuição uniforme de todo o material de impressão sobre a superfície da matriz e para que a face posterior da amostra se apresentasse plana, foi utilizado:

- Uma folha de polietileno (Figura 6)



Figura 6 - Folha de polietileno.

- Uma placa metálica (Figura 7)



Figura 7 - Placa metálica.

- Um peso de 2Kg. (Figura 8)



Figura 8 - Peso de 2Kg.

Para completar o tempo de presa do Silicone, utilizou-se um recipiente de plástico com água aquecida à temperatura de 35°C, controlada com um termómetro e mantida por um aquecedor de aquários da marca Tronic (Figura 9).

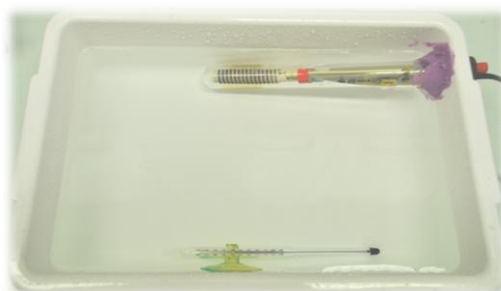


Figura 9 - Recipiente de plástico com aquecedor de aquários da marca Tronic e termómetro.

Numa primeira análise, para a inclusão dos espécimes no estudo, utilizou-se uma lupa Leica sof. LAS V 3.8 (nº de ref.: 0421) com uma ampliação de 4x. Foi verificada a integridade e continuidade da linha 50µm (Figura 10)., por se tratar de um silicone com consistência Tipo 1, segundo a norma ISO 4823:2000.

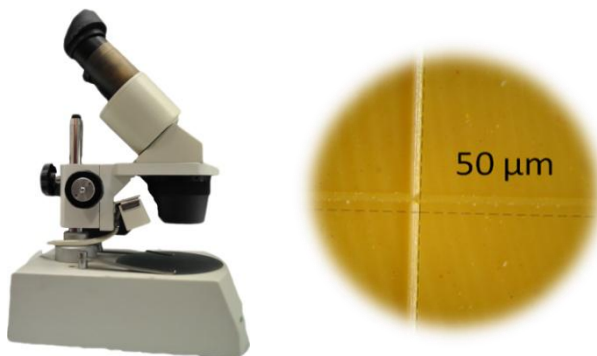


Figura 10 - Lupa Leica sof. LAS V 3.8. e Linha dos 50 µm

O procedimento de desinfecção química foi realizado pelo método de imersão, num recipiente de plástico numa solução de Hipoclorito de Sódio (NaOCl) a 5,25% tamponado. A preparação de 2 litros desta solução foi feita a partir da diluição de 1,129 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 (Figura 11).



Figura 11 - Solução desinfetante de Hipoclorito de Sódio (NaOCl) a 5,25%.

O processo de esterilização foi efetuado em autoclave horizontal, durante um ciclo de 40 minutos a 134°C, disponível na Clínica Medicina Dentária Universitária Egas Moniz, da marca Centroclave da distribuidora Ajcosta & Irmãos Lda (nº de referencia: 53) (Figura12).



Figura 12 - Autoclave horizontal.

Recorrendo ao interferómetro de Michelson (Figura 13) que se encontra no Instituto Português da Qualidade (adiante designado por IPQ), no departamento de metrologia, no laboratório de comprimento, desde 2006, foram recolhidos, através de medições interferométricas, os dados que permitiram calcular a estabilidade dimensional das amostras.



Figura 13 - Interferómetro de Michelson (cortesia de Mestre Patrícia Branco).

O interferómetro é constituído por diferentes partes, sendo elas:

- Banco de aferição de 3 metros da marca SIP- Soci   Genevoise D`Instruments de Physiques (n  de ref.:0105);
- Laser da marca HP  (n  de ref.:2532A02730),
- Unidade de controlo de laser da marca HP  (n  de ref.:2948 02352),
- Fonte de ilumina   SCHOTT KL 1500 (n  de ref.: 208665),

- Estereomicroscópio com retículo e câmara fotográfica ZEISS STEMI 2000-C (nº de ref.: 0035722).

Para as medições com cinco casas decimais é necessário ativar os sistemas de controlo de temperatura e pressão através do sistema de aquisição 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.

2 Métodos

Para este estudo foram obtidas 90 amostras do material de impressão Imprint™ 4 Penta™ Super Quick Heavy (3M ESPE) (Figura 14), através de 10 matrizes metálicas - *test block* - identificadas na sua face lateral com a numeração de 0 a 9 e com os respetivos anéis metálicos - *ring mould* - devidamente adaptados.

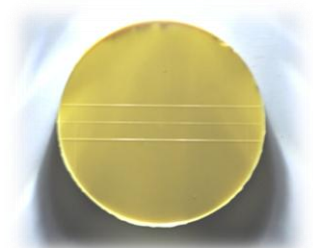


Figura 14 - Exemplar de espécime em silicone
Imprint™ 4 Penta™ Super Quick Heavy (3M ESPE).

As amostras foram divididas em 3 grupos principais de 30 amostras:

- Grupo Controlo
- Grupo Desinfecção
- Grupo Esterilização

Cada grupo foi subdividido em 3 grupos de 10 amostras, considerando 3 variáveis temporais para a sua análise:

- Tempo 0 horas (T0) - Dia da confeção da amostra
- Tempo 24 horas (T24) - Passadas 24 horas da confeção da amostra
- Tempo 1 Semana (T1S) - Passado 1 semana da confeção da amostra

Foram obtidos um total de 9 Grupos de 10 amostras, surgindo assim uma identificação lógica para as amostras de cada grupo e numeradas de acordo com a matriz metálica - *test block* - correspondente, consultar (Tabela 1).

Tabela 1 – Representação da constituição de grupos.

	Tempo 0 Horas	Tempo 24 Horas	Tempo 1 Semana
Grupo Controlo	Grupo 0 (1-10)	Grupo 1 (11-20)	Grupo 2 (21-30)
Grupo Desinfecção	Grupo 3 (31-40)	Grupo 4 (41-50)	Grupo 5 (51-60)
Grupo Esterilização	Grupo 6 (61-70)	Grupo 7 (71-80)	Grupo 8 (81-90)

Como referido anteriormente, o conjunto de peças metálicas para a confeção das amostras foi elaborado de acordo com a norma ISO 4823:2000, especificação nº19 da ADA para o estudo da estabilidade dimensional de materiais de impressão.

A matriz metálica ou *test block*, é constituída por 3 linhas paralelas que distam entre si 2,5mm (linhas 1, 2 e 3) apresentando diferentes profundidades, respetivamente 50µm, 20µm e 75µm. Estas linhas vão permitir avaliar a capacidade de reprodução de detalhe do silicone em estudo. São delimitadas perpendicularmente por outras 2 linhas (linhas 4 e 5) de profundidade 75µm e distando entre si 25 mm. Estas vão permitir avaliar a estabilidade dimensional do silicone em estudo.

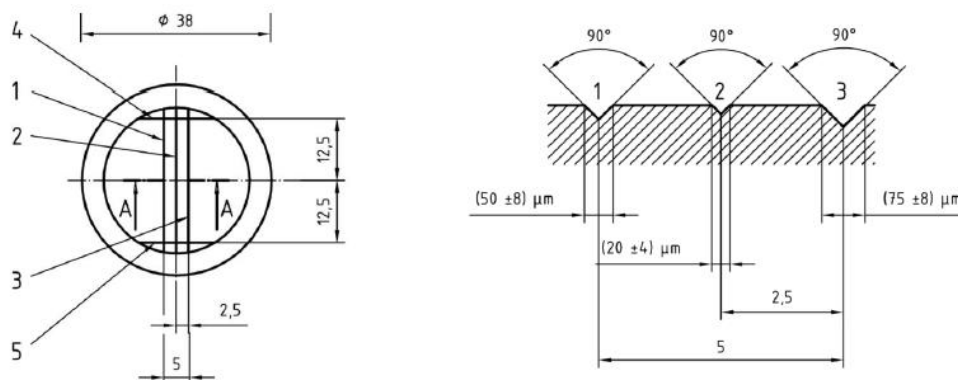


Figura 15 – Esquema da vista superior e lateral da matriz metálica/*test block* com a representação das linhas e suas profundidades (norma ISO 4823:2000).

A matriz metálica apresenta uma marca em X na sua face lateral a referenciar a linha 1, linha dos 50 μ m (Figura 16). Esta marca vai facilitar a marcação, numeração e a orientação da amostra durante as medições.

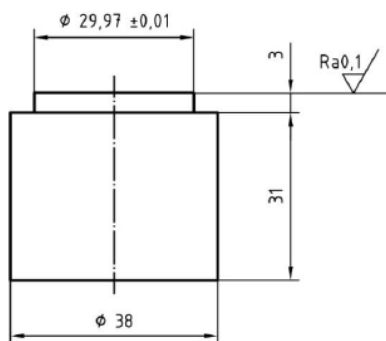


Figura 16 – Esquema da vista lateral da matriz metálica / *test block*
(norma ISO 4823:2000).

De forma a delimitar o diâmetro das amostras, o anel metálico ou *ring mould* (Figura 17) vai encaixar num entalhe que a matriz metálica apresenta na face superior, onde estão gravadas as linhas. O diâmetro deste anel é de 30mm e tem de altura 6mm, apresenta um ligeiro recorte na face externa, que fica virado para baixo quando encaixado na matriz metálica. Este recorte facilita a remoção do anel da matriz.

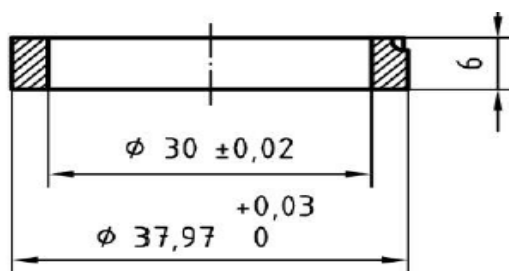


Figura 17 – Esquema representativa do anel metálico/*ring mould*
(norma ISO 4823:2000).

2.1 Protocolo de elaboração das amostras

1º Passo: Limpeza da matriz metálica/test block e anel metálico/ring mould.

Passou-se um jato de ar comprimido sobre a superfície superior da matriz metálica, onde estão gravadas as linhas, e no anel metálico de forma a remover as impurezas. Depois, colocaram-se as com água desionizada durante dois ciclos de 5 minutos e ligou-se o sistema de aquecimento da água existente na máquina (Figura 18). Estes dois ciclos vão permitir a libertação de restos de material e ou impurezas que possam ter ficado retidos nas linhas. O aquecimento da água vai permitir que as peças metálicas absorvam calor e desta forma criar um ambiente térmico próximo ao da cavidade oral.



Figura 18 – Matrizes metálicas e os anéis metálicos na cuba de ultrassons.

2º Passo: Secagem e montagem da matriz metálica e anel metálico.

Após 10 minutos removeu-se o excesso de água da superfície superior da matriz e dos anéis metálicos com jacto de ar. Montou-se o anel sobre a matriz de forma correta formando o conjunto matriz-anel (Figura 19). A face do anel que apresenta um ligeiro recorte deve ficar virada para baixo e para a face lateral da matriz que tem a marca X, representativa da linha dos 50µm.



Figura 19 - Conjunto matriz-anel

3º Passo: Confeção das amostras.

Segundo as instruções do fabricante, de forma a validar os tempos de processamento, este material foi armazenado e manipulado à temperatura de 23°C/74°F e humidade relativa do ar de 20-80%, condições que o Laboratório de Materiais Dentários do Instituto Superior Ciências da Saúde Egas Moniz apresenta.

A misturadora automática Pentamix 2 (3M ESPE TM) permite uma correta manipulação do material. Foi colocada na misturadora a pasta base e a pasta catalisadora e encaixou-se a ponta misturadora em espiral, pressionou-se o botão da misturadora e descartou-se obrigatoriamente os primeiros mililitros da mistura, até que o material se apresentasse com uma cor e consistência homogêneas.

Dispensou-se o material de impressão na face superior do conjunto matriz-anel no sentido da linha 4 para a linha 5, sem afastar a ponta misturadora, garantindo assim a não introdução de bolhas de ar na amostra. Colocou-se uma folha de polietileno sob o silicone, sobre este conjunto, colocou-se uma placa metálica plana (Figura 20) e fez-se uma ligeira pressão controlada de forma a simular a pressão do operador durante colocação de uma moldeira com o material de impressão na boca do paciente. Esta pressão vai provocar um deslocamento do material sobre as linhas e para as extremidades. Deste modo é garantido o preenchimento de todo o espaço e o extravasamento do excesso de material. Depois de começar a dispensar o material no conjunto matriz-anel todo este procedimento deve demorar cerca de 60 segundos.



Figura 20 – Placa de metal e folha de polietileno sobre o silicone e o conjunto anel e matriz

Colocou-se dentro do recipiente com água aquecida a 35°C todo o conjunto: matriz, anel, silicone, folha de polietileno e placa metálica, e desta forma recriou-se um ambiente térmico e húmido aproximado do da cavidade oral. Colocou-se um peso de 2Kg para continuar a simular a pressão exercida pelo operador durante o tempo de polimerização dos materiais. Este tempo deve ser o indicado pelo fabricante, neste caso 1 min e 15 segundos adicionando mais 3 min, tempo preconizado pela especificação nº19 da ADA, para este tipo de materiais de impressão. Este tempo adicional garante a polimerização completa do material que se pretende estudar.

4º Passo: Numeração e marcação das amostras

Passado o tempo de polimerização da amostra, esta precisa de ser numerada e marcada na sua face posterior.

A marca X existente na face lateral da matriz metálica, que está orientada pela linha dos 50µm, bem como o recorte do anel que quando foi encaixado na matriz ficou virado para a marca, são dois pontos de referência que vão permitir fazer uma pequena marca na amostra indicando o lado da linha dos 50µm. Esta marca serve como orientação da amostra quando é observada para inclusão no estudo e quando é efetuada a medição no microscópio interferométrico. O número que está gravado na face lateral da matriz metálica vai igualmente ser registado à direita na amostra e um segundo número vai ser gravado à esquerda (Figura 21), indicando o grupo a que essa amostra vai pertencer. Ver acima Tabela 1.



Figura 21 – Representação da numeração e marca.

Com precaução desencaixou-se o anel metálico da matriz. O recorte na face lateral do anel facilita a sua remoção. Tirou-se a amostra cuidadosamente do interior do anel e cortou-se o excedente de silicone da face lateral da amostra com um bisturi. Lavou-se com um leve jacto de água desionizada e secou-se com um ligeiro jacto de ar comprimido.

5º Passo: Avaliação das amostras para inclusão no estudo

Depois de todo o processo de identificação da amostra, esta deve ser avaliada para a inclusão no estudo. Esta avaliação passar por observar a integridade e continuidade da linha dos 50µm com a lupa Leica. Verificando-se as condições, a amostra é considerada positiva e incluída no estudo podendo ser lida/medida no interferómetro. Caso não se verifiquem essas condições a amostra poderá ser repetida apenas uma única vez, e será incluída no estudo a melhor das duas.

6º Passo: Constituição dos Grupos.

Das 90 amostras seleccionadas foram constituídos 3 grupos com 30 amostras cada:

- Grupo Controlo, este grupo não é submetido a nenhum procedimento/método apenas é feita a sua leitura/medição no interferómetro nas 3 variáveis temporais, resultando uma subdivisão de 3 grupos de 10 amostras:

Grupo Controlo (T0) ou (Grupo 0) - este grupo foi medido apenas no dia 0 correspondente ao dia da confeção das amostras

Grupo Controlo (T24) ou (Grupo1) - este grupo foi medido em (T0) e T(24)

Grupo Controlo (T1S) ou (Grupo 2) – este grupo foi medido em (T0), T(24) e (T1S)

- Grupo Desinfecção, este grupo foi submetido a um protocolo de desinfecção química, que consistiu na imersão das amostras numa solução de Hipoclorito de Sódio a 5,25% tamponado com Ácido Bórico durante 10 minutos (Figura 22), lavou-se com água corrente e secou-se com um ligeiro jacto de ar comprimido. Da subdivisão deste grupo resultam mais 3 grupos, igualmente com 10 amostras cada:



Figura 22- Imersão das amostras em Hipoclorito de Sódio a 5,25% tamponado com Ácido Bórico durante 10 minutos

Grupo Desinfecção (T0) ou (Grupo3) – este grupo é medido em (T0) duas vezes, uma depois da confecção das amostras e outra depois da aplicação do método de desinfecção, ficando referenciada esta medição como (TM) – (Medição no dia 0 após a aplicação do método).

Grupo Desinfecção (T24) ou (Grupo 4) – este grupo é medido em (T0), (TM) e (T24).

Grupo Desinfecção (T1S) ou (Grupo 5) – este grupo é medido em (T0), (TM), (T24) e (T1S).

- Grupo Esterilização, este grupo foi submetido ao protocolo de esterilização, que consistiu no seguinte: embalaram-se as amostras numa manga de esterilização e colocaram-se no autoclave para completar um ciclo de esterilização de 40 minutos a 134°C (Figura 23).



Figura 23 – Espécimes embalados em manga de esterilização.

Resulta igualmente da sua subdivisão, 3 grupo de 10 amostras.

Grupo Esterilização (T0) ou (Grupo 6) – este grupo é medido em (T0) e (TM).

Grupo Esterilização (T24) ou (Grupo 7) – este grupo é medido em (T0), (TM) e (T24).

Grupo Esterilização (T1S) ou (Grupo 8) – este grupo é medido em (T0), (TM), (T24) e (T1S).

O resumo das medições pode ser consultado na (Tabela 2)

Tabela 2 - Representação dos tempos de medição

	Nº	(T0)	(TM)	(T24)	(T1S)
Grupo 0	(1-10)	X			
Grupo 1	(11-20)	X		X	
Grupo 2	(21-30)	X		X	X
Grupo 3	(31-40)	X	X		
Grupo 4	(41-50)	X	X	X	
Grupo 5	(51-60)	X	X	X	X
Grupo 6	(61-70)	X	X		
Grupo 7	(71-80)	X	X	X	
Grupo 8	(81-90)	X	X	X	X

7º Passo: Leitura/medição das amostras

A medição das amostras foi efetuada apenas por um único observador, recorrendo ao interferômetro de Michelson, corretamente calibrado, pelo método de interferometria a laser com a precisão na casa dos centésimos de milésimos do milímetro (0,00001mm). De acordo com o fabricante do interferômetro de Michelson todas as medições devem ser efetuadas de acordo com os seguintes valores padrão do ambiente envolvente, temperatura de referência de 20°C, pressão 1013,25 mbar e humidade igual a 50% (Figura 24).



Figura 24 - Termohigrômetro

Posicionamento correto da amostra na mesa de medição - com o auxílio da pré-marcação colocou-se a linha dos 50µm na posição mais superior, utilizando os botões

da mesa, foi horizontalizada a linha de modo que o cursor mira existente na lente do estereomicroscópio se desloque continuamente sobre ela desde (linha 4) até à (linha 5).

Leitura/medição da amostra - Depois de corretamente posicionada a amostra, é medida a distância entre as linhas verticais 4 e 5, repetindo-se o procedimento que se segue, nas três linhas horizontais (linha 1, 2 e 3).

O cursor mira tem a forma de um sinal (+) representando um eixo horizontal X e um eixo vertical Y. Para a realização da medição, o eixo vertical Y da mira do estereomicroscópio deve ficar encostado a face interna da linha vertical 4 e o eixo horizontal X deve ser colocado a cerca de 0,03 mm abaixo da linha horizontal (linha 1,2, ou 3). A partir daqui fica definido o ponto zero, fez-se *Reset* na unidade de controlo de laser (Figura25), deslocou-se o cursor mira até à face interna da linha vertical 5 e registou-se o valor obtido. Saiu-se para fora com o cursor e voltou-se à face interna da linha vertical 5 e registou-se de novo o valor, fez-se este procedimento para que cada linha horizontal fosse medida 3 vezes (Figura 26). Este procedimento serve para validar a reprodutibilidade do método, tal como é especificado pela norma ISO 4823:2000.



Figura 25 - Unidade de controlo Lazer

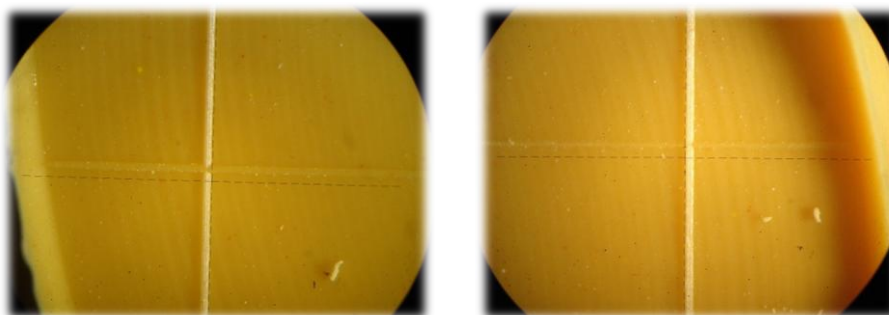


Figura 26 - À esquerda representação da mira na Linha 5, à direita na Linha 4

8 Passo: Cálculo da estabilidade dimensional

Para o cálculo da estabilidade dimensional foi utilizada a fórmula apresentada pela norma ISO 4823:2000 (Figura 27).

$$\text{Alteração dimensional (\%)} = \frac{(L_1 - L_2)}{L_1} \times 100$$

Figura 27 - Fórmula da alteração dimensional especificada pela ISO 4823:2000.

A letra (L_1) representa a média da distância em micra entre as (linhas 4 e 5) medidas na matriz metálica/*test block* em cada uma das linhas (1, 2 e 3) e a letra (L_2) a mesma distância em micra entre as (linhas 5 e 4) reproduzidas na amostra em cada uma das linhas (1, 2 e 3) (Figura 28).

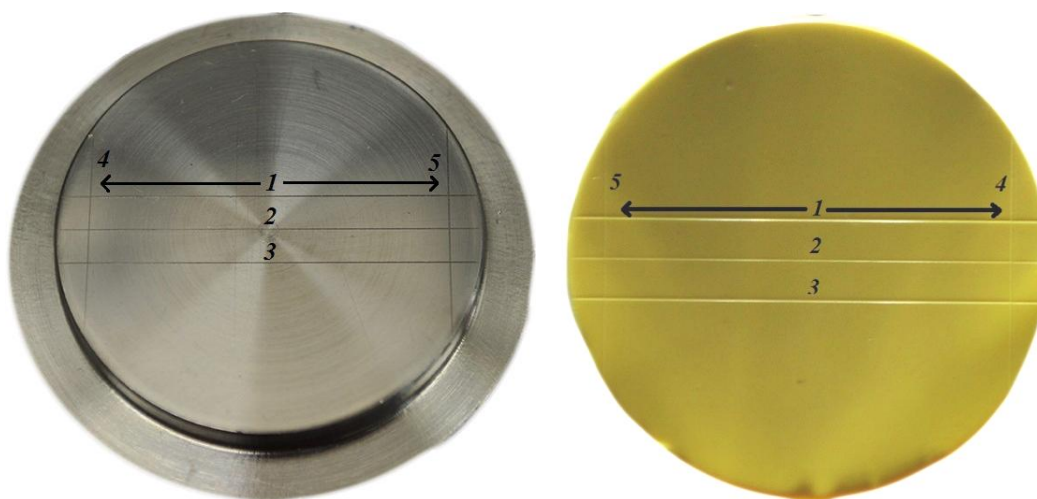


Figura 28- Representação da numeração das linhas na matriz e no espécime.

2.2 Tratamento estatístico

Obtidos os valores das percentagens da alteração dimensional dos espécimes de acordo com a fórmula da norma ISO 4823:2000, recorreu-se ao programa de análise estatística IBM® SPSS® Statistics - versão 20.0, com o objetivo de avaliar se existiam alterações dimensionais estatisticamente significativas, comparando os tempos dentro do mesmo grupo - recordando (T0), (TM), (T24) e (T1S) e entre grupos - Grupo Controlo, Grupo Desinfecção, Grupo Esterilização.

III RESULTADOS E DISCUSSÃO

1 Resultados

Foi utilizado um Teste ANOVA para medidas repetidas com intervalo de confiança de 95%, para comparar se existem alterações dimensionais das amostras ao longo do tempo em cada grupo, existem dois pressupostos que se devem verificar:

- 1- Não existirem *outliers*
- 2- Distribuição normal

No Gráfico 2 confirma-se a não existência de *outliers*.

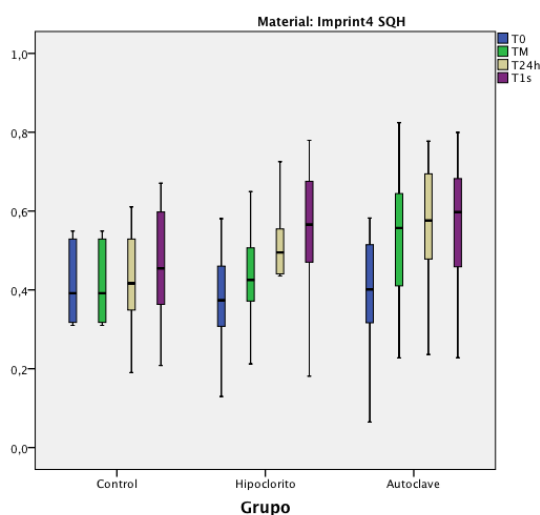


Gráfico 2 – Representação gráfica dos valores médios e dos desvios padrão.

Foi utilizado o Teste de Normalidade Shapiro-Wilk, para verificar se existe uma distribuição normal dentro dos grupos. Pode observar-se na Tabela 3 que nos dois grupos de estudo existe uma distribuição normal ($p > 0,05$). Tal não acontece no Grupo Controlo em (T0) em que o valor de $p = 0,012$. Contudo, como referido, não se verifica a normalidade em todos os grupos, mas visto que o teste que se realizou tem pouca sensibilidade a este aspeto, ou seja, tem força suficiente para menosprezar este valor, considera-se uma distribuição normal em todos os grupos.

Tabela 3- Resultado do Teste Normalidade Shapiro-Wilk.

Teste de Normalidade			
Material	Grupo	Tempo	Shapiro-Wilk
			Significância
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	Controlo	T0	0,012
		T24	0,527
		T1S	0,626
	Desinfecção	T0	0,765
		TM	0,512
		T24	0,079
		T1S	0,143
	Esterilização	T0	0,226
		TM	0,857
		T24	0,282
		T1S	0,379

Na tabela de análise descritiva (Tabela 4), observa-se que dentro de cada grupo existiu uma tendência crescente da média de alteração dimensional e que esta foi mais elevada nos grupos que foram submetidos à desinfecção ou à esterilização. No Grupo Controlo (T24), a alteração dimensional média foi de $0,4286 \pm 0,13\%$ (adiante referidos como Média $\pm$ Desvio Padrão) no Grupo Desinfecção (T24) foi de $0,5202 \pm 0,09\%$ e no Grupo Esterilização (T24) foi de $0,5564 \pm 0,18\%$. Verificou-se então alteração dimensional das amostras em cada grupo ao longo do tempo, a alteração foi mais relevante nos grupos Desinfecção e Esterilização.

Tabela 4 - Estatística descritiva dos grupos do silicone de adição com valores de média e desvio padrão.

Análise Descritiva				
Material	Grupo	Tempo	Média	Desvio Padrão
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	Controlo	T0	0,4122	0,10357
		T24h	0,4286	0,13300
		T1s	0,4786	0,14866
	Desinfecção	T0	0,3668	0,13587
		TM	0,4178	0,13246
		T24h	0,5202	0,09401
		T1s	0,5250	0,20037
	Esterilização	T0	0,3796	0,17900
		TM	0,5331	0,18934
		T24h	0,5564	0,17643
		T1s	0,5546	0,18918

Para avaliar se as percentagens das médias têm relevância estatística aplicou-se o Teste ANOVA para medidas repetidas com intervalo de confiança de 95%. Na análise de comparação de pares (Tabela 5), que neste caso compara a alteração dimensional das amostras com o fator tempo dentro de cada grupo, observou-se:

- No Grupo Controlo, comparando a média da alteração dimensional das amostras de (T0) com (T24 e T1S) não encontrou-se expressão estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Mas comparando (T24) com (T1S), existem diferenças estatisticamente significativas entre estes grupos, $p = 0,032 < 0,05$. Entre estes tempos de medição os valores de média são negativos ($-0,050 \pm 0,02\%$), verificando-se assim no comportamento do silicone uma ligeira tendência de contração.

- No Grupo Desinfecção, quando se comparou a alteração dimensional das amostras de (T0) com as amostras nos restantes tempos de medição, verificou-se diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$). Ainda dentro deste grupo observaram-se diferenças estatisticamente significativas, comparando (TM) com (T24 e T1S) para valores de significância $p = 0,008$ e $p = 0,012$ respetivamente. Todos os valores da média foram negativos, tendo-se encontrado, com alguma evidência estatística, contração no comportamento do material após aplicação da desinfecção.

- No Grupo Esterilização, quando se comparou a alteração dimensional das amostras de (T0) com as amostras nos restantes tempos de medição (TM, T24 e T1S), verificou-se diferenças estatisticamente significativas, $p = 0,000$, em todos grupos. Todos os valores da média foram negativos, tendo-se encontrado com alguma evidência estatística, contração no comportamento do material após esterilização.

Tabela 5 – Resultados da comparação de pares dentro de cada grupo.

Comparação de Pares								
Material	Grupo	Tempo		Média	Desvio Padrão	Sig.	Intervalo de confiança de 95%	
							Mínimo	Máximo
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	Controlo	T0	T24	-0,016	0,017	1,000	-0,066	0,034
			T1S	-0,066	0,026	0,093	-0,143	0,010
		T24	T1S	-0,050	0,016	0,032	-0,096	-0,004
	Desinfecção	T0	TM	-0,051	0,012	0,013	-0,092	-0,010
			T24	-0,153	0,025	0,001	-0,237	-0,070
			T1S	-0,158	0,026	0,001	-0,246	-0,071
		TM	T24	-0,102	0,022	0,008	-0,178	-0,027
			T1S	-0,107	0,025	0,012	-0,191	-0,023
		T24	T1S	-0,005	0,045	1,000	-0,156	0,147
	Esterilização	T0	TM	-0,153	0,015	0,000	-0,203	-0,104
			T24	-0,177	0,008	0,000	-0,204	-0,150
			T1S	-0,175	0,010	0,000	-0,207	-0,143
		TM	T24	-0,023	0,013	0,629	-0,067	0,020
			T1S	-0,021	0,011	0,535	-0,059	0,016
		T24	T1S	0,002	0,010	1,000	-0,030	0,034

Com este tratamento estatístico pode-se verificar que existem diferenças dimensionais lineares estatisticamente significativas entre os valores obtidos. Para comparar a existência de alterações dimensionais entre grupos, foram verificados estes dois pressupostos:

- 1- Ter uma distribuição normal
- 2- Verificar a igualdade das variâncias

Para verificar se existia uma distribuição normal, recorreu-se ao Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk (Tabela 6).

Através deste teste verificou-se que existia uma distribuição normal, pela observação da significância em que $p > 0,05$.

Tabela 6 – Resultados do Teste Normalidade Shapiro – Wilk.

Teste de Normalidade				
MATERIAL			Shapiro-Wilk	
			N	Significância
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	T0	Controlo	30	0,204
		Desinfecção	30	0,544
		Esterilização	30	0,333
	TM	Desinfecção	30	0,156
		Esterilização	30	0,695
	T24	Controlo	20	0,759
		Desinfecção	20	0,541
		Esterilização	20	0,657
	T1S	Controlo	10	0,626
		Desinfecção	10	0,539
		Esterilização	10	0,379

Na Tabela 7, referente aos resultados do teste de homogeneidade de variâncias, verificou-se que em (T0) e (TM), $p < 0,005$ ($p=0,013$ e $p= 0,002$ respetivamente), deste modo, a hipótese nula (H_0) que postula a existência de variâncias iguais foi rejeitada. Existe, desta forma, violação da igualdade de variâncias. No entanto, visto que se comparam grupos com o mesmo número de amostras, o teste ANOVA pode ser realizado com a correção de *Welsh*.

Tabela 7 – Resultado do Teste de homogeneidade de variâncias.

Teste de homogeneidade de variâncias			
MATERIAL		Levene Statistic	Significância
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	T0	4,575	0,013
	TM	10,918	0,002
	T24	1,106	0,338
	T1S	0,260	0,773

A tabela de análise descritiva (Tabela 8) mostra a alteração dimensional das amostras nos tempos de medição (T0), (TM), (T24) e (T1S) entre grupos. Observou-se medias de alteração dimensional muito semelhantes em (T24) e (T1S) para os Grupos Desinfecção e Esterilização. (T24) Grupo Desinfecção $0,5520 \pm 0,19\%$; (T24) Grupo Esterilização $0,5528 \pm 0,14\%$; (T1S) Grupo Desinfecção $0,5390 \pm 0,17\%$; (T1S) Grupo Esterilização $0,5546 \pm 0,19\%$. No Teste ANOVA (Tabela 9) pôde observar-se que $p = 0,462$ em (T24) e $p = 0,586$ em (T1S), o que significa que ($p > 0,05$) não existiram diferenças estatisticamente significativas entre esterilização e desinfecção às 24 horas e a 1 semana.

Tabela 8 – Resultados da Análise descritiva da alteração dimensional entre grupos.

Análise Descritiva							
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	Variáveis Independentes		N	Média	Desvio Padrão	Intervalo de Confiança 95%	
						Mínimo	Máximo
	T0	Controlo	30	0,5059	0,15070	0,4496	0,5622
		Desinfecção	30	0,4198	0,21110	0,3410	0,4986
		Esterilização	30	0,3830	0,10859	0,3424	0,4235
		Total	90	0,4362	0,16866	0,4009	0,4716
	TM	Desinfecção	30	0,4584	0,20312	0,3826	0,5343
		Esterilização	30	0,5427	0,09844	0,5059	0,5794
		Total	60	0,5005	0,16385	0,4582	0,5429
	T24	Controlo	20	0,4982	0,13368	0,4357	0,5608
		Desinfecção	20	0,5520	0,19303	0,4616	0,6423
		Esterilização	20	0,5528	0,14109	0,4868	0,6189
		Total	60	0,5343	0,15757	0,4936	0,5750
	T1S	Controlo	10	0,4786	0,14866	0,3723	0,5850
		Desinfecção	10	0,5390	0,17518	0,4137	0,6643
		Esterilização	10	0,5546	0,18918	0,4192	0,6899
		Total	30	0,5241	0,16911	0,4609	0,5872

Tabela 9 – Resultados do teste ANOVA.

ANOVA					
MATERIAL			df	F	Significância
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	T0	Entre Grupos	2	4,531	0,013
		Dentro de Grupos	87		
		Total	89		
	TM	Entre Grupos	1	4,181	0,045
		Dentro de Grupos	58		
		Total	59		
	T24	Entre Grupos	2	0,782	0,462
		Dentro de Grupos	57		
		Total	59		
	T1S	Entre Grupos	2	0,545	0,586
		Dentro de Grupos	27		
		Total	29		

Não havendo igualdade de variâncias em (T0) e (TM), não se podem interpretar os resultados na tabela do teste ANOVA, o teste de robustez com a correção de Welch (Tabela 10), mostra que em (T0) $p = 0,003$ em (TM) $p = 0,047$ ($p < 0,05$) existiram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 10 - Resultados do teste de robustez com a correção de Welch.

Testes de robustez de igualdade de médias						
MATERIAL			Estatística	df1	df2	Significância
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	T0	Welch	6,499	2	54,422	0,003
	TM	Welch	4,181	1	41,910	0,047
	T24h	Welch	0,939	2	37,249	0,400
	T1sem	Welch	0,587	2	17,808	0,566

O teste ANOVA não identifica entre que grupos existem diferenças estatisticamente significativas, para tal, através dos Testes *Post Hoc* (Tabela 11) verificou-se que as

diferenças estatisticamente significativas das alterações dimensionais, foram em (T0) entre o Grupo Controlo e o Grupo Esterilização, $p=0,002$.

Tabela 11- Resultados do Teste Post Hoc – múltiplas comparações.

Teste <i>Post Hoc</i> – múltiplas comparações								
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	Variáveis Dependentes			Média	Desvio Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
							Mínimo	Máximo
	T0	Controlo	Desinfecção	0,08610	0,04735	0,174	-0,0281	0,2003
			Esterilização	0,12293*	0,03391	0,002	0,0412	0,2047
		Desinfecção	Esterilização	0,03683	0,04334	0,674	-0,0683	0,1420
	T24	Controlo	Desinfecção	-0,05373	0,05001	0,534	-0,1741	0,0666
			Esterilização	-0,05460	0,05001	0,523	-0,1750	0,0657
		Desinfecção	Esterilização	-0,00087	0,05001	1,000	-0,1212	0,1195
	T1S	Controlo	Desinfecção	-0,06038	0,07685	0,715	-0,2509	0,1301
			Esterilização	-0,07593	0,07685	0,591	-0,2665	0,1146
Desinfecção		Esterilização	-0,01554	0,07685	0,978	-0,2061	0,1750	

O teste ANOVA não compara apenas dois grupos, para tal, foi aplicado o *t*-teste para igualdade de média o qual compara em (TM), o Grupo Desinfecção e o Grupo Esterilização (Tabela 12).

Tabela 12 – *t*-teste – Para igualdade de variâncias não assumida.

MATERIAL				Teste <i>Levene's</i> para Igualdade de variâncias		<i>t</i> -test para igualdade de médias			
				Sig.	Sig. (2-tailed)	Diferença Média	Diferença Desvio Padrão	Intervalo de Confiança 95% das diferenças	
								Mínimo	Máximo
Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPE)	TM	Alteração Dimensional	Igualdade de variâncias assumida	0,002	0,045	-0,08426	0,04121	-0,16676	-0,00177
			Igualdade de variâncias não assumida		0,047	-0,08426	0,04121	-0,16744	-0,00109

Não havendo homogeneidade de variâncias em (TM) ver tabela 7, a leitura fez-se na coluna de Igualdade de variâncias não assumida no *t-teste*, verificando-se que $p = 0,047 < 0,05$, assim existem alterações dimensionais estatisticamente significativas em (TM) entre a desinfecção e esterilização. A percentagem da diferença da média é de $(-0,08426 \pm 0,04\%)$, sendo esta negativa e portanto a alteração dimensional (contração) é superior na esterilização.

De todo o tratamento estatístico realizado aos dados obtidos, verificou-se que existem alterações dimensionais lineares estatisticamente significativas de contração do material, principalmente nos grupos que foram submetidos a um dos métodos de desinfecção ou esterilização. A maior alteração dimensional verificou-se logo após o método (TM) com maior significância estatística para o Grupo esterilização. No entanto ao compararmos o (T24) e (T1S) os valores médios da alteração dimensional aproximaram-se entre eles, revelando um comportamento de estabilidade do material ao longo do tempo. Em nenhum grupo se verificaram alterações dimensionais superiores a 1,5%, valor de alteração dimensional linear máxima aceitável, e que está dentro dos parâmetros aceites pela norma ISO 4823:2000.

2 Discussão

Um dos fatores mais importantes para o sucesso, a longo prazo, de uma reabilitação dentária é haver uma transição suave entre as interfaces dente-restauração. Uma deficiente adaptação provoca retenção de placa bacteriana e alterações na distribuição da microflora oral, podendo induzir doença periodontal, cárie secundária e contaminação pulpar (Pradíes *et al.*, 2015). Assim, torna-se essencial iniciar todo o processo de confecção de restaurações indiretas com um material de impressão dentário que garanta precisão nos detalhes e estabilidade dimensional (Hamalian *et al.*, 2011; Marković *et al.*, 2012). Os PVS são os materiais de impressão mais usados pelos Médicos Dentistas para este tipo de trabalhos (Anusavice, 2013; Gonçalves *et al.*, 2011; Hamalian *et al.*, 2011; Surapaneni *et al.*, 2013) e, por terem contato direto com a cavidade oral, existe uma preocupação crescente na descontaminação destes materiais, com o objetivo de evitar a infecção cruzada (Millar & Deb, 2014).

Este estudo *in vitro* foi desenhado para avaliar e comparar a alteração dimensional linear do silicone Imprint 4 Penta Super Quick Heavy (3M ESPETM) quando submetido a dois métodos de descontaminação: desinfecção e esterilização. No nosso estudo as amostras foram obtidas a partir de uma matriz metálica, fabricada segundo as especificações da norma ISO 4823:2000 para este tipo de materiais de impressão, esta escolha foi porque este tipo de matriz permite facilmente a outros investigadores a reprodutibilidade do estudo (Thota, 2014; Walker *et al.*, 2007). Existe uma grande variedade de métodos para obtenção dos espécimes, bem como formas diferentes de análise da alteração dimensional (Gonçalves *et al.*, 2011). Alguns autores preferem usar modelos metálicos, com dois cilindros cónicos a simular os pilares de uma ponte (Marković *et al.*, 2012), ou arcadas com quatro cilindros marcados com um (X) de distâncias preestabelecidas (Vasconcellos *et al.*, 2012), e outros utilizam modelos de dentes metálicos (Schaefer *et al.*, 2012), com o objetivo de analisar tridimensionalmente as alterações dos materiais. Estes métodos requerem o vazamento a gesso das impressões, o que não traz grande vantagem porque apesar de ser um processo padronizado pode introduzir erros de leitura, devido às alterações dimensionais do gesso, na tomada de presa (Thota, 2014), acumulando assim duas alterações dimensionais, a do material de impressão e a do gesso.

Por outro lado, e no sentido de eliminar erros de mistura manual e standardizar as amostras, utilizámos de acordo com o fabricante a misturadora automática Pentamix

2 (3M ESPETM) (Melilli *et al.*, 2008; Walker *et al.*, 2007), o que permitiu uma mistura mais homogênea (comparando com a mistura manual) durante todo o procedimento (Schaefer, Schmidt, Goebel, & Kuepper, 2012).

Segundo a norma ISO 4823:2000, depois de a matriz ser cheia com material, deve-se aplicar uma força suficientemente elevada sob a placa de metal e a folha de polietileno, para que haja o extravasamento do excesso de material, de forma a mantermos esta pressão constante durante todo o tempo de polimerização, utilizamos um peso de 2Kg, o que nos permitiu uniformizar a pressão sob o material durante a confecção dos espécimes. Em alguns estudos semelhantes a força aplicada foi de 1kg (Amin, 2009; Silva & Salvador, 2004) e noutros apenas uma pressão digital constante (Pimentel *et al.*, 2014).

A forma como a leitura das amostras é realizada pode variar, em alguns casos os investigadores utilizam máquinas de medição de coordenadas (Marković *et al.*, 2012), microscópios de luz (Vasconcellos *et al.*, 2012), ou digitalizadores óticos 3D (Rodriguez & Bartlett, 2011; Schaefer *et al.*, 2012).

Uma das limitações do nosso estudo é de apenas ser possível avaliar as alterações dimensionais lineares, no entanto, as medições foram efetuadas diretamente nas impressões, sem a necessidade do vazamento a gesso, e sem que haja contacto físico entre o instrumento de medição e o espécime, preservando a integridade deste. A técnica utilizada nas medições foi a interferometria laser pelo método de Michelson, o que nos permitiu grande precisão no registo de dados, na casa dos 0,01µm, embora a preconizada pela norma ISO 4823:2000 seja na casa dos 0,01mm. É uma das técnicas mais precisas mas está dependente da capacidade do investigador na interpretação das leituras (Martin *et al.*, 2007; Sinobad *et al.*, 2014).

A seleção deste material para estudo, deveu-se às suas características peculiares, trata-se de um silicone de adição de nova geração, com hidrofília melhorada, em que o tempo de mistura é de 1:15 minutos, o tempo de polimerização intraoral 1:15 minutos e tem sabor a hortelã-pimenta (ESPE, 2013). Estas características traduzem-se clinicamente por aumentar o conforto do paciente na tomada de impressão, principalmente quando existe um reflexo de vômito acentuado, e na redução do tempo de consulta para o Médico Dentista. Mas o que torna este material cientificamente relevante é a sua hidrofília melhorada e o seu rápido tempo de polimerização.

A literatura refere que durante a reação de polimerização os silicones de adição sofrem contração (Pimentel *et al.*, 2014). Segundo alguns autores, o tempo médio de presa oscila entre os 4 e 5 minutos (Hamalian *et al.*, 2011). Como referido, este projeto tem por objetivo avaliar o comportamento da alteração dimensional linear no silicone em estudo. Consultando a tabela da análise descritiva das variáveis independentes, verifica-se que no total das 90 amostras em (T0), a média da alteração dimensional é de $0,4362 \pm 0,17\%$, inferior a 1,5% ao referenciado pela norma ISO 48230:2000 como máximo aceitável. Coloca-se assim de parte a hipótese do silicone em estudo, apesar do seu tempo de “presa super rápida” (ESPE, 2013) anunciado pelo fabricante, apresentar alteração dimensional clinicamente significativa.

A estabilidade dimensional dos materiais de impressão, principalmente a dos elastómeros, tem vindo a ser amplamente estudada (Gonçalves *et al.*, 2011), estes autores elaboraram uma revisão de literatura, que consistia numa pesquisa na base de dados do PubMed e do Scopus sobre este tema. Usaram como critério de exclusão todos os artigos que analisavam a alteração dimensional relacionada com métodos de desinfecção, tendo concluído que os PVS podem ser vazados a gesso entre os 30 minutos e as 4 semanas, sem que exista uma alteração dimensional significativa (F.S. Gonçalves, D.A.V. Popoff, C.D.L. Castro, G.C. Silva & Moreira, 2011). O resultado destes estudos permitiu-nos estipular tempos de leitura dos espécimes (T0), (T24) e (T1S) válidos para a investigação. Observando a Tabela 4 verificamos no Grupo Controlo um valor crescente da alteração dimensional média ao longo do tempo, registado em (T1S) $0,4786 \pm 0,15\%$. Estes resultados validam a amostragem do Grupo Controlo, confirmando a alteração dimensional inerente aos PVS, ao longo do tempo, permitindo assim, efetuar comparações com os grupos submetidos à Desinfecção e Esterilização.

Com a necessidade crescente do controlo da infeção cruzada nos consultórios dentários, e havendo uma vasta gama de materiais de impressão em contínuo desenvolvimento existe a necessidade de avaliar a interação destes com os procedimentos que demonstram maior eficácia na sua descontaminação (Millar & Deb, 2014). Como referido (*vide* tema Desinfecção) o Hipoclorito de Sódio é um desinfetante muito eficaz, capaz eliminar todos os microrganismos exceto na sua forma esporulada, e a autoclavagem processo ainda mais eficaz (*vide* tema esterilização) capaz de eliminar os microrganismos esporulados, neste sentido levou-se a cabo esta investigação.

Foi utilizado o Hipoclorito de Sódio na sua formulação a 5,25% pelo método de imersão durante 10 minutos para estudar *in vitro* as alterações dimensionais lineares do silicone. Este apresentou uma percentagem média de alteração dimensional, após o método (TM) de $0,4178 \pm 0,13\%$ (Tabela 4) o que se veio a revelar estatisticamente significativo na comparação de (T0) e (TM) com significância $p = 0,013$ (Tabela 5) e a diferença das médias ((T0) - (TM)) de $-0,051 \pm 0,01\%$. Sendo esta diferença de médias negativa, podemos concluir que o comportamento do silicone perante a desinfeção sofre contração. No entanto, comparando (T24) e (T1S) já não existe relevância estatística ($p = 1,000$), observando as suas médias (T24) $0,5202 \pm 0,10\%$ e (T1S) $0,5250 \pm 0,20\%$ são muito semelhantes, o que nos leva a concluir que entre as 24 horas e uma semana o silicone apresenta estabilidade dimensional. Estes resultados corroboram os resultados obtidos por Martin *et al.*, 2007, que efetuou um estudo semelhante, com a mesma concentração de desinfetante e os mesmos 10 minutos, mas com diferentes tipos de materiais de impressão. Este autor chegou à conclusão de que as alterações dimensionais provocadas nos silicones eram clinicamente aceitáveis.

Um fato interessante sobre esta característica dos PVS, regressando ao passado (Adabo, Zanarotti, Fonseca, & Cruz, 1999) pelo mesmo método de desinfeção não observaram diferenças dimensionais estatisticamente significativas entre o grupo submetido à desinfeção e o grupo controlo, portanto esta propriedade já tem vindo a ser estudada ao longo dos anos. Noutro sentido (Walker *et al.*, 2007) levou a cabo uma investigação que além da alteração dimensional, estudava também a qualidade da superfície dos silicones de adição quando submetidos a imersão em Hipoclorito de Sódio na concentração de 0,5% durante 10 minutos e 1 hora, observando que os PVS mantinham o detalhe e não existia alteração dimensional significativa.

Como referido anteriormente, cada vez se dá maior importância ao controlo da infeção cruzada. A forma de garantir a descontaminação de um material é a esterilização em autoclave, desta forma, o silicone foi testado. Uma das questões que aqui se levanta é a temperatura a que o silicone vai ser submetido e o tempo de exposição, neste sentido submeteu-se os espécimes a um ciclo de autoclavagem a 134° durante 40 minutos, ciclo idêntico a que outros materiais não descartáveis usados em clínica são submetidos. A questão da temperatura é muito pertinente, isto porque no trajeto da clínica para o laboratório de prótese dentária, perde-se o controlo ambiental da impressão. Podendo parecer estranho mas tal como refere (Pimentel *et al.*, 2014) no seu estudo, uma

impressão deixada dentro de um carro fechado durante 30 minutos pode chegar facilmente aos 60°C. Neste sentido testou um PVS em duas situações de elevada temperatura, exposição a 66°C durante 8 horas e a um ciclo de esterilização em autoclave 134°C durante 18 minutos, concluindo que a temperatura não influenciou a precisão do silicone e que ao fim de 7 dias armazenado à temperatura de 23° C, as amostras apresentavam maior precisão do que às 24 horas.

Outro estudo muito semelhante ao descrito nesta dissertação no que concerne à esterilização em autoclave - ciclo de 134°C durante 30 min - de um PVS, revela que este material pode ser esterilizado em autoclave sem que sofra alterações dimensionais clinicamente significativas (Millar & Deb, 2014). Assim, os resultados observados nesta investigação vão de encontro aos esperados, a maior alteração dimensional média foi encontrada no Grupo Esterilização em (T24) $0,5564 \pm 0,18\%$ (Tabela 4) no entanto na comparação com (T1S) $0,5546 \pm 0,19\%$ não se revelou estatisticamente significativo ($p = 1$) (Tabela 5) a diferença das médias é $0,002 \pm 0,01\%$, um valor positivo, neste caso podemos considerar um comportamento expansivo do material após a esterilização em autoclave ao fim de uma semana, para confirmar este comportamento uma nova medição das amostras devia ser efetuada.

Numa revisão menos recente sobre os PVS já era mencionado que estes materiais podiam ser submetidos à esterilização, mas alertavam para o fato de não deverem ser utilizados em trabalhos de prótese fixa, sendo apenas aconselhados em reabilitação removível (Mandikos, 1998). No entanto, nos estudos mais recentes referenciados foi demonstrado o contrário, pelo que podemos supor que poderá existir uma evolução na fórmula dos PVS no sentido de suportar a esterilização em autoclave.

Segundo a evidência científica, com base nos estudos publicados, todas as impressões dentárias devem ser desinfetadas ou esterilizadas de modo a evitar uma possível infeção cruzada, a imersão em soluções desinfetantes e a esterilização em autoclave demonstram eficácia na eliminação de microrganismos, no entanto provocam alterações dimensionais nos materiais de impressão (*vide* Referências Bibliográficas). Comparando os dois métodos aplicados ao PVS em estudo apenas existem alterações dimensionais estatisticamente significativas após aplicação do método (TM) entre a desinfecção e esterilização. A percentagem da diferença da média é de $(-0,08426 \pm 0,04\%)$, sendo esta negativa a alteração dimensional após o método é superior na esterilização. Na comparação entre (T24) e (T1S) para os Grupos Desinfecção e

Esterilização observam-se medias de alteração dimensional muito semelhantes (T24) Grupo Desinfecção $0,5520 \pm 0,19\%$; (T24) Grupo Esterilização $0,5528 \pm 0,14\%$; (T1S) Grupo Desinfecção $0,5390 \pm 0,17\%$; (T1S) Grupo Esterilização $0,5546 \pm 0,19\%$. No Teste ANOVA (Tabela 9) pode observar-se que $p = 0,462$ em (T24) e $p = 0,586$ em (T1S), o que significa que ($p > 0,05$), verificando-se estabilidade dimensional ao fim de 24 hora até uma semana, limite do estudo.

Com a constante evolução tecnológica aplicada à Medicina Dentária, estão a surgir cada vez mais os scâneres intraorais (Grünheid, McCarthy, & Larson, 2014), com a capacidade de efetuar uma impressão virtual da cavidade oral de grande resolução e livre de microrganismos. O Controlo da infeção cruzada cinge-se ao gabinete dentário, que facilmente é controlado com recurso à utilização de um desinfetante de média potência, que elimina os vírus mais agressivos e o *Mycobacterium tuberculosis*, e que segundo a ADA a capacidade mínima que um desinfetante deve ter para ser utilizado na área da saúde na desinfecção de superfícies em contacto com fluidos humanos.

IV CONCLUSÃO

O silicone de adição o Imprint™ 4 Penta™ Super Quick Heavy (3M ESPE) apresentou alterações dimensionais estatisticamente significativas quando sujeito ao método de Desinfecção ou Esterilização em comparação com o Grupo Controle. Rejeita-se deste modo a Hipótese 0 do estudo.

O Grupo Esterilização em autoclave foi o que apresentou maiores alterações dimensionais lineares.

Tanto o Grupo Desinfecção como o Grupo Esterilização apresentaram estabilidade dimensional ao longo de 1 semana.

Apesar de termos encontrado alterações dimensionais nos diferentes Grupos estudados, e das limitações deste estudo no que diz respeito à possibilidade de estudar outras variáveis concluímos que; segundo a norma ISO 4823:2000 para os métodos estudados não existem alterações dimensionais clinicamente significativas, porque os valores observados foram todos eles inferiores a 1,5%.

Tendo em conta os valores apresentados e de acordo com o tempo de avaliação do comportamento dimensional das amostras, as impressões podem ser vazadas a gesso após ter sido feita a impressão das arcadas até 1 semana, no entanto, devem ser levadas a cabo investigações com o objetivo de verificar se não existem alterações dimensionais quando se passa para a fase de vazamento a gesso.

V BIBLIOGRAFIA

- Abdelaziz, K. M., Hassan, A. M., & Hodges, J. S. (2004). Reproducibility of sterilized rubber impressions. *Brazilian Dental Journal*, 15(3), 209–213.
- Adabo, G. L., Zanarotti, E., Fonseca, R. G., & Cruz, C. a. (1999). Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 621–624.
- Alves-Rezende, M. C. R., & 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. (2009). The Effects of Disinfectants on Dimensional Accuracy and Surface Quality of Impression Materials and Gypsum Casts. *Journal of Clinical Medicine Research*, 1(2), 81–89.
- Anusavice, K. J. (2013). *Phillips: Science of Dental Materials*. (Elsevier, Ed.) (Twelve edition). New York.
- Chen, S. Y., Liang, W. M., & Chen, F. N. (2004). Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *Journal of Dentistry*, 32(8), 603–609.
- Cho, S.-H., Schaefer, O., Thompson, G. a., & Guentsch, A. (2015). Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(4), 310–315.
- Choi, Y.-R., Kim, K.-N., & Kim, K.-M. (2014). The disinfection of impression materials by using microwave irradiation and hydrogen peroxide. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 981–987.
- Donovan, T. E., & Chee, W. W. L. (2004). A review of contemporary impression materials and techniques. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 445–470.
- ESPE, 3M. (2013). Imprint™4 VPS Impression Material. e. Paul, USA.
- Ghasemi, E., Badrian, H., & Khalighinejad, N. (2012). Investigating the Effects of Spraying Deconex on Disinfection of three Different Impression Materials, *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 13(3), 97–102.
- Gonçalves, F. S., Popoff, D. A. V., 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., & Grundler, a. (2008). Wettability of silicone and polyether impression materials: Characterization by surface tension and contact angle measurements. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 317(1-3), 598–609.

Grünheid, T., McCarthy, S. D., & Larson, B. E. (2014). Clinical use of a direct chairside oral scanner: An assessment of accuracy, time, and patient acceptance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 146(5), 673–682.

Hamalian, T. a., Nasr, E., & Chidiac, J. J. (2011). Impression materials in fixed prosthodontics: Influence of choice on clinical procedure. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 153–160.

International Standard Iso. (2000). 4823: 2000 Dentistry—Elastomeric impression materials. *Iso*, 2000.

Kalantari, M. H., Malekzadeh, A., & Emami, A. (2014). The Effect of Disinfection with Sodium Hypochlorite 0 . 5 % on Dimensional Stability of Condensation Silicone Impression Materials of Speedex and Irasil, *Journal of Dentistry*, Shiraz University of Medical Sciences, 15(September), 98–103.

Katyayan, P., Katyayan, M., & Kalavathy, N. (2011). Dimensional accuracy and detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under different conditions. *Indian Journal of Dental Research*, 22(6), 881.

Kotsiomi, E., Tzioula, a., & Hatjivasiliou, K. (2008). Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - A literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(4), 291–299.

Kumar, D., Madihalli, A. U., Reddy, K. R. K., Rastogi, N., & Pradeep, N. T. (2011). Elastomeric impression materials: A comparison of accuracy of multiple pours. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 12(4), 272–278.

Kumar, R. N., Reddy, S. M., Karthigeyan, S., Punithavathy, R., Karthik, K. S., & Manikandan, R. (2012). The effect of repeated immersion of gypsum cast in sodium hypochlorite and glutaraldehyde on its physical properties : An in vitro study, *Journal of Pharmacy & BioAllied Sciences*, 6(4), 353-357.

- Mandikos, M. N. (1998). Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Australian Dental Journal*, 43(6), 428–434.
- Marković, D., Puškar, T., Hadžistević, M., Potran, M., Blažić, L., & Hodolič, J. (2012). the Dimensional Stability of Elastomeric Dental Impression Materials. *Contemporary Materials*, 1(3), 105–110.
- Martin, N., Martin, M. V., & Jedynekiewicz, N. M. (2007). The dimensional stability of dental impression materials following immersion in disinfecting solutions. *Dental Materials*, 23(6), 760–768.
- Material de Moldagem à base de Poliéter Perfil Técnico do Produto. (n.d.).
- Melilli, D., Rallo, A., Cassaro, A., & Pizzo, G. (2008). The effect of immersion disinfection procedures on dimensional stability of two elastomeric impression materials. *Journal of Oral Science*, 50(4), 441–446.
- Millar, B. J., & Deb, S. (2014). Effect of Autoclave Sterilisation on the Dimensional Stability and Tear Strength of Three Silicone Impression Materials, *Open Journal of Stomatology*, 4, 518-526
- Mino, T., Maekawa, K., Ueda, A., Higuchi, S., Sejima, J., Takeuchi, T., ... Kuboki, T. (2015). In silico comparison of the reproducibility of full-arch implant provisional restorations to final restoration between a 3D Scan/CAD/CAM technique and the conventional method. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(2), 152–158.
- Nassar, U., Aziz, T., & Flores-Mir, C. (2011). Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(2), 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(3), 172–178.
- Noort, R. van. (2007). *Introduction to Dental Materials*. (Elsevier, Ed.) (Third Edit). Philadelphia: Mosby.
- Ohkawa, H., & Akitsu, T. (2014). Material Conformity and Bactericidal Characteristics of High-Density Ozone Disinfection in Vinyl Polysiloxane Impression and PMMA Dentistry Fillings, *Engineering*, 6, 319–328.

- Pimentel, L., Portugal, J., Vasconcelos, M., Rocha, P. A., & Sampaio-Fernandes, J. C. (2014). Influência do tratamento térmico na precisão de um silicone de adição autoclavável. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria E Cirurgia Maxilofacial*, 55(1), 43–48.
- Pradíes, G., Zarauz, C., Valverde, A., Ferreira, A., & Martínez-Rus, F. (2015). Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *Journal of Dentistry*, 43(2), 201–208.
- Rentzia, a., Coleman, D. C., O'Donnell, M. J., Dowling, a. H., & O'Sullivan, M. (2011). Disinfection procedures: Their efficacy and effect on dimensional accuracy and surface quality of an irreversible hydrocolloid impression material. *Journal of Dentistry*, 39(2), 108–116.
- Rios, M. P., 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.
- Rodriguez, J. M., & Bartlett, D. W. (2011). The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. *Dental Materials*, 27(3), 253–258.
- Schaefer, O., Schmidt, M., Goebel, R., & Kuepper, H. (2012). Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(3), 165–172.
- Silva, S. M. L. M. Da, & Salvador, M. C. G. (2004). Effect of the disinfection technique on the linear dimensional stability of dental impression materials. *Journal of Applied Oral Science : Revista FOB*, 12(3), 244–249.
- Sinobad, T., Obradovic-Djuricic, K., Nikolic, Z., Dodic, S., Lazic, V., Sinobad, V., & Jesenko-Rokvic, A. (2014). The effect of disinfectants on dimensional stability of addition and condensation silicone impressions. *Vojnosanitetski Pregled*, 71(3), 251–258.

- Suprono, M. S., Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J., & Winer, M. S. (2012). Effect of disinfection on irreversible hydrocolloid and alternative impression materials and the resultant gypsum casts. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(4), 250–258.
- Surapaneni, H., Y, P. S., Y, R. S., & Attili, S. (2013). Polyvinyl siloxanes in Dentistry : An Overview. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs Journal*, 27(3), 115–123.
- Thota, K. K. (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*, 48–50.
- Vasconcellos, F. E. C. de, Andreiuolo, R. F., Sabrosa, C. E., Neisser, M. P., & Rego, M. A. Do. (2012). Estabilidade dimensional de modelos obtidos com poliéter e silicone de adição após desinfecção com ácido peracético e hipoclorito de sódio. *Rev. Bras. ...*, 69(1), 55–60. Retrieved from
- Walker, M. P., Rondeau, M., Petrie, C., Tasca, A., & Williams, K. (2007). Surface quality and long-term dimensional stability of current elastomeric ipression materials after disinfection: Basic science research. *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: Basic science research. *Journal of Prosthodontics*, 16(6), 473–479.

ANEXOS

Tests of Normality								
Material			Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
			Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Imprint4 SQH	Control	T0	0,299	10	0,012	0,793	10	0,012
		T24h	0,206	10	0,200 [*]	0,938	10	0,527
		T1s	0,154	10	0,200 [*]	0,946	10	0,626
	Desinfecção	T0	0,139	10	0,200 [*]	0,958	10	0,765
		TM	0,171	10	0,200 [*]	0,936	10	0,512
		T24h	0,183	10	0,200 [*]	0,861	10	0,079
		T1s	0,207	10	0,200 [*]	0,884	10	0,143
	Esterilização	T0	0,162	10	0,200 [*]	0,901	10	0,226
		TM	0,118	10	0,200 [*]	0,967	10	0,857
		T24h	0,187	10	0,200 [*]	0,910	10	0,282
		T1s	0,183	10	0,200 [*]	0,923	10	0,379

Within-Subjects Factors

Measure: tempo

fator1	Dependent Variable
1	T0
2	TM
3	T24h
4	T1s

Descriptive Statistics

Material			Mean	Std.	N
Imprint4 SQH	Control	T0	0,4122	0,10357	10
		T24h	0,4286	0,13300	10
		T1s	0,4786	0,14866	10
	Desinfecção	T0	0,3668	0,13587	10
		TM	0,4178	0,13246	10
		T24h	0,5202	0,09401	10
		T1s	0,5250	0,20037	10
	Esterilização	T0	0,3796	0,17900	10
		TM	0,5331	0,18934	10
		T24h	0,5564	0,17643	10
		T1s	0,5546	0,18918	10

Mauchly's Test of Sphericity^a

Measure: tempo

Material			Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon ^b		
							Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Lower-bound
Imprint4 SQH	Control	fator1	0,540	4,927	2	0,085	0,685	0,767	0,500
	Desinfecção	fator1	0,062	21,478	5	0,001	0,421	0,458	0,333
	Esterilização	fator1	0,551	4,596	5	0,470	0,708	0,934	0,333

Tests the null hypothesis that the error covariance matrix of the orthonormalized transformed dependent variables is proportional to an identity matrix.

a. Design: Intercept
Within Subjects Design: fator1

b. May be used to adjust the degrees of freedom for the averaged tests of significance. Corrected tests are displayed in the Tests of Within-Subjects Effects table.

Tests of Within-Subjects Effects								
Measure: tempo								
Material				Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Imprint4 SQH	Control	fator1	Sphericity Assumed	0,024	2	0,012	5,929	0,011
			Greenhouse-Geisser	0,024	1,370	0,017	5,929	0,023
			Huynh-Feldt	0,024	1,533	0,016	5,929	0,019
			Lower-bound	0,024	1,000	0,024	5,929	0,038
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	0,036	18	0,002		
			Greenhouse-Geisser	0,036	12,330	0,003		
			Huynh-Feldt	0,036	13,801	0,003		
			Lower-bound	0,036	9,000	0,004		
	Desinfecção	fator1	Sphericity Assumed	0,183	3	0,061	15,944	0,000
			Greenhouse-Geisser	0,183	1,263	0,145	15,944	0,001
			Huynh-Feldt	0,183	1,374	0,133	15,944	0,001
			Lower-bound	0,183	1,000	0,183	15,944	0,003
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	0,103	27	0,004		
			Greenhouse-Geisser	0,103	11,365	0,009		
			Huynh-Feldt	0,103	12,362	0,008		
			Lower-bound	0,103	9,000	0,011		
	Esterilização	fator1	Sphericity Assumed	0,216	3	0,072	114,410	0,000
			Greenhouse-Geisser	0,216	2,125	0,102	114,410	0,000
			Huynh-Feldt	0,216	2,801	0,077	114,410	0,000
			Lower-bound	0,216	1,000	0,216	114,410	0,000
		Error(fator1)	Sphericity Assumed	0,017	27	0,001		
			Greenhouse-Geisser	0,017	19,129	0,001		
			Huynh-Feldt	0,017	25,207	0,001		
			Lower-bound	0,017	9,000	0,002		

Pairwise Comparisons

Measure: tempo

Material				Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b		
							Lower Bound	Upper Bound	
Imprint4 SQH	Control	1	3	-0,016	0,017	1,000	-0,066	,034	
			4	-0,066	0,026	0,093	-0,143	,010	
		3	1	0,016	0,017	1,000	-0,034	,066	
			4	-0,050*	0,016	0,032	-0,096	-,004	
		4	1	0,066	0,026	0,093	-0,010	,143	
			3	0,050*	0,016	0,032	0,004	,096	
	Desinfecção	1	2	-0,051*	0,012	0,013	-0,092	-,010	
			3	-0,153*	0,025	0,001	-0,237	-,070	
			4	-0,158*	0,026	0,001	-0,246	-,071	
		2	1	0,051*	0,012	0,013	0,010	,092	
			3	-0,102*	0,022	0,008	-0,178	-,027	
			4	-0,107*	0,025	0,012	-0,191	-,023	
		3	1	0,153*	0,025	0,001	0,070	,237	
			2	0,102*	0,022	0,008	0,027	,178	
			4	-0,005	0,045	1,000	-0,156	,147	
		4	1	0,158*	0,026	0,001	0,071	,246	
			2	0,107*	0,025	0,012	0,023	,191	
			3	0,005	0,045	1,000	-0,147	,156	
		Esterilização	1	2	-0,153*	0,015	0,000	-0,203	-,104
				3	-0,177*	0,008	0,000	-0,204	-,150
				4	-0,175*	0,010	0,000	-0,207	-,143
			2	1	0,153*	0,015	0,000	0,104	,203
				3	-0,023	0,013	0,629	-0,067	,020
				4	-0,021	0,011	0,535	-0,059	,016
	3		1	0,177*	0,008	0,000	0,150	,204	
			2	0,023	0,013	0,629	-0,020	,067	
			4	0,002	0,010	1,000	-0,030	,034	
	4		1	0,175*	0,010	0,000	0,143	,207	
			2	0,021	0,011	0,535	-0,016	,059	
			3	-0,002	0,010	1,000	-0,034	,030	

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Tests of Normality									
MATERIAL				Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
				Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Imprint 4 SQH	T0	Alt.dimensiona l	Control	0,132	30	0,191	0,953	30	0,204
			Desinfecção	0,096	30	0,200*	0,970	30	0,544
			Esterilização	0,167	30	0,032	0,961	30	0,333
	TM	Alt.dimensiona l	Desinfecção	0,121	30	0,200*	0,949	30	0,156
			Esterilização	0,128	30	0,200*	0,975	30	0,695
	T24h	Alt.dimensiona l	Control	0,115	20	0,200*	0,970	20	0,759
			Desinfecção	0,123	20	0,200*	0,960	20	0,541
			Esterilização	0,121	20	0,200*	0,965	20	0,657
	T1sem	Alt.dimensiona l	Control	0,154	10	0,200*	0,946	10	0,626
			Desinfecção	0,176	10	0,200*	0,939	10	0,539
			Esterilização	0,183	10	0,200*	0,923	10	0,379

Test of Homogeneity of Variances

Alt.dimensiona

MATERIAL		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Imprint4 SQH	T0	4,575	2	87	0,013
	TM	10,918	1	58	0,002
	T24h	1,106	2	57	0,338
	T1sem	0,260	2	27	0,773

Descriptives										
Alt.dimensional										
MATERIAL		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum	
						Lower Bound	Upper Bound			
Imprint4 SQH	T0	Control	30	0,5059	0,15070	0,02751	0,4496	0,5622	0,23	0,78
		Desinfecção	30	0,4198	0,21110	0,03854	0,3410	0,4986	-0,04	0,78
		Esterilização	30	0,3830	0,10859	0,01983	0,3424	0,4235	0,16	0,60
		Total	90	0,4362	0,16866	0,01778	0,4009	0,4716	-0,04	0,78
	TM	Desinfecção	30	0,4584	0,20312	0,03708	0,3826	0,5343	0,09	0,84
		Esterilização	30	0,5427	0,09844	0,01797	0,5059	0,5794	0,33	0,75
		Total	60	0,5005	0,16385	0,02115	0,4582	0,5429	0,09	0,84
	T24h	Control	20	0,4982	0,13368	0,02989	0,4357	0,5608	0,19	0,73
		Desinfecção	20	0,5520	0,19303	0,04316	0,4616	0,6423	0,18	0,96
		Esterilização	20	0,5528	0,14109	0,03155	0,4868	0,6189	0,24	0,79
		Total	60	0,5343	0,15757	0,02034	0,4936	0,5750	0,18	0,96
	T1sem	Control	10	0,4786	0,14866	0,04701	0,3723	0,5850	0,21	0,67
		Desinfecção	10	0,5390	0,17518	0,05540	0,4137	0,6643	0,22	0,78
		Esterilização	10	0,5546	0,18918	0,05982	0,4192	0,6899	0,23	0,80
		Total	30	0,5241	0,16911	0,03088	0,4609	0,5872	0,21	0,80

Test of Homogeneity of Variances

Alt.dimensional

MATERIAL		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Imprint4 SQH	T0	4,575	2	87	0,013
	TM	10,918	1	58	0,002
	T24h	1,106	2	57	0,338
	T1sem	0,260	2	27	0,773

ANOVA							
Alt.dimensional							
MATERIAL			Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Imprint4 SQH	T0	Between Groups	0,239	2	0,119	4,531	0,013
		Within Groups	2,293	87	,026		
		Total	2,532	89			
	TM	Between Groups	0,107	1	0,107	4,181	0,045
		Within Groups	1,478	58	0,025		
		Total	1,584	59			
	T24h	Between Groups	0,039	2	0,020	0,782	0,462
		Within Groups	1,426	57	0,025		
		Total	1,465	59			
	T1sem	Between Groups	0,032	2	0,016	0,545	0,586
		Within Groups	0,797	27	0,030		
		Total	0,829	29			

Robust Tests of Equality of Means
Alt.dimensional

MATERIAL			Statistic ^a	df1	df2	Sig.
Imprint4 SQH	T0	Welch	6,499	2	54,422	0,003
	TM	Welch	4,181	1	41,910	0,047
	T24h	Welch	0,939	2	37,249	0,400
	T1sem	Welch	0,587	2	17,808	0,566

Post Hoc Tests -Multiple Comparisons									
Dependent Variable: Alt.dimensional									
MATERIAL					Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
								Lower Bound	Upper Bound
Imprint4 SQH	T0	Tukey HSD	Control	Desinfecção	0,08610	0,04192	0,106	-0,0138	0,1861
				Esterilização	0,12293*	0,04192	0,012	0,0230	0,2229
			Desinfecção	Control	-0,08610	0,04192	0,106	-0,1861	0,0138
				Esterilização	0,03683	0,04192	0,655	-0,0631	0,1368
			Esterilização	Control	-0,12293*	0,04192	0,012	-0,2229	-0,0230
				Desinfecção	-0,03683	0,04192	0,655	-0,1368	0,0631
		Games-Howell	Control	Desinfecção	0,08610	0,04735	0,174	-0,0281	0,2003
				Esterilização	0,12293*	0,03391	0,002	0,0412	0,2047
			Desinfecção	Control	-0,08610	0,04735	0,174	-0,2003	0,0281
				Esterilização	0,03683	0,04334	0,674	-0,0683	0,1420
			Esterilização	Control	-0,12293*	0,03391	0,002	-0,2047	-0,0412
				Desinfecção	-0,03683	0,04334	0,674	-0,1420	0,0683
	T24h	Tukey HSD	Control	Desinfecção	-0,05373	0,05001	0,534	-0,1741	0,0666
				Esterilização	-0,05460	0,05001	0,523	-0,1750	0,0657
			Desinfecção	Control	0,05373	0,05001	0,534	-0,0666	0,1741
				Esterilização	-0,00087	0,05001	1,000	-0,1212	0,1195
			Esterilização	Control	0,05460	0,05001	0,523	-0,0657	0,1750
				Desinfecção	0,00087	0,05001	1,000	-0,1195	0,1212
		Games-Howell	Control	Desinfecção	-0,05373	0,05250	0,568	-0,1824	0,0750
				Esterilização	-0,05460	0,04346	0,428	-0,1606	0,0514
			Desinfecção	Control	0,05373	0,05250	0,568	-0,0750	0,1824
				Esterilização	-0,00087	0,05346	1,000	-0,1317	0,1300
			Esterilização	Control	0,05460	0,04346	0,428	-0,0514	0,1606
				Desinfecção	0,00087	0,05346	1,000	-0,1300	0,1317
	T1sem	Tukey HSD	Control	Desinfecção	-0,06038	0,07685	0,715	-0,2509	0,1301
				Esterilização	-0,07593	0,07685	0,591	-0,2665	0,1146
			Desinfecção	Control	0,06038	0,07685	0,715	-0,1301	0,2509
				Esterilização	-0,01554	0,07685	0,978	-0,2061	0,1750
			Esterilização	Control	0,07593	0,07685	0,591	-0,1146	0,2665
				Desinfecção	0,01554	0,07685	0,978	-0,1750	0,2061
		Games-Howell	Control	Desinfecção	-0,06038	0,07266	0,689	-0,2462	0,1255
				Esterilização	-0,07593	0,07608	0,588	-0,2711	0,1192
			Desinfecção	Control	0,06038	0,07266	0,689	-0,1255	0,2462
				Esterilização	-0,01554	0,08153	0,980	-0,2237	0,1927
			Esterilização	Control	0,07593	0,07608	0,588	-0,1192	0,2711
				Desinfecção	0,01554	0,08153	0,980	-0,1927	0,2237

Independent Samples Test ^a												
MATERIAL				Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
				F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
											Lower	Upper
Imprint4 SQH	TM	Alt.dimensional	Equal variances assumed	10,918	0,002	-2,045	58	0,045	-0,08426	0,04121	-0,16676	-0,00177
			Equal variances not assumed			-2,045	41,910	0,047	-0,08426	0,04121	-0,16744	-0,00109