

Endokron Diş Preparasyon Derinliğinin ve Kavite Duvarı Açılanmasının İntraoral Tarayıcı Doğruluğu Üzerindeki Etkisinin Değerlendirilmesi: İn Vitro Çalışma

Evaluation Of The Effect Of Endocrown Tooth Preparation Depth And Cavity Wall Angulation On Intraoral Scanner Accuracy: An In Vitro Study

ÖZ

Amaç: Bu in-vitro çalışmada, farklı kavite derinliklerine (KD) ve kavite duvarı açılanmalarına (KDA) sahip endokron diş preparasyonlarının ağız içi tarayıcının doğruluğu üzerindeki etkisi değerlendirildi.

Gereç ve Yöntemler: 2, 3 ve 4 mm KD ve 8°, 10° ve 12° KDA sahip EDP'ler dijital olarak tasarlandı. Dokuz Dijital tasarım stereolitografi 3D yazıcıya (Form3B) aktarıldı ve model reçine (Model V3) kullanılarak modeller üretildi. Referans veriler, modellerin endüstriyel tarayıcı da (ATOS) taranması ile elde edildi. Her bir model ağız içi tarayıcı (Trios-4) ile 10 kere tarandı. Tarama dosyaları 3 boyutlu analiz yazılımı (Geomagic Control X) kullanılarak referans dosyaları ile karşılaştırıldı ve 3 boyutlu karşılaştırma yapıldı. Tüm veriler 2 yönlü ANOVA ve Tukey HSD testleri ile analiz edildi ($\alpha= .05$).

Bulgular: 4 mm KD'ye sahip endokronlardaki sapmanın ($30,43 \pm 3,18 \mu\text{m}$); 3 mm KD'ye ($27,47 \pm 3,15 \mu\text{m}$) ve 2 mm KD'ye ($23,57 \pm 1,27 \mu\text{m}$) sahip endokronlardan istatistiksel olarak daha fazla olduğu görüldü ($p < .001$). Ayrıca, 80 KDA'ya sahip endokronlarda ($28,4 \pm 4,6 \mu\text{m}$) 100 ($26,64 \pm 3,37 \mu\text{m}$) ($p = .021$) ve 120 KDA'ya ($26,43 \pm 3,35 \mu\text{m}$) ($p = .008$) sahip endokronlara göre daha fazla sapma belirlendi. KD ($p < .001$) ve KD-KDA ilişkisinin ($p = 0.001$); ağız içi tarayıcı hassasiyetini etkilediği belirlendi. KDA'nın tek başına ağız içi tarayıcının hassasiyeti üzerinde etkisi olmadığı görüldü ($p = 0.862$).

Sonuç: Daha düşük KDA ile daha yüksek KD'ler ağız içi tarayıcıların doğruluğunu olumsuz etkileyebilir.

Anahtar Kelimeler: Endokron, Ağız İçi Tarayıcı, Tarama Doğruluğu, Kavite Derinliği, Kavite Duvarı Açılanması.

ABSTRACT

Objective: This in vitro study evaluated the accuracy of an intraoral scanner (IOS) on endocrown preparations with different cavity depths (CD) and cavity wall angulations (CWA).

Materials and Method: Endocrown preparations with 2, 3, and 4mm CD and 8°, 10°, and 12° CWA were digitally designed. Nine digital models were produced using an stereolithography 3D printer (Form3B) with model resin (Model V3). An industrial scanner (ATOS) was used as the reference scanner. 10 scans for each model were performed using an IOS (Trios-4). Standard Tessellation Language (STL) files were superimposed on the reference STLs and 3D comparison was performed using 3D analysis software (Geomagic Control X). All data were analyzed with 2-way ANOVA and Tukey HSD tests ($\alpha = .05$).

Results: Higher deviations were noted in endocrown preparations with 4 mm CD ($30.43 \pm 3.18 \mu\text{m}$) than in endocrown preparations with 3 mm CD ($27.47 \pm 3.15 \mu\text{m}$) and 2 mm CD ($23.57 \pm 1.27 \mu\text{m}$) ($p < .001$). In addition, endocrown preparations with a CWA of 80 ($28.4 \pm 4.6 \mu\text{m}$) had more distortion than endocrown preparations with a CWA of 100 ($26.64 \pm 3.37 \mu\text{m}$) ($p = .021$) and 120 ($26.43 \pm 3.35 \mu\text{m}$) ($p = .008$). CD ($p < .001$) and CD-CWA interaction ($p = .001$) were found to affect the precision of IOS. CWA alone had no effect on the precision of IOS ($p = .862$).

Conclusion: A deep pulpal chamber extension with steeper CWA could adversely affect scan accuracy.

Key Words: Endocrown, Intraoral Scanner, Scan Accuracy, Cavity Depth, Cavity Wall Angulation

Bahadır EZMEK¹

ORCID: 0000-0002-1651-3260

¹Sağlık Bilimleri Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi AD,
Ankara, Türkiye



Geliş tarihi / Received: 19.08.2024

Kabul/ Accepted: 25.11.2024

İletişim Adresi/Corresponding Adress:

Bahadır BEZMEK

Sağlık Bilimleri Üniversitesi,

Diş Hekimliği Fakültesi,

Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara, Türkiye

E-mail: bezmek@gmail.com

Endodontik olarak tedavi edilmiş ve ciddi koronal kayıpları olan posterior dişlerin protetik rehabilitasyonu diş hekimleri için zorlu bir süreçtir. Post-kor restorasyonlar, aşırı madde kaybı olan dişlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak, post-kor restorasyonlarda kuvvetlerin tüm kök yüzeyine yayılması homojen yayılmaması nedeniyle katastrofik kök kırıklarına neden olabilmektedir (1–3). Dişlerin kök yapısını korumak ve kök yüzeyine yayılan streslerin azaltılarak katastrofik diş kırıklarının azaltılması amacıyla endokron adı verilen monoblok adeziv restorasyon tanımlanmıştır (4,5).

Bir endokron diş preparasyonu (EDP) genellikle dairesel bir diş eti seviyesi butt-joint marjin ve anatomik pulpa odasında 60 ila 80 kavite duvarı açılması (KDA) ile merkezi bir kavite şeklinde hazırlanır (6–8). Adeziv arayüzündeki gerilim büyüklüğünü dengelemek için kavite duvarları 12°'ye kadar açılabilir (9). KDA miktarı pulpa odası tabanı ve mine üzerindeki stres dağılımını etkilemez. Ancak aşırı KDA gereğin fazla diş dokusu kaybına yol açabilir ve dişin kuvvetin altında kırılma ihtimali artırabilir (6,10). 00 ila 120 KDA'ya sahip endokron restorasyonlarda restoratif materyalin kırılma direncini etkilemediği belirtilmiştir (6).

Endokronların kavite derinliği (KD) pulpa odasının anatomik yüksekliğine göre değişebilmektedir (11,12). Dentin dokusu ile restoratif materyal arasında yeterli adezyonun sağlanabilmesi için en az 2,5 mm KD olması gerektiği bildirilmiştir (7). KD'nin artmasının, daha iyi stres dağılımı sağladığı ve böylece mekanik performansı olumlu etkilediği belirtilmektedir (10). 2 mm KD'ye sahip EDP'lerde katastrofik diş kırıklarının daha yüksek oranda görüldüğü in-vitro çalışmada gösterilmiştir (12).

Ağız içi tarayıcılar (AİT) ile Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (BDT/BDÜ) teknolojisi, endokron restorasyonlarının üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Intrakoronal restorasyonlarda AİT'in doğruluğu ve kavite geometrisinin klinik başarıyı etkilediği belirtilmektedir (13). AİT'in doğruluğu tarama teknolojisine ve tarayıcıların özelliklerine bağlıdır (13–18). AİT'in diş yüzeyine olan açısı da doğruluğu etkilemektedir. AİT diş yüzeyine dik olarak konumlandırıldığında, daha az sapma görülmektedir (14,19). Ayrıca, tarama mesafesinin de AİT doğruluğunu etkilediği bildirilmiştir (19,20). Intrakoronal kaviteelerde KD'nin artması AİT doğruluğunu olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (13,18). Endokron restorasyonlarında, AİT'in doğruluğu sanal model doğruluğunu ve sanal model üzerinde yapılan tasarım doğrultusunda üretilen

restorasyonun uyumunu etkilemektedir (21). Yukarıda da belirtildiği üzere EDP'lerde KD arttıkça AİT doğruluğu azalmaktadır (18). Artan KD ve azalan KDA, görüntü alımını engelleyebilir ve intrakoronal preparasyonlarda pulpal hat açısı üzerindeki AİT'nin doğruluğunu azaltabilir (14). Sonlu elemanlar analizinde, endokron restorasyonlarında oklüzal streslerin önce pulpal hat açısında yoğunlaştığını ve daha sonra endokronlar üzerindeki komşu bölgelere transfer olduğu gösterilmiştir (6). Primer stres konsantrasyon bölgelerindeki sapmaların artması komplikasyon oranlarını artırabilir. Bu nedenle, bu çalışmada farklı KD ve KDA'ların EDP'lerde AİT'in doğruluğunu etkisinin belirlenmesi amaçlandı. Bu çalışmanın sıfır hipotezi "KD ve KDA miktarı AİT'in doğruluğunu ve kesinliğini etkilemeyecektir." şeklinde kuruldu.

GEREÇ VE YÖNTEMLER

Sağ mandibular 1. molar fantom diş mine-sement birleşiminin 2 mm yukarisından horizontal olarak kesildi ve mandibular fantom çenedeki yerine yerleştirildi. Mandibular fantom çene masa üstü tarayıcı (D2000, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak dijitalize edildi. Tarama dosyası Standard Tessellation Language (STL) dosyası olarak kaydedildi ve 3 boyutlu tasarım programına (Rhino 6, Robert McNeel and Associates, Barselona, İspanya) aktarıldı. Mandibular 1. molar diş pulpa anatomisine uygun şekilde pulpa odası girişi dijital model üzerinde işaretlendi. Pulpa odası girişinin konumu ve ebatı her bir tasarım için aynı olacak şekilde; 2, 3 ve 4 mm KD'ye sahip ve her KD için 8°, 10° ve 12° KDA'lerde ETP'ler dijital olarak tasarlandı. Elde edilen tasarım dosyaları STL formatında kaydedildi. STL dosyaları 3 boyutlu yazıcıya (Form3B+, Formlabs, Somerville, Massachusetts, ABD) aktarıldı. Model reçinesi (Model V3, Formlabs) kullanılarak, 50 µm baskı katman kalınlığında modeller üretildi. Üretilen dokuz model KD ve KDA'ya göre isimlendirildi (2mmKD-8°KDA, 2mmKD-10°KDA, 2mmKD-12°KDA, 3mmKD-8°KDA, 3mmKD-10°KDA, 3mmKD-12°KDA, 4mmKD-8°KDA, 4mmKD-10°KDA ve 4mmKD-12°KDA) (Şekil 1).

Referans tarayıcı olarak 3 mikrometre doğruluk ve 2 mikrometre hassasiyete sahip endüstriyel yapılandırılmış mavi ışık 3D tarayıcısı (ATOS; GOM Technologies, Braunschweig, Almanya) seçilmiştir. Dokuz model tarandı ve STL dosyaları olarak kaydedildi. Böylece referans STL dosyaları elde edildi. Bu çalışmada, AİT olarak Trios-4 (3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanıldı. Taramadan önce, tarayıcı ucunun ön ısıtması üreticinin talimatlarına göre

gerçekleştirildi. Taramalar, 500 lüks ve 3900 K aydınlatma koşulları altında 24 ± 1^0 C ve $50\pm 5\%$ bağıl nemde 0 ila 5 mm tarama mesafesinde harici kuvvet uygulamadan yapıldı (22). Her model 10 kez tarandı. Elde edilen veriler STL dosyası olarak kaydedildi. Tarama doğruluğunu değerlendirmek için model başına tarama sayısı, bir pilot çalışmadan ($n=5$) elde edilen verilerin güç analizi yazılımında (G*Power 3.1.9.2, Düsseldorf, Almanya) istatistiksel değerlendirilmesi ile belirlendi. Her bir model için 10 taramanın gerekli olduğu bulundu ($\text{güç} = 95,72\%$, $\alpha = 0,05$).



Şekil 1. Çalışmada kullanılan farklı kavite derinliğindeki (KD) ve farklı kavite duvarı açılmasındaki (KDA) endokron kavite preparasyonları.

Tarama verileri ve her modelin referans verileri 3D analiz yazılımına (Geomagic Control X, Ver. 2018.1.0, 3D Systems, Kuzey Karolina, ABD) aktarıldı. Öncelikle STL modellerde, endokron kavitesi poligon ağları birleştirildi. Daha sonra her bir model için referans STL dosyası üzerine yapılan ilgili modelin tarama dosyaları analiz yazılımının en uygun hizalama algoritması (best-fit algorithm) kullanılarak çakıştırıldı. 3 boyutlu karşılaştırmada sadece endokron kavitesinde yapıldı. Referans dijital modeller ile AİT tarama verileri arasındaki göstermek için renk kodlu haritalar hazırlandı. Bu haritalar hazırlanırken, nominal sapma $10 \mu\text{m}$ ve kritik sapma değeri olarak $120 \mu\text{m}$ olarak belirlendi. 3 boyutlu karşılaştırma sonucu elde edilen kök ortalama kare (Root mean square) değerleri kaydedildi. AİT'in hassasiyeti, her bir model için 10'ar tarama STL dosyasının yukarıda açıklanan yöntem ile üst üste çakıştırılması ve 3 boyutlu karşılaştırma ile yapıldı. Her bir modelin AİT hassasiyeti 45 adet 3 boyutlu karşılaştırmada elde edilen kök ortalama kare değerleri ile belirlendi.

Tüm istatistiksel değerler SPSS yazılımı (IBM SPSS Statistics for Windows, Sürüm 22.0; IBM, Armonk, NY, ABD) kullanılarak analiz edilmiştir. Gruplar arası normalliği test etmek için Shapiro-Wilk testi ve varyans homojenliğini test etmek için Levene testi kullanıldı ($\alpha= 0.05$). KD ve KDA'nın AİT'in doğruluğu ve hassasiyeti üzerindeki etkisini değerlendirmek için iki

yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanıldı. Gruplar arası farklılığın belirlenebilmesi için Tukey testi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi tüm istatistiksel yöntemler için de $p<.05$ olarak kabul edildi.

BULGULAR

Doğruluk ve hassasiyete ilişkin iki yönlü ANOVA sonuçları Tablo 1'de gösterildi. Doğruluk değerlerinin tanımlayıcı istatistikleri ve karşılaştırmaları Tablo 2'de gösterildi. 4 mm KD'ye sahip EDP'lerde ortalama sapma değerleri ($30.43\pm 3.18 \mu\text{m}$) 2 mm KD'ye ($23.57\pm 1.27 \mu\text{m}$) ve 3 mm KD'ye ($27.47\pm 3.15 \mu\text{m}$) sahip EDP'lerden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<.001$). 8^0 KDA'ya sahip EDP'lerde ($28.4\pm 4.6 \mu\text{m}$) 10^0 KDA'ya ($26.64\pm 3.37 \mu\text{m}$) ($p=.021$) ve 12^0 KDA'ya ($26.43\pm 3.35 \mu\text{m}$) ($p=.008$) EDP'lere göre daha düşük doğruluk değerleri belirlendi. 3 ve 4 mm KD'ye sahip EDP'lerde en yüksek sapma değerleri 8^0 KDA'ya sahip EDP'lerde belirlendi, ancak bu değerler ile 10^0 ve 12^0 KDA'ya sahip EDP'lerde elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Tarama verilerinin referans modellerine göre gösterdikleri sapmaları gösteren renk kodlu haritalar Şekil 2'de sunuldu. En yüksek hassasiyet değerleri 2 mm KD'ye sahip EDP'lerde ($13.28\pm 2.23 \mu\text{m}$) belirlendi ($p<.001$). Ayrıca 3 mm KD'ye sahip EDP'ler ($16.68\pm 3.28 \mu\text{m}$) ile 4 mm KD'ye sahip EDP'ler ($17.83\pm 3.28 \mu\text{m}$) arasında da anlamlı bir fark vardı ($p=.004$). 3 mm KD'ye sahip örnekler karşılaştırıldığında, 8^0 KDA'na sahip EDP modelde AİT'in hassasiyeti ($17.8\pm 4.28 \mu\text{m}$), 10^0 KDA'na sahip EDP modele ($15.87\pm 1.35 \mu\text{m}$) göre anlamlı şekilde daha düşük olduğu belirlendi ($p=.045$). Hassasiyet sonuçlarının grafiksel gösterimi Şekil 3'te gösterilmiştir.

Tablo 1. Doğruluk ve hassasiyet için iki faktörlü varyans analizi tablosu.

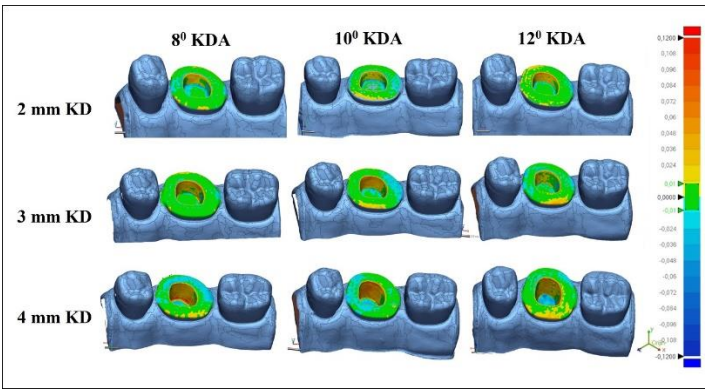
		Serbestlik derecesi	Ortalama kare	F	p
Doğruluk	KD	2	355.451	56.695	.000
	KDA	2	35.246	2.412	.005
	KD * KDA	4	13.122	2,093	.089
	Doğruluk	90			
Hassasiyet	KD	2	755.678	88.160	.000
	KDA	2	1.270	0.148	.862
	KD * KDA	4	41.278	4.816	.001
	Doğruluk	405			

* KD, kavite derinliği; KDA, kavite duvar açılması

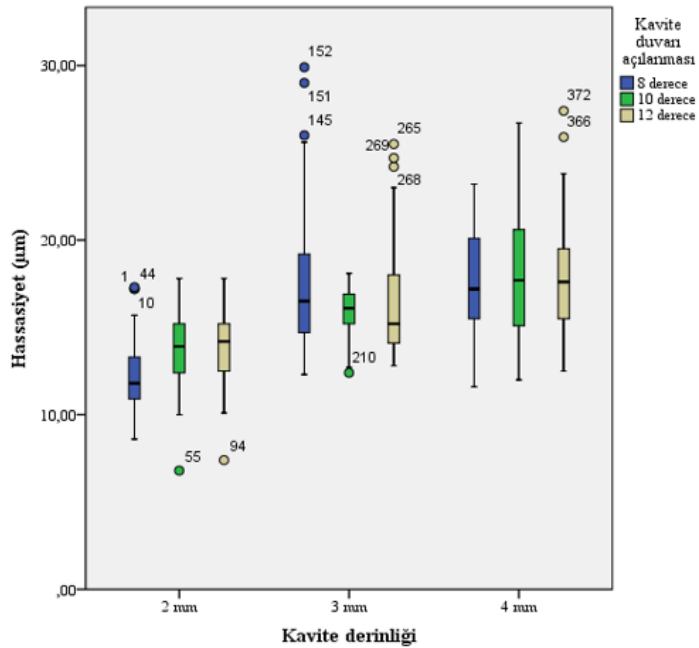
Tablo 1. Farklı kavite derinliği ve kavite duvar açılmasına sahip modellerde belirlenen ortalama sapma değerleri (\pm standart deviasyon) ile bu değerlerin karşılaştırma istatistikleri.

2-mm KD			3-mm KD			4-mm KD		
8°-KDA	10°-KDA	12°-KDA	8°-KDA	10°-KDA	12°-KDA	8°-KDA	10°-KDA	12°-KDA
23.36 \pm 1.46 ^a	23.71 \pm 0.91 ^a	23.65 \pm 1.476 ^a	29.38 \pm 3.31 ^{b,c}	26.34 \pm 1.51 ^{a,b}	26.7 \pm 3.56 ^{a,b}	32.47 \pm 2.71 ^c	29.89 \pm 03.48 ^{b,c}	28.94 \pm 2.39 ^{b,c}

*Farklı üst simge harfler anlamlı farkı göstermektedir (Tukey HSD) ($p > 0.05$).



Şekil 2. Tarama verilerinin referans modellerine göre gösterdikleri sapmaları gösteren renk kodlu haritalar (KD: kavite derinliği; KDA: kavite duvar açılması).



Şekil 3. Deney gruplarının hassasiyet (μm) sonuçlarının grafiksel gösterimi.

TARTIŞMA

Marjinal ve iç uyum, endokronların klinik başarısında önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir (21). Tarama doğruluğu, endokronların marjinal ve iç uyumu için çok önemli bir faktördür (21,23). İntrakoronel preparasyonlarda kavite geometrisinin AİT doğruluğunu etkilediği daha önceki çalışmalarda gösterilmiştir (14,24). Ancak, önceki çalışmalar (7,12,18,25–27) endokron restorasyonlarında sadece preparasyonun KD'sine odaklanmış ve KDA göz ardı edilmiştir. Bu çalışma, sadece KD'nin değil aynı zamanda KDA'nın da AİT doğruluğu üzerindeki etkisini değerlendiren ilk çalışmadır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, KD ($p < .001$) ve KDA ($p = .008$) doğruluğu etkilediği belirlendi. Bunun yanında hem KD'nin ($p < .001$) hem de KD-KDA etkileşiminin ($p = .001$) AİT hassasiyetini etkilediği belirlendi. Bu nedenle sıfır hipotezi reddedildi.

Bu çalışmada, doğruluk ve hassasiyeti değerlendirmek için 3 boyutlu analiz yöntemi kullanıldı. 3 boyutlu analizlerin kantitatif sonuçları ortalama sapma yerine kök ortalama kare olarak hesaplandı. Analizler sırasında, aynı taramada farklı alanlarda pozitif ve negatif sapmalar tespit edilebilir. Pozitif ve negatif sapmalar eşitse, sapma ortalaması sıfır olur ve bu durum sapma ortalamasının gerçek sapmalara kıyasla az olmasına neden olabilir. Bu nedenle, bu çalışmada, ortalama sapma yerine kök ortalama kare değerleri kullanılmıştır (28).

Önceki çalışmalarda (8,10), endokron restorasyonlarda KD'nin artmasının adeziv retansiyonunun artmasına, daha iyi stres dağılımı elde edilmesine ve restoratif materyalin kırılma direncinin artmasına katkıda bulunduğunu belirtilmiştir. Fakat KD'nin artması, endokron kavitesi ile restorasyon arasındaki

siman kalınlığının artmasına neden olabilmektedir (25,26). Yazarın bilgisi dahilinde, farklı KD'lerde endokron modelleri üzerinde AİT'in doğruluğunu değerlendiren literatürde sadece bir çalışma bulunmaktadır (18). AİT'in doğruluğunun değerlendirilmesinde, genellikle kırılma indisi dentin ve mineye benzer olan polimetilmetakrilat modellerin kullanımı tercih edilmektedir (18,29). Bu çalışmada yeni bir malzeme olan model reçine (Model V3, Formlabs) kullanımı tercih edildi. Model reçinenin kırılma indisi üreticiden veya önceki araştırmalardan öğrenilemedi. Ancak, bu çalışmanın sonuçları, Gürpınar ve Tak'ın (18) bulgularıyla (18.57 ile 23.81 µm arasında) tutarlı olarak KD arttıkça sapmaların arttığını gösterdi. Artan sapmalar, tarayıcının ucu ile taranan yüzey arasındaki mesafenin artmasından kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca, daha yüksek kavite duvarları da tarama açısını sınırlamış ve görüntü alımını engellemiş olabilir (19).

Bu çalışma ve Gürpınar ve Tak'ın (18) çalışmalarında elde edilen sapma değerleri, sabit protetik restorasyonların uyum sınırı olan 120 µm'nin altındadır (30). Ancak endokron restorasyonların simantasyon sonrası mikro bilgisayarlı tomografi yöntemiyle siman kalınlıklarının belirlendiği çalışmalar incelendiğinde, özellikle kavite duvarı ve pulpa odası tabanında siman kalınlıklarının daha fazla olduğu görülmektedir (25,26). Sunulan bu çalışmada EDP'lerin farklı bölgelerindeki kantitatif sapma değerleri belirlenmemiş olsa da, renk kodlu haritaları (Şekil 2) incelendiğinde, KD arttıkça pulpa odası tabanındaki negatif sapmaların arttığı görülmektedir. Negatif sapma artışı endokron restorasyonlarında pulpa odası tabanında siman kalınlığında artmaya neden olabilir. Bu çalışmadaki pulpa tabandaki negatif sapmaların KD'nin artması sonucu artışı, KD'nin artmasıyla tarama mesafesinin artması nedeniyle gerçekleşmiş olabilir (13,18–20). Ayrıca, EDP'lerde KD artışın sadece pulpa odası tabanındaki negatif sapmaların artışına değil aynı zamanda kavite duvarında pozitif artışa neden olduğu bu çalışmada sunulan renk kodlu haritalarda görülmektedir.

Sonlu eleman analizlerine göre; EDP, pulpa odasının anatomik formuna göre ve adeziv arayüzdeki stres büyüklüğünü dengelemek için 6⁰ ila 12⁰ arasında KDA ile hazırlanmalıdır (6,9). Jin-Young Kim ve ark. (14) intrakoronel preparasyonlarda azalmış KDA'nın AİT doğruluğu üzerindeki olumsuz etkisini göstermişlerdir. Sunulan bu çalışma sonuçlarına göre, 8⁰ KDA'sına sahip EDP'lerde AİT doğruluğunun diğer KDA'ya sahip EDP'lerden daha düşük olduğu belirlenmiştir (p<.05). Ayrıca sunulan renk kodlu haritalarda (Şekil 2) özellikle 4 mm KD'ye sahip modellerde KDA'nın azalmasının pulpal hat açısında doğruluk değerlerini azalttığı görülmektedir. İntrakoronel restorasyonlar için, komşu dişlerin proksimal konturlarının AİT distal

kavite kutusundaki pulpa hat açılarında görüntü almasını zorlaştırdığı belirtilmiştir (14). Ancak, ETP'lerde pulpal hat açısı üzerinde AİT ışığının konumunu engelleyen komşu diş konturları bulunmamaktadır. Azalan AİT doğruluğu, daha düşük KDA'ya sahip EDP'lerde, intraoral tarama sırasında daha fazla görüntünün kaydedilmesi ile açıklanabilir. Bu durumun, üst üste bindirilecek görüntü sayısını artırır ve sistematik yazılım hatalarını azaltan video kayıt yöntemi kullanılan bir AİT'te (Trios-4, 3Shape, Danimarka) bile özellikle hat açılarında sistematik yazılım hatalarına neden olabildiği bildirilmiştir (17). Bu çalışmada renk kodlu haritalarda (Şekil 2), artan KD ve düşük KDA'lar ile birlikte pulpa hat açısında ve kavite duvarında pozitif, pulpa odası tabanında ise negatif sapma artışları belirlendi. Zhu ve ark. (6) endokron restorasyonlarında oklüzal streslerin önce pulpal hat açısında yoğunlaştığını ve daha sonra bölgelere yayıldığını göstermişlerdir. Pulpa hat açısında ve kavite duvarındaki pozitif sapmalar ve pulpa odası tabanındaki negatif sapmalar endokron restorasyonlarında uyumun azalmasına neden olur. Bu çalışmada sadece farklı KD ve KDA'ya sahip EDP'lerde AİT doğruluğu değerlendirildi. AİT ve uygulama prosedürü yanında; tasarım yazılımı, frezeleme ve restoratif materyaldeki sinterleme veya kristalizasyon büzülmesi BDT/BDÜ restorasyonunun endokron uyumlarını etkilemektedir (26). Farklı KD ve KDA'lara sahip EDP ile restorasyonların uyumları ve oklüzal yükün simüle edildiği deney düzeneklerinde uygulanan dişte neden olabilecekleri kırık modelleri daha fazla in vitro çalışma ile değerlendirilmelidir.

Mevcut çalışmanın kısıtlamalarından biri, klinik koşulları tam olarak taklit edemeyen in-vitro tasarımdır. Bu in-vitro tasarımda ağız içerisinde farklı ışık yansımalarına neden olabilecek restoratif materyaller, tükürük ve kan gibi etmenlerin AİT'in doğruluğu üzerindeki etkisi değerlendirilmedi. Ayrıca, AİT'in model rezinler ve doğal dişler üzerindeki doğruluk değerleri de farklılık gösterebilir. Bu çalışmanın bir diğer kısıtlaması da kullanılan tek bir AİT'in doğruluğunun sadece mandibular 1. molar dişi üzerinde hazırlanmış EDP'lerde incelenmesidir. Farklı dişlerde hazırlanan EDP'lerin KD ve KDA'larının restorasyonların uzun süreli başarısı üzerindeki etkilerini değerlendirmek için daha fazla in-vitro ve in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇ

Sunulan bu çalışmanın kısıtlamaları dahilinde, artan kavite derinliği ve kavite duvarı açılanması Trios-4 (3Shape, Danimarka)'ün tarama doğruluğunu olumsuz etkilediği belirlendi. Ancak belirlenen sapma değerleri sabit protetik restorasyonlar için belirlenen en düşük

uyum değeri olan 120 µm'in altındadır. En yüksek tarama hassasiyeti 2 mm kavite derinliğine sahip modellerde elde edildi. 3 mm kavite derinliğine sahip modellerde kavite duvar açılmasının AİT hassasiyetini etkilemediği belirlendi.

KAYNAKLAR

1. Pereira JR, Lins Do Valle A, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1225-30.
2. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: A meta-analysis of literature. *J Endod.* 2013;39(1):11-15.
3. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015;41(3):309-16.
4. Mattos CMA, Las Casas EB, Dutra IGR, Sousa HA, Guerra SMG. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent.* 2012;40(5):423-32.
5. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Pr Periodontics Aesthet Dent.* 1995;7(5):83-94.
6. Zhu J, Wang D, Rong Q, Qian J, Wang X. Effect of central retainer shape and abduction angle during preparation of teeth on dentin and cement layer stress distributions in endocrown-restored mandibular molars. *Dent Mater J.* 2020;39(3):464-70.
7. Pedrollo Lise D, Van Ende A, De Munck J, Umeda Suzuki TY, Cardoso Vieira LC, Van Meerbeek B. Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *J Dent.* 2017;59:54-61.
8. Haralur SB, Alamri AA, Alshehri SA, Alzahrani DS, Alfarsi M. Influence of occlusal thickness and radicular extension on the fracture resistance of premolar endocrowns from different all-ceramic materials. *Appl Sci.* 2020;10(8):2696.
9. Tribst JPM, Giudice R Lo, Dos Santos AFC, Borges ALS, Silva-Concilio LR, Amaral M, et al. Lithium disilicate ceramic endocrown biomechanical response according to different pulp chamber extension angles and filling materials. *Materials (Basel).* 2021;14(5):1307.
10. Dartora NR, de Conto Ferreira MB, Moris ICM, Brazão EH, Spazin AO, Sousa-Neto MD, et al. Effect of Intracoronary Depth of Teeth Restored with Endocrowns on Fracture Resistance: In Vitro and 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2018;44(7):1179-85.
11. Aktas G, Yerlikaya H, Akca K. Mechanical Failure of Endocrowns Manufactured with Different Ceramic Materials: An In Vitro Biomechanical Study. *J Prosthodont.* 2018;27(4):340-46.
12. Hayes AJ, DuVall N, Wajdowicz M, Roberts H. Effect of Endocrown Pulp Chamber Extension Depth on Molar Fracture Resistance. *Oper Dent.* 2017;42(3):327-34.
13. Park JM, Kim RJY, Lee KW. Comparative reproducibility analysis of 6 intraoral scanners used on complex intracoronary preparations. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):113-20.
14. Jin-Young Kim R, Benic GI, Park JM. Trueness of intraoral scanners in digitizing specific locations at the margin and intaglio surfaces of intracoronary preparations. *J Prosthet Dent.* 2021;126(6):779-86.
15. Zimmermann M, Ender A, Mehl A. Local accuracy of actual intraoral scanning systems for single-tooth preparations in vitro. *J Am Dent Assoc.* 2020;151(2):127-35.
16. Nulty AB. A Comparison of Full Arch Trueness and Precision of Nine Intra-Oral Digital Scanners and Four Lab Digital Scanners. *Dent J.* 2021;9:75.
17. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014;18(6):1687-94.
18. Gurpinar B, Tak O. Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2022;127(3):430-37.

- 19.** Kurz M, Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Zurich Open Repos Arch.* 2015;19(8):2035-43.
- 20.** Kim MK, Kim JM, Lee YM, Lim YJ, Lee SP. The effect of scanning distance on the accuracy of intra-oral scanners used in dentistry. *Clin Anat.* 2019;32(3):430-38.
- 21.** Govare N, Contrepolis M. Endocrowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):411-18.
- 22.** Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):324-29.
- 23.** Shin HS, Lee JS. Comparison of surface topography and roughness in different yttrium oxide compositions of dental zirconia after grinding and polishing. *J Adv Prosthodont.* 2021;13(4):258-67.
- 24.** Park JM, Kim RJY, Lee KW. Comparative reproducibility analysis of 6 intraoral scanners used on complex intracoronary preparations. *J Prosthet Dent.* 2020;123(1):113-20.
- 25.** Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):109-15.
- 26.** Gaintantzopoulou MD, El-Damanhoury HM. Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-Aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Oper Dent.* 2016;41(6):607-16.
- 27.** Tha D, Spintzyk S, Schille C, Sabet A, Wahsh M, Salah T, et al. Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness. *J Prosthodont Res.* 2018;62(3):293-97.
- 28.** Emir F, Ayyıldız S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. *J Prosthodont Res.* 2019;63(4):434-39.
- 29.** Passos L, Meiga S, Brigagao V, Street A. Impact of different scanning strategies on the accuracy of two current intraoral scanning systems in complete-arch impressions: an in vitro study. *J Comput Dent.* 2019;22(4):307-39.
- 30.** McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971;131:107-11.