



The Journal of Turkish Dental Research | Türk Diş Hekimliği
Araştırma Dergisi

CİLT / Vol : 1

SAYI / Number : 3

Eylül - Aralık 2022

September - December 2022





The Journal of | Türk Diş Hekimliği
Turkish Dental Research | Araştırma Dergisi

CİLT / Vol : 1

SAYI / Number : 3

Eylül - Aralık 2022

September - December 2022



The Journal of Türk Diş Hekimliği Turkish Dental Research | Araştırma Dergisi

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesinin bilimsel yayım organıdır.
The Official organ of Ondokuz Mayıs University
Faculty of Dentistry**

Yılda 3 Kez Yayınlanır.
Published three times a year.

SAHİBİ/Owner

Rektör/Rector
Prof. Dr. Yavuz ÜNAL

SORUMLU YAZI İŞLERİ MÜDÜRÜ

Director of publications
Dekan/Dean
Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN

YAYIM KURULU

EDİTÖR / Editorial Chief
Prof. Dr. Peruze ÇELENK

YARDIMCI EDİTÖR / Assistant Editor

Prof. Dr. Duygu SARAÇ

ÜYELER / Executive Committee

Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Prof. Dr. Nilüfer ÖZKAN
Prof. Dr. Emine ŞEN TUŇÇ
Prof. Dr. Müge LÜTFİOĞLU
Prof. Dr. Ali KELEŞ
Prof. Dr. Nihan GÖNÜLOL
Dr. Öğr. Üyesi Sabahat YAZICIOĞLU

Kapak Tasarım, Sayfa Mizanpaj

Kudret Kuşoğlu

İletişim Adresi / Correspondence

Adres: Körfez Mahalesi
OMÜ Caddesi, No: 65
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
55200 ATA KUM/SAMSUN
Editör Tel: 0362 312 19 19 / 8153
dis_dergi@omu.edu.tr

Yerel Süreli Yayıdır.

E-ISSN: 2822-4310

BİLİMSEL DANIŞMA KURULU (alfabetik sıra ile) Advisory Board (in alphabetical order)

Ağız Diş Çene Cerrahisi

Prof. Dr. Mehtap MUĞLALI
Prof. Dr. Emel BULUT
Prof. Dr. Hasan Ayberk ALTUĞ
Prof. Dr. Dilek Aynur ÇANKAL
Doç. Dr. Nihat AKBULUT
Doç. Dr. Gürkan Raşit BAYAR

Ağız Diş Çene Radyolojisi

Prof. Dr. İlknur ÖZCAN
Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
Prof. Dr. A. Pınar SÜMER
Doç. Dr. E. Murat CANGER
Assist. Prof. Dr. Hüsnüye D. KOCASARAÇ

Endodonti

Prof. Dr. Cemil YEŞİLSOY
Prof. Dr. Hakan ARSLAN
Doç. Dr. Berivan Tuğba TÜRK
Doç. Dr. Cangül KESKİN

Ortodonti

Prof. Dr. Tülin TANER
Prof. Dr. Mehmet Alp TAVAS
Prof. Dr. Selim ARICI
Prof. Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK
Doç. Dr. İdil ALATLI BURT

Pedodonti

Prof. Dr. Şule BAYRAK
Prof. Dr. Işıl ŞAROĞLU SÖNMEZ
Prof. Dr. Aysun AVŞAR
Doç. Dr. Ayça Tuba ULUSOY YAMAK

Periodontoloji

Prof. Dr. İbrahim Alpdoğan KANTARCI
Prof. Dr. Nurcan BUDUNELİ
Prof. Dr. Elif Eser ACAREL
Prof. Dr. Burcu ÖZKAN ÇETİNKAYA
Doç. Dr. Ferda PAMUK ÖZER

Protetik Diş Tedavisi

Prof. Dr. Burak YILMAZ
Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI
Prof. Dr. Yurdanur ŞANLI UÇAR
Prof. Dr. Bora BAĞIŞ
Prof. Dr. Murat YENİSEY
Prof. Dr. Şafak KÜLÜNK

Restoratif Diş Tedavisi

Prof. Dr. Füsün ÖZER
Prof. Dr. Eda GÜLER
Doç. Dr. Emel KARAMAN
Doç. Dr. Nurcan ÖZAKAR İLDAY
Dr. Öğr. Üyesi Tuğba MİSİLLİ
Dr. Öğr. Üyesi Özge Gizem CABADAĞ

The Journal of | Türk Diş Hekimliği
Turkish Dental Research | Araştırma Dergisi

Cilt 1 Sayı 3 Eylül - Aralık 2022

Volume 1

Number 3

September - December 2022

İÇİNDEKİLER /CONTENTS	SAYFA/PAGE
ARAŞTIRMA / Research <i>Effect of Aging and Mouthrinses on the Color Stability of All-Ceramics</i> <i>Yaşlanma ve Ağız Gargaralarının Tam Seramiklerin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi</i> <i>Color Change in All- Ceramics Due to Mouthwash</i> <i>Büşra İNCESU KAŞLI,* Gözlem KOCA CEYLAN,** Feyza OTAN ÖZDEN***</i>	83
<i>The Evaluation of Prescribing Panoramic Radiography and Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Among Different Age Groups</i> <i>Panoramik Radyograf ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) İstemlerinin Farklı Yaş Grupları Arasında Değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Çalışma</i> <i>Bireylerde Radyolojik İstem Değerlendirilmesi</i> <i>Aykağan COŞGUNARSLAN,* Emin Murat CANGER,*</i>	95
<i>Effects of Different Sintering Protocols on Color Stability of Monolithic Zirconia</i> <i>Farklı Sinterleme Protokolleri Uygulanmasının Monolitik Zirkonyanın Renk Stabilitesine Etkisinin İncelenmesi</i> <i>Sinterleme Protokolleri ve Monolitik Zirkonyanın Renk Stabilitesi</i> <i>Dilara DOĞAY,* Duygu SARAÇ*</i>	103
DERLEME / Review <i>The Effect of Altering Sintering Conditions on the Optical and Mechanical Properties of Zirconia</i> <i>Değişken Sinterleme Protokollerinin Zirkonyanın Optik ve Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkisi</i> <i>Sinterleme Protokollerinin Zirkonya Özellikleri Üzerindeki Etkisi</i> <i>Dilara DOĞAY,* Duygu SARAÇ*</i>	113
DERLEME / Review <i>Current Approaches in Intraoral Porcelain Repair Systems</i> <i>Ağız İçi Porselen Tamir Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar</i> <i>Ağız İçi Tamir Sistemleri</i> <i>Ece KAYA,* Duygu SARAÇ*</i>	125

Effect of Aging and Mouthrinses on the Color Stability of All-Ceramics

Yaşlanma ve Ağız Gargaralarının Tam Seramiklerin Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi

Büşra İNCESU KAŞLI,* Gözlem KOCA CEYLAN,** Feyza OTAN ÖZDEN***

ÖZET

Amaç: Mevcut in vitro çalışmanın amacı, tam seramik malzemelerin renk stabilitesi üzerinde ağız gargaraları ve termal döngünün etkisini değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Toplamda 100 adet 1,5 mm kalınlığında tam seramik numune 0,5x10x10 mm'lik alt yapılarla dentin porseleni uygulanarak hazırlandı. Renk verileri spektrofotometre ile kaydedildi ve renk farklılıkları CIEDE2000 formülü ile hesaplandı. Başlangıç ölçümlerinden (T0) sonra örnekler 2 eşit gruba ayrıldı (Grup A ve Grup B). Grup A'ya ait numuneler termal döngü cihazında yaşlanmaya maruz bırakıldı ve renk değişimleri kaydedildi (T1). Her iki grup daha sonra 5 alt gruba ayrılarak (n:10) örnekler Klorhex® (KLO), Listerine Total Care® (LIS), Tantum Verde® (TAN), Meridol® (MER) ve distile su (DIS) içinde 12 saat bekletildi. Son renk değişimleri kaydedilerek (T2) renk farkı değerleri (ΔE_{00}) istatistiksel olarak Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri ile karşılaştırıldı.

Bulgular: MER'in renk farklılıkları, LIS dışında grup A ve grup B'deki diğer gargaralardan istatistiksel olarak farklı bulundu ($p<0,001$). LIS her iki grupta da DIS'den istatistiksel olarak anlamlı farklılık gösterdi ($p<0,05$). Grup A'da MER'deki ortalama değerler algılanabilir sınırlar içinde olup, LIS'deki ortalama değerler kabul edilebilir sınırlar içinde belirlendi (T0-T2). Grup B'de gargaraların ortalama değerleri algılanabilir sınırların (T0-T2) altında hesaplandı. Termal döngü ile yaşlandırma istatistiksel olarak anlamlı bir renk farklılığına (T0-T1) neden olmadı.

Sonuç: Ağız gargaralarının uzun süreli kullanımı tam seramik malzemelerde renk değişikliğine neden olabilir. Amin/kalay florür içeren ağız gargaraları (MER) günlük kullanım için dikkatle önerilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Seramik; renk stabilitesi, ağız gargarası; termosiklus, yaşlanma

ABSTRACT

Aim: The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of mouthrinses and thermocycling on the color stability of all-ceramic materials.

Materials and methods: A total of 100 all-ceramic samples with a thickness of 1.5 mm were prepared by applying dentin porcelain to the substructures within 0.5x10x10 mm dimensions. Color data were recorded with a spectrophotometer and color differences were calculated with CIEDE2000 formula. After baseline measurements (T0), the samples were equally divided into 2 groups (Group A and Group B). Samples in group A exposed to aging in a thermocycling device and color changes were recorded (T1). Groups were then divided into 5 subgroups (n:10) and the samples were immersed in Klorhex® (KLO), Listerine Total Care® (LIS), Tantum Verde® (TAN), Meridol® (MER) and distilled water (DIS) for 12 hours. The last color changes were recorded (T2) and the color difference values (ΔE_{00}) were statistically compared with the Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests.

Results: MER was statistically different from other mouthrinses except for LIS ($p<0,001$). LIS was statistically different from distilled water in both groups ($p<0,05$). In group A, the mean values in MER were within the perceptible limits and LIS were within the acceptable limits (T0-T2). The mean values of mouthrinses in group B were below the perceptible limits (T0-T2). Thermocycling did not cause a statistically significant color difference (T0-T1).

Conclusion: Prolonged use of mouthrinses may cause color change in all-ceramic materials. Mouthrinses containing amine/stannous fluoride (Meridol®) should be recommended with caution for daily use.

Keywords: Ceramics, Color stability, Mouthrinse, Thermocycling, Aging

* Özel Dental Klinik, Ankara, Türkiye

** Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Samsun Türkiye

*** Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalı, Samsun, Türkiye

INTRODUCTION

There is now a growing interest and rapid development about ceramic restorations that do not contain metal substructures, according to the aesthetic restoration expectations among patients. Traditional ceramics are biocompatible and aesthetic materials, but they have a fragile structure with low tensile strength. These disadvantages of traditional ceramics allow the development of materials with high mechanical and biological properties, such as zirconia crowns.^{1,2}

Biocompatible aesthetic results and high mechanical properties are obtained by using zirconia as a substructure material in full-crown restorations.³ Zirconia is a polymorphic material, so it can exhibit multiple crystal structures depending on temperature and pressure conditions. There are 3 forms of zirconia; monoclinic, tetragonal, and cubic phase.^{4,5} 3 mol% yttrium oxide (Y_2O_3) is added to stabilize the zirconia at room temperature in the tetragonal phase. In this way, yttrium tetragonal zirconia polycrystalline (Y-TZP) material with superior mechanical properties is obtained.^{6,7} Despite its mechanical properties, the opaque structure of Y-TZP is a significant disadvantage. For this reason, porcelain is layered on the zirconia substructure to achieve aesthetic results.⁷

The color changes that occur during restorations are a problem for both patients and dentists. The color of restorative materials can be affected by plaque accumulation, coloring solutions, surface roughness, and chemical degradation. The consumption of various foods and beverages can cause physico-chemical reactions in the matrix in the superficial and deep layers of restorative materials, which, in turn, can cause changes in the structural properties of the materials.⁸⁻¹¹

The efficient removal of dental plaque is essential for maintaining oral health, as plaque has long been identified as a critical factor in

the etiology of caries, gingival inflammation, and chronic periodontitis.^{12,13} Toothbrushing is generally accepted as the most efficient oral hygiene method of cleaning one's teeth. Patients' efforts, however, are often compromised by the presence of hard-to-reach areas as well as inadequate skill, poor motivation and lack of compliance. Consequently, the use of antimicrobial mouthrinses has been proposed as adjuncts to mechanical oral hygiene regimens and is considered a mean to enhance plaque removal.^{14,15} Despite the antimicrobial effect of mouthrinses, frequent usage of these may have unwanted effects on the surface properties of restorations resulting in discoloration in restorative materials.^{16,17}

Mouthrinses contain various component such as antimicrobial agents, salts, organic acids, dyes, and in some cases alcohol.¹⁸ It is known that the hydroxyl groups of alcohols react with the Zr^{+4} , Si^{+4} , and Zn^{+2} cations of restorative materials to cause degradation of the materials. The F anion can interact with Si, the main element of bioceramic materials, and the SiF_4 component may be responsible for the corrosion of bioceramics.^{19,20}

The mouthrinses in the present study were selected as being the most preferred ones in daily plaque control and as follows:

Chlorhexidine digluconate (CHX) is an antibacterial agent that is widely used as a mouthrinse. Following the use of CHX, side effects such as discoloration of tooth enamel or restorative materials, the formation of dental calculus, and unpleasant after taste have been reported. It is available on the market as a mouthrinse under the name Klorhex® (KLO).^{21,22}

Listerine® (LIS) is a mouthrinse used as an anti-plaque agent to treat gingivitis. Listerine consists of a suspension of essential oils, eucalyptol, thymol, menthol, and methyl salicylate in 26.9% alcohol.²³

The mouthrinse available on the market under the name Tantum Verde® (TAN) contains

Benzydamine HCl. Benzydamine HCl is a non-steroidal anti-inflammatory drug (NSAID) that has systemic and locally applicable analgesic, antipyretic, local anesthetic effects.²⁴

Meridol®, (GABAINT (alcohol-free version of Meridol®– 250 p.p.m. SnF₂/AmF) (MER) have active ingredients of amin/stannous fluoride and zinc lactate to prevent tooth decay and inflammation of the gums as well as reduce plaque build-up.^{25,26}

Thermocycling is one of the aging methods that was developed to mimic the physical effects caused by long-term clinical use of restorative materials in short periods and under stable conditions. The temperature values of thermocycling solutions were determined as 5°-55°C according to ISO standards and 10,000 cycles of aging with thermocycling was reported to be equivalent to 1 year of in vivo use.²⁷

Table 1. Mouthrinses used in our study.

Mouthrinses	Composition	Manufacturer
Klorhex®	0.2% Chlorhexidine Gluconate, Glycerin, Lemon Extract, Peppermint Extract.	Drogosan Pharmaceutical Ind. And Trade Inc., Ankara, Turkey
Listerine Total Care®	Alcohol, Benzoic Acid, Sorbitol, Eucalyptol, Sodium Flouride, Sodium Benzoate, Thymol, Menthol, Methyl Salicylate	Johnson and Johnson Sanitary Material Industry Trade Ltd. Comp., Istanbul, Turkey.
Tantum Verde®	0.15% Benzydamine Hydrochloride, Methyl Paraben, Quinoline Yellow, Patent Blue V, Ethanol, Mint Flavor.	Angelini Pharmaceutical Ind. And Trade Inc., İstanbul, Turkey.
Meridol®	Amine Flouride, Stannous Fluoride, Aqua, Xylitol, Hydrogenated Castor Oil, Olaflur, Aroma, Sodium Saccharin, Cl.	Colgate-Palmolive, Hamburg, Germany.

The distilled water (DIS) was the rinsing solution for the control group. The sample size was calculated using G * Power V3.1.9.2 program. The effect size was calculated as 1.53 based on a similar study that compared the color change values of distilled water and listerine in all-ceramic materials.²⁸ According to this effect size, it was planned to recruit 10 samples to each subgroup (N=100) with a 95% confidence level and 95% study power. The flow chart of the study is summarized in Figure 1.

Maintaining the color stability of restorations is important for ensuring aesthetic success. Therefore, the daily recommended mouthrinses should not affect the aesthetic properties of the restorations. There exists no available study that investigated the effects of MER on the color stability of all-ceramic materials. The present study aimed to evaluate the effects of four commonly used mouthrinses with different ingredients on the color stability of all-ceramic materials. The null hypothesis of our study was established on; the color changes caused by mouthrinses in all-ceramic materials will be significant, and the color changes caused by the thermocycling process in all-ceramic materials will be significant.

MATERIALS AND METHODS

Four different mouthrinses in different formulations (KLO, LIS, TAN, MER) and standardized all-ceramics were used to evaluate the staining (Table 1).

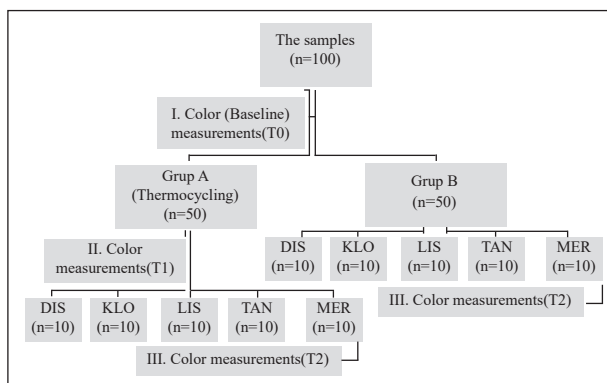


Figure 1. Flow chart of the study. DIS, distilled water(control); KLO, Klorhex; LIS, Listerine Total Care; TAN, Tantum Verde; MER, Meridol.

Preparation of samples

Pre-sintered Sirona-cerec inCoris ZI F1 monoS blocks (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany, LOT2015497929) with yttrium-stabilized zirconium oxide content were used as substructure materials. The substructures of the samples were prepared with an Isomet precision cutting device (Low-Speed Saw, Buehler Lake Bluff, IL USA) using a special diamond disc (Diamond Wafering Blade Series 15 HC Diamond No. 11-4244, IL USA) at low speed (300 m/s) under water cooling by the same investigator (BİK). The substructures of the samples were prepared in dimensions of 0,7x12x12 mm. All the substructures were sintered in accordance with the manufacturer's instructions for 92 minutes at 1581°C in a high-heat sintering furnace (Infire HTC Speed; Sirona, Germany). After sintering contraction, substructure samples in 0,5x10x10 mm were obtained. The thickness of the samples was measured with a digital micrometer (Astor, Digital Caliper, China). 600, 800, 1000, and 1200-grid SiC sandpaper (Buehler-Met II Silicon carbide grinding paper P400/600, USA) was applied underwater cooling to ensure surface smoothness and standardization of the substructures of the samples. To remove the residues remaining on the surfaces, the samples were cleaned for 10 minutes using distilled water and air-dried.

Kuraray Noritake Cerabien ZR dentin porcelain (Kuraray Noritake Inc., Japan) of A2 color was applied to all substructure samples by the traditional layering method. After the powder and liquid of dentin porcelain were mixed by the instructions on a cement glass, the resulting porcelain clay was applied to the substructures with the help of a brush. Then the samples were baked in the Programat P310 (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) porcelain oven in accordance with the manufacturer's instructions.

After the porcelain was layered, correction operations were performed so that the total thickness of the samples was resulted to 1,5 mm. The surfaces of all samples were sanded again underwater cooling. All samples were cleaned for 10 minutes using distilled water in an ultrasonic cleaner and air-dried. Then, a thin layer of glaze (Kuraray Noritake CZR FL, Japan) material was applied to the upper surfaces of the samples. Prepared samples were randomly selected and divided into two groups (Group A and Group B). Each group was divided into 5 subgroups and the samples were given numbers from 1 to 10.

Experimental Procedure and Calculation of ΔE_{00} values

All samples were immersed in distilled water for 24 hours before the first color measurements. After that, baseline color measurements of the samples (T0) were performed with the SpectroShade (MHT Optical Research, Niederhasli, Switzerland) device in the Laboratory of the Faculty of Dentistry of Ondokuz Mayıs University. The L*a*b* color data of the samples were recorded. In order to ensure standardization in the measurements, the silicon index was used and measurements were made from the glazed surfaces of the samples. The spectrophotometer device took measurements from three different points for each sample and presented the average value of these measurements. Calibration of the

device was achieved by taking measurements of the white and green colors on the device box in accordance with the manufacturer's instructions.

Followed by the baseline color measurements, fifty samples were aged with 10,000 cycles in a thermocycling device (Thermocycler SD Mechatronics, Feldkirchen-Westerham· Germany). After the thermocycling, the second color (T1) measurements of 50 samples were performed with a spectrophotometer. The L*a*b* color data of the samples were recorded. In our study, samples in groups A and B were immersed in 5 different mouthrinses for 12 hours to coincide with 1 year of mouthwash use.²⁹ Then all samples were washed with distilled water and air-dried. Distilled water was used as a control group in our study. The color measurements (T2) after immersion of all samples in mouthrinses were performed with a spectrophotometer. The L*a*b* color data of the samples were recorded.

The CIEDE2000 formula was previously reported to better fit for the calculated color differences and reflects the color difference better than the CIEL*a*b* formula.³⁰ Therefore, The CIELab values were converted into CIEDE2000 L', C' (chroma), h' (hue) values, while ΔE_{00} color differences were calculated using the following formula:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)}$$

where $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ indicates the differences between the corresponding color coordinates computed based on the uniform color space used in CIEDE2000, and KLSL, KCSC and KHSH are empirical terms for converting the differences for each coordinate into the CIEDE2000 difference formula.³¹ In the present study, the parametric factors of the CIEDE2000 color-difference formula were taken as 1.³² The value for perceptibility was set as $\Delta E_{00} \leq 1.30$ and for clinical acceptability

threshold as $\Delta E_{00} > 2.25$.³³

Statistical Analysis

The data obtained were analyzed statistically using the SPSS 22.0 (SPSS version 22.0 software, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) Windows program. The values of ΔE_{00} were compared with the non-parametric Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests. The group that made the difference was determined by the Dunn test. The L*, a*, and b* values were compared with the analysis of Variance in repeated measurements as they showed a normal distribution. Mann-Whitney U test was used to compare ΔE_{00} values in terms of thermocycling groups (Group A-B). The significance level was taken as $p < 0.05$ in all tests.

RESULTS

In group A, MER was found to be statistically different from DIS and TAN in T0-T2 measurements ($p < 0.001$). LIS was also different from DIS ($p < 0.05$). The mean ΔE_{00} values of the samples in the MER were found within the perceptible limits, and the mean values in the LIS were within the acceptable limits (Table 2).

There was no statistical difference within the ΔE_{00} values of the samples of T0-T1 measurements in group A ($p = 0.097$). Thermocycling did not cause a statistically significant color change in the samples (Table 2).

In Group B, MER was statistically different from DIS, KLO and TAN ($p < 0.001$). LIS was found to be different from DIS ($p < 0.05$). When the mean ΔE_{00} values of the groups were examined, it was observed that the color change of the samples in all mouthrinses was below the perceptible limits (Table 2).

Table 2. Comparison of ΔE_{00} (Mean values \pm Standard deviation)

	DIS	KLO	LIS	TAN	MER
Group A (T0-T2)	0,40 \pm 0,14 ^a	0,55 \pm 0,23 ^{abc}	1,82 \pm 2,82 ^{bcd}	0,50 \pm 0,24 ^{abd}	1,30 \pm 0,66 ^c
Group A (T0-T1)	0,32 \pm 0,10	0,51 \pm 0,20	0,54 \pm 0,22	0,45 \pm 0,25	0,37 \pm 0,28
Group B (T0-T2)	0,34 \pm 0,15 ^a	0,43 \pm 0,15 ^{ab}	0,96 \pm 0,66 ^{bc}	0,47 \pm 0,37 ^{ab}	1,15 \pm 0,27 ^c

DIS, distilled water (control); KLO, Klorhex; LIS, Listerine Total Care; TAN, Tantum Verde; MER, Meridol; a, b, c, d indicate statistical differences among the mouthrinses; *p<0,05.

There was no statistical significance between the color changes caused by each mouthrinse group between Group A and B (Table 3).

Table 3. Comparison of the ΔE_{00} (Mean values \pm Standard deviation) _{between} the groups.

	DIS	KLO	LIS	TAN	MER
Group A	0,40 \pm 0,14	0,55 \pm 0,23	1,82 \pm 2,82	0,50 \pm 0,24	1,30 \pm 0,66
Group B	0,34 \pm 0,15	0,43 \pm 0,15	0,96 \pm 0,66	0,47 \pm 0,37	1,15 \pm 0,27
p values	0,481	0,393	0,684	0,165	0,796

DIS, distilled water(control); KLO, Klorhex; LIS, Listerine Total Care; TAN, Tantum Verde; MER, Meridol; *p<0,05.

DISCUSSION

According to the results of our study, MER and LIS were found to cause the most color change and thermocycling did not cause additional discoloration. The color changes caused by the mouthrinses were similar whether the thermocycling process was applied or not.

In the present study, a spectrophotometer (Spectroshade) device was used for color measurements. Spectrophotometers were proved to give reproducible, accurate, and detailed results when compared with color analyzes performed by visual methods in color measurement.³⁴ The SpectroShade device was also reported to have has a reliability rate of 96.9% and an accuracy rate of 80.2% within the spectrophotometers.³⁵

An in vitro study revealed that Chlorhexidine®, Curacept ADS 205®, Meridol®, and Listerine Cool Citrus® did not make a statistical difference on the color stability and surface roughness of microhybrid (Point 4), bulk fill (SonicFill), and nano hybrid (Nova

Compo N) resin-based composite materials, but similarly to our study, Meridol® and Listerine® caused the highest decolorization.³⁶ In the present study, MER was found to be different from DIS (control), KLO, TAN in group B, and DIS and TAN in group A, and it was the only mouthrinse that caused the highest color change. However, the mean value of the color change caused by the MER (ΔE_{00} =1,30) was within the perceptible limits in group A and was below the perceptible limits in group B (ΔE_{00} =1.15). Consistent with our results, Çelik et al. stated that Meridol® and Listerine® had the lowest pH values (Listerine pH:4,6 Meridol pH:3,88) among mouthrinses and caused more colorization than the others.³⁶

In an another in vitro study that examined the effects of mouthrinses on the color stability of resin-based composite materials (nano-hybrid universal resin composite (Nova Compo N), bulk-fill resin composite (SonicFill) and polyacid modified resin composite (Dyract-XP)), Listerine Total Care Zero®, Meridol®

and Andorex® were used as mouthrinses. The results revealed perceptible color change in groups that were exposed to Meridol®, causes, but contrary with our results the least color change among the others mouthrinses was in Meridol®.³⁷ Composite materials were shown to have lower color stability in studies comparing the color stability of ceramic materials and composite materials.³⁸ The difference between our study and the other studies may be explained by the fact that all-ceramic materials have higher color stability than composite materials. Since there is no study showing the effect of Meridol® on the color change in all-ceramics, the comparisons were compared with the studies performed with composite resins. In this context, the present study offers the feature of being the first in the literature.

Several active ingredients are added to mouthrinses in order to enhance their therapeutic effects. Mouthrinses that contain fluoride for remineralization effect might effect the color change of resin composite materials, since topical fluorides were reported to cause significant changes in the color and surface roughness of different dental ceramic systems that have been glazed.^{39,41} Another ingredient of alcohol reacts with cations of materials that may lead to degradation of materials, and the F anion can also be responsible for the corrosion of ceramics by interacting with Si in the structure of bioceramics.^{19,20} In our study, MER with having its amine fluoride and stannous fluoride content was found to be statistically different from DIS, KLO, and TAN revealing that this condition might be due to its fluoride content.

Many studies have shown that Listerine® has a coloring effect on restorative materials.^{36,42} Listerine® can cause erosion with low pH (3.5) and alcohol (21.6%) content and cause discoloration of the resin content of the material with effects such as biodegradation, dissolution of the polymer matrix.⁴³ In our study, LIS was

found to be statistically different from DIS in both groups A and B and was the group that caused the most color change after MER.

Listerine®, Tantum Verde®, Chlorhex®, and distilled water were used as mouthrinses in the studies conducted by Soygun et al⁴⁴ where they examined the effects of mouthrinses on the color stability and surface roughness of different ceramic materials (IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent), IPS Emax CAD (Ivoclar Vivadent) and Lava Ultimate CAD(3M ESPE)). The samples were immersed in mouthrinses for 24 hours and 120 hours, the highest color changes were observed in the samples that were exposed to Tantum Verde® and Listerine®, respectively. The authors reported that the Lava Ultimate group, a resin nano-ceramic material, showed significant color changes in the Tantum Verde group, which may be caused by ethanol in the content.⁴⁴ Klorhex®, Tantum Verde®, Kloroben®, and Listerine® were used as mouthrinses on the discoloration of restorative materials (nano-filled composite (Filtek ultimate universal restorative resin), poly acid-modified composite resin (Dyract XP), giomer (Beautiful II) and resin-modified glass ionomer (Photac-Fil Quick Aplicap)). The highest color changes were observed in resin-modified glass ionomer samples in the Tantum Verde® group.⁴² Contrarily with these studies, TAN did not cause a statistically different color change from distilled water in both of our groups. The reported coloring effect of TAN on composite materials was not observed in all-ceramic materials and did not cause color change in 1 year of use.

The coloring effect of mouthrinses that contain the active ingredient of chlorhexidine is contradictory. Highest color changes^{21,22} as well as the lowest values^{42,44} have been reported in various studies. Our results showed that the color change of the samples in KLO was not statistically different from DIS and the mean color change values were below the perceptible limits.

The effect of three existing aging protocols on the color change of all-ceramic systems were investigated and the color changes of samples prepared in two different thicknesses (0,5 and 1 mm) were compared with accelerated artificial aging, autoclave aging and thermocycling methods. Color changes were reported to be different according to the aging method and the 0.5 mm thick samples showed more color change than the 1 mm thick samples.⁴⁵ In the present study, the samples aged with 10,000 cycles by thermocycling did not show a statistically significant color change and the samples prepared with a thickness of 1,5 mm did not show any color. The results confirmed the main hypothesis of the current study that mouthwashes cause color changes in all ceramic materials, but showed that thermal cycling did not make any significant changes.

The limitations of our study are that the in vitro conditions in our study cannot fully mimic the oral environment and the aging method used in the study has the possibility of revealing different results in terms of color change values. It is also known that color changes can be affected by surface finishes, material type and thickness. Other factors that could influence the color changes like, diet or abrasion were not included. The results should be interpreted by additional in vivo and in vitro studies.

CONCLUSION

Within the limitations of the study, MER and LIS were shown to cause color change in all-ceramic materials. Clinicians should consider the possibility of staining when recommending MER and LIS for routine use to their patients, particularly when planning all-ceramic restorations thinner than 1.5 mm.

Acknowledgments

We would like to thank Dr. Sevilay Karahan and Kutay Kaşlı for their contributions during the statistical analysis of the study, obtaining the data and creating the final version.

Conflict of Interest

The authors declare no conflict of interest.

References

1. Daou EE. The zirconia ceramic: strengths and weaknesses. *Open Dent J.* 2014;8:33.
2. Alfawaz Y. Zirconia crown as single unit tooth restoration: a literature review. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(5):418-22.
3. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6): 415-36.
4. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
5. Anusavice K. *Phillips' science of dental materials*, ed 11, St Louis, 2003. Elsevier Science.
6. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mat.* 2008;24(3):289-98.
7. Rekow E, Silva N, Coelho P, et al. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011;90(8):937-52.
8. Artopoulou II, Powers JM, Chambers MS. In vitro staining effects of stannous fluoride and sodium fluoride on ceramic material. *J Prosthet Dent.* 2010;103(3):163-69.
9. Guignone BC, Silva LK, Soares RV, et al. Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. *Dental Press J Orthod.* 2015;20:32-38.
10. Gaintantzopoulou M, Kakaboura A, Vougiouklakis G. Colour stability of tooth-coloured restorative materials. *J Prosthodontics Rest Dent.* 2005;13(2):51-56.
11. Powers JM, Dennison JB, Lepeak PJ. Parameters that affect the color of direct restorative resins. *J Dent Res.* 1978;57(9-10):876-80.
12. Theilade E, Wright W, Jensen SB, Løe H. Experimental gingivitis in man: II. A longitudinal clinical and bacteriological investigation. *J Periodontol Res.* 1966;1(1):1-13.
13. Timmerman M, Van der Weijden G. Risk factors for periodontitis. *Int J Dent Hyg.* 2006;4(1):2-7.
14. Paraskevas S, Van der Weijden G. A review of the effects of stannous fluoride on gingivitis. *J Clin Periodontol.* 2006;33(1):1-13.
15. Barnett ML. The role of therapeutic antimicrobial mouthrinses in clinical practice: control of supragingival plaque and gingivitis. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(6):699-704.
16. Yazici AR, Celik C, Dayangaç B, Özgünaltay G. The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Oper Dent.* 2007;32(6):616-22.
17. Blot WJ, Winn DM, Fraumeni Jr JF. Oral cancer and mouthwash. *J Natl Cancer Inst.* 1983;70(2):251-53.
18. Festuccia MSCC, Garcia LdFR, Cruvinel DR, Pires-De-Souza FdCP. Color stability, surface roughness and microhardness of composites submitted to mouthrinsing action. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):200-05.
19. Kajihara K, Hirano M, Skuja L, Hosono H. Reactivity of SiCl and SiF groups in SiO₂ glass with mobile interstitial O₂ and H₂O molecules. *J Non-crystalline Solids.* 2007;353(5-7):514-17.
20. Ji B, Qi H, Yan K, Sun G. Catalytic actions of alkaline salts in reactions between 1, 2, 3, 4-butanetetracarboxylic acid and cellulose: I. Anhydride formation. *Cellulose.* 2016;23(1):259-67.
21. James P, Worthington HV, Parnell C, et al. Chlorhexidine mouthrinse as an adjunctive treatment for gingival health. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017; 3(3) :CD008676.
22. Cunha Coelho ASE, Palmeirão Carrilho TM, Roque Botelho MFR, et al. Chlorhexidine mouthwash as an anticaries agent: A systematic review. *Quintessence Int.* 2017;48(7):585-591.
23. Gordon J, Lamster I, Seiger M. Efficacy of Listerine antiseptic in inhibiting the development of plaque and gingivitis. *J Clin Periodontol.* 1985;12(8):697-704.
24. Epstein JB, Stevenson-Moore P. Benzylamine hydrochloride in prevention and management of pain in oral mucositis associated with radiation therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1986;62(2):145-48.

25. Paraskevas S, Danser M, Timmerman M, Van der Velden U, Van der Weijden G. Effect of a combination of amine/stannous fluoride dentifrice and mouthrinse in periodontal maintenance patients. *J Clin Periodontol.* 2004;31(3):177-83.
26. Paraskevas S, Danser M, Timmerman M, Van Der Velden U, Van der Weijden G. Amine fluoride/stannous fluoride and incidence of root caries in periodontal maintenance patients: A 2-year evaluation. *J Clin Periodontol.* 2004;31(11):965-71.
27. Gale M, Darvell B. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
28. Derafshi R, Khorshidi H, Kalantari M, Ghaffarlou I. Effect of mouthrinses on color stability of monolithic zirconia and feldspathic ceramic: an in vitro study. *BMC Oral Health.* 2017;17(1):1-8.
29. Gurgan S. The effect of three different mouthrinses on the surface hardness, gloss and colour change of bleached nano composite resins. *E J Prosthodont Rest Dent.* 2008;16(3):104-08.
30. Gómez-Polo C, Muñoz MP, Luengo MCL, et al. Comparison of the CIELab and CIEDE2000 color difference formulas. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):65-70.
31. Luo MR, Cui G, Rigg B. The development of the CIE 2000 colour-difference formula: CIEDE2000. *Color Res Appl.* 2001;26(5):340-50.
32. Pecho OE, Ghinea R, Alessandretti R, Pérez MM, Della Bona A. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas. *Dent Mater.* 2016;32(1):82-92.
33. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, et al. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.* 2010;38:e57-e64.
34. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle C. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res.* 2002;81(8):578-82.
35. Kim-Pusateri S, Brewer JD, Davis EL, Wee AG. Reliability and accuracy of four dental shade-matching devices. *J Prosthet Dent.* 2009;101(3):193-99.
36. Celik A, Coban E, Ulker H. Effects of mouthwashes on color stability and surface roughness of three different resin-based composites. *Niger J Clin Pract.* 2021;24(4):555-55.
37. Erturk-Avunduk AT, Aksu S, Delikan E. The Effects of Mouthwashes on the Color Stability of Resin-Based Restorative Materials. *ODOVTOS-Int. J. Dental Sc.* 2021; 23(1): 91-102
38. Gawriolek M, Sikorska E, Ferreira LF, et al. Color and luminescence stability of selected dental materials in vitro. *J Prostho Dont Impl Esth Reconst Dent.* 2012;21(2):112-22.
39. Pires-de-Souza F, Contente M, Alandia-Román CC, Vicente S, Tonani R. Effect of bleaching agent and topical fluoride application on color and gloss of dental ceramics. *Gen Dent.* 2016;64(6):e16-e20.
40. Ozdogan A, Duymus ZY, Ozbayram O, Bilgic R. Effect of different bleaching agents on the surface roughness and color stability of feldspathic porcelain. *Braz Dent Sci.* 2019;22(2):213-19.
41. Çağrı U, Gencer Y, Tarakcı M, et al. Effect of bleaching agents on surface texture of feldspathic ceramic. *J Exp Clin Med.* 2014; 31(3):177-181.
42. Ulusoy N, Arikan V, Oba AA. Effect of mouthwashes on the discolouration of restorative materials commonly used in paediatric dentistry. *Euro Arch Paediatr Dent.* 2018;19(3):147-53.
43. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):137-42.
44. Soygun K, Varol O, Ozer A, Bolayir G. Investigations on the effects of mouthrinses on the colour stability and surface roughness of different dental bioceramics. *J Adv Prosthodont.*

2017;9(3):200-07.

45. Temizci T, Tunçdemir AR. Effects of three aging methods on colour differences of all-ceramic materials. Karamanoğlu Mehmetbey Üniv Müh Doğa Bilimleri Dergisi. 2020;2(1):1-17.

Yazışma Adresi:

Doç. Dr. Feyza OTAN ÖZDEN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş hekimliği Fakültesi
Periodontoloji AD.
SAMSUN
Email: feyza_otan@yahoo.com

*****ORCID ID:** 0000-0003-3258-3979

****ORCID ID:** 0000-0003-1257-803X

* **ORCID ID:** 0000-0002-5298-7404

The Evaluation of Prescribing Panoramic Radiography and Cone Beam Computed Tomography Among Different Age Groups

Panoramik Radyograf ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İstemlerinin Farklı Yaş Grupları Arasında Değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Çalışma

Aykağan COŞGUNARSLAN,* Emin Murat CANGER,*

ÖZET

Amaç: Panoramik radyografi pediatrik hastalar da dahil olmak üzere hastaların ilk muayenesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) son yıllarda diş hekimliğinde ivme kazanmış, çocuk hastalarının görüntülemesinde de kendine yer bulmuştur. KIBT'lerin yanlış ve gereksiz kullanımını önlemek için literatürde bazı kılavuzlar tanıtılmıştır. Bu çalışmanın amacı pediatrik ve genç yaş grubu hastalarda panoramik radyografi ve KIBT istem nedenlerinin dağılımını değerlendirmektir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Radyoloji Anabilim Dalına çeşitli nedenlerle başvuran hastaların kayıtları üzerinde yapıldı. Toplam 30.126 adet bireye ait veri üzerinde radyografi istek nedenleri; rutin muayene, çeşitli klinik kontrol amaçları, cerrahi ameliyat sonrası değerlendirme, ortodontik amaçlar, ameliyat öncesi ve sonrası implant değerlendirmesi, lezyon değerlendirmesi, gömülü dişler, kırık, tekrarlama, ağrı, paranasal sinüs muayenesi, temporomandibular eklem (TME) muayenesi ve endodontik amaçlar olarak belirlendi. Bireyler beş yaş grubuna ayrıldı.

Bulgular: Toplam 30.126 kayıt değerlendirildi. Pediatrik ve genç yaş gruplarının 15.961'i (%90,78) panoramik radyografi, 1.620'si (%9,22) KIBT taramasıydı. Panoramik radyografların 10.407'si (%34,5) ve KIBT'lerin 1.462'si (%4,9) Grup 2'den elde edilmişti. Her iki grupta da panoramik radyograflar ağırlıklı olarak rutin muayene için alınmıştı. Bunu ortodontik amaçlar, çeşitli kontroller, düşük kaliteli görüntü sebebiyle tekrarlama ve ağrı şikâyeti takip etti. Grup 1'de en sık KIBT istek nedenleri; gömülü diş, lezyon değerlendirmesi ve paranasal sinüs değerlendirmesi iken, Grup 2'de bu sıralama ortodontik amaçlar, gömülü diş ve lezyon değerlendirmesi şeklindeydi.

Sonuç: Çocuk ve genç yaş gruplarında panoramik radyograf isteği ileri yaş gruplarına göre daha yüksek, buna karşın KIBT istekleri daha düşük sayıdadır. Özellikle bu yaş gruplarında radyograf isteği yapılırken hassas davranılması, mevcut kılavuzlara uyulması ve bu isteklerin klinik muayeneden sonra yapılmasının daha uygun olacağı açıktır.

Anahtar Kelimeler: Diş hekimliği; Panoramik Radyografi, Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

ABSTRACT

Aim: To evaluate the distribution of panoramic radiography and cone-beam computed tomography (CBCT) prescriptions within the pediatric and young age group patients. Panoramic radiography is a method used for the initial examination of patients including pediatric patients. CBCT recently found a place in the imagination of pediatric patients.

Materials and methods: : This study was carried out on the records of the patients who attended the Dentomaxillofacial Radiology Department for various reasons. The reasons for the radiography prescribing on the data of a total of 30,126 individuals; routine examination, various clinical control purposes, post-surgical evaluation, orthodontic purposes, pre- and post-operative implant evaluation, lesion evaluation, impacted teeth, fracture, recurrence, pain, paranasal sinus examination, temporomandibular joint (TMJ) examination and endodontic purposes. The patients were arranged into five groups..

Results: In total 17. 30.126 records were assessed. In Group 1 and 2; 15.961 (90,78%) of them were panoramic radiographs and 1620 (9,22%) were CBCT scans. Both majority of panoramic radiographs (10.407/ 59,15%) and CBCTs (1.475/ 8,38%) were obtained from Group 2. In both groups, panoramic radiographs were obtained predominantly for routine examination which was followed by orthodontics, various control purposes, repetition of low-quality images, and pain. While the most common reasons for prescribing CBCT in Group 1 were impacted teeth, lesion assessment, and paranasal sinus evaluation, in Group 2 this order was followed as orthodontic purposes, impacted teeth and lesion evaluation.

Conclusion: This study can form basis for more detailed studies that will evaluate attitudes towards requesting radiological examinations..

Keywords: Dentistry, Panoramic radiography; Computerized tomography, cone beam;

* Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı Kayseri, Türkiye

Giriş

Radyolojik görüntüleme diş hekimliğinde sıklıkla uygulanmaktadır. Ayrıca tedavinin durumuna göre hastalar kısa süre içerisinde çok sayıda radyografik tetkik yaptırabilmektedir. Bazı görüşler az miktarda radyasyona maruz kalmanın insanlar veya diğer canlılar üzerinde herhangi bir zararlı etkisinin olmadığını savunsa da (hormesis teorisi), radyasyon konusunda çalışan bilim adamlarının büyük çoğunluğu iyonlaştırıcı radyasyonun zararlı etkilerinden söz etmektedir. Özellikle çocuklar ve gençler söz konusu olduğunda, klinisyenler hastaları gereksiz radyasyona maruz bırakmamak için daha duyarlı davranmalıdır.¹

Panoramik radyografi, dişlerin, çenelerin, maksiller sinüslerin, nazal fossa ve temporomandibular eklemlerin (TME) kapsamlı görüntüsünü sağlayan bir başlangıç radyografik inceleme yöntemidir. Önemli bazı avantajlarına rağmen, görüntü reseptörü ve röntgen üretici statik olmadığı için görüntü çözünürlüğü ağız içi görüntüleme tekniklerinden daha düşüktür. Panoramik radyografi, incelenecek alan geniş ve yüksek görüntü çözünürlüğü talep edilmiyorsa tercih edilen bir görüntüleme yöntemidir.²

Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), 1990'lerden bu yana diş hekimliğinde giderek artan bir şekilde kabul görmeye başlayan bir görüntüleme tekniğidir. Tıbbi bilgisayarlı tomografiden (BT) daha düşük radyasyon dozlarıyla görüntülemeye olanak tanır.² Diş hekimliğine üç boyutlu görüntüleme yapma olanağını kazandıran KIBT, çene ve yüz kemiklerindeki patolojik durumların görüntülenmesi, çene ve yüz deformiteleri mevcut durumunun incelenmesi, cerrahi planlama, implant yerleştirme, ortodontik tedavi gibi geniş bir kullanım alanına sahiptir. KIBT'lerin uygunsuz ve gereksiz kullanımını önlemek için de bazı kılavuzlar tanıtılmıştır.³⁻⁵

Dental radyografik tekniklerin gelişmesi ve erişim kolaylığının artması, kullanımlarında da artışa neden olmaktadır. KIBT gibi yeni dental

görüntüleme teknikleri daha yüksek radyasyon dozlarına ihtiyaç duyduğundan, hasta ve klinisyen tarafından absorbe edilen radyasyon dozunda artışa neden olur.⁶ Her radyografik muayene hastalar için risk taşıdığından, diş hekimleri hastalarını aşırı miktarda iyonlaştırıcı radyasyona maruz bırakmaktan kaçınmalıdır. Sınırlama (ALARA; As Low As Reasonably Achievable, hastanın mümkün olduğu kadar minimal dozda ışına maruz kalması prensibi) ilkesi, hasta dozunun azaltılmasında önemli bir rol oynar.^{7,8}

Bu retrospektif çalışmada, yaş gruplarına göre panoramik radyografi ve KIBT istemlerinin sayısı ve amacının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntemler

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalına çeşitli nedenlerle başvuran hastaların kayıtları kullanılarak yapılan bu çalışma için Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulundan gerekli izin alındı. (Karar no:2016/480) Bu amaçla toplam 30.126 adet bireye ait veri değerlendirildi. Radyografik istek nedenleri; rutin muayene, çeşitli klinik kontrol amaçları, cerrahi ameliyat sonrası değerlendirme, ortodontik amaçlar, ameliyat öncesi ve sonrası implant değerlendirmesi, lezyon değerlendirmesi, gömülü dişler, kırık, tekrarlama, ağrı, paranasal sinüs muayenesi, temporomandibular eklem (TME) muayenesi ve endodontik amaçlar olarak belirlendi.

Hastalar beş gruba ayrıldı. Grup 1: 7 yaşından küçük; Grup 2: 8-18 yaş arası; Grup 3: 19 ila 35 yaş arası; Grup 4: 36-60 yaş arası ve Grup 5: 60 yaşından büyük bireyleri kapsamaktaydı. Genel panoramik ve KIBT verilerinin analizinden sonra sadece pediatrik ve genç gruba odaklanıldı ve incelemeler Grup 1 ve Grup 2 üzerinden yürütüldü.

Verilerin istatistiksel analizi, SPSS programı ile (versiyon 24.0; SPSS Inc., Şikago, IL, ABD) değerlendirildi. Veriler üzerinde Pearson ki-kare (χ^2) testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık $p < 0.05$ ile tanımlandı.

Bulgular

30.126 kayıttan 20.552'si (%68,2) panoramik, 9.574'ü de (%31,8) KIBT isteğine aitti.

Panoramik radyograflar ağırlıklı olarak Grup 2'den (10.407/%34,5) elde edilmişti. Bunu sırasıyla Grup 1 (5.554/%18,4), Grup 4 (2.278/%7,6), Grup 3 (1.563/ %5,19) ve Grup 5 (750/%2,5) izlemektedir.

KIBT ise ağırlıklı olarak Grup 3'ten (3.672/ %12,2) elde edilmişti. Bunu sırasıyla Grup 4 (3.311/%11), Grup 2 (1.462/ %4,9), Grup 5 (971/%3,2) ve Grup 1 (158/%0,5) izlemektedir. Radyolojik kayıtların yaş gruplarına göre genel dağılımı Tablo 1'de sunulmuştur.

Tablo 1. Radyolojik tetkiklerin genel yaş gruplarına göre dağılımı.

	Grup 1		Grup 2		Grup 3		Grup 4		Grup 5		Toplam	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
PANORAMİK	5.554	18.4	10.407	34.5	1.563	5.19	2.278	7.6	750	2.5	20.552	68.2
KIBT	158	0.5	1.462	4.9	3.672	12.2	3.311	11	971	3.2	9.574	31.8
TOPLAM											30.126	100

Özellikle pediatrik ve genç yaş grubu (Grup 1 ve Grup 2) incelendiğinde panoramik radyograf sayısının 15.961 (%90,8), KIBT sayısının ise 1.620 (%9,2) olduğu görüldü.

Grup 1'de panoramik radyograflar ağırlıklı olarak rutin muayene için 5.497 (%98,97) alınırken, bunu sırasıyla ortodontik amaçlar 22 (%0,4), tekrarlama 13 (%0,23), çeşitli kontroller 12 (%0,22), ağrı şikâyeti 7 (%0,13), gömülü diş 2 (%0,04), ve kırık muayenesi 1 (%0,02) izlemiştir.

Grup 2 'de de en sık panoramik radyografi isteme nedeni rutin muayene 9.568 (%91,94), bunu ortodontik amaçlar 661 (%6,35), çeşitli kontroller 87 (%0,84), tekrarlama 37 (%0,36), ağrı şikâyeti 23 (%0,22), ameliyat sonrası değerlendirme 13 (%0,12), lezyon değerlendirmesi 10 (%0,1), gömülü diş 5 (%0,05) ve implant 3 (%0,03) izlemiştir. Sonuçlar Tablo 2'de sunulmuştur.

Grup 1'de KIBT isteklerinin 46'sı (%29,11) gömülü diş değerlendirmesi içindi. Bunu lezyon değerlendirmeleri 24 (%15,19), paranasal sinüs değerlendirmesi 22 (%13,92), rutin muayene 14 (%8,86), kırık muayenesi 13 (%8,23), ortodontik amaçlar 12 (%7,59), temporomandibular eklem (TME) değerlendirmesi 11 (%6,96), implant

ve temporal kemik incelemeleri 5 (%3,16), ameliyat sonrası değerlendirme 3 (%1,9), endodontik amaçlar 2 (%1,27), ve çeşitli kontroller 1 (%0,63) izlemiştir.

Grup 2'de KIBT isteklerinin 443'ü (%30,3) ortodontik amaçlıdır. Bunu gömülü diş 408 (%27,91), lezyon değerlendirmeleri 262 (%17,92), paranasal sinüs değerlendirmesi 94 (%6,43), rutin muayene 60 (%4,1), ameliyat sonrası değerlendirme 45 (%3,08), TME değerlendirmesi 39 (%2,67), kırık muayenesi 35 (%2,39), endodontik amaçlar 32 (%2,19), implant 19 (%1,3), çeşitli kontrol amaçları 10 (%0,68), temporal kemik incelemesi 8 (%0,55), ağrı 6 (%0,41) ve tekrarlama 1 (%0,07) izlemiştir. Sonuçlar Tablo 2'de sunulmuştur.

Tablo 2: 18 ve Daha Genç Yaş Gruplarında Panoramik Radyograf ve KIBT'lerin Radyograf istek nedenlerine göre dağılımı.

Yaş Grupları İstek Nedenleri	PANORAMİK				KIBT				Toplam	
	GRUP 1		GRUP 2		GRUP 1		GRUP 2			
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Rutin Muayene	5.497	98.97	9.568	91.94	14	8.86	60	4.1		
Ortodontik Amaçlar	22	0.40	661	6.35	12	7.59	443	30.3		
Kontrol Amaçlı	12	0.22	87	0.84	1	0.63	10	0.68		
Tekrarlama	13	0.23	37	0.36	0	0	1	0.07		
Ağrı Şikâyeti	7	0.13	23	0.22	0	0	6	0.41		
Gömülü Diş	2	0.04	5	0.05	46	29.11	408	27.91		
Kırık Muayenesi	1	0.02	0	0	13	8.23	35	2.39		
Ameliyat Sonrası Değerlendirme	0	0	13	0.12	3	1.9	45	3.08		
Lezyon Değerlendirmesi	0	0	10	0.1	24	15.19	262	17.92		
İmplant	0	0	3	0.03	5	3.16	19	1.3		
TME Değerlendirmesi	0	0	0	0	11	6.96	39	2.67		
Temporal Kemik İncelemesi	0	0	0	0	5	3.16	8	0.55		
Paranasal Sinüs Değerlendirmesi	0	0	0	0	22	13.92	94	6.43		
Endodontik Amaçlar	0	0	0	0	2	1.27	32	2.19		
Toplam	5.554	100.00	10.407	100.00	158	100.00	1462	100.00	17.581	100

Tartışma

Çocuklar ve genç yetişkinlerin ayrıntılı muayenesi için radyolojik görüntüleme yöntemlerini kullanırken, bu yaş gruplarının gelişmekte olan dokularının radyosensitif doğası akılda tutulmalıdır. Düşük enerjili iyonlaştırıcı radyasyon riskleri göz önüne alındığında doğrusal eşiksiz modele önem verilmelidir.¹ Radyasyonun canlı bir organizma üzerine olan etkileri, hücrel (deterministik) ve stokastik olmak üzere iki tip olarak ele alınır. Hücrel etkide maruz kalma sonrası hücrede önce enflamatuvar bir yanıtın başlaması, bunun sonunda da hücre ölümü gerçekleşirken, stokastik etkide ise sağ kalan hücrede mutasyonların birikmesi sonucunda malign transformasyon meydana gelir. Çocukların daha duyarlı oldukları algısı kısmen doğrudur. Erken

deterministik etkiler bakımından çocuklar ileri yaş bireylere göre daha fazla duyarlılık sergilerken, orta yaşlılara göre ise daha az duyarlıdırlar. Bunun nedeni karmaşık ve çeşitli duyarlılaştırıcı (aktif büyüme ve gelişme süreci ve uzun yaşam beklentisi) ve koruyucu faktörlerin (yüksek rejenerasyon ve DNA onarım kapasitesi) etkileşimini içerir. Tüm organ ve dokular için olmamakla birlikte, geç deterministik etkiler bakımından da çocuklar yetişkinlerden daha duyarlıdırlar.⁹ Bu nedenle çocukları incelerken, radyasyondan korunmanın üç ilkesine dikkat edilmesi gerekmektedir. Birincisi (gerekçelendirme ilkesi) uygun endikasyon varsa ve gerekli bilgiyi elde etmek için başka bir yol yoksa radyograf istemektir. Ayrıca, bir çocuk işlemi tolere edemiyorsa, görüntüleme yapılmamalıdır. İkincisi, ALARA

prensibi akılda tutulmalıdır. Üçüncüsü de (optimizasyon ilkesi) profesyoneller, tanısal olarak en nitelikli görüntüleri elde etmek için çaba göstermeli ve görüntü tekrarlarından kaçınmalıdır.¹

Literatürde hem KIBT'ların istenme amacına hem de bu isteğin yaş grubu ilişkisine odaklanan sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. 10-15 Görüntüleme yöntemleri yaş gruplarına göre değerlendirildiğinde, çalışmamızın sonucunda panoramik radyografların %50,6'sının Grup 2'den, %27,0'sinin Grup 1'den alındığı belirlendi. Grup 1 ve Grup 2 en genç yaş gruplarını temsil etmekteydi. Panoramik radyografi isteklerinin birincil sebebi ise her iki grup için de rutin muayeneydi. Panoramik radyografi isteme amacı tüm yaş gruplarına göre değerlendirildiğinde ise hastaların çoğunluğunun 8-18 yaş aralığında olduğu görüldü. Literatürde radyolojik inceleme ile ilgili bazı kılavuzlar bulunmaktadır.¹⁶⁻¹⁸ Çalışmamız, 0-7 yaş arası çocuklardan önemli sayıda panoramik radyografi elde edildiğini ortaya koydu. Bu sonuç tartışılabilir gibi görünse de süt dişlenme dönemindeki çocuklardan 1. molar dişlerinin sürmesinden önce gereklilik halinde panoramik radyograflarının istenmesi gerektiğini belirten kılavuzla uyum içindedir.^{16,17,18} Çalışmamızdaki hastaların olası fazla sayıda çürük dişleri bu sonucu destekleyen verilerle uyumluluk göstermektedir.¹⁹

Ortodontik değerlendirme için alınan radyografların çoğunluğu Grup 2'deki hastalara aitti. Bu bulgu ortodontik tedaviye başvuran hastaların genellikle bu yaşlarda olması ile uyumludur. Ortodontik amaçlı alınan panoramik radyograflar tüm radyografların %3,8'ini oluştururken, KIBT'lar için bu oran %6 idi. Panoramik radyograf sayısının fazla olması, panoramik ve sefalometrik analizlerin yeterli görülmesi ile açıklanabilir. Nitekim bir kılavuzda KIBT'ın diş gelişim evresindeki çocuklarda lokalize endikasyonları olarak sürmemiş diş ve bununla ilişkili komşu dişlerdeki kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesi, yarık

damak, mini vidaların kullanıldığı ortodontik vakalar olarak belirlenirken, ortodontik amaçla rutin KIBT alınması önerilmemiştir.³ Ayrıca bazı çalışmalar ortodontik amaçlar için KIBT alımını desteklerken^{20,21} bazıları panoramik ve sefalometrik incelemenin yeterli olduğunu ve KIBT'ın gereksiz olduğunu belirtmektedir.^{22,23}

Çalışmaya dâhil edilen kayıtlardan sadece 63 panoramik radyografi ve 1 KIBT tekrar nedeni ile alınmıştı. Tekrarlanan panoramik radyografların çoğunluğu Grup 1 ve 2'deki hastalara aitti. Bunun nedeni bazı çocuklarda görülebilen kooperasyon eksikliği olabilir. Ajite ve mental retarde hastalarda da kooperasyon eksikliği ile karşılaşılabilir. Ayrıca yetersiz deneyim ve bilgi de tekrarın sebepleri arasındadır. Ek olarak, radyasyondan korunmanın gerekçelendirme ilkesine göre, profesyoneller bir hasta sabit kalamadığında veya iş birliği sağlanmadığında görüntüleme konusunda ısrar etmemelidir. Artefaktlar, özellikle hareket artefaktları, KIBT'larda sıklıkla meydana gelir.¹ Donaldson ve ark.²⁴ tarafından yapılan bir çalışma, 16 yaşından küçük bir grup hastada hareket artefaktlarının tüm artefaktların %10'u olduğunu belirtmiştir. Çocuklardan alınan KIBT sayısı bu çalışmamızda azdı ve bunlardan sadece biri tekrar nedeni ile alınmıştı. Çocukları aşırı iyonize radyasyona maruz bırakmamak için ortalamanın altında tanısal kaliteye sahip görüntüler tekrarlanmamıştı.

Grup 1 ve 2'de implant değerlendirmesi için sadece 3 panoramik radyograf ve 24 KIBT alınmıştı. 24 hastanın beşi Grup 1'dendi. Bu hastalarda ektodermal displazi vardı. Bu nedenle tedavi planları implant ile sabit protetik tedaviyi içeriyordu. Panoramik radyografinin maliyeti ve radyasyon dozu KIBT'a göre çok daha düşük olmasına rağmen, kesitsel ve üç boyutlu bilgi eksikliği gibi dezavantajlara sahiptir. KIBT bu kesitsel ve üç boyutlu bilgileri kolaylıkla verebildiği için implant planlamasında panoramik radyografiye göre

daha kullanışlıdır.²⁵ Ayrıca, farklı yazılım fonksiyonları ile cerrahi sonuçlar optimize edilebilir.^{26,27} KIBT ile implant öncesi bölgenin değerlendirilmesi birkaç kılavuz tarafından ele alınmıştır. Ancak uygun vakaların tanımı genellikle spesifik değildir.^{28,29} Bazı yazarlar KIBT'ın aynı işlevi BT'den daha düşük bir radyasyon dozu ile yerine getirdiğini öne sürmektedir.^{30,31} Çalışmamızda implant değerlendirmesi için radyolojik değerlendirme seçiminin KIBT olduğu rahatlıkla söylenebilir.

Grup 1 ve 2'de lezyon değerlendirmesi için tüm panoramik grafilerin sadece çok küçük bir yüzdesi 10 (%0,1) alınırken, lezyon değerlendirmesi KIBT taramalarının üçüncü en büyük nedeniydi 286 (%17,7). Farklı lezyonlar görülen 286 hastanın sadece 24'ü Grup 1'e aitti. Çene kistlerinin çoğu panoramik radyograflarda kolayca görülebilir. Ancak KIBT konumları, boyutları ve bitişik anatomik yapılarla ilişkileri hakkında daha ayrıntılı ve kesin bilgi sağlamak için endikedir.³²

Sonuçlarımız hastalarımızın ameliyat sonrası değerlendirme ve kontrollerinin daha çok panoramik radyograflarla yapıldığını gösterdi ki bu KIBT'ın radyasyon dozu düşünüldüğünde olumlu bir sonuçtur. Paranasal sinüs değerlendirmesi için panoramik radyografi istemi mevcut değilken, grup 1 ve 2'de KIBT'ların %7,2'si bu nedenle çekilmişti. Sinüsleri ilgilendiren rahatsızlıklarda ağız ve sinüsler arasındaki ilişkinin radyolojik olarak incelenmesi önemlidir. Bu gibi durumlarda iki boyutlu görüntüleme yöntemleri yeterli değildir. KIBT'dan özellikle odontojen sinüzitin değerlendirilmesinde faydalanabiliriz.³³

Grup 1 ve 2'de rutin muayene KIBT taramalarının 74'ünü (%4,6) oluşturmaktaydı. Bu işlem daha çok genel anestezi altında yapılan dental girişimlerden önce uygulanmaktadır.

Sonuç

Çalışmamız, pediatrik ve genç yaş gruplarında panoramik radyograf isteğinin ileri yaş gruplarına göre daha yüksek olduğunu,

KIBT talep sayısının ise daha düşük olduğunu ortaya koymaktaydı. Özellikle bu yaş gruplarında radyograf isteği yapılırken hassas davranılması, mevcut kılavuzlara uyulması ve bu isteklerin klinik muayeneden sonra yapılmasının daha uygun olacağı açıktır.

Bu çalışma, radyolojik tetkiklerin istenmesine ilişkin tutumları değerlendirecek daha detaylı çalışmalara temel oluşturabilir.

16. Avrupa Dentomaksillofasiyal Radyoloji kongresinde (14-16.06.2018, Luzern, İsviçre) sözlü sunum olarak sunulmuştur.

Kaynaklar

1. Aps J. Cone beam computed tomography in paediatric dentistry: overview of recent literature. *Eur Arch Paediatr Dent* 2013; 14(3): 131-140.
2. Stuart C, White P, Michael J. *Oral Radiology: Principles and Interpretation*. 6th edition. Elsevier India, 2014, 236-49.
3. European Commission Radiation Protection 172. Evidence Based Guidelines on Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Office for Official Publications of the European Communities Luxembourg, 2012, 45-54.
4. Türk Dişhekimleri Birliği. TDB Eğitim Komisyonu, Dişhekimleri İçin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanım Kılavuzu: Durum Güncellemesi, Türk Dişhekimleri Birliği Yayınları Eğitim Dizisi:24, Ankara.
5. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Rehberi, Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği, Ankara, 2022.
6. Gibbs S. Biological effects of radiation from dental radiography. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1982; 105(2): 275-281.
7. Horner K. Radiation protection in dental radiology. *Br J Radiol* 1994; 67(803): 1041-1049.
8. Syriopoulos K, Velders X, Van der Stelt P, Van Ginkel F, Tsiklakis K. Mail survey of dental radiographic techniques and radiation doses in Greece. *Dentomaxillofac Radiol* 1998; 27(6): 321-328.
9. Wojcik A, Pei W. Individual response to ionising radiation – radiosensitivity of children. Radiation Protection No 196. EU Scientific Seminar. 2020; 9-22.
10. Van Acker JW, Martens LC, Aps JK. Cone-beam computed tomography in pediatric dentistry, a retrospective observational study. *Clin Oral Investig* 2016; 20(5): 1003-1010.
11. Hidalgo-Rivas JA, Theodorakou C, Carmichael F, Murray B, Payne M, Horner K. Use of cone beam CT in children and young people in three United Kingdom dental hospitals. *Int J Paediatr Dent* 2014; 24(5): 336-348.
12. Suzuki H, Fujimaki S, Chigono T, et al. Survey on the using limited area cone beam CT in pediatric dentistry. *Japan J Pediatr Dent* 2006; 44(4): 609-616.
13. Dobbyn LM, Morrison JF, Brocklebank LM, Chung LL-K. A survey of the first 6 years of experience with cone beam CT scanning in a teaching hospital orthodontic department. *J Orthod* 2013; 40(1): 14-21.
14. Shim Y-S, Kim A-H, Choi J-E, An S-Y. Use of three-dimensional computed tomography images in dental care of children and adolescents in Korea. *Technol Health Care* 2014; 22(3): 333-337.
15. Haddon Jr W, Carlos JP, Ast DB. Frequency of dental x-ray examinations in a New York county. *Public Health Reports*. 1962; 77(6): 525.
16. American Dental Association. Dental Radiographic Examinations: Recommendations for Patient Selection and Limiting Radiation Exposure. US Department of Health and Human Services. Public Health Service, Food and Drug Administration. 2012. https://www.ada.org/~media/ADA/Member%20Center/Files/Dental_Radiographic_Examinations_2012.pdf
17. American Academy of Pediatric Dentistry. Prescribing Dental Radiographs for Infants, Children, Adolescents, and Individuals with Special Health Care Needs. *Pediatr Dent*. 2017; 39(6): 205-207.
18. Dula K, Benic GI, Bornstein M, et al. SADMFR Guidelines for the Use of Cone-Beam Computed Tomography/Digital Volume Tomography. *Swiss Dent J* 2015; 125(9): 945-953.
19. Namal N, Yuceokur A, Can G. Significant caries index values and related factors in 5-6-year-old children in Istanbul, Turkey. *East Mediterr Health J* 2009; 15(1): 178-84.
20. Nervina J. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Aust Dent J* 2012; 57: 95-102.

21. Kapila S, Conley R, Harrell Jr W. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol* 2011; 40(1): 24-34.
22. Van Vlijmen OJ, Kuijpers MA, Berge SJ, et al. Evidence supporting the use of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 2012; 143(3): 241-252.
23. Abdelkarim AA. Appropriate use of ionizing radiation in orthodontic practice and research. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 147(2): 166-168.
24. Donaldson K, O'Connor S, Heath N. Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42(2): 91866873.
25. Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39(1): 28-32.
26. Schnitman PA, Lee SJ, Campard GJ, Dona M. Guided flapless surgery with immediate loading for the high narrow ridge without grafting. *J Oral Implantol* 2012; 38(3): 279-288.
27. Van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(4): 455-458.
28. European Commission, Tra. Directorate H NS, Safeguards. Radiation Protection 136: European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology: the Safe Use of Radiographs in Dental Practice. Directorate-General for Energy and Transport; 2004.
29. Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89(5): 630-637.
30. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81(2): 267-271.
31. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106(1): 106-114.
32. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103(1): 114-119.
33. Miracle A, Mukherji S. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *Am J Neuroradiol* 2009; 30(7): 1285-1292.

Yazışma Adresi:

Emin Murat CANGER
Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi
Ana Bilim Dalı. 38039
Melikgazi/Kayseri, Türkiye
E-mail: emcanger@erciyes.edu.tr

*ORCID ID: 0000-0002-4988-4500

*ORCID ID: 0000-0002-0798-9355

Effects of Different Sintering Protocols on Color Stability of Monolithic Zirconia**Farklı Sinterleme Protokolleri Uygulanmasının Monolitik Zirkonyanın Renk Stabilitesine Etkisinin İncelenmesi**

Dilara DOĞAY,* Duygu SARAÇ*

ÖZET

Amaç: Çalışmanın amacı farklı sinterleme protokolü uygulanmasının, bünyesinde farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonya restorasyonların renk stabilitesine etkisinin incelenmesidir.

Materyal ve Metod: Çalışmamızda kullanılan örnekler presinterize A2 renkli çok katmanlı monolitik zirkonya bloktan (IPS e.max ZirCAD Prime, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilmiştir. Örnekler üç gruba ayrılarak (n=15) üretici talimatlarına uygun olacak şekilde standart, hızlı ve yüksek hızlı olmak üzere üç farklı protokolda sinterlenmiştir (Programat S2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). Sinterlenme işlemi tamamlanan örnekler yüzey bitim işlemi olarak glaze uygulaması yapılmıştır. Örneklerin ve VITA Classical renk skalasında (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yer alan A2 renginin spektrofotometre (SpektoShade, MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) ile renk ölçümleri yapılarak L, a, b değerleri saptanmıştır. L, a, b, b₂ değerleri sabit olup renk skalasındaki A2 rengini, L, a, b, b₂ değerleri ise sırasıyla standart, hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokollerini temsil etmek koşuluyla CIEDE2000 sistemine göre her grubun ΔE₀₀ değerleri hesaplanmıştır. Çalışmanın istatistiksel analizi Tek Yönlü Varyans Analizi ile, çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD Testi ile yapılmıştır (Önem düzeyi p<0,05 olarak alınmıştır.).

Bulgular: ΔE₀₀'nin algılanabilir sınırı ΔE₀₀≤1.30 ve kabul edilebilirlik sınırı ΔE₀₀>2,25 olarak belirlendiğinde farklı sinterleme protokollerine göre oluşturulmuş tüm grupların renk skalası ile karşılaştırıldığında klinik olarak anlamlı bir renk farklılığı oluşturduğu tespit edilmiştir. En düşük ΔE₀₀ değeri standart sinterleme protokolü uygulanan grupta görülürken (ΔE₀₀=5,77) (p<0,001), en yüksek ΔE₀₀ değeri hızlı sinterleme protokolü uygulanan grupta görülmüştür (ΔE₀₀=7,54) (p<0,001). Bununla birlikte tüm gruplar için L, a, b, b₂ değerlerinde sinterleme protokolündeki değişikliğe bağlı olarak fark bulunmuştur.

Sonuç: Sinterleme sıcaklığı ve bekleme sürelerindeki artış, zirkonyanın tanecik yapısı ve faz dönüşümlerini ve dolayısıyla materyalin ışık saçılması, ışık iletimi gibi optik özelliklerini etkilediğinden, süre sıkıntısı olmadığı durumlarda standart protokol uygulaması, süre kısıtlılığı olan vakalarda ise hızlı protokole oranla yüksek hızlı sinterleme protokolünün tercih edilmesi önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Hızlı sinterleme, Monolitik zirkonya, Renk değişimi

ABSTRACT

Aim: The aim of the study is to examine the effects of applying different sintering protocols on the color stability of multilayer monolithic zirconia restorations containing different zirconia types.

Material and Method: The samples used in our study were produced from pressinterized A2 colored multilayer monolithic zirconia block(IPS e.max ZirCAD Prime,Ivoclar Vivadent,Schaan,Liechtenstein) using CAD/CAM technology. The samples were divided into three groups(n=15) and sintered in three different protocols as standard, speed and high speed (Programat S2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in accordance with the manufacturer's instructions. Glaze as a surface finishing process was applied to samples. L, a, b values were determined by measuring the color of the samples and the color A2 in VITA Classical color scale (VITA Zahnfabrik,Bad Säckingen,Germany) with a spectrophotometer (SpektoShade, MHT Optic Research,Niederhasli,Switzerland). L, a, b, b₂ values are fixed and the color A2 in the color scale, L, a, b, b₂ values of each group were calculated according to the CIEDE2000 system, provided that b2 values represent standard, speed and high speed sintering protocols, respectively. Statistical analysis of the study was made with One-Way Analysis of Variance and multiple comparisons were made with Tukey HSD Test (significance level was taken as p<0,05).

Results: When the detectable limit of ΔE₀₀ was determined as ΔE₀₀≤1.30 and the acceptability limit as ΔE₀₀>2.25, it was determined that all groups formed according to different sintering protocols created a clinically significant color difference when compared with the color scale. While the lowest ΔE₀₀ value was observed in the group in which the standard sintering protocol was applied (ΔE₀₀=5.77) (p<0,001), the highest ΔE₀₀ value was observed in the group in which the speed sintering protocol was applied(ΔE₀₀=7.54) (p<0,001). However, there was a difference in L, a, b, b₂ values for all groups depending on the change in the sintering protocol.

Conclusion: Since increase in sintering temperature and waiting times affects grain structure and phase transformations of Zirconia and therefore optical properties of the material such as light scattering and light transmission, it is recommended to use the standard protocol in cases where time is limitless, and to prefer high-speed sintering protocol over speed protocol in cases with time limitations.

Keywords: Speed sintering, Monolithic zirconia, Color difference

* Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Samsun, Türkiye

Giriş

Son yıllarda, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlarda karşılaşılan alt ve üst yapı bağlantı başarısızlıkları nedeni ile özellikle posterior bölgede monolitik zirkonya restorasyonlara talep artmıştır.^{1,2} Geleneksel yitrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polisakkaritlerinin (Y-TZP) mekanik ve fiziksel özelliklerinin geliştirilmesiyle monolitik zirkonyaların kullanımı yaygınlaşmıştır.^{3,4} Monolitik zirkonyaların estetik bölgede kullanımına izin vermek için yarı saydamlık özellikleri geliştirilmektedir. Işık geçirgenliğinde daha iyi sonuçlar elde etmek amacıyla yitrium oksit (Y_2O_3) içeriği %5 ve %4 mol, alüminyum oksit (Al_2O_3) içeriği ağırlıkça %0,05 olan parsiyel stabilize zirkonyalar (PSZ) üretilmiş, 3. ve 4. nesil Y-TZP' ler (4-5 Y-PSZ) olarak tanıtılmıştır. Materyalin kübik faz oranı %50-80 oranına artırıldığı için ışık geçirgenlik özelliğinde artış gözlenmiştir.^{5,6}

Monolitik zirkonya bloklar monokrom ya da multilayered (çok katmanlı) olarak üretilmektedirler. Monokrom bloklar tek bir renkten oluşurken, çok katmanlı bloklar farklı renkler içeren tabakalardan oluşur.⁶ Çok katmanlı monolitik zirkonyalar, tüm klinik uygulamalar için kullanılmayı amaçlayan bir materyal olarak üç farklı nesil zirkonya (3, 4 ve 5 Y-TZP) ile piyasaya sunulmuştur.⁷

Çok katmanlı monolitik zirkonya bloklarda yalnızca pigmentasyon kullanarak doğal dişlerin renk geçişi taklit edilir. Her tabakada aynı nesil zirkonya kullanılır ve böylece mine ve dentin katmanları arasında bükülme dayanımında herhangi bir farklılık gözlenmez.⁷ Farklı renk tabakaları içeren çok katmanlı monolitik zirkonyaların dışında, farklı zirkonya tiplerinin iyi özelliklerini birleştiren, tabakaları arasında değişken dayanıklılığa sahip monolitik zirkonya materyalleri geliştirilmiştir.⁸ Farklı zirkonya tiplerinin birleşiminden oluşan materyal, dentin bölgesinde yüksek bükülme

dayanımına sahip olan 3 Y-TZP ya da 4 Y-TZP, kesici ve oklüzal bölgede ise daha yüksek yarı saydamlığa sahip olan 5 Y-TZP' den oluşur. Bu güncel zirkonya blokları diş hekimleri tarafından sabit protetik tedavi seçeneği olarak sıklıkla tercih edilse, materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri hakkında yeterli bilimsel çalışma bulunmamaktadır.^{8,9}

Geleneksel zirkonya restorasyonların üretimi aşamasında uzun sinterleme süreleri gerekmesi, son zamanlarda hastalar tarafından tercih edilen tek randevulu tedavilerin kullanımını zorlaştırmaktadır.⁹ Bu amaçla üretici firmalar tarafından daha kısa sürelerde sinterlemeye izin veren, özel fırınlar kullanılarak gerçekleştirilen hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokolleri önerilmiştir.¹⁰

Klinik olarak renk tespiti için optik özelliklerinin bütünü ile ilgilidir. Günümüz diş hekimliğinde renk seçimi için görsel renk tespiti ve aletsel renk tespiti olmak üzere iki ana yöntem vardır. Aletsel renk tespiti için dijital kameralar, kolorimetreler, spektrofotometreler ve ağız içi tarayıcılar kullanılırken görsel renk tespiti için renk skalaları kullanılır.¹¹ Renk algısı subjektif bir durum olduğu için görsel renk tespiti bazı durumlarda güven vermeyen sonuçlara yol açsa da¹² klinik olarak en ulaşılabilir renk tespit araçları renk skalalarıdır (VITA Classical A1-D4, VITA Toothguide 3D-Master; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya).

Zirkonyanın ışık geçirgenliği ve renk gibi optik özellikleri, restorasyonun estetik özellikleriyle doğrudan ilgilidir.¹³ Farklı sinterleme protokollerinin uygulanmasıyla sıcaklığın ve bu ısıda bekleme süresinin zirkonyanın, özellikle farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın renk, ışık geçirgenliği ve bükme dayanımı gibi fiziksel özellikleri üzerinde etkili olduğu bilinmektedir; ancak bu etkiler ile ilgili sınırlı sayıda bilgi bulunmaktadır.¹⁴

Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızın

amacı farklı sinterleme protokolleri kullanımının, farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın renk stabilitesine etkisini incelemektir. Çalışmamızın hipotezi, sinterleme protokolündeki değişiklikler farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın renk stabilitesini etkiler, şeklinde dir.

Gereç ve Yöntem

Çalışmamızda kullanılacak 45 adet örnek, başlangıç boyutları 20x5x2 mm olacak şekilde presinterize A2 renkli çok katmanlı monolitik zirkonya bloktan (IPS e.max ZirCAD Prime, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) üretilmek üzere CAD yazılımında (Tinkercad, Autodesk, San Rafael, CA, USA) tasarlandı. Sayısallaştırılmış veriler CAM yazılımına

(WorkNC Dental, Hexagon, Neu-Isenburg, Almanya) aktarıldı ve sonrasında frezeleme işlemi gerçekleştirildi (Redon Hybrid, Redon, İstanbul, Türkiye).

Her biri 15 adet örnek içeren, farklı sinterleme protokolleri uygulanacak üç grup oluşturuldu. Standart sinterleme protokolü Grup S, hızlı sinterleme protokolü Grup H ve yüksek hızlı sinterleme protokolü Grup YH olmak üzere belirlendi (Standart: 9 sa 50 dk - tmax 1500 °C, Hızlı: 4 sa 25 dk - tmax 1530 °C, Yüksek Hızlı: 2 sa 26 dk - tmax 1560 °C). Tablo I' de belirtilen protokollere uygun şekilde sinterleme işlemi yapıldı (Programat S2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn). Çalışmamızda kullanılan sinterleme protokolleri, monolitik zirkonyanın üretici firması tarafından önerilen protokoller oldukları için tercih edildi.

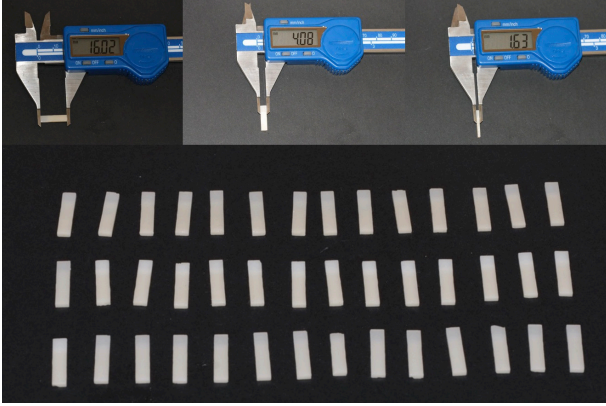
Tablo I. Üreticinin önerdiği sinterleme protokolleri (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn).

Standart	Sıcaklık 1 (°C)	Sıcaklık 2 (°C)	Sıcaklık Artış Oranı (°C/dk)	Bekleme Süresi (dk)
Heating phase	20	900	10	-
Holding phase	900	900	-	30
Heating phase	900	1500	3.3	-
Holding phase	1500	1500	-	120
Cooling phase	1500	900	10	-
Cooling phase	900	300	8.3	-

Hızlı	Sıcaklık 1 (°C)	Sıcaklık 2 (°C)	Sıcaklık Artış Oranı (°C/dk)	Bekleme Süresi (dk)
Heating phase	20	1000	60	-
Holding phase	1000	1000	-	10
Heating phase	1000	1530	3	-
Holding phase	1530	1530	-	60
Cooling phase	1530	1100	50	-
Cooling phase	1100	100	60	-

Yüksek Hızlı	Sıcaklık 1 (°C)	Sıcaklık 2 (°C)	Sıcaklık Artış Oranı (°C/dk)	Bekleme Süresi (dk)
Heating phase	20	950	90	0
Holding phase	950	950	-	0
Heating phase	950	1300	10	0
Holding phase	1300	1300	-	0
Heating phase	1300	1530	3	0
Holding phase	1530	1530	-	0
Cooling phase	1530	1100	50	0
Cooling phase	1100	300	50	0

Sinterleme işlemi sonrası final boyutları 16x4x1,6 mm olan örnekler elde edildi (Şekil 1). Sinterleme işlemi tamamlanan örneklere yüzey bitim işlemi olarak glaze (GC Initial Spectrum Stain Set, GC Europe) uygulaması yapıldı. Örnekler renk ölçümünden önce 24 saat distile suda bekletildi.



Şekil 1. Sinterleme sonrası örneklerin boyutları ve tüm grupların örnekleri

Örneklerin renginin karşılaştırılması için VITA Classical renk skalasında (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) yer alan A2 rengi kullanıldı. Örnekler ve renk skalası (A2) için renk ölçümleri yapılacak spektrofotometreye (SpektoShade, MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) uygun, ayrı ayrı şablonlar hazırlandı (Şekil 2, Şekil 3).



Şekil 2. Renk ölçümleri için hazırlanan şablonlar



Şekil 3. Renk ölçümünde kullanılacak spektrofotometre cihazı (SpektoShade, MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre)

Renk ölçümü sonrası L, a, b değerleri saptandı. L_1 , a_1 , b_1 değerleri sabit olup renk skalasındaki A2 rengini, L_2 , a_2 , b_2 değerleri ise sırasıyla standart, hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokollerini temsil etmek koşuluyla CIEDE 2000 sistemine göre her grubun ΔE_{00} değerleri hesaplandı (Şekil 4).

Şekil 4. CIEDE 2000 renk formülü (ΔE_{00})¹⁵

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L}\right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)^2} + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C}\right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H}\right)$$

CIEDE2000 sistemine göre $\Delta L'$, $\Delta C'$, $\Delta H'$ sırasıyla numunelerin işlem öncesi ve sonrası parlaklık, doygunluk ve ton ölçümleri arasındaki farkı; RT (rotasyon fonksiyonu) ise mavi alandaki doygunluk ve ton farkı arasındaki etkileşimi gösterir. S_L , S_C , S_H ; total renk farklılığını L^* , a^* , b^* koordinatlarındaki renk farkı çiftlerinin yerindeki değişiklikler açısından düzenler. K_L , K_C , K_H ise deneysel koşullara ait parametrik faktörlerdir ve çalışmamızda bu değerler "1" olarak kabul edildi.¹⁵

İstatiksel analiz için elde edilen veriler IBM SPSS V23 ile analiz edildi. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk Testi ile incelendi. Gruplara göre normal dağılan parametrelerin karşılaştırılmasında Tek Yönlü Varyans Analizi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD Testi ile yapıldı. Gruplara göre normal dağılmayan parametrelerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis Testi kullanıldı ve çoklu karşılaştırmalar Dunn Testi ile yapıldı. Önem düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi. Analiz sonuçları ortalama \pm standart sapma ve ortanca (minimum – maksimum) Tablo II'de görülmektedir.

Tablo II. Grupların ortalama ΔE_{00} değerleri ve Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları.

Gruplar	Ortalama \pm ss	Max.	Min.	F
S	5,77 \pm 0,15 _a	6,15	5,56	
H	7,54 \pm 0,17 _b	7,79	7,21	530,196
YH	7,18 \pm 0,13 _c	7,36	6,94	

Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Bulgular

Farklı sinterleme protokollerinin çok katmanlı monolitik zirkonyanın rengine etkisini inceleyen çalışmamızda, grupların ortalama, maximum ve minimum ΔE_{00} değerleri ve istatistiksel sonuçları Tablo II' de görülmektedir. Gruplara göre ΔE_{00} ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p < 0,001$). En yüksek renk farklılığı 7,18 ile yüksek hızlı sinterleme grubunda elde edilirken en düşük renk farklılığı 5,77 ile standart sinterleme grubunda elde edilmiştir.

Gruplara göre L_2 ortalama değerleri ve istatistiksel analiz sonuçları Tablo III' de görülmektedir. Gruplar arasında ortalama L_2 değerleri arasında anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$). Standart sinterleme protokolü ile en düşük L_2 değeri (80,04) saptanırken, hızlı sinterleme protokolünde en yüksek L_2 değeri (82,51) elde edildi (Tablo III).

Tablo III. Grupların ortalama L_2 değerleri ve Tek Yönlü Varyans Analizi sonuçları.

Gruplar	Ortalama \pm ss	Max.	Min.	F
S	80,04 \pm 0,22 ^a	80,6	79,7	
H	82,51 \pm 0,25 ^b	82,9	82	498,357
YH	81,62 \pm 0,15 ^c	81,8	81,3	

Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Gruplara göre a_2 ortalama değerleri incelendiğinde yine gruplar arasında istatistiksel fark bulundu ($p < 0,001$). En yüksek a_2 değeri Grup S' de (-0,5) tespit edilirken, Grup S'yi, -1'le Grup H ve -1,4 ile Grup YH takip etmektedir (Tablo IV).

Tablo IV. Grupların ortalama a_2 değerleri ve Kruskal Wallis Testi sonuçları.

Gruplar	Ortanca	Max.	Min.	χ^2
S	-0,5 ^a	-0,7	-0,3	
H	-1 ^b	-1,1	-0,8	
YH	-1,4 ^c	-1,4	-1,2	37,005

a-c: Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Grupların b_2 değerleri incelendiğinde tüm gruplar arasında istatistiksel fark olduğu

bulundu ($p < 0,001$). En yüksek b_2 değeri standart sinterleme protokolü uygulanan grupta (17,05) elde edilirken, en düşük b_2 değeri (13,55) yüksek hızlı protokol ile elde edildi. (Tablo V)

Tablo V. Grupların ortalama b_2 değerleri ve Kruskal Wallis Testi sonuçları.

Gruplar	Ortanca	Max.	Min.	χ^2
S	17,05 ^a	17,3	16,2	
H	14,8 ^b	15,2	14,3	
YH	13,55 ^c	14,2	13,1	36,584

Aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

Tartışma

Farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonya restorasyonların üretiminde farklı sinterleme protokolü kullanımının renk stabilitesine etkisini araştıran çalışmamızın sonuçları doğrultusunda, sinterleme protokolündeki değişiklikler farklı zirkonya tiplerini içeren çok katmanlı monolitik zirkonyanın renk stabilitesini etkiler, hipotezimiz kabul edilmiştir.

Monolitik zirkonya restorasyonların rutin olarak kullanılabilmesi için mekanik özelliklerinin yanı sıra ışık geçirgenliği ve renk stabilitesi gibi estetik özelliklerini de koruması oldukça önemlidir.^{6,15} Hem estetik hem mekanik özellikleri geliştirilmiş, tabakaları arasında değişken dayanıklılığa sahip olan çok katmanlı monolitik zirkonya materyallerinin klinik olarak kullanımı gün geçtikçe artmaktadır.⁸ Aynı zamanda tek randevulu hasta başı klinik uygulamalara da izin veren materyal, yeni geliştirilen hızlandırılmış sinterleme protokollerine de dikkat çekmektedir.^{16,17}

Tek randevulu hasta başı monolitik zirkonya restorasyonların yapımına olan talebin artması, üretim aşamalarında oldukça zaman alan sinterleme süresinin azaltılmasını bir ihtiyaç haline getirmiştir. Bu amaçla geliştirilen hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokollerinde özel fırınlar kullanılarak sinterleme süreleri oldukça kısaltılmış ve zirkonya, tek randevulu hasta başı restorasyonlar için uygun hale getirilmiştir. Hızlı ve yüksek hızlı protokoller, daha iyi yarı

saydamlık için materyal yapısındaki tanecik büyümesini önlemenin yanı sıra, CAD/CAM sistemleriyle üretilen tek randevulu hasta başı restorasyonlara yönelik zaman ve uygun maliyetli talebi karşılamak üzere geliştirilmiştir. Üreticilerin kullanıma sunduğu bu güncel sinterleme protokollerinin, yeni çok katmanlı monolitik zirkonyanın estetik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkileri hala araştırılmaktadır. Bu çalışmada da farklı zirkonya tipleri içeren çok katmanlı monolitik zirkonya materyaline farklı sinterleme protokolleri uygulanmıştır.

Sinterleme protokollerindeki farklılıklar zirkonyanın mikro yapısını doğrudan etkilediği için yarı saydamlık ve bükülme dayanımı gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini de doğrudan etkiler.¹⁸ Bu etkinin önemi üreticiler tarafından hızlandırılmış sinterleme protokollerinin tanıtılması ile daha da artmıştır.¹⁶ Sinterleme süresi ve sıcaklığındaki değişikliklerin zirkonyanın yarı saydamlığı, tanecik boyutu ve bükülme dayanımı üzerindeki etkileri araştırmacılar tarafından incelenmiştir, ancak bu değişikliklerin materyal üzerindeki etkileri hala tartışılmaktadır.¹⁴

Diş hekimliğinde renk ölçümü görsel ve aletsel olarak yapılmaktadır.¹¹ Aletsel yöntemler görsel yöntemlerle kıyaslandığında daha yüksek doğruluk ve hassasiyete sahiptir. Dental spektrofotometreler teknolojik olarak gelişmeye ihtiyaç duysa da farklı renk ölçüm yöntemleri arasında en yüksek genel doğruluk ve hassasiyeti sağlar.¹¹ Çalışmamızda renk ölçümleri spektrofotometre (SpektoShade, MHT Optic Research, Niederhasli, İsviçre) ile yapılmış, renk farklılıkları CIEDE 2000 formülasyonu ile hesaplanmıştır. Yapılan araştırmalarda CIEDE 2000 formülasyonun renk farklılıklarını değerlendirmede daha uygun olduğu bildirilmiş¹⁵ ve diğer formüllere kıyasla diş hekimliğinde görsel verilerle daha tutarlı olduğu belirtilmiştir.¹⁹

Çalışmamızda tüm gruplarda elde edilen ΔE_{00}

değerleri klinik olarak kabul edilemez düzeyde tespit edilmiştir. Standart sinterleme protokolü uygulandığında zirkonyanın nihai rengi renk skalasına en yakın sonucu verirken, yüksek hızlı sinterleme protokolü uygulanan grupta elde edilen nihai renk hızlı sinterleme protokolü uygulanan gruba kıyasla renk skalasına daha yakın bir sonuç vermiştir. Parlaklık değeri Grup S' te en düşük bulunurken, Grup H' de en yüksek bulunmuştur ($p < 0,05$). Grupların a_2 değerinde sinterleme protokolü hızlandıkça azalma tespit edilmiş, sinterleme hızının artıp bekleme süresinin en az olduğu Grup YH için renk özelliğinin yeşile doğru arttığı tespit edilmiştir. Sinterleme protokolünün hızlanmasıyla b_2 değerinde de azalma olmuş, zirkonya örneklerin renk özelliği maviye doğru artmıştır.

Araştırmacılar artan sinterleme sıcaklıkları sonucu artan tanecik boyutu ile ilişkili olarak yarı saydamlık değerlerinde artış bildirirse de^{20,21} Kim ve arkadaşları²² yaptıkları bir çalışmada sinterleme süresindeki azalmaya bağlı olarak hem tanecik boyutunda hem de yarı saydamlıkta azalma rapor etmiştir.²² Zhang²³ bir çalışmada tetragonal zirkonyada meydana gelen ancak kübik zirkonyada karşılaşılmayan çift kırılma durumunun, tanecik sınırlarında kırılma indeksi değişikliklerine yol açtığı için 4Y-TZP, 5 Y-TZP gibi kübik faz içeren zirkonyalarda oluşan saçılma etkisinin daha az olmasına ve daha yüksek yarı saydamlık göstermesine sebep olduğunu belirtmiştir.²³ Kılınç ve arkadaşlarının²⁴ yaptığı bir çalışmada sinterleme bekleme süresindeki artışın monolitik zirkonyanın translüsensi değerini olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir.²⁴

Ebeid ve arkadaşları²⁵ yaptıkları bir çalışmada sinterlenme sıcaklıkları 1460 °C, 1530 °C ve 1600 °C olmak üzere üç grup belirlemiş ve bu grupları bekleme süreleri 1 saat, 2 saat ve 4 saat olmak üzere üç alt gruba ayırmıştır. Çalışmada sinterleme sıcaklığı ve bekleme süresi arttıkça ΔE değerinde 4,4'ten 2,2'ye azalma tespit

edilmiştir. Sonuçlar sinterleme sıcaklığının ve süresinin artmasının tanecikler arasındaki gözenekleri azalttığı ve zirkonyanın nihai yoğunluğunu arttırdığı, böylece daha az ışık saçılması ve daha fazla ışık iletimi sağlayarak daha iyi optik özellikler sağladığı şeklinde yorumlanmıştır.²⁵ Bu çalışmada da Grup H' deki zirkonya örneklerin parlaklık değerinin, Grup YH'ye göre daha yüksek çıkmasının sebebi hızlı sinterleme protokolündeki bekleme süresinin yüksek hızlı sinterlemeye göre daha uzun olması sonucu ile ilişkilendirilmiştir.

Grupların renk skalası ile karşılaştırıldığında elde edilen renk farklılığı (ΔE_{00}) en düşük sinterleme sıcaklığı ve en uzun bekleme süresi olan standart sinterleme protokolünde en az bulunurken, yüksek hızlı sinterleme protokolüne göre daha düşük sinterleme sıcaklığına sahip ancak bekleme süresi daha uzun olan hızlı sinterleme protokolü uygulanan grupta renk farklılığı en yüksek bulunmuştur. Bu da sıcaklık artışı ile artan bekleme süresinin renk stabilitesini olumsuz yönde etkilediğini göstermiştir.

Sinterleme protokollerinin renk stabilitesine etkisi ile ilgili yapılan çalışmalarda üretici firmaların önerdikleri protokoller yerine sinterleme ısısının ve bekleme süresinin değiştirilmesiyle uygulanan sinterleme yöntemleri kullanılmıştır. Sinterleme işleminin bu şekilde uygulanmasının zirkonyanın renk özelliği üzerinde farklı etkiler oluşturduğu görülmüştür.²⁴⁻²⁷ Fakat uygulanan sinterleme koşullarının firmaların önerdiği ya da literatürde kabul gören bir protokol olmadığı tespit edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızla direk bir karşılaştırma yapılamamıştır.

Ghinea ve arkadaşlarının¹⁵ dental seramiklerde algılanabilirlik ve kabul edilebilirlik eşik değerlerini belirlemek için CIEDE 2000 ve CIE L*a*b* renk farkı formüllerini karşılaştırdıkları çalışmada, CIEDE 2000 renk farkı formülünü kullanarak hesaplanan tüm ΔE_{00} değerlerinin, önceki

çalışmalarla uyumlu bir şekilde CIE L*a*b* renk farkı formülü ile elde edilen değerlerin %70' ine karşılık geldiği belirtilmiştir.^{15,28,29} CIE L*a*b* renk farkı formülünde 3,46' ya karşılık gelen kabul edilebilir ΔE değeri, CIEDE2000 renk farkı formülünde $\Delta E_{00}=2.25$ değerine eşdeğer; CIE L*a*b* renk farkı formülünde 1,80' e karşılık gelen gözle algılanabilir ΔE değeri, CIEDE2000 renk farkı formülünde $\Delta E_{00}=1,30$ değerine eşdeğer bulunmuştur.¹⁵ Bizim çalışmamızda, Ghinea ve arkadaşlarının¹⁵ çalışması referans alınarak ΔE_{00} ' nin algılanabilir eşik değeri 1,30 olarak belirlendi ve $\Delta E_{00} \leq 1.30$ olduğunda gözle algılanabilir renk değişimi olarak kabul edildi. ΔE_{00} için kabul edilebilir eşik değeri ise 2,25 olarak belirlendi ve $\Delta E_{00} > 2,25$ değerleri, klinik olarak kabul edilemez renk değişimleri olarak kabul edildi.

Elde edilen değerler incelendiğinde tüm sinterleme protokollerinde klinik olarak kabul edilemez sınırlar içerisinde bir renk farklılığı gözlenmiştir. Bu sonuç kullanılan skalanın, monolitik zirkonya materyalinin kendi firmasına ait skala olmaması, klinisyenler tarafından kolay ulaşılabilen ve sıklıkla tercih edilen Vita Classical renk skalasının kullanımı ile ilişkilendirilebilir. Her klinikte tüm materyal firmalarına ait renk skalalarının olamayacağı düşünülerek, diş hekimleri ve teknisyenler tarafından rahatlıkla bulunabilen Vita Classical renk skalasının kullanımı tercih edilmiştir. Ancak materyalin firmasına ait skala kullanımının çalışmanın sonucunu etkileyebileceği düşünülmektedir.

Sonuç

Çalışmamızın sınırları dahilinde;

1. Farklı sinterleme protokolleri çok katmanlı monolitik zirkonyanın renk farklılığı üzerinde etkili bulundu ($p < 0,001$).

2. Üç farklı sinterleme protokolü arasında renk farklılığı açısından anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$).

3. Yüksek hızlı protokol, hızlı protokole oranla daha az renk farklılığı oluşturdu ($p < 0,001$).

4. Çalışmanın sonuçları süre kısıtlılığı olmayan durumlarda standart sinterleme protokolünün, süre kısıtlılığı olan durumlarda ise yüksek hızlı sinterleme protokolünün kullanılmasının daha uygun olacağını gösterdi.

Bu çalışma PYO.DIS.1904.22.005 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

Kaynakça

1. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):333-352.
2. Mesbahi EL, Moussaoui H, Bennani A 4. The Use of Monolithic Zirconia Restorations for Patients with Bruxism. *Int J Med Sci and Dent Res.* 2021;4(6):7-12.
3. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):330-337.
4. Sun T, Zhou S, Lai R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 35:93-101.
5. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials.* 2018;34(6):879-890.
6. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369-380.
7. Kaizer MR, Kolakarnprasert N, Rodrigues C, Chai H, Zhang Y. Probing the interfacial strength of novel multi-layer zirconias. *Dental Materials.* 2020;36(1):60-67.
8. Schönhoff LM, Lümke mann N, Buser R, Hampe R, Stawarczyk B. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;119(104504):1-7.
9. Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla IM, Stawarczyk B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;111(103977):1-8.
10. Lawson NC, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthetic and Restorative Dentistry.* 2020;32(2):219-225.
11. Tabatabaian F, Beyabanaki E, Alirezaei P, Epakchi S. Visual and digital tooth shade selection methods, related effective factors and conditions, and their accuracy and precision: A literature review. *J Esthetic and Restorative Dentistry.* 2021;33(8):1084-1104.
12. Chu SJ, Trushkowsky RD, Paravina RD. Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *J Dent.* 2010;38:e2-e16.
13. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials.* 2016;32(12):e327-e337.
14. Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthetic and Restorative Dentistry.* 2019;31(5):423-430.
15. Ghinea R, Pérez MM, Herrera LJ, Rivas MJ, Yebra A, Paravina RD. Color difference thresholds in dental ceramics. *J Dent.* 2010;38:e57-e64.
16. Ersoy NM, Aydoğdu HM, Değirmenci BÜ, Çökük N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2015;1(2-4):43-50.
17. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceram Int.* 2017;43(14):10999-11005.
18. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dental Materials.* 2020;36(7):846-853.

19. Salas M, Lucena C, Herrera LJ, Yebra A, della Bona A, Pérez MM. Translucency thresholds for dental materials. *Dental Materials*. 2018;34(8):1168-1174.
20. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials*. 2016;32(12):e327-e337.
21. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceram Int*. 2017;43(14):10999-11005.
22. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(2):161-166.
23. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*. 2014;30(10):1195-1203.
24. Kilinc H, Sanal FA. Effect of sintering and aging processes on the mechanical and optical properties of translucent zirconia. *J Prosthet Dent*. 2021;126(1): 129.e1-129.e7.
25. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials*. 2014;30(12): e419-e424.
26. Durkan R, Şimşek H, Deste Gökay G, Yılmaz B. Effects of sintering time on translucency and color of translucent zirconia ceramics. *J Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021;33(4):654-659.
27. Vieira Cardoso K, Luis Adabo G, Mariscal-Muñoz E, Gutierrez Antonio S, Eng C, Neudenir Arioli Filho J. Effect of sintering temperature on microstructure, flexural strength, and optical properties of a fully stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent*. 2020;124(5):594-598.
28. Paravina RD, Kimura M, Powers JM. Evaluation of polymerization-dependent changes in color and translucency of resin composites using two formulae. *Odontology*. 2005;93(1):46-51.
29. Perez M del M, Saleh A, Yebra A, Pulgar R. Study of the Variation between CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 Color-differences of Resin Composites. *Dent Mater J*. 2007;26(1):21-28.

TPİD 7. Uluslararası Bahar Sempozyumu'nda sözlü bildiri olarak sunulmuştur. 1-22 Ekim 2022, İstanbul.

Yazışma Adresi:

Dt. Dilara DOĞAY
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
55200 ATA KUM/SAMSUN
E-posta: dilaradogay@gmail.com

*ORCID ID: 0000-0002-9174-0463

*ORCID ID: 0000-0003-1076-9334

The Effect of Altering Sintering Conditions on the Optical and Mechanical Properties of Zirconia

Değişken Sinterleme Protokollerinin Zirkonyanın Optik ve Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkisi

Dilara DOĞAY,* Duygu SARAÇ*

ÖZET

Son yıllarda yaygınlaşan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemleri ve tek randevulu hasta başı tedaviler ile hem hekimlerin hem de hastaların estetik beklentisi artmıştır. Daha estetik ve daha dayanıklı restorasyonlar üretmek için zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesiyle birlikte üretim aşamalarını kısaltacak, hızlandırılmış sinterleme protokolleri geliştirilmiştir. Kullanıma sunulan yeni sinterleme protokollerinin amacı zaman tasarrufu sağlamanın yanı sıra zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerini de geliştirmektir; ancak sinterleme hızı ve sıcaklığının değişmesi zirkonyanın fiziksel özellikleri üzerinde değişken etkiler oluşturduğundan zirkonya restorasyonların klinik başarısını doğrudan etkiler. Bu derlemede, sinterleme parametrelerindeki değişikliklerin zirkonyanın mikro yapısı ile optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkileri hakkında bilgi verilmiştir

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Hızlı sinterleme, Monolitik zirkonya

ABSTRACT

The aesthetic expectations of both physicians and patients have increased with computer aided design and computer aided manufacturing (CAD/CAM) systems and single appointment chair-side treatments that have become widespread in recent years. In order to produce more aesthetic and more durable restorations, accelerated sintering protocols have been developed that will shorten the production stages with the improvement of the optical and mechanical properties of zirconia. The aim of the new sintering protocols introduced is not only to save time but also to improve the optical and mechanical properties of zirconia; however, changes in sintering speed and temperature directly affect the clinical success of zirconia restorations as they have variable effects on the physical properties of zirconia. In this review, information is given about the effects of changes in sintering parameters on the microstructure and optical and mechanical properties of zirconia.

Keywords: CAD/CAM, Speed sintering, Monolithic zirconia

* Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Samsun, Türkiye

Giriş

Günümüzde uygulanan sabit protetik tedavilerde üstün dayanıklılık, estetik ve biyouyumluluk gibi özellikleri sayesinde zirkonya alt yapılı seramik restorasyonlar tam seramik sistemlerine alternatif olmuşlardır.¹ Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde, dayanıklı seramik sistemler giderek daha ulaşılabilir hale gelmiştir.^{2,3} Yüksek dayanıklılığa sahip zirkonyum oksit seramikler, geniş endikasyon aralıkları sayesinde tek kron restorasyonlardan çok üyeli sabit restorasyonlara kadar kor materyali olarak kullanılmıştır.⁴ Klinik çalışmalar zirkonya alt yapılı kuronların, uzun süreli restorasyonlar olarak hizmet ettiğini göstermiş olsa da restorasyonların klinik başarısını etkileyen alt yapı ve üst yapı materyallerinin bağlanma başarısızlıkları sonucunda oluşan chipping, delaminasyon gibi teknik problemler bildirilmiştir.^{5,7} Bu tarz başarısızlıkların giderilmesi amacı ile zirkonyanın estetik ve mekanik özellikleri geliştirilerek tam kontur (monolitik) zirkonyalar kullanıma sunulmuştur.⁸

Monolitik zirkonyaların gelişmesiyle birlikte, tek tip zirkonya formu ancak farklı renk tabakaları içeren çok katmanlı monolitik zirkonyaların yanı sıra farklı mollerde yitrium ile stabilize edilmiş zirkonya tiplerinin iyi özelliklerini birleştiren değişken dayanıklılığa sahip çok katmanlı monolitik zirkonya materyalleri geliştirilmiştir. Bu yeni monolitik zirkonya dentin tabakasında yüksek dayanıklılığa sahip 3 Y-TZP ya da 4 Y-TZP' den oluşurken, kesici ve oklüzal bölgede ise daha yüksek yarı saydamlığa (translüsensiye) sahip olan 5 Y-TZP' den oluşur. Yeni çok katmanlı monolitik zirkonya bloklarının sabit protetik tedavi seçeneği olarak kullanılıyor olmasına rağmen materyalin estetik ve mekanik özelliklerinin stabilitesi hakkında halen yeterli bilimsel çalışma bulunmamaktadır.^{9,10}

Dental seramiklerin mikroyapısının istenilen özelliklere ulaşılması için uygulanan ısı işlemler bütünü sinterlemedir. Sinterleme, termal enerjyi kullanarak birbirine temas eden parçacıkların kontrollü bir şekilde birbirine bağlanmasını sağlar.¹¹

Sinterleme süresini kısaltmak fırının ön ısıtılması ile gerçekleştirilebilir; ancak doğrudan uygulamalar için ön ısıtma olmaksızın 30 dakika sinterleme süreleri üretebilen fırınlar mevcuttur. Daha yüksek sıcaklıklar ve daha yüksek ısıtma hızları nedeniyle ısıtıcı elemanların aşırı yüklenmesini en aza indirmek ve ısı transferini arttırmak için elektromanyetik indüksiyonlu ısıtma veya indüktif olarak eşleştirilmiş plazma gibi teknolojiler kullanılmıştır.¹² Zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerini iyileştirmeyi, işlem kolaylığını ve sinterleme enerjisinin kontrolünü artırmayı hedefleyen alternatif sinterleme yöntemlerine mikrodalga ile sinterleme, spark plazma sinterleme, vakumlu fırınlar kullanılarak sinterleme örnek olarak verilebilir.¹³

Bu derlemede monolitik zirkonya için kullanılan sinterleme parametrelerindeki değişikliklerin, zirkonyanın mikro yapısı ile optik ve mekanik özellikleri üzerindeki etkisi detaylı olarak ele alınmıştır.

Dental Zirkonya

Zirkonya uzayda monoklinik (m), tetragonal (t) ve kübik (k) olmak üzere üç allotropik formda bulunan polimorfik bir materyaldir. Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve 1170 °C' ye kadar bu fazda stabildir. 1170 °C ile 2370 °C arasında tetragonal faza geçer. Sıcaklık 2370 °C'nin üzerine çıktığında ise kübik faza dönüşür ve erime noktasına (2680 °C) ulaşana kadar kübik fazda kalır.^{14,15} Soğuma esnasında oluşan t→m faz dönüşümü sonucu yaklaşık %4 oranında bir hacim artışı meydana gelir.¹⁶ Soğumaya bağlı hacim artışının geçmiş yıllarda zirkonyada büyük çatlaklara sebep olduğu söylenmiştir. Saf zirkonya bu özelliğinden dolayı dental kullanım için uygun

bulunmamış, mevcut sorunun çözümü için tetragonal ve kübik fazların oda sıcaklığında stabilize olmasını sağlayacak çalışmalar yapılmıştır.¹⁷

Oda sıcaklığında stabilize olması için saf zirkonyaya kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂) ve yitrium oksit (Y₂O₃) gibi oksitler ilave edilerek zirkonyanın üç fazından herhangi birinin tamamen ya da parsiyel olarak stabilizasyonu sağlanır.¹⁶ Daha sonra yapılan çalışmalarda, zirkonyadaki faz dönüşümünü takip eden hacimsel genişlemenin çatlakları kapatarak zirkonya esaslı materyallerin kırılma dayanımını artırdığı ortaya konmuştur.^{17,18} Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sonrası oluşan hacimsel genişleme sonucu çatlak ilerleyişinin sonlanmasına dönüşüm tokluğu (phase transformation toughening, PTT) denir. Dönüşüm tokluğu, zirkonyanın mekanik özelliklerinin iyileşmesinde etkilidir.¹⁹

Zirkonyanın temel dezavantajı olan, düşük sıcaklıklarda ve nem varlığında yapı içerisindeki tetragonal ve monoklinik fazın devamlı olarak dönüşümü sonucu mekanik özelliklerin bozulması düşük ısı bozunması (Low Temperature Degradation-LTD) olarak bilinir.¹⁷ Yaşlanmaya bağlı hidrotermal bozunma küçük yüzeyel kusurlarda başlar ve zamanla kütle içerisine doğru yayılır. Yapı içerisinde gerçekleşen t→m dönüşümü tüm yüzeylere yayıldığında materyalin mekanik özellikleri olumsuz etkilenebilir.²⁰ LTD, hidrotermal değişimlere bağlı gerçekleşebildiği gibi kumlama, aşındırma, polisaj gibi klinik prosedürler ve yüzey işlemlerine bağlı da gerçekleşebilir.²¹

Zirkonya seramikler mikroyapılarına göre tam stabilize zirkonya (FSZ), tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP), parsiyel stabilize zirkonya (PSZ) olarak sınıflandırılabilir.²²

Tam stabilize zirkonya (fully stabilized zirconia) kübik formdadır ve %8 mol' den fazla Y₂O₃ içerir.²² Geleneksel yitrium ile stabilize

edilmiş tetragonal zirkonya polisakkaritinin (Y-TZP) optik özelliklerini geliştirmek ve ışık geçirgenliğini artırmak için çeşitli yöntemler denenmiştir.²¹ Bu yaklaşımlardan biri yttria içeriği artırılarak elde edilen kübik formda zirkonya kullanmaktır. Kübik taneler izotropiktir ve ışık geçirgenliğini artırmaktadır.²³ Yüksek ışık geçirgenliği FSZ'nin iyi estetik özelliklere sahip olmasını sağlasa da dönüşüm tokluğu fenomeni göstermediği için mekanik olarak zayıf bir yapıdır.^{24,25}

Tetragonal zirkonya polikristalleri (tetragonal zirconia polycrystals); çoğunlukla yitrium ve seryum ile stabilize edilmiş, tetragonal fazdan meydana gelen monolitik materyallerdir.²² Tetragonal zirkonya polikristallerinin en yaygın olarak kullanılan tipi Y-TZP' dir. Çünkü işleme ve sinterlenme sonrası en yüksek dayanıma ve kırılma dayanıklılığına sahiptir.²⁶

Diş hekimliğinde kullanılan Y-TZP, son yıllarda büyük bir gelişme göstermiştir.¹⁰ Birinci nesil tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP), ağırlıkça %3 mol Y₂O₃ ve %0,25 alüminyum oksit (Al₂O₃) içerir. Küçük tanecik boyutlarına (0,3-0,5 µm), yüksek kırılma ve çift eksenli (biaksiyel) bükülme dayanımına (9 -10 MPa/m², 900-1200 MPa) ve oda sıcaklığında 210 GPa Young modülü sertliğe sahiptir. Nispeten düşük sıcaklıklarda sinterlenir.²⁷ Birinci nesil Y-TZP'ler yüksek dayanıklılık göstermesinin yanında yüksek opaklık da sergilemiştir. Son zamanlarda, zirkonyanın opaklığını azaltmak ve ısıl işlem koşullarını yoğunlaştırarak ışık geçirgenliğini artırmak için yeni protokoller geliştirilmiştir.^{27,28} İkinci nesil Y-TZP'ler (3 Y-PSZ) yine %3 mol Y₂O₃ içerir, ancak sinterlemeye yardımcı olan Al₂O₃ (ağırlıkça %0.25) %0.05'e indirilmiştir. Buna bağlı olarak sinterleme sıcaklığı ve/veya süresi artar. 3 Y-PSZ' de tanecik boyutu 0,5 ila 0,7 µm'ye, kübik faz içeriği %6-12'den %20-30'a yükseltilmiştir.²⁷ Böylece yarı saydamlılığın artırılması hedeflenmiştir.²⁸ Sonuç olarak, yarısaydamlılığı belirten translüsensi parametresi

(TP) 24 ila 31' e yükseltilmiş, aynı zamanda çift eksenli (biaksiyel) bükülme dayanımı 900 ila 1150 MPa' ya düşürülmüştür. Yarı saydamlığın geliştirilmesine rağmen estetik özellikler açısından hala yetersiz olan materyalin estetik bölgede kullanımı için veneerlenmesi gerekir.¹⁰ Zirkonya alt yapıli porselenlerde karşılaşılan mekanik problemleri elimine etmek için zirkonyanın mekanik ve fiziksel özellikleri geliştirilerek monolitik zirkonyalar kullanıma sunulmuştur.²⁹

Monolitik Zirkonya

Monolitik zirkonyaların estetik bölgede kullanımına izin vermek için yarı saydamlık özellikleri geliştirilmektedir.³⁰ Işık geçirgenliğinde daha iyi sonuçlar elde etmek amacıyla Y_2O_3 içeriği %5 ve %4 mol, Al_2O_3 içeriği ağırlıkça %0,05 olan ve daha yüksek kübik faz oranı içeren 3. ve 4. nesil Y-TZP' ler (4-5 Y-PSZ) üretilmiştir. Böylece materyalin çift kırılma olmayan (izotropik) kübik faz oranı %50-80 oranına artırılarak 1 ila 4 μm tanecik boyutuna sahip parsiyel stabilize zirkonya üretilmiş ve ışık geçirgenlik özelliğinde artış gözlenmiştir.^{14,31} Kübik faz oranı artırılmış zirkonya, tetragonal fazdaki muadilinden daha zayıf ve daha kırılğan olduğu için dayanımı daha düşüktür. Materyalde translusensi oranı 30 ila 43' e yükselmiş, bükülme dayanımı 450 ila 740 MPa' ya düşmüştür.¹⁴

Monolitik zirkonya restorasyonlar özellikle parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda, tek kron ve tam ağız rehabilitasyonlarda daha yaygın hale gelmektedir.³ Ancak monolitik zirkonyanın diş hekimleri tarafından rutin olarak kullanılabilmesi için uzun dönemde materyalin mekanik özelliklerinin yanı sıra ışık geçirgenliği ve renk stabilitesi gibi estetik özelliklerini de koruması oldukça önemlidir.³⁰ Mekanik özellikleri birçok metalden daha üstün olmasına rağmen, üreticiler monolitik zirkonya kuronlarda oklüzal ve aksiyel kalınlığın minimum 0.5 mm olmasını önermektedirler.³²

Tam anatomik restorasyonlardaki estetik

problemlerin çözülmesi için yarı saydamlığı artırılmış monolitik zirkonyalar geliştirilmiştir. Materyalin yapısındaki tanecik boyutlarının artması, daha az tanecik sınırına sebep olduğu için daha az ışık kırılması gerçekleştirir. Bu sebeple daha yarı saydam monolitik zirkonya üretmek için tercih edilen yöntemlerden biri tetragonal tanecik boyutunu artırmaktır.^{23,33} Ancak tanecik boyutunun artırılması aynı zamanda materyali LTD' ye karşı daha duyarlı hale getirir.^{33,34} Yarı saydamlığı geliştirmek için uygulanan yöntemlerden biri de tanecik boyutlarını 100 nm' nin altına indirmektir; 100 nm görünür ışığın dalga boyundan (400-700 nm) daha küçük olduğu için ışık, büyük taneciklere kıyasla daha küçük bir saçılma ile materyalden geçebilir.²³

Diş hekimlerinin kullanımına sunulan monolitik zirkonya blokları monokrom ya da multilayered (çok katmanlı) olarak üretilir. Monokrom bloklar tek bir renkten oluşmaktayken multilayered bloklar farklı renklerden oluşan tabakalar içerir. Multilayered monolitik zirkonya bloklarının bir diğer avantajı da doğal dişe benzer renk ve ışık geçirgenliği özellikleri sayesinde iyi estetikte restorasyonlar elde etmek için daha minimal preparasyon ihtiyacı bulunmasıdır.³⁰ Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi için kullanılan yöntemlerden biri de tam sinterlenmemiş zirkonyanın, yapısında Fe, Cu, Co, Mn gibi renklendirici oksitler ve Sn, Zn, Al, Zr, ve Ti gibi opaklaştırıcı maddeler bulunan renklendirici solüsyonlara daldırılmasıdır.^{35,36} Nihai renk, solüsyonun kuruması ve sinterlemenin tamamlanması sonrasında ortaya çıkar.³⁷ Ancak siman, restorasyonun arka planı, restorasyonun kalınlığı ve ışık geçirgenliği gibi özellikler de nihai rengi etkileyebilir.³⁸

Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi modern diş hekimliğinin en hızlı gelişen yönlerinden biridir. Günümüzde CAD/CAM sistemleri kullanarak zirkonya protezler elde

etmek için en popüler yöntem CAM ünitesinde frezelemeyi kolaylaştıran, yumuşak frezeleme teknikleriyle üretilen, gözenekli yapıda yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar kullanılmaktadır. Ancak frezelemeden sonra restorasyonun en yüksek yoğunluğa ve dayanıma ulaşması için tekrar sinterlenmesi gerekir.⁸ Sinterleme prosedürü genellikle yaklaşık %20 ila %30 hacimsel büzülme ile sonuçlanır.³⁹ Oluşan büzülmenin telafi edilmesi için yarı sinterize zirkonya bloklarının uygun bir faktörle büyütülerek frezelenmesi gerekir.⁸

Yumuşak frezeleme tekniğine alternatif olan, daha az sıklıkla tercih edilen bir yöntem de ilave sinterleme prosedürleri gerektirmeyen, tam sinterize zirkonya bloklarda tercih edilen sert frezeleme tekniği kullanılmasıdır. Tekniğin dezavantajları, materyalin yüksek dayanımından dolayı daha uzun frezeleme süreleri ve frezeleme işlemi yapan aletlerin yüksek oranda aşınmasıdır. Ayrıca tam sinterize zirkonya bloklarda frezeleme, yüzeyde yüksek sıcaklıklar oluşturarak protezlerin beklenen kullanım ömrünü büyük oranda kısaltarak yüzey hasarına ve kusur oluşumuna yol açar.⁴⁰

Sinterleme işlemi, uygulama ısısı ve bekleme süresi gibi değişkenler sonucunda materyallerin mekanik ve optik özelliklerini etkileyebileceğinden önemli bir parametredir.⁴¹ Geleneksel sinterleme fırınları, dirençli olarak ısıtılan atmosferik fırınlardır ve aynı zamanda sıcak pres ve sıcak izostatik basınç kullanır.⁸ Uzun zaman alan sinterleme prosedürlerine sahip geleneksel zirkonyaların (3 Y-TZP) sorunlarından biri tek randevulu hasta başı restorasyonların üretimini kısıtlamalarıdır.⁹ Üretimi aşamasında Y-TZP' nin sinterleme süreci, yavaş ısıtma-soğutma hızları (tipik olarak dakikada 5 °C-10 °C) ve uzun bekleme süresi (genellikle birkaç saat) içerdiğinden zaman alıcıdır.⁴²

Geleneksel sinterleme işlemleri, 2 ila 5 saat arasında bekleme süreleri ile 1350 °C ile 1550 °C arasında bir son sinterleme sıcaklığı gerektirir.⁴²

Geleneksel sinterleme en az iki randevu ihtiyacı oluşturması nedeniyle, gelişen CAD/CAM sistemlerinin bir avantajı olan tek randevulu hasta başı zirkonya restorasyonların yapımı için uygun değildir. Sinterleme süresinin azaltılması amacı ile farklı protokoller kullanılmaya başlanmıştır. Üreticiler tarafından, zamandan tasarruf sağlaması ve daha ekonomik olması beklenen daha hızlı sinterleme protokolleri sunulmuştur. Bu amaçla geliştirilen hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokolleri için özel fırınlar kullanılarak sinterleme süreleri oldukça kısaltılmış ve zirkonya, tek randevulu hasta başı restorasyonlar için uygun hale getirilmiştir.^{9,43,45} Hızlı ve yüksek hızlı protokoller, daha iyi yarı saydamlık için materyal yapısındaki tanecik büyümesini önlemenin yanı sıra, CAD/CAM sistemleriyle üretilen tek randevulu hasta başı restorasyonlara yönelik zaman ve uygun maliyetli talebi karşılamak üzere geliştirilmiştir.⁴⁶

Sinterleme Parametrelerindeki Değişikliklerin Zirkonyanın Optik ve Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisi

Diş hekimliğinde kullanılan birçok zirkonya formu benzer kimyasal özelliklere sahiptir. Ancak sinterleme sıcaklıklarındaki farklılıklar tanecik boyutları, strese ve neme bağlı dönüştürülebilirlik, yaşlanmaya bağlı direnç ve mekanik özellikler üzerinde oldukça etkilidir.⁴⁷ Zirkonya içerisindeki stabilize edici katyonların büyüklüğü, stabilizatör dağılımı, taneciklerin boyutu ve dağılımı gibi birçok faktör zirkonyanın düşük ısı bozunmasını etkiler. Bu faktörler birbirleriyle ilişkilidir ve sinterleme koşullarından, sürelerinden ve sıcaklığından etkilenirler.⁴⁸

Zirkonyanın sinterleme parametrelerindeki farklılıklar materyalin mikro yapısını doğrudan etkilediği için yarı saydamlık ve bükülme dayanımı gibi fiziksel ve mekanik özelliklerini de doğrudan etkiler.⁴³ Bu etkinin önemi üreticiler tarafından kısaltılmış süreli sinterleme protokollerinin tanıtılması ile daha da

artmıştır.⁴⁶ Sinterleme süresi ve sıcaklığındaki değişikliklerin zirkonyanın yarı saydamlığı, tanecik boyutu ve bükülme dayanımı üzerindeki etkileri araştırmacılar tarafından incelenmiştir, ancak zirkonya üzerindeki etkileri tartışmalıdır.⁸

Zirkonyanın ışık geçirgenliği ve renk gibi optik özellikleri, restorasyonun estetik özellikleriyle doğrudan ilgilidir.²⁸ Yarı saydamlık, tanecik sınırlarının sayısındaki artışla azalır ve dolayısıyla materyalin tanecik boyutu ve kalınlığı ile ilişkilidir.⁴¹ Boşluklar ve materyal içinde oluşan kalıntılar, ek saçılma ve kırılma nedeniyle yarı saydamlığı düşürür; aynı zamanda tanecikler arasında daha az bağ oluşması nedeniyle bükülme dayanımını azaltır. Daha küçük tanecikler bükülme dayanımını artırır.^{30,49,50}

Artan sinterleme sıcaklıkları sonucu artan tanecik boyutu ile ilişkili olarak yarı saydamlık değerlerinde artış bildirilse de^{28,45} kısaltılmış sinterleme sürelerine bağlı olarak hem tanecik boyutunda hem de yarı saydamlıkta azalma rapor edilmiştir.⁵¹ Zirkonyanın yarı saydamlığı saçılma, yansıma, absorpsiyon ve ışık iletimine bağlıdır. Y_2O_3 ile stabilize edilmiş zirkonya için, adsorpsiyonun yarı saydamlığı önemli ölçüde etkilemediği bildirilmiştir. Işık geçişi ve yansıması, kırılma indisine ve materyalin ara yüzeylerindeki kırılmaya göre gerçekleşir. Ara yüzeylerdeki kırılma, materyalin tanecik sınırları, gözenekleri ve saf olmama durumundan etkilenir.²³ Alüminyum oksit daha küçük taneciklere sahip olduğu için zirkonyanın tanecik sınırlarına yakın yerlerde daha fazla ayrılması ve tanecik büyümesini sınırlayarak difüzyonu etkilemesi sonucu, sinterlemeye yardımcı olmasına rağmen yarı saydamlığı azaltan bir unsurdur.⁵²⁻⁵⁴ Ayrıca, tetragonal zirkonyada meydana gelen ancak kübik zirkonyada karşılaşılmayan çift kırılma durumu, tanecik sınırlarında kırılma indeksi değişikliklerine yol açar ve 4Y-TZP, 5 Y-TZP gibi kübik faz içeren zirkonyalarda oluşan saçılma etkisinin daha az olmasını ve daha

yüksek yarı saydamlığı açıklar.²³

Zhang ve arkadaşları²⁸ yaptıkları bir çalışmada, 3Y-TZP'nin içeriğindeki Al_2O_3 miktarının azaltılmasının ve Y_2O_3 içeriğinin artırılmasının yarı saydamlığın artırılmasında etkili olduğunu bildirmişlerdir. Yitria içeriğinin 3Y-TZP seramiklere kıyasla artırılması (%5 mol) optik olarak izotropik kübik fazlı zirkonyanın oluşmasıyla, yarı saydamlığı ve yaşlanma direncini artırmak için olumlu etki göstermiştir ancak, kırılma ve bükülme dayanımı önemli ölçüde azalmıştır.²⁸

Sinterleme sıcaklıkları ve süresi metastabiliteyi, mekanik özellikleri ve düşük sıcaklıkta bozunmaya karşı direnci belirleyen tanecik boyutunu, kübik faz miktarını ve yitriya ayrışmasını belirler.³³ Sinterleme işleminde bekleme sürelerindeki artışın zirkonyanın tanecik büyümesini artırdığı gösterilmiştir. Tanecik boyutlarının artması sonucu zirkonyanın daha az stabil olmasıyla materyal t→m faz dönüşümlerine karşı daha duyarlı hale gelir ve kademeli olarak dayanıklılıkta azalma görülebilir.⁵⁵ Bekleme süresindeki artışla birlikte sinterleme sıcaklığındaki artış da daha büyük tanecik boyutu ile sonuçlanır.⁵⁶ 3 Y-TZP' de tanecik boyutunun, sinterleme sıcaklığı $1350^{\circ}C$ ' de 2 saat sinterlemeden sonra yaklaşık $0,3 \mu m$ ' den, aynı süre boyunca $1650^{\circ}C$ ' de sinterlemeden sonra $>2,0 \mu m$ ' ye arttığı bilinmektedir.³³ Stawarczyk ve arkadaşlarının⁴¹ yaptığı bir çalışmada bu ilişki sadece $1600^{\circ}C$ ' lik sinterleme sıcaklıklarına kadar geçerli bulunmuş, $1600^{\circ}C$ ' nin üzerine çıkıldığında bükülme dayanımı ve kontrast oranı arasında önemli bir negatif ilişki olduğu, bükülme dayanımında azalma gerçekleştiği rapor edilmiştir.⁴¹ Ersoy ve arkadaşlarının⁴⁶ yaptıkları başka bir çalışma, yüksek bir sinterleme sıcaklığının kısa bir sinterleme süresi ile birlikte uygulanmasının zirkonyanın bükülme dayanımını arttırdığını ortaya koymuştur. Yarı sinterlenmiş zirkonya örnekler rastgele üç gruba ayrılarak 120 dakika $1510^{\circ}C$, 25

dakika 1540 °C, 10 dakika 1580 °C olmak üzere farklı süre ve sıcaklıklarda sinterleme protokolü uygulanmıştır. Gruplar arasında en hızlı sinterleme protokolü (10 dakika 1580 °C) uygulanan zirkonyaların, geleneksel sinterleme protokolüne kıyasla daha yüksek bükülme dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.⁴⁶

Monolitik zirkonya ile üretilmiş restorasyonların, karşıt dişlerin aşınması üzerindeki etkisi klinik olarak büyük öneme sahiptir. Aşınma davranışı beslenme alışkanlıkları gibi hastayla ilgili faktörler de dahil olmak üzere oklüzyon, çiğneme kuvvetleri ve brüksizmin yanı sıra materyalin tipi, kırılma dayanımı, yapısındaki gözeneklilik durumu, yüzey kusurları ve/veya mikro yapıdaki kusurlar, fiziksel özellikler, yüzey dokusu ve çevresel koşullar gibi bir çok faktörden etkilenebilir.⁸ Kaizer ve arkadaşları⁴⁵ translüsent monolitik zirkonya bloklarla yaptığı bir çalışmada uzun süreli, hızlı ve yüksek hızlı olmak üzere üç farklı sinterleme protokolü kullanmışlar ve farklı sinterleme protokollerinin kullanımının materyalin tanecik boyutunu, yarı saydamlığını, sertliğini ve karşıt dişin aşınma davranışını önemli ölçüde etkilediği tespit etmişlerdir. SEM analizinde tespit edilen sinterlenmiş zirkonyaların tanecik boyutunun sıralamasını uzun süreli>yüksek hızlı>hızlı şeklinde bildirmişlerdir.⁴⁵ Daha yüksek sinterleme sıcaklığının ve daha uzun bekleme süresinin tanecik büyümesini artırmasına sebep olduğu belirtilmiştir. Sonuç olarak sinterleme sıcaklığının artırılmasıyla birlikte sinterleme süresinin azaltılması, daha küçük tanecik boyutları ve daha yüksek yarı saydamlık sağlamış, yarı saydamlık açısından en başarılı grubun yüksek hızlı sinterleme grubunun olduğu bildirilmiştir.⁴⁵ Ayrıca yüksek hızlı ve hızlı sinterleme gruplarının, uzun süreli sinterleme grubuna oranla daha düşük bir sertlik değeri sergilediği de belirtilmiştir. Bununla birlikte sonuçlar aşındırma miktarları açısından değerlendirildiğinde, aşınma bölgelerindeki

hızlı ve yüksek hızlı sinterleme gruplarında uzun süreli sinterleme grubuna kıyasla karşıt dişte daha fazla hacim ve derinlik kaybıyla ilişkili olan daha fazla aşınma sergilemiştir.⁴⁵ Ayrıca t→m faz dönüşümlerinin de aşınma bölgeleriyle ilgili olması, özellikle hızlı ve yüksek hızlı sinterleme protokollerinin ve tek randevulu hasta başı restorasyonların uygulandığı durumlarda, monolitik zirkonya restorasyonları teslim ederken oklüzyonun ayarlanmasının önemini artırır.

Translüsent monolitik zirkonya ile yapılan başka bir çalışmada ise Ebeid ve arkadaşları⁵⁷, sinterlenme sıcaklıkları 1460 °C, 1530 °C ve 1600 °C olmak üzere üç grup belirlemiş ve grupları bekleme süreleri 1 saat, 2 saat ve 4 saat olmak üzere üç alt gruba ayırmıştır. Sinterleme sıcaklığı ve süresi arttıkça ΔE 4,4'ten 2,2'ye ve kontrast oranı 0,75'ten 0,68'e düşmüştür.⁵⁷ Bu durum, sinterleme sıcaklığının ve süresinin artmasının tanecikler arasındaki gözenekleri azalttığı ve zirkonyanın yoğunluğunu arttırdığı, böylece daha az ışık saçılması ve daha fazla ışık iletimi sağlayarak daha iyi yarı saydamlık ve optik özellikler sağladığı şeklinde yorumlanır. Ancak çalışmada sinterleme parametrelerinin seçilen aralık içinde değiştirilmesiyle zirkonyada herhangi bir t→m faz dönüşümü görülmemiştir.⁵⁷ Sinterleme sıcaklığının ve süresinin önemli ölçüde artırılmasının yarı saydamlığı ve renk ile ilgili optik özellikleri önemli ölçüde iyileştirdiği bildirilse de yüzey pürüzlülüğü, çift eksenli bükülme dayanımı ve yüzey sertliği üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi olduğu saptanmamıştır.⁵⁷

Sonuç

CAD/CAM sistemlerinin gelişmesiyle hızla ön plana çıkan tek randevulu hasta başı tedavilerin yaygınlaşması, monolitik zirkonya restorasyonların üretim süresinin kısaltılmasını kaçınılmaz hale getirmiştir. Üretim aşamalarında uzun zaman alan prosedürlere olan sinterleme işlemlerinin kısaltılması için sunulan yeni hızlandırılmış sinterleme protokolleri, diş

hekimleri ve hastalar için oldukça avantajlıdır. Ancak sinterleme protokollerindeki değişikliklerin monolitik zirkonya üzerindeki etkileri oldukça önemlidir. Kullanıma sunulan yeni protokoller zaman tasarrufu sağlamasının yanı sıra zirkonyanın mekanik ve optik özelliklerini iyileştirmeyi, üretim aşamalarını kolaylaştırmayı ve sinterleme enerjisinin kontrolünü artırmayı da hedefler.

Sinterleme koşulları materyalin mikro yapısını doğrudan etkilediği için fiziksel ve mekanik özelliklerinin değişmesinde de oldukça etkilidir. Sinterleme sıcaklığının ve süresinin değiştirilmesinin zirkonyanın bükülme dayanımı üzerindeki etkileri, yapılan çalışmalarda değişkenlik göstermiştir. Sinterleme sıcaklığının artırılması ve sinterleme süresinin azaltılması, ışık iletimini iyileştirmiş ve kontrast oranını düşürmüştür. Dolayısıyla sinterleme protokolünün hızlanması zirkonyanın optik özelliklerini geliştirirken, hızlandırılmış sinterleme protokolleri, monolitik zirkonyanın karşıt dişi aşındırma oranını artırmıştır. Ancak sinterleme yöntemlerinin etkileri hakkında yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Sonuç olarak sinterleme sıcaklığı artırılırken sinterleme süresinin azaltılması zirkonyanın optik özelliklerini olumlu yönde etkilerken, mekanik davranışlarında olumsuz etkiler oluşturabilmektedir. Bu nedenle sinterleme yöntemlerinin restorasyonun mekanik özelliklerinde oluşturabileceği negatif etkinin azaltılması, klinik başarısının ve kullanım ömrünün geliştirilmesi amacı ile sinterleme koşulları üzerine çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Bu çalışma PYO.DIS.1904.22.005 proje numarası ile Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir.

Kaynakça

1. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012;40(2):154-162.
2. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35(11):819-826.
3. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NRFA. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am.* 2011;55(2):333-352.
4. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Clinical Implications Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
5. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012;107(3):170-177.
6. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). In: *Dental Materials.* Vol 31. Elsevier Inc.; 2015:603-623.
7. Larsson C, Wennerberg A. The Clinical Success of Zirconia-Based Crowns: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2014;27(1):33-43.
8. Ahmed WM, Troczynski T, McCullagh AP, Wyatt CCL, Carvalho RM. The influence of altering sintering protocols on the optical and mechanical properties of zirconia: A review. *J Esthetic and Restorative Dentistry.* 2019;31(5):423-430.
9. Michailova M, Elsayed A, Fabel G, Edelhoff D, Zylla IM, Stawarczyk B. Comparison between novel strength-gradient and color-gradient multilayered zirconia using conventional and high-speed sintering. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;111(103977):1-8.
10. Schönhoff LM, Lümke N, Buser R, Hampe R, Stawarczyk B. Fatigue resistance of monolithic strength-gradient zirconia materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;119(104504):1-7.
11. Karataş A. İkili Seramik Malzemelerin Birlikte Presleme-Sinterleme, Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerinin Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi. Celal Bayar Üniversitesi; 2014.
12. Jansen JU, Lümke N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2019;122(4):396-403.
13. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu PK, Närhi TO, Lassila L v. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J.* 2015;34(5):605-610.
14. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials.* 2008;24(3):299-307.
15. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236-261.
16. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a Ceramic biomaterial. *Biomaterials*
17. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials.* 2010;26(8):807-820.
18. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceramic Society.* 2000;83(3):461-487.
19. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın Yapısı. *Türkiye Klinikleri Prosthodont-Special Topics.* 2017;3(2):77-83.
20. Pereira GKR, Venturini AB, Silvestri T, et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-

- analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016; 55:151-163.
21. Hatanaka GR, Polli GS, Adabo GL. The mechanical behavior of high-translucent monolithic zirconia after adjustment and finishing procedures and artificial aging. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):330-337.
 22. Chevalier J, Gremillard L, Virkar A v., Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceramic Society.* 2009;92(9):1901-1920.
 23. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials.* 2014;30(10):1195-1203.
 24. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. *J Dent.* 2017; 63:94-102.
 25. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):216-220.
 26. Gracis S, Thompson V, Ferencz J, Silva N, Bonfante E. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2016;28(3):227-235.
 27. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140-147.
 28. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dental Materials.* 2016;32(12): e327-e337.
 29. Sun T, Zhou S, Lai R, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014; 35:93-101.
 30. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369-380.
 31. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, et al. Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials.* 2018;34(6):879-890.
 32. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-608.
 33. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res.* 2014;93(12):1235-1242.
 34. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004;25(24):5539-5545.
 35. Han J, Zhao J, Shen Z. Zirconia ceramics in metal-free implant dentistry. *Advances in Applied Ceramics.* 2017;116(3):138-150.
 36. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila LVJ. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand.* 2008;66(5):262-267.
 37. Suttor, D., Hauptmann, H., Schnagl, R., & Frank, S. (2004). U.S. Patent No. 6,709,694. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
 38. Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont.* 2019;28(3):276-287.
 39. Revilla-León, Marta, et al. "Manufacturing accuracy and volumetric changes of stereolithography additively manufactured zirconia with different porosities." *J Prosthet Dent* 128.2 (2022): 211-215.
 40. Denkena B, Breidenstein B, Busemann S, Lehr CM. Impact of Hard Machining on Zirconia Based Ceramics for Dental Applications. In: *Procedia CIRP.* Vol 65. Elsevier B.V.; 2017:248-252.
 41. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender

- A, Mehl A, Hämmerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Investig.* 2013;17(1):269-274.
42. Elisa Kauling A, Güth JF, Erdelt K, Edelhoff D, Keul C. Influence of speed sintering on the fit and fracture strength of 3-unit monolithic zirconia fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2020;124(3):380-386.
43. Wiedenmann F, Pfefferle R, Reichert A, Jerman E, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dental Materials.* 2020;36(7):846-853.
44. Lawson NC, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthetic and Restorative Dentistry.* 2020;32(2):219-225.
45. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. *Ceram Int.* 2017;43(14):10999-11005.
46. Ersoy NM, Aydoğdu HM, Değirmenci BÜ, Çökük N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2015;1(2-4):43-50.
47. Cotič J, Jevnikar P, Kocjan A, Kosmač T. Complexity of the relationships between the sintering-temperature-dependent grain size, airborne-particle abrasion, ageing and strength of 3Y-TZP ceramics. *Dental Materials.* 2016;32(4):510-518.
48. Hallmann L, Mehl A, Ulmer P, et al. The influence of grain size on low-temperature degradation of dental zirconia. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100 B(2):447-456.
49. Abdelbary O, Wahsh M, Sherif A, Salah T. Effect of accelerated aging on translucency of monolithic zirconia. *Future Dental Journal.* 2016;2(2):65-69.
50. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):37-42.
51. Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(2):161-166.
52. Zhang H, Li Z, Kim BN, et al. Effect of alumina dopant on transparency of tetragonal zirconia. *J Nanomater.* 2012;2012.
53. Macan J, Breković L, Gajović A. Influence of preparation method and alumina content on crystallization and morphology of porous yttria stabilized zirconia. *J Eur Ceram Soc.* 2017;37(9):3137-3149
54. Yu Q, Zhou C, Zhang H, Zhao F. Thermal stability of nanostructured 13 wt% Al₂O₃-8 wt% Y₂O₃-ZrO₂ thermal barrier coatings. *J Eur Ceram Soc.* 2010;30(4):889-897.
55. Matsui K, Yoshida H, Ikuhara Y. Isothermal sintering effects on phase separation and grain growth in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *J Am Ceramic Society.* 2009;92(2):467-475.
56. Ruiz L, Readey MJ. Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol%Y-TZP. *J Am Ceramic Society.* 1996;79(9):2331-2340.
57. Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering parameters on monolithic translucent zirconia. *Dental Materials.* 2014;30(12): e419-e424.

Yazışma Adresi:

Dt.Dilara DOĞAY
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
55200 ATAĞUM/SAMSUN
E-posta: dilaradogay@gmail.com

*ORCID ID: 0000-0002-9174-0463

*ORCID ID: 0000-0003-1076-9334

Current Approaches in Intraoral Porcelain Repair Systems

Ağız İçi Porselen Tamir Sistemlerinde Güncel Yaklaşımlar

Ece KAYA,* Duygu SARAÇ*

ÖZET

Diş hekimliğinde estetik beklentilerin artması sonucu zirkonyum oksit seramik restorasyonların kullanımı yaygın hale gelmiştir. Zirkonyum oksit seramik restorasyonların biyolojik uyumunun iyi olması ve istenilen estetik özelliklere sahip olmasının yanı sıra, klinik kullanımları sırasında bir takım mekanik problemlerle karşılaşmıştır. En sık görülen mekanik başarısızlıklar üst yapı porseleninin zirkonyum oksit alt yapıdan tabaka şeklinde ayrılması, ya da bir miktarının kırılmasıdır. Üst yapının kırıldığı durumlarda restorasyonun yenilenmesi tedavi seçeneği olarak düşünülse de bu yöntem zaman alıcı, maliyetli ve komplikasyonlara açıktır. Bu nedenle ağız içi tamir yöntemleri tercih edilmektedir. Tamir materyali ve kırık hattı arasında yeterli bağlanma dayanımının sağlanması için çeşitli yüzey işlemleri ve farklı tamir ağız içi tamir yöntemleri kullanılmaktadır. Bu derlemede, güncel seramik tamir yöntemleri ve yüzey işlemleri hakkında bilgi verilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Ağız içi porselen tamiri, Yüzey işlemleri, Zirkonyum oksit seramikler

ABSTRACT

As a result of increasing aesthetic expectations in dentistry, the use of zirconium oxide ceramic restorations has become widespread. In addition to the good biocompatibility of zirconium oxide ceramic restorations and the desired aesthetic properties, some mechanical problems have been encountered during their clinical use. The most common mechanical failures are the separation of the superstructure porcelain from the zirconium oxide substructure in the form of a layer, or the breakage of some of it. Although restoration replacement is considered as a treatment option in cases where the superstructure is broken, this method is time consuming, costly and prone to complications. Therefore, intraoral repair methods are preferred. Various surface treatments and different intraoral repair methods are used to provide sufficient bond strength between the repair material and the fracture line. In this review, information about current ceramic repair methods and surface treatments is given.

Keywords: Intraoral porcelain repair, Surface treatments, Zirconium oxid ceramics.

Giriş

Diş hekimliğinde kaybolan doku ve fonksiyonun iadesi, istenilen estetik özelliklere ulaşmak amacıyla tam ve metal seramik restorasyonlar kullanılmaktadır. Gelişmiş mekanik özellikleri ve uzun ömürlü olmaları sebebiyle metal destekli sabit restorasyonlar uzun yıllardır altın standart olarak tercih edilmektedir.¹ Ancak hastaların artan estetik beklentileri, materyal ve üretim tekniklerindeki gelişmeler sayesinde zirkonyum oksit seramik restorasyonların kullanımını gün geçtikçe popüler hale getirmektedir.²

Zirkonyum oksit seramik restorasyonlar basma kuvvetlerine dayanıklı iken çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdır.³ Zirkonya alt yapılı restorasyonlar mekanik açıdan daha avantajlı olmaları ve tatmin edici estetik özellikler sergilemeleri sebebiyle hekimler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir.⁴ Zirkonya alt yapılar kırılmaya karşı dirençli olsalar da üst yapıda meydana gelen kırıklarla sıklıkla karşılaşmaktadır. Uzun dönemli çalışmalar incelendiğinde zirkonya alt yapılı restorasyonlarda üst yapı seramiğindeki minör kırıklar ve üst yapı seramiğinin zirkonya alt yapıdan tabaka şeklinde ayrılması en sık karşılaşılan komplikasyonlardandır.⁵ İki tabakalı tam seramik sistemlerde üst yapının alt yapıdan tabaka şeklinde ayrılması delaminasyon olarak, üst yapı seramiğinin alt yapıdan minör parçalar şeklinde ayrılması ise chipping olarak adlandırılır.⁶ Delaminasyon ve chippinge sebep olan etkenler ise alt yapı ve üst yapı arasındaki ısıl genleşme katsayısı uyumsuzluğu, erken temas noktaları, harmonik oklüzyonun kurulamaması, yetersiz bağlanma kuvveti ve hastaya bağlı sebepler olarak sıralanabilir.⁷

Ağız içerisinde daimî olarak simante edilmiş bir restorasyonda meydana gelen kırık hekim ve hasta için zorluk yaratan bir durumdur. Restorasyonda meydana gelen kırık varlığında ilk seçenek olarak restorasyonu yenilemek ya da laboratuvarında tamirini yaptırmak düşünülebilir.⁸ Fakat bu yönetime başvurmadan zaman

alıcı ve komplikasyona açık olması sebebiyle mümkün olduğunca kaçınılmaktadır.⁹ Restorasyonun yerinden çıkarılması prepare edilmiş dişte hasara ve doku kaybına sebep olabilmektedir. Ayrıca çıkarılan restorasyonun tekrar fırınlanması sonrasında restorasyonun yapısında olumsuz değişiklikler olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır.¹⁰ Tüm bu dezavantajlara rağmen büyük kırıklar mevcut olduğunda restorasyonun yenilenmesi gerekmektedir. Endikasyon ve planlama hatasına bağlı oluşan kırıklarda da mevcut restorasyon yenilenmelidir.¹¹ Günümüzde restorasyonlarda meydana gelen porselen kırığının telafisi için ağız dışı ve ağız içi olmak üzere iki farklı tamir yöntemi kullanılmaktadır.⁴

Hangi tamir yöntemi tercih edilirse edilsin bağlanma dayanımını arttırmak ve tamir işleminin ömrünü uzatmak için çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Uygulanan yüzey işlemleri, iki materyal arasındaki temas alanını, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği de arttırmaktadır.¹² Bu sayede oluşan mikro boşluklara siman akarak mikro mekanik düzeyde bir kilitleme sağlanmaktadır. Bağlanma dayanımını arttırmak için mekanik, kimyasal ya da bu iki yöntemin kombine olarak kullanıldığı yüzey işlemleri uygulanmaktadır.¹³

Yüzey işlemleri

Ağız içi porselen tamir sistemlerinde kullanılan rezin ile porselen yüzey arasındaki bağlantı dayanımını arttırmak için mekanik ve kimyasal olarak çeşitli yüzey işlemleri kullanılmaktadır.¹⁰ Ağız içi tamir sistemleri mekanik olarak yüzey alanını arttırır, yüzey gerilimini azaltır ve ince yapılı yüzey pürüzlülüğü sağlar.⁶ Bu sayede rezin ile seramik yapı arasında mekanik/kimyasal bağlantı sağlamış olur. Kimyasal olarak da cam matriksin çözünmesi ile oluşan fiziksel değişim sonucunda rezinin pöröz yüzeye adhezyonu sağlanmaktadır.¹⁴

1-Mekanik yüzey işlemleri

Ağız içi porselen tamirinde bağlantı yüzeyini oluşturan bölgelerde yeşil ya da siyah kuşak-

lı frezlerle pürüzlü bir yüzey elde edilmesine makro mekanik yüzey işleme denilmektedir.¹⁵ Frezle pürüzlendirme işlemi porselende çatlak oluşumuna sebep olabileceği için pek tercih edilmemektedir.¹⁶

Ağız içi porselen tamirinde bağlanma dayanımını arttırmak için kullanılan asitle pürüzlendirme (etching), lazer kullanımı ya da kumlama (air abrasion) gibi yöntemler ise mikro mekanik yüzey işlemleri olarak adlandırılır.⁸

Kumlama

Ağız içi porselen tamirinde uygulanan kumlama işlemi sayesinde yüzey alanını arttırılırken yüzey gerilimi azaltılır.¹⁷ Kumlama işlemi hem laboratuvar şartlarında hem de ağız içerisinde uygun cihazlar kullanılarak yapılabilir. Bu işlem sırasında 2-3 bar basınç ile 50 µm'lik Al₂O₃ partiküllerinin yüzeye püskürtülerek uygulanmasının yüzeyi temizleyeceği, genişleteceği ve aktive edeceği bildirilmiştir.¹⁸ Kumlama, zirkonya alt yapı ile üst yapı porseleni arasındaki ve alt yapı ile rezin siman arasındaki yüzeyde pürüzlülük sağlayarak mekanik bağlantının artırılması için kullanılmıştır. Ayrıca zirkonyada alt yapı-üst yapı bağlantı dayanımını da arttırdığı belirtilmiştir.¹⁹

Kumlama işlemi sırasında alüminyum oksit partiküllerinin yüzeye yüksek enerji ile çarpması yüzeyde hasara neden olabilmektedir. Zirkonya seramiklerde meydana gelebilecek yüzey hasarını önlemek için bazı araştırmacılar keskin ve sert alümina yerine yuvarlak yumuşak aşındırıcıların kullanımını önermiştir.²⁰ Zirkonya seramikler gibi kırılğan materyallerde meydana gelen yüzey hasarları kırıkların başlangıç noktasını oluşturmaktadır.²¹ Kumlama işlemi cam seramik yüzeyler (silikat materyaller) için önerilmemektedir. Silikat yüzeylerde uzun dönemde başarıyı yakalama açısından kumlama yöntemi yerine asitle pürüzlendirme yöntemi önerilmektedir.²²

Asitle pürüzlendirme

Ağız içi porselen tamirinde kolay ve tekrarlanabilir şekilde uygulanabilmesi açısından son

dönemde kullanımı yaygınlaşan bir yöntemdir. Asitle pürüzlendirme işlemi zirkonya seramiklerin yüzey enerjisini değiştirerek, materyalin yüzey alanını ve ıslanabilirliğini artırır.^{11,23} Tamiri yapılacak bölgenin pürüzlendirilmesinde HF (hidroflorik asit), asidüle fosfat florür jel (APF) ve daha az sıklıkla fosforik asit (H₃PO₄) kullanılır.¹⁵

Asitleme süresi ve konsantrasyonu seramik materyalinin içerdiği kristal oranına göre değişiklik göstermektedir. Genellikle %2,5-10'luk HF 60sn süreyle uygulanmaktadır.¹¹ Sadece HF asit kullanılarak yapılan pürüzlendirme işlemi feldspatik porselenler için endikedir. Oksit porselen sistemlerinde tek başına HF ile yapılan pürüzlendirme yeterli değildir.²⁴ Zirkonya, silika içermediğinden dolayı HF ile asitlemeye karşı dirençlidir.²⁵ Son zamanlarda, araştırmacılar yüzey morfolojisini değiştirmek için sıcak asitleme tekniğini öne sürmüşlerdir.²⁶ Sıcak aşındırma tekniğinde kullanılan asit, metanol, hidroklorik asit ve ferrik klorürden oluşan deneysel bir asit solüsyonudur.²⁵ Silika oranı azaldıkça asitleme süresi arttırılmalıdır. Asitleme süresinde değişiklik olması yüzey pürüzlülüğünde de değişmeye sebep olur.²⁷

HF asidin toksik özellikleri nedeniyle ağız içerisindeki kullanımı tartışmalıdır.²⁸ Çok az miktarlarda bile doku yanıklarına sebep olabilmektedir. HF yerine APF kullanımı risklerin azaltılması için önerilmektedir. Ancak on dakika süreyle %1,23'lük APF kullanımının, %9,5'lük HF asit kullanımı kadar etkili olmadığı bilinmektedir.²⁹

Lazerle pürüzlendirme

Gelişen teknoloji sayesinde diş hekimliğinde lazer kullanımı yaygınlaşmaktadır. Nd:YAG (neodymium garnet yttrium aluminum) Er:YAG (erbium-doped yttrium aluminum garnet), CO₂ (karbondioksit) lazerler seramik yüzeylerde pürüzlülüğün sağlanması için kullanılır.³⁰ Lazerler temel etkilerini ışık enerjisini ısı enerjisine çevirerek oluştururlar. Lazer ve uygulandığı yüzey arasındaki etkileşimin temeli

lazer enerjisinin emilmesidir.³¹ Seramik yüzey tarafından absorbe edilen lazer enerjisi yüzeyde soyulmalar üreten bir ısı indüksiyonu yaratır ve mikro mekanik bağlantı sağlar.¹²

Asadzadeh ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Nd: YAG lazer uygulamasının rezin siman ve zirkonya arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını bulmuşlardır.³² Gomes ve ark ise Er: YAG lazer uygulamasının bağlanma dayanımını kumlama kadar arttırmadığını bulmuşlardır.^{32,33}

CO₂ lazer yüksek yüzey pürüzlülüğü ve tatmin edici kesme bağ gücü değerleri oluşturması sebebiyle tercih edilmektedir.³⁴ CO₂ lazer uygulaması sırasında seramik yüzeyinde ısıya bağlı olarak oluşan ve gözyaşı damlası olarak isimlendirilen yüzeyin mekanik retansiyonu arttırdığı düşünülmektedir.³⁵ Akhavan ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada 4 W enerjide CO₂ lazerin zirkonya restorasyonlarda yüzey işlemleri için kullanılabilmesi, 3 W enerjide Er:YAG lazer ile benzer sonuçlar elde edildiği bulunmuştur.³⁰ Ural ve ark. zirkonya seramik yüzeyine uygulanan CO₂ lazerin seramik yüzeyi ve kompozit arasında mekanik tutulmayı indüklediğini ve çekme bağlanma kuvvetini arttırdığını bulmuşlardır.³⁶

CO₂ lazer ve Er: YAG lazerin kompozit rezinin zirkonyum oksit seramiğe bağlanma gücü üzerindeki etkilerinin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada, CO₂ lazer tedavisi Er: YAG lazer tedavisine göre daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir.³⁷

CO₂ lazer, yüksek yüzey pürüzlülüğü oluşturması ve tatmin edici makaslama bağlanma dayanımı sağlaması ve lazer dalga boyunun yeterli emisyonu nedeni ile yüzey işleme için uygun bir yöntem olarak önerilmektedir.³⁸

Ağız içerisinde açığa çıkmış metal alaşım yüzeyine opak porselen uygulandıktan sonra lazer uygulaması silika lazerleme olarak tanımlanmaktadır. Madani ve arkadaşları yaptıkları çalışmada metal alaşım yüzeyine sadece lazer uyguladıkları gruba kıyasla, silika lazer uygula-

nan grupta anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı bildirmişlerdir.³⁹ Ayrıca Madani ve arkadaşları bir başka çalışmada kumlama ve beraberinde Nd: YAG lazer kullanımının daha başarılı bağlanma dayanımı ile sonuçlandığını bildirmişlerdir.⁴⁰

Plazma sprey yöntemi

Plazma sprey iyon, elektron, atom ve nötral parçacıklar içeren, kısmen iyonize edilmiş gazdır. Gazın istenilen şekilde iyonize olabilmesi için vakum koşullarında hazırlanması gerekmektedir.¹³ Yüksek frekanslı bir jeneratör gazı iyonize ederek plazmaya çevirir.³¹

Plazma sprey genel olarak temizlik ve yüzey aktivasyonu için kullanılır. Islanabilirlik ve yüzey enerjisini arttırarak bağlanma dayanımını güçlendirir.⁴¹ Plazma gazının uygulanması aktif peroksit radikalleri ve zirkonya seramikler gibi inert materyallerin yüzeyinde CO ve COH gibi fonksiyonel grupların oluşumunu arttırmaktadır. Plazma oksiflorür uygulaması ile zirkonya yüzeyinde 1-3 nm kalınlığında zirkonyum oksiflorür (ZrOxFy) tabakası oluşur. Silan ve 10- metakriloksidetil dihidrojen fosfat (MDP) içerikli rezin simanlarla birlikte kullanımı bağlantıyı arttırmaktadır.⁴²

2-Kimyasal yüzey işlemleri

Seramik ya da metal yüzeyi ile hidrofobik rezin arasındaki kimyasal bağlantı silanlar veya fosfat monomerler gibi bifonksiyonel monomer yoluyla sağlanmaktadır.⁴³

Silan uygulaması

Silan bağlanma ajanları porselen yüzey ile kompozit materyali arasında kimyasal bağlanma sağlamak için kullanılmaktadır.⁴⁴ Silanlar kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirirken, porselenin ıslanabilirliğini arttırlar.⁴⁵ Silan hem organik hem de inorganik yüzeylerle bağ oluşturabilir.⁸ Porselen yüzeyine uygulanan silan hidrolize olarak porselenle bağlantı oluşturur. Oluşan metakrilat grupları ise kompozitin metakrilat grupları ile reaksiyona girmektedir.⁴³ Silan ajanlarının bağlantı

dayanımını arttırmasında etkili olan iki mekanizma olduğu düşünülmektedir.⁴⁶

1-Kompozit rezin ve porselen yüzey arasında kimyasal bağlantı sağlamaktadır.

2-Porselen yüzeyini ıslatarak, rezinin pürüzlendirilmiş porselen yüzeyindeki mikro tutucu bölgelere akışını ve adaptasyonunu kolaylaştırmaktadır.

Silanların tek başlarına kullanımı silika içeren seramiklerde önerilmektedir. Zirkonya seramiklerde silika mevcut olmadığından silanlar bu seramik tiplerinde hemen hemen hiç etkili değildir. Zirkonya seramiklerinde silanlar genellikle tribokimyasal silika kaplama ile birlikte uygulanmaktadır.⁴⁷

Tribokimyasal silika kaplama

Tribokimyasal silika kaplama rezin siman ile zirkonya seramikler arasındaki bağlantı kuvvetini arttırmak için uzun yıllardır kullanılan bir yöntemdir.³¹ Alumina partiküllerinin silika ile modifiye edilmesiyle oluşturulan tribokimyasal silika kumu seramik yüzeyine basınçla uygulanır. Silika tanecikleri seramik yüzeyinde 15 µm derinliğe kadar gömülür.⁴² Oluşturulan yüzey pürüzlülüğü sayesinde mikro mekanik tutuculuk sağlanmış olur. Klinikte ve laboratuvarında uygulanabilen yöntemleri bulunmaktadır.¹³

CoJet sistemi (3M ESPE) klinikte kullanılabilen CoJet kumları ve bir silan solüsyonu olan Espe-Sil'den (3M ESPE) oluşmaktadır.⁴⁷ CoJet sisteminde zirkonya yüzeye uygulanırken 30 µm'lik silika ile modifiye edilmiş Al₂O₃ partikülleri yüzeye dik olacak şekilde 0.28 MPa basınçla 15 sn süresince 10 mm mesafeden püskürtülür ve sonrasında silan ajanı olan Espe-Sil uygulanıp 5 dk sertleşmesine izin verilir.⁴⁸

Rocatec Sistemi (3M ESPE) laboratuvarında kullanılabilen tribokimyasal kaplama yöntemidir.⁴⁸ Rocatec sistemi uygulaması 110 µm tanecik büyüklüğüne sahip kumla, 5 saniye süreyle iki aşamalı olarak yapılmaktadır. Önce Rocatec-Pre adı verilen alüminyum oksit tozları, sonra Rocatec-Plus adı verilen silisyum oksit kumları seramik iç yüzeyine püskürtülür.⁴⁹

Bifonksiyonel fosfat monomerler

Bifonksiyonel fosfat monomerler (10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat MDP ya da 4-metakriloksietil trimelitat anhidrit) bir uçları ile metal oksit ya da oksit seramik yüzeyine ve diğer uçları ile ise rezine bağlanırlar.⁵⁰ Bu materyaller piyasada metal ya da seramik primer olarak adlandırılan şekilde bulunurlar. Uyumlu oldukları rezin simanlar ile kullanılırlar.⁴³ Bifonksiyonel fosfat monomerler rezin simanın da bir parçası olarak bulunabilirler. Bu şekilde bulunduğu rezin siman içeren modifiye fosfat monomer olarak adlandırılmaktadırlar. Silan ve metal/seramik primerini bir arada içeren ürünler mevcuttur (örn; Monobond Plus, Ivoclar Vivadent ve Clearfil Ceramic Primer, Kuraray, Noritake). Bu ürünler restorasyondaki kırık hattında farklı materyallerin ekspoz olduğu durumlarda ağız içi tamir için kullanılır.⁵¹

Ağız içi tamir yöntemleri

Ağız içerisinde bulunan sabit seramik restorasyonlarda özellikle anterior bölgede bulunanlarda kırık ile karşılaşılması hem hekim hem de hasta açısından sıkıntılı bir durumdur. Restorasyonda meydana gelen kırık estetik açıdan olduğu kadar biyolojik açıdan da problemlere yol açabilmektedir.⁵² Ayrıca düzensiz kırık hattına mikroorganizma birikimi olmaktadır.⁴⁴

Günümüzde porselen tamirinde kullanılan ağız içi yöntemler sayesinde restorasyonun yenilenme ihtiyacı ortadan kalkmakta ve meydana gelen estetik, biyolojik sorunların telafisi sağlanmaktadır.⁵³ Ayrıca ağız içi tamir yöntemleri daha düşük maliyet, daha hızlı sonuç alınması ve hasta konforu açısından daha çok tercih edilebilir yöntemlerdir.³⁴

Seramik alt yapının ortaya çıkmadığı sadece üst yapı ile sınırlı kalan fonksiyonun etkilendiği kırıklarda kırık yüzeyin mollenmesi ya da polisaj yapılması yeterli olabilir.⁴³ Daha büyük kırıkların mevcut olduğu durumlarda ise şu yöntemler uygulanabilir:

- 1-Kırık bölgenin kompozit rezinle tamiri
- 2-Kırık parça mevcut ise rezin simanla yapıştırılması
- 3-Kırık bölgenin yüzeyi düzeltildikten sonra ölçüsünün alınıp üretilen veneer porselenin rezin simanla yapıştırılması.⁴³

Kırık bölgenin kompozit rezinle tamiri: Kırık parçanın mevcut olmadığı durumlarda madde kaybı uygun tamir kitleri kullanılarak ışıkla sertleşen kompozit rezinle tamir edilebilir.⁵⁴ Tamir için bu yöntemin kullanılması zaman, maliyet ve uygulama kolaylığı açısından avantaj sağlamaktadır. Uzun dönemli kullanımda dayanımın azalması, renk ve estetiği sağlamakta zorluklar yaşanması ise bu yöntemin dezavantajları arasında sayılmaktadır.⁵⁵

Kompozit rezinle tamir yapılırken kontaminasyondan kaçınmak için rubber dam kullanımına, kompozit rezinin tabaka tabaka uygulanmasına ve karşıt dişlerle olan oklüzyon kontrolüne özen gösterilmelidir.⁴³

Mevcut kırık parçanın rezin simanla yapıştırılması: Kırık parçanın mevcut olduğu ve ayrılma olan bölgeye eksiksiz şekilde uyum sağladığı durumlarda tercih edilen bir yöntemdir. Kırık üst yapı porseleni ile sınırlıysa her iki porselen yüzeye gerekli yüzey işlemi uygulanır ve kırık parça kompozit rezin kullanılarak eski yerine yapıştırılır.⁸

Kırık bölgenin yüzeyi düzeltildikten sonra ölçüsünün alınıp üretilen veneer porselenin rezin simanla yapıştırılması: Kırık bölgenin geniş olduğu durumlarda ya da estetiğin önem taşıdığı anterior bölgede meydana gelen kırıklarda kırık bölgenin telafisinin laboratuvarında üretilen veneer parçasıyla yapılması en iyi sonucu verecektir.

Son yıllarda bilgisayar destekli üretim sistemleri (CAD-CAM) diş hekimliğinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.⁴³ CAD/CAM sistemlerinin geleneksel ölçü yöntemlerine olan ihtiyacı azaltması, daha uyumlu restorasyonların kısa sürede üretilebilmesi, verilerin arşivlenebilir olması ve tek seansta uygulanabilmesi

gibi avantajlarından dolayı hekimler ve hastalar açısından tercih edilme sıklığı artmaktadır.⁵⁶ Ayrıca CAD/CAM sistemi ile üretilen tam seramik materyaller direnç, yoğunluk, yüksek kalite ve uygun estetik özellikleri ile geleneksel materyallere göre üstün özelliklere sahiptir.⁵⁷

CAD-CAM sistemlerindeki gelişmelerle beraber rezin simanların ve yüksek dayanımlı seramik materyallerinin kombine şekilde kullanımı ağız içi tamirde seçenek olarak kullanılmaktadır.⁵⁸ Bu yöntem kullanıldığında hem kırık restorasyonun yerinden çıkarılması sırasında oluşabilecek komplikasyonların önüne geçilmiş olur hem de estetik açıdan tatmin edici sonuçlar elde edilir.⁴³ Wady ve arkadaşlarının lōsit ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS Empress e.max) kullanılarak hazırlanan laminate restorasyon ağız içerisinde modifiye edilen kırık yüzeyine simante ederek yaptıkları çalışmada hem restorasyonun çıkarılması gereksinimi elimine edilmiş hem de porselen kullanımı ile uzun dönem klinik başarı ve estetik sonuç sağlanabilmesi hedeflenmiştir.⁵⁹

Tercih edilen ağız içi tamir yönteminden bağımsız olarak uzun süreli fonksiyonel ve estetik başarıyı sağlamak için rezin siman ile restorasyonun kırık yüzeyi arasında güçlü bir bağlantı sağlamak gerekmektedir.^{43,60} Bunun için mekanik ve kimyasal olarak çeşitli yüzey şartlandırma işlemlerinin önemi unutulmamalıdır.

Sonuç

Güncel diş hekimliğinde artan estetik beklentiler sabit protetik restorasyonların yapımında zirkonyum oksit seramiklerin kullanımını kaçınılmaz hale getirmiştir. Ancak daha estetik görünüm elde etmek amacı ile kullanılan üst yapı porseleninin alt yapıdan ayrılması ya da ince bir parça şeklinde kırılması gibi başarısızlıklarla sıklıkla karşılaşmaktadır. Başarısızlıklarla karşılaşılacak bu gibi durumlarda restorasyonun yenilenmesi dişlerde travmaya, hasta ve hekim için zaman ve maddi kayıplara neden olmaktadır. Bu amaçla önerilen ağız içi tamir yönteminin daha kısa sürede tamamlanması

hasta ve hekim açısından tercih nedeni olmaktadır. Ağız içi tamir yöntemlerinde kırık hattının büyüklüğüne ve kırığın meydana geldiği bölgeye göre kompozit ya da seramik ile tamiri tercih edilebilir. En yaygın kullanılan yöntem kompozit ile tamir olsa da CAD/CAM sistemlerinin kullanımının yaygınlaşması ile seramik materyalinin de ağız içi tamirinde kullanımı artmaktadır. Tamir materyali olarak seramiğin kullanılması istenilen estetiği yakalayabilmeyi kolaylaştırmaktadır. Ancak ağız içi tamir yöntemlerinde uzun dönemli başarıyı sağlamak açısından bağlanma dayanımının artırılması önemlidir. Bu amaçla tamir dayanımını arttırmaya yönelik farklı yüzey işlemleri ve uygulama prosedürleri araştırılmaktadır.

Kaynakça

1. Tatal Z, Şener Yamaner ID, Tuncer EB. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2015;10(10):157-166.
2. Kanat Ertürk B, Dündar Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu E, Güngör MA. Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan güncel tasarım ve üretim yöntemleri. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2015;25(1):135-143.
3. Kırmalı Ö, Özdemir AK. Zirkonya Esaslı Seramikler Zirconia-Based Ceramics. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi.2012;2:15-18.
4. Tokar Ü, Polat S. Ağız içi tamir yöntemlerinin renk açısından değerlendirilmesi. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2019;29(1):26-32.
5. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Dental Materials. 2005;21(10):984-991.
6. Meirelles PD, Rocha LS, Pecho OE, Della Bona A, Benetti P. Intraoral repair of a chipped porcelain-zirconia restoration. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2020;32(5):444-450.
7. Gündüz Toprak D, Özdemir G, Bursa ÇM, Polat Seyfioğlu Z. Zirkonya alt yapı ile veneer seramik arasındaki bağlantı başarısını etkileyen faktörler. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2016;26(2):370-376.
8. Gerçek A, Asar V, Turhan Bal B. Ağız içi porselen tamir yöntemlerinde güncel yaklaşımlar: Derleme ve olgu sunumu. ADO Klinik Bilimler Dergisi.2012;6(2):1192-120.
9. Cristoforides P, Amaral R, May LG, Bottino MA, Valandro LF. Composite resin to yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal bonding: Comparison of repair methods. Oper Dent. 2012;37(3):263-271.
10. Çapa N, Özkurt Z. Ağız içi porselen tamir sistemleri. Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg. 2006;16(1):34-40.
11. Hickel R, Brühaver K, Ilie N. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. Dent Materials. 2013;29(1):28-50.
12. Sevmez H, Güngör Bankoğlu M, Yılmaz H. Tam seramik restorasyonlarda uygulanan yüzey işlemleri. EÜ Diş Hek Fak Derg. 2018;39(3):148-159.
13. Genç Ö, Demir N. Simantasyon öncesi zirkonyum seramiklere uygulanan yüzey işlemleri. Selcuk Dental Journal. 2022;9(1):299-307
14. Chung KH, Hwang YC. Bonding Strengths of Porcelain Repair Systems with Various Surface Treatments. The Journal of Prosthetic Dentistry.1997;78(3):267-274.
15. Özcan M. Clinical Study on the Reasons for and Location of Failures of Metal-Ceramic Restoration and Survival of Repairs. Int Prosthodontics.2002;15(3):299-302.
16. Wolf DM, Powers JM, O'Keefe KL. Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents. Dental Materials. 1992;8(3):158-161.
17. Mackert JR, Williams AL, Ergle JW, Russell CM. Water-enhanced crystallization of leucite in dental porcelain. Dental Materials. 2000;16(6):426-431.
18. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DCN. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. J Prosthet Dent. 2003;89(5):479-488.
19. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res. 2013;57(4):236-261.
20. Hallmann L, Ulmer P, Lehmann F, et al. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. Dental Materials. 2016;32(5):631-639.
21. Albakry M, Guazzato M, Vincent Swain M. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2004;32(2):91-99.
22. Madani M, Chu FCS, McDonald AV, Smales RJ. Effects of surface treatments on shear bond strengths between a resin cement and an alumina core. J Prosthet Dent. 2000;83(6):644-647.

23. Zogheib L, Bona A, Kimpara E, McCabe J. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(1):45-50.
24. Awliya W, Odén A, Yaman P, B. Dennison J, E. Razzoog M. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand.* 1998;56(1):9-13.
25. Khan AA, al Kheraif AAA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Review. *J Adhes Dent.* 19(1):7-19.
26. Jiang T, Chen C, Lv P. Selective infiltrated etching to surface treat zirconia using a modified glass agent. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):553-557.
27. Gürel G. Porselen Laminat Venerler Bilim ve Sanatı. İstanbul, Quintessence Yayıncılık, 2004, Volüm I, 63-112.
28. Blum IR, Nikolinakos N, Lynch CD, Wilson NHF, Millar BJ, Jagger DC. An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *J Dent.* 2012;40(11):906-912.
29. Tylka DF, Stewart GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent.* 1994;72(2):121-127.
30. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, et al. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent.* 2015;6(4):294-300.
31. Uludamar A, Akalın B, Kulak Özkan Y. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. *Cumhuriyet Dent J* 2011;14(2):140-153.
32. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, et al. Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd: YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. *Prosthodontics.* 2019;28(4):881-885.
33. Shukla PP, Lawrence J. Evaluation of fracture toughness of ZrO₂ and Si₃N₄ engineering ceramics following CO₂ and fibre laser surface treatment. *Opt Lasers Eng.* 2011;49(2):229-239.
34. Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *AJO-DO.* 2005;128(5):630-637.
35. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand.* 2010;68(6):354-359.
36. Saraç D, Saraç YS, Külünk S, Erkoçak A. Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2013;33(4):120-126.
37. Stübinger S, Homann F, Etter C, Miskiewicz M, Wieland M, Sader R. Effect of Er: YAG, CO₂ and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers Surg Med.* 2008;40(3):223-228.
38. Sadat Madani A, Astaneh PA, Shahabi S, Nakhaei MR, Bagheri G. H, Chiniforush N. Influence of different power outputs of intraoral Nd: YAG laser on shear bond strength of a resin cement to nickel–chromium dental alloy. *Lasers Med Sci.* 2013;28(1):229-234.
39. Madani AS, Astaneh PA, Nakhaei M, et al. Effectiveness of silica-lasing method on the bond strength of composite resin repair to Ni-Cr alloy. *J Prosthodontics.* 2015;24(3):225-232.
40. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials.* 2005;21(12):1158-1162.
41. Tzanakakis EGC, Tzoutzas IG, Koidis PT. Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2016;115(1):9-19.
42. Kimmich M, Stappert CFJ. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations. *JADA.* 2013;144(1):31-44.
43. Özcan M. Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractured ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003;30(2):194-203.
44. Diaz-Arnold AM, Aquilino SA. An evaluation of the bond strengths of four organosilane materials

- in response to thermal stress. *J Prosthet Dent.* 1989;62(3):257-260.
45. Guinn JW, Griswold WH, Vermilyea SG. The effect of cooling rate on the apparent bond strength of porcelain-metal couples. *J Prosthet Dent.* 1982;48(5):551-554.
46. Asar N, Çakırbay M. Zirkonya-rezin siman bağlantısını güçlendirmede kullanılan yüzey işlemleri. *Acta Odontol Turc.* 2013;30(3):162-168.
47. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006;95(6):430-436.
48. Xible AA ,de Jesus Tavarez RR, de Araujo C dos RP, Bonachela WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):224-229.
49. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-274.
50. Ergün G, Ataol AS. New approaches in ceramic repair systems: Review. *Cumhuriyet Dental Journal.* 2016;19(1):87-110.
51. Başağaoğlu Demirekin Z, Çavdarlı K, Türkaslan S. Seramik veneerler: Ağız içi tamir için koruyucu bir seçenek: Ceramic veneers. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi,* 2016;(7)2: 64-68.
52. Kümbüloğlu Ö, User A, Toksavul S, Aksoy S. Porselen restorasyonların tamirinde kullanılan farklı ağız içi tamir materyallerinin çeşitli yüzey preparasyonları uygulanarak kırılma dirençlerinin in vitro olarak araştırılması. *İstanbul Üni Diş Hek Fak. Derg.*2007;41(4):59-71.
53. Pameijer CH, Louw NP, Fischer D. Repairing fractured porcelain how surface preparation affects shear force resistance. *The JADA.* 1996;127(2):203-209.
54. Galiatsatos AA. An indirect repair technique for fractured metal-ceramic restorations: A clinical report. *J Prosthetic Dent.* 2005;93(4):321-323.
55. Essig ME, Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium.* 2008;29(8): 2-8.
56. Büyükdere KA, Yenice N. Cad/Cam Sistemlerinde kullanılan tam seramik bloklar ve endikasyonları. *Dental and Medical Journal.* 2020;2(1)1-15.
57. Altıntaş E, Ayna E, Deniz İzgi A. Evaluation of Repair Bond Strength of Different Repair Methods and Systems to Zirconia Based Ceramics. *Firat Med J* 2022; 27(2): 131-139.
58. Wady AF, Paleari AG, Queiroz TP, Margonar R. Repair Technique for Fractured Implant-Supported Metal-Ceramic Restorations: A Clinical Report. *J Oral Implant.* 2014;40(5):589-592.
59. Han IH, Kang DW, Chung CH, Choe HC, Son MK. Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *Adv Prosthodontics.* 2013;5(3):248-255.

Yazışma Adresi:

Dt. Ece KAYA

Adres: Körfez Mahalesi

OMÜ Caddesi, No: 65

Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

55200 ATAKUM/SAMSUN

E-posta: dtece9009@gmail.com

*ORCID: 0000-0003-1076-9334

*ORCID: 0000-0002-5683-7462

TÜRK DİŞ HEKİMLİĞİ ARAŞTIRMA DERGİSİ

Yazım Kuralları

Yayım İlkeleri

- Makaleler orijinal olmalı ve daha önce başka bir yerde yayımlanmamış olmalıdır.
 - Editör(ler) veya yayıncı, bu yayında reklamı yapılan herhangi bir ürün veya hizmeti garanti veya tasdik etmemektedir.
 - Telif hakkıyla korunan materyalde yer alan doğrudan alıntılar, tablolar veya resimler, kullarımları için telif hakkı sahibi ve yazarlarından alınan ilgili izinlerle birlikte verilmelidir.
- Turkish J Dent Res yayımlanan yazılarda yer alan ifadeler veya görüşler, editörlerin, yayın kurulunun veya yayıncının görüşlerini değil, yazar(lar)ın görüşlerini yansıtmaktadır. Editörler, yayın kurulu ve yayıncı bu türde materyaller için herhangi bir sorumluluk veya yükümlülük kabul etmemektedir. Yayımlanan içerikle ilgili nihai sorumluluk yazarlara aittir.

MAKALE GÖNDERME

The Journal of Turkish Dental Research Dergisine makale gönderilmesi, tüm yazarların, derginin yayın politikalarını ve yayın etiğini okuduğu ve kabul ettiği anlamına gelir.

The Journal of Turkish Dental Research / Türk Diş Hekimliği Araştırmaları dergisine makale göndermek için <https://ojs.omu.edu.tr> adresindeki "Online Makale İşlemleri" linkini tıklayınız (Yalnızca bu yolla gönderilen makaleler işleme alınmaktadır). Makalelerinizle ilgili tüm işlemleri de bu adresten takip edebilirsiniz.

YAZININ HAZIRLANMASI

Ana Metin: Yazarların, materyallerini göndermeden önce aşağıdaki ilkelere uymaları gerekir. Makale 12 punto, çift satır aralıklı, tüm kenarlarda 2 cm boşluk olacak şekilde, Times New Roman yazı karakteri ile hazırlanmış bir Word belgesi olarak gönderilmelidir.. Yazılar PDF formatında gönderilmemelidir. Sayfa numaraları sayfanın altında ortada yer almalı ve kapak sayfasına numara yazılmamalıdır.

Ön Yazı: Gönderiye bir ön yazı eklenmeli ve sorumlu yazarın tüm iletişim bilgileri (bağlı

olduğu kuruluş, posta adresi, e-posta adresi ve telefon numarası) belirtilmelidir.

Kapak Sayfası: Bu sayfada makalenin içeriğine uygun açık ifadeli Türkçe ve İngilizce başlık yer almalıdır. Başlıkta, bağlaçlar dışında her kelime büyük harfle başlamalıdır.

- Yazar(lar)ın adları ve soyadları başlığın alt ve ortasında bulunmalı, soyadları büyük harfle yazılmalıdır.
- Yazarların akademik unvan(lar)ı, çalıştıkları kurumların adları, soyadının sonuna konulacak semboller (uluslararası sembol sistemine göre *, †, ‡, ††, #, §, ¶, **, vb) birinci sayfanın (başlık sayfası) altında not edilmelidir. Yazarların ORCID numaraları mutlaka yazılmalıdır.
- Başlık sayfasına beş kelimeyi geçmeyecek şekilde Kısa Başlık yazılmalıdır.
- Makale ile ilgili olarak yazışmaların yapılacağı İletişim Adresinde yazarın adres, telefon numarası ve e-mail adresi belirtilmelidir.
- Çalışma, herhangi bir bilimsel toplantıda sunulmuşsa, bilimsel etkinliğin adı, tarihi, yeri ve sunum şekli, ayrıca bir kurum veya kuruluş tarafından desteklenmişse bu durum sayfa sonunda belirtilmelidir.

Özet: Ayrı sayfalarda olmak üzere Türkçe ve İngilizce olarak hazırlanmalı, araştırma ve derlemeler 250, olgu sunumları için 100 sözcükten fazla olmamalıdır.

Türkçe özet; Amaç, Gereç (Birey) ve Yöntem, Bulgular ve Sonuç;

İngilizce özet (Abstract); 'Aim', 'Material (Subjects) and Methods', 'Results' ve 'Conclusion' bölümlerinden oluşmalıdır.

Bu bölümler satır başlarında koyu yazı ile ilk harfleri büyük olacak şekilde yazılmalıdır.

Derleme ve olgu sunumlarının özetlerinde tüm bölümlerin olmasına gerek yoktur.

Anahtar Kelimeler: Türkçe ve İngilizce özetlerin sonunda en az üç, en fazla beş anahtar kelime "Dental Index" ve "Index Medicus"a uygun olarak yazılmalıdır. Sözcükler birbirinden noktalı virgül (;) ile ayrılmalıdır.

Kısaltmalar: Özetlerde ve başlıklarda gerekmedikçe kısaltma kullanılmamalıdır. Dergide kullanılan kısaltmalar, ulusal veya uluslararası

kabul görmüş olmalı, ilk kullanıldığında metin içinde tanımlanmalı ve parantez içinde yazılmalıdır. Daha sonra metin boyunca o kısaltma kullanılmalıdır.

MAKALE KATEGORİLERİ

Orijinal Makaleler

Orijinal makaleler, orijinal araştırmaya dayalı yeni bilgiler sağlamalıdır. Ana metin “Giriş, Gereç ve Yöntemler, Bulgular, Tartışma, Sonuç, Çıkar Çatışması, Yazar Katkıları” alt başlıkları ile yapılandırılmalıdır.

Giriş: Bu bölümde çalışmanın neden veya niçin yapıldığı ve çalışmanın amacının ne olduğu sorularına açık yanıtlar verilmeli ve çalışmanın hipotezi belirtilmelidir.

Gereç ve Yöntem: Bu bölümde çalışmanın gereç ve yöntemi tanımlanmalı, deneysel düzenek ve istatistiksel yöntem açık olarak anlatılmalıdır. Kullanılan materyal ve cihazların ticari isimleri, üretici firma adı ve menşei parantez içinde belirtilmelidir. Örnek: Dental alçı (Fujirock OptiXscan, GC, Leuven, Belçika).

İstatistiksel Değerlendirme: İstatistiksel testler, Gereç ve Yöntemler bölümünde kısaca belirtilmelidir (örneğin ANOVA veya Fisher kesin testi). Bu tür bir açıklama, özellikle yaygın olmayan istatistiksel testler ve yöntemler için orijinal literatüre uygun kaynakları içermelidir. Yazılarda, p değerleri açıkça verilmelidir (örneğin $p=0,025$; $p=0,524$). Normal olarak dağıtılmış veri ve medyanlar için ortalama ve standart sapma (SS) ve normal olmayan veriler için asgari-azami değerler, aralıklar (R) veya çeyrekler açıklığı (IQR) kullanılmalıdır. İşleme alınan makaleler, gerek görülmesi hâlinde biyoistatistik editörü tarafından kontrol edilmektedir. Makalelerin biyoistatistiksel kurallara uygunluğu yazarların sorumluluğundadır.

Bulgular: Bu bölümde, elde edilen bulgular açık ve kısa bir şekilde sunulmalıdır. Bu amaçla tablo, grafik, şekil ve resimler kullanılabilir. **Tartışma:** Bu bölümde, giriş bölümünün tekrarı yapılmadan ve çok fazla kısaltma kullanılmadan, bulguların önemi güncel literatürlerle desteklenerek belirtilmelidir.

Sonuç: Bu bölümde çalışmanın sonuçları doğrultusunda veri tekrarı yapılmadan elde edilen çıkarımlar vurgulanmalıdır.

Kaynaklar: Kaynaklar, metindeki geçiş sıralarına göre numaralandırılmalıdır ve cümle sonundaki noktalama işaretlerinden hemen sonra “Üst Simge” olarak belirtilmelidir. Dergi isimleri, Index Medicus’ta kullanılan formata göre kısaltılmalıdır. Tüm kaynaklar (kitap, dergi vb.), Uluslararası Tıp Dergisi Editörleri Komitesi-Biyomedikal Dergilere Gönderilen Makalelerde Bulunması Gerekli Standartlar [International Committee of Medical Journal Editors-Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals (<http://www.nlm.nih.gov>)(https://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)] kurallarına göre yazılmalıdır. PubMed PMID alıntıları için PubMed veri tabanından alınan referansların sonuna PubMed PMID numaraları eklenmelidir.

Kongre bildirimleri, kişisel deneyimler, yayımlanmamış tezler kaynak olarak gösterilemez ancak makalede bahsedilebilir.

Kaynak yazımında dikkat edilecek kurallar:

Dergiler: Yazar(lar)ın soyadı, ad(lar)ının ilk harfi, makale adı, dergi adı (“Index Medicus”ta verilen listeye göre kısaltılmalıdır), yılı, cilt numarası, ilk ve son sayfa numarası yazılmalıdır. Tulga A, Saraç D. Effects of Dentin Surface Treatments on Hypersensitivity to Bond Strength of Restorations: An In Vitro Study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2015;35:66-74.

Kitaplar: Yazar(lar)ın soyadı, ad(lar)ının ilk harfi, kitabın adı, kaçınıcı baskı olduğu, yayımlandığı yer, yayınevi, yıl, ilk ve son sayfa numarası yazılmalıdır.

Anusavice KJ, Shen C, Ralph Rawls H. Philips’ Science of Dental Materials. 12th ed. USA: Elsevier –Saunders, 2013, 257-60.

Kitap bölümü: İlgili bölüm yazar(lar)ının soyadı, ad(lar)ının ilk harfi, ilgili bölüm adı, editörün (editörlerin) soyadı, ad(lar)ının ilk harfi, kitabın adı, yayımlandığı yer, yayınevi, yıl, ilk ve son sayfa numarası yazılmalıdır.

Bayne SC, Taylor DF. Dental materials. In: Sturdevant CM, Roberson TM, Heymann HO, Sturdevant JR, eds. The art and science of operative dentistry. 3th ed. St. Louis: Mosby- Year Book. Inc; 1995:206-87.

Elektronik dergi makalesi:

Gage BF, Fihn SD, White RH. Management and dosing of warfarin therapy. Am J Med. 2000;109(6):481-8. PMID: 11042238.

Baskıdan önce çevrim içi olarak yayımlanan dergi makalesi:

Doğan GM, Sığırcı A, Akyay A, Uğuralp S, Güvenç MN. A Rare Malignancy in an Adolescent: Desmoplastic Small Round Cell Tumor. Türkiye Klinikleri J Case Rep. 10.5336/caserep.2020-77722. Published online: 31 December 2020.

Dergi eki:

Lagios MD. Evaluation of surrogate endpoint biomarkers for ductal carcinoma in situ. J Cell Biochem. 1994;19(Suppl):186-8. PMID: 7823590.

Dergi sayısının bölümü:

Newman KM, Jean-Claude J, Li H, Ramey WG, Tilson MD. Cytokines that activate proteolysis are increased in abdominal aortic aneurysms. Circulation. 1994;90(5 Pt 2):II224-7. PMID: 7955258.

Kitaplar

Yazar ve editörü aynı ise:

Demirkılıç U. Ekstrakorporal Dolaşım. 2. Baskı. Ankara: Ortadoğu Reklam Tanıtım A.Ş.; 2021.

Yazar ve editörü farklı ise:

Keleş E. Allerjik rinit fizyopatolojisi. Keleş N, editör. KBB Uzman Serisi 1: Allerjik Rinit. 1. Baskı. Ankara: Ortadoğu Reklam Tanıtım A.Ş.; 2018. p.13-23.

Çeviri kitap ise:

Davila GW, Ghoniem GM, Wexner SD, eds. Seçkin B, Ergen A, Aydur E, İnci K, çeviri editörleri. Pelvik Taban Disfonksiyonu: Multidisipliner Bir Yaklaşım. 1. Baskı. Ankara: Ortadoğu Reklam Tanıtım Yayıncılık A.Ş.; 2008. p.109-12.

Tez kaynağı:

Tez yazarı. Tez başlığı [Tez türü]. Şehir adı: Üniversite adı; Yıl. [Erişim tarihi]. Erişim linki Ana sayfa/Web sitesi

Dijital Akademi [İnternet]. Ortadoğu Reklam Tanıtım Yayıncılık Turizm Eğitim İnşaat Sanayi ve Ticaret A.Ş. ©2021 [Erişim tarihi: 28 Ocak 2021]. Erişim linki: <https://dijitalakademi.turkiyeklinikleri.com>

Bir ana sayfanın/Web sitesinin bölümü ise:

Dijital Akademi [İnternet]. Ortadoğu Reklam Tanıtım Yayıncılık Turizm Eğitim İnşaat Sanayi ve Ticaret A.Ş. ©2021 [Erişim tarihi: 28 Ocak 2021]. Tüm yayınlar.

Erişim linki: <https://dijitalakademi.turkiyeklinikleri.com/tum-yayinlar/tr-index.html>

Tablolar: Makale içindeki geçiş sıralarına göre Romen rakamı ile numaralandırılmalıdır. Metin içerisinde de yerleri belirtilmelidir. Her tablo ayrı bir sayfaya yazılmalı, her biri ayrı bir başlık taşınmalıdır. Tablolar MS Word belgesi şeklinde olmalıdır. Tablolar tek başlarına anlamlı olmalı ve metni tekrarlamamalıdır. Daha önce yayınlanmış olan bilgi veya tabloların kaynağı, ilgili tablonun altına iliştilen bir dip not ile belirtilmelidir.

Resim ve Şekil Alt Yazıları: Resim ve şekiller metinde geçiş sırasına göre numaralandırılmalı ve metin içerisinde yerleri belirtilmelidir. Resim ve şekil alt yazıları makalenin sonunda ayrı bir sayfada verilmelidir. Resim veya şekillerde kullanılan sayı, sembol ve harflerin anlamı açık bir şekilde belirtilmelidir. Histolojik kesit fotoğraflarında büyütme ve boyama tekniği belirtilmelidir.

Resim ve şekiller: Tüm görüntüler (grafik, çizim, fotoğraflar veya radyograflar) şekil olarak birbirini takip edecek şekilde arabik sayılarla (1, 2, 3...) numaralandırılmalıdır. Elektronik olarak oluşturulmuş şekillerde en düşük çözünürlük 300 dpi ve JPG formatında ve en az 5 inç (12,7 cm) genişliğinde olmalıdır. Şekiller ayrıntıları görülecek derecede kontrasta sahip olmalı ve net olmalıdır. Resim ve şekiller word belgesi içine yerleştirilmemeli, ayrı dosya olarak gönderilmelidir. Metnin geri kalanı gibi şekillerde

de çift-kör kuralına uyulmalıdır. Görsellerde, bir kişiyi veya kurumu işaret edebilecek her türlü bilgi gizlenmelidir.

Derleme Makaleleri

Dergi, 3 tür derleme makalesini ele alacaktır. Derleme türü başlıkta belirtilmelidir. Makalelere ilişkin sınırlamalar için lütfen Tablo 1'e bakınız.

- **Sistemik Derlemeler** (metaanaliz içermeyen): Yılları kapsayan, çoklu veri tabanları kullanarak literatürün eksiksiz bir sistemik taramasını ve alıntı yapılan kanıtların kalitesinin derecelendirilmesini gerektirir. Metaanaliz içermeyen sistemik derlemeler, "Derlemeler" olarak yayımlanır; metaanalizi olanlar ise "Orijinal Araştırmalar" olarak yayımlanır.
- **Tanı ve Tedavideki Gelişmeler**: Burada da literatürün eksiksiz bir sistemik taraması gereklidir. Fakat sadece son beş yılda yayımlanmış olanlar taranmalıdır. Kanıtların kalitesinin değerlendirilmesi tavsiye edilmekle birlikte bu şart değildir.
- **Geleneksel Derlemeler**: Titiz bir literatür araştırması gerektirmez ancak kanıtlara dayanmalı ve alanında önde gelen uzmanlar tarafından yazılmalıdır.

Yapısı: Özet, İlgili konulardaki başlıklar, Çıkar Çatışması ve Yazar Katkıları, Kaynaklar

Olgu Sunumları

Önceden belgelenmemiş bir hastalığa dair kısa açıklamalar, bilinen bir hastalığa dair daha önce rapor edilmemiş özgün bir manifestasyon veya tedavi ya da tedavi rejimlerinin daha önce bildirilmemiş özgün komplikasyonlarını içeren bilimsel yazılardır. Makalelere ilişkin sınırlamalar için lütfen Tablo 1'e bakınız.

Yapısı: Özet, Giriş, Birey ve Yöntem, Tartışma, Çıkar Çatışması ve Kaynaklar

Düzeltilme: Yazar, bir makalenin öneriler doğrultusunda düzeltilmiş bir versiyonunu gönderirken, hakemler tarafından sorulan her sorunun nasıl ele alındığını, nerede bulunabileceğini (her hakemin yorumu, ardından yazarın yanıtı ve değişikliklerin yapıldığı satır numaraları) ve ayrıca ana belgenin açıklamalı bir kopyasını de-

taylıca belirten "Hakemlere Yanıt" sunmalıdır. Düzeltilen yazılar, karar mektubu tarihinden itibaren 30 gün içinde teslim edilmelidir. Makalenin düzeltilmiş hâli verilen süre içerisinde teslim edilmediği takdirde düzeltme seçeneği iptal edilebilir.