

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

WILMER FABIÁN SEPÚLVEDA NAVARRO

**AVALIAÇÃO CROMÁTICA DE TRÊS RESINAS PARA BASE DE PRÓTESES
APÓS IMERSÃO EM ALIMENTOS LÍQUIDOS.**

**PONTA GROSSA
2007**

WILMER FABIÁN SEPÚLVEDA NAVARRO

**AVALIAÇÃO CROMÁTICA DE TRÊS RESINAS PARA BASE DE PRÓTESES
APÓS IMERSÃO EM ALIMENTOS LÍQUIDOS.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientadora Prof^a. Dr^a. Nara Hellen Campanha

Co-orientadora Prof^a. Dr^a. Christiane Philippini
Ferreira Borges

**PONTA GROSSA
2007**

Ficha catalográfica elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

S479a Sepúlveda - Navarro, Wilmer Fabián
Avaliação cromática de três resinas para base de
próteses após imersão em alimentos líquidos. / Wilmer Fabián
Sepúlveda - Navarro. Ponta Grossa, 2007.
123 f.: il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de
concentração em Clínica Integrada), Universidade Estadual de
Ponta Grossa.

Orientadora: Profa. Dra. Nara Hellen Campanha

1. Cor. 2. Pigmentação. 3. Espectrofotômetro.
I . Campanha, Nara Hellen . II. Universidade Estadual de
Ponta Grossa. III. T.

CDD : 617.6

WILMER FABIÁN SEPÚLVEDA NAVARRO

**AVALIAÇÃO CROMÁTICA DE TRÊS RESINAS PARA BASE DE PRÓTESES
APÓS IMERSÃO EM ALIMENTOS LÍQUIDOS.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 08 de Novembro de 2007.



Profa. Dra. Nara Hellen Campanha – Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Profa. Dra. Karin Hermiana Neppelenbroek
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Hercules Jorge Almilhatti
Universidade Federal do Paraná

A Deus,

Por ter me iluminado no dia a dia durante toda minha vida até alcançar este grande sonho, o qual retribuirei a todas as pessoas que fazem parte essencial de minha existência.

Aos meus pais Celso e Magda,

Por serem esses seres maravilhosos que Deus me deu, por seu carinho, seus conselhos, seu apoio incondicional, sua voz de alento nos momentos difíceis e sua inigualável capacidade de serem meus principais mestres ao longo de toda minha vida. Sem vocês não teria chegado tão longe, muito obrigado.

A meu irmão Hialder,

Por todos e cada um dos momentos que passamos juntos, pelos seus conselhos, sua orientação, pelas lembranças e pela oportunidade que Deus me deu de ter um irmão como você, muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

Ao professor e amigo Doutor João Carlos Gomes pela oportunidade dada pra mim de crescer não só profissional como também pessoalmente dentro desta instituição, pelas suas orientações, seus conselhos, e sua grande qualidade humana transmitida com muita humildade desde o mesmo momento que o conhecemos, obrigado por fazer de nós verdadeiros mestres.

À professora Doutora Osnara Maria Mongruel Gomes, por ter me oferecido a oportunidade de compartilhar seus conhecimentos, seus conselhos, suas orientações, paciência e amizade, desde a minha chegada no Brasil.

À minha orientadora Profa. Dra. Nara Hellen Campanha, pela sua amizade, seus conselhos, paciência, tolerância, pelos conhecimentos transmitidos e sua orientação durante toda a realização deste trabalho, muito obrigado.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa em nome do Magnífico Reitor João Carlos Gomes pela oportunidade a mim oferecida de realizar o curso de Mestrado e de Crescer profissionalmente.

À Universidade Santiago de Cali por abrirem suas portas para mim e ter me formado como profissional.

À professora Doutora Christiane Philippini Ferreira Borges, por seu tempo, oportunidade na realização de minha dissertação, seus conselhos, paciência, sua co-orientação e pelos conhecimentos a mim transmitidos.

Ao Centro Interdisciplinar de Pesquisa e Pós-graduação (CIPP) pela oportunidade de utilizar não só suas instalações físicas, mas também seus equipamentos no transcurso de meu trabalho.

Ao meu professor e amigo Dr. Gonzalo Arana Gordillo pela sua amizade, conhecimentos e a confiança em mim depositados incentivando-me na atualização diária dentro desta maravilhosa profissão.

A todos e cada um dos meus professores do mestrado especialmente a meus professores e amigos Doutores Ulisses Coelho, Abraham Calixto, Alessandro Dourado Loguercio, Alessandra Reis e Elizabete Brasil dos Santos, por suas orientações, conselhos e principalmente pela sua amizade, muito obrigado.

Ao professor e amigo doutor Fabio André dos Santos, pela sua valiosa contribuição na elaboração da análise estatística deste trabalho.

A minha espetacular família por serem sempre esse apoio incondicional, exemplo de alegria, otimismo, felicidade e união. Sem a existência de vocês, este grande sonho não seria jamais realizado, muito obrigado.

Ao meu grande amor Beatriz Elena Arana Correa, por estes maravilhosos anos ao seu lado, cheios de muitas alegrias e dificuldades, por seu otimismo, amor, colaboração e coragem, sempre a meu lado, obrigado por tudo e agradeço a Deus a cada momento por me permitir conhecer uma mulher como você. Te amo.

Aos meus amigos e irmãos Cristian, Sergio, Eugenio (Chuchi), Roberto, Rodrigo (Zuk), Shelon e Cristiana pelos seus conhecimentos, conselhos, companheirismo e por todos e cada um dos tantos momentos vividos nestes anos, que não serão jamais esquecidos, por termos realizado e construído uma verdadeira família, agora voltaremos sendo melhores pessoas cheios de experiências e sonhos. Espero retribuir-lhes da mesma maneira em meu país e igualmente espero ter contribuído em algo para suas vidas... Obrigado por serem meus amigos e irmãos e que nossa amizade continue por muitos... muitos anos mais.

Ao professor e amigo Emigdio Jimenez porque além de nos brindar muitos conhecimentos, foi um grande mestre e companheiro, obrigado pelas suas experiências de vida transmitidos, conselhos e colaboração nestes anos.

As minhas amigas e “irmãs” Ariane, Ana Paula e Simone, por todo o tempo que compartilhamos, vocês ficarão na minha mente e no meu coração. Obrigado por tudo.

Aos meus colegas e amigos do mestrado Alfonso, Gislaine, Ana Paula G, Ana Paula T, Eloísa, Camila, Chigueyuki, Manoela e Michele pela convivência, experiências e momentos de aprendizagem alegres e agradáveis, muito obrigado.

As professoras e amigas Janaina Habib Jorge e Karin Hermana Neppelenbroek pela sua amizade e conhecimentos durante o tempo que compartilhamos, muito obrigado.

À professora e amiga Adriana Postiglione Bühner Samra pela sua amizade e conhecimentos, muito obrigado.

À amiga e colaboradora Morgana das Graças Procz dos Santos pela sua colaboração, paciência, disposição, competência e amizade.

À bibliotecária Maria Luzia F. Bertholino pela paciente correção das normas.

Aos técnicos do Laboratório Transflex (Ponta Grossa) especialmente a Roberto, Marcelo e Elaine pela colaboração nesta pesquisa, obrigado pela sua paciência e amizade.

DADOS CURRICULARES

Wilmer Fabián Sepúlveda Navarro

NASCIMENTO 01.07.1978	Cúcuta - Norte de Santander- Colômbia
FILIAÇÃO	Magola Navarro Perez Celiar Enrique Sepúlveda Posada
1998 - 2004	Curso de Graduação Universidad Santiago de Cali (USC). Cali - Colômbia
2005 - 2007	Membro ativo da Sociedad Colombiana de Operatoria Dental y Biomateriales - SCODB
2005 - 2007	Membro ativo da Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales - ALODYB
2007	Curso de Escultura dental com resinas compostas. Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO Curitiba, Paraná
2006/2007	Curso de Pós-graduação em Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, nível de Mestrado em Odontologia - Área de Concentração em Clínica Integrada

RESUMO

SEPÚLVEDA NAVARRO, W. F. **Avaliação cromática de três resinas para base de próteses após imersão em alimentos líquidos.** Ponta Grossa, 2007, 123. Dissertação (Mestrado em Clínica Integrada) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa.

O objetivo deste estudo foi determinar a estabilidade de cor de duas resinas acrílicas (Lucitone 550 e Vipi Cril) e de um material à base de náilon (Transflex) para base de próteses, imersos em três alimentos líquidos (café, refrigerante de cola e vinho tinto, e água destilada, como controle). Quarenta corpos-de-prova em forma de discos de cada marca comercial, com diâmetro de 20,0 mm e espessura de 3,0 mm foram confeccionados. Cada corpo-de-prova foi suspenso dentro do alimento líquido com o uso de um fio dental impedindo o contato com o recipiente ou outros corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada por 24 h (T_0) a 37 °C. Neste tempo T_0 , a cor dos corpos-de-prova foi mensurada com espectrofotômetro (Varian Cary 100). Após 15 dias (T_1) e 30 dias (T_2) de imersão nos alimentos líquidos, a cor dos corpos-de-prova foi mensurada novamente com o espectrofotômetro. A mensuração de cor foi registrada usando o sistema CIE $L^*a^*b^*$ (Commission Internationale de L' Eclairage), com iluminante D65 (luz do dia). Os valores das médias de ΔE (alterações de cor) foram calculados para cada material e comparados estatisticamente com análise de variância de dois fatores e confirmado pelo teste de Bonferroni com intervalos de 0,95. Em $\Delta E T_0T_1$ e $\Delta E T_0T_2$ as maiores alterações de cor foram obtidas com o vinho tinto quando comparadas com as dos corpos-de-prova imersos em água destilada ($P < 0,0001$). O café foi o segundo alimento líquido que alterou a cor tanto das resinas acrílicas quanto da resina à base de náilon. Transflex também demonstrou alteração de cor significativa após a imersão em refrigerante de cola ($P < 0,0001$). Em $\Delta E T_1T_2$, somente o vinho tinto promoveu alteração de cor significativa em todas as resinas ($P < 0,0001$). As conclusões deste estudo demonstram que a maior alteração cromática foi provocada pelo vinho tinto, seguido pelo café. Os valores de ΔE dos corpos-de-prova, convertidos a unidades NBS (National Bureau of Standard), demonstraram alteração de cor visualmente perceptíveis por ambos os alimentos líquidos (vinho tinto e café).

Palavras chaves: Cor. Pigmentação. Espectrofotômetro.

ABSTRACT

SEPÚLVEDA NAVARRO, W. F. **Chromatic evaluation of three denture base resins after immersion in liquid foods.** Ponta Grossa, 2007, 123. Dissertação (Mestrado em Clínica Integrada) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa.

The purpose of this study was to determine the color stability of two heat-cured denture base acrylic resins (Lucitone 550 and Vipi Cril) and one nylon denture base material (Transflex) immersed in four liquid foods (coffee, cola, red wine and distilled water). Forty specimen disks of each brand, with a diameter of 20.0 mm and a thickness of 3.0 mm were prepared. Each specimen was suspended in the liquid foods with dental floss so that it did not contact the container or other specimens. The specimens were stored in distilled water for 24 h at 37°C. At that time (T_0) the color of all specimens was measured with a spectrophotometer (Varian Cary 100). After 15-day (T_1) and 30-day (T_2) periods of immersion in the liquid foods color of the specimens was measured again with the spectrophotometer. Color measurements were recorded using the CIEL*a*b* (Commission Internationale de L' Eclairage) system with D65 (day light) light. Mean ΔE (color changes) values were calculated for each material and compared statistically with a two-way analyses of variance and calculating Bonferroni intervals at 0.95. In $\Delta E T_0T_1$ and $\Delta E T_0T_2$ the most severe discoloration was apparent with red wine when compared to the specimens stored in distilled water ($P < 0.0001$). Coffee was the second staining liquid food which have affect both acrylic and nylon denture base materials. Transflex also showed significant color change after immersion in cola ($P < 0.001$). In $\Delta E T_1T_2$ only red wine promoted significant discoloration of all resins ($P < 0.0001$). From the conclusions of this study, the greatest chromatic change was exhibited by specimens immersed in red wine, followed by coffee. ΔE values of the specimens converted to NBS (National Bureau of Standard) units, showed a visually perceptible color change by these two liquid foods (red wine and coffee).

Keywords: Color. Pigmentation. Spectrophotometer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550.....	63
Figura 2	- Resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril.....	63
Figura 3	- Resina termoplástica injetável Transflex.....	63
Figura 4	- Dimensões do corpo-de-prova.....	64
Figura 5	- Silicone de condensação Printer (Catalizador Universal).....	64
Figura 6	- Silicone de condensação Printer (Denso).....	64
Figura 7	- Padrões de silicone incluídos em gesso.....	65
Figura 8	- Orifícios deixados pelos padrões no gesso.....	65
Figura 9	- Corpo-de-prova da resina Lucitone 550.....	66
Figura 10	- Corpo-de-prova da resina Vipi Cril.....	66
Figura 11	- Mufla metálica aberta.....	67
Figura 12	- Metade inferior da mufla preenchida com gesso pedra.....	67
Figura 13	- Padrões de silicone posicionados sobre o gesso.....	67
Figura 14	- Condutos adutores, canal de alimentação principal e isolamento da superfície do gesso.....	68
Figura 15	- Vazamento do gesso na porção superior da mufla.....	68
Figura 16	- Isolamento dos orifícios do gesso.....	68
Figura 17	- Cartuchos metálicos fechados (6 cm, 9 cm e 12 cm).....	69
Figura 18	- Máquina injetora termo-plástica modelo 01.....	69
Figura 19	- Materiais usados no acabamento dos corpos-de-prova.....	69
Figura 20	- Corpo-de-prova da resina Transflex.....	70
Figura 21	- Fio colado na lateral do corpo-de-prova.....	70
Figura 22	- Espectrofotômetro Varian-Cary 100.....	72

Figura 23	- Branco padrão para correção de linha de base.....	72
Figura 24	- Sistema de cores CIE $L^*a^*b^*$. O espaço representado no eixo Y representou a coordenada L^* , no eixo X a coordenada a^* e no eixo Z a coordenada b^* . As combinações destas coordenadas resultaram em uma posição espacial que expressa a cor.....	72
Figura 25	- Médias amostrais (colunas) e erros padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_0T_1 , independentem das soluções estudadas.....	77
Figura 26	- Médias amostrais (colunas) e erros padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_0T_2 , independentem das soluções estudadas.....	77
Figura 27	- Médias amostrais (colunas) e erros padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_1T_2 , independentem das soluções estudadas.....	78
Quadro 1	- Materiais utilizados na pesquisa.....	62
Quadro 2	- Características de proporção, manipulação e polimerização das resinas acrílicas termopolimerizáveis.....	65
Quadro 3	- Relação dos meios corantes utilizados na pesquisa.....	73
Quadro 4	- Escores segundo a NBS.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Médias e (erros padrão) das medidas de luminosidade (L^*) cromaticidade (a^* e b^*) antes da imersão dos corpos-de-prova.....	76
Tabela 2	- Médias e (erros padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_0T_1	78
Tabela 3	- Médias e (erros padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_0T_2	79
Tabela 4	- Médias e (erros padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_1T_2	79
Tabela 5	- Médias de variação de cor (ΔE) nos períodos T_0T_1 , T_0T_2 e T_1T_2 , segundo os critérios da NBS.....	80

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
3	PROPOSIÇÃO.....	61
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	62
4.1	RESINAS ACRÍLICAS UTILIZADAS.....	62
4.2	CONFEÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA DAS RESINAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS.....	63
4.3	ACABAMENTO E POLIMENTO DAS RESINAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS.....	66
4.4	CONFEÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA DA RESINA TERMOPLÁSTICA.....	66
4.5	ACABAMENTO E POLIMENTO DA RESINA TERMOPLÁSTICA.....	69
4.6	ARMAZENAMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	70
4.7	PRIMEIRA AVALIAÇÃO DE COR.....	71
4.8	MEIOS CORANTES E CONDIÇÕES DE IMERSÃO.....	73
4.9	METODOLOGIA ESTATÍSTICA.....	74
5	RESULTADOS.....	76
6	DISCUSSÃO.....	81
7	CONCLUSÕES.....	88
8	REFERÊNCIAS.....	89
	APÊNDICE A Valores originais das leituras de cor.....	97
	APÊNDICE B Resultados das análises de variância.....	110
	APÊNDICE C Valores do teste de Bonferroni realizado no programa GraphPad Prism versão 4.03.....	112

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas as considerações estéticas em Odontologia restauradora e protética têm recebido grande prioridade. A busca de um material ideal que mantenha a coloração natural tem sido um dos maiores desafios atuais das pesquisas dos materiais dentários (Phoenix¹ 2005). Grande parte dos profissionais da Odontologia não tem conhecimento profundo na ciência da cor (Paravina² 2002), embora a seleção de cores seja uma etapa crítica para o sucesso estético. A despeito de sua óbvia importância, há anos os procedimentos de seleção de cores vêm sendo conduzidos de forma empírica, com base em informações e conceitos não amparados pela ciência (Melo³ 2005), considerando-se este, um dos principais obstáculos aos tratamentos restauradores e reabilitadores.

Dentro dos requisitos do material para base de prótese clinicamente aceitável estão: resistência, durabilidade, propriedades térmicas satisfatórias, precisão de processamento, estabilidade dimensional, estabilidade química, ausência de gosto e odor, biocompatibilidade, aparência natural e estabilidade de cor (Craig, Powers⁴ 2004), a qual é requerimento dos polímeros utilizados para bases de próteses (Revised American Dental Association 1975⁵). Para melhor efeito estético, as próteses deveriam ser translúcidas e permanecer com essa translucidez, sem apresentar manchamentos, nem alterações de cor (Hersek et al.⁶ 1999).

Antes da introdução dos acrílicos na Odontologia, em 1937, o principal polímero utilizado para base de próteses era a borracha vulcanizada, cujos principais problemas eram manchamento e absorção de líquidos. Previamente, materiais como nitrocelulose, fenol formaldeído, plásticos de vinil e porcelanas eram empregados. Em 1946, as resinas acrílicas foram muito utilizadas, chegando a 98% das bases para próteses serem confeccionadas de metilmetacrilato (Craig, Powers⁴ 2004).

Existem diferentes classes para as resinas de base de próteses, de acordo com seu processamento e sistemas de polimerização e ativação. Assim, tais resinas podem ser: autopolimerizáveis prensadas convencionalmente (Alves et al.⁷ 2007), injetadas (Karacaer et al.⁸ 2003) ou fluidas (Rawls⁹ 2005), termopolimerizáveis prensadas (Rached et al.¹⁰ 2004, Sato et al.¹¹ 2005) e injetadas (Liberman et al.¹² 1995, Nogueira et al.¹³ 1999, Parvizi et al.¹⁴ 2004), termopolimerizáveis ativadas por energia de microondas prensadas (Schneider et

al.¹⁵ 2002, Rached et al.¹⁰ 2004, Yunnus et al.¹⁶ 2005, Alves et al.⁷ 2007) e injetadas (Yunnus et al.¹⁶ 2005) e termoplásticas injetadas (Munns¹⁷ 1962, Hargreaves¹⁸ 1971, Parvizi et al.¹⁴ 2004, Yunnus et al.¹⁶ 2005). As resinas acrílicas para base de próteses mais comumente utilizadas baseiam-se no sistema monômero metilmetacrilato (MMA) e polímero polimetilmetacrilato (PMMA). Independentemente do tipo de polimerização, as resinas acrílicas termopolimerizáveis também diferem em sua composição, podendo apresentar ou não agentes de ligação cruzada, tais como etilenoglicoldimetacrilato, divinilbenzeno, 1,6 hexametilenoglicoldimetacrilato, 1,10 decametilenoglicoldimetacrilato, tetraetilenoglicoldimetacrilato, polietilenoglicoldimetacrilato 600, 1,4 butanedioldimetacrilato, sendo usados no componente de polimetilmetacrilato ou polietilmetacrilato (Price¹⁹ 1986, Arima²⁰ 1995). O polimetilmetacrilato possui uma dupla ligação de carbono por molécula, e o etilenoglicoldimetacrilato possui duas duplas ligações por molécula, resultando numa molécula individual de glicoldimetacrilato, que serve como ponte para unir duas cadeias poliméricas. O polímero formado desta maneira pode estruturalmente acrescentar resistência à deformação. Este agente de ligação cruzada pode estar presente no componente líquido em uma concentração de 1% a 2% por volume (Phoenix¹ 2005).

Existem também materiais à base de náilon, nome genérico de certos tipos de polímeros termoplásticos pertencentes à classe das poliamidas, as quais são produzidas pela reação de condensação entre uma diamina $\text{NH}_2\text{-(CH}_2\text{)}_6\text{-NH}_2$ e um ácido básico $\text{CO}_2\text{H-(CH}_2\text{)}_4\text{-COOH}$ (Munns¹⁷ 1962, Hargreaves¹⁸ 1971, Yunnus et al.¹⁶ 2005). O náilon foi desenvolvido como resultado de uma investigação de W. H. Carothers e colaboradores de Du Pont Chemical Co., realizada durante a procura por um material formador de fibra sintética, em um trabalho realizado desde 1928 até 1938 com 230 químicos e engenheiros trabalhando neste propósito. O náilon é um polímero cristalino, se comparado com o polimetilmetacrilato que é amorfo; esta característica cristalina do náilon faz com que o mesmo tenha resistência a solventes e altas temperaturas, ductibilidade e flexibilidade, tornando-o um polímero resistente à fraturas (Matthews²¹ 1955).

Uma poliamida linear simples pode ser descrita por dois números: o primeiro é o número de átomos de carbonos na cadeia molecular da diamina; o segundo é o número na cadeia molecular do ácido. Assim, os tipos de náilon são distinguidos por um prefixo numérico que indica o número dos grupos $\text{-CH}_2\text{-}$ na

diamina e o número total de átomos de carbono no ácido dibásico ($X+2$) (Hargreaves¹⁸ 1971). Existem diferentes tipos de náilon os quais diferem nos números de átomos de carbono e nas ligações de hidrogênio ao longo da cadeia molecular, sendo assim os náilons 6, 66 e 610; este último, por ter mais espaço dos grupos amidas, apresenta absorção de água menor e portanto sua estrutura é mais forte. Os mais recentes tipos de náilon são os tipos 11 e 12 com longas cadeias de metileno e relativamente baixos ponto de fusão e níveis de absorção de água (Hargreaves¹⁸ 1971). Algumas das desvantagens relatadas nas suas primeiras formulações incluíam a tendência de deterioração de cor do material, manchamento, alta absorção de água e o desenvolvimento de superfícies rugosas após períodos curtos de tempo (Polat et al.²² 2003, Yunnus et al.¹⁶ 2005). Entretanto, foram encontrados poucos trabalhos na literatura que avaliassem a estabilidade de cor de formulações atuais das resinas para base de próteses termoplásticas à base de poliamida (Munns¹⁷ 1962, Hargreaves¹⁸ 1971).

Alterações de cor nas resinas acrílicas autopolimerizáveis podem estar associadas à oxidação da amina terciária, composto químico que ativa o iniciador de polimerização presente nestes materiais (Taylor, Frank²³ 1950, Phoenix¹ 2005). Tem sido demonstrado que as resinas autopolimerizáveis apresentam menor estabilidade de cor quando comparadas às resinas termopolimerizáveis e que mesmo entre diferentes marcas comerciais de resinas autopolimerizáveis podem ser encontradas diferenças nesta propriedade (Anil et al.²⁴ 1999).

As alterações de cor dos polímeros podem estar associadas à sorção de líquidos no interior da massa polimérica (absorção) ou à sua deposição superficial (adsorção) (Hersek et al.⁶ 1999). A absorção ou a adsorção de líquidos pelos polímeros depende de sua composição química (Taylor, Frank²³ 1950, Hersek et al.⁶ 1999, Polat et al.²² 2003), especialmente sua porção monomérica (Price¹⁹ 1986, Arima et al.²⁰ 1996) das características superficiais (Von Fraunhofer, Suchatlampong²⁵ 1975), da rugosidade (Alves et al.⁷ 2007), da polaridade (May et al.²⁶ 1992), da quantidade de monômero residual (Woelfel²⁷ 1971, May et al.²⁸ 1996) e das porosidades (Compagnoni et al.²⁹ 2004) provocadas pelo superaquecimento ou pressão insuficiente durante a polimerização (May et al.²⁸ 1996). A quantidade de monômero residual é maior nas resinas autopolimerizáveis (Woelfel³⁰ 1971) que nas termopolimerizáveis (Weaver, Goebel³⁰ 1980, Truong, Thomasz³¹ 1988) e pequena

nas resinas termopolimerizadas por microondas (De Clerck³² 1987, Tsuchiya et al.³³ 1994).

As principais soluções que podem entrar em contato com as próteses e que, portanto, apresentam potencial de manchamento das mesmas, são agentes limpeza (Lombardi, Budtz-Jørgensen³⁴ 1993, Polyzois et al.³⁵ 1997, Keif, Gungor³⁶ 2003) soluções desinfetantes (Robinson et al.³⁷ 1987, Polyzois et al.³⁵ 1997, Ma et al.³⁸ 1997) e alimentos (Khan et al.³⁹ 1987, Um, Ruyter⁴⁰ 1991, Hersek et al.⁶ 1999, Neppelenbroek et al.⁴¹ 2005). A avaliação de alterações de cor dos materiais odontológicos pode ser realizada tanto subjetiva (visual) (Johnston, Kao⁴² 1989, Esteves et al.⁴³ 2006) como objetivamente (tecnológico) (Johnston, Kao⁴² 1989, Oliveira et al.⁴⁴ 2002). A visão é processada no órgão ocular, formado por coróides, íris, cristalino, humores vítreo e aquoso e retina, onde se forma a imagem, sendo transformada em impulso nervoso pelos cones e bastões estimulados (Steenbecker, Garone⁴⁵ 2006). O método tecnológico ou instrumental vale-se de aparelhos eletrônicos projetados para fornecer avaliação mais consistente das cores. Esses dispositivos são capazes de avaliar e representar a cor dos objetos de forma numérica (Rosa, Della Bona⁴⁶ 2007). Esta última é realizada com o emprego de aparelhos como espectrofotômetros (Horn et al.⁴⁷ 1998, Oliveira et al.⁴⁴ 2002, Paul et al.⁴⁸ 2002, Türker et al.⁴⁹ 2006) e colorímetros (Gross, Moser⁵⁰ 1977, Moser et al.⁵¹ 1978, Johnston, Kao⁴² 1989, Satoh et al.⁵² 1993, Okubo et al.⁵³ 1998, Joiner⁵⁴ 2004, Ikeda⁵⁵ 2005) que analisam direta ou indiretamente a superfície do material. Alguns colorímetros utilizados na Odontologia são o Chromascan (Sterngold, EUA) e o ShadeEye (Shofu Dental Corp., EUA) e alguns espectrofotômetros são o Easy Shade (Vita Zahnfabrik) (Rosa, Della Bona⁴⁶ 2007), utilizado intraoralmente e o Cary 100 e 300 (Varian), utilizados não somente em pesquisa odontológica como também em pesquisa de outros materiais. Esses dispositivos têm-se mostrado capazes de fornecer resultados precisos, quantificáveis e repetíveis, aumentando o índice de sucesso na seleção e comunicação da cor (Rosa, Della Bona⁴⁶ 2007).

Com base no que foi acima mencionado, verifica-se que existe a necessidade da realização de estudos que investiguem a estabilidade de cor de resinas utilizadas para base de próteses, em função da imersão em alimentos líquidos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Munns¹⁷ (1962) descreveu uma nova forma de confecção e propriedades das próteses à base de náilon. Foram avaliadas durante cinco anos 100 próteses superiores e inferiores utilizando uma técnica modificada com náilon 11 (Ralsin) na sua confecção. Esta técnica modificada consistiu na realização de um furo com o auxílio de uma broca nas próteses invertidas encontrando-se elas imersas no gesso dentro da mufla para posteriormente neste lugar ser colocado um conduto adutor. Seguindo este processo, os cartuchos de náilon utilizados foram aquecidos em aquecedor elétrico especial com o fim de minimizar o risco de sobreaquecimento do material. Após o material ter atingido a temperatura requerida, os cartuchos foram colocados em um cilindro pré-aquecido e imediatamente o material foi injetado dentro da mufla. Após 1 h foi realizada a demuflagem e acabamento utilizando brocas de carbeto de tungstênio e lixa de papel e o polimento foi realizado utilizando escova de cerdas e pedra pomes. Duas modificações foram realizadas após serem encontradas alterações acinzentadas em consequência ao derretimento do material devido estas ao amolecimento do padrão metálico utilizado. A primeira foi a utilização de folhas de prata ou platina como alívio metálico do conduto adutor e a segunda modificação foi a não utilização de nenhum meio separador na superfície do gesso, sendo que este ocasionava linhas brancas no material. O autor relatou que o produto final poderia ter certo grau de flexibilidade e fragilidade devido a possíveis altas de temperatura no momento da injeção do material. Outra causa da fragilidade poderia estar associada à porosidade do náilon em algumas partes grossas das próteses causadas pelo aquecimento e escape de vapor através do gesso e à deficiência do fluxo do náilon ocasionado por possíveis diminuições de temperatura no momento da injeção. Foi relatado nas considerações clínicas que após terem sido superados todos os erros, persistiu a falta de união entre os dentes e a base, sendo uma das causas possíveis as bolhas de ar encontradas ao redor dos dentes anteriores. Ademais, os dentes que tinham sulcos de retenção e cavidades diatóricas tiveram melhor desempenho e adequada retenção à base de próteses. Poucos casos de rugosidade foram encontrados, sendo estes diretamente relacionados aos procedimentos de limpeza das próteses. O mesmo autor observou que quando as próteses foram imersas em água ou

soluções de limpeza, estas não sofreram nenhum tipo de alteração superficial nem de cor. O acabamento e o polimento poderiam estar em íntima relação na alteração da cor do material. A cor do náilon pode ser estável na boca com uma adequada e regular rotina de limpeza, sendo possível alterações de cor quando existem baixos níveis de higiene, principalmente em pacientes fumantes. Nas conclusões o autor relatou que o náilon não pode ser recomendado como material para base de próteses de uso geral ou, principalmente, em circunstâncias especiais realizando-se um bom polimento e acabamento junto com a utilização de adequados métodos de limpeza.

Hargreaves¹⁸ (1971) descreveu a importância do uso da resina acrílica na confecção de base de próteses, apesar de destacar algumas de suas desvantagens, como baixas resistências flexural e de impacto, assim como também pouca resistência à abrasão, evidenciado pela grande quantidade de reparação de próteses no serviço médico nacional da Inglaterra. Segundo o autor, os problemas de fratura de próteses encontrados deviam-se possivelmente a dois aspectos: primeiro à utilização de outros polímeros tais como ésteres de vinyl, resinas epóxicas, poliamidas, polistireno e policarbonatos e segundo, a suas características no modelo de injeção. Nos anos 50, a poliamida, em alguns aspectos, mostrou-se mal-sucedida e foi criticada como material para base de próteses. Segundo o autor, o entendimento das limitações na utilização dos tipos de náilon é simplificado examinando-se sua estrutura molecular: eles são distinguidos por um prefixo numérico que indica o número de grupos (CH₂) na diamina e o total numérico de átomos de carbono no ácido dibásico, conhecidos como náilon 66 (polihexametilene adipamida) e náilon 610 (polihexametilene sebacamida). Existe outro grupo de náilon o qual permite que sua polimerização continue e tem um prefixo numérico somente com dos átomos de carbono em unidades repetidas. A presença de grupos amidas ao longo da cadeia molecular afeta a absorção de água, assim como também as propriedades químicas, tendo menor absorção de água o náilon 610 pelo espaçamento dos grupos amida e melhor resistência química. Os náilons mais recentes (11 e 12) apresentaram melhoria nas propriedades de absorção de água e baixos pontos de fusão, influenciados pelo índice de umidade. Em 1955 Watt revisou 36 próteses parciais feitas em náilon 66 usadas durante seis meses e comprovou que este material apresentava alto ponto de fusão em comparação com o náilon

610, dificultando sua manipulação e apresentando altos valores de absorção de água. Além disso, apresentou descoloração, rugosidade moderada e retenção de placa, após dois meses de utilização de próteses pelos pacientes. O autor do artigo, finalmente fez uma investigação do náilon (12) como material para base de próteses tendo em conta a temperatura, a pressão na injeção, o número de condutos adutores e o potencial de carga vítrea incluída no material. Verificou que o material precisou ser rapidamente injetado, requereu no mínimo dois condutos adutores, apresentou temperatura de derretimento de 225 °C, solução oleosa de sódio a 10% como meio separador, e quanto a sua carga vítrea, esta poderia potencializar a resistência das bases de próteses requerendo, entretanto, a confirmação por meio de testes laboratoriais.

Hayashi et al.⁵⁶ (1974) avaliaram a tendência de várias resinas à descoloração. Foram comparadas as tonalidades claras de cada material de oito resinas compostas com uma resina acrílica (Adaptic, Concise, Addent XV, Blendant, Posite, Shofu Composite, Yarbon A69, TD-71, Pile-A), as quais foram inseridas em cavidades de 5 mm x 8 mm x 3 mm preparadas em blocos de hidrocal. Os corpos-de-prova foram removidos aos 15 min ou às 48 h após a mistura e cada superfície recebeu acabamento com discos de lixa de número 100, 300, e 500 para aplainamento. A seguir, os corpos-de-prova foram polidos com taças de borracha e pasta para polimento e imersos em meios corantes orgânicos: 100 mL de azeite de laranja ou azeite de oliva a 37°C. Após três meses os corpos-de-prova foram removidos e limpos. A cor dos corpos-de-prova foi analisada antes e após a imersão, com analisador de cor Bausch & Lomb, variando-se a intensidade dos raios em comprimento de onda de 415 mμ a 685 mμ em intervalos de 30 mμ. De acordo com a técnica, os valores de vermelho (X), verde (Y), e azul (Z) foram convertidos em L*, a*, b* aplicando-se a fórmula: $a = 175 (102 X - Y) / \sqrt{Y}$, $b = 70 (Y - 0,8472) \sqrt{Y}$, $L = 100 \sqrt{Y}$. A diferença entre os valores de antes e após a imersão foi obtida pela fórmula de ΔE (N.B.S) = $\sqrt{\Delta a^2 + \Delta b^2 + \Delta L^2}$. Os dados foram obtidos para cinco corpos-de-prova por grupo. Além da análise no colorímetro, a cor foi observada visualmente pelo método direto e por meio de fotografias para ser comparado com o grupo controle (armazenamento em água destilada a 37°C). O grau de manchamento observado com o olho humano concordou perfeitamente com os resultados do equipamento colorimétrico, sendo que se obteve alteração de cor mais

significativa nos corpos-de-prova que receberam polimento aos 15 min do que às 48 h; às 48 h, as resinas que apresentaram maior alteração de cor foram Concise/ Addent XV / Blendant / TD – 71 e Yarbon e as que apresentaram menores alterações foram Adaptic / Shofu Composite / posite e Pile A.

Gross e Moser⁵⁰ (1977) determinaram, por meio das técnicas colorimétrica e visual, a alteração de cor de diferentes resinas compostas imersas em soluções de café (pH = 6,78), chá (pH = 6,56) e água destilada (pH = 6,34), como grupo controle. Foram utilizadas quatro resinas compostas: Adaptic; Prestige; Addent XV; Smile, manipuladas segundo as recomendações do fabricante. Os corpos-de-prova de cada material foram polimerizados em contato com tiras de poliéster. Metade deles recebeu polimento com lixas de granulação de 350 a 600. A seguir, permanecerem uma semana em água destilada e ambiente escuro, quando foi realizada a primeira leitura de cor utilizando-se colorímetro (Color-Eye). Os corpos-de-prova foram, então, imersos em uma das soluções já mencionadas a 55°C, por um período de 12 dias. Aos 13 dias foram retirados e lavados com água, posicionados novamente no espectrofotômetro com fundo escuro (óxido de titânio) e foi realizada a leitura final. Dez estudantes de odontologia que participaram como observadores na análise visual observaram as mesmas superfícies dos corpos-de-prova, os quais depois de secos foram posicionados em folhas de cartolina branca, distribuídos em colunas organizadas de acordo com a marca comercial, solução de imersão e tipo de polimento. O registro das cores se fez comparando entre as colunas da mesma marca com seu diferente polimento e os corpos-de-prova com mesmo polimento da mesma marca imersos nas três diferentes soluções. Para todos os materiais e tipos de acabamento, a imersão em café e chá produziu alterações de cor significativamente maiores do que a água destilada. O café produziu alterações de cor significativamente maiores do que o chá, com exceção das resinas Prestige e Addent XV que receberam acabamento. Os corpos-de-prova do mesmo material com diferentes tipos de acabamento que foram imersos em chá, apresentaram maiores alterações que os do grupo controle e os imersos em café, sendo que para a marca Adaptic a alteração de cor foi menor, quando comparada com Smile.

Moser et al.⁵¹ (1978) avaliaram as alterações de cor de quatro resinas compostas no sistema Munsell em termos de matiz, valor e croma, e compararam os resultados com aqueles obtidos em um estudo anterior, quando os mesmos autores utilizaram um colorímetro e valores triestímulos de CIE $L^*a^*b^*$; permitindo a comparação entre os sistemas visual e instrumental. No estudo original foram utilizados 42 corpos-de-prova confeccionados com quatro resinas compostas que foram preparadas de acordo as recomendações do fabricante com 10 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Após a polimerização, foram armazenados em ausência de luz e imersos em água destilada. Metade dos corpos-de-prova foi polida com tiras de poliéster e outra metade com lixa de granulometria 600. Sete corpos-de-prova de cada material e tipo de polimento foram agitados continuamente em soluções corantes (água - controle, café ou chá) durante 12 dias a 55°C. Utilizando o iluminante C, foram realizadas mensurações de cor com o colorímetro Color-eye. Os valores do colorímetro X, Y e Z foram determinados antes e após a imersão em cada solução testada. As leituras de X, Y e Z foram convertidas a valores triestímulos, os valores da diferença total foram calculados pelo programa Friele MacAdam Chickering (FMC) e antes de converter os dados ao sistema Munsell, os valores triestímulos foram transformados a coordenadas de cromaticidade X e Y. As coordenadas de cromaticidade e luminosidade refletida (Y) foram convertidas a Munsell, matiz (H), valor (V) e croma (C). Estas conversões foram realizadas com o programa FORTRAN. Na pré-imersão dos corpos-de-prova, o matiz foi encontrado em variações de 1,5 Y a 7,0 Y, para croma, entre 0,3 a 2,0 e para valor, entre 5,3 a 6,3. Calculou-se a diferença antes e após a imersão para matiz, valor e croma. As maiores alterações de cor dos corpos-de-prova foram encontradas para a solução de café, seguida pela solução de chá e água destilada, e segundo a análise de Variância (ANOVA), as mudanças expressas pelo sistema munsell e a diferença de cor registrada pelo colorímetro foram estatisticamente diferentes principalmente para valor e croma, mas não para matiz.

Powers et al.⁵⁷ (1978) estudaram os efeitos de espessura, cor de fundo, reflexão especular e rugosidade superficial sobre a cor de cinco resinas restauradoras analisadas em espectrofotômetro de reflectância. Foram utilizadas quatro resinas comerciais e uma resina sem partículas de carga e realizaram para

cada uma delas três corpos-de-prova com 36 mm de diâmetro por 1,3 mm de espessura, seguindo as recomendações do fabricante. Posteriormente, os corpos-de-prova foram colocados em um forno a 37°C, e nos primeiros 90 s após o início da mistura todos os corpos-de-prova foram armazenados durante 24 h antes do teste. A média de rugosidade foi de 2,5 µm para o lado rugoso (polimerizado em contato com metal) e 0,6 µm para o lado liso (polimerizado em contato com placa de vidro). Os corpos-de-prova foram colocados uns sobre os outros, variando sua espessura (1,3; 2,6; e 3,9 mm) e sua posição para, assim, avaliar a porcentagem de reflectância. Isto foi realizado para cada uma das resinas entre 405 nm e 700 nm. Cada corpo-de-prova foi avaliado sob duas condições de reflectância, uma com fundo preto e outra com fundo branco padronizado. Os valores triestímulos foram obtidos em iluminação C e os dados de cromaticidade foram obtidos por meio de um programa de computador. Os valores entre os produtos, entre as diferentes espessuras, e entre os fundos utilizados foram estatisticamente diferentes, sendo maiores os valores de reflectância quando se utilizou o fundo preto e menor os valores quando se utilizou o fundo branco, aumentando também a opacidade quando se aumentou a espessura dos corpos-de-prova.

Price¹⁹ em 1986 adicionaram oito diferentes agentes de ligação cruzada ao componente monomérico de uma resina para base de prótese de cadeia linear de polimetilmetacrilato em várias concentrações, e verificaram o efeito na resistência ao impacto das resinas polimerizadas. Os agentes de ligação cruzada foram escolhidos para promoverem diferentes comprimentos de cadeias de ligações cruzadas e graus de flexibilidade de cadeia. Quando testadas em condições orais, os polímeros que receberam agentes de ligação cruzada de cadeias longas e flexíveis não demonstraram grande redução na resistência ao impacto como aquelas que receberam cadeias curtas e rígidas. Os autores concluíram que a substituição de etilenoglicoldimetacrilato das resinas para bases de próteses com agentes de ligação cruzada tais como polietilenoglicoldimetacrilato 600 poderia melhorar sua resistência a solventes.

Khan et al.³⁹ (1987) avaliaram as propriedades mecânicas e características superficiais do material para base de próteses Triad VCL, (fotopolimerizável) e compararam a resistência flexural, dureza superficial e

manchamento desse material com uma resina acrílica convencional (PMMA). Foram utilizados cortes de 72 mm x 25 mm x 3 mm para o material fotopolimerizável segundo as recomendações do fabricante. Os corpos-de-prova da resina acrílica convencional, confeccionados nas mesmas medidas do material fotopolimerizável, foram incluídos com gesso em mufla metálica. Oito corpos-de-prova de cada material foram obtidos, quatro para serem usados em microdureza e testes de manchamento e os outros para os testes de resistência. Os testes de manchamento foram realizados em soluções preparadas em 800 mL de água destilada a 100 °C na qual era imerso um sachê de chá de 8 g durante cinco min e depois retirada, tendo sido adicionado 0,1 g de ácido de sódio à solução como agente antifúngico e bactericida. Os corpos-de-prova foram imersos separadamente no chá a 37°C ± 1°C e 50°C ± 1°C e fotografados a cada dez dias durante dois meses. O manchamento foi determinado por comparação visual independente antes e após a imersão ao final do estudo. A dureza superficial de ambos materiais foi determinada em microdurômetro semi-automático com 20 g de carga. Os testes de microdureza foram realizados com os mesmos corpos-de-prova utilizados para o teste de manchamento após 0, 7, 14, 24, 34 e 42 dias de imersão na solução de chá. A resistência flexural dos dois materiais foi determinada segundo a especificação número 12 da ADA. Observações em estereomicroscópio não revelaram diferenças na porosidade e rugosidade superficial dos materiais. Os testes de absorção de água, resistência flexural e microdureza demonstraram alteração significativa para o material Triad VCL, concluindo que após 10 e 20 dias o material Triad VCL nas soluções de chá a 37°C e 50°C, não tiveram nenhuma alteração da cor. Da mesma maneira os autores associaram o grau de manchamento da resina Triad VCL ao seu maior grau de absorção de água.

Robinson et al.³⁷ (1987) valoraram por meio de vários testes o efeito de diferentes métodos de limpeza em uma resina acrílica termopolimerizável e duas autopolimerizáveis utilizadas na confecção de base de próteses, incluindo o tratamento com o agente de limpeza recomendado para a prótese a elevadas temperaturas. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada teste, utilizando para isso moldes de gesso cobertos com alginato. Igualmente o efeito da ação do solvente foi valorado com exposição dos corpos-de-prova em um humidificador de 2 Lt de capacidade contendo 25 mL de acetona por um período de

1h a 21° C, realizando isto previamente a cada método de limpeza. As soluções de limpeza usadas foram peróxido alcalino e hipoclorito. Os testes de limpeza foram realizados usando banhos de água controlados termostaticamente. Cada corpo-de-prova foi colocado em cada uma das soluções de limpeza em um recipiente a uma temperatura de 95° C sendo levemente tapados para assim evitar a sua evaporação. Mostrou-se que as resinas tanto química como termicamente polimerizadas não sofreram nenhum efeito branco quando submetidas a limpeza com peróxido alcalino utilizado como recomenda o fabricante. A limpeza em água aquecida ou solução de hipoclorito aquecida causou cor branca severa e quando expostos a vapor de solvente antes da limpeza em algumas das soluções este efeito branco aumentava. Algumas das resinas acrílicas utilizadas foram mais susceptíveis a apresentar cor branca do que outras, igualmente foi mostrado que os corpos-de-prova termopolimerizados esbranquecidos também tiveram uma mudança na força flexural. Microscopicamente foram reveladas mudanças na matriz intersticial das resinas.

Johnston e Kao⁴² (1989) determinaram a relação entre os critérios visuais do serviço de saúde público dos Estados Unidos (USPHS), uma escala visual (EVRSAM) e um colorímetro, na avaliação da cor em compósitos para facetas. Foram selecionados pacientes com necessidades de restaurações estéticas anteriores, realizadas com três tipos de resinas microparticuladas (Durafill, Prisma e Silux). A seleção visual da tonalidade foi realizada com base no dente adjacente, contralateral ou antagonista, ou em restaurações existentes, por meio das guias de cores dos fabricantes. Se o dente ou restauração apresentava várias cores, a seleção da tonalidade foi realizada comparando-se mais de um dente até se chegar a uma tonalidade satisfatória. A avaliação da cor base foi obtida após uma semana de restaurados os dentes, e após seis e doze meses as 42 restaurações realizadas foram avaliadas. A avaliação visual foi realizada com dois examinadores treinados. Se houvesse discordância, um terceiro examinador auxiliava na seleção. A média da diferença de cor do CIEL*a*b* julgada clinicamente aceitável pelo USPHS foi igual a 3,7. Os resultados revelaram diferença estatística entre os dois métodos visuais e os dados obtidos pelo colorímetro.

Khokhar et al.⁵⁸ (1991) avaliaram a estabilidade de cor de resinas compostas indiretas expostas a dietas comuns e agentes químicos usados para

realizar higiene oral. Foram estudadas quatro resinas para restaurações: Dentacolor, Visio-Gem, Brilliant D.I ou Concept, colocadas em três meios líquidos (gluconato de clorexidina a 0,12%, café e chá). Foram utilizadas matrizes metálicas para a fabricação dos corpos-de-prova, tendo 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura, com polimerização e acabamento segundo as recomendações do fabricante. Foram obtidos 26 corpos-de-prova de cada material. Para expor as amostras aos fluidos selecionados foi utilizado o aparelho Tuccillo-Nielson, que consiste em uma roda de plástico vertical rotacional contendo oito orifícios. Os corpos-de-prova foram colocados na roda, a sob velocidade de uma rotação por minuto (rpm), mergulhando-os alternadamente e removendo cada corpo-de-prova durante 15 e 45 s. Três corpos-de-prova de cada material testado foram usados como controle, sendo armazenados em água destilada em ambiente escuro. As amostras foram polidas com taça de borracha e pasta profilática para posteriormente realizar-se a mensuração da cor. Os dados de cor foram obtidos usando Minolta Chroma Meter II e analisados por um processador de dados Minolta DP-100. A mensuração da cor foi realizada às 6 h, 12 h, 24 h e 48 h, utilizando-se iluminação D65, que corresponde à luz dia, com o sistema CIEL*a*b*. Os resultados de diferenças de cor foram obtidos com a seguinte fórmula $\Delta E^{*ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$. As leituras dos corpos-de-prova foram realizadas antes e após serem imersos nos meios líquidos e após o polimento. A imersão da resina Dentacolor em café promoveu alteração de cor estatisticamente significativa quando comparada com a resina Concept, em um tempo de 6 h a 48 h. Para café, clorexidina e saliva, a resina Brilliant DI apresentou alteração de cor significativa com relação à resina Concept. Para chá, a Visio-Gem apresentou um incremento de cor às 24 h e as outras quatro resinas apresentaram maior alteração de cor às 48 h. Para chá, clorexidina e saliva, as quatro resinas apresentaram um incremento em ΔE às 6 h e 48 h. A alteração de cor foi reduzida com o polimento de todas as resinas. Os corpos-de-prova utilizados como controle apresentaram alterações de cor nos valores ΔE^{*ab} , mas nenhum dos valores foi perceptível ao olho humano. Os pesquisadores concluíram que a dieta tem um fator importante no manchamento dos materiais testados, sendo o chá causador de maior alteração do que o café. O manchamento superficial pôde ser removido com os procedimentos normais de higiene, apesar de ir-se acumulando com o transcorrer do tempo.

Um e Ruyter⁴⁰ (1991) investigaram in vitro a estabilidade de cor de cinco materiais para facetas estéticas à base de resina acrílica com ou sem carga na sua composição, após a exposição em solução de café em infusão, solução de café filtrado e solução de chá. Foram utilizadas duas resinas fotopolimerizáveis (Visio-gem VG e Dentacolor DC) e três termopolimerizáveis (Vitapan Monopast VI, Isosit IS e Biodent K +B plus BI), realizando para cada uma delas nove corpos-de-prova com um diâmetro de 35 mm e 1,4 mm de espessura, segundo as recomendações de cada fabricante. O acabamento final foi realizado até os corpos-de-prova alcançarem espessura de $1,30 \text{ mm} \pm 0,02 \text{ mm}$. As soluções foram preparadas da seguinte forma: para solução de café em infusão, 60 g de café foram colocados em 1 L de água destilada quente durante 10 min para somente a seguir ser coado em filtro de papel; para a solução de café filtrado, 60 g de café foram colocados diretamente no filtro de papel e 1 L de água destilada quente foi despejada sobre o filtro, após o que esta solução foi filtrada novamente através de dois dos outros filtros de papel e completada com água destilada até marcar 1L; a solução de chá foi preparada com 10 g de chá puro em 1 L de água destilada quente durante 5 min, e também foi passada por filtro de papel. Os corpos-de-prova foram armazenados nas soluções de café e chá e mantidos em incubador a 50°C por 0,5 h, 1 h, 2 h, 3 h, 6 h, 9 h, 12 h, 18 h, 24 h, 36 h, 48 h e 1000 h. Posteriormente foram removidos das soluções e imersos em água destilada por 10 min por duas vezes consecutivas. Imediatamente após, os corpos-de-prova foram imersos por 10 min em solução de limpeza, preparada com 10 mL de sabão e 700 mL de água destilada, e enxágüe final com água destilada. Após a mensuração da cor nos tempos de armazenamento estipulados anteriormente, os corpos-de-prova foram novamente imersos nas soluções de café e chá, até o final de 1000 h. Antes da mensuração da cor esses corpos-de-prova foram submetidos a três diferentes métodos de lavado para tirar a pigmentação deixada às 48 h. O primeiro dos métodos foi imersão em solução de sabão por 5 min, esfregando ambos dos lados por 1 min seguido de lavagem com água destilada; o segundo foi utilizando 40 escovações em duas direções em ângulo de 90° com imersão em sabão; e o terceiro foi realizando o mesmo método de escovação, desta vez usando 20 mm de dentífrício e lavando com água destilada. Às 1000 h, três corpos-de-prova de cada marca foram armazenados em solução de café em infusão e filtrado, assim como também em solução de chá a $50 \pm 1^\circ\text{C}$ durante 1000 h. Depois os corpos-de-prova foram removidos, com os mesmos três

métodos de limpeza antes descritos, com um acabamento extra, e pressão digital durante 60 s em cada lado, realizando em seguida a mensuração de cor. As características de cor foram comparadas com os outros corpos-de-prova elaborados recentemente. Para a mensuração da cor utilizou-se um espectrofotômetro de reflectância e escala CIEL*a*b*. Nos resultados, além da obtenção da caracterização química quanto à carga dos materiais, encontrou-se que depois de 48 h de imersão, a solução de chá apresentou grande alteração da cor em todos os materiais e a solução de café filtrado produziu maior alteração na cor que a solução de café em infusão, sendo que as marcas IS e BI apresentaram melhor estabilidade que as marcas VI e VG. A descoloração apresentada nos corpos-de-prova em contato com a solução de chá foi mais facilmente removida com escova e dentífrico que para os corpos-de-prova em contato com a solução de café filtrado e a solução de café aquecido. Concluindo segundo os autores que a alteração de cor pela solução de café poderia ser atribuída, à adsorção e à absorção de corantes em duas das marcas testadas, provavelmente devido à compatibilidade do polímero com o corante amarelo do café e que uma boa higiene oral com escova dental e dentífrico é muito importante para prevenir e reduzir esta alteração.

May et al.²⁶ (1992) analisaram quantitativamente a estabilidade de cor, em função do envelhecimento acelerado, de quatro resinas acrílicas utilizadas em base de próteses (Triad, Accelar 20, Compak 20 e Acron GC), uma para reparação de prótese (Perm Repair) e uma resina convencional termopolimerizável (Hy-pro). Foram confeccionados cinco corpos-de-prova para cada material, com 50 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram desgastados até espessura de 0,5 mm (especificação número 12 da ADA). A seguir, os corpos-de-prova foram hidratados em água destilada durante 30 dias e as avaliações foram realizadas (Chroma Meter II) em três áreas próximas ao centro dos corpos-de-prova. Dessa maneira, foram obtidas alterações de sua cor base (ΔE) antes e após 100 h e 300 h de exposição ao envelhecimento acelerado. Foram registradas as médias de três leituras de cada material. Os resultados demonstraram alteração de cor significativa após 300 h de exposição ao envelhecimento acelerado, mas não após 100 h. Os materiais e os tempos empregados foram fatores significantes, embora na interação dos dois não tenha havido diferença significativa; os materiais menos

afetados pelas condições de envelhecimento acelerado foram Lucitone Hy-pro e Triad (VLAR).

Shotwell et al.⁵⁹ (1992) determinaram a estabilidade de cor de materiais de reembasamento para próteses totais submetidos a um teste in vitro de envelhecimento acelerado. Os materiais foram divididos em três grupos: silicones, resinas acrílicas e polifosfacine. Cinco discos de cada material foram obtidos com um molde de teflon de 28 mm de diâmetro e 4 mm de espessura, de acordo com as recomendações do fabricante. Os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada durante 24 h e a cor foi mensurada, utilizando colorímetro acoplado a um processador DP-100. Após a mensuração de cor inicial, os corpos-de-prova foram colocados em uma câmara de envelhecimento acelerado a 110 F e expostos a uma fonte de luz visível ultravioleta de xenon com umidade relativa. A umidade foi conseguida utilizando-se spray de água destilada a cada 102 min por 18 min, sendo que os corpos-de-prova foram mantidos na câmara por 100 h. Ao término do período, novas medições de cor foram realizadas. As alterações de cor foram calculadas para se obter os valores triestímulos com o uso da CIE $L^*a^*b^*$ e a diferença de cor foi verificada com a fórmula: $\Delta E^*_{ab} = \{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2\}^{1/2}$. Os autores encontraram que o material Prolastic silicone foi menos afetado, o acrílico Astron LC e o silicone Molloplast-B apresentaram diferença não estatisticamente significativa, e Coe Supersoft e Novus apresentaram diferenças estatísticas em relação aos outros materiais testados, sendo que as alterações de cor destas últimas foram facilmente detectadas visualmente. Os autores concluíram que a combinação da câmara de envelhecimento acelerado e a mensuração de cor utilizando o colorímetro foi efetiva para a avaliação da estabilidade de cor de materiais de reembasamento de próteses.

O objetivo da revisão da literatura realizada por Lombardi e Budtz-Jørgensen³⁴ (1993), foi discutir os principais procedimentos adotados para o tratamento da estomatite protética. Segundo os autores, o controle de placa microbiana na superfície interna das próteses removíveis, parciais ou totais, deve ser sempre indicado, independentemente da terapia adotada. A higienização inadequada das próteses é considerada um dos fatores etiológicos locais da estomatite protética. O uso contínuo das próteses também favorece o

desenvolvimento da patologia, uma vez que prolonga o trauma local sobre a mucosa de contato. As próteses antigas também podem traumatizar a mucosa bucal em decorrência da falta de suporte promovida pela reabsorção do rebordo alveolar. As próteses com condições inadequadas de suporte e estabilidade devem ser periodicamente reembasadas até que possam ser substituídas, em média a cada cinco anos. As próteses novas devem ser somente confeccionadas quando a mucosa de suporte estiver saudável e o paciente apresentar boas condições de higiene bucal. Os pacientes devem ser instruídos a remover suas próteses durante a noite e higienizá-las após cada refeição. Vários agentes antifúngicos podem ser utilizados para o tratamento da estomatite protética. A escolha de um agente específico é determinada por diversos fatores, como interação medicamentosa, função dos órgãos vitais (toxicidade) e aceitação (tolerância) pelo paciente. A utilização de agentes sistêmicos deve ser limitada aos pacientes que não responderem à terapia tópica ou quando fatores sistêmicos predisponentes estiverem presentes (diabetes não controlada, neutropenia, disfunções imunológicas e endócrinas). Entre os agentes antifúngicos, a nistatina (Micostatin) deve ser utilizada apenas como tratamento tópico, pois é tóxica quando administrada parenteralmente. Devido ao gosto amargo, a nistatina pode produzir efeitos colaterais como náuseas e intolerância. A anfotericina B pode ser administrada via intravenosa (candidose sistêmica) ou como agente tópico (candidose superficial). No entanto, esse medicamento pode produzir efeitos hepatotóxicos e náuseas. O cetoconazol (Nizoral) é administrado sistemicamente, sendo indicado para os casos de candidose mucocutânea crônica em pacientes com imunodeficiências. O miconazol (Daktarin) é amplamente utilizado para o tratamento de candidose por apresentar ação fungicida e bacteriostática para microrganismos gram-positivos, uma vez que bloqueia simultaneamente a síntese de esteróides e as proteínas das membranas das células microbianas. Esse fármaco também pode ser utilizado para o tratamento de lesões associadas à estomatite protética, como a queilite angular. O fluconazol (Diflucan) é indicado para o tratamento de candidose bucal em pacientes HIV-positivos. No entanto, esse medicamento pode produzir efeitos colaterais como desconforto gástrico e dor de cabeça. Além disso, o fluconazol pode não apresentar o efeito terapêutico desejado por causa da resistência desenvolvida por algumas espécies de *Candida*. Como tratamento adjunto, pode-se realizar a imersão das próteses em desinfetantes ou agentes de limpeza como hipoclorito de sódio,

enzimas, peróxidos alcalinos e ácidos. A utilização de substâncias antimicrobianas como a clorexidina também pode ser uma alternativa para a redução da inflamação da mucosa acometida pela estomatite protética. De acordo com o autor, independentemente da terapia antifúngica e do tratamento adjunto selecionados, os pacientes devem ser instruídos quanto à importância da adoção dos procedimentos de higienização das próteses e remoção das mesmas no período noturno, uma vez que esses cuidados atuam não apenas no controle da infecção causada pela estomatite protética, mas também na sua prevenção.

Satoh et al.⁵² (1993) avaliaram a susceptibilidade de pigmentação em dentes incisivos centrais superiores esquerdos, de cinco marcas comerciais de dentes utilizados para próteses, sendo dois de alta dureza (Endura Anterior, Shofu Co., Ltd. e Duradent Anterior, GC Co., Ltd.), dois convencionais (Real Crown, Shofu Co., Ltd. e Acrylic Teeth, GC Co., Ltd.) e um de porcelana (Real Teeth, Shofu Co., Ltd.). Os autores utilizaram os meios corantes vermelho alimentício à 2%, café e 2% de turmerico para a imersão dos dentes. Cada marca comercial de dente foi dividida em três grupos de cinco, para cada meio corante. A seguir os grupos foram divididos em duas condições diferentes de limpeza e imersos por quatro semanas. Metade dos corpos-de-prova foi limpa diariamente com ultra-som em soluções de Ultraclean por 30 segundos. Os líquidos foram substituídos a cada 24 h. A cor foi determinada antes da imersão e os valores obtidos foram usados como controle. Quatro condições foram observadas para cada tipo de dente: com e sem limpeza diária depois da primeira semana de imersão, e outros com e sem limpeza diária depois da quarta semana de imersão. As condições de cor foram lidas na intersecção de uma linha central vertical e uma linha central horizontal na superfície vestibular do dente. Para a obtenção dos resultados, foi utilizado colorímetro com sistema de análise de imagem (LA-555 Co., Ltd.) e câmera digital (TK-870K, Victor Co., Ltd.). Para a análise dos dados utilizou-se o sistema de cor $L^* a^* b^*$ da CIE 1976. Os valores obtidos na diferença da cor foram multiplicados por 0,92 obtendo valores baseados na National Bureau of Standards (NBS), utilizada para avaliar as mudanças de cor percebidas pelo olho humano. Nos resultados obtidos, a cor amarela do turmerico tendeu a ter mais afinidade pelos cinco tipos de dentes artificiais. Os dentes artificiais de alta dureza apresentaram menor tendência à alteração de cor que os dentes convencionais. Em contraste, os dentes de alta dureza, comparados com os

dentes de porcelana apresentaram maior susceptibilidade ao manchamento. Na quarta semana de imersão, houve maior alteração de cor dos dentes que na primeira. Todos os dentes além que foram submetidos à limpeza diária tiveram menor susceptibilidade ao manchamento quando comparados com os dentes que não foram limpos.

Buyukyilmaz e Ruyter⁶⁰ (1994) avaliaram quantitativamente a alteração de cor de sete diferentes marcas de resina para base de próteses, sendo uma fotopolimerizável, três autopolimerizáveis e três termopolimerizáveis. Avaliaram também a absorção de água e suas características químicas. Quinze corpos-de-prova de cada material foram confeccionados, segundo as recomendações do fabricante, com 35 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. O polimento foi realizado com lixas de granulometria 1000 e 1200, obtendo uma espessura final de $2,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Os corpos-de-prova de cada material foram divididos em cinco grupos, nas seguintes condições e tratamentos: imersão em café, chá, água destilada a 55°C em ausência de luz, e água destilada a 37°C sob exposição à luz solar artificial. A solução de café foi preparada filtrando 1 L de água destilada em ebulição em 60 g de café e para a solução de chá utilizou-se 10 g de chá em 1 L de água destilada em ebulição por 5 min, foi preparada a solução de chá. Os três corpos-de-prova restantes de cada material foram utilizados para testes de absorção e solubilidade de água. Para a imersão em soluções de café e chá, os corpos-de-prova foram levados a incubador e armazenados por 1 h, 2 h, 3 h, 6 h, 9 h, 12 h, 18 h, 24 h, 48 h, 72 h e 96 h a 50°C com 10 mL. A cada intervalo de tempo os corpos-de-prova foram retirados das soluções e lavados com sabão e água destilada, realizada a primeira série de mensurações de cor e as soluções de imersão foram renovadas. Após as 96 h do armazenamento, realizou-se outra limpeza, desta vez utilizando três métodos padronizados em todos os corpos-de-prova: o primeiro foi imersão durante 5 min em solução de sabão, secagem e enxágüe com água destilada; o segundo dos métodos empregados foi realizado com escovações padronizadas utilizando solução de sabão e lavagem final; e o terceiro foi realizado com escovas padronizadas, pasta de dentes, e lavagem com água destilada. Após a limpeza, os corpos-de-prova, foram novamente imersos em soluções de café e chá, empregando-se um tempo adicional de 1000 h à temperatura de $50^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$. As soluções foram renovadas semanalmente após a utilização dos três métodos de

limpeza anteriormente citados. A cada substituição das soluções, foi realizado polimento com lixa de granulação 2400, seguida de nova leitura de cor. A terceira condição foi imersão em água destilada a 50°C durante 6 h, 12 h, 24 h, 48 h, 96 h, 168 h, 336 h, 720 h e 1400 h. Na quarta condição, os corpos-de-prova foram expostos à luz de xenon, pelos períodos de 2 h, 4 h, 6 h, 18 h, 24 h, 48 h, 72 h, 96 h, 168 h, 336 h e 504 h em água a 37°C. Os corpos-de-prova restantes foram utilizados para a avaliação de absorção e solubilidade em água. As características químicas dos materiais foram avaliadas com procedimentos cromatográficos líquida e gasosa, e com espectrofotometria no comprimento de onda do infravermelho. Todas as mensurações de cor foram realizadas com espectrofotômetro de reflectância, obtendo valores triestímulos e valores CIEL*a*b*. Os resultados demonstraram que o café e o chá promoveram manchamentos superficiais, os quais foram reduzidos com escovação e dentifrício. No grupo imerso em água destilada a 50°C, os materiais foram relativamente resistentes ao manchamento. Quando expostos à luz de xenon revelaram diferenças na estabilidade de cor e demonstraram absorção de água de 2,5% a 3,5% do seu volume total.

Liberman et al.¹² (1995) determinaram condições ótimas laboratoriais na mensuração objetiva da cor de acrílicos expostos à luz artificial, além de avaliar o efeito de diferentes fundos e comparar esta mensuração objetiva com avaliação subjetiva em materiais comercialmente disponíveis. Foram confeccionados corpos-de-prova com 50 mm de diâmetro por 0,5 mm de espessura para dez marcas comerciais de resinas acrílicas utilizadas como base de prótese (Fastcure rosa e claro, Meanway, Minaryl, QC 20, SR Ivocap, SR 3/60, Trevalon, Trevalon C e Trevalon HI). Três marcas de resinas acrílicas foram selecionadas para determinar um padrão de fundo ótimo na quantificação da mudança da cor. Os corpos-de-prova foram divididos ao meio, tendo uma metade exposta a lâmpada de xenon a 6500 °K durante 24 h, e a outra metade protegida da irradiação. Com ajuda de espectrofotômetro (Minolta CR-221), iluminante C, angulação de incidência da luz a 45° e fundo branco padrão, foram realizadas as mensurações da cor na escala CIEL*a*b*. Três leituras de cada local pré-estabelecido foram registradas nos corpos-de-prova, sendo um total de oito mensurações, quatro para uma metade e quatro para a outra metade. Após isso, foram realizadas mensurações para os três

materiais com nove diferentes fundos (branco, violeta, amarelo escuro, amarelo claro, laranja, vermelho, azul, preto e cinza), sendo que para todos os dez materiais utilizou-se um fundo branco; os dados foram calculados por meio a equação : $\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$. Na avaliação subjetiva, realizada por três técnicos experientes, os corpos-de-prova foram levados contra um fundo branco, comparando suas conclusões com os dados obtidos na avaliação objetiva sob fundo branco. Os resultados demonstraram valores de a^* na direção da cor vermelha em todos os fundos testados com a resina Fastcure; para os outros fundos, as resinas SR Ivocap, Minacryl, tiveram mudanças na cor para o verde; para os valores em b^* foram encontradas diferenças significantes com a utilização do fundo branco em todos os materiais testados. Mudanças significantes nos valores de ΔE foram encontrados durante a exposição dos corpos-de-prova à luz ultravioleta durante 24 h quando utilizado o fundo branco. Os autores concluíram que o teste dos materiais deve ser objetivo para não ocorrer erros na avaliação.

Arima et al.²⁰ em 1996, testaram se a incorporação de agentes de ligação cruzada iria melhorar as propriedades mecânicas de polímeros à base de hidroxietilmetacrilato e diminuir sua absorção de água e solubilidade. Além disso, investigaram qual agente de ligação cruzada seria mais efetivo. A relação entre resistência flexural, módulo de elasticidade, absorção de água e solubilidade e a concentração do agente de ligação cruzada foi determinada. A resistência e o módulo de elasticidade tenderam a aumentar com o aumento em até 50% da concentração do agente de ligação cruzada. Acima desta concentração, estas propriedades tenderam a reduzir. A absorção de água diminuiu com a adição de agentes de ligação cruzada em qualquer concentração testada. A solubilidade tendeu a diminuir quando se acrescentou agentes de ligação cruzada até a concentração de 40%, após o que aumentou. Segundo os autores, o comportamento de todos os materiais foi parecido demonstrando diferenças nos valores absolutos em todas as propriedades dependendo do tipo de agente de ligação cruzada utilizado.

May et al.²⁸ (1996) determinaram quantitativamente o efeito de envelhecimento acelerado sobre a estabilidade de cor de cinco materiais para base de próteses (Lucitone Hy-pro, Accelar 20, Lucitone 199, Lucitone CH e Lucitone

TruTrone, termopolimerizáveis; Ebony light, e Ebony dark, de termopolimerização rápida; e G-C Microwave, polimerizado por meio de microondas). Foram confeccionados cinco corpos-de-prova de cada material com 22 mm de diâmetro por 3 mm (especificação 12 da ADA), prensados em muflas para microondas com auxílio de gesso pedra. Após a polimerização, realizada em forno de microondas durante 5 min em potência máxima, os corpos-de-prova foram submetidos a processos de envelhecimento. Este foi realizado por exposição a lâmpada xenon de 2500 W no espectro de luz ultravioleta com 90% de umidade e 110°F. O registro da alteração de cor foi realizado, em triplicata, no centro de cada corpo-de-prova, utilizando o instrumento Chroma Meter II, também utilizado para quantificar os valores triestímulos, antes e após 300 h, 600 h e 900 h de envelhecimento acelerado. Diferenças de cor entre os materiais dentro do mesmo tempo de envelhecimento foram investigadas com o auxílio de ANOVA one-way. Utilizou-se o teste Scheffé para a comparação das médias de cor e entre os diversos períodos de tempo utilizados. Todos os materiais demonstraram alterações de cor estatisticamente significantes em algum dos tempos de exposição ao envelhecimento acelerado. Quando se analisou a diferença de cor para os tempos utilizados, Hy-pro, Lucitone TruTone e Lucitone 199 sofreram as menores alterações de cor. Quando estas ocorreram, os corpos-de-prova tornaram-se mais brilhantes e menos cromáticos.

Kim e Um⁶¹ (1996) compararam as tonalidades das guias de cores com as cores de resinas compostas disponíveis comercialmente. Foram realizados três corpos-de-prova de cada material (Z 100, Prisma TPH, Herculite XR, Tetric e Silux Plus), utilizando-se matriz de 16,0 mm de diâmetro e 1,6 mm de espessura. Os materiais foram manipulados segundo as recomendações do fabricante. Posteriormente, os corpos-de-prova foram polidos com lixa de papel de granulação 320, 400, 600, 800, 1000 e 1200. Para as leituras de cor, foi utilizado espectrofotômetro (Color-Eye 3000) com iluminante D65, utilizando as coordenadas CIE $L^*a^*b^*$. O equipamento foi calibrado após cada leitura, utilizando-se o software Optiview (MacBeth) e os valores de comprimento de onda foram observados para cada corpo-de-prova de 20 nm de intervalo entre 360 e 740 nm, obtendo valores X, Y e Z. Posteriormente, os valores X, Y e Z foram convertidos a $L^*a^*b^*$ e as diferenças de cor foram calculadas correspondendo a par de tonalidades de guia de cor e os corpos-de-prova de resina composta. Foram observadas diferenças de cor,

detectáveis a olho nu, entre todas as tonalidades da guia e os corpos-de-prova de resina, exceto para as tonalidades D3, A3 e B2 da Z100 e as tonalidades B2 de Prisma TPH. Comparando-se as médias do ΔE dos materiais foi verificado que a Z100 apresentou menor diferença de cor seguida da Prisma TPH, Tetric, Silux Plus e Herculite XR. Concluindo-se que as tonalidades das guias são inadequadas para a seleção de cor para as restaurações de resina compostas.

Polyzois et al.³⁵ (1997) investigaram os efeitos de quatro soluções desinfetantes (Klinex, Cidex-7, Hibitante e Cabadol) na cor de resinas para base de próteses. Foram preparados 50 corpos-de-prova com 22 mm de diâmetro por 2,5 mm de espessura para cada um dos três materiais (Paladon 65 termopolimerizável, Triad fotopolimerizável e ProBase Cold autopolimerizável). Os corpos-de-prova foram desgastados nos dois lados utilizando lixa de papel siliconizado nº 1000 em máquina de polimento sob irrigação até chegar a espessura de $2,0 \pm 0,1$ mm. A seguir, foram colocados em dissecador com gel de sílica a $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$ até atingirem pesos constantes e armazenados em água destilada durante 24 h. Dez corpos-de-prova de cada um dos três materiais foram imersos nas soluções desinfetantes e o dez restante foi utilizado como grupo controle (imersos somente em água destilada). Os tempos de imersão foram: 10 min (T1), 10 h (T2), e 7 dias (T3). Após a imersão, foram limpos com água destilada utilizando ultrason, e secos com papel absorvente. A mensuração de cor foi realizada antes e após os tempos de imersão. Utilizando colorímetro com 5 mm de abertura de diâmetro e iluminação D65 sendo os corpos-de-prova observados a 10 graus. Para cada corpo-de-prova foram feitas seis leituras utilizando fundo branco padronizado e a diferença de cor foi calculada utilizando: $\Delta E^* = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$. Foi encontrado que a resina Paladon não apresentou diferenças estatísticas significantes entre os meios corantes. A resina Triad VLC apresentou comportamento similar, não apresentando diferenças estatísticas significantes, exceto no T3 para a solução de Cabadol (ΔE^* de 3,0). A resina ProBase Cold apresentou alta alteração de cor no T3 com Cabadol (ΔE^* 12,85). Os outros meios de imersão apresentaram valores entre 0 a 2 de ΔE^* . Esta última resina, comparada com a Paladon 65 e Triad VLC, apresentou em geral menores alterações de cor.

Ma et al.³⁸ (1997) avaliaram a rugosidade e a alteração de cor de resinas acrílicas após imersão em desinfetantes em diferentes tempos de imersão. Foram utilizados cinco desinfetantes químicos e cinco resinas para base de próteses, três autopolimerizáveis, uma termopolimerizável e uma fotopolimerizável, manipuladas segundo as recomendações do fabricante. Foram confeccionados 25 corpos-de-prova de cada uma das resinas, sendo cinco imersos em cada solução em recipiente fechado com a superfície a ser avaliada para cima. A seguir, os corpos-de-prova foram lavados com água destilada e secos com jatos de ar antes de cada leitura. Foram realizadas leituras de rugosidade e de cor de cada corpo-de-prova antes da imersão nas soluções sendo estes os dados controle. Para as leituras de rugosidade foi utilizado um rugosímetro com intervalos de 0,01 μm . Nas leituras da cor foi utilizado um colorímetro segundo as coordenadas $L^*a^*b^*$, com iluminante D65. As avaliações foram realizadas em quatro períodos de imersão: 10 min, 30 min, 24 h e 7 dias. Exceto com o desinfetante biocide todas as cinco resinas para base de próteses não sofreram alteração de cor estatisticamente significativa a curto e longo prazo. A textura superficial das resinas estudadas não foi afetada após sete dias de imersão em quatro dos cinco desinfetantes. Os resultados demonstraram que os desinfetantes estudados na pesquisa podem ser utilizados por um período de 30 min sem prejuízo das propriedades superficiais estudadas pelos autores.

Scotti et al.⁶² (1997) compararam a estabilidade de cor de quatro tipos de resina acrílica indicadas para provisórios em prótese fixa: Trim, Protemp, Mixacryl II e Cold Pac. Foram utilizados 32 corpos-de-prova de cada resina com 25 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram imersos em: 990 mL de saliva artificial, água destilada e ácido láctico; 660 mL saliva sintética com 330 mL de chá; 660 mL saliva sintética com 330 mL de café; ou 660 mL saliva sintética com 330 mL de clorexidina, armazenados a temperatura de $37^\circ\text{C} \pm 1^\circ\text{C}$ simulando a cavidade oral. Foram realizadas as mensurações de cor antes e após 20 e 30 dias da imersão, utilizando espectrofotômetro (Macbeth Color-Eye 7000) com iluminante D65. Os autores concluíram que os corpos-de-prova que apresentaram menor instabilidade de cor foram os imersos em saliva e saliva com chá. Na resina Mixacryl

II a saliva com café provocou maior grau de escurecimento produzindo uma coloração mais avermelhada que os demais materiais, sendo melhor a Cold Pac.

Horn et al.⁴⁷ (1998) compararam o método objetivo e subjetivo para a avaliação de tonalidades de dentes, utilizando espectrofotômetro e análise visual. Foram utilizados 20 dentes anteriores superiores extraídos e seis tonalidades da escala de cores VITA. A avaliação da cor foi realizada nos dias 1 e 14, com base em valores de L*. A avaliação de cor visual e espectrofotométrica foi realizada usando método cego. O espectrofotômetro avaliou a superfície vestibular dos dentes, utilizando luz D65, sendo reposicionado o espectrofotômetro para cada leitura dos dentes, com registro dos valores obtidos durante as leituras para depois serem comparados com a avaliação visual realizada por cinco avaliadores. No dia 1 os dentes foram numerados aleatoriamente de 1 a 20 e para cada dente foram realizadas leituras em cinco tempos consecutivos por 30 s. Usando as tonalidades da escala Vita foram ordenadas visualmente da mais clara à mais escura, marcando cada tonalidade com a letra “A” para a mais clara e a letra “F” para a mais escura. No primeiro dia os cinco avaliadores compararam cada dente natural com as seis tonalidades da escala. Sem informar aos avaliadores, os dentes foram renomeados aleatoriamente de 1 a 20, cada número original do dente e o novo foi registrado, só os avaliadores os desconheciam; foi assinada uma nova letra para as tonalidades das guias experimentais, em ordem ascendente da “Z” mais escura até “U” a mais clara, a letra original e a nova foram registradas. Após 40 dias foi realizada outra avaliação com os mesmos parâmetros estabelecidos no primeiro dia. Análise estatística não foi realizada, pela inexistência de método que possa comparar dados registrados pelo espectrofotômetro com dados obtidos pelos examinadores humanos. Foi observado que a coincidência da leitura do espectrofotômetro foi 16 de 20 dentes, 80%, e embora a coincidência do método visual foi de 10 de 20 dentes, (50%). Nos resultados desse estudo foi confirmado que o registro humano na avaliação da tonalidade dos dentes é pouco confiável quando comparado com o espectrofotômetro, mais preciso para os estudos in vitro.

Millstein et al.⁶³ (1998) determinaram o efeito da cor de materiais para base de próteses sobre a cor dos dentes artificiais. Foram fabricados corpos-

de-prova retangulares de 16 mm x 12 mm x 24 mm, usando os materiais e a seqüência utilizada na confecção de dentes para próteses, nas tonalidades 62, 65 e 81. Uma camada de corpo de 1 mm a 8 mm de espessura e uma camada incisal de 0 mm a 6 mm de espessura foram incorporadas em cada corpo-de-prova. Para avaliar o efeito de cor em materiais utilizados na confecção de base de próteses, foram fabricados sete corpos-de-prova, com as mesmas medidas de 16 mm x 12 mm x 24 mm nas cores: rosa liso, rosa claro avermelhado, tom tissular claro, tom tissular médio, étnico suave, étnico escuro e mista; o lado superior e o inferior estavam totalmente planos para assegurar uniformidade no teste empregado. A mensuração da cor para os três corpos-de-prova das tonalidades 62, 65, e 81 foi realizada com colorímetro D2509 e fundo preto padronizado, associando esses valores com respostas visuais humanas, sendo utilizado para isso um sensor óptico. Os dados obtidos eram convertidos então a valores CIEL*a*b* e comparados entre eles; o mesmo processo foi realizado com os sete corpos-de-prova do material para base de próteses. Posteriormente realizaram-se mensurações no colorímetro, colocando cada um dos sete diferentes corpos-de-prova para confecção de base de próteses entre cada um dos três corpos-de-prova utilizados na confecção de dentes de acrílico e o fundo preto, comparando estas novas mensurações às feitas anteriormente, utilizando somente fundo preto. Os resultados demonstraram diferenças na avaliação da cor em cada um dos três corpos-de-prova utilizados para a confecção de dentes para próteses, quando comparados com as sete diferentes resinas acrílicas utilizadas como fundo.

Okubo et al.⁵³ (1998) analisaram a capacidade de selecionar tonalidades nas guias de cerâmicas nos novos colorímetros computarizados e compararam com o teste visual. O teste visual consistiu em utilizar duas guias de cores da escala (Vita Lumin), para serem comparadas entre elas, por exemplo a tonalidade C3 de uma escala com a mesma tonalidade C3 da outra escala. Foram selecionadas 31 pessoas, entre cirurgiões dentistas, técnicos de laboratório e estudantes de odontologia, depois de serem expostos a testes de deficiência de cor e de coincidir que as mesmas cores das duas guias eram indistinguíveis. A identificação de cada uma das amostras das duas guias foi coberta. Cada amostra foi colocada sobre um fundo plano cor preto e os observadores tiveram tempo ilimitado para a observação das guias, utilizando luz natural do meio dia. O teste foi

realizado em de duas semanas e dois meses após, metade dos observadores foi testada nas mesmas condições. Na avaliação instrumental foi empregado um Colortron II computarizado, e desmontável para ser usado intraoralmente a 45°. Foram realizadas 25 leituras nas 16 tonalidades das duas guias de cores, selecionando-se o terço médio de cada amostra para ser lido. Os resultados demonstraram que o Colortron mediu 8 de 16 tonalidades corretamente e os examinadores, no método visual, mediram corretamente 7,7 de 16 tonalidades. Não se encontrou diferença estatística entre os dois métodos, o colorímetro demonstrou 100% de repetibilidade e o método visual demonstrou também adequada repetibilidade. Os autores concluíram que o método visual foi pouco inconsistente e o método instrumental para a avaliação das tonalidades das guias de cores de porcelana foi superior.

Uchida et al.⁶⁴ (1998) avaliaram quantitativamente as mudanças de cor de duas marcas de resinas compostas fotopolimerizáveis (Conquest Direct Fill e Pentra-Fill II), expostos à irradiação de luz UV e à degradação da cor em função das tonalidades. Foram selecionadas cinco tonalidades de cada uma das seguintes resinas: amarelo claro, amarelo escuro, verde claro, verde escuro e universal (para Conquest Direct Fill); e universal, marrom, amarelo claro, amarelo escuro e cinza (para Pentra-Fill II). Cinco corpos-de-prova de cada tonalidade foram preparados e imersos em água destilada a 37°C por 24 h. A seguir realizou-se mensuração da cor, cujos dados foram armazenados para servir como base da avaliação de possíveis alterações. Os corpos-de-prova foram colocados no colorímetro sobre um prato giratório com fundo preto a temperatura controlada de 37°C a 33 rpm, com abertura diametral de 8 mm na direção da luz UV durante 24 h. Posteriormente foi realizada a segunda mensuração de cor. Cada mensuração de cor foi realizada com três repetições para obtenção da média do parâmetro de cor de cada corpo-de-prova, utilizada na análise estatística. Para obter a diferença entre as coordenadas de cromaticidade e a exposição à luz UV utilizou-se a fórmula para o cálculo de ΔE , foi observado que os compósitos expostos a essa irradiação durante 24 h apresentaram significantes alterações de cor.

Anil et al.²⁴ (1999) avaliaram in vitro a estabilidade de cor de materiais de reembasamento para próteses, utilizando envelhecimento acelerado.

Dois materiais autopolimerizáveis (Ufigel P e Simpa) e três termopolimerizáveis (Ufigel L, Molloplast B e Flexor). Foram utilizados, confeccionando-se para cada um deles sete discos com 15 mm de diâmetro por 2 mm de espessura conforme recomendações do fabricante. A mensuração inicial de cor foi obtida em espectrofotômetro de luz ultravioleta-visível (UV), rotando-se 90° cada corpo-de-prova em sentido horário, obtendo-se desta maneira quatro medições em cada um deles e utilizando um fundo branco padronizado do mesmo aparelho como controle. A seguir, os corpos-de-prova foram colocados em câmara de envelhecimento acelerado durante 900 h, expostos à luz UV a temperatura de 110°F, com ciclo programado de 18 min de spray de água a cada 2 h. Foram realizadas medições de cor novamente após o ciclo de envelhecimento acelerado. Os resultados demonstraram que os materiais Simpa e Ufigel P mostraram maior mudança na cor que os outros materiais, concluindo desta maneira que a alteração de cor foi maior nos materiais autopolimerizáveis em comparação com os termopolimerizáveis, embora essa alteração não tenha sido estatisticamente significativa.

Hersek et al.⁶ (1999) determinaram a estabilidade de cor de cinco resinas acrílicas de base de prótese em três soluções corantes presentes em alimentos. Foram utilizadas duas resinas de alto impacto (Lucitone e QC 20) e três convencionais termopolimezáveis (Meliodent, Trevalon e Trevalon HI). Para cada material estudado foram confeccionados 15 corpos-de-prova retangulares com dimensões de 20,0 mm x 10,0 mm x 1,5 mm. Os corpos-de-prova foram submetidos a ciclo curto de polimerização em água a 72°C durante 1,5 h, seguido por 30 min de ebulição a 100°C. O polimento das faces superiores e inferiores dos corpos-de-prova foi realizado com lixa de granulação 600 até que alcançassem a espessura final. A seguir, foram divididos em grupos de cinco corpos-de-prova para cada solução corante testada: eritrosina a 3%, tartrazina e amarelo *sunset*. A cada três gramas da solução corante foram adicionados 100 mL de água destilada, e as soluções resultantes foram contidas em recipientes fechados protegidos de luz, nos quais foram armazenados os corpos-de-prova a 23°C ± 1°C, evitando seu contato direto. As medições de cor dos corpos-de-prova, realizadas antes e após a imersão nas soluções corantes por períodos de um, três e seis meses, foram feitas em três áreas aleatórias, utilizando espectrofotômetro de luz ultravioleta-visível. Antes de cada medição, totalizando três para cada corpo-de-prova, estes foram lavados com água

destilada e o excesso de água foi retirado com papel absorvente. Os dados foram registrados de acordo com o modelo CIE $L^*a^*b^*$ e as diferenças de cor, calculadas pela fórmula $\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$, sendo comparadas as cores dos corpos-de-prova com um branco padrão (tablete de pó de sulfato de bário prensado). O efeito de material, solução corante e tempo de imersão sobre a alteração de cor foram verificados. As mudanças de cor apresentadas pelas resinas acrílicas no mesmo período de tempo nas três soluções corantes foi comparada pelo teste de Mann-Whitney U, o qual também foi utilizado para a obtenção dos resultados em diferentes períodos de tempo de imersão na mesma solução. Os resultados demonstraram que a resina Lucitone apresentou alterações de cor significativamente maiores que as outras nas soluções de eritrosina e tartrazina. A menor mudança de cor foi promovida pela solução amarelo sunset. Concluindo que o efeito de manchamento das três soluções nas cinco resinas acrílicas teve níveis clinicamente aceitáveis.

Saito et al.⁶⁵ (2000) avaliaram o efeito do acabamento e polimento sobre a rugosidade e pigmentação superficial em materiais híbridos de ionômeros de vidro e resina composta e verificaram a correlação existente entre os dois métodos de análise da qualidade superficial. Confeccionaram 60 corpos-de-prova de cada material (Chelon Fil, Vitremer e Dyract), utilizando matrizes de teflon. Após 24 h realizaram acabamento e polimento com discos de óxido de alumínio Soflex e brocas de carbeto de tungstênio; e para o grupo controle não foi realizado nenhum tratamento superficial. Foi realizada análise perfilométrica para considerar a rugosidade e posteriormente os corpos-de-prova foram imersos em dois meios corantes: fucsina básica a 0,5% e eritrosina a 0,5% durante 24 h. A seguir foram lavados, secos e triturados com pistilo de aço inoxidável. O pó obtido foi colocado em tubos de ensaio contendo 4 mL de álcool absoluto durante 24 h para a extração do corante, as soluções foram centrifugadas por 3 mm e o “sobrenadante” foi utilizado para a leitura no espectrofotômetro. Os resultados amostraram que o acabamento com as brocas de carbeto produziu a maior rugosidade superficial para o material Chelon Fil, seguido do material Vitremer e Dyract, respectivamente. A tira de teflon conferiu a maior lisura superficial para os materiais Dyract e chelon Fil, no entanto, o material Vitremer apresentou uma maior rugosidade. Os discos sof-lex produziram superfícies mais lisas quando o material Dyract foi utilizado, sendo mais

rugosas para os materiais Chelon Fil e Vitremer, que não diferiram entre si. Concluindo que para o teste de deposição superficial de corante, não houve diferenças significantes entre os sistemas de acabamento, sugerindo que a suscetibilidade à pigmentação está diretamente relacionada ao material restaurador.

Stober et al.⁶⁶ (2001) investigaram a estabilidade de cor de sete resinas compostas com alto conteúdo de carga inorgânica, indicadas para confecção de facetas (Colombus, Artglass, Sinfony, Targis, Zeta LC, Zeta HC, BelleGlass HP/dentine e BelleGlass HP/enamel). Os materiais foram polimerizados na forma de cilindros (6 mm X 5 mm), de cor Vita - A 3,5, totalizando 21 corpos-de-prova para cada material. A seguir, as superfícies foram processadas com lixa de papel abrasivo montadas em instrumento rotatório. Esse procedimento foi realizado sob irrigação utilizando lixa até a granulação 1000. As amostras foram armazenadas em água deionizada durante 24 h a 37°C. Três amostras de cada material foram tratadas, em sete grupos, contendo diferentes meios corantes (água deionizada, em conjunto ou não com a aplicação de luz UV artificial; enxaguatório bucal à base de fluoreto; chá; café; vinho tinto e solução turmerica (curcuma) a 0,1%, durante quatro a oito semanas. A verificação de cor foi realizada segundo o sistema CIE L*a*b. Os autores verificaram que as maiores alterações de cor provocadas pela radiação UV ocorreram no valor colorimétrico b*, que corresponde à cor amarela, sendo que as alterações foram encontradas nas resinas Colombus, Artglass, Sinfony, Targis e Zeta LC. Com relação aos corantes, severas alterações de cor foram causadas pelo vinho tinto e a solução de curcuma em todas as resinas estudadas, tanto no tempo de quatro, quanto no tempo de oito semanas de imersão. De acordo com os autores, alterações de cor não aceitáveis clinicamente foram registradas para as resinas Zeta LC, Zeta HC e BelleGlass HP/enamel, após quatro semanas de imersão em chá ou café e, após oito semanas, para todas as resinas estudadas. Concluindo que os novos compósitos híbridos microparticulados estudados apresentaram deficiente estabilidade de cor.

Sproull⁶⁷ (2001) revelou que os principais requisitos para a confecção da escala de cores são a combinação lógica e adequada distribuição no espaço de cor. De acordo com o autor, a escala de cor, baseada no sistema Munsell, cumpriu com estas exigências através da determinação do matiz, valor e

croma. Entretanto, as escalas de cores disponíveis comercialmente não apresentaram volume de cores requerido pelo sistema ou a ordem das escalas e ou relação entre as amostras foram usualmente falhas. Portanto, concluiu o autor que se tornam necessários avanços na confecção das escalas de cores para a obtenção de níveis aceitáveis na mensuração da cor.

Mutlu-Sagesen et al.⁶⁸ (2001) analisaram, por meio de técnica colorimétrica, a estabilidade de cor de diferentes marcas de dentes artificiais utilizados em próteses removíveis: Unilux UL e Vivoperl VP, de porcelana; Optodent OD e Ivolek IL, de acrílico reforçado; e Isodent ID e Ultraplus UP, em acrílico convencional. Foram utilizados quatro dentes anteriores superiores de cada marca comercial para cada uma das soluções de imersão (café filtrado, chá, Coca-cola e água destilada). Cada conjunto de dentes foi posicionado por sua face palatina dentro de molde de cera rosa de 15 mm x 15 mm e foi suspenso por fio dental. A seguir, foram imersos em água destilada a 37°C por 24 h e armazenados em um dos meios corantes. A mensuração de cor foi realizada antes e após um dia, uma, duas e quatro semanas de imersão nos meios corantes. As soluções foram substituídas semanalmente e filtradas a cada dois dias de imersão para se evitar contaminação e depósitos, respectivamente. Para a avaliação de cor foi utilizado um colorímetro (Gardner Lab. Inc.) com os parâmetros de CIE L*a*b* medindo os terços incisal, médio e cervical dos dentes. Antes das mensurações de cor, o colorímetro foi calibrado de acordo com as recomendações do fabricante, os valores foram armazenados e a diferença de cor foi calculada por $\Delta E^* = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]$ utilizando-se o teste estatístico ANOVA de duas vias. A solução que promoveu manchamento significativo foi o café, seguido do chá e de coca-cola nos dentes de acrílico convencional UP, concluindo-se que os dentes de porcelana e os de acrílico reforçados apresentaram maior estabilidade de cor.

Oliveira et al.⁴⁴ (2002) avaliaram in vitro o grau de clareamento dental obtido por agentes ativados por calor ou a laser, registrado a partir de técnica espectrofotométrica e visual. Foram utilizados 24 caninos humanos, divididos em dois grupos. Para aplicação da técnica clareadora, no primeiro grupo, foi realizada técnica de associação, utilizando calor com fonte catalisadora e no segundo grupo realizou-se técnica com laser. Foram realizadas duas leituras iniciais, uma antes e a

outra após 21 dias de escurecimento com sangue, utilizando-se espectrofotômetro de refletância e escala de cores Vita em cada uma delas. Imediatamente após a realização das técnicas de clareamento, realizou-se leitura de cor, seguida pelas leituras 15 e 30 dias após o clareamento. Cada corpo-de-prova foi classificado segundo o padrão de cor da escala VITA, onde o grupo A1 - A4 corresponderam ao marrom, B1 - B4 ao amarelo, C1 - C4 ao cinza, e D2 - D4 corresponderam ao vermelho. A diferença de cor entre as coordenadas L^* , a^* e b^* demonstrou, nos dois tempos experimentais (15 e 30 dias), altos valores em alguns dos corpos-de-prova, tanto no grupo da técnica de calor como no grupo da técnica de laser, principalmente para os corpos-de-prova submetidos ao escurecimento com sangue. Apesar disto, o análise dos resultados demonstrou não haver diferença estatística significativa quando comparadas às diferenças de cor (ΔE) imediatamente após o clareamento e nos tempos experimentais para os grupos testados.

Paul et al.⁴⁸ (2002) analisaram a concordância entre as técnicas espectrofotométrica e visual na determinação de cor de dentes naturais (incisivos centrais de 30 adultos com 17 a 44 anos de idade). Utilizaram um espectrofotômetro de refletância (# LUA005, MHT. Zürich, Switzerland, software 2.15), usando iluminante D65. A luz foi dividida para que o dente fosse iluminado simultaneamente em duas direções a 45° de angulação utilizando câmera intra-oral. A luz refletida foi direcionada a 0° para duas áreas detectoras: uma geradora de vídeo colorido e outra de vídeo em branco e preto. Além disso, foi captada imagem de área sem iluminação adicional à luz ambiente. Utilizaram-se filtros polarizados para eliminar o brilho da superfície. Previamente a cada ciclo de mensuração, o espectrofotômetro foi calibrado com cerâmica branca fornecida pelo fabricante. Obtiveram mensurações com o espectrofotômetro de cada guia da escala VITA, colocando cada uma no interior de uma caixa preta ao lado de um dente com silicone cor de rosa imitando a gengiva. Os dados obtidos foram registrados segundo os parâmetros CIE $L^*a^*b^*$. A cor dos dentes foi expressa de acordo com a escala clássica de cor VITA. Na análise visual, três cirurgiões dentistas com história negativa de deficiência visual, selecionaram independentemente a melhor coincidência do terço médio de um dos pacientes no incisivo central utilizando a mesma guia da escala VITA que foi utilizada no espectrofotômetro. Foi obtido também registro fotográfico convencional (Minolta 500Si, Macro Lens AF 100 mm.

Flash 1200 AF, F 22, Lightness + 0.5) padronizado do incisivo de cada paciente junto à cor da guia mais semelhante para os três cirurgiões dentistas. Na avaliação espectrofotométrica foi utilizada uma câmera intra-oral com adaptador esterilizável no espectrofotômetro, que foi posicionada sobre cada um dos 30 dentes. Após ficar a imagem estabelecida no mesmo terço médio utilizado na avaliação visual foram registrados os dados obtidos no computador, o qual também foi utilizado para comparar os espectros de reflectância com os espectros da cor já registrados ao início do estudo. O ΔE , foi calculado pela equação $\Delta E = [(L^*_{\text{object}} - L^*_{\text{library}})^2 + (a^*_{\text{object}} - a^*_{\text{library}})^2 + (b^*_{\text{object}} - b^*_{\text{library}})^2]^{1/2}$. Na comparação final entre análises visual e espectrofotométrica, os dados foram obtidos pelo princípio de maioria: onde os três examinadores coincidiam ficava a tonalidade final quando um dos examinadores registrava diferente tonalidade e os outros dois coincidiam a última tonalidade era a tonalidade final e quando os três examinadores não coincidiam, a tonalidade registrada pelo espectrofotômetro ficava como a tonalidade final. Para os dados do espectrofotômetro, foram utilizados aqueles obtidos nas leituras feitas anteriormente utilizando a equação (ΔE). Os resultados finais demonstraram uma coincidência das três tonalidades selecionadas visualmente em 26,6% e em 83,3% para as selecionadas pelo espectrofotômetro, demonstrando assim maior precisão que o registro visual humano na seleção das tonalidades.

Tung et al.⁶⁹ (2002) avaliaram a confiabilidade e compararam a tonalidade registrada pelo colorímetro (Shade Eye-Ex Dental Chroma Meter) com a tonalidade selecionada por clínicos experientes. Na primeira prova da parte I do estudo, foram testados onze indivíduos e nas aferições de cor dos seus dentes participaram dois examinadores (A – B) calibrados, tendo como padrão 0,5 a 1,0 mm da gengiva marginal livre no terço médio gengival. Quando o examinador A estava satisfeito da posição da ponta do colorímetro no dente, ele informava a um terceiro examinador C, o qual registrava de três a cinco medições. Duas leituras da mesma área foram obtidas da mesma maneira (seqüência 1 e 2) com lapsos de não mais de um minuto entre elas. O examinador B realizou a mesma tarefa. Na segunda prova da parte I, foram realizadas medições igualmente dos mesmos onze sujeitos três semanas depois. O coeficiente de confiabilidade Cronbach α foi estabelecido com três semanas de separação entre as medições realizadas na primeira e segunda prova da parte I do estudo, entre os examinadores e entre as seqüências 1 e 2. A

amplitude dos valores α foi determinada de 0 a 1. Quando o valor α indicava nove, a confiabilidade da medição era muito alta e um valor α de zero indicava não correlação. A parte II do estudo se realizou com os mesmos onze sujeitos e o examinador C, incluindo dois diferentes examinadores (D - E) O examinador que participava como cego nas outras medições selecionava uma tonalidade da escala VITA junto ao incisivo central superior direito de cada sujeito, a qual era registrada pelo examinador C. Os dados foram registrados, para depois serem utilizados na equação $\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$. A coincidência foi considerada presente quando 10 seleções da tonalidade eram as mesmas. Quando coincidia a tonalidade entre os examinador A e B e entre os examinadores D e E, mas não coincidia entre eles, a segunda tonalidade nominal era convertida em valores individuais CIE $L^*a^*b^*$. O valores α totais de 99 para a tonalidade, 96 para o valor e 94 para matiz, sugeriram que o colorímetro foi confiável no estudo, mas não houve precisão do sistema. Em geral isto foi atribuído a diversos fatores, entre esses que a cor do dente não era a mesma na sua totalidade ou por presença de placa bacteriana, saliva e superfície dental. Na parte II do estudo, o colorímetro concordou em 82% das vezes, e os clínicos concordaram com a tonalidade selecionada em 73%. As seleções feitas pelo colorímetro e pelos clínicos combinaram em 55% a 64%.

Lai et al.⁷⁰ (2003) compararam a estabilidade de cor, resistência ao manchamento e absorção de água de quatro materiais utilizados como gengiva artificial em próteses dentais. Foram confeccionados 45 corpos-de-prova cilíndricos com 15 mm de diâmetro e 10 mm de espessura para cada material: silicone (Gingivamoll), copoliamida (Flexite Supreme) e resinas acrílicas termopolimerizáveis (QC-20 e Vertex). O polimento dos corpos-de-prova foi realizado com lixas de granulação 600 a 1200, obtendo-se espessura final de 10 mm $\pm$ 0,5 mm, e dez corpos-de-prova de cada material foram submetidos a quatro diferentes condições (imersão em café, chá e água ou exposição ao ar). As soluções utilizadas foram preparadas de maneira padronizada, utilizando-se água destilada. O café foi preparado utilizando-se 15 g de café com 500 mL de água destilada; a solução de chá foi preparada utilizando-se 5 sachês imersos em 500 mL de água destilada durante 10 min. A cada 500 mL do chá, café, e água destilada foram adicionados 0,3 g do ácido de sódio para impedir o crescimento fúngico. Um corpo-de-prova de cada material foi imerso em 100 mL de cada uma das soluções. A cor foi avaliada após 7,

14, 30, 60, 120 e 180 dias, utilizando-se espectrofotômetro com iluminação padrão D65. Os cinco corpos-de-prova restantes de cada material foram utilizados para o teste de absorção de água. O diâmetro e a espessura de cada corpo-de-prova foram medidos e o volume foi calculado. Os discos foram condicionados até atingir peso constante em dessecador e, a seguir, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, em ausência de luz. A água foi substituída diariamente durante sete dias. As medições de peso foram feitas após 1, 3, 7, 14, 28, e 56 dias por um só operador. As diferenças de cor foram registradas antes e após os períodos de imersão. Concluindo que os materiais testados demonstraram estabilidade de cor em água e ar, e as alterações de cor dos materiais de silicone e copolamida armazenados em café por 180 dias foram maiores que 3 segundo a NBS, sendo apreciável e clinicamente aceitável, seguido da copoliamida e as duas resinas acrílicas termopolimerizáveis; igualmente a copoliamida teve o maior valor de absorção de água quando comparada com a silicone.

Compagnoni et al.²⁹ (2004) avaliaram a efetividade de diferentes ciclos de polimerização por microondas na porosidade de uma resina acrílica para base de próteses. Foram confeccionados 32 corpos-de-prova retangulares em moldes de gesso pedra dentro de mufla metálica, com medidas de 65 mm x 40 mm x 5 mm, os quais foram divididos em quatro grupos (A, B e C) e controle (T), contendo oito corpos-de-prova cada um deles. Para os grupos A, B e C utilizou-se resina base Onda-Cril e para o grupo T foi utilizada resina termopolimerizável Clássico. A polimerização foi realizada da seguinte maneira: (A) 500 W por 30 min; (B) 90 W por 13 min + 500 W por 90 s; (C) 320 W por 3 min + 0 W por 4 s + 720 W por 3 min e (T) 74 W por 9 h. Cada corpo-de-prova foi pesado em ar e em água e foi então calculada a porosidade. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle (T) e os grupos experimentais (A, B e C) com $P = 0,418$. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a média de porosidade encontrada e a polimerização por energia de microondas.

Joiner⁵⁴ (2004) descreveu, em revisão de literatura sobre coloração dental, espaço de cor CIE $L^*a^*b^*$, propriedades ópticas dos dentes, métodos de mensuração de cor, distribuição da cor dos dentes e percepção e aparência da cor do elemento dental. A mensuração de coloração dental pode, de acordo com os

autores, ser possível por meio de análise visual com auxílio de escalas de cor, espectrofotometria, colorimetria e análise computacional de imagens digitais. Foi descrito que cada método de mensuração de cor tem vantagens, desvantagens e limitações. Todavia estes métodos têm sido utilizados com sucesso para mensurar mudanças de cores provocadas pelo clareamento dental. O autor explicou que os espectrofotômetros são instrumentos que medem um comprimento de onda por vez pela reflectância ou pela transmitância de um objeto e têm sido utilizados para medir o espectro visível dos dentes. Sua pouca disponibilidade se deve à complexibilidade e alto custo para utilização in vivo nos consultórios odontológicos. Em relação à percepção e à aparência da cor dental, o autor comentou que a aparência dos dentes é relatada pela preferência individual de cada paciente. O autor relatou o surgimento do sistema CIE L*a*b* e o fato de permitir que as diferenças de cor sejam expressas em unidades que podem ser relacionadas com percepção visual e significância clínica. Apesar disso, afirmou que a percepção da aparência dentro do ambiente intra-oral é muito complexa para ser definida pelos três parâmetros de cor (matiz, croma e valor), sendo questionável a utilização de técnicas de mensuração instrumental como ferramentas clínicas.

Keyf e Etikan⁷¹ (2004) avaliaram a alteração do brilho superficial de materiais utilizados para bases de prótese, após a imersão em diferentes tipos de bebidas. Foram confeccionados 36 corpos-de-prova com dimensões de 30 mm de comprimento por 30 mm de largura e 2 mm de espessura, com as resinas Meliodent - termopolimerizável para base de prótese - e Meliodent - autopolimerizável para reparo. Somente um dos lados recebeu polimento, realizado com roda abrasiva e lixa, seguido de pedra pomes em roda de pano molhada e, então, mistura de gesso e álcool foi aplicada e os corpos-de-prova foram, finalmente, lavados. O brilho inicial dos corpos-de-prova foi aferido com o auxílio de equipamento específico para essa finalidade (Sheen Instruments Ltda, England), que emitiu iluminação na sua região central, com duas angulações (20° e 60°). Os corpos-de-prova foram imersos em cinco soluções durante 30 min diários: chá, café, Coca-cola, suco de cereja e água, esta última pertencente ao grupo controle. Entre os períodos de imersão, os corpos-de-prova foram mantidos em água a 37°C. Para cada solução de imersão, foram confeccionados 14 corpos-de-prova, sendo 7 de cada tipo de resina acrílica testada, com exceção do suco de cereja, para o qual foram confeccionadas 16 amostras (8

de cada resina). Leituras de brilho superficial foram também realizadas ao término de 45 e 135 dias de imersão. De acordo com os resultados obtidos, o brilho superficial de todos os corpos-de-prova alterou significativamente após 135 dias de imersão e o tipo de polimento influenciou significativamente nessa alteração. Os corpos-de-prova que foram imersos em água demonstraram alterações estatisticamente significativas ao longo do tempo, porém estas alterações foram inferiores às das outras soluções. Para todas as condições experimentais, o chá e a Coca-Cola® foram as bebidas que provocaram maiores alterações de brilho.

Patel et al.⁷² (2004) determinaram a estabilidade de cor usando três tipos de tratamento superficial, utilizando uma resina composta Filtek Z-250 e uma resina livre de partículas (oferecida pela 3M ESPE, St. Paul, Minnessota). Foram confeccionados 54 corpos-de-prova de cada material para o que utilizou-se matriz vazada de polietileno contendo orifício de 16,7 mm de diâmetro e 2,4 mm de altura. Os corpos-de-prova foram, então, divididos em três grupos de acordo com o tipo de tratamento: o primeiro utilizou lixas de granulação 400, 600, 1200 e 2000, seguida de polimento com óxido de alumínio (1 µm); o segundo acabamento utilizou placa diamantada de 15 µm seguido de lixa de granulação 400 e finalizando com placa diamantada de 30 µm e 15 µm; o terceiro grupo não recebeu polimento e os materiais foram polimerizados em contato com tiras de poliéster localizadas inferior e superiormente ao corpo-de-prova. A primeira mensuração de cor foi realizada utilizando colorímetro com 8 mm de abertura, fundo cinza padronizado, nas coordenadas de L*a*b* e iluminação D65 que simula a luz dia. A seguir, todos os corpos-de-prova foram imersos em água destilada por dois dias a 37°C e, então foi realizada a segunda mensuração de cor. Os corpos-de-prova foram imersos em 20 mL de soluções de café, vinho ou coca, a 37°C por sete dias. Os resultados demonstraram que a maioria das alterações de cor ocorreram entre o segundo dia de imersão em água e o sétimo dia de imersão em solução corante, sendo que a resina particulada apresentou maior alteração de cor. Foi observado que o polimento com tiras de poliéster e o vinho vermelho apresentaram maior alteração de cor quando comparado com o polimento com placa diamantada; o café e a solução de cola causaram mudanças de cor estatisticamente significantes após de sete dias de imersão. Concluindo que os tratamentos de polimento e imersão em soluções afetam o manchamento das superfícies dos materiais dentais à base de resina.

Samra⁷³ (2004) pesquisaram a estabilidade de cor de cinco materiais restauradores imersos em solução de café e a eficácia da profilaxia na redução da pigmentação. Foram confeccionados 71 corpos-de-prova, divididos em cinco grupos (G1- resina composta Tetric Ceram – Ivoclar/Vivadent , G2, G3 e G4 Targis – Ivoclar/Vivadent; Resilab Máster – Wilcos; belleGlass HP – Kerr como resinas laboratoriais de segunda geração, respectivamente e G5- porcelana IPS Empress® 2 – Ivoclar/vivadent), com 17 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. Os corpos-de-prova foram imersos em solução de café por 15 dias, com temperatura controlada de $37^{\circ}\pm 1^{\circ}\text{C}$ ao abrigo da luz. Na seqüência, foram submetidos a profilaxia com bicarbonato de sódio. As avaliações de cor foram realizadas depois da profilaxia após 1, 7 e 15 dias, utilizando espectrofotometria de reflectância. A variável ΔE foi avaliada utilizando-se teste ANOVA de dois critérios (período experimental e tempo). Ao se proceder aos testes *pot-hoc* constatou-se diferenças significativas entre os grupos G1,G3 e os demais, entre G2, G4 e os demais e entre G5 e todos os restantes. O autor concluiu que G1 e G3 apresentaram as maiores alterações de cor, G2 e G4 apresentaram valores intermediários e G5, apresentou a menor alteração, sendo mais intensa nos períodos de 1 a 7 dias para todos os materiais. A profilaxia foi eficiente para reduzir a alteração de cor.

Sham et al.⁷⁴ (2004) determinaram a estabilidade de cor de cinco resinas utilizadas na confecção de próteses provisórias após a imersão em água destilada e café ou exposição à luz ultravioleta. Foram utilizadas três resinas acrílicas à base de metil-etil metacrilato (Trim II, Duraly e Alike) e duas resinas à base de bisacril metacrilato (Luxatemp e Integrity). Para cada material, 21 corpos-de-prova em forma de discos (20 mm X 1 mm) na cor A2, foram confeccionados e após a polimerização (à temperatura de 37°C por 15 min) foram lavados e secos com papel absorvente. A seguir, foram distribuídos aleatoriamente em três grupos: imersão em água destilada (a 60°C por 20 dias); imersão em solução aquosa de café por 20 dias (3,6 g de café, 300 mL de água, solução essa trocada a cada dois dias e mantida à temperatura de 37°C) ou exposição a luz ultravioleta (10 W a 20°C por 24 h, em ambiente escuro). Os valores de cor foram mensurados utilizando colorímetro (CS-100, Minolta, Tóquio, Japão) com 9° de área observada e 1° de ângulo de medida. Os dados colorimétricos foram armazenados por processador

(modelo DP-100; Minolta, Tóquio, Japão) conectado ao colorímetro e cada leitura representou os valores da média de três repetições. A diferença de cor foi calculada pela média ΔL^* , Δa^* e Δb^* de valores obtidos de cada corpo-de-prova com a fórmula: $\Delta E = [(L_1 - L_0)^2 + (a_1 - a_0)^2 + (b_1 - b_0)^2]^{1/2}$, onde $(L_1 - L_0)$, $(a_1 - a_0)$ e $(b_1 - b_0)$ representam as diferenças de L^* , a^* e b^* entre os valores obtidos imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova e após os diferentes tratamentos (imersão ou fotoexposição). Os resultados demonstraram que após o armazenamento em água destilada, a diferença de cor para as resinas à base de bisacril-metacrilato não foi significativa, ao contrário das resinas à base de polimetilmetacrilato. Estas últimas apresentaram maior alteração de cor que as polimetilmetacrilato tanto após a imersão em café quanto após a irradiação da luz UV. Os autores concluíram que as resinas estudadas apresentaram diferentes graus de variação de cor, sendo mais estáveis em água as resinas à base de polimetilmetacrilato. No entanto, quando imersas em café ou expostas à luz ultravioleta, as resinas à base de bisacril-metacrilato apresentaram alta estabilidade de cor.

Vichi et al.⁷⁵ (2004) avaliaram a alteração de cor e a opacidade de tonalidades iguais em resinas compostas de diferentes gerações, utilizando os testes propostos por Asmussen. Foram utilizadas três marcas comerciais de resina composta: (TPH, Tetric Ceram e Z100) e selecionadas seis tonalidades da escala Vita (A2, A3, A3,5, A4, B2 e B3). Para cada tonalidade de cada marca foram confeccionados cinco corpos-de-prova, em molde cilíndrico de 1 mm de espessura por 15 mm de diâmetro. Os corpos-de-prova foram polidos e armazenados em ausência de luz por 24 h. Para a realização das medições foi utilizado um espectrofotômetro (PSD1000) com 10 mm de abertura, com iluminação D65 a um ângulo de 10° de observação. Fundos brancos e pretos padronizados foram utilizados. A seguir, os corpos-de-prova foram imersos em água durante 30 dias a 60°C sendo novamente mensurados quanto a sua opacidade e sua cor. Para se obter a diferença dos valores obtidos nos corpos-de-prova antes e após serem imersos, foi utilizada a fórmula $\Delta E^* = [(\Delta L)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$. Os autores concluíram que a matriz resinosa não esteve diretamente relacionada e o envelhecimento em água afetou tanto a cor como a opacidade dos materiais testados.

Bagheri et al.⁷⁶ (2005) determinaram os efeitos de corantes e soluções simuladoras de alimentos na susceptibilidade de determinados materiais restauradores odontológicos ao manchamento. Além disso, avaliaram a influência do polimento nessa propriedade. Foram selecionados seis materiais de cor A2, (Fuji II LC, Fuji IX GP, Photac Fil, F2000, Charisma, Durafill), cinco soluções corantes, (vinho tinto, café, chá, molho de soja e cola) e três soluções simuladoras de alimentos (água destilada, etanol 10%, e cromamol). Foram confeccionados 576 corpos-de-prova com 1 mm de espessura por 12 mm de diâmetro interno e 16 mm de diâmetro externo, os quais foram polidos com lixa nº 1000. Metade dos corpos-de-prova recebeu acabamento com tiras de mylar e outra metade, com lixas de granulometria 600, 1000, 1500 e 2000. Todos os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 37°C durante uma semana e, a seguir, os dois grupos foram subdivididos em quatro grupos: (imersão em 10% de etanol, seguida de exposição às soluções corantes durante uma semana); (imersão em Cromadol, seguida de exposição às soluções corantes durante uma semana); (imersão em água destilada, seguida de exposição às soluções corantes durante uma semana; e grupo controle, com exposição à água destilada durante duas semanas. Todas as imersões foram realizadas com as soluções a 37°C. Os resultados demonstraram alterações de cor nos corpos-de-prova imersos em café, vinho tinto e chá, sendo que o Fuji IX apresentou maior resistência ao manchamento e o Fuji 2000 apresentou menor resistência, devido, possivelmente, a suas características químicas na sua composição e ao grau de absorção de água.

Guler et al.⁷⁷ (2005) analisaram a estabilidade de cor de cinco materiais restauradores (uma resina composta fotopolimerizável, uma resina composta autopolimerizável para provisórios, duas resinas compostas microhíbridas e uma resina composta com micropartículas) em diferentes meios corantes. Foram preparados 45 corpos-de-prova de cada material utilizando matriz metálica, com diâmetro de 15 mm por 2 mm de espessura. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Os corpos-de-prova fotopolimerizáveis foram polimerizados à distância de 1 mm durante 20 s. A seguir foram polidos com lixas de papel de granulação 1000 durante 10 s, a 300 rpm. Ao término do polimento, todos os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada durante

24 h e divididos em dez grupos, segundo a solução de imersão: água destilada (controle), café com e sem açúcar, chá, com e sem açúcar, vinho tinto, café com creme artificial e açúcar, Coca-cola e suco de cereja ácido. O café foi preparado utilizando-se 3,6 g de café, dissolvidos em 300 mL de água destilada em ebulição e filtro de papel; o café com açúcar foi preparado de igual maneira, porém adicionando-se 10 g de açúcar; o café com creme e açúcar foi preparado misturando-se 20 g de café com creme artificial e açúcar em 300 mL de água; o chá foi preparado com 300 mL água destilada em ebulição e dois sachês de chá; o chá com açúcar foi preparado de igual maneira, adicionando-se 10 g de açúcar. A cor base dos corpos-de-prova foi mensurada antes da exposição, utilizando um Colorímetro (Minolta CR-300), o qual foi previamente calibrado de acordo com as recomendações do fabricante, utilizando-se escala CIEL*a*b* em iluminação padrão A. Foram realizadas três repetições para cada corpo-de-prova e a média de L*a*b* foi calculada. Cada grupo foi armazenado por 24 h a 37°C, sendo que os corpos-de-prova armazenados em café durante esse período simularam o consumo da bebida durante um mês. Posteriormente foram retirados e lavados com água destilada por 5 min e secos com papel absorvente, e a seguir foram realizadas as mensurações de cor de todos os corpos-de-prova. Foi observado que no grupo das resinas fotopolimerizáveis, incluindo as resinas utilizadas na realização de provisórios, o meio que mais promoveu diferença da cor foi o vinho tinto ($\Delta E = 11,1$), os demais meios corantes que apresentaram diferenças estatísticas significativas foram: chá, chá com açúcar, café, e café com açúcar; para a resina autopolimerizável o meio que promoveu alteração significativa da cor foi o vinho tinto ($\Delta E = 8,5$); nas resinas microhíbridas foi também observada alteração da cor com o vinho tinto (Herculite XRV teve $\Delta E = 8,1$ e Filtek Z250 teve $\Delta E = 8,9$) e a resina reforçada com micropartículas apresentou alteração de cor com o vinho tinto ($\Delta E = 6,4$). Os autores concluíram que o vinho tinto foi a solução que promoveu maior alteração de cor nos materiais, destacando também as alterações das soluções que empregaram açúcar na sua preparação, sendo os materiais mais afetados os fotopolimerizáveis.

Ikeda et al.⁵⁵(2005) analisaram parâmetros de translucidez (TP) e cor de resinas compostas. Foram utilizadas as cores A2 e OA2 de Charisma, A2 e AO2 de Solare, e A2B e A2D de Filtek Supreme, cuja nomenclatura corresponde às cores A2 não-opaca e A2 opaca, respectivamente. Foram confeccionados dez

corpos-de-prova utilizando matrizes de acrílico com orifícios de 2 mm de espessura e 8 mm de diâmetro. Depois de polimerizados, os corpos-de-prova foram individualmente submetidos à primeira medição de TP e cor utilizando-se o colorímetro OFC-300A (Nippon Denshoku, Tokyo, Japan) e variando-se a cor de fundo (fundo preto, fundo de mesma cor e material do corpo-de-prova a ser aferido e fundo branco). Os resultados obtidos pelo colorímetro foram expressos de acordo com os parâmetros CIE $L^*a^*b^*$ para a avaliação das mensurações obtidas. O primeiro resultado obtido com fundo preto foi: $L^* = 25,2$; $a^* = 0,2$ e $b^* = 0,5$ e o resultado obtido com fundo branco foi: $L^* = 93,0$; $a^* = 0,1$ e $b^* = 2,6$. Para calcular a translucidez dos materiais foi utilizada a fórmula $TP_{(D=2\text{ mm})} = [(L^*_W - L^*_B)^2 + (a^*_W - a^*_B)^2 + (b^*_W - b^*_B)^2]^{1/2}$, onde a letra W refere-se ao fundo branco, e a letra B refere-se ao fundo preto. Para detectar as mudanças de TP foi utilizado teste Anova de dois critérios e teste de Tukey. A diferença de cor segundo CIE $L^*a^*b^*$ entre as tonalidades de opaco A2 e OA2, tendo como fundo as mesmas tonalidades foi calculada pela fórmula $\Delta E^* = [(L^*_{A2} - L^*_{OA2})^2 + (a^*_{A2} - a^*_{OA2})^2 + (b^*_{A2} - b^*_{OA2})^2]^{1/2}$. A diferença de cor das resinas utilizadas da mesma tonalidade foi realizada com a equação $\Delta E^* = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta b^*)^2 + (\Delta a^*)^2]^{1/2}$, calculando também $L^*a^*b^*$, e utilizando para isso a mesma cor da resina utilizada como material de fundo, onde ΔL^* , Δb^* , Δa^* é a diferença matemática entre $L^*a^*b^*$ das diferentes resinas em cada tonalidade. As diferenças colorimétricas superiores a 3,3 foram consideradas perceptíveis. Os valores de TP das resinas opacas foram estatisticamente inferiores aos valores apresentados nas tonalidades não-opacas para todas as resinas do estudo, e a resina Charisma demonstrou as maiores diferenças; os valores de $L^*a^*b^*$ foram mais altos quando se utilizou o fundo branco do que quando utilizado o fundo preto, independentemente da tonalidade dos materiais utilizados. Todas as resinas demonstraram diferenças na cor clinicamente perceptíveis ($\Delta E > 3,3$) entre as tonalidades opacas e não-opacas, o que demonstra o seu benefício na utilização clínica de resinas opacas sob resinas translúcidas.

Yunnus et al.¹⁶ (2005) compararam propriedades flexurais do material náilon com outros materiais para próteses à base de PMMA sob diferentes métodos de polimerização e após 24 h de imersão em solução desinfetante com liberação de oxigênio. Realizaram-se moldes de 68 mm x 50 mm x 4 mm nas muflas específicas para cada material, os quais foram utilizados posteriormente com os

materiais nos diferentes tipos de polimerização: Meliodent (termo-prensada), Aron MC (microondas prensada), Lucitone 199 (microondas injetada), Lucitone FRS náilon (termo-injetada), seguindo as recomendações dos fabricantes. Dez corpos-de-prova de cada material com dimensões de 64 mm x 10 mm x 2,5 mm foram obtidos após o polimento e acabamento com lixas de granulometria 600 e 1000, sendo armazenados em água destilada a 37°C durante 30 dias. Metade dos corpos-de-prova de cada marca foi imersa em uma solução desinfetante (Perform) durante 24 h, a outra metade serviu como grupo controle, imerso em água somente. A seguir, foi realizado o teste de flexão em três pontos em banho de água a 37°C em cada corpo-de-prova e as dimensões obtidas foram registradas em um programa digital. Os resultados após a obtenção dos dados de módulo de elasticidade e resistência flexural nos diferentes materiais no teste de três pontos, demonstraram que o material Lucitone FRS náilon teve diferenças estatisticamente significantes no módulo de elasticidade com respeito aos outros materiais à base de PMMA. Com relação à resistência flexural o material de náilon teve diferenças estatisticamente significantes sendo menos resistente que os materiais Meliodent e Aron MC, não sendo estatisticamente significativo em comparação com o material injetado e polimerizado por microondas Lucitone 199. A imersão na solução desinfetante não influenciou na resistência flexural e no módulo de elasticidade dos materiais à base de PMMA. No material de náilon foram incrementados os valores no módulo de elasticidade quando tratado com o desinfetante, sendo que a resistência flexural não sofreu nenhuma alteração.

Esteves et al.⁴³ (2006) avaliaram as alterações de cor de dentes artificiais após contato com alimentos corantes como açaí, café, vinho tinto e água destilada como grupo controle. Foram utilizados 40 dentes incisivos centrais superiores (Vipident/Vipi) da cor 62, separados em quatro grupos de 10 corpos-de-prova para cada meio corante. Os corpos-de-prova foram imersos nas soluções por 20 dias consecutivos durante 4 h diariamente e nas 20 h restantes do dia ficavam imersos em água destilada a 37°C. As leituras de cor foram realizadas após 5, 10, 15 e 20 dias de imersão utilizando método visual, realizado por três examinadores. Os autores concluíram que houve maior alteração quando imersos em vinho e que a alteração se fez mais progressiva ao longo do tempo.

Omata et al.⁷⁸ (2006) compararam o efeito corante de três bebidas, café, chá, e vinho tinto, em um compósito exposto à saliva artificial e investigaram a influência da escovação e da clorexidina sobre o manchamento causado por estas soluções. Foram confeccionados 15 corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro e 5 mm de espessura fotopolimerizando a superfície livre durante 40 s em contato com matriz de poliéster. O polimento foi realizado com lixas de granulometria 800, 1000, 1200, e 2000, sucessivamente. Todos os corpos-de-prova foram imersos em saliva artificial durante 17 h, lavados e imersos nas três soluções corantes durante 7 h. Os corpos-de-prova utilizados como controle foram imersos em água e saliva artificial somente; o mesmo protocolo de imersão foi repetido por uma, duas e quatro semanas. Realizou-se escovação dos corpos-de-prova após cada 24 h do ciclo de imersão, empregando-se um tempo de 10 s, seguido de lavagem com água, imersão em clorexidina durante 10 min e nova lavagem com água. Após este processo, foram fotografados digitalmente e analisados em escala de cinza, por meio de análise digital segundo os valores $L^*a^*b^*$. Nos resultados observaram maior manchamento relacionado ao vinho tinto, seguido do chá e do café; a escovação reduziu o manchamento causado pelo vinho e a clorexidina aumentou o manchamento do chá e do café.

Kolbeck et al.⁷⁹ (2006) determinaram a estabilidade de cor intrínseca de materiais restauradores, sua alteração de cor extrínseca por corantes alimentícios e o efeito do envelhecimento acelerado sobre essas propriedades. Foram confeccionados 16 corpos-de-prova para cada um dos oito materiais a serem utilizados (ConquestSculpture, Thermoresin, Vita Zeta LC, Compo Plus, Belle Glass HP, Definite, Ariston pHc e Spectrum TPH), com 5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro. Suas superfícies foram polidas com papel abrasivo até se obter superfícies idênticas. Depois de 24 h de armazenamento em água destilada, a cor base de cada corpo-de-prova foi obtida por um espectrofotômetro (Minolta CM 3500d), sendo as mensurações de cor repetidas duas vezes para a obtenção de médias. Metade dos corpos-de-prova foi envelhecida artificialmente por irradiação ultravioleta simulando luz do dia (Xenotest CPSC): o ciclo foi de 20 min (17 min de período seco seguido de 3 min de lavagem com água deionizada a 37°C). A cor mensurada foi interpretada depois de 24 h e 72 h de armazenamento. A outra metade dos corpos-de-prova foi armazenada em água destilada em ausência de luz a 37°C,

mensurando-se a cor após 10 dias (grupo controle). Após isso todos os corpos-de-prova foram armazenados em vinho tinto por 10 dias quando a mensuração de cor final foi realizada. As alterações de cor foram calculadas pela fórmula $\Delta E^* = [(L_1^* - L_2^*)^2 + (a_1^* - a_2^*)^2 + (b_1^* - b_2^*)^2]^{1/2}$. De acordo com os resultados, o material que demonstrou menores valores de ΔE após armazenamento em vinho e 72 h de exposição a luz UV foi Belle Glass e o valor mais alto foi apresentado por Thermoresin, existindo diferenças estatisticamente significantes quando comparado com os outros materiais. Em geral, a melhor estabilidade de cor foi apresentada por Belle Glass, Definite e Spectrum TPH.

Souza⁸⁰ (2006) determinaram por meio da técnica de envelhecimento, a estabilidade de cor intrínseca e a microdureza Vickers da resina composta Charisma nas cores A2 e SL em relação à fonte de luz utilizada. Foram confeccionados 60 corpos-de-prova com 17 mm de diâmetro e 1 mm de espessura com auxílio de matrizes metálicas, divididas em 4 grupos: G1 cor A2/luz halógena, G2 cor SL/ luz halógena, G3 cor A2/ aparelho à base de LEDs e G4 cor SL/aparelho à base de LEDs. Os corpos-de-prova foram imersos em água deionizada a 60°C por 30 dias ao abrigo da luz. Realizaram-se duas leituras da cor, uma após 24 h da confecção dos corpos-de-prova e uma após 30 dias. Foi utilizada espectrofotometria de reflectância (Espectrofotômetro Cary-Varian 100) com espectro entre 360 nm e 720 nm, espaço de cor CIE L*a*b* para análise da alteração da cor. Posteriormente os corpos-de-prova foram submetidos a teste de microdureza. Na alteração da cor, os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos estudados. Para o teste de microdureza, houve diferença significativa para o G2 apresentando os maiores valores. Os autores concluíram que o aparelho à base de LEDs foi eficiente em proporcionar estabilidade de cor intrínseca da resina composta testada, que a cor SL apresentou melhor estabilidade da cor e microdureza quando comparada a cor A2, e que mesmo a maior alteração da cor encontrada neste estudo está dentro dos valores clinicamente aceitáveis.

Türker et al.⁴⁹ (2006) avaliaram o efeito de cinco diferentes tipos de soluções corantes (café, chá, coca-cola, suco de laranja e vinho tinto, tendo água destilada como controle) sobre a estabilidade de cor de duas resinas acrílicas para base de próteses (Structure 2 Dominant e OC Unifast LC) e três materiais

restauradores provisórios a base de resina composta (Systemp c&b, Dentalon Plus Temdent). Os corpos-de-prova foram preparados em cilindros de 10 mm de diâmetro com 2 mm de espessura, segundo as recomendações do fabricante. Posteriormente os corpos-de-prova foram polidos com discos de papel de granulação 600. As soluções foram preparadas com as seguintes proporções: 15 g de café em 500 mL de água destilada em ebulição; e cinco sachês de chá preparados com 500 mL de água destilada em ebulição. Os corpos-de-prova foram colocados em um dissecador a 37°C e posteriormente foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 h. Oito corpos-de-prova foram selecionados aleatoriamente e imersos nas seis soluções por um período de 3 h por dia, num total de 30 dias. Para a avaliação de cor foi utilizados espectrofotômetro (Minolta Spectrophotometer CM-3600) e os dados base foram obtidos após os corpos-de-prova serem saturados (T1); o T2 foi obtido após a hidratação dos corpos-de-prova; as leituras dos tempos T3, T4 e T5 foram obtidas após 1, 7 e 30 dias de imersão nos meios corantes. Foram realizadas três leituras para cada corpo-de-prova e calculada a média das leituras. Observou-se que a solução que causou maior alteração de cor foi os vinhos tintos, seguido do chá e do café. Os materiais apresentaram o mesmo grau de alteração de cor, com exceção da Systemp c&b que apresentou menor estabilidade de cor desde o primeiro dia. Os autores concluíram que os materiais provisórios imersos em soluções corantes sofreram alterações de cor.

Rosa e Della Bona⁴⁶ (2007) relataram a importância da cor na odontologia estética na realização de restaurações diretas e indiretas, exigindo dos cirurgiões dentistas o conhecimento na seleção da cor e nas técnicas utilizadas para este fim; a técnica mais utilizada pelos cirurgiões dentistas é a técnica visual precisando da utilização de escala de cores para a realização da seleção da cor. No mercado existem diversas escalas de cores agrupadas de diferentes formas, segundo matiz, valor, entre outras. Existem muitos problemas observados com a utilização desta técnica já que pode estar influenciada por diversos fatores como variáveis fisiológicas (idade e incapacidade visual) cansaço, influência ambiental, iluminação, roupas e outras. A evolução da ciência na odontologia tem permitido a criação de novas técnicas para solucionar esses problemas como a utilização de espectrofotômetros e colorímetros. O espectrofotômetro apresenta vantagens como a avaliação de cada um dos terços dos dentes separadamente e avaliar áreas de

cores atípicas como hipoplasias e manchamento. Os autores concluíram que a cor dos dentes é um fator determinante na odontologia estética, a seleção adequada da cor compromete o resultado final do trabalho e que a determinação da cor dos dentes por meio de aparelhos eletrônicos é importante, pois torna possíveis as seleções rápidas da cor, propiciando maior índice de acerto.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar quantitativamente a estabilidade de cor de três diferentes marcas de resinas utilizadas para base de próteses, duas termopolimerizáveis (Lucitone 550, Dentsply e Vipi-Cril, Vipi) e uma termoplástica injetada (Transflex, Transflex Brasil), em função da imersão em alimentos líquidos (refrigerante de cola, café e vinho tinto) e água destilada, como controle, após 15 e 30 dias.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 RESINAS PARA BASE DE PRÓTESES UTILIZADAS

Para a realização desta pesquisa foram selecionadas três marcas comerciais de resinas utilizadas na confecção de bases de próteses dentais (Quadro 1, Figuras 1, 2 e 3).

Material	Nº Lote e registro Ministério da Saúde	Composição química	Marca comercial	Fabricante	Cor
Resina acrílica termopolimerizável	Pó: Lote nº: 262720. Registro no Ministério da Saúde: 10186370134. Líquido: Lote nº: 262720. Registro no Ministério da Saúde: 10186370134	Pó: Copolímero (metil-n-butil) metacrilato, peróxido de benzoila e corantes minerais. Líquido: Metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato e hidroquinona	Lucitone 550	Dentsply Ind. e Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	Rosa Médio
Resina acrílica termopolimerizável	Pó: Lote nº: 75313. Registro da Anvisa: 10216040008. Líquido: Lote nº: 60801. Registro da Anvisa: 10216040012	Pó: Polimetilmetacrilato, peróxido de benzoila, pigmentos biocompatíveis. Líquido: Metilmetacrilato, EDMA (Crosslink), inibidor	Vipi Cril	Dental VIPI Ltda., Pirassununga, SP, Brasil	Rosa Médio
Resina termoplástica	Serie AAB, nº: 474	Grilamide (náilon 12)	Transflex	Transflex, Curitiba, PR, Brasil	Rosa Médio

Quadro 1 - Materiais utilizados na pesquisa.



Figura 1 - Resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550.



Figura 2 - Resina acrílica termopolimerizável Vipi Gril.



Figura 3 - Resina termoplástica injetável Transflex.

4.2 CONFEÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA DAS RESINAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS

Os corpos-de-prova das duas resinas acrílicas termopolimerizáveis, em número de 40 para cada marca comercial, foram confeccionados em forma de discos com 20,0 mm de diâmetro e $3,0 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$ de espessura. Os corpos-de-prova utilizados neste estudo foram confeccionados com um diâmetro menor e uma espessura maior ao estabelecido pela especificação nº 12 da ADA⁵. A modificação do diâmetro foi realizada para permitir que cada corpo-de-prova pudesse ser encaixado dentro da grade de difração do aparelho, obliterando o orifício de posicionamento dos corpos-de-prova. A modificação da espessura foi realizada para permitir que representasse melhor a cor de cada material, aproximando-se das condições clínicas de espessura de uma prótese (Figura 4).

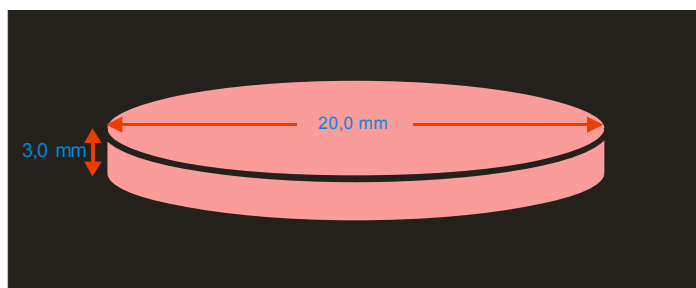


Figura 4 - Dimensões do corpo-de-prova.

Para sua confecção, inicialmente foram obtidos padrões em silicone de condensação* (Figura 5 e 6), com as mesmas dimensões dos corpos-de-prova. Esses padrões foram obtidos a partir de matrizes metálicas constituídas de discos com 3 mm de altura, contendo um orifício central vazado com o mesmo diâmetro dos corpos-de-prova. O silicone foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante e inserido dentro das matrizes. As matrizes foram mantidas sob pressão entre duas placas de vidro até a polimerização do material. Isto permitiu que o padrão de silicone pudesse se polimerizar em contato com uma superfície vítrea, proporcionando melhor qualidade superficial dos corpos-de-prova.



Figura 5 - Silicone de condensação Printer (Catalizador Universal).



Figura 6 - Silicone de condensação Printer (Denso).

Após obtidos os padrões em silicone, estes foram incluídos em gesso-pedra** de maneira convencional dentro de muflas odontológicas metálicas, em número de cinco em cada mufla (Figuras 7). Após a abertura da mufla, os padrões de silicone foram removidos permitindo a visualização dos orifícios dentro

* Printer denso Lote. nº 008 06, Registro no Ministério da Saúde: 10068870071 e Printer catalizador universal, Lote nº 008 04, Registro no Ministério da Saúde 10068870071. Inter Vital Com. Ltda. Santo Aleixo, Andorinhas – Magé, RJ, Brasil.

** Herodent; Vigodent, Bonsucesso, RJ, Brasil.

do gesso com as dimensões dos futuros corpos-de-prova (Figura 8). O gesso da porção inferior e superior da mufla foi isolado com isolante para resina acrílica*.



Figura 7 - Padrões de silicone incluídos no gesso.



Figura 8 - Orifícios deixados pelos padrões em gesso

As resinas acrílicas termopolimerizáveis foram proporcionadas, manipuladas e, na fase plástica de polimerização, foram inseridas nos orifícios do gesso. Em seguida, as resinas foram prensadas e submetidas à polimerização, segundo as recomendações do fabricante. As características de proporção, manipulação, prensagem e polimerização dessas resinas estão descritas no Quadro 2.

Material	Proporção pó/líquido	Manipulação	Prensagem	Polimerização
Lucitone 550	21 g de pó (polímero), para 10 mL de líquido (monômero).	Em pote de vidro com tampa e com auxílio de espátula nº 31 até homogeneização.	Na fase plástica de polimerização: prensagem de prova, com 500 Kgf, com auxílio de filme de polietileno, seguida de prensagem final com 1250 Kgf.	Após 30 min da prensagem. Imersão em água a 73°C durante 90 min, seguida de ebulição da água por 30 min.
Vipi Cril	14 g de pó, para 6,5 mL de líquido.	Em pote de vidro com tampa com auxílio de espátula de plástico, até homogeneização.	Prensagem de prova com 750 Kgf, seguida de prensagem final com 1250 Kgf.	Após 2 h da prensagem. Imersão da mufla em 3 L de água fria, eleva à temperatura de 70°C por 30 min, seguida de ebulição a 100°C durante 90 min. Esfriamento da mufla até 40°C por 20 min.

Quadro 2 - Características de proporção, manipulação e polimerização das resinas termopolimerizáveis.

* Isocril, Dencril Com e Ind. de Plásticos Ltda, Caleiras, SP, Brasil.

4.3 ACABAMENTO E POLIMENTO DAS RESINAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS

O acabamento dos corpos-de-prova foi realizado com pressão digital, utilizando lixas d'água de granulometria 150 e 600 em politriz^{*} sob irrigação, com velocidade padrão de 300 rpm até atingir espessura de 3,0 mm $\pm$ 0,1 mm verificada com paquímetro digital^{**}.

O polimento das faces superior e inferior dos corpos-de-prova foi realizado em torno de bancada, utilizando-se pasta de pedra pomes^{***} com água, em escova de cerdas nº 29, seguida de pasta de branco de Espanha^{****} com água, em roda de pano. Os corpos-de-prova finalizados das resinas termopolimerizáveis podem ser visualizados nas Figuras 9 e 10.



Figura 9 - Corpo-de-prova da resina Lucitone 550.



Figura 10 - Corpo-de-prova da resina Vipi Cril.

4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA DA RESINA TERMOPLÁSTICA

Os corpos-de-prova da resina termoplástica (n = 40) foram confeccionados com as mesmas dimensões dos corpos-de-prova das resinas termopolimerizáveis, a partir de padrões de silicone obtidos pelas mesmas matrizes metálicas. A técnica de inclusão e de polimerização da resina acrílica termoplástica

^{*} Aropol E, Arotec, Cotia, SP, Brasil.

^{**} Absolute Digimatic, Mitutoyo, model nº CD-6" C, Tokyo, Japão.

^{***} Asfer, Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil.

^{****} JON Produtos Odont, Vila Esperança, SP, Brasil.

foi realizada em equipamentos específicos, pelo fato de ser material injetado sob pressão.

Para esta técnica, foram utilizadas muflas metálicas especiais constituídas de duas partes idênticas contendo uma ranhura lateral que permitiu a injeção de material (Figura 11). Uma das partes da mufla foi preenchida totalmente com gesso pedra, até se obter uma superfície plana e lisa (Figura 12). Cinco padrões de silicone foram então posicionados na superfície do gesso (Figura 13). A seguir, foram confeccionados condutos adutores em cera*, unindo todos os padrões de silicone. Além disso, foi confeccionado com a mesma cera um canal de alimentação principal unindo o padrão de silicone localizado mais próximo à ranhura lateral até o exterior da mufla e a superfície de gesso foi isolada (Figura 14).



Figura 11 - Mufla metálica aberta.

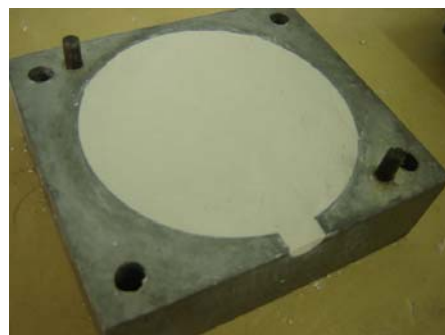


Figura 12 - Metade inferior da mufla preenchida com gesso pedra.



Figura 13 - Padrões de silicone posicionados sobre o gesso.

A outra parte da mufla foi encaixada e vazou-se nova porção de gesso pedra no seu interior até preenchimento total (Figura 15). Após a presa do

* Cera rosa periférica Nº 7 Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil.

gesso, a mufla foi aberta, a cera removida com água quente e os padrões de silicone também foram removidos do interior do gesso. A seguir, a superfície de gesso, bem como os orifícios deixados pelos padrões de silicone e os condutos adutores, foram lavados com sabão neutro e água corrente e todo o gesso foi isolado com isolante para resina acrílica* (Figura 16).

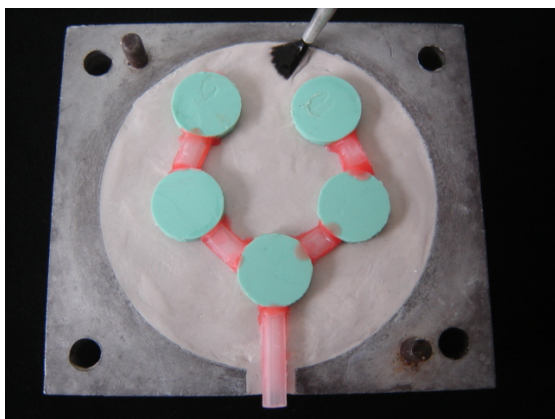


Figura 14 - Condutos adutores, canal de alimentação principal e isolamento da superfície do gesso.



Figura 15 - Vazamento do gesso na porção superior da mufla.

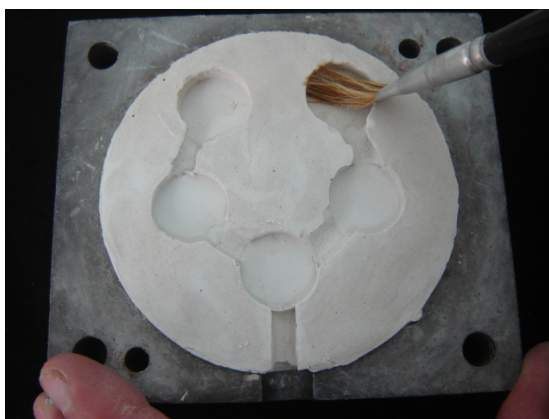


Figura 16 - Isolamento dos orifícios do gesso.

A resina termoplástica foi disponibilizada comercialmente em cartuchos de três tamanhos diferentes, de acordo com a quantidade necessária: 6 cm, 9 cm e 12 cm (Figura 17). Para o presente trabalho foi selecionado um cartucho de 9 cm, que apresenta volume suficiente de material para o preenchimento de cinco orifícios e condutos adutores. O cartucho foi montado em máquina injetora termo-

* Isocril, Dencril Com e Ind. de Plásticos Ltda, Caleiras, SP, Brasil.

plástica modelo 01 e aquecida até atingir 240 °C (Figura 18). Onze minutos após atingida essa temperatura, o equipamento disparou um alarme sonoro durante 15 s, restando 45 s para o posicionamento manual da mufla fechada na porção superior da máquina injetora, totalizando-se 12 min de aquecimento do cartucho. Iniciou-se, então, o processo automático de injeção da resina totalmente fundida para o interior da mufla. O processo de injeção deu-se em 25 s, por meio de pressão de nitrogênio de 5 Kgf. A seguir, a mufla foi retirada manualmente para o resfriamento em água e foi realizada a desinclusão dos corpos-de-prova.



Figura 17 - Cartuchos metálicos fechados (6 cm, 9 cm e 12 cm).



Figura 18 - Máquina injetora termo-Plástica modelo 01.

4.5 ACABAMENTO E POLIMENTO DA RESINA TERMOPLÁSTICA

O acabamento foi realizado com brocas de carbeto de tungstênio de corte cruzado fino CX251F^{*} e CX79F^{**}, lixa para madeira de numeração 120^{***} posicionada em mandril para lixa^{****}, ponta de borracha grossa (verde), ponta de borracha fina (cinza)^{*****} e lixa de numeração 220^{*****} (Figura 19).

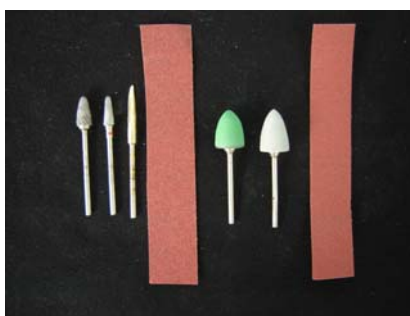


Figura 19 - Materiais usados no acabamento dos corpos-de-prova.

^{*} Edenta AG Dental (Produkte), Suíça.

^{**} Edenta AG Dental (Produkte), Suíça.

^{***} Alcar, São Paulo, SP, Brasil.

^{****} Microdont micro, Socorro, SP, Brasil.

^{*****} Shofu, INC, San Marcos, Estados Unidos.

^{*****} Alcar, São Paulo, SP, Brasil.

O polimento das faces superior e inferior dos corpos-de-prova foi realizado em torno de bancada, utilizando-se pasta de pedra pomes^{*} com água, em escova de cerdas, seguida de pasta de branco de Espanha^{**} com água, em roda de pano. A seguir, os corpos-de-prova foram lavados com água e sabão e imersos em solução de hipoclorito de sódio^{***} a 1% por 1 a 2 min para desinfecção. O corpo-de-prova da resina termoplástica pode ser visualizado na Figura 20.



Figura 20 - Corpo-de-prova da resina Transflex

4.6 ARMAZENAMENTO DOS CORPOS-DE-PROVA

Imediatamente após o polimento, todos os corpos-de-prova de todas as resinas foram armazenados dois a dois em 20 mL (Patel et al.⁷² 2004) de água destilada à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ (Stober et al.⁶⁶ 2001) durante 24 h (Polysois et al.³⁵ 1997, Shotwell et al.⁵⁹ 1992) em estufa^{****}. Para manter os corpos-de-prova suspensos e sem contato com o fundo do recipiente foi utilizado fio dental, o qual foi colado à lateral do corpo-de-prova para que não interferisse na face de leitura de cor (Figura 21). Este tempo de armazenamento em água destilada por 24 h foi considerado como T_0 .



Figura 21 - Fio colado na lateral do corpo-de-prova.

^{*} Polimento Ind. Comi Ltda, Cotia, SP, Brasil.

^{**} JON Produtos Odont, Vila esperança, SP, Brasil.

^{***} Asfer Industria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil.

^{****} Estufa Retilínea. Fanem Ltda, São Paulo, SP, Brasil.

4.7 PRIMEIRA AVALIAÇÃO DE COR

Para a leitura inicial de cor, realizada após o término do tempo de armazenamento em água destilada, todos os corpos-de-prova foram removidos do líquido, secos com papel absorvente e posicionados em um orifício específico, localizado em uma das laterais do acessório para medida de reflexão difusa, suspensos pelo fio como foi relatado anteriormente. Foi utilizada a técnica de espectrofotometria de reflectância, por meio do equipamento Varian-Cary^{*} (Vichi et al.⁷⁵ 2004), alocado no Centro Interdisciplinar de Pesquisa e Pós-graduação da Universidade Estadual de Ponta Grossa (CIPP), iluminante D-65 (Scotti et al.⁶² 1997), espectro obtido no intervalo de 830 nm a 360 nm, espaço de cor CIE-L*a*b* e ângulo de observador de 10° (Scotti et al.⁶² 1997) (Figura 22).

Optou-se por registro tecnológico de cor, através da espectrofotometria, pela precisão dos resultados fornecidos, haja vista que a percepção de cor varia de indivíduo a indivíduo bem como para o mesmo indivíduo, sob diferentes condições. Anteriormente à primeira leitura de cor, foi realizada a leitura de um fundo padrão branco universal^{**}, para correção de linha de base (Figura 23). A leitura inicial foi registrada em coordenadas referentes ao espaço internacional de cor CIE-L*a*b*. A técnica de espectrofotometria para a avaliação de cor forneceu resultados das coordenadas **L*** (valor de luminosidade da cor, ou seja, quantidade de branco ou de preto - quanto mais próximo de 0, maior a quantidade de preto e quanto mais próximo de 100, maior a quantidade de branco), **a*** (representou os extremos de vermelho e verde – quando o valor de a* era negativo, significou que a cor apresentou quantidade de verde e quando era positivo, vermelho) e **b*** (representou as cores amarelo e azul, sendo os valores negativos atribuídos a quantidades de azul, e os positivos, ao amarelo) (Figura 24).

^{*}Varian-Cary 100, São Paulo, SP, Brasil.

^{**}Certified Reflectance Standard / Labsphere

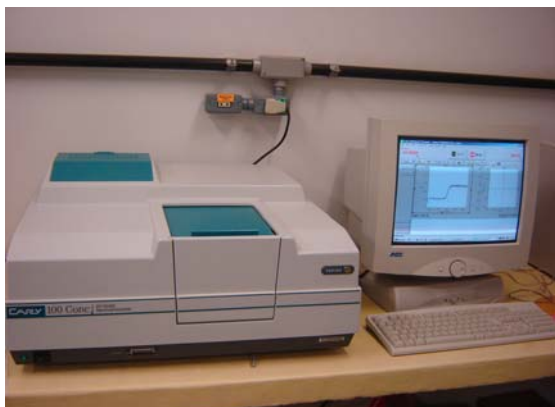


Figura 22 - Espectrofotômetro Varian-Cary 100.



Figura 23 - Branco padrão para correção de linha de base.

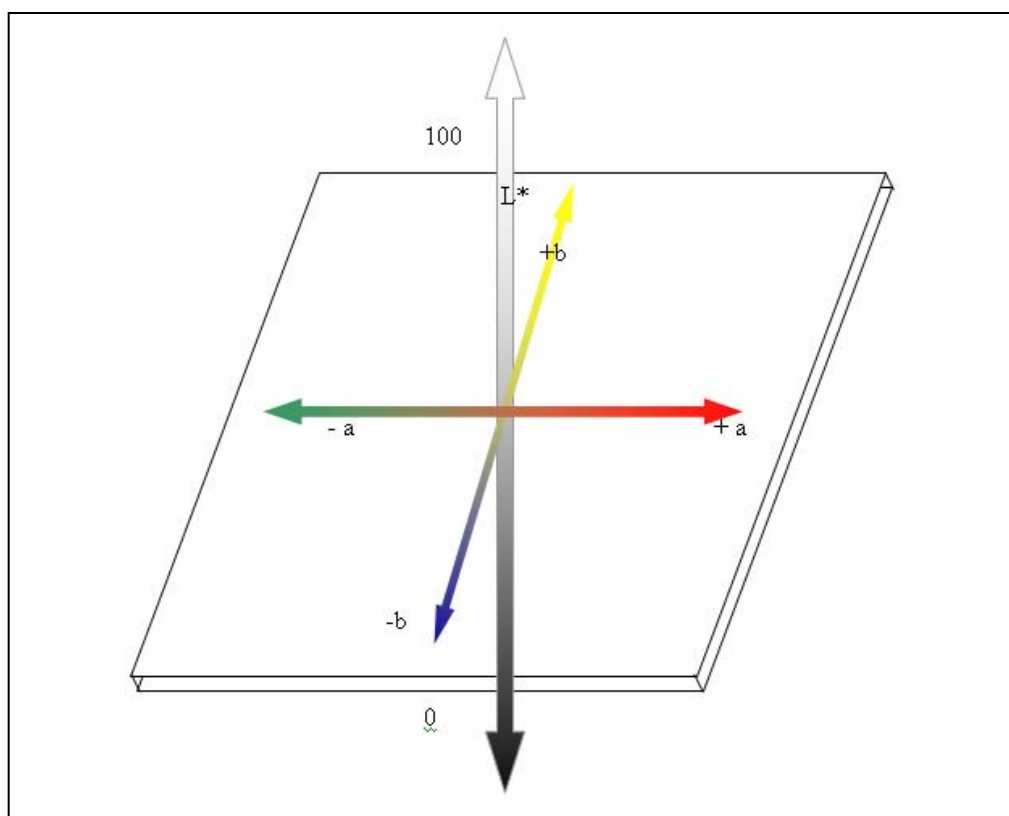


Figura 24 - Sistema de cores CIE- $L^*a^*b^*$. O espaço representado no eixo Y representou a coordenada L^* , no o eixo X a coordenada a^* e no eixo Z a coordenada b^* . As combinações destas coordenadas resultaram em uma posição espacial que expressa a cor.

4.8 SOLUÇÕES CORANTES E CONDIÇÕES DE IMERSÃO

Para a investigação da estabilidade de cor das resinas foram selecionados três alimentos líquidos para imersão: café, refrigerante de cola e vinho tinto, com base em seu potencial de manchamento e sua frequência de ingestão pela população. Para efeito de comparação e investigação da influência da umidade na alteração de cor, foi utilizado como grupo controle a água destilada, configurando o quarto alimento líquido (Quadro 3). Para facilitação do entendimento e da redação, os alimentos líquidos utilizados neste estudo passarão a ser designados no presente texto como soluções corantes.

A solução CA foi preparada adicionando-se 3,6 g de café instantâneo a 300 mL de água destilada em ebulição (Sham et al.⁷⁴ 2004). A solução foi utilizada somente após total resfriamento em bancada.

Para a utilização da solução corante VT, foi adquirida uma garrafa de 750 mL da bebida, cujo lacre foi aberto no mesmo dia de imersão dos corpos-de-prova.

Para a utilização da solução corante CC, foi adquirida uma garrafa de 600 mL do refrigerante de cola, cujo lacre foi aberto no mesmo dia de sua utilização.

Solução corante	Nome Comercial	Origem	Código
Café	Nescafé tradição instantâneo	Nestlé Brasil Ltda, Araras, SP, Brasil	CA
Vinho tinto	Vinho tinto seco de mesa, Campo Largo	Vinícola Campo Largo, Campo Largo, PR, Brasil	VT
Refrigerante tipo cola	Coca-Cola®	Coca Cola, Curitiba, PR, Brasil	CC
Água destilada	-	Destilador Quimis, Q.341.210, Quimis aparelhos científicos, SP, Brasil	AD

Quadro 3 - Relação dos meios corantes utilizados na pesquisa.

Imediatamente após o término da primeira leitura de cor, dez corpos-de-prova de cada marca de resina foram imersos por 30 dias em cada uma das quatro soluções corantes. A imersão foi realizada com os corpos-de-prova suspensos por fio dental, da mesma maneira como descrito anteriormente para o armazenamento em água destilada.

Ao final dos primeiros 15 dias de imersão (T_1) foi realizada a segunda leitura de cor, da mesma forma como descrito anteriormente. A terceira leitura foi realizada ao final dos 30 dias de imersão (T_2). Antes de cada mensuração de cor, os corpos-de-prova foram retirados das soluções corantes e secos com papel absorvente. Não foram realizadas substituições periódicas das soluções corantes e nem foram adicionados conservantes a elas (Hayashi et al.⁵⁶ 1974, Gross, Moser⁵⁰ 1977, Khan et al.³⁹ 1987, Um, Ruyter⁴⁰ 1991, Polysois et al.³⁵ 1997, Hersek et al.⁶ 1999).

4.9 ANÁLISE DOS DADOS

Foram aplicadas análises de variância de dois fatores (Material e Solução corante) para avaliar a variação na cor (ΔE) entre dois períodos de imersão, com nível de significância de 5%. A comparação da cor antes e após a imersão nos meios corantes foi dada pela diferença de cor ou $\Delta E^*_{ab} = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$, onde:

$\Delta L^* = L^*_1 - L^*_0$ (leitura após imersão menos leitura prévia à imersão)

$\Delta a^* = a^*_1 - a^*_0$ (leitura após imersão menos leitura prévia à imersão)

$\Delta b^* = b^*_1 - b^*_0$ (leitura após imersão menos leitura prévia à imersão)

A análise de variância foi complementada pelo teste de Bonferroni de comparações múltiplas de médias. Adotou-se o nível de significância de 5% para a tomada de decisão quanto à existência de diferença entre médias de variação na cor.

Além disso as alterações da cor foram quantificadas pela National Bureau of Standards (NBS) tendo em conta os valores de ΔE baseados em uma fórmula constante de alteração de cor perceptível ao olho humano onde, NBS unit = $\Delta E_{Lab} \times 0,92$ (Hayashi et al.⁵⁶ 1974, May et al.²⁶ 1992, Shotwell et al.⁵⁹ 1992, Satoh et al.⁵² 1993, Polysois et al.³⁵ 1997, Anil et al.²⁴ 1999, Hersek et al.⁶ 1999) (Quadro 4)

Valores de alteração da cor	Visualização da alteração pelo olho humano
0,0 - 0,5	Traços de alteração
0,5 - 1,5	Alteração leve
1,5 - 3,0	Alteração perceptível
3,0 - 6,0	Alteração marcada
6,0 – 12,0	Alteração extremamente marcada
12,0 – ou mais	Alteração para outra cor

Quadro 4 - Escores segundo a NBS.

5 RESULTADOS

As avaliações de cor das resinas Vipi Cril, Lucitone e Transflex foram realizadas em três ocasiões: no início (T_0), após 15 (T_1) e 30 (T_2) dias de imersão dos corpos-de-prova dessas resinas em soluções de CC, VT, CA ou AD. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova de cada resina, subdivididos em quatro grupos de 10 para a imersão nas soluções estabelecidas. Os resultados originais dos valores das coordenadas L^* , a^* e b^* dos corpos-de-prova nos diferentes tempos de imersão podem ser visualizados nas Tabelas A1 à A36 do apêndice A. Na Tabela 1 são mostradas as médias e erros-padrão das medidas iniciais de L^* , a^* e b^* dos corpos-de-prova de cada resina, isto é, antes da imersão nas soluções (T_0).

Tabela 1 - Médias e (erros-padrão) das medidas de luminosidade (L^*) e de cromaticidade (a^* e b^*) antes da imersão dos corpos-de-prova.

Resina	L^*	a^*	b^*
Vipi-cril	58,86 (0,15)	23,88 (0,21)	11,75 (0,09)
Lucitone 550	61,12 (0,23)	22,44 (0,26)	10,37 (0,15)
Transflex	62,21 (0,39)	9,41 (0,33)	6,71 (0,20)

Os resultados obtidos para cada coordenada (L^* , a^* e b^*) foram utilizados para a obtenção dos valores de ΔE em dois tempos diferentes. Os resultados de ΔE foram submetidos a análises de variância para os fatores Material (resina de base de prótese) e Solução corante para avaliar a variação de cor em um mesmo período ($\alpha = 0,05$). De acordo com os resultados das análises, foi encontrado efeito significativo para a interação entre os fatores estudados ($P = 0,0063$) entre os tempos T_0 e T_1 . Além disso, foi verificado que no mesmo período de imersão houve diferença significativa entre as resinas ($P < 0,0001$) e entre as soluções estudadas ($P < 0,0001$) (Tabela B1 do Apêndice B). Para os tempos T_0 e T_2 foi encontrado efeito significativo de interação ($P = 0,0018$), com diferença significativa entre as resinas ($P < 0,0001$) e entre as soluções ($P < 0,0001$) (Tabela B2 do Apêndice B). Igualmente, foi encontrado efeito significativo de interação entre os fatores estudados ($P = 0,0011$) entre os tempos T_1 e T_2 , com diferença significativa entre as resinas ($P = 0,0421$) e entre as soluções ($P < 0,0001$) (Tabela B3 do Apêndice B). As médias amostrais de variação de cor entre as resinas,

independentemente das soluções utilizadas nos períodos T_0T_1 , T_0T_2 e T_1T_2 , respectivamente, podem ser visualizadas nos gráficos das figuras 25, 26 e 27.

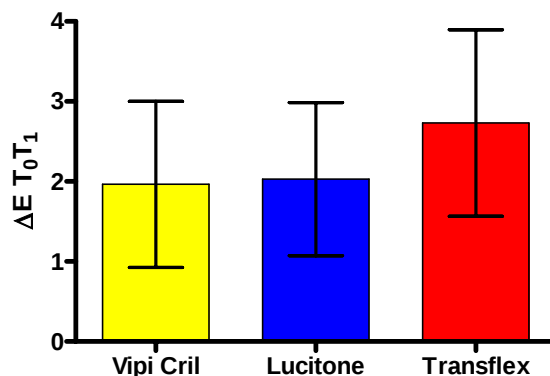


Figura 25 – Médias amostrais (colunas) e erros-padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_0T_1 , independentemente das soluções estudadas.

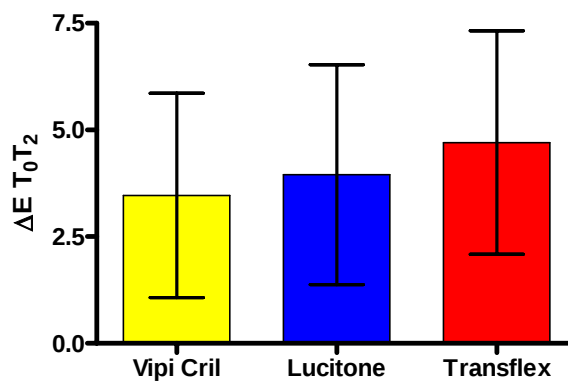


Figura 26 - Médias amostrais (colunas) e erros-padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_0T_2 , independentemente das soluções estudadas.

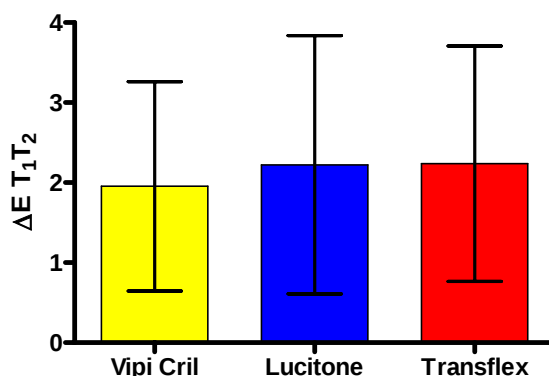


Figura 27 - Médias amostrais (colunas) e erros-padrão (barras verticais) de variação de cor entre as resinas no período T_1T_2 , independentemente das soluções estudadas.

Na Tabela 2 são apresentadas as médias e os erros-padrão da variação de cor (ΔE) das resinas nas diferentes soluções estudadas entre os tempos T_0 e T_1 . Estas médias de variação foram submetidas ao teste de Bonferroni ($\alpha = 0,05$) para verificação de diferenças entre os grupos. Assim, para avaliar a variação de cor compararam-se as médias duas a duas por esse teste estatístico. Utilizou-se o nível de significância de 5%, de forma a compensar a heterogeneidade de variâncias observada. Este teste, realizado no programa GraphPad Prism versão 4.03, está exposto no Apêndice C e os resultados das comparações entre as médias, resumidos na Tabela 2.

Tabela 2. Médias e (erro-padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_0T_1 .

Resina	CC	VT	CA	AD
Vipi Cril	0,8470(0,09) ^a A	4,978(0,17) ^c A	1,649(0,23) ^b A	0,3800(0,08) ^a A
Lucitone 550	0,9540(0,15) ^a A	4,753(0,41) ^c A	1,928(0,26) ^b A	0,4820(0,08) ^a A
Transflex	1,390(0,14) ^b A	5,745(0,31) ^d B	3,304(0,14) ^c B	0,4830(0,09) ^a A

Na direção vertical letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as resinas. Na direção horizontal, letras minúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as soluções. $P < 0,05$.

Como pode ser verificado na Tabela 2, no período T_0T_1 , a solução VT causou alteração de cor estatisticamente significativa em todas as resinas estudadas, quando comparada com o controle (AD). A solução CA também causou alteração estatisticamente significativa nas resinas, porém inferior à provocada por VT. Além disso, a resina Transflex sofreu alteração de cor estatisticamente significativa pela solução CC, sendo esta alteração inferior aos das outras soluções.

As Tabelas 3 e 4 apresentam as médias e os erros-padrão de ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas nos períodos T_0T_2 e T_1T_2 , bem como os resultados dos testes de Bonferroni ($\alpha = 0,05$) para verificação de diferenças entre os grupos.

Tabela 3. Médias e (erro-padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_0T_2 .

Resina	CC	VT	CA	AD
Vipi Cril	1,107(0,11) ^{ab} A	10,62(0,31) ^c A	1,616(0,14) ^b A	0,5180(0,07) ^a A
Lucitone 550	1,095(0,13) ^a A	11,61(0,53) ^c B	2,299(0,21) ^b A	0,8100(0,14) ^a A
Transflex	2,033(0,17) ^b B	12,31(0,42) ^d B	3,823(0,23) ^c B	0,6540(0,13) ^a A

Na direção vertical letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as resinas. Na direção horizontal, letras minúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as soluções. $P < 0,05$.

Como pode ser verificado na Tabela 3, no período T_0T_2 , as soluções VT e CA causaram alteração de cor estatisticamente significativa em todas as resinas estudadas, quando comparada com o controle (AD), porém a alteração foi significativamente inferior à provocada por VT. Além disso, a resina Transflex sofreu alteração de cor estatisticamente significativa pela solução CC, sendo esta alteração inferior à das outras soluções, em relação ao controle.

Tabela 4. Médias e (erro-padrão) da variação de cor ΔE das resinas nas diferentes soluções estudadas no período T_1T_2 .

Resina	CC	VT	CA	AD
Vipi Cril	0,4970(0,08) ^a A	5,875(0,31) ^b A	0,6350(0,21) ^a A	0,8090(0,07) ^a A
Lucitone 550	0,3230(0,06) ^a A	7,056(0,26) ^b B	0,7920(0,17) ^a A	0,7190(0,14) ^a A
Transflex	0,8540(0,13) ^a A	6,643(0,21) ^b B	0,9410(0,15) ^a A	0,5090(0,04) ^a A

Na direção vertical letras maiúsculas iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as resinas. Letras minúsculas horizontais iguais indicam ausência de diferença estatística significativa entre as soluções. $P < 0,05$.

Como pode ser verificado na Tabela 4, no período T_1T_2 , a solução VT causou alteração de cor estatisticamente significativa em todas as resinas estudadas, quando comparada com o controle (AD).

Após sua obtenção, os resultados de ΔE foram transformados, segundo critério estabelecido pela National Bureau of Standard (NBS), pela sua multiplicação pelo fator 0,92. Os resultados obtidos após a transformação estão demonstrados na Tabela 5. De acordo com essa tabela, as alterações de cor provocadas pela solução VT ao final do segundo período foram classificadas como “extremamente marcantes” para o olho humano para as três resinas avaliadas. “Alterações perceptíveis” foram promovidas pela solução CA para as três resinas estudadas e pela solução CC para a resina Transflex, ao final do segundo período de imersão. As outras soluções estudadas não foram capazes de promover alterações visíveis ao olho humano, classificando-se como “traços de alterações” ou “alterações leves”.

Tabela 5 - Médias de variação de cor (ΔE) nos períodos T_0T_1 , T_0T_2 e T_1T_2 , segundo os critérios da NBS.

Resina	Meio	$\Delta E_{T_0T_1}$	$\Delta E_{T_0T_2}$	$\Delta E_{T_1T_2}$
Vipi-cril	CC	0,78	1,02	0,46
	VT	4,56	9,76	5,40
	CA	1,51	1,50	0,58
	AD	0,35	0,48	0,74
Lucitone 550	CC	0,87	1,01	0,30
	VT	4,37	10,67	6,50
	CA	1,78	2,11	0,73
	AD	0,44	0,74	0,66
Transflex	CC	1,28	1,87	0,79
	VT	5,30	11,32	6,11
	CA	3,03	3,51	0,86
	AD	0,44	0,60	0,47

6 DISCUSSÃO

A cor das resinas utilizadas na confecção para base de próteses pode ser alterada por diversas soluções que podem entrar em contato com elas, entre as quais soluções desinfetantes, (Ma et al.³⁸ 1997), agentes de limpeza (Polyzois et al.³⁵ 1997, Robinson et al.³⁷ 1987) e alimentos (Hersek et al.⁶ 1999, Um, Ruyter⁴⁰ 1991, Khan et al.³⁹ 1987). No presente estudo foi avaliada quantitativamente a estabilidade de cor de três diferentes marcas de resinas utilizadas para base de próteses, duas acrílicas termopolimerizáveis (Lucitone 550 e Vipi-Cril) e uma termoplástica injetada (Transflex), em função da imersão em quatro alimentos líquidos (AD, CC, CA e VT) durante 15 e 30 dias. A maior alteração de cor foi encontrada com a solução VT para os três tipos de resinas, seguida pela solução CA. Ademais, a resina Transflex sofreu manchamento também pela solução CC. Quando analisadas pelos critérios da NBS as soluções VT e CA promoveram ambas alterações detectáveis ao olho humano em todas as resinas.

No período T_0T_1 , a solução VT causou alteração de cor em todas as resinas estudadas e continuou alterando-as no segundo período de imersão (T_1T_2). Isto denota um alto poder de manchamento desta solução para os materiais estudados, possivelmente pelo pigmento natural da uva e pela emocianina, pigmento artificial do VT utilizado neste estudo. Tem sido observada alteração de cor de materiais poliméricos após a imersão em vinho tinto (Stober et al.⁶⁶ 2001). Guler et al.⁷⁷ (2005) concluíram que o vinho tinto foi a solução que promoveu maior alteração de cor em cinco resinas compostas estudadas, quando comparada com água destilada, café com e sem açúcar, chá com e sem açúcar, café com creme artificial e açúcar, refrigerante tipo cola e suco de cereja ácido. Omata et al.⁷⁸ (2006) avaliaram o efeito das bebidas café, chá e vinho tinto em um compósito, tendo como resultado que o vinho tinto causou maior alteração da cor. Esteves et al.⁴³ (2006) avaliaram as alterações de cor de dentes artificiais após contato com açaí, café, água destilada e vinho tinto, encontrando maior alteração por esta última solução. Patel et al.⁷² (2004) avaliaram uma resina composta e uma resina livre de partículas e observaram que a maior alteração ocorreu com o vinho tinto com 12% de álcool, quando comparado com café e refrigerante de cola. Estes autores sugeriram que o álcool causou amolecimento da superfície da matriz da resina. Omata et al.⁷⁸ (2006) também afirmaram que alterações cromáticas poderiam ser atribuídas à degradação

superficial provocada pelo álcool quando entra em contato com resinas por períodos prolongados, ocasionando asperização desses materiais. Outra das possíveis causas da alteração de cor das três resinas estudadas pode ter sido o baixo pH do VT (3,7). Ademais, o vinho inicia um processo de degradação no momento em que é exposto a ar e microrganismos, reduzindo ainda mais seu pH (em torno de 2,9), podendo tornar as superfícies dos corpos-de-prova mais porosas e susceptíveis ao manchamento. Este possível processo de degradação superficial poderia explicar os resultados encontrados no segundo período de avaliação, em que foi observada alteração de cor adicional à do primeiro período.

A solução CA, no primeiro período do estudo (T_0T_1), causou manchamento em todas as resinas estudadas, porém inferior à provocada por VT, estando em concordância com os resultados obtidos por Patel et al.⁷² (2004). Büyüyükmaz e Ruyter⁶⁰, em 1994, demonstraram que após 1000 h de imersão dos corpos-de-prova de resina acrílica em soluções de café e chá, a solução que produziu maior alteração foi o café. Estes autores sugeriram que a alteração de cor foi resultado da adsorção de corantes nos materiais e que o efeito do ácido tânico presente no chá e no café causou este manchamento. Outros estudos encontraram alteração da cor de materiais à base de resina acrílica ocasionada pelo café, a qual foi atribuída à adsorção e à absorção dos corantes, especialmente o amarelo do café, e sua compatibilidade com polímeros (Um e Reuyter⁴⁰ 1991). Lai et al.⁷⁰ (2003) afirmaram que ocorreu manchamento clinicamente significativo nos materiais de silicone e copoliamida, quando armazenados em café por 180 dias. Nos dentes artificiais de resina acrílica o café também tem causado alteração significativa da cor (Mutlu-Sagense et al.⁶⁸ 2001).

A solução CC foi introduzida no presente estudo devido à sua coloração escura, seu alto consumo pela população e por seu pH ácido, proporcionado pela presença de ácido fosfórico em sua composição. Neste estudo, o único material que sofreu manchamento por essa solução foi a resina Transflex, sendo este manchamento inferior aos das outras soluções. As alterações de cor induzidas pela solução CC foram, então, dependentes do tipo de material. O refrigerante ganha sua coloração pela cor do caramelo. O caramelo exibe cores que vão do amarelo pálido ao marrom escuro e é obtido pelo aquecimento de açúcar ou glicose em presença de um álcali ou de um ácido mineral Patel et al.⁶⁹ (2004). Trabalhos realizados por Patel et al.⁷² (2004), Bagheri et al.⁷⁶ (2005), Guler et al.⁷⁷

(2005) e Türker et al.⁴⁹ (2006) não encontraram alterações de cor provocadas por refrigerantes tipo cola nos diferentes materiais restauradores avaliados.

A solução AD foi utilizada como controle no presente estudo por apresentar pH próximo do neutro (Gross, Moser⁵⁰ 1977) e por ser utilizada em vários estudos de alteração cromática e para verificação do efeito da umidade nos materiais. Não foi inserido um grupo de corpos-de-prova a seco no presente estudo. Portanto, embora não se possa dizer que a água não tenha provocado manchamento, os menores valores de ΔE foram encontrados para esta solução, como esperado. Entretanto, a alteração água pode ser avaliada pelos critérios de NBS (Hayashi et al.⁵⁶ 1974, May et al.²⁶ 1992, Shotwell et al.⁵⁹ 1992, Satoh et al.⁵² 1993, Anil et al.²⁴ 1999, Polyzois et al.³⁵ 1997, Hersek et al.⁶ 1999). De acordo com estes escores, para todos os períodos de imersão examinados foram encontrados valores de alteração cromática para a água classificados como “alterações leves”, portanto não detectáveis a olho nu. Diversos estudos demonstraram que as alterações de cor dos materiais poliméricos, quando imersos em diversos meios corantes podem ser atribuídas à absorção da água contida nesses meios (Khan et al.³⁹ 1987, Sham et al.⁷⁴ 2004, Bagheri et al.⁷⁶ 2005). Buyukyilmaz e Ruyter⁶⁰ (1994) avaliaram sete resinas para base de próteses verificando absorção de água de 2,5% a 3,5% do volume total dos corpos-de-prova, além de alteração na estabilidade de cor. Também foi abordado em um estudo que a água causou degradação química por hidrólise, provocando a formação de poros na superfície dos compósitos (Bagheri et al.⁷⁶ 2005). As pequenas alterações ocorridas neste estudo podem estar relacionadas com absorção da água nos materiais utilizados. Alterações de cor estatisticamente significativas foram encontradas ao longo do tempo em água por Keyf e Etikam⁷¹ (2004). Os resultados de Lai et al.⁷⁰ (2003) também estão de acordo com os do presente estudo, uma vez que verificaram que os materiais utilizados para gengiva artificial em próteses dentais demonstraram estabilidade de cor em água.

Tem sido observado que os materiais poliméricos sofrem maior ou menor manchamento principalmente devido a composição química (Hersek et al.⁶ 1999), características superficiais (Ma Tsun³⁸ 1997), alta absorção de água, desenvolvimento de superfícies rugosas após períodos curtos de tempo (Hersek et al.⁶ 1999), polaridade (May et al.²⁶ 1992), monômero residual (May et al.²⁸ 1996) e porosidades (Compagnoni et al.²⁹ 2004). Hersek et al.⁶ (1999), após avaliarem a

estabilidade de cor de cinco resinas acrílicas para base de próteses em três corantes presentes em alimentos, chegaram às conclusões de que Lucitone apresentou maiores alterações de cor em eritrozina, Lucitone e QC-20 em tartrazina e QC-20, em amarelo sunset. As resinas acrílicas possuem a mesma base química estrutural, contendo pequenas diferenças nos seus agentes de ligação cruzada, plastificantes e pigmentos, as quais poderiam alterar sua hidrofilidade (Hersek et al.⁶ 1999), e ser a explicação das pequenas diferenças de alteração de cor verificadas nas duas resinas acrílicas termopolimerizáveis utilizadas neste estudo (Figura 24). A resina de polimetil metacrilato utilizada para base de prótese tem atração por pigmentos solúveis em água na sua superfície, podendo ocorrer manchamento, devido às cargas eletrostáticas (Hersek et al.⁶ 1999). Especificamente com relação ao náilon, Hargreaves¹⁸ (1971) concluiu que o de tipo 610, por apresentar maior espaçamento na disposição dos grupos amidas dentro de sua estrutura polimérica, absorve menor quantidade de água em comparação com os náilons 6, 66 e o polimetilmetacrilato. Alguns materiais utilizados na confecção de base de próteses possuem Grilamide (náilon 12), semelhante à resina termoplástica injetável utilizada neste trabalho, o qual por ter cadeias longas de metileno e relativo baixo ponto de fusão, apresenta pequenos níveis de absorção de água (Hargreaves¹⁸ 1971). Apesar disso, no presente trabalho, a resina Transflex apresentou altos níveis de manchamento, o que poderia estar associado mais à adsorção de corantes a sua superfície do que à sua absorção.

Contaminação de materiais, insuficiente higiene oral, hábitos de dieta e deficiente polimento (Um, Reuyter⁴⁰ 1991, Khokhar et al.⁵⁸ 1991) são fatores que predispõem à alteração da cor de materiais odontológicos. Gross e Moser⁵⁰ (1977) verificaram que polimentos com lixa (granulação 350 a 600) e tira de poliéster não alteraram as propriedades de manchamento por café e chá de resinas compostas. Entretanto, Hayashi et al.⁵⁶ (1974) avaliaram a tendência de várias resinas à descoloração, utilizando diversos tipos de polimento em diferentes tempos e chegaram à conclusão que alterações significativas de cor foram encontradas nos corpos-de-prova que receberam polimento aos 15 min em relação aos corpos-de-prova que o receberam às 48 horas. Patel et al.⁷² (2004) determinaram a estabilidade de cor usando três tipos de tratamento superficial (diferentes lixas, placa diamantada ou sem polimento), chegando à conclusão que os tratamentos de polimento e imersão em soluções afetaram o manchamento das superfícies dos

materiais dentais à base de resina. No presente estudo, as duas resinas acrílicas termopolimerizáveis estudadas foram submetidas ao mesmo tipo de acabamento e polimento, considerados padrão para este tipo de material. Já para a resina termoplástica, foi utilizado o polimento recomendado pelo seu fabricante, o que poderia ter acarretado diferença nas características superficiais entre os grupos, como por exemplo na rugosidade. Isto poderia ser um dos fatores a promoverem o maior manchamento da resina Transflex quando comparada com os outros materiais.

No presente estudo, foi utilizado espectrofotômetro de reflectância (Varian Cary 100), iluminante D-65 (Scotti et al.⁶² 1997), espectro no intervalo de 360 nm a 830 nm, espaço de cor CIE-L*a*b* e ângulo de observador de 10° (Scotti et al.⁶² 1997) para determinar a alteração cromática das resinas. A metodologia deste trabalho está de acordo com estudos que utilizaram o sistema de avaliação espectrofotométrica expressando os dados em coordenadas CIE-L*a*b*, objetivando a exatidão dos resultados (Khokhar et al.⁵⁸ 1991) e a aproximação de sua análise com a percepção visual da cor pelo olho humano (Um, Ruyter⁴⁰ 1991). Este sistema representa as três dimensões do espaço da cor tendo componentes de luminosidade e de matiz (Paul et al.⁴⁸ 2002, Shotwell et al.⁵⁹ 1992, Satoh et al.⁵² 1993, Polyzois et al.³⁵ 1997, Horn et al.⁴⁷ 1998, Millstein et al.⁶³ 1998, Hersek et al.⁶ 1999, Sham et al.⁷⁴ 2004, Stober et al.⁶⁶ 2001). Este modelo considera que a alteração de cor aceitável clinicamente situa-se em valores até $\Delta E = 3,3$, embora este valor não devesse ser rígido, uma vez que a aceitabilidade depende da aplicação clínica (Um, Ruyter⁴⁰ 1991, Keyf, Etikam⁷¹ 2004). Entretanto, os critérios da USPHS (Serviço de Saúde Pública Americana) ampliam os limites da aceitabilidade clínica para um ΔE entre 2,2 e 4,4, (Johnston, Kao⁴² 1989). De acordo com os valores fornecidos pela NBS, as alterações da cor detectáveis ao olho humano são verificadas a partir de um ΔE de 3,3 (Shotwell et al.⁵⁹ 1992, Polyzois et al.³⁵ 1997, Anil et al.²⁴ 1999, Hayashi et al.⁵⁶ 1974, Satoh et al.⁵² 1993, Hersek et al.⁶ 1999, May et al.²⁶ 1992). Os valores devem ser avaliados considerando-se as restrições relacionadas à metodologia, ou seja, mesmo que os valores de alteração de cor ultrapassem os limites clinicamente aceitáveis, isto não significa que o material deva ser contra-indicado, porém, é importante que se conheça suas limitações (Samra⁷³ 2004). Os dados obtidos neste estudo situaram-se entre 0,30 e 11,32 nos diferentes tempos e soluções estudados demonstrando, segundo os critérios da National Bureau of

Standard (NBS), desde “traços de alteração” até “alterações extremadamente marcantes” ao olho humano.

Existem diferenças entre os estudos que utilizam a metodologia de espectrofotometria no que se refere ao fundo (anteparo) utilizado para a avaliação de cor. Neste estudo, os corpos-de-prova foram posicionados sobre um fundo que apresentava cor branco universal por ter 100% de reflectância das cores sem interferir na obtenção dos dados. Diversos estudos têm utilizado fundo branco na realização das leituras (Powers et al.⁵⁷ 1978, Polyzois et al.³⁵ 1997, Hersek et al.⁶ 1999, Liberman et al.¹² 1995, Guler et al.⁷⁷ 2005, Anil et al.²⁴ 1999, Ikeda et al.⁵⁵ 2005). Outros estudos utilizaram fundos pretos com o fim de simular a cavidade oral (Okubo et al.⁵³ 1998, Vichi et al.⁷⁵ 2004, Uchida et al.⁶⁴ 1998). No estudo realizado por Millstein et al.⁶³ (1998) foram utilizados como fundos, diferentes cores de resina para base de próteses com o fim de analisar o efeito da cor da base sobre a cor dos dentes artificiais. Independentemente da cor que apresente o fundo utilizado para a mensuração de cor, é importante ressaltar que o mesmo fundo deverá ter sido previamente utilizado para a realização da calibração do equipamento. Dessa forma, fundos de cor branco universal são considerados pela técnica como 100% de reflectância e fundos pretos, 0%.

O tempo de imersão tem sido considerado importante como causa de alteração da cor. Neste estudo foi observada maior alteração de cor até os primeiros 15 dias de imersão (T_0T_1) nos alimentos líquidos. Igualmente, foi observada alteração de cor estatisticamente significativa nos períodos de 15 a 30 dias (T_1T_2), com a solução VT em todas as resinas estudadas, quando comparada com a solução controle (AD). No estudo realizado por Satoh et al.⁵² (1993) foi encontrada alteração da cor nos dentes artificiais na quarta semana de imersão nas soluções utilizadas. Patel et al.⁷² (2004) avaliaram a cor de resinas compostas e encontraram que a maioria das alterações da cor ocorreu a partir do segundo dia de imersão em água e do sétimo dia de imersão em vinho. Stober et al.⁶⁶ em (2001), encontraram diferenças significativas entre o manchamento ocorrido em até oito semanas, verificando que há efeito menor, porém cumulativo em todo o período. De acordo com Guler et al.⁷⁷ (2005) a imersão ininterrupta de um corpo-de-prova em café durante 24 h equivalem a 30 dias de consumo diário da bebida. Assim, o tempo total de imersão utilizado no presente estudo corresponderia a 2,5 anos de consumo da bebida, o que equivale a metade do tempo útil de uma prótese total (Lombardi,

budtz-jorgensen³⁴ 1996). Levando-se em consideração somente o manchamento, o fato de as três resinas estudadas terem sofrido alterações de cores perceptíveis ao olho humano ainda no primeiro período de imersão (15 dias) poderia comprometer a utilização de próteses pelos pacientes, reduzindo-a para um quarto do seu tempo médio. Na literatura pesquisada, não foi encontrada equivalência do tempo de imersão com o tempo de consumo dos outros alimentos líquidos testados no presente estudo, o que impediu a realização de comparações.

Dentro das limitações deste estudo in vitro, encontram-se a falta de padronização de polimento entre os materiais estudados e a não substituição periódica das soluções de imersão. Sugere-se que novos estudos sejam realizados para que se estabeleça correlação entre a metodologia empregada e a aplicabilidade clínica, utilizando resinas para bases de próteses com diferentes métodos de polimerização e polimento, verificação e controle do pH das soluções de imersão, com sua substituição periódica, comparação entre diferentes métodos de avaliação colorimétrica, a simulação de métodos de higienização, tais como escovação, a utilização de saliva artificial ao invés de água destilada como grupo controle e a inserção de um grupo controle com corpos-de-prova a seco.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia proposta, dentro das limitações do presente estudo e com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

- O alimento líquido que causou maior alteração da cor foi o vinho tinto, de forma continuada até a finalização do período experimental.
- O café promoveu alterações na cor dos materiais estudados, embora estas alterações tenham sido inferiores às do vinho tinto.
- As alterações de cor promovidas pelo vinho tinto e pelo café foram consideradas detectáveis ao olho humano, segundo os critérios da NBS.
- A resina Transflex sofreu alterações cromáticas promovidas pelo refrigerante de cola no primeiro período de imersão.
- Todas as resinas de base sofreram alteração de cor em alguma das soluções estudadas, na seguinte ordem crescente: Vipi Cril, Lucitone e Tranflex.

REFERÊNCIAS*

1. Phoenix RD. Resinas para base de prótese total. "In" Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 679-713.
2. Paravina RD. Evaluation of a newly developed visual shade-matching apparatus. *Int J Prosthodont*. 2002 Nov-Dec;15 (6):528-34.
3. Melo T, Kano P, Araújo E. Avaliação e reprodução cromática em odontologia restauradora. *Clin Int J Braz Dent*. 2005. abr-jun 1(2):96-104.
4. Craig RG, Powers JM. Materiais Dentários Restauradores. 11^a ed. São Paulo: Santos;2004. p. 635-689.
5. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*. 1975 Feb;90(2):451-8.
6. Hersek N, Canay S, Uzun G, Yildiz F. Color stability of denture base acrylic resins in three food colorants. *J Prosthet Dent*. 1999 Abr;81(4):375-9.
7. Alves PV, Lima Filho RM, Telles E, Bolognese A. Surface Roughness of Acrylic Resins after Different Curing and Polishing Techniques. *Angle Orthod*. 2007 May;77(3):528–31.
8. Karacaer O, Polat TN, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection- and a compression-molded denture base polymer. *J Prosthet Dent*. 2003 Oct;90(4):385-93
9. Rawls HR. Dental Polymers. "In" Anusavice KJ. Phillips science of dental materials. St. Louis, Missouri 63146: Saunders; 2005. p. 143-169.
10. Rached RN, Powers JM, Del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 2004 Jul;92(1):79-82.

* De acordo com a norma do programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

11. Sato S, Cavalcante MR, Orsi IA, Paranhos Hde F, Zaniquelli O. Assessment of flexural strength and color alteration of heat-polymerized acrylic resins after simulated use of denture cleansers. *Braz Dent J*. 2005;16(2):124-8.
12. Liberman et al. Development and assessment of an objective method of colour change measurement for acrylic denture base resins. *J Oral Rehabil*. 1995 Jun;22(6): 445-9.
13. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1999; 82: 291-300.
14. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J Prosthodont*. 2004 Jun;13(2):83-9.
15. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JM. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave- or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent*. 2002 Aug;88(2):145-50.
16. Yunnus N, Rashid AA, Azmil LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil*. 2005 Jan;32(1):65–71.
17. Munns D. Nylon as a denture base material. *D Pract*. 1962 Dec; XIII(4).
18. Hargreaves AS. Nylon as a denture-base material. *D Pract*. 1971 Dez;22(4).
19. Price CA. The Effect of Cross-linking Agents on the Impact Resistance of a Linear Poly(methyl methacrylate) Denture-base Polymer. *J Dent Res*. 1986 Jul;65(7):987-992.
20. Arima T, Hamadal T, McCabe JF. The Effects of Cross-linking Agents on Some Properties of HEMA-based Resins. *J Dent Res*. 1995 Sep; 74(9): 1597-1601.
21. Matthews E, Smith DC. Nylon as a denture base material. *Br Dent J*. 1955. Apr;98(7):231-37.

22. Polat TN, Karacaer O, Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK. Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. *J Biomater Appl*. 2003 Apr;17(4):321-35.
23. Taylor PB, Frank SL. Low temperature polymerization of acrylic resins. *J Dent Res*. 1950 Aug;29(4):486-92.
24. Anil N, Hekimoglu C, Sahin S. Color stability of heat-polymerized and autopolymerized soft denture liners. *J Prosthet Dent*. 1999 Apr; 81(4):481-4.
25. Von Fraunhofer JA, Suchatlampong C. The surface characteristics of denture base polymers. *J Dent*. 1975 May;3(3):105-9.
26. May K, Razzoog ME, Koran III A, Robinson E. Denture base resins: Comparison study of color stability. *J Prosthet Dent*. 1992 Jul;68(1):78-82.
27. Woelfel JB. Newer materials and techniques in prosthetic resin materials. *Dent Clin North Am*. 1971 Jan;15(1):67-79.
28. May K, Shotwell JR, Koran III A, Rui-Feng Wang. Color stability: Denture base resins processed with the microwave method. *J Prosthet Dent*. 1996 Dec;76(6):581-9.
29. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2004 Mar;91(3):281-5.
30. Weaver RE, Goebel WM. Reactions to acrylic resin dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1980 Feb;43(2):138-42.
31. Truong VT, Thomasz FG. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Aust Dent Aust Dent J*. 1988 Jun;33(3):201-4.
32. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 1987 May;57(5):650-8.
33. Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, Takagi N. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6): 618-24.

34. Lombardi T, Budtz-Jørgensen E. Treatment of denture-induced stomatitis: a review. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 1993 Sep;2(1): 17-22.
35. Polyzois GL, Yannikakis SA, Zissis AJ, Demetriou PP. et al. Color Changes of Denture Base Materials After Disinfection and Sterilization Immersion, *Int J Prosthodont.* 1997 Jan-Feb;10(1):83-89.
36. Keif F, Gungor T. Comparison of Effects of Bleach and Cleansing Tablet on Reflectance and Surface Changes of a Dental Alloy Used for Removable Partial Dentures. *J Biomater Appl.* 2003 Jul;18(1):5-14.
37. Robinson JE. McCabe JF, Storer R. Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. *J Dent.* 1987 aug;15(4):159-65.
38. Ma T, Johnson GH, Gordon GE. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. *J Prosthet Dent.* 1997 Feb;77:197-204.
39. Khan Z, Von fraunhofer JA, Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent.* 1987 Mar;57(3):384-6.
40. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea, *Quintessence Int.* 1991. May;22(5):377-86.
41. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosthet Dent.* 2005 Feb;93(2):171-6.
42. Johnston W, Kao E. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res.* 1989 May;68(5):819-22.
43. Esteves RA, Chiappetta DN, Reis WL, Silva CM, Klautau EB, Daher SC et al. Avaliação da alteração de cor de dentes artificiais quando submetidos ao manchamento com café, açaí e vinho. *Braz Oral Reser.* 2006 Sep; 20:250.

44. Oliveira E, Colombo C, Lage-Marques J. Análise espectrofotométrica e visual do claramento dental interno utilizando laser e calor como fonte catalisadora. *Pesqui Odontol Bras*. 2002 Dez;16(4):1-11.
45. Steenbecker O, Garone Filho W. Propriedades ópticas-color. In: Steenbecker O. *princípios y bases de los biomateriales en operat6ria dental est6tica dental est6tica adhesiva*. Valparaiso: Editorial, Universidad de Valparaíso; 2006. p. 203-75.
46. Rosa V, Della Bona A. Seleç6o de cor em consult6rio: das escalas convencionais ao espectrofot6metro. *Clin Int J Braz Dent*. 2007. Jan-Mar 3(1):62-68.
47. Horn D, Bulan-Brady J, Hicks M. Sphere Spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. *J Endod*. 1998 Dec;24(12):786-90.
48. Paul S, Peter A, Pietrobon N, H6mmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*. 2002 May 28;81(8):578-82.
49. T6rker SB, Koçakt A, Aktepet E. Effect of Five Staining Solutions on the Colour Stability of Two Acrylics and Three Composite Resins Based Provisional Restorations. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2006 14(3):121-5.
50. Gross MD, Moser JB. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resins. *J Oral Rehabil*. 1977 Oct;4(4):311-22.
51. Moser JB, Wozniak WT, Muller TP, Moore BK. Use of the munsell system to compute color differences in composite resins. *J Dent Res*. 1978 Nov-Dec;57(11-12):958-63.
52. Satoh Y, Nagai E, Azaki M, Morikawa M, Ohyama T, Toyoma H, et al. Study on high-strength plastic teeth. *J Nihon Univ Sch Dent*. 1993 Sep;35(3):192-9.
53. Okubo, R.S. et al. Evaluation of visual and instrument shade matching. *J Prosthet Dent*. 1998 Dec; 80(6):642-8.
54. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. 2004 Sep 4; 32 Suppl 1:3-12.

55. Ikeda T, Sidhu SK, Omata Y, Fujita M, Sano H. Color and translucency of opaque-shades and body-shades of resin composites. *Eur J Oral Sci.* 2005 Apr;113(2):170-3.
56. Hayashi H, Maejima K, Kezuka K, Ogushi K, Kono A, Fusayama T. In vitro study of discoloration of composite resins. *J Prosthet Dent.* 1974 Jul;32(1):66-69.
57. Powers J, Dennison J, Lepeak P. Parameters that affect the color of direct restorative resins. *J Dent Res.* 1978 Sep-Oct;57(9-10):876-80.
58. Khokhar ZA, Razzoog ME, Yaman P. Color stability of restorative resins. *Quintessence Int.* 1991 Sep;22(9):733-7.
59. Shotwell J, Razzoog M, Koran A. Color stability of long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent.* 1992 Nov;68(5):836-38.
60. Buyukyilmaz S, Ruyter E. Color Stability of Denture Base Polymers. *J Prosthodont.* 1994 Jul-Agos;7(4):372-82.
61. Kim H.S, Um C.M. Color differences between resin composites and shade guides. *Quintessence Int.* 1996 Aug;27(8):559-67.
62. Scotti R, Mascelianí SC, Foriniti F. The In Vitro Color Stability of Acrylic Resins for Provisional Restorations. *Int J Prosthodont.* 1997 Mar-Abr; 10(2):164-8.
63. Millstein PL, Harlan J, Nathanson D. Colour effect of denture base on denture tooth materials. *J Oral Rehabil.* 1998 Mar;15(2):173-79.
64. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):372-7.
65. Saito SK, Lovadino JR, Kroll LB. Rugosidade e pigmentação superficial de materiais ionoméricos. *Pesqui Odontol Bras.* 2000 Out-Dez;14(4):351-6.
66. Stober T, Gilde H, Lenz P. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. *Dent Mater.* 2001 Jan;17(1):87-94.

67. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. J Prosthet Dent. 2001 Nov;86(5):453-57.
68. Mutlu-Sagesen L, Ergün G, Üzkant Y, Bek B. Color stability of different denture teeth materials: an *in vitro* study. J Oral Sci. 2001 Sep 6;43(3):193-205
69. Tung F, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. The repeatability of intraoral dental colorimeter. J Prosthet Dent. 2002 Dez;88(6):585-90.
70. Lai YL, Lui HF, Lee SY. In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials. J Prosthet Dent. 2003 Sep;90(3):293-300.
71. Keyf F, Etikan I. Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. Dent Mater. 2004 Mar;20(3):244-51.
72. Patel SB, Gordan VV, Barrett AA, Shen C. The effect of surface finishing and storage solutions on the color stability of resin-based composites. J Am Dent Assoc. 2004 May; 135(5):587-94
73. Sâmra APB. Avaliação espectrofotométrica da estabilidade de cor de materiais restauradores estéticos [dissertação] Ponta Grossa. Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa. 2004
74. Sham AS, Chu FC, Chai J, Chow TW. et al. Color stability of provisional prosthodontic materials. J Prosthet Dent. 2004 May;91(5):447-52.
75. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Color and opacity variations in three different resin-based products after water aging. Dent Mater. 2004 Jul; 20(6):530-4.
76. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of esthetic restorative materials. J Dent. 2005 Oct; 20(33):389–98.
77. Guler A, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt Safak. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 2005 Agos;94(2):118-24.

78. Omata Y, Uno S, Nakaoki Y, Tanaka T, Sano H, Yoshida S, et al. Staining of hybrid composites with coffee, oolong tea, or red wine. *Dent Mater J*. 2006 Mar;25(1):125-31.
79. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. *Dent Mater*. 2006 Jan;22(1):63-8.
80. Souza JC. Análise da estabilidade de cor e microdureza de uma resina composta extraclara fotoativada com diferentes fontes de luz. [dissertação]. Ponta Grossa. Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa. 2006

APÊNDICE A

Valores originais das leituras de cor.

Tabela A1. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CC nos tempos T₀, T₁ e T₂

corpos-de-prova	T ₀	T ₁	T ₂
1	58,78	57,78	58,18
2	59,16	58,02	57,62
3	58,31	57,93	57,17
4	57,99	57,30	57,16
5	58,77	58,51	58,12
6	59,56	58,85	58,48
7	59,28	58,58	58,16
8	58,67	58,26	58,34
9	59,27	59,21	59,26
10	58,86	58,27	58,05

Tabela A2. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em VT nos tempos T₀, T₁ e T₂

corpos-de-prova	T ₀	T ₁	T ₂
1	58,91	56,08	52,02
2	58,36	55,33	50,92
3	58,59	55,12	51,51
4	58,51	56,46	52,33
5	58,32	54,97	50,39
6	57,45	54,96	50,25
7	60,30	56,98	50,21
8	58,44	55,64	50,45
9	58,49	56,67	52,05
10	58,09	56,31	51,42

Tabela A3. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CA nos tempos T₀, T₁ e T₂

corpos-de-prova	T ₀	T ₁	T ₂
1	59,75	59,08	59,13
2	60,66	58,43	58,28
3	59,06	58,00	58,18
4	60,46	59,97	58,62
5	59,82	57,87	58,43
6	59,32	57,95	58,19
7	61,02	60,37	60,14
8	58,83	57,97	57,42
9	59,83	57,99	57,94
10	59,86	58,63	58,48

Tabela A4. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em AD nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	68,46	68,15	69,09
2	67,02	67,00	67,18
3	66,13	65,94	66,71
4	65,57	65,30	65,83
5	65,74	65,60	66,21
6	65,24	64,97	65,76
7	65,47	65,11	65,68
8	67,81	67,31	67,90
9	65,39	65,11	65,52
10	68,85	67,80	68,83

Tabela A5. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CC nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	23,04	23,48	23,01
2	23,35	23,63	23,53
3	22,90	22,90	22,54
4	24,09	23,95	23,89
5	23,75	23,39	23,41
6	24,07	24,44	24,40
7	24,70	24,62	24,60
8	23,95	23,73	23,53
9	25,06	24,53	23,54
10	23,88	23,85	23,61

Tabela A6. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2 .

Corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	24,16	20,83	18,21
2	23,96	20,04	17,02
3	23,69	20,09	17,75
4	23,46	19,95	17,24
5	24,11	20,80	17,34
6	23,77	20,00	16,62
7	23,36	20,22	16,32
8	23,56	20,16	16,39
9	24,57	21,79	18,06
10	25,16	22,24	18,10

Tabela A7. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CA nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

Corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	23,60	23,20	23,20
2	22,04	22,83	22,71
3	23,04	22,48	22,09
4	24,01	22,80	23,54
5	23,73	21,09	22,93
6	23,33	22,77	22,36
7	24,27	23,16	23,21
8	23,73	22,85	22,66
9	23,20	22,77	22,69
10	23,44	22,66	22,82

Tabela A8. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em AD nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

Corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	16,84	17,01	16,64
2	17,12	17,10	16,90
3	16,98	16,96	16,36
4	17,42	17,47	17,12
5	16,71	16,51	16,26
6	17,18	17,27	16,80
7	16,77	16,70	16,28
8	16,84	17,00	16,53
9	17,08	17,26	16,96
10	15,81	15,54	15,99

Tabela A9. Valores originais das leituras de cor (coordenada b*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CC nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	11,87	12,63	12,38
2	11,80	12,37	12,24
3	11,32	11,85	12,03
4	11,88	12,42	12,29
5	12,33	12,53	12,49
6	11,63	12,40	12,45
7	11,96	12,39	12,14
8	11,30	11,67	11,56
9	11,62	11,49	11,50
10	11,75	12,19	12,12

Tabela A10. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	11,56	9,30	8,61
2	11,62	9,07	7,87
3	12,12	9,51	8,39
4	12,12	9,24	8,31
5	11,95	9,68	8,23
6	11,68	8,94	7,87
7	11,10	9,05	7,81
8	11,72	9,12	7,78
9	11,67	9,52	8,42
10	12,06	9,83	8,30

Tabela A11. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em CA nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	11,63	11,85	11,78
2	11,36	11,45	11,51
3	11,29	11,55	11,27
4	11,80	11,71	11,75
5	12,36	13,27	12,24
6	11,95	12,11	11,80
7	12,08	12,17	12,06
8	12,04	12,10	12,13
9	12,35	12,38	12,28
10	11,88	12,06	11,87

Tabela A12. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova da resina Vipi-Cril imersos em AD nos tempos de T_0 , T_1 e T_2 .

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	7,83	7,95	7,67
2	7,61	7,64	7,43
3	7,12	7,16	6,71
4	7,23	7,25	7,00
5	7,53	7,51	7,27
6	7,30	7,37	7,02
7	7,03	7,01	6,73
8	7,69	7,78	7,50
9	7,25	7,38	7,14
10	7,17	7,09	7,20

Tabela 13. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Lucitone imersos em CC nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	60,71	60,15	60,05
2	61,92	61,33	61,38
3	60,46	59,19	59,44
4	60,74	60,27	60,00
5	62,03	61,29	61,01
6	60,76	60,06	59,91
7	60,33	59,45	59,33
8	62,42	60,85	60,80
9	61,21	60,60	60,17
10	60,60	60,02	59,63

Tabela A14. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do resina Lucitone imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	59,83	57,02	51,33
2	60,15	57,00	51,04
3	61,29	58,35	51,43
4	60,84	58,06	53,62
5	62,82	57,20	50,17
6	60,82	57,48	51,32
7	59,70	56,14	50,06
8	61,23	56,71	49,28
9	60,30	58,16	52,75
10	61,26	58,69	52,19

Tabela A15. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do resina Lucitone imersos em CA nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	61,59	60,83	60,23
2	61,08	59,59	59,12
3	61,64	60,33	60,06
4	61,93	58,79	58,75
5	59,84	58,86	58,26
6	61,68	59,64	58,59
7	60,30	59,69	59,42
8	60,02	58,66	58,22
9	61,80	59,63	59,55
10	60,89	59,91	58,97

Tabela A16. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do resina Lucitone imersos em AD nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	60,26	60,30	60,20
2	61,68	61,90	61,97
3	62,73	62,57	62,39
4	63,82	63,94	63,30
5	61,18	60,76	60,65
6	60,42	60,28	61,44
7	63,01	63,43	62,83
8	62,49	62,81	62,66
9	63,81	63,18	62,91
10	60,88	60,99	61,32

Tabela A17. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Lucitone nos tempos imersos em CC de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	23,12	22,45	22,41
2	20,94	21,43	21,08
3	22,98	22,80	22,68
4	23,02	23,00	22,94
5	21,79	21,81	21,81
6	22,38	22,17	22,20
7	23,22	23,17	23,16
8	21,30	21,67	21,68
9	23,10	22,77	22,11
10	22,52	22,62	22,61

Tabela A18. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Lucitone imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	22,86	20,61	16,95
2	22,95	20,89	17,36
3	22,66	20,95	17,39
4	22,83	19,98	17,38
5	21,96	19,16	16,24
6	22,76	20,15	16,98
7	23,57	20,00	16,95
8	22,54	17,94	15,14
9	23,13	21,32	18,15
10	22,30	20,47	17,25

Tabela A19. Valores originais das leituras de cor (coordenada a^*) para os corpos-de-prova da resina Lucitone imersos em CA nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	22,82	22,13	21,06
2	22,42	21,45	21,64
3	21,70	21,84	21,91
4	20,89	20,25	21,40
5	23,07	22,22	22,02
6	21,50	19,57	20,97
7	23,09	22,11	22,13
8	23,31	21,78	21,92
9	22,39	21,23	21,28
10	23,05	21,90	22,08

Tabela A20. Valores originais das leituras de cor (coordenada a^*) para os corpos-de-prova do material Lucitone imersos em AD nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	23,02	22,69	22,34
2	22,35	21,72	21,23
3	20,51	21,15	20,42
4	21,49	21,25	21,79
5	21,79	22,14	21,88
6	21,77	21,77	20,52
7	22,09	22,05	22,60
8	21,36	21,35	21,32
9	22,52	22,82	22,78
10	22,89	22,83	22,05

Tabela A21. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Lucitone imersos em CC nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	10,81	10,61	10,62
2	9,92	9,82	9,95
3	10,63	10,52	10,30
4	10,43	10,63	10,53
5	10,31	10,62	10,62
6	10,66	10,54	10,62
7	10,65	10,48	10,49
8	9,30	10,86	10,57
9	10,88	10,80	10,55
10	10,12	10,47	10,41

Tabela A22. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Lucitone imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	10,40	8,70	7,28
2	10,67	8,53	7,32
3	11,16	9,34	7,48
4	10,50	8,05	7,96
5	10,54	8,22	7,41
6	10,56	8,49	7,35
7	10,47	8,13	6,88
8	10,04	7,21	6,84
9	10,81	9,29	7,64
10	10,42	8,91	7,34

Tabela A23. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Lucitone imersos em CA nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	10,84	10,75	10,90
2	10,77	11,06	11,04
3	10,80	11,48	11,38
4	10,20	11,71	10,95
5	10,56	10,59	10,67
6	10,16	10,97	11,65
7	10,92	11,03	10,99
8	10,72	10,46	10,53
9	11,67	11,36	11,51
10	11,05	11,17	10,82

Tabela A24. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Lucitone imersos em AD nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	10,59	10,39	10,27
2	10,21	9,97	9,44
3	9,47	10,08	9,51
4	10,43	10,14	10,54
5	9,39	9,68	9,48
6	9,78	9,75	9,72
7	10,86	10,98	11,25
8	10,04	10,05	10,07
9	10,49	10,84	10,90
10	10,86	10,92	10,72

Tabela A25. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova da resina Transflex imersos em CC nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	62,57	62,14	61,25
2	61,92	60,78	60,25
3	61,23	59,48	58,52
4	62,65	60,61	59,81
5	61,96	60,92	60,86
6	61,35	60,91	60,09
7	64,82	64,41	63,99
8	64,68	64,30	63,71
9	62,22	62,61	60,92
10	62,73	62,10	61,86

Tabela A26. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em VT nos tempos de T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	61,31	56,85	50,67
2	62,09	57,09	51,02
3	64,12	57,55	50,51
4	63,53	55,72	49,43
5	62,76	56,80	50,41
6	61,84	56,93	51,75
7	61,24	56,35	49,06
8	62,50	56,39	49,08
9	61,85	56,43	49,67
10	61,83	56,05	48,81

Tabela A27. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em CA nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	61,58	60,14	59,52
2	62,95	59,96	59,23
3	61,43	58,58	58,67
4	63,28	61,09	58,96
5	62,79	60,80	60,14
6	62,93	60,97	60,28
7	62,66	59,75	60,77
8	63,36	60,42	60,77
9	63,89	61,89	61,15
10	62,19	59,93	59,25

Tabela A28. Valores originais das leituras de cor (coordenada L*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em AD nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	62,78	61,68	61,05
2	64,96	65,12	64,69
3	63,53	63,46	62,88
4	62,74	62,97	62,53
5	62,39	61,78	61,44
6	64,76	64,88	64,54
7	61,25	61,61	61,43
8	62,63	62,74	62,29
9	62,76	62,57	62,18
10	62,39	62,67	61,99

Tabela A29. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova da resina Transflex imersos em CC nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	9,98	9,85	9,93
2	9,30	9,50	9,32
3	10,76	10,44	10,20
4	10,17	9,77	9,80
5	10,16	9,94	9,93
6	10,27	10,20	10,22
7	8,20	8,00	8,06
8	7,42	7,13	7,38
9	9,06	9,12	9,04
10	8,77	8,65	8,56

Tabela A30. Valores originais das leituras de cor (coordenada a*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em VT nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	10,41	10,09	10,52
2	9,54	9,77	10,19
3	7,68	7,88	9,39
4	9,38	9,66	10,21
5	9,25	9,35	10,08
6	9,83	9,68	9,77
7	10,19	9,84	10,27
8	10,11	9,60	10,31
9	10,17	9,70	10,08
10	10,55	9,67	9,95

Tabela A31. Valores originais das leituras de cor (coordenada a^*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em CA nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	9,81	9,17	9,24
2	8,58	8,12	8,03
3	9,78	9,26	9,37
4	9,41	8,98	9,31
5	9,50	9,37	9,39
6	10,03	9,47	9,54
7	9,23	8,20	8,48
8	10,10	9,09	9,14
9	9,04	8,78	8,46
10	8,68	8,25	8,52

Tabela A32. Valores originais das leituras de cor (coordenada a^*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em AD nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	9,89	9,47	9,66
2	8,66	8,03	8,15
3	9,46	9,19	9,31
4	9,37	9,30	9,45
5	8,90	8,77	9,01
6	8,21	8,07	7,96
7	10,34	10,00	10,20
8	9,03	8,82	8,82
9	9,99	9,60	9,60
10	9,28	9,03	9,17

Tabela A33. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova da resina Transflex imersos em CC nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	6,67	7,80	7,97
2	6,72	7,90	8,17
3	7,41	8,12	8,24
4	7,70	8,38	8,65
5	7,40	8,28	8,60
6	6,66	7,57	7,68
7	5,63	6,27	7,47
8	6,06	6,88	7,36
9	6,75	8,33	8,35
10	6,12	7,06	7,15

Tabela A34. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em VT nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	7,18	7,59	6,88
2	6,69	7,44	6,75
3	6,36	7,15	7,12
4	7,69	6,68	6,64
5	6,98	7,21	6,85
6	6,72	7,14	5,88
7	6,61	7,00	6,28
8	6,94	7,20	6,78
9	7,06	6,97	6,27
10	7,95	6,53	6,16

Tabela A35. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em CA nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	6,56	8,39	8,96
2	6,66	8,87	9,22
3	6,68	9,39	9,96
4	6,68	9,53	9,52
5	6,50	9,09	9,22
6	6,89	9,03	9,31
7	6,61	7,77	8,23
8	6,97	8,90	8,65
9	6,62	9,03	8,95
10	6,72	8,59	9,54

Tabela A36. Valores originais das leituras de cor (coordenada b^*) para os corpos-de-prova do material Transflex imersos em AD nos tempos T_0 , T_1 e T_2

corpos-de-prova	T_0	T_1	T_2
1	7,00	6,82	7,10
2	6,02	5,84	6,12
3	6,49	6,37	6,57
4	6,18	6,26	6,45
5	7,32	7,22	7,50
6	5,79	5,95	6,01
7	6,92	6,94	7,06
8	6,43	6,40	6,53
9	7,05	6,93	7,01
10	7,46	7,46	7,55

APÊNDICE B

Resultados das análises de variância.

Tabela B1. Resultados da análise de variância de 2 fatores de $\Delta E_{T_0T_1}$ das resinas para base de próteses.

Fonte	gl	SQ	MQ	F	P
Solução de imersão (A)	3,0	3,93.5	131,2	300,21	< 0,0001
Resinas (B)	2,0	14,46	7,229	16,55	< 0,0001
A x B	6,0	8,377	1,396	3,20	0,0063
Erro	108	47,18	0,4369		
Total	119,0	463,5			

gl, graus de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média quadrática.

Tabela B2. Resultados da análise de variância de 2 fatores de $\Delta E_{T_0T_2}$ das resinas para base de próteses.

Fonte	gl	SQ	MQ	F	P
Solução de imersão (A)	3,0	2288	762,8	1155,96	< 0,0001
Resinas (B)	2,0	31,28	15,64	23,70	< 0,0001
A x B	6,0	14,99	2,498	3,79	0,0018
Erro	108	71,27	0,6599		
Total	119,0	2406			

gl, graus de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média quadrática.

Tabela B3. Resultados da análise de variância de 2 fatores de $\Delta E_{T_1T_2}$ das resinas para base de próteses.

Fonte	gl	SQ	MQ	F	P
Solução de imersão (A)	3,0	770,6	256,9	825,84	< 0,0001
Resinas (B)	2,0	2,030	1,015	3,26	0,0421
A x B	6,0	7,562	1,260	4,05	0,0011
Erro	108	33,59	0,3110		
Total	119,0	813,8			

gl, graus de liberdade; SQ, soma dos quadrados; MQ, média quadrática.

APÊNDICE C. Valores do teste de Bonferroni realizado no programa GraphPad Prism versão 4.03.

Bonferroni posttests T_0T_1 CC ΔE T_0T_1 vs. VT ΔE T_0T_1

RESINAS	CC ΔE T_0T_1	VT ΔE T_0T_1	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.8470	4.978	4.131	3.226 to 5.036
Lucitone	0.9540	4.753	3.799	2.894 to 4.704
Transflex	1.390	5.745	4.355	3.450 to 5.260

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	4.131	13.98	P<0.001	***
Lucitone	3.799	12.85	P<0.001	***
Transflex	4.355	14.73	P<0.001	***

CC ΔE T_0T_1 vs. CA ΔE T_0T_1

RESINAS	CC ΔE T_0T_1	CA ΔE T_0T_1	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.8470	1.649	0.8020	-0.1030 to 1.707
Lucitone	0.9540	1.928	0.9740	0.06899 to 1.879
Transflex	1.390	3.304	1.914	1.009 to 2.819

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	0.8020	2.713	P < 0.05	*
Lucitone	0.9740	3.295	P<0.01	**
Transflex	1.914	6.475	P<0.001	***

CC ΔE T_0T_1 vs. AD ΔE T_0T_1

RESINAS	CC ΔE T_0T_1	AD ΔE T_0T_1	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.8470	0.3800	-0.4670	-1.372 to 0.4380
Lucitone	0.9540	0.4820	-0.4720	-1.377 to 0.4330
Transflex	1.390	0.4830	-0.9070	-1.812 to -0.001995

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-0.4670	1.580	P > 0.05	ns
Lucitone	-0.4720	1.597	P > 0.05	ns
Transflex	-0.9070	3.068	P<0.01	**

VT ΔE T₀T₁ vs. CA ΔE T₀T₁

RESINAS	VT ΔE T ₀ T ₁	CA ΔE T ₀ T ₁	Difference	95% CI of diff.
vipi	4.978	1.649	-3.329	-4.234 to -2.424
Lucitone	4.753	1.928	-2.825	-3.730 to -1.920
Transflex	5.745	3.304	-2.441	-3.346 to -1.536

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-3.329	11.26	P<0.001	***
Lucitone	-2.825	9.557	P<0.001	***
Transflex	-2.441	8.258	P<0.001	***

VT ΔE T₀T₁ vs. AD ΔE T₀T₁

RESINAS	VT ΔE T ₀ T ₁	AD ΔE T ₀ T ₁	Difference	95% CI of diff.
vipi	4.978	0.3800	-4.598	-5.503 to -3.693
Lucitone	4.753	0.4820	-4.271	-5.176 to -3.366
Transflex	5.745	0.4830	-5.262	-6.167 to -4.357

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-4.598	15.56	P<0.001	***
Lucitone	-4.271	14.45	P<0.001	***
Transflex	-5.262	17.80	P<0.001	***

CA ΔE T₀T₁ vs. AD ΔE T₀T₁

RESINAS	CA ΔE T ₀ T ₁	AD ΔE T ₀ T ₁	Difference	95% CI of diff.
vipi	1.649	0.3800	-1.269	-2.174 to -0.3640
Lucitone	1.928	0.4820	-1.446	-2.351 to -0.5410
Transflex	3.304	0.4830	-2.821	-3.726 to -1.916

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-1.269	4.293	P<0.001	***
Lucitone	-1.446	4.892	P<0.001	***
Transflex	-2.821	9.544	P<0.001	***

Bonferroni posttests T₀T₂**CC Δ E T₀T₂ vs. VT Δ E T₀T₂**

RESINAS	CC Δ E T ₀ T ₂	VT Δ E T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	1.107	10.62	9.509	8.397 to 10.62
Lucitone	1.095	11.61	10.51	9.399 to 11.62
Transflex	2.033	12.31	10.28	9.167 to 11.39

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	9.509	26.17	P<0.001	***
Lucitone	10.51	28.93	P<0.001	***
Transflex	10.28	28.29	P<0.001	***

CC Δ E T₀T₂ vs. CA Δ E T₀T₂

RESINAS	CC Δ E T ₀ T ₂	CA Δ E T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	1.107	1.616	0.5090	-0.6033 to 1.621
Lucitone	1.095	2.299	1.204	0.09172 to 2.316
Transflex	2.033	3.823	1.790	0.6777 to 2.902

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	0.5090	1.401	P > 0.05	ns
Lucitone	1.204	3.314	P<0.01	**
Transflex	1.790	4.927	P<0.001	***

CC Δ E T₀T₂ vs. AD Δ E T₀T₂

RESINAS	CC Δ E T ₀ T ₂	AD Δ E T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	1.107	0.5180	-0.5890	-1.701 to 0.5233
Lucitone	1.095	0.8100	-0.2850	-1.397 to 0.8273
Transflex	2.033	0.6540	-1.379	-2.491 to -0.2667

RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-0.5890	1.621	P > 0.05	ns
Lucitone	-0.2850	0.7845	P > 0.05	ns
Transflex	-1.379	3.796	P<0.001	***

VT ΔE T₀T₂ vs. CA ΔE T₀T₂

RESINAS	VT ΔE T ₀ T ₂	CA ΔE T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	10.62	1.616	-9.000	-10.11 to -7.888
Lucitone	11.61	2.299	-9.307	-10.42 to -8.195
Transflex	12.31	3.823	-8.489	-9.601 to -7.377
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-9.000	24.77	P<0.001	***
Lucitone	-9.307	25.62	P<0.001	***
Transflex	-8.489	23.37	P<0.001	***

VT ΔE T₀T₂ vs. AD ΔE T₀T₂

RESINAS	VT ΔE T ₀ T ₂	AD ΔE T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	10.62	0.5180	-10.10	-11.21 to -8.986
Lucitone	11.61	0.8100	-10.80	-11.91 to -9.684
Transflex	12.31	0.6540	-11.66	-12.77 to -10.55
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-10.10	27.80	P<0.001	***
Lucitone	-10.80	29.72	P<0.001	***
Transflex	-11.66	32.09	P<0.001	***

CA ΔE T₀T₂ vs. AD ΔE T₀T₂

RESINAS	CA ΔE T ₀ T ₂	AD ΔE T ₀ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	1.616	0.5180	-1.098	-2.210 to 0.01428
Lucitone	2.299	0.8100	-1.489	-2.601 to -0.3767
Transflex	3.823	0.6540	-3.169	-4.281 to -2.057
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-1.098	3.022	P<0.01	**
Lucitone	-1.489	4.099	P<0.001	***
Transflex	-3.169	8.723	P<0.001	***

Bonferroni posttests T₁T₂CC ΔE T₁T₂ vs. VT ΔE T₁T₂

RESINAS	CC ΔE T ₁ T ₂	VT ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.4970	5.875	5.378	4.614 to 6.142
Lucitone	0.3230	7.056	6.733	5.969 to 7.497
Transflex	0.8540	6.643	5.789	5.025 to 6.553
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	5.378	21.56	P<0.001	***
Lucitone	6.733	27.00	P<0.001	***
Transflex	5.789	23.21	P<0.001	***

CC ΔE T₁T₂ vs. CA ΔE T₁T₂

RESINAS	CC ΔE T ₁ T ₂	CA ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.4970	0.6350	0.1380	-0.6256 to 0.9016
Lucitone	0.3230	0.7920	0.4690	-0.2946 to 1.233
Transflex	0.8540	0.9410	0.08700	-0.6766 to 0.8506
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	0.1380	0.5533	P > 0.05	ns
Lucitone	0.4690	1.880	P > 0.05	ns
Transflex	0.08700	0.3488	P > 0.05	ns

CC ΔE T₁T₂ vs. AD ΔE T₁T₂

RESINAS	CC ΔE T ₁ T ₂	AD ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.4970	0.8090	0.3120	-0.4516 to 1.076
Lucitone	0.3230	0.7190	0.3960	-0.3676 to 1.160
Transflex	0.8540	0.5090	-0.3450	-1.109 to 0.4186
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	0.3120	1.251	P > 0.05	ns
Lucitone	0.3960	1.588	P > 0.05	ns
Transflex	-0.3450	1.383	P > 0.05	ns

VT ΔE T₁T₂ vs. CC ΔE T₁T₂

RESINAS	VT ΔE T ₁ T ₂	CC ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	5.875	0.6350	-5.240	-6.004 to -4.476
Lucitone	7.056	0.7920	-6.264	-7.028 to -5.500
Transflex	6.643	0.9410	-5.702	-6.466 to -4.938
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-5.240	21.01	P<0.001	***
Lucitone	-6.264	25.11	P<0.001	***
Transflex	-5.702	22.86	P<0.001	***

VT ΔE T₁T₂ vs. AD ΔE T₁T₂

RESINAS	VT ΔE T ₁ T ₂	AD ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	5.875	0.8090	-5.066	-5.830 to -4.302
Lucitone	7.056	0.7190	-6.337	-7.101 to -5.573
Transflex	6.643	0.5090	-6.134	-6.898 to -5.370
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	-5.066	20.31	P<0.001	***
Lucitone	-6.337	25.41	P<0.001	***
Transflex	-6.134	24.59	P<0.001	***

CA ΔE T₁T₂ vs. AD ΔE T₁T₂

RESINAS	CA ΔE T ₁ T ₂	AD ΔE T ₁ T ₂	Difference	95% CI of diff.
vipi	0.6350	0.8090	0.1740	-0.5896 to 0.9376
Lucitone	0.7920	0.7190	-0.07300	-0.8366 to 0.6906
Transflex	0.9410	0.5090	-0.4320	-1.196 to 0.3316
RESINAS	Difference	t	P value	Summary
vipi	0.1740	0.6976	P > 0.05	ns
Lucitone	-0.07300	0.2927	P > 0.05	ns
Transflex	-0.4320	1.732	P > 0.05	ns

Bonferroni posttests T_0T_1 **VIPI CRIL vs. LUCITONE**

SOLUÇÃO	VIPI	LUCITONE	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_0T_1$	0.8470	0.9540	0.1070	-0.7584 to 0.9724
VT $\Delta E T_0T_1$	4.978	4.753	-0.2250	-1.090 to 0.6404
CA $\Delta E T_0T_1$	1.649	1.928	0.2790	-0.5864 to 1.144
AD $\Delta E T_0T_1$	0.3800	0.4820	0.1020	-0.7634 to 0.9674

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_0T_1$	0.1070	0.3620	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_0T_1$	-0.2250	0.7612	$P > 0.05$	ns
CA $\Delta E T_0T_1$	0.2790	0.9439	$P > 0.05$	ns
AD $\Delta E T_0T_1$	0.1020	0.3451	$P > 0.05$	ns

VIPI CRIL vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	VIPI	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_0T_1$	0.8470	1.390	0.5430	-0.3224 to 1.408
VT $\Delta E T_0T_1$	4.978	5.745	0.7670	-0.09837 to 1.632
CA $\Delta E T_0T_1$	1.649	3.304	1.655	0.7896 to 2.520
AD $\Delta E T_0T_1$	0.3800	0.4830	0.1030	-0.7624 to 0.9684

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_0T_1$	0.5430	1.837	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_0T_1$	0.7670	2.595	$P < 0.05$	*
CA $\Delta E T_0T_1$	1.655	5.599	$P < 0.001$	***
AD $\Delta E T_0T_1$	0.1030	0.3485	$P > 0.05$	ns

LUCITONE vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	LUCITONE	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_0T_1$	0.9540	1.390	0.4360	-0.4294 to 1.301
VT $\Delta E T_0T_1$	4.753	5.745	0.9920	0.1266 to 1.857
CA $\Delta E T_0T_1$	1.928	3.304	1.376	0.5106 to 2.241
AD $\Delta E T_0T_1$	0.4820	0.4830	0.0009999	-0.8644 to 0.8664

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_0T_1$	0.4360	1.475	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_0T_1$	0.9920	3.356	$P < 0.01$	**
CA $\Delta E T_0T_1$	1.376	4.655	$P < 0.001$	***
AD $\Delta E T_0T_1$	0.0009999	0.003383	$P > 0.05$	ns

Bonferroni posttests T_0T_2 **VIPI vs. LUCITONE**

SOLUÇÃO	VIPI	LUCITONE	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_0T_2$	1.107	1.095	-0.01200	-1.076 to 1.052
VT $\Delta E T_0T_2$	10.62	11.61	0.9900	-0.07357 to 2.054
CA $\Delta E T_0T_2$	1.616	2.299	0.6830	-0.3806 to 1.747
AD $\Delta E T_0T_2$	0.5180	0.8100	0.2920	-0.7716 to 1.356

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_0T_2$	-0.01200	0.03303	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_0T_2$	0.9900	2.725	$P < 0.05$	*
CA $\Delta E T_0T_2$	0.6830	1.880	$P > 0.05$	ns
AD $\Delta E T_0T_2$	0.2920	0.8038	$P > 0.05$	ns

VIPI vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	VIPI	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_0T_2$	1.107	2.033	0.9260	-0.1376 to 1.990
VT $\Delta E T_0T_2$	10.62	12.31	1.696	0.6324 to 2.760
CA $\Delta E T_0T_2$	1.616	3.823	2.207	1.143 to 3.271
AD $\Delta E T_0T_2$	0.5180	0.6540	0.1360	-0.9276 to 1.200

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_0T_2$	0.9260	2.549	$P < 0.05$	*
VT $\Delta E T_0T_2$	1.696	4.668	$P < 0.001$	***
CA $\Delta E T_0T_2$	2.207	6.075	$P < 0.001$	***
AD $\Delta E T_0T_2$	0.1360	0.3744	$P > 0.05$	ns

LUCITONE vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	LUCITONE	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E_{T_0T_2}$	1.095	2.033	0.9380	-0.1256 to 2.002
VT $\Delta E_{T_0T_2}$	11.61	12.31	0.7060	-0.3576 to 1.770
CA $\Delta E_{T_0T_2}$	2.299	3.823	1.524	0.4604 to 2.588
AD $\Delta E_{T_0T_2}$	0.8100	0.6540	-0.1560	-1.220 to 0.9076

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E_{T_0T_2}$	0.9380	2.582	$P < 0.05$	*
VT $\Delta E_{T_0T_2}$	0.7060	1.943	$P > 0.05$	ns
CA $\Delta E_{T_0T_2}$	1.524	4.195	$P < 0.001$	***
AD $\Delta E_{T_0T_2}$	-0.1560	0.4294	$P > 0.05$	ns

Bonferroni posttests T_1T_2 **VIPI vs. LUCITONE**

SOLUÇÃO	VIPI	LUCITONE	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_1T_2$	0.4970	0.3230	-0.1740	-0.9042 to 0.5562
VT $\Delta E T_1T_2$	5.875	7.056	1.181	0.4508 to 1.911
CA $\Delta E T_1T_2$	0.6350	0.7920	0.1570	-0.5732 to 0.8872
AD $\Delta E T_1T_2$	0.8090	0.7190	-0.09000	-0.8202 to 0.6402

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_1T_2$	-0.1740	0.6976	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_1T_2$	1.181	4.735	$P < 0.001$	***
CA $\Delta E T_1T_2$	0.1570	0.6295	$P > 0.05$	ns
AD $\Delta E T_1T_2$	-0.09000	0.3608	$P > 0.05$	ns

VIPI vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	VIPI	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E T_1T_2$	0.4970	0.8540	0.3570	-0.3732 to 1.087
VT $\Delta E T_1T_2$	5.875	6.643	0.7680	0.03782 to 1.498
CA $\Delta E T_1T_2$	0.6350	0.9410	0.3060	-0.4242 to 1.036
AD $\Delta E T_1T_2$	0.8090	0.5090	-0.3000	-1.030 to 0.4302

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E T_1T_2$	0.3570	1.431	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E T_1T_2$	0.7680	3.079	$P < 0.05$	*
CA $\Delta E T_1T_2$	0.3060	1.227	$P > 0.05$	ns
AD $\Delta E T_1T_2$	-0.3000	1.203	$P > 0.05$	ns

LUCITONE vs. TRANSFLEX

SOLUÇÃO	LUCITONE	TRANSFLEX	Difference	95% CI of diff.
CC $\Delta E_{T_1T_2}$	0.3230	0.8540	0.5310	-0.1992 to 1.261
VT $\Delta E_{T_1T_2}$	7.056	6.643	-0.4130	-1.143 to 0.3172
CA $\Delta E_{T_1T_2}$	0.7920	0.9410	0.1490	-0.5812 to 0.8792
AD $\Delta E_{T_1T_2}$	0.7190	0.5090	-0.2100	-0.9402 to 0.5202

SOLUÇÃO	Difference	t	P value	Summary
CC $\Delta E_{T_1T_2}$	0.5310	2.129	$P > 0.05$	ns
VT $\Delta E_{T_1T_2}$	-0.4130	1.656	$P > 0.05$	ns
CA $\Delta E_{T_1T_2}$	0.1490	0.5974	$P > 0.05$	ns
AD $\Delta E_{T_1T_2}$	-0.2100	0.8420	$P > 0.05$	ns