UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

PÂMELA CARBONE MELLO

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À ABRASÃO, MICRODUREZA SUPERFICIAL E ESTABILIDADE DE COR DE DENTES ARTIFICIAIS DE RESINA ACRÍLICA

RIBEIRÃO PRETO

2007

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

PÂMELA CARBONE MELLO

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À ABRASÃO, MICRODUREZA SUPERFICIAL E ESTABILIDADE DE COR DE DENTES ARTIFICIAIS DE RESINA ACRÍLICA

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**

RIBEIRÃO PRETO

2007

FOLHA DE APROVAÇÃO

Pâmela Carbone Mello

Avaliação da resistência à abrasão, microdureza superficial e estabilidade de cor de dentes artificiais de resina acrílica.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto para obtenção do título de Mestre.
Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ___/___/___

Banca Examinadora

Prof. Dr._____

Instituição: _____Assinatura:_____

Prof. Dr._____

Instituição: _____Assinatura:_____

Prof. Dr._____

Instituição: _____Assinatura:_____

DEDICATÓRIA

A Deus,

Por me guiar em todos os passos desta caminhada, me proporcionando saúde, paz e tranqüilidade para a conclusão deste trabalho.

Aos meus queridos pais Cory e Regina,

Pelo amor, apoio, carinho e dedicação incondicionais. Obrigada pela confiança depositada em mim, compreensão por eu estar ausente em alguns momentos e por nunca deixarem que eu desistisse dos meus sonhos. Cada vitória da minha vida é intensamente dedicada a vocês, meus heróis!

A minha irmã Caroline,

Pelo amor e carinho compartilhados em todos os momentos de nossas vidas. Pessoas importantes para nós, sempre estão presentes, mesmo que distantes. Obrigada por todos os ensinamentos. A você todo meu amor e admiração!

A minhas avós Laura e Neuza,

Por acreditarem e torcerem sempre por mim.

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS

Agradecimento especial

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro,

Por ter me acolhido e orientado durante este período, por ter enriquecido meu amadurecimento profissional e pessoal, por seus conselhos e apoio em momentos difíceis e por sua valiosa ajuda que permitiu a conclusão deste trabalho. Obrigada, também, pela sua paciência em cultivar em mim o gosto pela pesquisa e pela docência. Por todos os ensinamentos recebidos e grande amizade, minha eterna gratidão!

À Profª. Drª. ***Maria da Glória Chiarello de Mattos,*** *pela oportunidade, incentivo e principalmente amizade, durante todo curso de pós-graduação.*

À Profª. Drª. ***Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli,*** *pela amizade e por estar sempre ao meu lado, disposta a me ajudar no que fosse preciso.*

À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por sua Diretora, Profª. Drª. ***Marisa Semprini****, por me acolher na pós-graduação.*

À Profª. Drª. ***Cláudia Helena Lovato da Silva****, à Profª. Drª.* ***Helena de Freitas Oliveira Paranhos*** *e ao Prof. Dr.* ***Valdir A Muglia****, pela receptividade e oportunidade****.***

A todos os docentes do Curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Área de Concentração: Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

À engenheira ***Ana Paula Macedo****, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela grande ajuda na realização deste trabalho e na análise estatística.*

A ***Regiane de Cássia Tirado Damasceno e Ana Paula Xavier****, da secretaria do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e disponibilidade que sempre tiveram.*

A ***Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto****, da secretaria da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto-USP, pela atenção concedida durante todo o curso.*

Aos funcionários do LIPEN, ***Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes****, pelo auxílio na realização dos testes deste trabalho.*

A todos meus amigos, pela compreensão nos momentos de ausência. Obrigada por estarem sempre ao meu lado nos momentos de angústia e felicidade.

Aos amigos ***Ricardo Negrão Lutti, Antônio Luiz, Seu Aziz e Cascão,*** *por estarem sempre dispostos a me ajudar no que fosse preciso.*

Aos colegas do curso de pós-graduação pelos momentos agradáveis que compartilhamos nestes anos.

À ***Adriana Cláudia Lapria Faria*** *e* ***Rodrigo Tiossi****, pela grande ajuda em todas as fases de execução deste trabalho.*

Ao meu cunhado ***Alessandro****, por toda sua torcida.*

Ao ***Carlos****, pelo seu carinho, paciência e grande ajuda na fase final de conclusão deste trabalho.*

Ao ***Lâner****, um grande amigo desde a graduação, pelo seu carinho e ajuda durante todos os anos de convivência. Espero que nossa amizade seja conservada por toda a vida.*

Ao amigo ***Abílio****, por ter sido fundamental na execução deste trabalho. A você todo meu carinho, admiração e agradecimento.*

À minha querida amiga ***Michele Regina Nadalin,*** *pela amizade e convivência sempre muito agradável, além da paciência em me ajudar na fase final de conclusão deste trabalho.*

SUMÁRIO	
RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO.....	16
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 Dentes artificiais.....	22
2.2 Antagonistas de Ni-Cr.....	25
2.3 Antagonistas de resina indireta.....	29
2.4 Resistência à abrasão.....	30
2.5 Microdureza superficial.....	34
2.6 Cor.....	36
2.7 Análise instrumental da cor.....	38
3. PROPOSIÇÃO.....	40
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	42
4.1 Resistência à abrasão.....	43
4.1.1 Confecção dos corpos-de-prova.....	43
4.1.2 Confecção dos antagonistas	44
4.1.3 Inclusão dos corpos-de-prova e das pastilhas antagonistas.....	46
4.1.4 Perfilamento dos corpos-de-prova.....	46
4.1.5 Rugosidade superficial da pastilha antagonista.....	48
4.1.6 Ensaio de abrasão.....	48
4.2 Microdureza superficial.....	51
4.2.1 Confecção dos corpos-de-prova.....	51
4.2.2 Leitura da microdureza.....	52
4.3 Estabilidade de cor.....	53
4.3.1 Confecção das matrizes.....	53
4.3.2 Análise espectrofotométrica da cor dos dentes artificiais antes e após o envelhecimento artificial acelerado	54
4.3.3 Processo de envelhecimento artificial acelerado.....	55
4.4 Análise estatística	57
5. RESULTADOS.....	58
5.1 Resistência à abrasão.....	59
5.2 Microdureza superficial.....	62

5.3 Estabilidade de cor.....	63
6. DISCUSSÃO.....	66
7. CONCLUSÃO	72
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	74
APÊNDICE A	
APÊNDICE B	

RESUMO

RESUMO

Mello, P.C. **Avaliação da resistência à abrasão, microdureza superficial e estabilidade de cor de dentes artificiais de resina acrílica.** 2007. 109f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto / Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a resistência à abrasão, a microdureza superficial e a estabilidade de cor de dentes artificiais de resina acrílica. Sete grupos (1- Biolux, 2- Trilux, 3- Blue Dent, 4- Biocler, 5- Orthosit-Vivodent, 6- Postaris-Antaris, 7- Gnathostar-Ivostar), compostos de 12 pré-molares superiores de cada fabricante, sendo 6 contra antagonistas metálicos (Ni-Cr) e 6 contra antagonistas de resina indireta (Solidex), foram delineados em um perfilômetro, antes e após serem submetidos ao ensaio de abrasão. A diferença linear entre a primeira e a segunda leituras foi medida com um paquímetro digital (precisão 0,01mm). Após a análise estatística (análise de variância, teste de Tukey-Kramer, nível de significância em $p<0,05$), observou-se que houve diferenças estatísticas significantes entre os grupos e que a marca Postaris apresentou os menores valores de desgaste contra ambos os antagonistas (R=2,33±0,91µm e M=1,78±0,42µm). Para a análise da microdureza superficial Vickers, foram utilizados 6 incisivos laterais superiores de cada marca e 3 leituras (terços incisal, médio e cervical) foram feitas com o auxílio de um microdurômetro. As médias de microdureza superficial Vickers foram submetidas à análise estatística (nível de significância $p<0,05$) e com os resultados obtidos concluiu-se que o grupo Biolux (22,1±0,91VHN) seguido do Antaris (21,9±1,58VHN), Ivostar (21,1±0,98VHN) e Biocler (21,0±1,80VHN) apresentaram maiores valores de dureza diferenciando-se do Vivodent (19,1±0,99VHN) e Blue Dent (18,9±1,54VHN), menos duros. Para o ensaio de estabilidade de cor foram utilizados 6 incisivos centrais superiores direitos de cada marca comercial (n=42), submetidos ao processo de envelhecimento artificial acelerado. O aparelho de leitura de cor utilizado foi um Espectrocolorímetro Portátil Modelo Color Guide 45/0 (BYK-Gardner, Alemanha). Cada dente teve sua cor lida antes e imediatamente após o ensaio de envelhecimento artificial. Os valores de ΔE foram submetidos à análise estatística com auxílio do programa JMP 5.1 (SAS Institute, EUA) e mostraram que houve diferenças estatisticamente significantes entres os grupos e que apenas a marca Blue Dent (4,37±0,32) apresentou valores de $\Delta E>3,3$ considerado, segunda a literatura, clinicamente inaceitável. Para os grupos que tiveram alterações clinicamente aceitáveis, o grupo Antaris/Postaris teve a maior variação de cor (ΔE=2,73±0,96) e o grupo Biolux apresentou a menor variação de cor (1,39±0,27). Dentro das limitações da metodologia empregada, concluiu-se que o antagonista utilizado (metal ou resina) influencia a escolha do dente artificial, e que os dentes artificiais testados têm comportamentos diferentes quanto à resistência à abrasão, microdureza superficial e estabilidade de cor.

Palavras-chave: 1. Dentes artificiais; 2. Resistência à abrasão; 3. Microdureza superficial; 4. Estabilidade de cor.

ABSTRACT

ABSTRACT

Mello, P.C. **Evaluation of the abrasion resistance, superficial microhardness and color stability of acrylic resin artificial teeth.** 2007. 109f. Dissertation (Master's degree) – Dental School of Ribeirão Preto/University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

The objective of this work was to evaluate in vitro the abrasion resistance, the superficial microhardness and the color stability of acrylic resin artificial teeth. Seven groups (1-Biolux, 2 - Trilux, 3 - Blue Dent, 4 - Biocler, 5 - Orthosit-Vivodent, 6 - Postaris-Antaris, 7 - Gnathostar-Ivostar), composed of 12 upper premolar for each manufacturer's, being 6 against metallic antagonists (Ni-Cr) and 6 against indirect resin (Solidex) antagonists, were delineated in a perfilometer, before and after the abrasion test. The linear difference between the first and the second readings was measured with a digital calliper (0,01mm precision). After the statistical analysis (variance analysis, Tukey-Kramer's test, $p<0.05$), it was observed that there were significant differences among the groups and that the trademark Postaris presented the smallest wear values against both antagonists (R=2,33±0,91µm and M=1,78±0,42µm). For Vickers superficial microhardness, 6 lateral upper incisors of each mark and 3 readings were used (incisal, medium, and cervical thirds) done with the microdurometer. The averages of Vickers superficial microhardness were submitted to the statistical analysis ($p<0.05$) and the obtained results show that the group Biolux (22,1±0,91VHN) followed by Antaris (21,9±1,58VHN), Ivostar (21,1±0,98VHN) and Biocler (21,0±1,80VHN) presented higher values, differing from Vivodent (19,1±0,99VHN) and Blue Dent (18,9±1,54VHN), less harders. For the color stability test 6 upper right central incisors of each commercial mark were used (n=42), submitted to the accelerated artificial aging process. The apparel for color reading was a Portable Spectruncolorimeter Model Color Guide 45/0 (BYK-Gardner, Germany). Each tooth had his color read before and immediately after the artificial aging. The ΔE values were submitted to the statistical analysis with JMP 5.1 (HEALTHY Institute, USA) software and show that significant differences were found among the groups and that only Blue Dent (4,37±0,32) presented clinically unacceptable values of ΔE ($\Delta E>3.3$). For the groups that had clinically acceptable color alterations, the Antaris/Postaris group had the largest color variation ($\Delta E=2.73\pm0.96$) and the Biolux group presented to smallest color variation ($\Delta E=1.39\pm0.27$). Within the limitations of the methodology, was concluded that the antagonist (metal or resin) influence the choice of the artificial tooth, and that the tested artificial teeth have different behaviors for the abrasion resistance, superficial microhardness and color stability.

Key-words: 1. Artificial teeth; 2. Abrasion resistance; 3. Superficial microhardness; 4. Color stability.

1. INTRODUÇÃO

O objetivo do tratamento com próteses compreende devolver ao paciente não somente estruturas perdidas, mas também a auto-estima, a estética e o bom convívio social, pois em grande parte dos casos, existe desconforto e insegurança durante a mastigação, fala e sorriso**.**

O correto restabelecimento da dimensão vertical de oclusão é um dos grandes desafios da odontologia reabilitadora, portanto a seleção de dentes artificiais com melhores propriedades físicas e mecânicas facilita a manutenção dessa relação.

Uma das propriedades físicas mais importantes dos dentes artificiais usados na reabilitação do paciente edêntulo e/ou parcialmente edêntulo é a resistência ao desgaste, que dá capacidade a esses dentes de manter uma relação oclusal estável com o passar do tempo. O desgaste pode causar não somente a diminuição da dimensão vertical de oclusão, com conseqüente diminuição da eficiência mastigatória, mas instabilidade oclusal e o aparecimento de atividades parafuncionais. Para manter função adequada e oclusão estável, deve ser dada mais atenção à escolha do dente artificial a ser usado de acordo com o material de composição da dentição antagonista (BRIGAGÃO et al., 2005).

Resinas acrílicas e porcelanas são mais utilizadas para confecção de dentes artificiais, entretanto nenhuma delas preenche completamente todos os requisitos necessários para um dente artificial ideal. Em particular, a baixa resistência à abrasão dos dentes de resina acrílica significa maior limitação desses dentes, pois não resistem a hábitos parafuncionais e dificultam a manutenção da dimensão vertical, muitas vezes. Por esta razão, os dentes artificiais de resina acrílica têm sido modificados com o uso de agentes *cross-linking*, diferentes monômeros e acréscimo de camadas. Agentes *cross-linking* são utilizados para aumentar a dureza e a resistência, entretanto estudos relatam que dentes artificiais de resina acrílica com *cross-linking,* quando comparados com os convencionais, têm menor adesão à resina da base das próteses (LOYAGA-RENDON et al., 2007).

Recentemente foram introduzidos no mercado dentes de resina com melhores propriedades mecânicas, no anseio de aumentar a longevidade das próteses, como dentes de resina IPN (*Interpenetrated Polymer Network*), dentes com dupla ligação cruzada de polímeros (DCL) e dentes de resina acrílica convencional com a adição de agentes inorgânicos em sua composição (HAGENBUCH, 1997).

A porcelana tem uma resistência ao desgaste igual ou ligeiramente maior do que o dente natural, enquanto o acrílico é menos resistente ao desgaste do que a dentina (APPELBAUM, 1984). Os dentes de acrílico, no entanto, apresentam certas vantagens sobre os dentes de porcelana, como: menor friabilidade, redução nos ruídos mastigatórios, melhor união ao material da base da prótese, maior facilidade para ajustes oclusais e repolimento (WINKLER et al., 1992). Devido a estas vantagens, a utilização dos dentes artificiais de acrílico se tornou um padrão mundial. A fabricação destes dentes sofreu diversos aprimoramentos no decorrer dos últimos anos, objetivando-se a redução de algumas de suas propriedades adversas, tais como: baixa resistência ao desgaste por abrasão e baixa estabilidade de cor. Prensagens múltiplas das diferentes camadas dos dentes possibilitaram a obtenção de padrões estéticos de alta qualidade e, supostamente, maior estabilidade de cor, enquanto que a formulação de resinas com alto grau de ligações cruzadas entre as cadeias de polímeros permitiu a confecção de dentes com maior dureza superficial e maior resistência ao desgaste por abrasão. A relação entre a microdureza superficial e a resistência à abrasão dos dentes artificiais de acrílico já foi confirmada anteriormente (SATOH et al., 1990), porém, não se sabe se estas propriedades também se relacionam com a estabilidade de cor dos mesmos.

A estabilidade de cor é crucial para o sucesso de qualquer tipo de restauração estética, pois a alteração de cor das resinas é o maior motivo para trocas das restaurações anteriores

(KROETZE et al., 1990). Três tipos de descolorações de compósitos são geralmente descritos (HORSTED-BINDSLEV; MJOR, 1988): 1) descolorações externas, devido ao acúmulo de placa e manchas; 2) alterações na superfície ou sub-superfície, implicando em degradação superficial e suave penetração e reação de agentes corantes com a camada superficial; 3) descolorações intrínsecas, devido a reações físico-químicas.

Espectrofotometria e colorimetria, aplicadas em estudos *in vitro* e *in vivo*, tornaram possível o estudo dos numerosos parâmetros relacionados com a estabilidade de cor dos compósitos (FERRACANE et al., 1985; RUYTER et al., 1987).

Na prática clínica, o processo de replicação da cor constitui-se de uma fase de seleção da tonalidade seguida pela duplicação da mesma. A seleção da tonalidade pode ser feita pelo método visual, através do uso da escala de cores, ou pelo método instrumental, através do uso do colorímetro ou espectrofotômetro (WEE et al., 2002). A seleção visual da tonalidade é o método mais comum de determinação da cor (VAN BURGT et al., 1990), porém a duplicação da cor por este processo é marcada por resultados não confiáveis e inconsistentes (OKUBO et al., 1998).

Vários trabalhos descreveram as inadequações das escalas de cores dentais em termos de extensão e distribuição espacial da cor no dente (SPROULL, 2001).

A análise instrumental da coloração oferece potencial avanço quando comparada com a determinação visual da cor, já que leituras instrumentais são objetivas, confiáveis e mais rapidamente obtidas. O uso extensivo de colorímetros computadorizados e espectrofotômetros é relatado na pesquisa odontológica (BREWER et al., 1991; ISHIKAWA-NAGAI et al., 1994; OKUBO, 1998). Entretanto, a estabilidade de cor de dentes artificiais de resina acrílica submetidos ao processo de envelhecimento artificial acelerado ainda é pouco estudado.

O objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro* a resistência à abrasão, a microdureza

superficial e a estabilidade de cor de diferentes marcas comerciais de dentes artificiais de resina acrílica (BIOLUX, TRILUX, BLUE DENT, BIOCLER, POSTARIS-ANTARIS, ORTHOSIT-VIVODENT, GNATHOSTAR-IVOSTAR).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Dentes Artificiais

Há tempos que o homem mostra-se preocupado com a substituição dos dentes perdidos, alguns povos por razões estéticas, outros interessados em manter a saúde, de forma geral. Relatos de 3500 anos atrás contam que os egípcios usavam madeira da amoreira para esculpir os dentes, fixando-os com fios de ouro. Em 1709, na Inglaterra, foram desenvolvidos os primeiros dentes de porcelana, juntamente com as primeiras dentaduras com base em borracha (chamada de Vulcanite na época).

No final do séc XIX e início do século XX a exigência por um material mais biocompatível, resistente à abrasão e ao depósito de placas e tártaros, fácil de trabalhar e com melhor apelo estético, fez com que as indústrias odontológicas passassem a se dedicar à produção de dentes cada vez mais semelhantes aos dentes naturais.

Em 1901, uma série de pesquisas sobre o metacrilato se iniciou, até que, em 1934, foi criada a resina polimetil-metacrilato (PMMA), mais tarde aclamada como o material ideal para confecção de dentes artificiais e bases de próteses removíveis. A partir desta data, constantes evoluções fizeram do dente artificial um reflexo do dente natural. Para os dentes posteriores foram priorizados os requisitos funcionais necessários aos procedimentos de mastigação, enquanto para os dentes anteriores a prioridade recaiu sobre requisitos estéticos, especialmente quanto a formatos, cores e translucidez.

Segundo Ferracane (2001), o uso dos polímeros tornou-se possível graças à descoberta da borracha vulcanizada por Charles Goodyear em 1840. Aproximadamente de 15 a 20 anos após a sua descoberta, esse material foi introduzido na Odontologia para ser utilizado como base de dentaduras sob os nomes de Ebonite ou Vulcanite, em uso associado com os dentes de porcelana. Apesar de apresentar estética pobre, gosto ruim e odor desagradável, o Vulcanite permaneceu como o principal material usado para a confecção de bases de próteses durante aproximadamente 75 anos.

Em 1930, Walter Wrigth e os irmãos Vernon trabalhando na Companhia Rohm and Haas na Filadélfia, desenvolveram o polimetil-metacrilato. Embora outros materiais tenham sido usados anteriormente, nenhum se aproximou desse, e, em 1940, aproximadamente 90 a 95% de todas as próteses eram fabricadas com o polímero acrílico (FERRACANE, 2001). Até então, o único material utilizado para a confecção dos dentes artificiais era a porcelana odontológica. Porém, dez anos após o advento do acrílico, em 1940, iniciou-se a industrialização dos dentes artificiais de resina acrílica polimetil-metacrilato**.**

As informações sobre a composição dos dentes artificiais não são plenamente divulgadas pelos fabricantes, que alegam segredo industrial, e isso dificulta a compreensão exata das propriedades desses produtos. Além disso, novas resinas estão constantemente sendo desenvolvidas para uso na fabricação desses dentes. Ainda assim, foi possível delinear, com base nas informações obtidas com os fabricantes e principalmente com base nos princípios fundamentais da química das resinas sintéticas, um traçado sobre os diversos dentes artificiais de resina acrílica existentes atualmente no mercado. A matéria-prima básica utilizada para a fabricação dos dentes plásticos é a resina acrílica (polimetil-metacrilato ou polimetacrilato de metila), constituída na sua forma original pela união retilínea, em cadeia, de várias unidades de moléculas de metacrilato de metila, ligadas intramolecularmente por uniões covalentes (ANUSAVICE, 1998; COMBE; BURKE; DOUGLAS, 1999; CRAIG e POWERS, 1988; FERRACANE, 2001; O'BRIEN, 1997; SKINNER, 1993).

Na década de 40, os dentes pioneiros eram compostos de polimetil-metacrilato com moléculas gigantes em disposição linear. Assim, esses dentes apresentavam propriedades mecânicas pobres, devido à falta de união química entre as cadeias poliméricas individuais, que se encontravam apenas entrelaçadas entre si. Assim, desprendiam-se com facilidade no interior do material e isso contribuía para a má qualidade do produto. Os fabricantes criaram, então, vários artifícios para aperfeiçoar as propriedades da resina acrílica, como, por exemplo,

o aumento do peso molecular das cadeias do polímero. O peso molecular representa o peso do corpo-de-prova divido pelo número de moléculas que ele contém e expressa o grau de polimerização do material (ANUSAVICE, 1998; SKINNER, 1993). Assim, o peso molecular representa o comprimento da cadeia polimérica e consiste, na verdade, em um dos grandes segredos utilizados na fabricação dos dentes artificiais. Dessa forma, quanto menor o peso molecular da resina acrílica e, conseqüentemente, quanto mais curta a extensão da cadeia polimérica, mais facilmente ocorre a separação das cadeias individuais. Por sua vez, o aumento do comprimento das cadeias lineares (aumento do peso molecular) produz maior entrelaçamento mecânico entre as cadeias e, conseqüentemente, dificulta a separação das mesmas. Entretanto, apesar de cada vez mais emaranhadas, devido ao alongamento de sua extensão, as cadeias poliméricas ainda encontravam-se soltas no interior do material e não aderidas quimicamente entre si. O principal avanço na produção dos dentes plásticos ocorreu com o advento dos agentes de ligação cruzada da resina acrílica (*cross-linking*) na década de 50, o que solucionou o problema das rachaduras do material (OGLE, DAVID e ORTMAN, 1985).

Hoje, os dentes artificiais para prótese são feitos basicamente de resinas à base de metacrilato ou cerâmicas. Nos últimos anos, os dentes de resina têm ultrapassado os de cerâmica no mercado devido às suas várias vantagens, como melhor união com o material de base da prótese, menor peso e menor índice de fraturas. Entretanto, dentes artificiais de resina têm a desvantagem de estarem mais sujeitos ao desgaste à abrasão (SATOH et al., 1992; WINKLER et al., 1992).

Existem três opções de materiais para dentes artificiais posteriores: porcelana, resina e metal. Os dentes de porcelana são reconhecidamente superiores no que diz respeito à resistência ao desgaste, porém desvantagens como a falta de adesão com o material da base, o ruído desagradável produzido durante a mastigação, a capacidade abrasiva da dentição

antagonista e a maior dificuldade no ajuste oclusal não podem deixar de ser consideradas (HIRANO, 1998).

Dentes de resina apresentam como vantagens a adesão com material da base, excelente absorção de impactos e facilidade de ajuste oclusal e polimento. A maior desvantagem relativa a esse material é sua baixa resistência ao desgaste. Recentemente, foram introduzidos no mercado dentes de resina com melhores propriedades mecânicas, no anseio de aumentar a longevidade das próteses, como os dentes de resina IPN (*Interpenetrated Polymer Network*), dentes com dupla ligação cruzada de polímeros (DCL) e dentes de resina acrílica convencional com adição de agentes inorgânicos em sua composição (BRIGAGÃO et al., 2005).

Assunção et al. (2005) diz ser necessário o conhecimento pelo CD das características dos dentes artificiais que ele recomenda, assim como de características do paciente, tais como sua dieta, para conseguir um prognóstico favorável de tratamento. O sucesso da reabilitação com próteses depende da adoção de procedimentos corretos, objetivando conforto, função e estética.

2.2 Antagonistas de Ni-Cr

Lewis (1975), analisando a liga de Ni-Cr, ressaltou que as ligas à base de Ni apresentam estrutura cúbica de face centrada, denominada matriz gama. Informou que normalmente as ligas à base de Ni contêm carbono em sua composição, o que resulta em microestruturas contendo carbonetos, distribuídos interdendriticamente. Observou que os carbonetos também podem estar dentro do grão, onde apresentam forma globular com diâmetro geralmente maior que 1μm, reforçando a resistência da matriz de solução sólida já caracterizada pela presença de elementos metálicos ligantes (Ni, Cr, Mo, Mn, Co e W).

Weiss (1977), ao ressaltar as propriedades das ligas de Ni-Cr, comentou que o alto módulo de elasticidade destas ligas significa uma vantagem em relação às ligas de ouro, em razão da rigidez ser o primeiro requisito para o sucesso de subestruturas do sistema metalocerâmico. Havia ligas que podiam ser fundidas tão corretamente quanto as ligas de ouro. Produziam superior adesão, tinham excepcional fluidez durante a fundição, eram resistentes à deformação durante a queima da cerâmica e permitiam que o colar vestibular fosse acabado sem tornar-se friável. Comentou, ainda, que estas vantagens podiam ser obtidas sem a necessidade de equipamentos sofisticados ou personalizados.

O'Brien (1997) descreveu que a liga de Ni-Cr comercial contém cerca de 70% de Ni e 16% de Cr. Em quantidade menor, estão o Al (2%) e o Be (0,5%). Al e Ni formam um composto intermediário (Ni_3Al) que contribui para a resistência e dureza. Quando o Be está presente, há diminuição da zona de fusão e melhora da estrutura granular. Outros elementos, em quantidades menores, incluem Mo, W, Mn, Co, C e Si. Em relação à zona de temperatura de fusão da liga de Ni-Cr, é comum estar entre 1.232° a 1.343º C. As ligas de metais básicos são mais leves que o ouro para fundição, suas densidades situam-se entre 8 e 9g/cm^3. A contração linear é relativamente alta (2,05 a 2,33%). O mesmo autor declarou que reações alérgicas aos constituintes de ligas de metais básicos, especialmente o níquel, são observadas ocasionalmente. Entretanto, em sua maioria, as reações adversas dos tecidos, atribuídas ao uso de uma prótese de metal básico, são manifestações de um desenho inadequado ou de adaptação precária.

Wiley (1989), no que diz respeito à indicação dos materiais, evidenciou a necessidade de determinar a resistência à abrasão dos materiais restauradores de modo a indicá-los, com propriedade, à sua aplicação sobre as superfícies oclusais.

Warren e Capp (1991) acrescentaram que a atividade parafuncional, tal como bruxismo e apertamento, nas superfícies inclinadas, aumentaria as forças laterais em dentes e

retentores, incrementando a probabilidade de falhas mecânicas das restaurações.

Bumgardner e Lucas (1993) avaliaram a composição da superfície de quatro ligas de Ni-Cr — Neptune, Rexalloy, Regalloy T e VeraBond — comparando-as e correlacionando-as à corrosão. Essas ligas representavam ligas com níveis de Cr aceitáveis e não-aceitáveis, com e sem berílio. De acordo com os resultados, as ligas que não continham Be exibiam uma superfície homogênea resultando em ligas mais resistentes à corrosão. As ligas que continham Be apresentaram uma superfície de óxido não uniforme. Áreas nas superfícies destas ligas tinham baixo conteúdo de Cr e O, com alto conteúdo de Be. As superfícies de óxido destas ligas foram mais facilmente rompidas e promoviam baixa resistência e acelerado processo de corrosão. Evidenciaram que não somente o conteúdo de Cr e Mo era importante para a resistência à corrosão, mas também a composição da superfície de óxido.

Anusavice (1998), classificando as ligas, posicionou a liga que contém Ni-Cr como de metal básico. Esta é conhecida por conter uma quantidade de elementos nobres < 25%. O mesmo autor esclareceu que a liga de Ni-Cr raramente é utilizada para restaurações totalmente metálicas. Ainda nesta obra, temos a informação de que não há liga ideal em todos os seus propósitos. As ligas de metais básicos geralmente têm maior dureza e maiores valores de módulo de elasticidade (rigidez) e são mais resistentes à deformação em elevadas temperaturas, mas podem ser mais difíceis de serem fundidas e pré-soldadas que as ligas de Au-Pd e Pd-Ag. As ligas de metais básicos têm sido consideradas, em geral, mais sensíveis à técnica que as ligas de metais nobres bem estabelecidas. Desta forma, requer-se experiência considerável na pré-soldagem das ligas de Ni-Cr. Outra desvantagem potencial das ligas de níquel ou de cobalto é seu potencial para separação da porcelana tendo em vista uma camada de óxido fracamente aderente ao metal. Em geral, ligas de níquel sem berílio demonstraram fundição mais deficiente que aquelas que contêm acima de 1,8% de berílio. Outra característica relacionada à liga à base de níquel, é que a resistência ao *creep*, na temperatura

de queima da porcelana, é considerada superior à resistência das ligas à base de ouro e de platina, sob as mesmas condições. O autor também apontou preocupação quanto à resistência ao manchamento e à corrosão das ligas de metais básicos contendo níquel, além do potencial alergênico de seus componentes. Quando em contato com ligas de ouro Tipo III, as ligas de metais básicos são mais susceptíveis à degradação corrosiva.

A ductilidade (porcentagem de alongamento) de ligas de metais básicos varia aproximadamente entre 10 e 28%. A densidade das ligas de metais básicos é de aproximadamente 8,0g/cm^3 comparada com 18,4g/cm^3 das ligas de metais altamente nobres para metalocerâmica (ANUSAVICE, 1998).

Rollo e Rossitti (1999), em um trabalho comparando a compatibilidade térmica de ligas de Ni-Cr e porcelanas odontológicas, mostraram que a característica da curva de expansão térmica de ligas de Ni-Cr apresenta-se praticamente linear no intervalo de temperatura de interesse, pois essas ligas de Ni-Cr são austeníticas desde a solidificação até a temperatura ambiente, não apresentando transformação de fase; enquanto a curva da porcelana odontológica é característica do estado vítreo, apresentando ponto de transição e de amolecimento.

Misch (2002) abordou a necessidade de verificar forças potencialmente destrutivas que poderiam ser exercidas sobre a prótese, as quais deveriam ser avaliadas e consideradas no plano de tratamento global de forma a minimizar o risco de complicações.

Bezzon et al. (2004), estudando sobre polimento, relataram acerca da liga metálica de cobalto-cromo (CoCr) e em níquel-cromo (NiCr), que foram introduzidas, na Odontologia em 1929, para serem colocadas como opção ao ouro, promovendo um aumento nas propriedades mecânicas e diminuição no custo. A opção pela liga metálica foi significativa devido às propriedades destes materiais, os quais permitem devolver a função de maneira que haja menor desgaste da estrutura dental.

2.3 Antagonistas de Resina Indireta

Conceição (2000) abordou os sistemas indiretos de resina composta de forma a ampliar a sua utilização, informando que pode ser alternativa para restaurações estéticas adesivas, além da porcelana. A composição básica desses materiais é similar à das resinas compostas diretas. Possuem, entretanto, maior quantidade de partículas inorgânicas, de menor tamanho, e emprego de novas matrizes orgânicas poliméricas em substituição ao tradicional BIS-GMA. Fabricantes estão introduzindo sistemas chamados de polímeros de vidro ou cerômeros, em função de apresentarem algumas características diferentes das resinas compostas tradicionais. Os materiais indiretos geralmente alcançam grau de polimerização mais elevado, comparativamente às resinas compostas diretas. Em relação à cerâmica, as resinas indiretas possuem menor custo, maior simplificação de técnica laboratorial e melhor polimento intrabucal. Por isto seu uso tem se expandido.

Discacciati et al. (2002), descreveram características da Solidex® como sendo uma resina composta micro-híbrida, tendo 53% de partículas em seu peso. Informaram que em relação aos valores de microdureza *Vickers*, a unidade de fotoativação Solidilite® (SO) mostrou-se mais eficaz que a UniXS® (UN): 39,3% x 36,7% (UN) para a superfície superior do corpo-de-prova (15 mm de diâmetro x 1 mm de espessura) e 37,3% (SO) x 33,3% (UN) na superfície inferior. Não encontraram diferenças significativas em relação à microdureza em se tratando dessas unidades.

Segundo o fabricante da Solidex, Shofu, esta é uma resina micro-híbrida para laboratório que equilibra a beleza vital da porcelana com a facilidade de manuseio da resina. Apresenta resistência à abrasão e possui elasticidade. A sua polimerização pode ser realizada em todas as unidades polimerizadoras que trabalhem num espectro de 420 a 480nm, não ultrapassando a temperatura de 55º C. As indicações são as seguintes: *inlays, onlays* e facetas,

coroas cônicas e telescópicas, trabalhos com *attachments*, restaurações sobre implantes, coroas de jaqueta, provisórias de longa duração, pontes e coroas.

2.4 Resistência à abrasão

Harrison e Draughn (1976), tentando determinar se existia relação entre resistência à abrasão e dureza para as resinas compostas utilizadas na clínica, confeccionaram corpos-de-prova de resina conforme os fabricantes e utilizaram o equipamento de abrasão desenvolvido por Harrison e Lewis (1975) e os corpos-de-prova foram abrasionados contra discos de carboneto de silício com granulação de 600, em períodos de 30 min (5.400 ciclos), sob carga de 0,25N. Foi feito o teste de dureza, no equipamento Kentron (Ametek Testing Equipment Systems, Lansdale, Pa.) sob carga de 300g, com 10 medidas em cada um dos 3 corpos-de-prova de cada material. Os resultados mostraram não haver relação entre resistência ao desgaste, resistência à tração e dureza dos materiais testados. Os materiais que tinham altos valores de resistência e/ou dureza não necessariamente apresentavam alta resistência ao desgaste abrasivo, mostrando a complexidade do fenômeno desgaste por abrasão.

Suzuki et al. (1990) afirmaram que muitos estudos clínicos têm relatado dados na natureza do desgaste dental contra materiais restauradores (isto é, amálgama, ouro, cerâmica de vidro e vários outros sistemas de resina composta). Muitos substratos antagonistas são conhecidos por causa das várias relações do desgaste *in vitro* quando colocados contra o esmalte. Nesse estudo, os autores avaliaram dez sistemas comerciais de resina composta posterior e utilizaram a liga de ouro como grupo controle. Os corpos-de-prova de cada sistema de resina foram confeccionados por meio de fotopolimerização utilizando o tempo de 60s e 450 nanômetros (MAX, L. D. Cauck Co.). Os corpos-de-prova com liga de ouro tipo III seguiram a rotina de fundição do laboratório. As amostras de esmalte foram obtidas de faces proximais não restauradas de molares. Foi utilizada uma máquina de abrasão cujas amostras

de esmalte eram posicionadas imersas em água, sob carga de 76 N (7,6 Kg), perpendicularmente aos corpos-de-prova. As superfícies desgastadas, após o teste, foram analisadas utilizando microscópio eletrônico. Impressões foram obtidas para duplicação com resina epóxica para avaliar perda volumétrica. A conclusão mediante os resultados obtidos foi que as resinas compostas que continham silicato de zircônio ou partículas de quartzo, causaram maior desgaste no esmalte humano que as resinas microparticuladas ou as que continham silicato de bário.

Seghi et al. (1991) confeccionaram um aparelho de abrasão de dois corpos para medir *in vitro* o desgaste do esmalte humano contra vários materiais cerâmicos e avaliar com isso, a relação entre as taxas desse desgaste com os valores de dureza desses materiais. Confeccionaram cinco corpos-de-prova em forma de disco de cada material. A carga utilizada foi de 0,65 N para os testes de abrasão entre esmalte e cerâmica. Os autores, após outro teste, o de dureza Knoop, concluíram existir fraca correlação entre a dureza da cerâmica e seu potencial de abrasionar o esmalte humano sugerindo existir relação mais complexa.

Winkler et al. (1992) compararam a resistência à abrasão de três diferentes dentes posteriores de resina melhorada (Bioform-IPN, Orthosit-PE, Verilux) com duas marcas de dentes convencionais (Bioform-Nuform e Verilux) em uma máquina de escovação mecânica. A capacidade desses dentes de resistirem à abrasão foi determinada pela perda de peso após 339 horas de escovação. Todos os dentes testados tiveram excelente resultado de resistência à abrasão com perda mínima de peso no período estipulado. Os autores concluíram que a resistência à abrasão foi avaliada em apenas uma condição e que outros tipos de testes de abrasão poderiam levar a resultados significantes.

Lindquist et al. (1995), em um estudo *in vivo*, avaliaram resistência à abrasão de três diferentes marcas de dentes artificiais de resina acrílica. Após doze meses de uso das próteses totais superiores e inferiores, concluíram que o pequeno desgaste encontrado foi devido à

posição na qual os dentes se encontram nas próteses com oclusão balanceada e que doze meses não foram suficientes para estudar resistência à abrasão, força e limitações desses dentes.

Jooste et al. (1997) avaliaram a resistência à abrasão de seis diferentes marcas de dentes artificiais de resina acrílica (Vitapan, Duravite, Premierdent, Ivoclar-Orthosit, Acrotone e Rx1) e uma marca combinada com porcelana (Porcelain/Vitapan). Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos, exceto entre Porcelain/Vitapan e Orthosit, que demonstraram o maior e o menor grau de desgaste, respectivamente.

Teoh et al. (1998), a partir de um simulador de teste de abrasão dental desenvolvido para produzir movimentos mandibulares no processo mastigatório entre os dois dentes molares, simularam um impacto natural com ação deslizante mastigatória (bruxismo) a fim de obter uma situação com o mais severo caso de abrasão dental possível. Este teste foi realizado *in vitro*, no simulador, tendo a água como veículo, testando seis corpos-de-prova de cada um dos seguintes materiais: três ligas metálicas (Tityn, Valiant Ph.D. e Galloy) e três resinas compostas (Silux Plus, Z100 e P50). A força de impacto para cada ciclo mecânico foi trazida o mais próximo possível da força mastigatória natural máxima com o uso de uma camada para absorção de impacto. Para simular a ação mastigatória natural, os corpos-de-prova apresentavam uma superfície polida tendo o formato de uma depressão cônica. A apresentação dos materiais, no teste simulador de abrasão, foi aceita por estar de acordo com as publicações clínicas. O teste de abrasão foi realizado empregando uma força de impacto de 225N por 4.000 ciclos, a uma freqüência de 3Hz. Depois, cada corpo-de-prova foi medido, através de um perfilômetro, usando um intervalo de 0,5mm. As ligas metálicas mostraram maior resistência à abrasão que as resinas compostas. Entre as diferentes ligas metálicas, aquelas com menor dureza e resistência à compressão demonstraram maior desgaste. As

resinas compostas com partículas maiores obtiveram resultados inferiores em relação àquelas com partículas menores.

Freitas (2003) avaliou a resistência à abrasão de resinas acrílicas termopolimerizáveis e de dentes artificiais de resina acrílica utilizados na confecção de próteses totais frente a dentifrícios específicos e não-específicos para higienização de próteses totais. O ensaio de abrasão foi realizado por escovação *in vitro*, por meio de uma máquina tipo Pepsodent. Os 60 corpos-de-prova de resina foram distribuídos em cinco marcas comerciais: Vipi-Dent Plus, Trubyte Biotone, Trilux, Ivostar SR e Vivodent PE. As amostras foram pesadas em balança analítica antes e após o ensaio. Ao final de seu estudo concluiu que não houve diferença estatística significante quanto à resistência à abrasão entre as diferentes marcas de dentes artificiais.

Assunção et al. (2005) avaliaram o grau de desgaste de oito diferentes marcas de dentes artificiais de resina disponíveis no mercado, totalizando oito grupos com seis corpos-de-prova cada, através do método gravimétrico, analisadas segundo a diferença de pesos inicial e final após o ensaio. A análise estatística revelou diferença entre os dentes das marcas Artiplus, Biolux, Duratone, Trilux, Trubyte Biotone, Vipi Dent Plus e os dentes da marca Orthosit, já os dentes da marca Myerson não apresentaram diferença estatística significante entre nenhum dos dentes. Os dentes da marca Ivoclar (Orthosit) apresentaram os menores valores de desgaste.

Segundo Brigagão et al. (2005), a avaliação da quantidade de desgaste de dentes artificiais é importante devido à sua influência na manutenção da máxima intercuspidação em relação cêntrica, eficiência mastigatória, DVO e estabilidade oclusal. Para avaliação da resistência à abrasão, cinco pré-molares superiores de cada fabricante foram pesados em balança analítica eletrônica e medidos em sua altura com um micrômetro, antes e após os

ciclos de ensaio realizados em máquina de escovação. Não foram encontradas diferenças estatísticas significantes entre os grupos para as avaliações de perda de peso e altura.

A perda da dimensão vertical de oclusão não somente diminui a eficiência mastigatória como também causa fadiga dos músculos mastigatórios. Dentes artificiais de porcelana e de resina acrílica são os mais utilizados em próteses removíveis. Embora os dentes de porcelana tenham melhor estabilidade e qualidade de cor, fraturas na união com a base das próteses são freqüentemente observadas. Dentes artificiais de resina acrílica unem-se quimicamente com a base das próteses, porém eles desgastam-se mais facilmente (ZEN et al., 2005).

De acordo com Stober et al. (2006), diversos fabricantes têm desenvolvido resinas com características que aumentam a resistência à abrasão, como o acréscimo de *cross-linking* entre os polímeros e também o uso de pré-polímeros. Vários estudos mostraram o aumento da resistência ao desgaste desses dentes em relação aos dentes convencionais de polimetil-metacrilato (COFFEY et al., 1985; DOUGLAS et al., 1993; OGLE et al., 1985; WHITMAN et al. 1987).

2.5 Microdureza superficial

O termo dureza é difícil de definir. Em mineralogia a dureza relativa de uma substância é baseada na sua capacidade de resistir ao arranhamento. Em metalurgia e na maioria das outras áreas, o conceito de dureza mais geralmente aceito é o de resistência à edentação. E é neste preceito que a maioria dos testes de dureza modernos estão projetados. A edentação produzida na superfície de um material a partir de uma carga aplicada ou ponta afiada ou uma partícula abrasiva resulta na interação de numerosas propriedades, dentre elas estão resistência, limite de proporcionalidade e ductilidade. Existem vários testes de dureza

superficial e a maioria deles encontra-se baseada na capacidade da superfície do material resistir à penetração de uma ponta sob carga específica (ANUSAVICE, 1998).

Rodrigues (2005) avaliou a dureza superficial Knoop de três marcas comerciais de dentes artificiais de resina acrílica convencional (Trubyte Biotone, Vipi Dent Plus e Ivostar) e quatro marcas de resina acrílica melhorada (Biotone IPN, Trilux, Biolux e Vivodent). Os 10 corpos-de-prova foram seccionados, planificados e mensurados em três níveis de profundidade antes e após a realização do ataque ácido. Para avaliação da associação entre a dureza e o índice de desgaste foram selecionadas três marcas comerciais com diferentes características: Biotone (resina acrílica convencional), Trilux (resina IPN) e Vivodent (resina com dupla ligação cruzada). A máquina de desgaste gerou a atrição dos espécimes contra porcelana glazeada e jateada durante 100.000 ciclos à velocidade de 4,5 ciclos por minuto sob lubrificação a água. Não houve diferença estatisticamente significante no desgaste entre as marcas testadas de resina acrílica melhorada ($p < 0,05$). Não houve associação entre a dureza superficial e a resistência ao desgaste das marcas avaliadas no substrato jateado.

Segundo estudos de Mandikos et al. (2001) e Zeng et al. (2005), resistência à abrasão e dureza estão relacionadas e são as propriedades mecânicas mais estudadas dos dentes artificiais.

Loyaga-Rendon et al. (2007) avaliaram características de composição e dureza de novas marcas de dentes artificiais; duas marcas de resina acrílica convencional, três marcas de resina acrílica *cross-linking* e sete marcas de resina composta. Uma relação significante entre dureza e conteúdo inorgânico foi observada. O tamanho da carga influencia nas propriedades da resina, tamanhos maiores de carga proporcionam maior dureza e alto módulo flexural, porém tamanhos menores de carga proporcionam superfície mais lisa.

2.6 Cor

As dimensões da cor são compreendidas por matiz, valor e croma, que são importantes no trabalho para entender a fundo o seu conceito tridimensional (CLARK, 1931). O matiz é a primeira dimensão da cor, a mais fácil de entender, é a qualidade na qual se distingue uma família de cor de outra, como o vermelho do amarelo, o verde do azul ou roxo. Para se referir a um matiz no Sistema de Munsell, utilizam-se as seguintes iniciais: R para o vermelho, YR para o amarelo-vermelho, Y para o amarelo. Cada matiz é dividido em dez segmentos, visualmente espaçado um do outro de forma semelhante. Valor e croma são mais difíceis de entender e são confundidos um com o outro. Especial atenção deve ser focada nessas dimensões. O valor é a qualidade através da qual se distingue uma cor clara de uma escura, e isto é relacionado ao eixo polar acromático que vai de uma extremidade a outra do sólido de cores de Munsell. Ao puro preto da escala de valores é atribuído o valor zero, ao puro branco o valor dez. Um infinito número de graduações de cinza é possível na medida em que se vai do preto para o branco, mas apenas nove graus de cinza são utilizados no Sistema de Munsell. Baixos valores se referem a cores escuras, altos valores a cores claras. O croma é a última dimensão da cor; é a qualidade através da qual se distingue uma cor forte de uma cor fraca, a intensidade de um matiz característico, a intensidade da cor. Muitos são os fatores considerados com relação à estética na odontologia restauradora e reabilitadora, como a forma e tamanho dos dentes, caracterizações de superfície compreendidas pelas pigmentações e presença de sulcos e a cor. Segundo Sproull (2001), o Sistema de Ordenação de Cores de Munsell deveria ser o sistema de escolha para a combinação de cores na Odontologia devido à sua consistência, flexibilidade e simplicidade.

A *Commission Internationale de I'Écalirage* (CIE), uma organização devota à padronização em áreas como cor e aparência, definiu em 1931 uma fonte de luz padrão, desenvolveu um padrão de observação e possibilitou o cálculo dos valores de tridimensão,

que representam como o sistema visual humano responde a uma dada cor (McLaren, 1987). Em 1976, o CIE definiu o universo da cor, CIE Lab, que suporta a teoria aceita de que a percepção da cor é baseada em três receptores de cor separados nos olhos (vermelho, verde e azul), e é um dos mais populares universos da cor em vigor. O CIE Lab representa um universo da cor uniforme, com distâncias equivalentes correspondendo a uma semelhante percepção das diferenças de cor. Neste universo de cor tridimensional, os três eixos são L*, a* e b*. O valor L* é a medida da luminosidade de um objeto e é quantificado em uma escala na qual o preto puro tem valor de L* igual a zero e valor de L* igual a 100 para um reflexo completamente dissipado (branco puro). O valor de a* é a medida da quantidade de vermelho (a* positivo) ou verde (a* negativo). O valor de b* é a medida da quantidade de amarelo (b* positivo) ou azul (b* negativo). As coordenadas a* e b* aproximam-se de zero para cores neutras (branco e cinza) e aumentam de magnitude para cores mais saturadas ou intensas. A vantagem do sistema CIE Lab é que as diferenças de cores relatadas pela percepção visual e significância clínica podem ser expressas em unidades (O'BRIEN, 1997).

A determinação visual da cor através da comparação dos dentes com escalas de cores padrão é o método mais freqüentemente aplicado na Odontologia (VAN DER BURG et al., 1990). Essas escalas de cores definem as aplicações práticas da organização da cor. Este é um processo subjetivo através do qual os dentes e a escala de cores são observados simultaneamente sob as mesmas condições de luminosidade.

Apesar de suas limitações, o uso das escalas de cores é um método rápido e bom custo-benefício para a mensuração das cores dos dentes. A habilidade dos indivíduos em distinguir a cor dos dentes pode ser aperfeiçoada com treinamento e experiência (ADDY, 2001; RAGAIN et al., 2000).

2.7 Análise instrumental da cor

Atualmente, com a valorização da estética, da necessidade de restaurações imperceptíveis, a importância da estabilidade de cor nos compósitos odontológicos tem crescido e um dos métodos mais utilizados para verificação dessa propriedade simulando uso clínico do material é a avaliação após procedimento de envelhecimento artificial (SARAFIANOU et al., 2007).

O primeiro relato de análise de estabilidade de cor após submissão a envelhecimento artificial foi feito por Powers et al. (1978). O processo de envelhecimento artificial acelerado simula o efeito a longa exposição em condições ambientais, num processo que envolve exposição à luz ultravioleta e alterações na temperatura e umidade.

De acordo com Joiner (2004), instrumentos como os espectrofotômetros e colorímetros têm sido usados na indústria e no cenário das pesquisas para mensurações de cor de uma ampla variedade de materiais e substratos. Os espectrofotômetros medem um comprimento de onda por tempo a partir da refletância ou transmissão de um objeto.

As desvantagens do uso de colorímetros para a mensuração da cor de dentes incluem que o instrumento é designado para a medição de superfícies planas e lisas, e os dentes não são planos nem lisos, podendo possuir anomalias na superfície; além disso, os colorímetros com aberturas pequenas são propensos a uma significativa perda de efeitos nas margens, então a determinação da cor estará sujeita a erros (VAN DER BURGT et al., 1990).

Segundo Douglas (1997), a principal aplicação da colorimetria instrumental envolve a exploração da sua sensibilidade de detecção e de mensuração de pequenas diferenças de cor entre amostras de cor similares, já que a mensuração diferencial é altamente reproduzível entre instrumentos e representa o uso mais efetivo da avaliação colorimétrica.

Em relação à estabilidade de cor no universo de cor CIE L*a*b*, avalia-se os valores obtidos para alteração de cor (ΔE), onde distingui-se três intervalos (INOKOSHI et al., 1996 e KIM; HUM, 1996):

a) $\Delta E < 1$- alteração de cor não detectada pelo olho humano;

b) $1 < \Delta E < 3,3$- alteração de cor considerada clinicamente aceitável;

c) $\Delta E > 3,3$- alteração de cor considerada clinicamente inaceitável.

3. PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar *in vitro*:

- A resistência à abrasão de diferentes marcas de dentes artificiais de resina acrílica contra dois tipos de antagonistas (metálicos - Ni-Cr e resina indireta - Solidex);
- A microdureza superficial das diferentes marcas de dentes artificiais;
- A estabilidade de cor dos dentes artificiais após o processo de envelhecimento artificial acelerado.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Resistência à abrasão

Foram preparados sete grupos de 12 elementos cada, subdivididos em 2: um grupo a ser testado contra antagonistas metálicos (M - liga de Ni-Cr), e outro contra antagonistas em resina (R – resina indireta Solidex).

Foram utilizados 6 primeiros pré-molares superiores direitos e esquerdos de cada marca comercial (n= 84). Os pré-molares superiores direitos foram testados contra as matrizes com superfície de metal, e os pré-molares superiores esquerdos contra as matrizes com superfície de resina.

Os grupos foram divididos da seguinte forma: Grupo I – Blue Dent, Grupo II – Biolux, Grupo III – Biocler, Grupo IV – Trilux, Grupo V – Postaris, Grupo VI – Gnathostar, Grupo VII – Orthosit.

Quadro 01. Grupos de dentes utilizados no estudo.

	n	Marca	Fabricante
Grupo I	12	BLUE DENT	Ruthibras
Grupo II	12	BIOLUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo III	12	BIOCLER GII	DentBras Indústria, Comércio, Importação e Exportação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo IV	12	TRILUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo V	12	SR POSTARIS DCL	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VI	12	GNATHOSTAR	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VII	12	SR ORTHOSIT PE	Ivoclar Vivadent Ltda.

4.1.1 Confecção dos corpos-de-prova

Os 84 corpos-de-prova foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável, utilizando um delineador FORP-USP, com uma ponta para estabilizar o corpo-de-prova no momento do vazamento da resina, em anel de PVC de 1 polegada. Foi feito o isolamento com vaselina no encaixe onde estava descansando o corpo-de-prova, para facilitar a remoção do mesmo.

Figura 1. Delineador

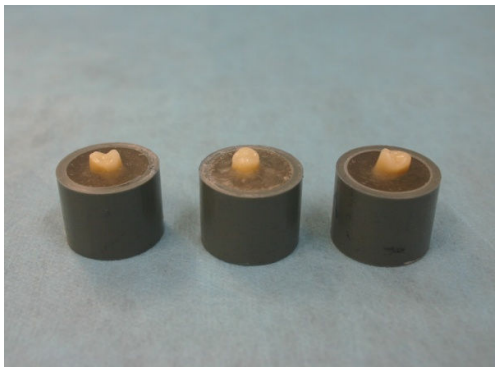


Figura 2. Corpo-de-prova

4.1.2 Confecção dos antagonistas

Para obtenção das pastilhas antagonistas, foi confeccionada uma matriz de teflon na oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da FORP-USP, com 20mm de diâmetro e espaçadores de 2 e 3mm de espessura.

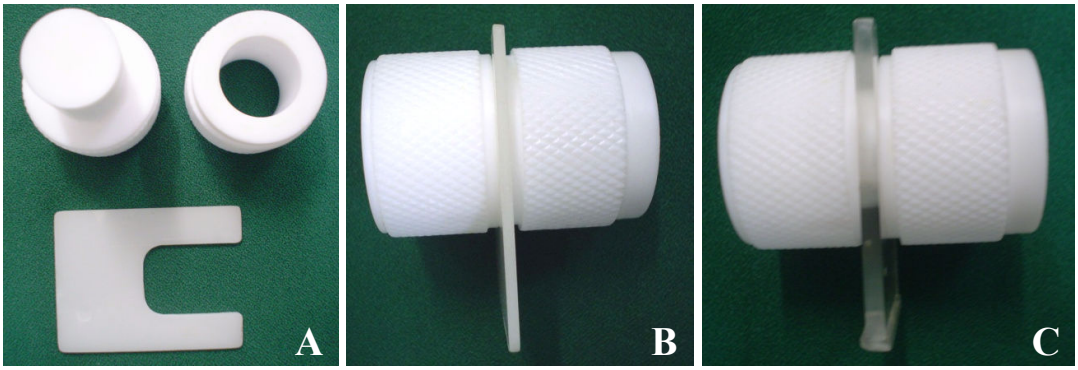


Figura 3. A) Matriz de Teflon desmontada, B) Matriz de teflon com espaçador de 2 mm, C) Matriz de teflon com espaçador de 3mm.

Utilizando cera Picodip (Renfert, Alemanha) liquefeita em plastificador Hotty Led (Renfert, Alemanha) foram obtidos padrões, posteriormente incluídos em revestimento fosfatado Termocast (Polidental Ind. Bras. Ltda.) e foram fundidos em liga de Ni-Cr (Vera Bond II, Aalba Dent. Inc., EUA) na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Brasil) sob vácuo e atmosfera inerte de argônio.

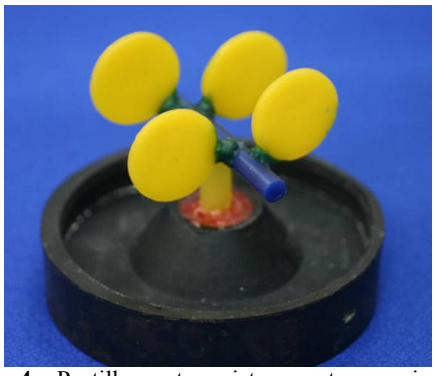


Figura 4 – Pastilhas antagonistas prontas para inclusão

As fundições obtidas foram desincluídas, jateadas com óxido de alumínio 100µm sob pressão de 80 psi (5,62 kgf/cm^2) e separadas dos lastros de fundição com discos de carborundum. Em seguida as pastilhas foram submetidas a uma seqüência de polimento realizada com lixa de granulação 300, 600 e 1200.

Utilizando a mesma matriz, porém com espaçador de 3 mm, obtiveram-se 12 outras pastilhas em resina Solidex (Shofu Inc., Japão). Cada pastilha foi confeccionada por meio da técnica incremental. Dois incrementos foram feitos, com o tempo de polimerização de 90 segundos para cada um utilizando a unidade fotopolimerizadora UniXS (Heraeus Kulzer, Alemanha). Ao final, o corpo-de-prova era retirado da matriz e submetido a mais 90 segundos de polimerização. Após a desinclusão, as pastilhas foram submetidas a uma seqüência de polimento realizada com lixa de granulação 300, 600 e 1200.

4.1.3 Inclusão das pastilhas antagonistas

Seguindo o mesmo padrão adotado para os corpos-de-prova, todas as pastilhas antagonistas, metálicas e de resina, foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável incolor (Clássico, Ind. Bras.).

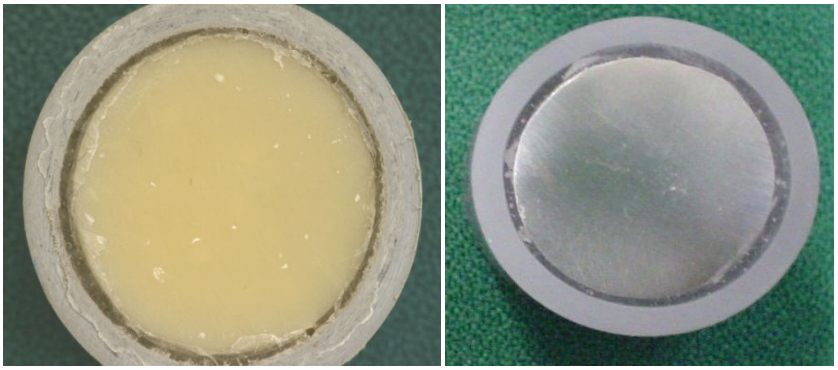


Figura 5. Pastilhas prontas e embutidas

Após a polimerização da resina para inclusão, as pastilhas antagonistas e os corpos-de-prova foram retirados do delineador, submetidos a um acabamento para remoção dos excessos e preparados para refinamento direcionado ao ensaio de simulação de abrasão.

4.1.4 Perfilamento dos corpos-de-prova

Antes de iniciar os ensaios simulando a abrasão, os corpos-de-prova foram levados ao projetor de perfil (NIKON 6C, Japão).

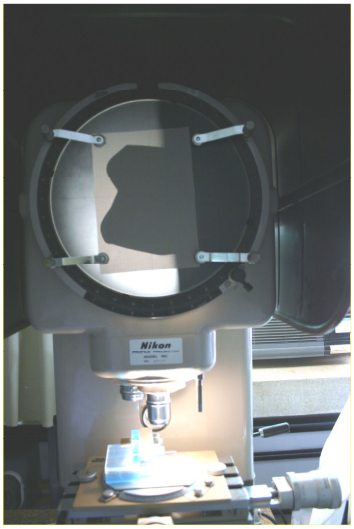


Figura 6. Perfil original do corpo-de-prova no perfilômetro

O corpo-de-prova era colocado em uma mesa posicionadora devidamente marcada, que permite seu reposicionamento posterior para a realização da leitura após o ensaio de abrasão.

Para traçar o perfil do corpo-de-prova, foi utilizado papel milimetrado, calibrado com espaços de 0,05mm, correspondendo cada um desses espaços a 50µm. Através deste, o perfil original dos corpos-de-prova era obtido e copiado para posterior análise na alteração de contorno.

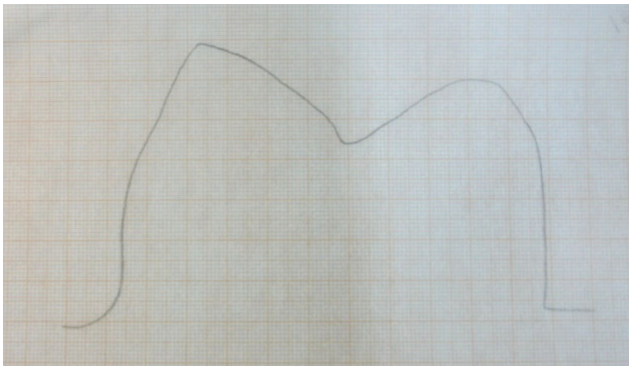


Figura 7. Traçado do contorno original

4.1.5 Rugosidade superficial da pastilha antagonista

De acordo com o método DIN da Norma ISO/TS 14569-2, a superfície da pastilha antagonista deverá ter rugosidade superficial de 0,75µm. Todas as pastilhas antagonistas foram preparadas por lixamento e levadas ao rugosímetro – SPJ 2 (Mitutoyo, Japão) para obter a rugosidade superficial indicada.

Figura 8. Rugosímetro SJ – 201P – Mitutoyo.

4.1.6 Ensaio de Abrasão

O ensaio de abrasão foi realizado na Máquina de Ensaios de Abrasão desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese (Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP – Ribeirão Preto, Brasil). Nesse equipamento, um motor de ¼ CV e 1736 RPM movimenta um excêntrico através do conjunto correia/polia. Este é conectado a um braço de alavanca que passa a se movimentar à velocidade de 265 ciclos/min. A parte inferior deste braço é presa à mesa e o movimento é transferido à base onde está fixado o recipiente que recebe o material antagonista. Este recipiente tem curso de 10mm, resultando na velocidade linear de ensaio de 88mm/s.

O corpo-de-prova foi fixado em uma haste com ajuste vertical, permitindo que este fosse posicionado sobre o antagonista. A haste foi posicionada e totalmente liberada para que todo o peso do conjunto (5N) incidisse sobre o corpo-de-prova. O ensaio perfez 40.000 ciclos

com o conjunto corpo-de-prova/antagonista totalmente imerso em água deionizada. Este equipamento foi desenvolvido segundo a norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) sob Método Freiburg.

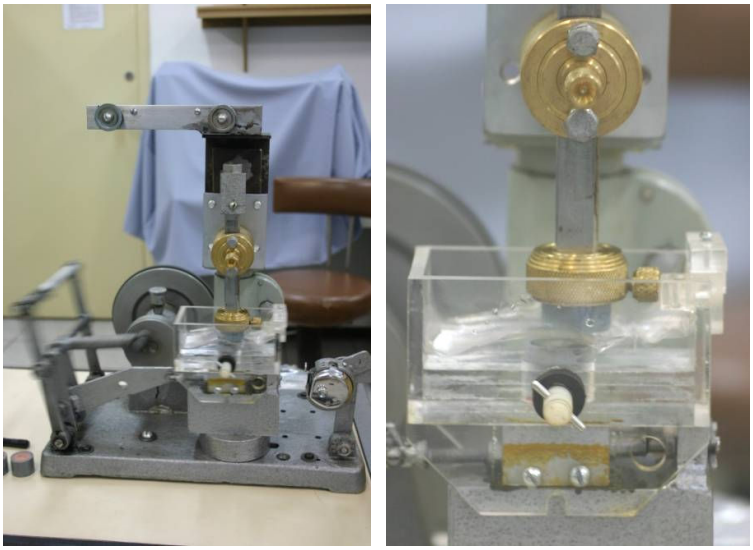


Figura 9. Máquina de ensaio de abrasão

Os corpos-de-prova e as pastilhas antagonistas de resina Solidex ficaram armazenados durante 7 dias, em água destilada em estufa à temperatura de 37° ± 1° C previamente à realização dos ensaios.

Na máquina a pastilha antagonista foi posicionada, dentro do recipiente e imersa em água deionizada — Norma ISO 3696.

O corpo-de-prova foi fixado numa haste com ajuste vertical, permitindo que o mesmo fosse colocado diretamente sobre a pastilha antagonista.

O percurso realizado no ensaio era limitado pelo tamanho do recipiente que contém a pastilha (10mm). Assim que ajustada, a haste foi totalmente liberada para que todo o seu peso (500g => ~5N) incidisse sobre o corpo-de-prova durante o ensaio, cujo tempo para cada corpo-de-prova era de 150min totalizando 40.000 ciclos, com freqüência de 4Hz.

Imediatamente após a remoção da água deionizada, os corpos-de-prova foram secos com toalha de papel e jatos suaves de ar. Em seguida tiveram seu contorno final traçado no perfilômetro (NIKON 6C, Japão) sobreposto no papel milimetrado inicial.

Figura 10. Traçado do contorno após ensaio sobreposto ao traçado original

A medida do desgaste foi determinada pela diferença linear entre os dois traçados, utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo CD -15C, Japão) com precisão de 0,01 mm.

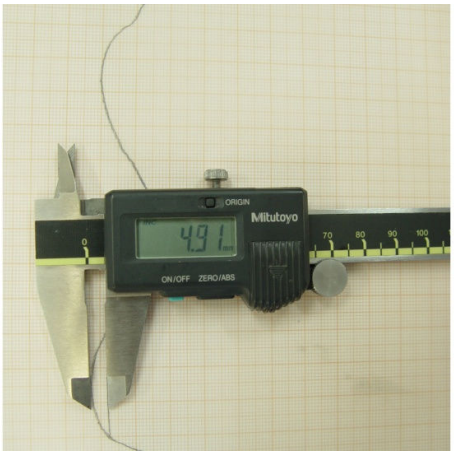


Figura 11. Paquímetro digital.

4.2 Microdureza Superficial

Foram utilizados 6 incisivos laterais superiores esquerdos de cada marca comercial (n=48).

Quadro 02. Grupos de dentes utilizados no ensaio de microdureza superficial.

	n	Marca	Fabricante
Grupo I	12	BLUE DENT	Ruthibras
Grupo II	12	BIOLUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo III	12	BIOCLER GII	DentBras Indústria, Comércio, Importação e Exportação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo IV	12	TRILUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo V	12	SR ANTARIS DCL	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VI	12	IVOSTAR	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VII	12	SR VIVODENT PE	Ivoclar Vivadent Ltda.

4.2.1 Confecção dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram incluídos em resina acrílica autopolimerizável incolor (Clássico, Ind. Bras.) utilizando um delineador FORP/USP, com uma ponta para estabilizar o corpo-de-prova com a superfície vestibular para cima no momento do vazamento da resina no PVC de 1 polegada. Foi feito o isolamento com vaselina no encaixe onde estava descansando o corpo-de-prova, para facilitar a remoção do mesmo.

Após presa final da resina acrílica, a superfície vestibular dos dentes foi aplainada levemente com a utilização de uma lixa d´água de granulação fina (1.200).

Figura 12. Corpo de prova incluído.

4.2.2 Leitura da microdureza

A leitura da microdureza Vickers foi realizada em um Microdurômetro (Shimadzu HMV-2, Japão), com carga de 0,5Kg., durante 20 segundos. Foram realizadas 03 leituras em cada corpo-de-prova, sendo: 01 leitura na região incisal, 01 leitura na região média, e 01 leitura na região cervical.

Figura 13. Microdurômetro HMV-2

4.3 Estabilidade de cor

Para o ensaio de estabilidade de cor, foram utilizados 6 incisivos centrais superiores direitos de cada marca comercial (n=48).

Quadro 03. Grupos de dentes utilizados no ensaio de cor.

	n	Marca	Fabricante
Grupo I	12	BLUE DENT	Ruthibras
Grupo II	12	BIOLUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo III	12	BIOCLER GII	DentBras Indústria, Comércio, Importação e Exportação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo IV	12	TRILUX	VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.
Grupo V	12	SR ANTARIS DCL	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VI	12	IVOSTAR	Ivoclar Vivadent Ltda.
Grupo VII	12	SR VIVODENT PE	Ivoclar Vivadent Ltda.

4.3.1 Confecção das matrizes

Para posicionamento dos incisivos centrais superiores direitos foram confeccionadas 6 matrizes de resina acrílica incolor autopolimerizável, uma para cada marca de dente, com a cópia negativa da superfície palatina dos mesmos. Para confecção dessas matrizes utilizou-se a borracha suporte do espectrofotômetro. Nessas matrizes os dentes podiam ser inseridos e removidos sempre na mesma posição.

Figura 14. Matriz pronta.

Figura 15. Corpo-de-prova posicionado na matriz.

4.3.2 Análise espectrofotométrica da cor dos dentes artificiais antes e após o processo de envelhecimento artificial acelerado

Após a confecção das matrizes, os dentes foram posicionados e submetidos à leitura da cor através do Espectrofotômetro PCB 6807 BYK GARDNER (Geretsried, Alemanha). O dente, posicionado sobre a base, foi acoplado a uma barra opaca, através de um único eixo de inserção possível. Essa barra opaca possui uma perfuração de 8mm de diâmetro em sua superfície, coincidente com a área central da superfície vestibular do dente. Sobre esta perfuração foi posicionado o aparelho de leitura de cor. As amostras receberam em sua base uma marcação que possibilitou a padronização das leituras de cor, através do posicionamento sempre no mesmo local na abertura do aparelho, sendo colocado sobre elas o bloco de fundo padrão branco (Standard For 45º, 0º, Reflectance and Color Gardner Laboratory Inc., Bethesda, EUA).

Figura 16. Espectrofotômetro

Uma vez acionado, pela pressão sobre o conjunto, o equipamento emite luzes de componentes LED-30 lâmpadas LED, com 10 cores diferentes, dispostas de forma circular, que acendem e incidem o feixe de luz em 45º com a superfície do material. Esse feixe é refletido em 0º de volta para o aparelho, e assim este capta e registra os valores de L*, a* e b* de cada amostra, tornando possível a medição quantitativa da cor do material. A medida de

cor foi obtida utilizando o sistema CIELAB, que posiciona a cor num sistema de cordenadas onde: **L** representa a coordenada de luminosidade (escala de cinza); **a** e **b** representam coordenadas de cromaticidade (**a** – eixo vermelho/verde; **b** – eixo amarelo/azul).

Após as leituras de cor os dentes foram submetidos ao Processo de Envelhecimento Artificial Acelerado. Após o envelhecimento, os dentes foram novamente submetidos à análise de cor para verificação da mudança total de cor (dE), que foi calculado pela fórmula:

$$\mathbf{dE} = \sqrt{(\mathbf{dL})^2 + (\mathbf{da})^2 + (\mathbf{db})^2}$$

Quando dE resultasse em valores ≥ 3,3 a modificação de cor seria considerada clinicamente inaceitável (MUTLU-SAGESEN et al., 2001).

4.3.4 Processo de Envelhecimento Artificial Acelerado

O envelhecimento foi realizado no aparelho Sistema Acelerado de Envelhecimento para Não-Metálicos-UV-B/Condensação (Comexim Matérias Primas Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, Brasil). O sistema de envelhecimento artificial acelerado simula as forças da natureza predizendo a durabilidade relativa dos materiais expostos às intempéries. A chuva e a neblina são simuladas pelo processo de condensação de água destilada, saturada de oxigênio auto gerado pelo sistema. Os efeitos da luz do sol, onde apenas 1% da radiação provoca degradação, são simulados por uma rede de 8 fontes de luz UV-B com radiação concentrada em 280/320nm como na natureza. A temperatura de exposição é automaticamente controlada de acordo com os programas estabelecidos para ciclos UV/condensação.

Figura 17. Sistema Acelerado de Envelhecimento para não-metálicos C-UV

Os dentes artificiais foram aderidos às placas fixadoras do aparelho utilizando silicone especificamente indicado para tal, e levados à câmara de condensação frente à fonte de luz, numa distância de 50mm desta. O programa de funcionamento fixado foi de 4 horas de exposição ao UV-B a 50º C e 4 horas de condensação a 50º C, o tempo máximo de envelhecimento foi de 384 horas (192 horas UVB/192 horas Condensação), simulando um envelhecimento de 10 anos.

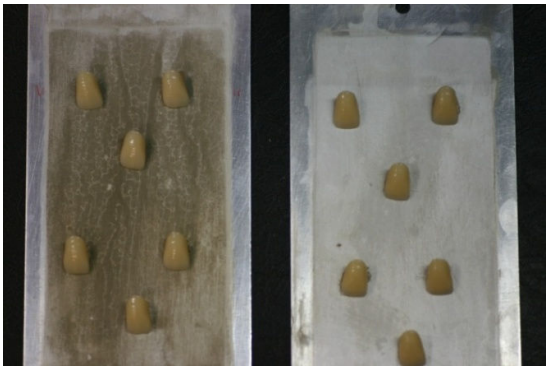


Figura 18. Dentes aderidos às placas fixadoras.

Após o término do processo de envelhecimento artificial acelerado os corpos-de-prova foram novamente submetidos à análise de cor para verificação da mudança total de cor (dE).

4.4 Análise Estatística

Todos os resultados foram analisados utilizando o programa estatístico JMP 5.1 (SAS Institute, Cary, NC, EUA). Os dados foram submetidos à análise estatística e as avaliações de normalidade da distribuição amostral e da homogeneidade de variâncias foram feitas para as variáveis estudadas. As análises foram realizadas para $p<0,05$.

5. RESULTADOS

5.1 Resistência à abrasão

Todos os corpos-de-prova, depois de ensaiados conforme metodologia descrita anteriormente, foram submetidos novamente ao projetor de perfil, sobrepondo o contorno anterior, demarcando as alterações ocorridas provenientes do desgaste simulado de abrasão. A medida do desgaste foi determinada pela diferença linear entre os dois traçados, utilizando um paquímetro digital (Mitutoyo CD -15C, Japão) com precisão de 0,01 mm. Os valores obtidos foram submetidos à análise estatística com auxílio do programa JMP 5.1 (SAS Institute, EUA).

Na Tabela 1 são apresentados os resultados do teste de resistência à abrasão dos dentes artificiais testados.

Tabela 01. Valores originais, médias e desvio-padrão de todos os corpos-de-prova contra ambos os antagonistas (metálicos, Ni-Cr e resina indireta, Solidex) após o ensaio de resistência à abrasão (em µm).

	Dentes artificiais (Marcas)						
Antagonistas	**BL**	**BD**	**BC**	**GN**	**OR**	**PO**	**TRI**
Resina indireta	**1,96**	**3,05**	**4.49**	**4,28**	**2,72**	**2,10**	**4,04**
	4,65	**2,61**	**4,57**	**3,75**	**3,89**	**2,48**	**4,33**
	3,01	**3,67**	**5,71**	**4,65**	**3,23**	**2,90**	**2,43**
	4,14	**4,42**	**3,73**	**4,78**	**2,65**	**3,58**	**2,36**
	5,57	**3,86**	**3,50**	**3,83**	**2,01**	**2,08**	**2,86**
	2,88	**5,41**	**4,91**	**5,73**	**2,15**	**0,86**	**3,67**
Média(DP)	**3,70 (1,32)**	**3,23 (0,99)**	**4,48 (0,80)**	**4,50 (0,73)**	**2,77 (0,69)**	**2,33 (0,91)**	**3,28 (0,84)**
Liga de Ni-Cr	**2,72**	**5,63**	**8,31**	**6,26**	**10,66**	**1,99**	**4,62**
	4,28	**4,05**	**7,45**	**7.91**	**8,80**	**1,60**	**4,19**
	3,41	**4,53**	**6,22**	**5,99**	**8,61**	**1,06**	**3,49**
	3,76	**6,37**	**6,12**	**6,30**	**11,09**	**2,17**	**4,69**
	4,39	**8,03**	**4,50**	**5,05**	**11,71**	**2,18**	**4,56**
	3,65	**3,61**	**7,62**	**3,99**	**11,86**	**1,73**	**4,31**
Média(DP)	**3,70 (0,61)**	**5,37 (1,65)**	**6,70 (1,37)**	**5,91 (1,31)**	**10,45 (1,42)**	**1,78 (0,42)**	**4,30 (0,43)**

Na Tabela 2 são apresentados os resultados da análise de variância para os dados de desgaste obtidos no teste de resistência à abrasão.

Tabela 02. Análise de variância.

Fonte	DF	Soma de Quadr.	Quadr. Médio	F	Prob > F (P)
Abrasão	**13**	**368,04819**	**28,3114**	**26,2410**	**<,0001**
Erro	**70**	**75,52285**	**1,0789**		
C. Total	**83**	**443,57104**			

Na Tabela 3 são apresentadas as comparações entre as médias de desgaste analisadas pelo teste complementar de Tukey-Kramer HSD.

Tabela 03. Comparação de todos os pares usando o teste Tukey-Kramer HSD.

Marcas comerciais								Médias
ORM	**A**							**10,455000**
BCM		**B**						**6,703333**
GNM		**B**	**C**					**5,916667**
BDM		**B**	**C**	**D**				**5,370000**
GNR			**C**	**D**	**E**			**4,503333**
BCR			**C**	**D**	**E**			**4,485000**
TRM			**C**	**D**	**E**	**F**		**4,300000**
BDR			**C**	**D**	**E**	**F**	**G**	**3,836667**
BLR				**D**	**E**	**F**	**G**	**3,701667**
BLM				**D**	**E**	**F**	**G**	**3,701667**
TRR					**E**	**F**	**G**	**3,281667**
ORR					**E**	**F**	**G**	**2,775000**
POR						**F**	**G**	**2,333333**
POM							**G**	**1,788333**

Letras iguais significam que são estatisticamente iguais.

Em relação aos antagonistas, apenas o OR (M = 10,45±1,42µm e R = 2,77±0,69µm) e o BC (M = 6,70±1,37µm e R = 4,48±0,80µm) apresentaram diferenças estatísticas (p>0,05). Apresentaram melhores resultados o PO (R = 2,33±0,91µm e M = 1,78±0,42µm), em seguida

o BL (R = 3,70±1,32µm e M = 3,70±0,61µm), estatisticamente iguais para ambos os antagonistas. A maior variação de resultados foi para o OR que apresentou o pior resultado contra antagonistas de Ni-Cr (10,45±1,42µm) e resultados semelhantes aos melhores contra resina indireta (2,77±0,69µm). Na tabela 03 podemos observar que os dentes da marca Orthosit testados contra antagonistas metálicos, foram os únicos que apresentaram diferenças estatísticas significantes entre todos os outros dentes.

Na figura 19, podemos observar que para os dentes da marca Blue Dent, Biocler, Gnathostar, Orthosit e Trilux, os valores de desgaste foram maiores quando testados contra antagonistas metálicos, diferentemente dos dentes da marca Postaris que desgastou mais contra antagonistas de resina indireta, e dos dentes da marca Biolux que obtiveram valores iguais de desgaste para ambos os antagonistas.

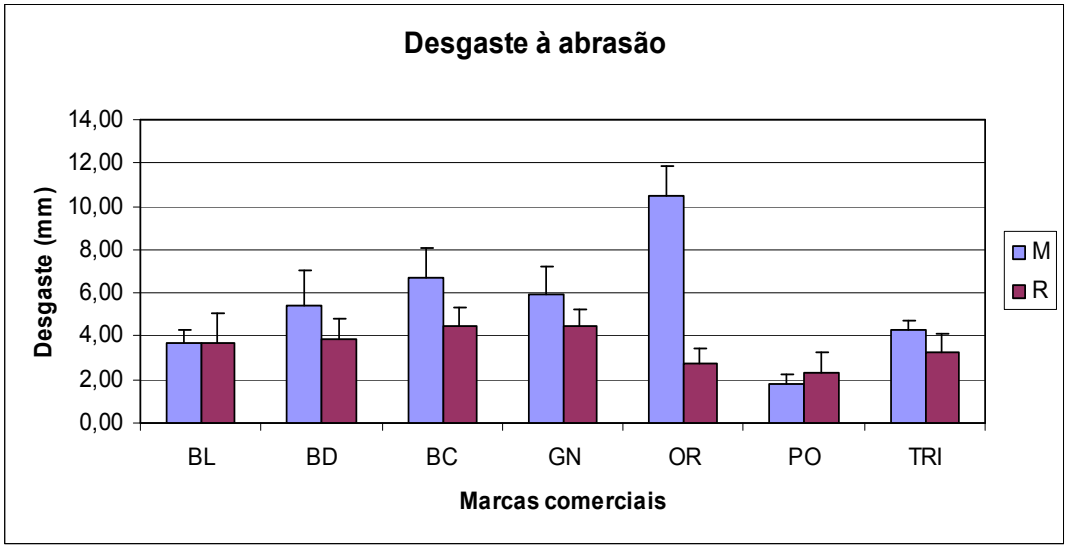


Figura 19. Quantidade de desgaste (µm) de todas as marcas comerciais contra ambos os antagonistas.

5.2 Microdureza superficial

Na Tabela 4 são apresentados os resultados do teste de microdureza superficial Vickers dos dentes artificiais testados.

Tabela 04. Valores médios e desvio-padrão da microdureza superficial dos corpos-de-prova (VHN).

	Dentes artificiais (Marcas)						
	BL	**BD**	**BC**	**IVOS**	**VIVO**	**ANT**	**TRI**
Microdureza superficial (VHN)	**22,1**	**19,7**	**22,7**	**21,9**	**19,2**	**22,9**	**21,4**
	21,4	**20,1**	**21,4**	**21,2**	**18,2**	**22,9**	**19,7**
	22,1	**20,1**	**22,0**	**21,5**	**20,2**	**21,1**	**18,6**
	22,0	**18,3**	**20,1**	**21,5**	**19,5**	**22,3**	**20,5**
	22,4	**18**	**20,1**	**20,3**	**18,1**	**21,7**	**19,9**
	21,9	**19,2**	**20,2**	**20,2**	**19,4**	**20,9**	**20,7**
Média (DP)	**22,1 (0,91)**	**18,9 (1,54)**	**21,0 (1,80)**	**21,1 (0,98)**	**19,1 (0,99)**	**21,9 (1,58)**	**20,1 (1,98)**

Na Tabela 5 são apresentados os resultados da análise de variância para os dados de microdureza superficial Vickers dos dentes artificiais testados.

Tabela 05. Análise de variância.

Fonte	DF	Soma de Quadr.	Quadr. Médio	F	Prob > F (P)
Microd.	**6**	**173,70159**	**28,9503**	**13,6013**	**<,0001**
Erro	**119**	**253,29056**	**2,1285**		
C. Total	**125**	**426,99214**			

Na Tabela 6 são apresentadas as comparações entre as médias de microdureza superficial analisadas pelo teste complementar de Tukey-Kramer HSD.

Tabela 06. Comparação de todos os pares usando o teste Tukey-Kramer HSD.

Marcas comerciais				**Médias** (VHN).
BL	**A**			**22,111111**
ANT	**A**			**21,983333**
IVOS	**A**	**B**		**21,088889**
BC	**A**	**B**		**21,083333**
TRI		**B**	**C**	**20,133333**
VIVO			**C**	**19,166667**
BD			**C**	**18,950000**

Letras iguais significam que são estatisticamente iguais

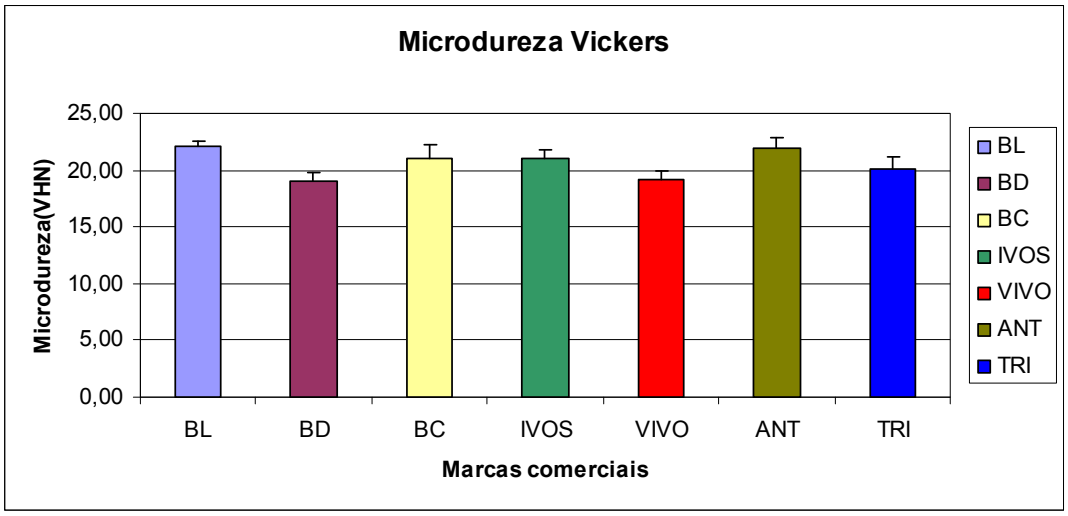


Figura 20. Valores médios de microdureza superficial dos corpos-de-prova.

5.3 Estabilidade de cor

Os valores espectrofotométricos para alteração de cor obtida antes e após a realização do procedimento de envelhecimento artificial acelerado, de cada corpo-de-prova de todas as marcas comerciais estudadas podem ser vistos no Apêndice A.

A Tabela 7 apresenta os valores de ΔE, as médias e respectivos desvios-padrão das sete diferentes marcas de dentes artificiais de resina testados.

Tabela 07. Alteração de cor (ΔE) de todos os corpos-de-prova.

	Dentes artificiais (Marcas)						
	BL	**BD**	**BC**	**IVOS**	**VIVO**	**ANT**	**TRI**
Corpos-de-prova (ΔE)	**1,56**	**4,07**	**2,19**	**2,39**	**2,55**	**1,28**	**2,82**
	1,37	**4,38**	**2,30**	**3,09**	**1,94**	**2,04**	**2,42**
	0,94	**4,85**	**1,42**	**2,05**	**1,37**	**2,84**	**2,49**
	1,65	**4,17**	**2,11**	**2,11**	**1,83**	**4,07**	**2,54**
	1,62	**4,69**	**1,58**	**2,34**	**1,11**	**3,26**	**2,26**
	1,22	**4,11**	**1,89**	**1,83**	**2,94**	**2,92**	**2,67**
Média	**1,39**	**4,37**	**1,91**	**2,30**	**1,95**	**2,73**	**2,53**
(DP)	**(0,27)**	**(0,32)**	**(0,35)**	**(0,43)**	**(0,69)**	**(0,96)**	**(0,19)**

Na Tabela 8 são apresentados os resultados da análise de variância dos dados obtidos para a alteração de cor observada para os dentes artificiais testados.

Tabela 08. Análise de variância para ΔE.

Fonte	DF	Soma de Quadr.	Quadr. Médio	F	Prob > F (P)
Cor	**6**	**32,845295**	**5,47422**	**19,6026**	**<,0001**
Erro	**35**	**9,774067**	**0,27926**		
C. Total	**41**	**42,619362**			

Na Tabela 9 são apresentadas as comparações entre as médias de ΔE analisadas pelo teste complementar de Tukey-Kramer HSD.

Tabela 09. Comparação de todos os pares usando o teste Tukey-Kramer HSD para ΔE.

Marcas comerciais				Médias
BD	**A**			**4,3783333**
ANT		**B**		**2,7350000**
TRI		**B**		**2,5333333**
IVOS		**B**	**C**	**2,3016667**
VIVO		**B**	**C**	**1,9566667**
BC		**B**	**C**	**1,9150000**
BL			**C**	**1,3933333**

Letras iguais significam que são estatisticamente iguais

De acordo com a análise estatística (tabela 09) e a figura 21, podemos observar que todos os dentes estudados apresentaram alguma alteração de cor após o procedimento de envelhecimento artificial acelerado, seja ela discreta ou clinicamente inaceitável ($\Delta E \geq 3,3$). Os dentes da marca Blue Dent apresentaram-se estatisticamente diferentes das outras marcas e foram os únicos que apresentaram valores de $\Delta E \geq 3,3$.

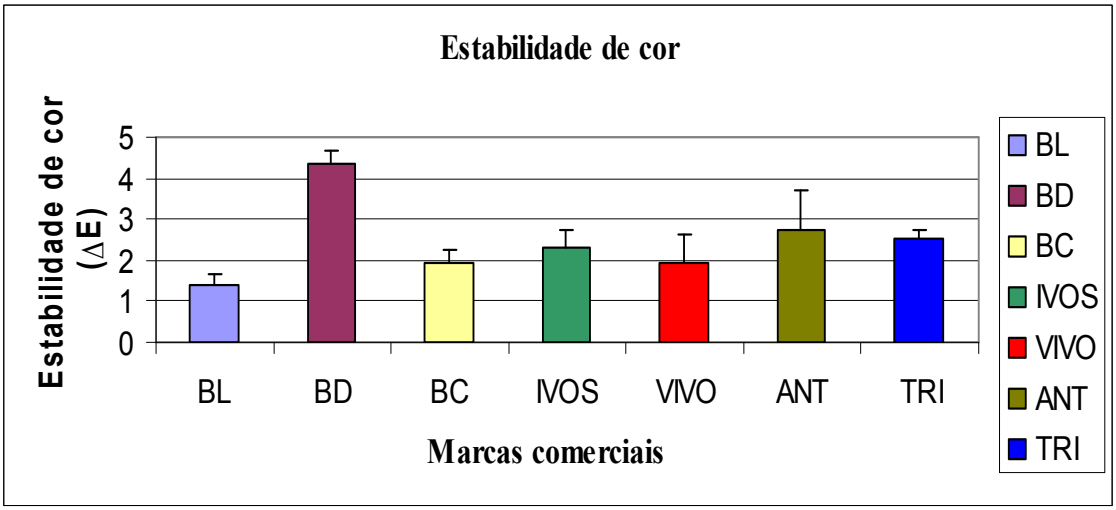


Figura 21. Alteração de cor dos dentes artificiais de resina.

6. DISCUSSÃO

O trabalho de pesquisa que visa a escolha dos materiais restauradores que substituem estruturas dentais perdidas tem se tornado uma realidade clínica preocupante tanto para o profissional quanto para o paciente, pois é necessário conjugar as necessidades deste às características dos materiais a serem utilizados. Esta dinâmica faz com que o cirurgião-dentista analise diversos materiais a fim de verificar se as propriedades exibidas por eles seriam suficientes para atender o ambiente que se estabelecerá e as funções que irão cumprir.

De acordo com Hirano et al. (1998), a avaliação da quantidade de desgaste de dentes artificiais é importante devido à sua influência na manutenção da máxima intercuspidação em relação cêntrica, eficiência mastigatória, dimensão vertical de oclusão e estabilidade oclusal.

Inúmeros trabalhos de simulação de uso de dentes artificiais têm sido feitos para avaliar grau de desgaste, nesse estudo o objetivo foi avaliar o grau de desgaste contra dois diferentes antagonistas (metálico - Ni-Cr e resina indireta - Solidex).

A partir de estudos que objetivam a avaliação das características dos materiais restauradores em relação à resistência abrasiva, sabe-se que não há liga ideal em todos os seus propósitos (ANUSAVICE, 1998) e que o material restaurador adequado deve causar mínimo desgaste no esmalte oposto ou no material antagonista. A resina composta indireta Solidex, um dos materiais antagonistas utilizados no presente estudo, apresenta boas condições para absorver o estresse oclusal; permite fácil ajuste, reparo e polimento; não desgasta a estrutura dental antagonista; possui estabilidade de cor e, ainda, é compatível com a dentina (HUDSON et al., 1995).

Diversos testes *in vitro* têm sido usados para avaliar desempenho clínico de dentes artificiais, os quais em sua maioria usam métodos que tentam simular o meio ambiente oral ou algum método de simulação aproximada. Nesse estudo o ensaio perfez 40.000 ciclos a uma velocidade 88mm/s, sendo que o conjunto corpo-de-prova/antagonista ficou totalmente imerso em água deionizada no decorrer de todo o ensaio.

O fenômeno de desgaste por abrasão que ocorre na cavidade oral é resultado de uma complexa interação entre diferentes mecanismos de desgaste e outros fatores como valor de ph, temperatura e hábitos nutricionais, que influenciam no grau de desgaste e diferem de pessoa para pessoa. Entretanto, seria praticamente impossível reproduzir essas condições da cavidade oral nesse estudo *in vitro*.

Segundo Whitman et al. (1987) e Hirano et al. (1998), dentes artificiais de resina acrílica melhorada (IPN, DCL), ou polímeros com adição de agentes inorgânicos são mais resistentes do que os dentes convencionais de polimetil-metacrilato.

O grupo SR-Postaris-DCL (double cross-linking [DCL] polimetil-metacrilato), apresentou realmente os menores valores de desgaste tanto contra antagonistas metálicos quanto para os antagonistas de resina indireta, porém o grupo SR-Orthosit-PE (polímero com preenchimento inorgânico), apresentou maior grau de desgaste contra Ni-Cr entre todos os outros materiais testados, porém contra os antagonistas de resina indireta, esteve entre os que apresentaram menores valores de desgaste.

A fabricação destes dentes sofreu diversos aprimoramentos no decorrer dos últimos anos, objetivando-se a redução de algumas de suas propriedades adversas, tais como: baixa resistência ao desgaste por abrasão e baixa estabilidade de cor. Prensagens múltiplas das diferentes camadas dos dentes possibilitaram a obtenção de padrões estéticos de alta qualidade e, supostamente, maior estabilidade de cor, enquanto que a formulação de resinas com alto grau de ligações cruzadas entre as cadeias de polímeros permitiu a confecção de dentes com maior dureza superficial e maior resistência ao desgaste por abrasão. A relação entre a microdureza superficial e a resistência à abrasão dos dentes artificiais de acrílico já foi confirmada anteriormente (SATOH et al., 1990), porém, não se sabe se estas propriedades também se relacionam com a estabilidade de cor dos mesmos.

O processo de envelhecimento artificial acelerado simula o efeito a longa exposição em condições ambientais, num processo que envolve exposição à luz ultravioleta e alterações na temperatura e umidade. Um dos fatores importantes na estabilidade de cor são as mudanças intrínsecas ocorridas na matriz resinosa causadas por radiação UV e aplicação da energia térmica, fator este que não pode ser eliminado com o polimento (KOLBECK et al., 2006). O processo de envelhecimento artificial utilizado no presente estudo submete as amostras tanto a radiação UV como ao uso de energia térmica, provocando alterações intrínsecas na matriz, e consequentemente alteração na cor das amostras.

Tal teste foi utilizado no presente estudo em um total de 384 horas de ação de envelhecimento artificial, no qual corresponde a 10 anos de envelhecimento natural (ASTM, 2006). Alguns estudos, que avaliavam a estabilidade de cor de resinas indiretas, utilizaram 1440 horas de ação, porém grande parte dessa alteração de cor ocorre nas primeiras 300 horas do processo de envelhecimento (RUYTER, NILNER, MÖLLER, 1987).

Em relação aos valores de aceitação clínica para alteração de cor (ΔE) de um material odontológico, há uma controvérsia na literatura. Alguns autores recomendam a substituição do material restaurador por motivos estéticos em valores de ΔE acima de 3,3 (INOKOSHI et al., 1996; KIM e HUM, 1996). Para outros autores, (CRAIG e POWERS, 2002; RUYTER, NILNER, MOLLER, 1987), este valor de $\Delta E = 3,3$ só é considerado clinicamente inaceitável por 50% dos observadores, sendo os valores de $\Delta E>3,8$ considerados inaceitáveis para todos os observadores. Outros autores ainda consideram valores para ΔE entre 3,3 e 3,7 clinicamente inaceitáveis (GOUVEIA, 2004).

No presente estudo, o limiar de aceitação clínica adotado foi $\Delta E<3,3$ (LEE e POWERS, 2007). Desta forma, apesar de todas as marcas terem apresentado certa alteração de cor, apenas os dentes da marca Blue Dent apresentaram $\Delta E>3,3$, ou seja, valores clinicamente inaceitáveis.

A análise instrumental da coloração oferece um potencial avanço quando comparada com a determinação visual da cor, leituras instrumentais são objetivas, confiáveis e mais rapidamente obtidas. O uso extensivo de colorímetros computadorizados e espectrofotômetros são relatados na pesquisa odontológica (BREWER et al., 1991; ISHIKAWA-NAGAI et al., 1994; OKUBO, 1998). Entretanto, a estabilidade de cor de dentes artificiais de resina acrílica submetidos ao processo de envelhecimento artificial acelerado ainda é pouco estudado.

Para a determinação dos dentes artificiais utilizados neste estudo foi levada em conta uma pesquisa informal de indicação junto a cirurgiões-dentistas e técnicos de prótese dentária, procurando abranger diferentes faixas, inclusive de custo (de R$ 3,00 a R$ 105,00 a placa), dos mais sofisticados aos mais populares.

Da análise geral dos resultados obtidos nos diferentes testes realizados depreende-se que nem sempre o custo mais alto (Antaris/Postaris e Vivodent/Orthosit), determinado em função de supostas melhores características, está justificado plenamente. Por exemplo, o grupo Antaris/Postaris teve a melhor resistência à abrasão e bons resultados de microdureza superficial Vickers, e sofreu grande variação de cor, embora clinicamente aceitável pelos parâmetros utilizados. Isso se contrapõe ao custo mais alto encontrado entre os dentes artificiais testados, já que a estética é um dos principais itens levados em conta para sua indicação. Para o grupo Vivodent/Orthosit, houve melhor comportamento quanto à variação de cor.

Para os dentes de valor comercial intermediário (Trilux e Gnatosthar/Ivostar) não houve diferenças quanto à alteração de cor e microdureza superficial, mas houve melhor comportamento do grupo Trilux em relação à resistência à abrasão.

Para o grupo dos dentes de valor comercial mais baixo, considerados populares, não foram obtidos bons resultados em nenhum dos testes para o grupo Blue Dent. Para o grupo Biocler embora houvesse maior desgaste no teste de resistência à abrasão e midrodureza

superficial Vickers intermediária, houve pequena alteração de cor, o que é interessante do ponto de vista clínico. Para este grupo, no entanto, os melhores resultados foram obtidos para o grupo Biolux que, aliás, apresentou a menor alteração de cor de modo geral, associada a bons resultados de resistência à abrasão e de microdureza superficial Vickers.

Conclui-se, portanto, que a decisão do cirurgião-dentista pela indicação de qualquer um dos dentes artificiais testados frente aos resultados obtidos neste estudo pode ser feita com base na análise de características importantes na determinação de sua funcionalidade e estética, aliada ao custo envolvido para o paciente.

7. CONCLUSÃO

Baseado na metodologia empregada, considerando as limitações existentes, e nos resultados obtidos neste estudo, conclui-se que:

1- O antagonista presente ou planejado exerce influência na escolha do dente artificial a ser utilizado na confecção da prótese;
2- A maior variação de resultados em relação à resistência à abrasão foi para o OR que apresentou o pior resultado contra antagonistas de Ni-Cr (10,45±1,42 μm) e resultados semelhantes aos melhores contra resina indireta (2,77±0,69μm);
3- O grupo PO apresentou os menores valores de desgaste tanto para antagonistas metálicos (1,7±0,42μm) quanto para os de resina indireta (2,3±0,91μm);
4- Em relação à microdureza superficial Vickers os grupos BL e BD apresentaram os maiores e menores valores de dureza superficial 22,11±0,91VHN e 18,95±1,54VHN, respectivamente;
5- O procedimento de envelhecimento artificial acelerado provocou alteração de cor em todos os dentes artificiais testados, sendo ela discreta ou clinicamente inaceitável ($\Delta E \geq 3,3$) apenas para os dentes da marca Blue Dent (4,37±0,32). A menor variação de ΔE foi observada para o grupo Biolux (1,39±0,27).

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1]ANUSAVICE, K.J. Phillips: **Materiais Dentários**. 10. ed., Trad. Edson Jorge Lima Moreira (coord.). Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S. A., 1998.

ABE, Y.; SATO, Y.; OHKAWA, S. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. **Int. J. Prosthodont.**, v.10, p.28-34, 1997.

APPELBAUM, M. Theories of posterior tooth selection: porcelain versus acrylic. **Dent. Clin North. Am.***,* v.28, n.2, p.299-306, 1984.

ASSUNÇÃO, W.G.; BARBOSA, D.B.; GOIATO, M.C. Evaluation of the wear rates of eight different brands of artificial resin teeth. **Cienc. Odontol. Bras.**, v.8, n.4, p.6-12, 2005.

ASTM STANDARDS G154-00A. Standard practice for operating fluorescent light apparatus for UV exposure of nonmetallic materials. **Annual Book of ASTM Standards.,** Pennsylvania: United States, v.14, n.4, p. 646-654, 2006.

BEZZON, O.L. et al. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and Coca base metal alloys: a comparative study with titanium. **J. Prosthet. Dent.**, v.92, n.3, 2004.

BONACHELA, W.C.; ROSSETTI, P.H.O. Planos de tratamento com próteses tipo overdenture, **In: _____. Overdentures; das raízes aos implantes osseointegrados.**, São Paulo: Santos, 2002. p.30.

BREWER, J.D.; GLENNON, J.S.; GALARPO, D.A. Spectrophotometric analysis of a nongreening metal-fusing porcelain. **J. Prosthet. Dent.**, v.65, n.5, p.634-641, 1991.

BRIGAGÃO, V.; CAMARGO, F.; NEISSER, M. Avaliação *in vitro* da resistência ao desgaste de dentes artificiais. **Cienc. Odontol. Bras***.,* v.8, n.3, p. 55-63, 2005.

BUMGARDNER, J.D.; LUCAS, L.C. Surface analysis of nikel – chromium dental alloys. **Dent. Mater**., Copenhagen, v.9, n.4, p.252-9, 1993.

CLARK, E.B. An Analysis of Tooth Color. **J. Am. Dent. Assoc**., v.18, p.293, 1931.

COFFEY, J.P. et al. *In vitro* study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. **J. Prosthet. Dent.,** v.54, p.273-280, 1985.

[1]De acordo com: Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023: Informação e Documentação: Referências: Elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

CRAIG, R.G. e POWERS, J.M. **Materiais Dentários Restauradores**. São Paulo: Livraria Santos Editora Ltda., 2004.

DISCACCIATI, J. et al. Extensão de Polimerização de uma resina composta fotoativada por duas diferentes unidades laboratoriais. **PCL Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial**., v.3, n.16, p.458-463, 2001-2002.

DOUGLAS, R.D. Precision of *in vivo* colorimetric assessments of teeth. **J. Prosthet. Dent.;** v.77, p.464-470, 1997.

DOUGLAS, W.H. et al. Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition. **J. Clin. Dent.**, v.4, p.43-47, 1993.

FERRACANE, J.L.; MOSER, J.B.; GREENER, E.H. Ultraviolet light-induced yellowing of dental restorative resins. **J. Prosthet. Dent.,** v.54, p.483-487, 1985.

FERRACANE, J.L. **Materials in Dentistry**: principles and applications. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2 ed, p.98-100, 2001.

FREITAS, K.M. **Estudo comparativo in vitro da resistência de resina acrílicas termopolimerizáveis e de dentes artificiais de resina acrílica à abrasão por escovação**. Ribeirão Preto, 2003. 87p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

GOUVEIA, J.C. **Estudo colorimétrico da translucidez de materiais restauradores odontológicos.** São Paulo, 2004. 93p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

GROSSI, M.L.; SOUZA, V.; ZUIM, P.R.J. Metalização das superfícies oclusais de dentes artificiais – com ligas alternativas. **Rev. Gaúcha Odontol.**, v.47, n.3, p.172-174, 1999.

HARRISON, A. e DRAUGHN, R. A. Abrasive wear, tensile strength and hardness of dental composite resins – Is there relationship? **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.36, n.4, p.395-8, 1976.

HANGENBUCH, K. Artificial teeth: a simbiosis of materials, anatomy and science. **Report Ivoclar – Vivadent.**, v.11, p.3-11, 1997.

HIRANO, S. et al.. In vitro wear of resin denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.2, p.152-155, 1998.

HUDSON, J.D.; GOLDSTEIN, G.R.; GEORGESCU, M. Enamel wear caused by three different restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.74, n.6, p.647-54, 1995.

INOKOSHI, S.M.B. et al. Opacity and color changes of tooth-colored restorative materials. **Oper. Dent.**, v.21, p.73-80, 1996.

ISHIKAWA-NAGAI, S. et al. Using a computer color-matching system in color reproduction of porcelain restorations. Part 3: A newly developed spectrophotometer designed for clinical application. **Int. J. Prosthodont.,** v.7, n.1, p.50-55, 1994.

JOINER, A. Tooth colour: a review of the literature. **J. Dent.**, v.32, p.3-12, 2004.

JOOSTE, C.; GEERTS, G.; ADAMS, L. Comparison of the clinical abrasion resistance of six commercially available denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.77, n.1, p.23-27, 1997.

KIM, H.S.; HUM, C.M. Color differences between resin composites and shade guides. **Quintessence Int.**, v.27, p.559-567, 1996.

KOLBECK, C. et al. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. **Dent. Mater**., v.22, p.63-68, 2006.

KROETZE, H.J. et al. Prevalence and need for replacement of amalgam and composite restoration in Dutch adults. **J. Dent. Rest**., v.69, p.1270-1274, 1990.

LEE, Y.K., POWERS, J.M. Color changes of resin composites in the reflectance and transmittance modes. **Dent. Mater.**, v.23, p.250-264, 2007.

LEWIS, A.J. Changes in the composition of a nickel-base partial denture casting alloy upon fusion and casting. **Aust. Dent. J**., Sidney, v.20, n.1, p. 14-8, 1975.

LINDQUIST, T.J.; OGLE, R.E.; DAVIS, E.L.; Twelve-month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials**. J. Prosthet. Dent**., v.74, n.2, p.156-161, 1995.

MANDIKOS, M.N.; McGIVNEY, G.P.; DAVIS, E. BUSH, P.J.; CARTER, J.M. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **J. Prosthet. Dent.,** v.85, p.386-395, 2001.

McLAREN, K. Colour space, colour scales and colour difference. In: McDonald R, editor. **Colour Physics for Industry.,** Huddersfiel: H. Chalesworth & Co Ltd; p.97-115, 1987.

MISCH, C.E. The effect of bruxismo on treatment planning for dental implants. **Dent. Today**., v.21, n.9, p.76-81, 2002.

MUTLU-SAGESEN, L. et al. Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. **J. Oral. Science.,** v.43, n.3, p.193-205, Sep. 2001.

OGLE, R.E.; DAVID, L.J.; ORTMAN, H.R. Clinical wear study of a new tooth material: part II. **J. Prosthet. Dent.**, v.54, p.67-75, 1985.

OGLE, R.E.; DAVIS, E.L. Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: thirty-six month results. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, p.145-151, 1998.

OKUBO, S.R. et al. Evaluation of visual and instrumental shade matching. **J. Prosthet. Dent**., v.80, n.6, p.642-648, 1998.

O'BRIEN, W.J. et al. Color distribution of three regions of extracted human teeth. **Dent. Mater.**, v.13, n.3, p.179-185, 1997.

POWERS, J.M.; DENNISON, J.B.; KORAN, A. Color stability of restorative resins under accelerate aging. **J. Dent. Res.**, v.57, p.964-970, 1978.

RAGAIN, J.C.; JOHNSTON, M.W. Color acceptance of direct dental restoratives by human observers. **Color Res. Appl.**, v.25, p.278-285, 2000.

REIS, K.R. **Análise da microdureza superficial Knoop e da resistência ao desgaste de dentes artificiais de resina acrílica**. Bauru, 2005.130p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

ROLLO, J.M.D.A. e ROSSITTI, S.M. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. **Rev. Odontol. Univ São Paulo.**, v.13, n.1, p.61-6, 1999.

RUYTER, I.E. et al. Color stability of dental composite resin materials for crow and bridge veneers. **Dent. Mater.**, v.3, p.246-251, 1987.

SAGESEN, M. et al. Color stability of different denture teeth materials: an in vitro study. **J. Oral. Science.,** v.43, n.3, p.193-205, 2001.

SARAFIANOU, A. et al. Color stability and degree of cure of direct composite restoratives after accelerated aging. **Oper. Dent.**, v.32, n.4, p.406-411, 2007.

SATO, Y.; AKAGAWA, Y.; OKHAWA, S. An in vitro study of high-strength resin posterior tooth wear. **Int. J. Prostodont.,** v.10, n.1, p.28-34, 1997.

SATOY, Y. et al. Wear of artificial denture teeth by use of toothbrushes. Part 1: Abrasive wear of anterior teeth. **J. Nihon. Univ. Sch. Dent***.,* v.32, n.4, p.247-258, 1990.

SATOH, Y.; NAGAI, E.; MAEJIMA, K.; MATSUZU, R. et al. Wear of denture teeth by use of metal plates – part 2: abrasive wear of posterior teeth. **J. Nihon. Univ. Sch. Dent.**, v.34, n.1, p.16-27, 1992.

SEGHI, R.R.; ROSENSTIEL, S.F.; BAUER,P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.70, n.3, p.221-5, 1991.

SPROULL , R.C. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.5, p.453-457, 2001.

SPROULL, R.C. Color matching in dentistry. Part II. Practical applications of the organization of color. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.5, p.458-464, 2001.

STOBER, T. et al. Wear of resin denture teeth by two-body contact. **Dent. Mater.,** v.22, p.243-249, 2006.

SUZUKI, S.; TAMURA, F. In vitro wear of nano-composite denture teeth. **Int. J. Prosthodont.**, v.13, p.238-243, 2004.

TEOH, S. H. et al. Bruxism-type dental wear simulator for ranking of dental restorative materials. **J. Biomed. Mater. Res.**, v.43, n.2, p.175-83, 1998.

VAN DER BURGT, T.P. et al. A comparison of new and conventional methods for qualification of tooth color. **J. Prosthet. Dent.**, v.63, n.2, p.155-162, 1990.

WARREN, K. e CAPP, N.J. Occlusal accuracy in restorative dentistry: the role of the clinician in controlling clinical and laboratory procedures. **Quintessence Int.**, v.22, n.9, p. 695-702, 1991.

WATTS, A.; ADDY, M. Tooth discoloration and staining: a review of the literature. **Br Dent J**., v.190, n.6, p.309-316, 2001.

WEISS, P.A. New design parameters: utilizing the propertie of nickel-chromium superalloys. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.21, n.4, p.769-85, 1977.

WHITMAN, D.J. et al. In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. **J. Prosthet. Dent.**, v.57, p.243-246, 1987.

WILEY, M.G. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. **J. Prosthet. Dent.,** v.61, n.2, p.133-7, 1989.

WINKLER, S.; MONASKY, G.E.; KWOK, J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. **J. Prosthet. Dent***.,* v.67, n.6, p.812-814, 1992.

YIP, K.H.; SMALES, R.J.; KAIDONIS, J.A. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. **Int. J. Prosthodont.**, v.17, p.350-356, 2004.

ZENG, J. et al. In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.94, p.453-457, 2005.

APÊNDICE A

Resistência à abrasão

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Biolux contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
BL 1M	2.72
BL 2M	4.28
BL 3M	3.41
BL 4M	3.76
BL 5M	4.39
BL 6M	3.65
BL 1R	1.96
BL 2R	4.65
BL 3R	3.01
BL 4R	4.14
BL 5R	5.57
BL 6R	2.88

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Blue Dent contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
BD 1M	5.63
BD 2M	4.05
BD 3M	4.53
BD 4M	6.37
BD 5M	8.03
BD 6M	3.61
BD 1R	3.05
BD 2R	2.61
BD 3R	3.67
BD 4R	4.42
BD 5R	3.86
BD 6R	5.41

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Biocler contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
BC 1M	8.31
BC 2M	7.45
BC 3M	6.22
BC 4M	6.12
BC 5M	4.50
BC 6M	7.62
BC 1R	4.49
BC 2R	4.57
BC 3R	5.71
BC 4R	3.73
BC 5R	3.50
BC 6R	4.91

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Gnathostar contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
GN 1M	6.26
GN 2M	7.91
GN 3M	5.99
GN 4M	6.30
GN 5M	5.05
GN 6M	3.99
GN 1R	4.28
GN 2R	3.75
GN 3R	4.65
GN 4R	4.78
GN 5R	3.83
GN 6R	5.73

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Orthosit contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
OR 1M	10.66
OR 2M	8.80
OR 3M	8.61
OR 4M	11.09
OR 5M	11.71
OR 6M	11.86
OR 1R	2.72
OR 2R	3.89
OR 3R	3.23
OR 4R	2.65
OR 5R	2.01
OR 6R	2.15

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Postaris contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	Desgaste em µm
PO 1M	1.99
PO 2M	1.60
PO 3M	1.06
PO 4M	2.17
PO 5M	2.18
PO 6M	1.73
PO 1R	2.10
PO 2R	2.48
PO 3R	2.90
PO 4R	3.58
PO 5R	2.08
PO 6R	0.86

Valores originais do desgaste à abrasão dos dentes da marca Trilux contra ambos os antagonistas.

Corpo-de-prova	**Desgaste em µm**
TR 1M	4.62
TR 2M	4.19
TR 3R	3.49
TR 4M	4.69
TR 5M	4.56
TR 6M	4.31
TR 1R	4.04
TR 2R	4.33
TR 3R	2.43
TR 4R	2.36
TR 5R	2.86
TR 6R	3.67

Microdureza Superficial

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Biolux.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
BL 1	20,3	21,9	24,2	22,1	1,96
BL 2	21,6	21,2	21,5	21,4	0,21
BL 3	21,9	22,7	21,7	22,1	0,53
BL 4	23,1	23,0	22,2	22,0	0,49
BL 5	21,9	23,5	21,7	22,4	0,99
BL 6	21,6	22,4	21,6	21,9	0,46

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Blue Dent.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
BD 1	18,8	19,9	20,4	19,7	0,82
BD 2	19,7	20,1	20,4	20,1	0,35
BD 3	20,7	20,3	14,4	20,1	0,67
BD 4	18,6	19,1	17,2	18,3	0,98
BD 5	16,9	18,7	18,3	18,0	0,95
BD 6	19,3	19,1	19,2	19,2	0,10

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Biocler.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
BC 1	19,7	22,9	25,6	22,7	2,95
BC 2	23,8	20,7	19,7	21,4	2,14
BC 3	21,9	22,3	21,7	22,0	0,31
BC 4	20,3	20,1	20,0	20,1	0,15
BC 5	22,6	19,0	18,7	20,1	2,17
BC 6	20,5	20,0	20,0	20,2	0,29

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Ivostar.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
IVOS 1	21,6	21,5	22,6	21,9	0,61
IVOS 2	20,0	22,7	21,0	21,2	1,37
IVOS 3	20,9	22,4	21,1	21,5	0,81
IVOS 4	21,2	22,0	21,2	21,5	0,46
IVOS 5	20,2	21,4	19,2	20,3	1,10
IVOS 6	20,6	19,6	20,4	20,2	0,53

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Vivodent.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
VIVO 1	19,0	20,7	19,2	19,6	0,93
VIVO 2	18,3	17,7	18,7	18,2	0,50
VIVO 3	19,2	20,7	20,7	20,2	0,87
VIVO 4	18,9	20,5	19,0	19,5	0,90
VIVO 5	17,7	18,1	18,5	18,1	0,40
VIVO 6	19,9	19,6	18,6	19,4	0,68

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Antaris.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
ANT 1	23,6	24,6	20,5	22,9	2,14
ANT 2	25,4	20,8	22,6	22,9	2,32
ANT 3	20,4	20,7	22,1	21,1	0,91
ANT 4	23,0	21,5	22,5	22,3	0,76
ANT 5	23,9	21,2	20,1	21,7	1,96
ANT 6	21,6	20,4	20,8	20,9	0,61

Valores (VHN) da microdureza superficial dos terços incisal, médio e cervical dos corpos-de-prova da marca Trilux.

	I	M	C	$\bar{X}$	S
TR 1	19,4	21,4	23,3	21,4	1,95
TR 2	18,4	19,8	20,8	19,7	1,21
TR 3	16,6	19,3	19,9	18,6	1,76
TR 4	16,6	20,1	24,9	20,5	4,16
TR 5	20,1	19,4	20,02	19,9	0,44
TR 6	21,6	20,4	20,2	20,7	0,76

Estabilidade de cor

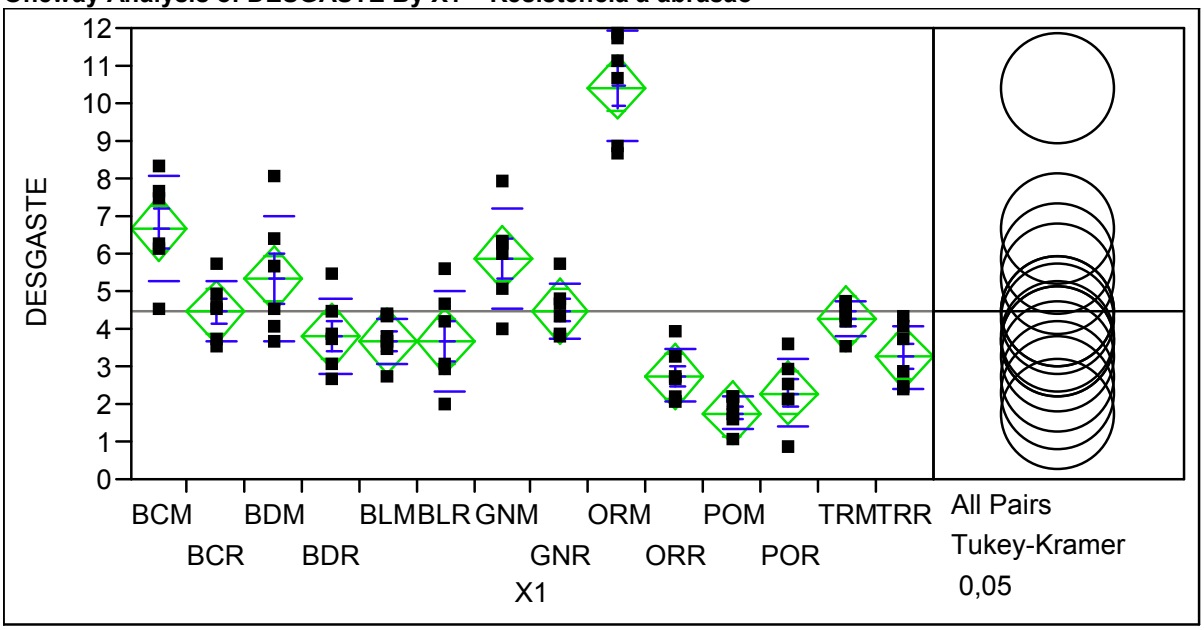
Resultados da espectrofotometria dos corpos-de-prova (6) das sete marcas comerciais dos dentes artificiais antes e após o procedimento de envelhecimento artificial acelerado.

	Antes			Após			Diferença (Δ) e ΔE			
	L*	a*	b*	L*	a*	b*	ΔL*	Δa*	Δb*	ΔE
Biolux	46,91	1,82	16,34	46,36	2,44	17,7	-0,54	0,62	1,33	1,56
	45,87	2,67	15,51	46,58	2,77	16,69	0,71	0,10	1,17	1,37
	46,39	2,40	16,89	46,50	2,91	17,68	0,11	0,51	0,79	0,94
	46,73	3,34	16,33	47,51	3,35	17,80	0,77	0,01	1,47	1,65
	47,35	4,64	16,69	47,67	3,30	17,56	0,32	-1,34	0,87	1,62
	46,95	3,63	16,25	46,74	2,78	17,11	-0,21	-0,85	0,85	1,22
Blue Dent	45,46	1,12	14,93	45,62	2,22	18,86	0,15	1,09	3,92	4,07
	45,52	0,92	13,90	44,73	1,86	18,12	-0,78	0,93	4,21	4,38
	46,10	1,43	14,38	45,10	1,73	19,13	-0,99	0,29	4,74	4,85
	46,01	1,82	14,80	45,07	2,69	18,78	-0,93	0,87	3,98	4,17
	46,40	1,72	14,80	45,18	1,95	19,34	-1,22	0,22	4,53	4,69
	46,32	1,00	15,04	45,53	1,66	19,04	-0,75	0,65	3,99	4,11
Biocler	44,97	2,15	13,36	44,60	1,59	15,50	-0,38	-0,56	2,09	2,19
	44,47	2,46	12,90	44,20	1,65	15,00	-0,31	-0,80	2,14	2,30
	44,73	2,03	15,08	44,60	2,48	16,40	-0,12	0,45	1,35	1,42
	44,89	2,06	13,42	44,30	2,03	15,40	-0,62	-0,03	2,02	2,11
	44,66	1,93	14,33	44,80	2,01	15,90	0,12	0,07	1,58	1,58
	41,74	1,26	12,06	41,60	1,56	13,90	-0,16	0,29	1,87	1,89
Ivostar	42,79	1,73	13,90	42,50	0,30	15,80	-0,25	-1,42	1,91	2,39
	42,33	0,89	14,40	43,60	0,60	16,90	1,27	-1,45	2,42	3,09
	42,21	1,26	13,90	43,00	0,75	15,80	0,75	-0,05	1,85	2,05
	42,27	1,41	13,60	42,60	0,77	15,60	0,34	-0,64	1,99	2,11
	42,16	1,31	13,32	42,50	0,15	15,40	0,29	-1,16	2,02	2,34
	42,71	0,38	13,98	43,10	0,69	15,80	0,34	0,30	1,78	1,83
Vivodent	40,94	3,13	12,27	40,90	1,78	14,40	-0,07	-1,35	2,17	2,55
	39,98	1,73	12,19	40,10	1,59	14,10	0,07	-0,14	1,94	1,94
	39,91	1,76	12,58	39,90	2,04	13,90	-0,04	0,28	1,35	1,37
	39,91	2,09	12,58	40,10	2,33	14,40	0,14	0,23	1,82	1,83
	39,71	2,00	12,90	39,90	2,14	14,00	0,15	0,13	1,10	1,11
	38,74	2,23	12,46	39,90	0,55	14,80	0,55	-1,68	2,35	2,94
Antaris	27,90	2,07	6,95	28,5	0,97	7,36	0,55	-1,09	0,40	1,28
	27,98	2,33	7,35	29,0	0,62	7,76	1,05	-1,71	0,41	2,04
	27,74	2,97	6,30	29,5	1,24	7,79	1,71	-1,73	1,48	2,84
	27,73	3,39	5,04	29,3	0,82	7,77	1,60	-2,57	2,73	4,07
	27,77	2,93	5,27	29,6	1,63	7,67	1,81	-1,30	2,39	3,26
	27,70	2,94	5,68	29,4	1,31	7,43	1,70	-1,63	1,71	2,92
Trilux	38,76	2,30	12,69	39,4	0,53	14,80	0,62	-1,77	2,11	2,82
	38,82	2,60	12,17	39,3	1,16	14,10	0,07	-0,14	1,94	1,94
	38,86	2,13	12,42	39,2	0,80	14,50	0,30	-1,32	2,09	2,49
	38,94	2,18	12,19	39,0	0,83	14,00	0,56	-1,33	2,10	2,54
	38,26	3,70	12,14	39,4	1,04	14,1	0,47	-1,13	1,90	2,26
	38,44	2,16	11,87	39,8	2,02	13,6	1,50	-1,67	1,46	2,67

L* (luminosidade); a* (eixo vermelho-verde); b* (eixo azul-amarelo); ΔL* (L* "depois" – L* "antes"); Δa* (a* "depois" – a* "antes"); Δb* (b* "depois" – b* "antes"); e ΔE (alteração de cor)

APÊNDICE B

Oneway Analysis of DESGASTE By X1 – Resistência à abrasão



Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,829739
Adj Rsquare	0,798119
Root Mean Square Error	1,0387
Mean of Response	4,510833
Observations (or Sum Wgts)	84

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
BCM	6	6,7033	0,42405	5,8576	7,549
BCR	6	4,4850	0,42405	3,6393	5,331
BDM	6	5,3700	0,42405	4,5243	6,216
BDR	6	3,8367	0,42405	2,9909	4,682
BLM	6	3,7017	0,42405	2,8559	4,547
BLR	6	3,7017	0,42405	2,8559	4,547
GNM	6	5,9167	0,42405	5,0709	6,762
GNR	6	4,5033	0,42405	3,6576	5,349
ORM	6	10,4550	0,42405	9,6093	11,301
ORR	6	2,7750	0,42405	1,9293	3,621
POM	6	1,7883	0,42405	0,9426	2,634
POR	6	2,3333	0,42405	1,4876	3,179
TRM	6	4,3000	0,42405	3,4543	5,146
TRR	6	3,2817	0,42405	2,4359	4,127

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
BCM	6	6,7033	1,37169	0,55999	5,2638	8,143
BCR	6	4,4850	0,80359	0,32806	3,6417	5,328
BDM	6	5,3700	1,65462	0,67549	3,6336	7,106
BDR	6	3,8367	0,99675	0,40692	2,7906	4,883
BLM	6	3,7017	0,61042	0,24920	3,0611	4,342
BLR	6	3,7017	1,32432	0,54065	2,3119	5,091
GNM	6	5,9167	1,31960	0,53872	4,5318	7,302
GNR	6	4,5033	0,73124	0,29853	3,7359	5,271
ORM	6	10,4550	1,42389	0,58130	8,9607	11,949
ORR	6	2,7750	0,69925	0,28547	2,0412	3,509
POM	6	1,7883	0,42640	0,17408	1,3409	2,236
POR	6	2,3333	0,91500	0,37355	1,3731	3,294
TRM	6	4,3000	0,43882	0,17915	3,8395	4,761
TRR	6	3,2817	0,84587	0,34533	2,3940	4,169

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
3,47429	0,05

Abs(Dif) -LSD	ORM	BCM	GNM	BDM	GNR	BCR	TRM	BDR	BLR	BLM	TRR	ORR	POR	POM
ORM	-2,0835	1,6682	2,4548	3,0015	3,8682	3,8865	4,0715	4,5348	4,6698	4,6698	5,0898	5,5965	6,0382	6,5832
BCM	1,6682	-2,0835	-1,2968	-0,7502	0,1165	0,1348	0,3198	0,7832	0,9182	0,9182	1,3382	1,8448	2,2865	2,8315
GNM	2,4548	-1,2968	-2,0835	-1,5368	-0,6702	-0,6518	-0,4668	-0,0035	0,1315	0,1315	0,5515	1,0582	1,4998	2,0448
BDM	3,0015	-0,7502	-1,5368	-2,0835	-1,2168	-1,1985	-1,0135	-0,5502	-0,4152	-0,4152	0,0048	0,5115	0,9532	1,4982
GNR	3,8682	0,1165	-0,6702	-1,2168	-2,0835	-2,0652	-1,8802	-1,4168	-1,2818	-1,2818	-0,8618	-0,3552	0,0865	0,6315
BCR	3,8865	0,1348	-0,6518	-1,1985	-2,0652	-2,0835	-1,8985	-1,4352	-1,3002	-1,3002	-0,8802	-0,3735	0,0682	0,6132
TRM	4,0715	0,3198	-0,4668	-1,0135	-1,8802	-1,8985	-2,0835	-1,6202	-1,4852	-1,4852	-1,0652	-0,5585	-0,1168	0,4282
BDR	4,5348	0,7832	-0,0035	-0,5502	-1,4168	-1,4352	-1,6202	-2,0835	-1,9485	-1,9485	-1,5285	-1,0218	-0,5802	-0,0352
BLR	4,6698	0,9182	0,1315	-0,4152	-1,2818	-1,3002	-1,4852	-1,9485	-2,0835	-2,0835	-1,6635	-1,1568	-0,7152	-0,1702
BLM	4,6698	0,9182	0,1315	-0,4152	-1,2818	-1,3002	-1,4852	-1,9485	-2,0835	-2,0835	-1,6635	-1,1568	-0,7152	-0,1702
TRR	5,0898	1,3382	0,5515	0,0048	-0,8618	-0,8802	-1,0652	-1,5285	-1,6635	-1,6635	-2,0835	-1,5768	-1,1352	-0,5902
ORR	5,5965	1,8448	1,0582	0,5115	-0,3552	-0,3735	-0,5585	-1,0218	-1,1568	-1,1568	-1,5768	-2,0835	-1,6418	-1,0968
POR	6,0382	2,2865	1,4998	0,9532	0,0865	0,0682	-0,1168	-0,5802	-0,7152	-0,7152	-1,1352	-1,6418	-2,0835	-1,5385
POM	6,5832	2,8315	2,0448	1,4982	0,6315	0,6132	0,4282	-0,0352	-0,1702	-0,1702	-0,5902	-1,0968	-1,5385	-2,0835

Positive values show pairs of means that are significantly different.

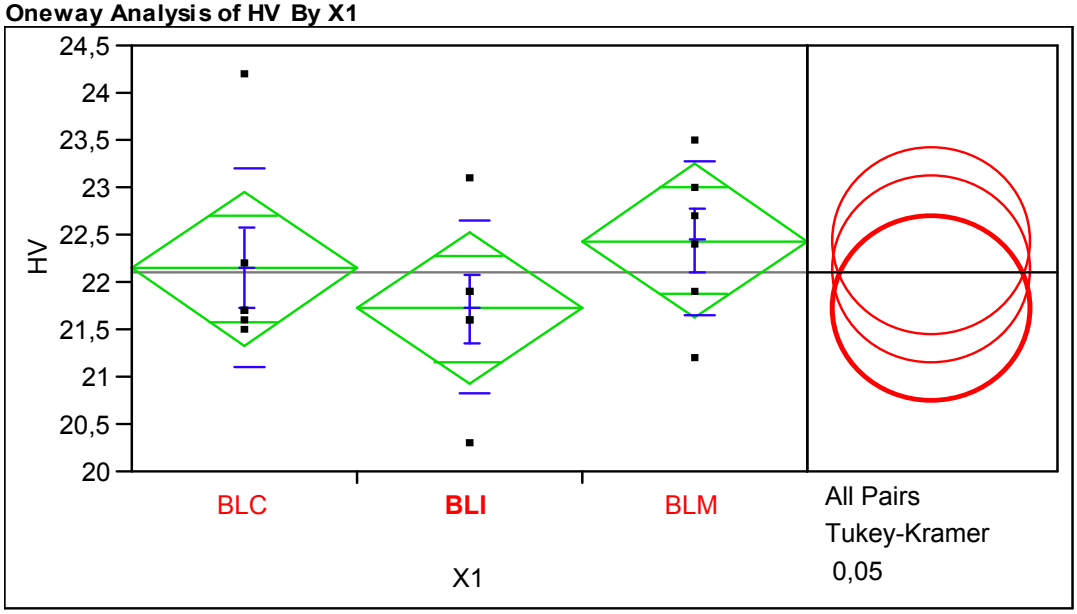
Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
ORM	POM	8,666667	6,58315	10,75018	
ORM	POR	8,121667	6,03815	10,20518	
ORM	ORR	7,680000	5,59649	9,76351	
ORM	TRR	7,173333	5,08982	9,25685	
ORM	BLR	6,753333	4,66982	8,83685	
ORM	BLM	6,753333	4,66982	8,83685	
ORM	BDR	6,618333	4,53482	8,70185	
ORM	TRM	6,155000	4,07149	8,23851	
ORM	BCR	5,970000	3,88649	8,05351	
ORM	GNR	5,951667	3,86815	8,03518	
ORM	BDM	5,085000	3,00149	7,16851	
BCM	POM	4,915000	2,83149	6,99851	
ORM	GNM	4,538333	2,45482	6,62185	
BCM	POR	4,370000	2,28649	6,45351	
GNM	POM	4,128333	2,04482	6,21185	
BCM	ORR	3,928333	1,84482	6,01185	
ORM	BCM	3,751667	1,66815	5,83518	
GNM	POR	3,583333	1,49982	5,66685	
BDM	POM	3,581667	1,49815	5,66518	
BCM	TRR	3,421667	1,33815	5,50518	
GNM	ORR	3,141667	1,05815	5,22518	
BDM	POR	3,036667	0,95315	5,12018	
BCM	BLM	3,001667	0,91815	5,08518	
BCM	BLR	3,001667	0,91815	5,08518	
BCM	BDR	2,866667	0,78315	4,95018	
GNR	POM	2,715000	0,63149	4,79851	
BCR	POM	2,696667	0,61315	4,78018	
GNM	TRR	2,635000	0,55149	4,71851	

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BDM	ORR	2,595000	0,51149	4,67851	
TRM	POM	2,511667	0,42815	4,59518	
BCM	TRM	2,403333	0,31982	4,48685	
BCM	BCR	2,218333	0,13482	4,30185	
GNM	BLM	2,215000	0,13149	4,29851	
GNM	BLR	2,215000	0,13149	4,29851	
BCM	GNR	2,200000	0,11649	4,28351	
GNR	POR	2,170000	0,08649	4,25351	
BCR	POR	2,151667	0,06815	4,23518	
BDM	TRR	2,088333	0,00482	4,17185	
GNM	BDR	2,080000	-0,00351	4,16351	
BDR	POM	2,048333	-0,03518	4,13185	
TRM	POR	1,966667	-0,11685	4,05018	
BLR	POM	1,913333	-0,17018	3,99685	
BLM	POM	1,913333	-0,17018	3,99685	
GNR	ORR	1,728333	-0,35518	3,81185	
BCR	ORR	1,710000	-0,37351	3,79351	
BDM	BLM	1,668333	-0,41518	3,75185	
BDM	BLR	1,668333	-0,41518	3,75185	
GNM	TRM	1,616667	-0,46685	3,70018	
BDM	BDR	1,533333	-0,55018	3,61685	
TRM	ORR	1,525000	-0,55851	3,60851	
BDR	POR	1,503333	-0,58018	3,58685	
TRR	POM	1,493333	-0,59018	3,57685	
GNM	BCR	1,431667	-0,65185	3,51518	
GNM	GNR	1,413333	-0,67018	3,49685	
BLR	POR	1,368333	-0,71518	3,45185	
BLM	POR	1,368333	-0,71518	3,45185	
BCM	BDM	1,333333	-0,75018	3,41685	
GNR	TRR	1,221667	-0,86185	3,30518	
BCR	TRR	1,203333	-0,88018	3,28685	
BDM	TRM	1,070000	-1,01351	3,15351	
BDR	ORR	1,061667	-1,02185	3,14518	
TRM	TRR	1,018333	-1,06518	3,10185	
ORR	POM	0,986667	-1,09685	3,07018	
TRR	POR	0,948333	-1,13518	3,03185	
BLR	ORR	0,926667	-1,15685	3,01018	
BLM	ORR	0,926667	-1,15685	3,01018	
BDM	BCR	0,885000	-1,19851	2,96851	
BDM	GNR	0,866667	-1,21685	2,95018	
GNR	BLM	0,801667	-1,28185	2,88518	
GNR	BLR	0,801667	-1,28185	2,88518	
BCM	GNM	0,786667	-1,29685	2,87018	
BCR	BLM	0,783333	-1,30018	2,86685	
BCR	BLR	0,783333	-1,30018	2,86685	
GNR	BDR	0,666667	-1,41685	2,75018	
BCR	BDR	0,648333	-1,43518	2,73185	
TRM	BLM	0,598333	-1,48518	2,68185	
TRM	BLR	0,598333	-1,48518	2,68185	
BDR	TRR	0,555000	-1,52851	2,63851	
GNM	BDM	0,546667	-1,53685	2,63018	
POR	POM	0,545000	-1,53851	2,62851	
TRR	ORR	0,506667	-1,57685	2,59018	
TRM	BDR	0,463333	-1,62018	2,54685	
ORR	POR	0,441667	-1,64185	2,52518	
BLR	TRR	0,420000	-1,66351	2,50351	
BLM	TRR	0,420000	-1,66351	2,50351	
GNR	TRM	0,203333	-1,88018	2,28685	
BCR	TRM	0,185000	-1,89851	2,26851	
BDR	BLM	0,135000	-1,94851	2,21851	
BDR	BLR	0,135000	-1,94851	2,21851	
GNR	BCR	0,018333	-2,06518	2,10185	
BLR	BLM	4,441e-16	-2,08351	2,08351	

BIOLUX

Oneway Analysis of HV By X1



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,109177
Adj Rsquare	-0,0096
Root Mean Square Error	0,919541
Mean of Response	22,11111
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	1,554444	0,777222	0,9192	0,4202
Error	15	12,683333	0,845556		
C. Total	17	14,237778			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
BLC	6	22,1500	0,37540	21,350	22,950
BLI	6	21,7333	0,37540	20,933	22,533
BLM	6	22,4500	0,37540	21,650	23,250

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
BLC	6	22,1500	1,03296	0,42170	21,066	23,234
BLI	6	21,7333	0,89592	0,36576	20,793	22,674
BLM	6	22,4500	0,81670	0,33342	21,593	23,307

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

Abs(Dif)-LSD	BLM	BLC	BLI
BLM	-1,3790	-1,0790	-0,6623
BLC	-1,0790	-1,3790	-0,9623
BLI	-0,6623	-0,9623	-1,3790

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level		Mean
BLM	A	22,450000
BLC	A	22,150000
BLI	A	21,733333

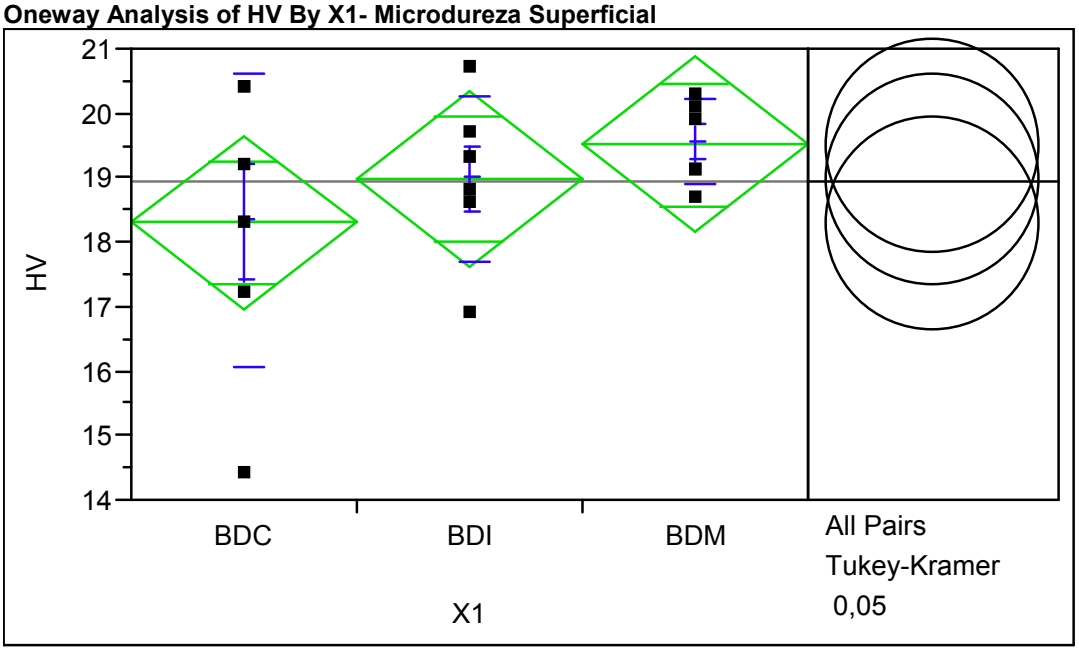
Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BLM	BLI	0,7166667	-0,66232	2,095656	
BLC	BLI	0,4166667	-0,96232	1,795656	
BLM	BLC	0,3000000	-1,07899	1,678990	

BLUE DENT

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,109651
Adj Rsquare	-0,00906
Root Mean Square Error	1,554384
Mean of Response	18,95
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	4,463333	2,23167	0,9237	0,4185
Error	15	36,241667	2,41611		
C. Total	17	40,705000			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
BDC	6	18,3167	0,63457	16,964	19,669
BDI	6	19,0000	0,63457	17,647	20,353
BDM	6	19,5333	0,63457	18,181	20,886

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
BDC	6	18,3167	2,28247	0,93181	15,921	20,712
BDI	6	19,0000	1,27122	0,51897	17,666	20,334
BDM	6	19,5333	0,65013	0,26541	18,851	20,216

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

Abs(Dif)-LSD	BDM	BDI	BDC
BDM	-2,3310	-1,7977	-1,1144
BDI	-1,7977	-2,3310	-1,6477
BDC	-1,1144	-1,6477	-2,3310

Positive values show pairs of means that are significantly different.

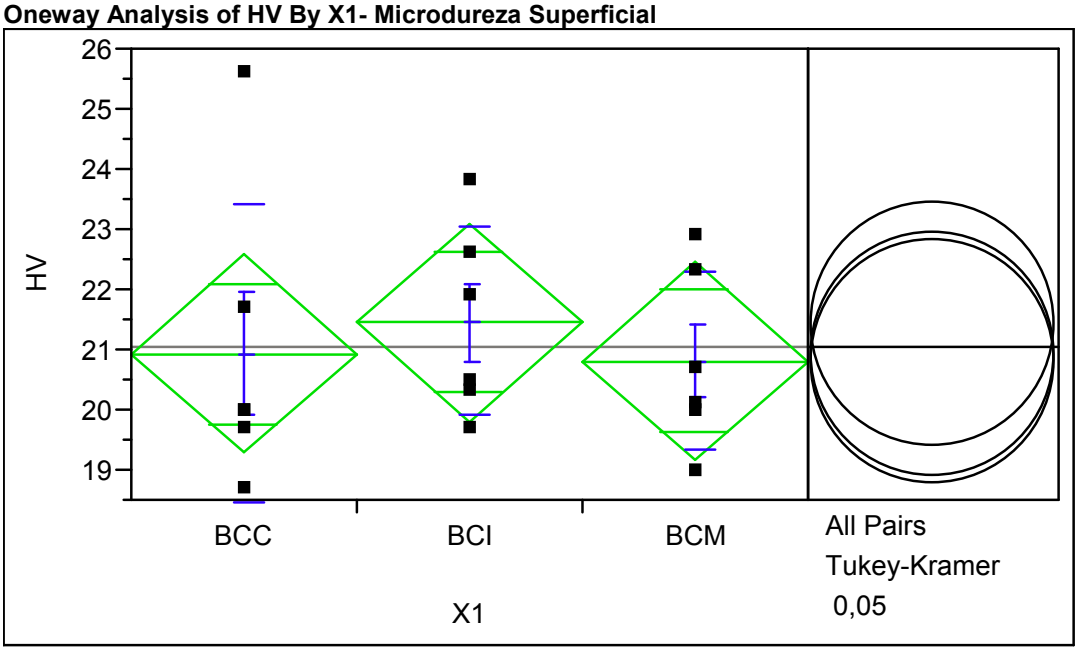
Level		Mean
BDM	A	19,533333
BDI	A	19,000000
BDC	A	18,316667

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BDM	BDC	1,216667	-1,11437	3,547700	
BDI	BDC	0,683333	-1,64770	3,014366	
BDM	BDI	0,533333	-1,79770	2,864366	

BIOCLER

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,024633
Adj Rsquare	-0,10542
Root Mean Square Error	1,897044
Mean of Response	21,08333
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	1,363333	0,68167	0,1894	0,8294
Error	15	53,981667	3,59878		
C. Total	17	55,345000			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
BCC	6	20,9500	0,77447	19,299	22,601
BCI	6	21,4667	0,77447	19,816	23,117
BCM	6	20,8333	0,77447	19,183	22,484

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
BCC	6	20,9500	2,47447	1,0102	18,353	23,547
BCI	6	21,4667	1,57056	0,6412	19,818	23,115
BCM	6	20,8333	1,48549	0,6064	19,274	22,392

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

Abs(Dif)-LSD	BCI	BCC	BCM
BCI	-2,8449	-2,3282	-2,2116
BCC	-2,3282	-2,8449	-2,7282
BCM	-2,2116	-2,7282	-2,8449

Positive values show pairs of means that are significantly different.

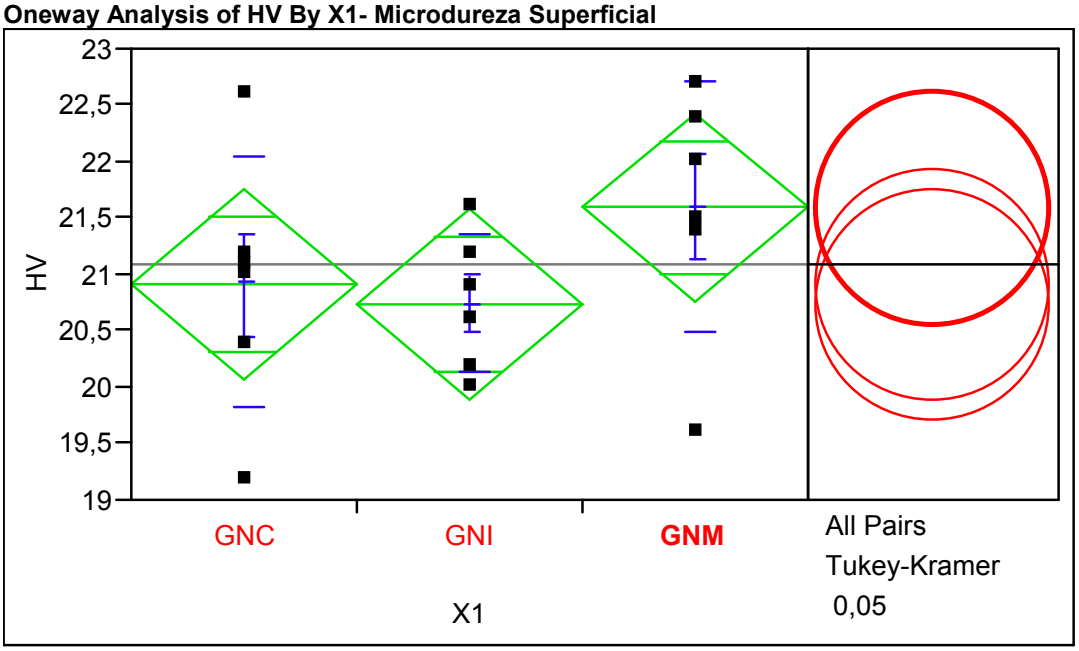
Level		Mean
BCI	A	21,466667
BCC	A	20,950000
BCM	A	20,833333

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BCI	BCM	0,6333333	-2,21157	3,478237	
BCI	BCC	0,5166667	-2,32824	3,361570	
BCC	BCM	0,1166667	-2,72824	2,961570	

IVOSTAR

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,147562
Adj Rsquare	0,033904
Root Mean Square Error	0,968275
Mean of Response	21,08889
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	2,434444	1,21722	1,2983	0,3020
Error	15	14,063333	0,93756		
C. Total	17	16,497778			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
IVOS C	6	20,9167	0,39530	20,074	21,759
IVOS I	6	20,7500	0,39530	19,907	21,593
IVOS M	6	21,6000	0,39530	20,757	22,443

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
IVOS C	6	20,9167	1,11071	0,45344	19,751	22,082
IVOS I	6	20,7500	0,60581	0,24732	20,114	21,386
IVOS M	6	21,6000	1,10091	0,44944	20,445	22,755

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

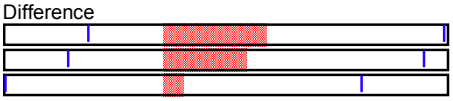
Abs(Dif)-LSD	GNM	GNC	GNI
IVOS M	-1,4521	-0,7687	-0,6021
IVOS C	-0,7687	-1,4521	-1,2854
IVOS I	-0,6021	-1,2854	-1,4521

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level		Mean
IVOS M	A	21,600000
IVOS C	A	20,916667
IVOS I	A	20,750000

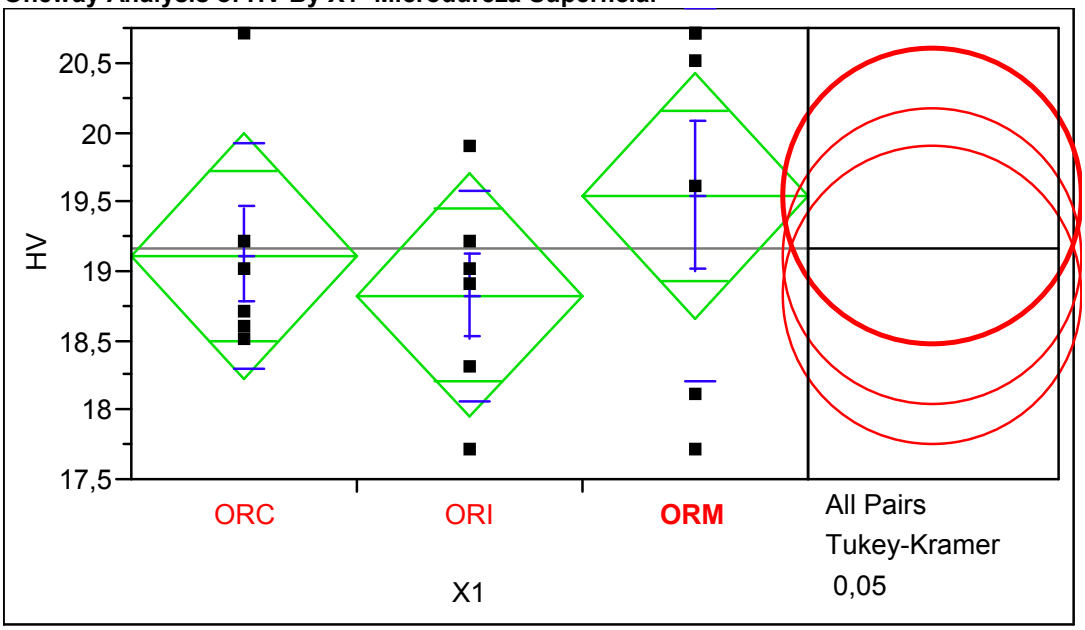
Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
IVOS M	IVOS I	0,8500000	-0,60207	2,302073	
IVOS M	IVOS C	0,6833333	-0,76874	2,135406	
IVOS C	IVOS I	0,1666667	-1,28541	1,618740	



VIVODENT

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,092724
Adj Rsquare	-0,02825
Root Mean Square Error	1,00984
Mean of Response	19,16667
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	1,563333	0,78167	0,7665	0,4820
Error	15	15,296667	1,01978		
C. Total	17	16,860000			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
VIVO C	6	19,1167	0,41227	18,238	19,995
VIVO I	6	18,8333	0,41227	17,955	19,712
VIVO M	6	19,5500	0,41227	18,671	20,429

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
VIVO C	6	19,1167	0,81833	0,33408	18,258	19,975
VIVO I	6	18,8333	0,75807	0,30948	18,038	19,629
VIVO M	6	19,5500	1,34722	0,55000	18,136	20,964

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

Abs(Dif)-LSD	ORM	ORC	ORI
VIVO M	-1,5144	-1,0811	-0,7977
VIVO C	-1,0811	-1,5144	-1,2311
VIVO I	-0,7977	-1,2311	-1,5144

Positive values show pairs of means that are significantly different.

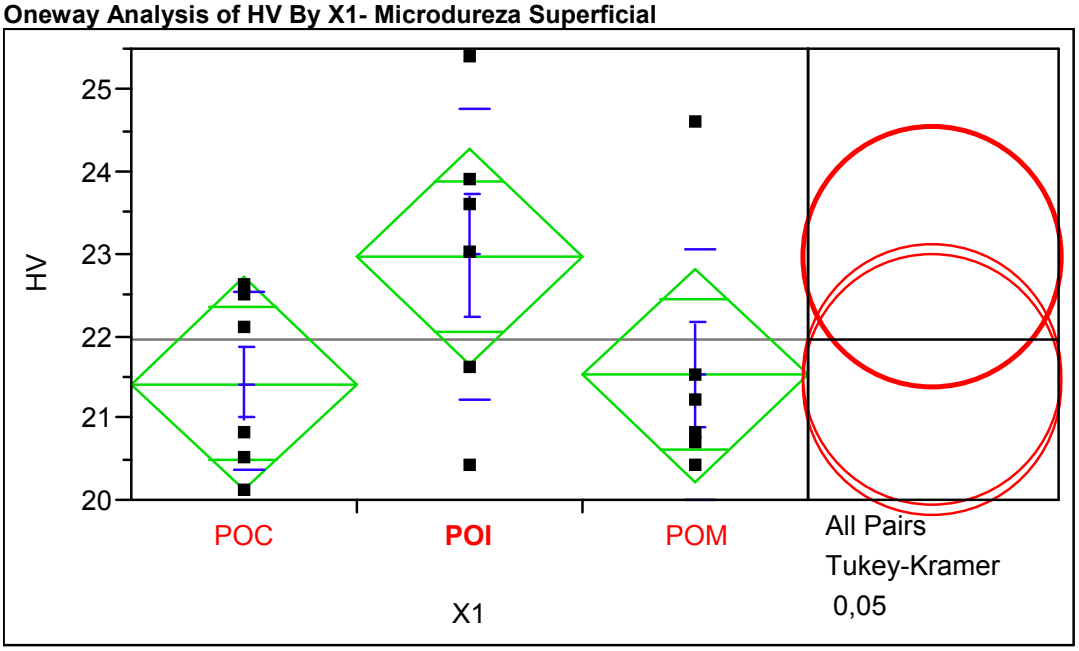
Level		Mean
VIVO M	A	19,550000
VIVO C	A	19,116667
VIVO I	A	18,833333

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
VIVO M	VIVO I	0,7166667	-0,79774	2,231074	
VIVO M	VIVO C	0,4333333	-1,08107	1,947741	
VIVO C	VIVO I	0,2833333	-1,23107	1,797741	

ANTARIS

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,211451
Adj Rsquare	0,106311
Root Mean Square Error	1,498332
Mean of Response	21,98333
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	9,030000	4,51500	2,0111	0,1684
Error	15	33,675000	2,24500		
C. Total	17	42,705000			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
ANT C	6	21,4333	0,61169	20,130	22,737
ANT I	6	22,9833	0,61169	21,680	24,287
ANT M	6	21,5333	0,61169	20,230	22,837

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
ANT C	6	21,4333	1,09484	0,44697	20,284	22,582
ANT I	6	22,9833	1,76909	0,72223	21,127	24,840
ANT M	6	21,5333	1,55134	0,63333	19,905	23,161

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

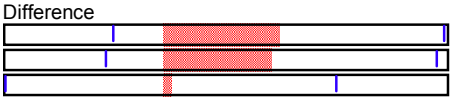
Abs(Dif)-LSD	POI	POM	POC
ANT I	-2,2470	-0,7970	-0,6970
ANT M	-0,7970	-2,2470	-2,1470
ANT C	-0,6970	-2,1470	-2,2470

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Level		Mean
ANT I	A	22,983333
ANT M	A	21,533333
ANT C	A	21,433333

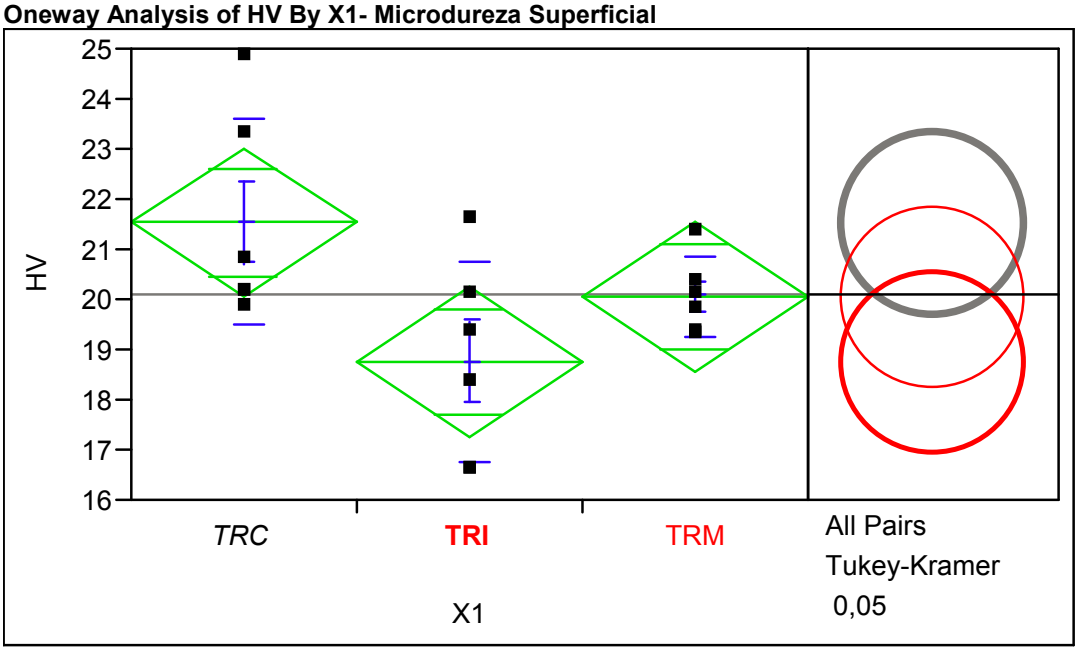
Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
ANT I	ANT C	1,550000	-0,69697	3,796975	
ANT I	ANT M	1,450000	-0,79697	3,696975	
ANT M	ANT C	0,100000	-2,14697	2,346975	



TRILUX

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Excluded Rows
108

Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,343641
Adj Rsquare	0,256127
Root Mean Square Error	1,711465
Mean of Response	20,13333
Observations (or Sum Wgts)	18

Analysis of Variance

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Ratio	Prob > F
X1	2	23,003333	11,5017	3,9267	0,0425
Error	15	43,936667	2,9291		
C. Total	17	66,940000			

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
TRC	6	21,5500	0,69870	20,061	23,039
TRI	6	18,7833	0,69870	17,294	20,273
TRM	6	20,0667	0,69870	18,577	21,556

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
TRC	6	21,5500	2,05985	0,84093	19,388	23,712
TRI	6	18,7833	1,98637	0,81093	16,699	20,868
TRM	6	20,0667	0,77374	0,31588	19,255	20,879

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,59747	0,05

Abs(Dif)-LSD	TRC	TRM	TRI
TRC	-2,5666	-1,0833	0,2001
TRM	-1,0833	-2,5666	-1,2833
TRI	0,2001	-1,2833	-2,5666

Positive values show pairs of means that are significantly different.

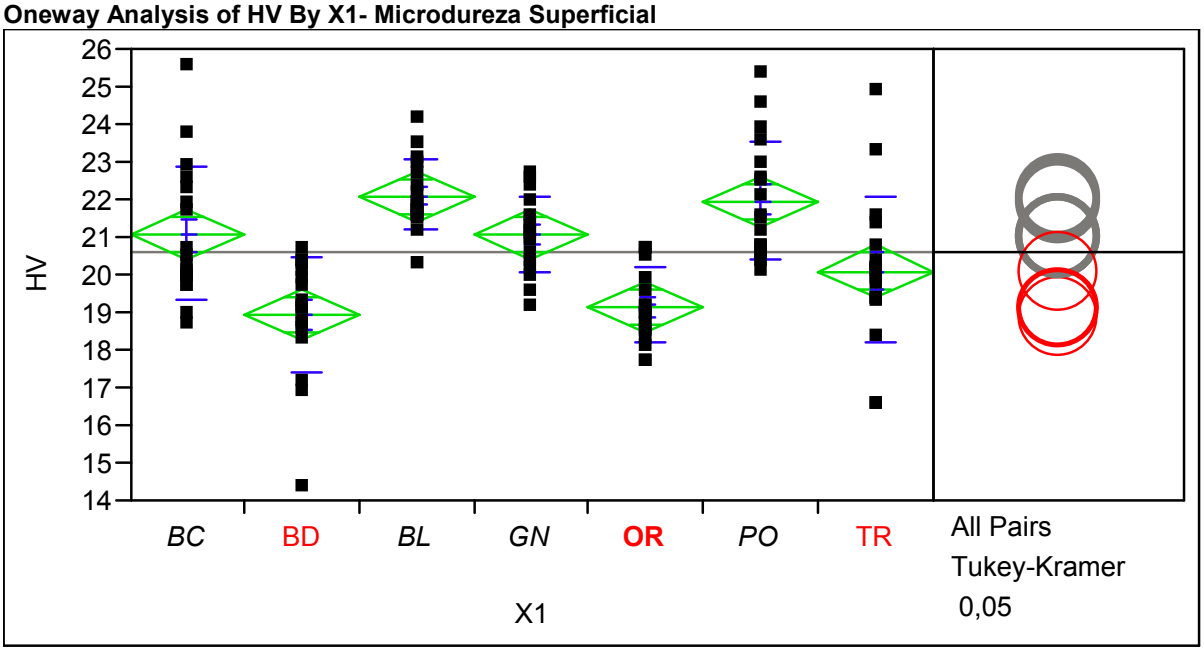
Level			Mean
TRC	A		21,550000
TRM	A	B	20,066667
TRI		B	18,783333

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
TRC	TRI	2,766667	0,20007	5,333265	
TRC	TRM	1,483333	-1,08326	4,049932	
TRM	TRI	1,283333	-1,28326	3,849932	

TODOS OS DENTES

Oneway Analysis of HV By X1- Microdureza Superficial



Oneway Anova
Summary of Fit

Rsquare	0,406803
Adj Rsquare	0,376894
Root Mean Square Error	1,458935
Mean of Response	20,64524
Observations (or Sum Wgts)	126

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
BC	18	21,0833	0,34387	20,402	21,764
BD	18	18,9500	0,34387	18,269	19,631
BL	18	22,1111	0,34387	21,430	22,792
IVOS	18	21,0889	0,34387	20,408	21,770
VIVO	18	19,1667	0,34387	18,486	19,848
ANT	18	21,9833	0,34387	21,302	22,664
TRI	18	20,1333	0,34387	19,452	20,814

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means and Std Deviations

Level	Number	Mean	Std Dev	Std Err Mean	Lower 95%	Upper 95%
BC	18	21,0833	1,80432	0,42528	20,186	21,981
BD	18	18,9500	1,54739	0,36472	18,181	19,719
BL	18	22,1111	0,91516	0,21571	21,656	22,566
IVOS	18	21,0889	0,98512	0,23219	20,599	21,579
VIVO	18	19,1667	0,99587	0,23473	18,671	19,662
ANT	18	21,9833	1,58495	0,37358	21,195	22,772
TRI	18	20,1333	1,98435	0,46772	19,147	21,120

Means Comparisons
Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
2,99940	0,05

Abs(Dif)-LSD	BL	ANT	IVOS	BC	TRI	VIVO	BD
BL	-1,4586	-1,3309	-0,4364	-0,4309	0,5191	1,4858	1,7025
ANT	-1,3309	-1,4586	-0,5642	-0,5586	0,3914	1,3580	1,5747
IVOS	-0,4364	-0,5642	-1,4586	-1,4531	-0,5031	0,4636	0,6802
BC	-0,4309	-0,5586	-1,4531	-1,4586	-0,5086	0,4580	0,6747

	q*	Alpha						
TR		0,5191	0,3914	-0,5031	-0,5086	-1,4586	-0,4920	-0,2753
VIVO		1,4858	1,3580	0,4636	0,4580	-0,4920	-1,4586	-1,2420
BD		1,7025	1,5747	0,6802	0,6747	-0,2753	-1,2420	-1,4586

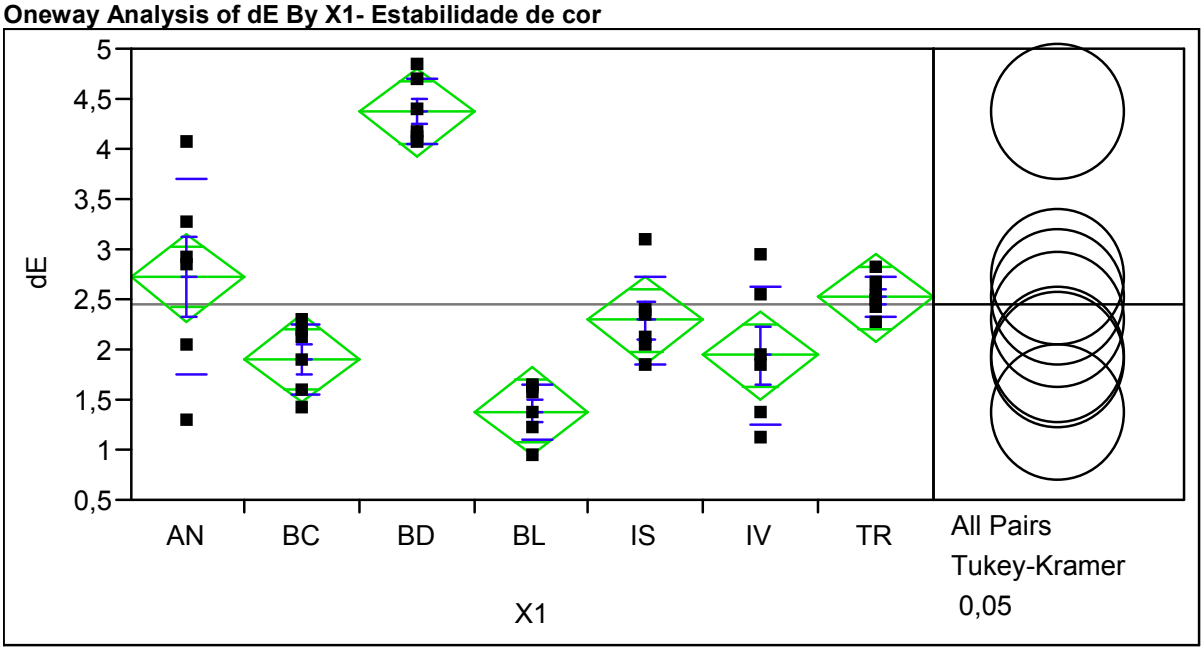
Positive values show pairs of means that are significantly different.

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BL	BD	3,161111	1,70247	4,619755	
ANT	BD	3,033333	1,57469	4,491977	
BL	VIVO	2,944444	1,48580	4,403088	
ANT	VIVO	2,816667	1,35802	4,275310	
IVOS	BD	2,138889	0,68025	3,597532	
BC	BD	2,133333	0,67469	3,591977	
BL	TR	1,977778	0,51913	3,436421	
IVOS	VIVO	1,922222	0,46358	3,380866	
BC	VIVO	1,916667	0,45802	3,375310	
ANT	TR	1,850000	0,39136	3,308643	
TR	BD	1,183333	-0,27531	2,641977	
BL	BC	1,027778	-0,43087	2,486421	
BL	IVOS	1,022222	-0,43642	2,480866	
TR	VIVO	0,966667	-0,49198	2,425310	
IVOS	TR	0,955556	-0,50309	2,414199	
BC	TR	0,950000	-0,50864	2,408643	
ANT	BC	0,900000	-0,55864	2,358643	
ANT	IVOS	0,894444	-0,56420	2,353088	
VIVO	BD	0,216667	-1,24198	1,675310	
BL	ANT	0,127778	-1,33087	1,586421	
IVOS	BC	0,005556	-1,45309	1,464199	

Estabilidade de Cor

Oneway Analysis of dE By X1- Estabilidade de cor



Oneway Anova

Summary of Fit

Rsquare	0,770666
Adj Rsquare	0,731352
Root Mean Square Error	0,52845
Mean of Response	2,459048
Observations (or Sum Wgts)	42

Means for Oneway Anova

Level	Number	Mean	Std Error	Lower 95%	Upper 95%
ANT	6	2,73500	0,21574	2,2970	3,1730
BC	6	1,91500	0,21574	1,4770	2,3530
BD	6	4,37833	0,21574	3,9404	4,8163
BL	6	1,39333	0,21574	0,9554	1,8313
IVOS	6	2,30167	0,21574	1,8637	2,7396
VIVO	6	1,95667	0,21574	1,5187	2,3946
TRI	6	2,53333	0,21574	2,0954	2,9713

Std Error uses a pooled estimate of error variance

Means Comparisons

Comparisons for all pairs using Tukey-Kramer HSD

q*	Alpha
3,12594	0,05

Abs(Dif)-LSD	BD	ANT	TRI	IVOS	VIVO	BC	BL
BD	-0,9537	0,6896	0,8913	1,1229	1,4679	1,5096	2,0313
ANT	0,6896	-0,9537	-0,7521	-0,5204	-0,1754	-0,1337	0,3879
TRI	0,8913	-0,7521	-0,9537	-0,7221	-0,3771	-0,3354	0,1863
IVOS	1,1229	-0,5204	-0,7221	-0,9537	-0,6087	-0,5671	-0,0454
VIVO	1,4679	-0,1754	-0,3771	-0,6087	-0,9537	-0,9121	-0,3904
BC	1,5096	-0,1337	-0,3354	-0,5671	-0,9121	-0,9537	-0,4321
BL	2,0313	0,3879	0,1863	-0,0454	-0,3904	-0,4321	-0,9537

Positive values show pairs of means that are significantly different.

Levels not connected by same letter are significantly different

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference

Level	- Level	Difference	Lower CL	Upper CL	Difference
BD	BL	2,985000	2,03127	3,938726	
BD	BC	2,463333	1,50961	3,417060	
BD	VIVO	2,421667	1,46794	3,375393	
BD	IVOS	2,076667	1,12294	3,030393	
BD	TRI	1,845000	0,89127	2,798726	
BD	ANT	1,643333	0,68961	2,597060	
ANT	BL	1,341667	0,38794	2,295393	
TRI	BL	1,140000	0,18627	2,093726	
IVOS	BL	0,908333	-0,04539	1,862060	
ANT	BC	0,820000	-0,13373	1,773726	
ANT	VIVO	0,778333	-0,17539	1,732060	
TRI	BC	0,618333	-0,33539	1,572060	
TRI	VIVO	0,576667	-0,37706	1,530393	
VIVO	BL	0,563333	-0,39039	1,517060	
BC	BL	0,521667	-0,43206	1,475393	
ANT	IVOS	0,433333	-0,52039	1,387060	
IVOS	BC	0,386667	-0,56706	1,340393	
IVOS	VIVO	0,345000	-0,60873	1,298726	
TRI	IVOS	0,231667	-0,72206	1,185393	
ANT	TRI	0,201667	-0,75206	1,155393	
VIVO	BC	0,041667	-0,91206	0,995393	