

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ENDODONTİK GİRİŞ KAVİTESİ AÇILAN
MANDİBULAR MOLAR DİŞLERE TERMODÖNGÜ
UYGULANDIKTAN SONRA KIRILMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Merve ZENGİN

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ PROGRAMI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMANI
Doç. Dr. Şehnaz YILMAZ**

ADANA-2023

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ENDODONTİK GİRİŞ KAVİTESİ AÇILAN
MANDİBULAR MOLAR DİŞLERE TERMODÖNGÜ
UYGULANDIKTAN SONRA KIRILMA DİRENÇLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Merve ZENGİN

**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ ENDODONTİ PROGRAMI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMANI

ADANA-2023

KABUL ve ONAY

Uzmanlık Programı Çerçevesinde yürütölmüş olan
“ Farklı endodontik giriş kavitesi açılan mandibular molar dişlere termodöngü
uygulandıktan sonra kırılma dirençlerinin karşılaştırılması” adlı çalışma, aşğıdaki jüri
tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 02 / 05 / 2023

TEZ SINAV JÜRİSİ

Dr.
Çukurova Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilimdalı
Başkan

Dr.
Çukurova Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilimdalı
Üye

Dr.
Başkent Üniversitesi
Diş Hekimliği Faköltesi
Endodonti Anabilimdalı
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun 03 / 05 / 2023 tarih ve 13/11 sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

ETİK BEYANI

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ UZMANLIK TEZ ÇALIŞMASI

Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesini okuduğumu ve anladığımı ve Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uzmanlık Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tez olarak sunduğum bu çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda bu konuda hakkımda yapılacak tüm yasal işlemleri ve aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

02/05/2023

Dt. Merve ZENGİN

İTHAF

En Değerlim, kızıma İthaf Ediyorum.





İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

KABUL ve ONAY	ii
ETİK BEYANI	iii
TEŞEKKÜR	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
RESİMLER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Endodonti ve Kırılma Direnci İlişkisi	2
2.2. Minimal İnvaziv Diş Hekimliği	3
2.3. Minimal İnvaziv Endodonti	3
2.4. Minimal İnvaziv Endodontik Giriş Kaviteleri	4
2.4.1. Geleneksel Endodontik Giriş Kavitesi	5
2.4.2. Konservatif Giriş Kavitesi	6
2.4.3. Ultra Konservatif Giriş Kavitesi ‘Ninja’	8
2.4.4. Kafes Tipi Giriş Kavitesi	9
2.4.5. Çürük Tahrikli Giriş Kavitesi	10
2.4.6. Restoratif Tahrikli Giriş Kavitesi	11
2.5. Alt Birinci Büyük Azı Dişinin Anatomik Özellikleri ve Giriş Kavitesi Özellikleri	12
2.6. Alt İkinci Büyük Azı Dişinin Anatomik Özellikleri ve Giriş Kavitesi Özellikleri	13
2.7. Çiğneme Simülasyonu	13
2.8. Kırılma Dayanımı Testi	14
3. GEREÇ VE YÖNTEM	15

3.1. Örneklerin Seçimi, Hazırlanması ve Gruplandırılması	16
3.2. Periyodontal Ligament Simülasyonu ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi	20
3.3. Giriş Kavitelerinin Hazırlanması ve Kök Kanal Tedavisi	22
3.4. Dişlerin Restorasyonu	26
3.5. Çiğneme Simülatörü Uygulaması.....	28
3.6. Yükleme Testi.....	30
3.7. İstatistiksel Analiz	32
4. BULGULAR.....	33
5. TARTIŞMA	39
6. SONUÇLAR.....	48
KAYNAKÇA	49
EKLER	57
Ek-1 Etik Kurul Kararı	57
ÖZGEÇMİŞ	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No:

Sayfa No:

Şekil 1.	Molar dişte geleneksel endodontik kavite, b. Kesici dişte geleneksel endodontik kavite.....	5
Şekil 2.	Konservatif endodontik kavite.....	6
Şekil 3.	Diverjan duvarlı konservatif endodontik kavite.....	7
Şekil 4.	Ön dişlerde konservatif endodontik kavite	7
Şekil 5.	Ultrakonservatif giriş kavitesi.....	8
Şekil 6.	İnsizal kenardan yapılan ninja kavite.....	9
Şekil 7.	Kafes endodontik kavite	10
Şekil 8.	Çürük Tahrikli Giriş Kavitesi.....	11
Şekil 9.	Restoratif Tahrikli Giriş Kavitesi.....	11
Şekil 10.	Deney Kurgusu	15
Şekil 11.	Geleneksel kafes ve ninja kavite gruplarında harcanan süre.....	35
Şekil 12.	Grupların maksimum kırılma kuvveti.....	37

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No:

Sayfa No:

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilen dişlerin servikal boyutların ortalama değerleri, standart sapmaları minimum ve maksimum değerleri.....	33
Tablo 2. Dişlerin giriş kavitesi boyutlarının ortalama değerleri, standart sapmaları minimum ve maksimum değerleri	34
Tablo 3. Örneklerin Giriş kavitesi, Kök kanal şekillendirmesi, obtürasyon ve toplam çalışma süreleri.....	36
Tablo 4. Grupların kırılma dayanımı (N).....	37

RESİMLER DİZİNİ

<u>Resim No:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Resim 1. Çekilmiş alt molar dişler	16
Resim 2. Diş üzerindeki eklentilerin uzaklaştırılması	17
Resim 3. KIBT çekimi için 12 şerli gruplar halinde silikon içerisinde hazırlanmış dişler	17
Resim 4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) (a), KIBT görüntü alanında dişler (b).....	18
Resim 5. KIBT ile dişlerin ve kök kanal morfolojilerinin incelenmesi	19
Resim 6. Dişlerin Gruplara Ayrılması	20
Resim 7. Mum ile kaplanmış diş yüzeyi	20
Resim 8. Örneklerin akrilik bloklara gömülmesi	21
Resim 9. Akrilik bloklara gömülen dişlerin bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklanması.....	22
Resim 10. CBCT kök kanal sayılarının belirlenmesi	23
Resim 11. Çalışma boyu belirlemek için kanallara yerleştirilmiş eğeler.....	24
Resim 12. Egeli periapikal film.....	24
Resim 13. Gutta prova.....	25
Resim 14. Guttanın kesilmesi.....	26
Resim 15. Periyodontal ligament modelleme.....	27
Resim 16. Kanal tedavisi tamamlanmış dişlerin periapikal filmleri.....	28
Resim 17. Örneklerin 6 sarlı gruplar halinde çiğneme simülatörünelyerleştirilmesi	29
Resim 18. Kırılma dayanımı testi uygulanan test örneği.....	30
Resim 19. Katastrofik kırık	31
Resim 20. Onarılabilir kırık	31

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

RE	: radix entomolaris
RP	: radix paramolaris
Ph	: potansiyel hidrojen
PDL	: periyodontal ligament
LED	: Işık Yayan Diyet
mikro-BT	: Mikro Bilgisayarlı Tomografi
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
DOM	: Dental Operasyon Mikroskobu
GEK	: Geleneksel endodontik kavite
NEK	: Ninja endodontik kavite
TREK	: Truss endodontik kavite
EDTA	: Etilen Diamin Tetra Asetik Asit
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit
dk	: Dakika
sn	: saniye
mm	: Milimetre
Hz	: hertz,
kV	: KiloVolt
mA	: MiliAmper
mGy	: MiliGray
DAP	: Doz-Alan Çarpımı
%	: Yüzde
±	: Artı-eksi
°	: Derece
N	: Newton
°C	: Santigrat Derece
n	: Örnek sayısı

ÖZET

Farklı Endodontik Giriş Kavitesi Açılan Mandibular Molar Dişlere Termodöngü Uygulandıktan Sonra Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci, vital dişlere göre daha düşüktür. Geleneksel endodontik kavite tasarımı dişlerde, önemli ölçüde dentin kaybına bağlı olarak fonksiyon sırasında dişlerin kırılma direncini azaltır. Bu çalışmanın amacı, kompozit rezin ile restore edilmiş ve termodöngü uygulanmış mandibular molar dişlerde farklı endodontik kavite tasarımlarının kırılma direncine olan etkisini karşılaştırmaktır.

Toplam 50 adet yakın zamanda çekilmiş, çürüksüz mandibular molar diş toplandı.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile görüntüledi ve kök kanal morfolojileri göz önüne alınarak dişler kontrol (n=8) ve 3 test grubuna (n=14) ayrıldı. Grup1 kontrol, grup2 geleneksel endodontik kavite (GEK), grup3 truss (kafes) endodontik kavite (TREK) ve grup4 ninja (ultrakonservatif) endodontik kavite (NEK) olacak şekilde ayrıldı. Giriş kavitesinin gruplarda belirtildiği şekilde hazırlanmasından sonra, tüm dişlerin kontrol grubu hariç WaveOne Gold eğeleriyle (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kanal preparasyonu yapıldı ve %1,25 sodyum hipoklorit ile irigasyonu yapıldı. Kök kanalları Waveone Conform Fit gutta perka ve AHplus kanal patı kullanılarak tek kon tekniği ile dolduruldu. Giriş kaviteleri kompozit ile restore edildi. Tüm dişler daha sonra 5°C ile 55°C arasında 60 saniye boyunca 1200 ısı döngüye tabi tutularak 6 ay yaşlandırıldı.

Örnekler, 1 mm/dk hızda 2,5 mm çapında yuvarlak uçlu bir pistonla sahip evrensel biryükleme makinesinde (Testometric, M500-25kN, İngiltere) kırılmak üzere yüklendi ve kırılma değerleri Newton cinsinden kaydedildi. Veriler tek yönlü ANOVA varyans analizi ve çoklu karşılaştırmalar için Tukey post hoc analizi ile analiz edildi (P < .05). Kırılma paternleri ‘onarılabilir’ ve ‘onarılamaz’ olmak üzere kategorize edildi.

En yüksek kırılma değeri kontrol grubunda elde edilmiş olup; GEK, TREK ve NEK gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir (sırasıyla, p<0.0001, p=0.003 ve p=0.017). Kafes ve ninja kavite grupları arasında fark bulunmazken (p=0.900), ninja grubu geleneksel kavite grubundan anlamlı derecede daha yüksek kırılma değeri göstermiştir (p=0.035). Kök kanal şekillendirme süreleri açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (p=0.112). Toplam süreler incelendiğinde kafes ve ninja kavite grupları arasında fark gözlenmezken (p=0.710) geleneksel kavite grubunda kafes ve ninja kavite gruplarına göre daha kısa sürede kök kanal tedavisi tamamlanmıştır (sırasıyla, p=0.003 ve p<0.0001). En fazla onarılabilir kırık sağlam kontrol grubunda (%75) iken diğer gruplarda benzer oranda onarılabilir kırıkmevcuttu (%28,57).

GEK erişimli dişler, TREK veya NEK ile hazırlananlardan daha düşük kırılma mukavemeti gösterdi. Ninja “ultra konservatif” endodontik kavite erişimi, truss “kafes” endodontik kavite erişimi ile hazırlananlara kıyasla dişlerin kırılma mukavemetini artırmadı. Giriş kavite boyutunun küçültülmesi ile elde edilen dentin koruması, endodontik tedavili dişin kırılma direncini arttırmaktadır. Farklı giriş kaviteleri kök kanal şekillendirme sürelerini etkilemedi. Ancak Geleneksel kavite grubunda daha kısa sürede kök kanal tedavisi tamamlanmıştır. Kontrol grubundaki dişler, hazırlanan tüm dişlerden daha fazla kırılma direncine sahipti ve daha fazla restore edilebilir kırık gösterdi.

Anahtar Sözcükler: konservatif giriş kavitesi, ninja endodontik kavite, truss endodontik kavite, kırılma direnci

ABSTRACT

Comparison of Fracture Resistance of Mandibular Molar Teeth with Different Endodontic Access Cavities after Thermocycling

The fracture resistance of endodontically treated teeth is lower than vital teeth. In traditional endodontic cavity design, the fracture resistance of teeth during function is reduced due to significant dentin loss. The aim of this study is to compare the effect of different endodontic cavity designs on fracture resistance in mandibular molar teeth which were restored with composite resin and thermocycled.

A total of 50 freshly extracted, caries-free mandibular molar teeth were collected. All of the samples were visualized by cone-beam computed tomography, and the teeth were divided randomly into control (n=8) and 3 test groups (n=14) based on root canal morphology. No treatment was performed to Group 1 (control). In Group 2; traditional endodontic cavity (GEK) was prepared, in Group 3; truss (cage) endodontic cavity (TREK) was prepared, and in group 4 ninja (ultraconservative) endodontic cavity (NEK) was prepared. After the access cavity preparation were completed as mentioned in the groups, root canals were prepared with WaveOne Gold files (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) and irrigated with 1.25% sodium hypochlorite. Root canals were filled with the matched cone technique using Waveone Conform Fit gutta-percha (Dentsply Maillefer, Switzerland) and AH-Plus canal sealer (Marka, şehir, ülke). Access cavities were sealed with composite resin. All teeth were aged for 6 months by subjecting to 1200 thermal cycles for 60 seconds between 5°C and 55°C in a chewing simulator. Fracture test was conducted immediately after aging with a Testometric test device (Testometric, M500-25kN, UK) at a cross-head speed of 1 mm/sec. with a 2.5 mm diameter round-tipped piston and the fracture values were recorded as Newtons. Data were analyzed by one-way ANOVA analysis of variance and Tukey post hoc analysis for multiple comparisons ($P < .05$). Fracture patterns were categorized as 'repairable' and 'irreparable'.

The highest fracture resistance values were obtained in the control group. The control group showed significantly higher values than the GEK, TREK and NEK groups ($p < 0.0001$, $p = 0.003$ and $p = 0.017$, respectively). While there was no difference between the TREK and NEK groups ($p = 0.900$), the NEK group showed significantly higher values than the TREK group ($p = 0.035$). There was no significant difference between the groups in terms of root canal shaping periods ($p = 0.112$). When the total periods were considered, no difference was observed between the TREK and NEK groups ($p = 0.710$). Root canal treatment procedure was completed in a shorter time period in the GEK group than in the TREK and NEK groups ($p = 0.003$ and $p < 0.0001$, respectively). The most repairable fractures were found in the control group (75%), however, similar repairable fracture rates were found among the tested groups (28.57%).

Ninja “ultra-conservative” endodontic cavity access did not increase the fracture strength of teeth compared to those prepared with truss “cage” endodontic cavity access. Reducing the access cavity size increases the fracture resistance of the endodontically treated tooth. Different access cavities did not affect root canal shaping time periods. However, root canal treatment was completed in a shorter time in the GEK group.

Keywords: conservative access cavity, ninja endodontic cavity, truss endodontic cavity, fracture resistance

1. GİRİŞ

Endodontik tedavi görmüş dişler, fonksiyon sırasında canlı dişlere göre daha fazla kırılma riskine maruz kalmaktadır (1-4). Endodontik tedavili dişlerin yapısal, estetik ve fonksiyonel rehabilitasyonu çok zordur (5) Başarılı endodontik tedavi için en önemli adımlardan biri iyi giriş kavitesinin hazırlanmasıdır. Bununla birlikte, endodontik tedavi görmüş dişlerin yapısının, estetiğinin ve fonksiyonunun rekonstrüksiyonu, giriş kavitesi hazırlığı sırasında diş yapısının (dentin) önemli ölçüde azalmasına bağlı olarak fonksiyondakırılma direncini azaltan bazı problemlerle ilişkilidir. Bu başarısızlığa başta dental madde kaybı olmak üzere çok sayıda faktör katkıda bulunur (6-10)

Minimal invaziv yaklaşım, yakın tarihte diş hekimliğinin temel prensiplerden biri haline gelmektedir. Bu yaklaşım endodonti alanına da yansımış olup minimal invaziv yaklaşım ile tedavi edilen dişlerde, geleneksel yaklaşımla tedavi edilmiş dişlere göre kırılmadirenci açısından soru işaretleri bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; mandibular molar dişlerde geleneksel endodontik kavite ,truss ‘kafes’ endodontik giriş kavitesi ve ultrakonservatif ‘ninja’ endodontik kavite yöntemleri kullanılarak hazırlanan kök kanak tedavili dişlere termodöngü uygulandıktan sonra kırılma dirençlerini karşılaştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Endodonti ve Kırılma Direnci İlişkisi

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci, vital dişlere göre daha düşüktür. Bu farklılık vital dişlerin dentin sertliğinin endodontik tedavili dişlere göre daha yüksek olmasına bağlanabilir. Ayrıca, geleneksel endodontik kavite tasarımı dişlerde, önemli ölçüde dentin kaybına bağlı olarak fonksiyon sırasında dişlerin kırılma direncini azalır.

Endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin uzun vadeli başarısını artırmak, kırılmaya karşı dirençlerinin azalması nedeniyle hala büyük bir zorluktur. Son zamanlarda, dişin yapısal bütünlüğü, endodontik tedavili dişlerin kırılma direncini etkileyen baskın faktör olarak kabul edilmektedir (1).

Farklı diş tipleri için geleneksel endodontik kavite tasarımları sadece küçük değişikliklerle on yıllardır değişmeden kalmıştır. Önceki çalışmalar, dentin miktarını kritik olarak azaltarak, endodontik giriş kavitesi hazırlığının dişlerin kırılma direncini azalttığını ve fonksiyon sırasında kaspal sapmayı arttırdığını göstermiştir (1,11,12). Dentin ve tüberküller, sırtlar ve pulpa odası tavanı gibi anatomik yapıların kaybı, son restorasyondan sonra dişin kırılmasına neden olabilir (13). Endodontik tedavili dişlerin kırılmasının en sık sonucu çekimdir (14-16). Kırıklar ve olası sonradan kök kanal tedavili dişlerin çekilmesi (14,15,17,18), diş hekimlerinin ve hastaların endodontik tedavinin uzun vadeli faydalarına olan güvenini sarsmıştır (12,19).

Sonuç olarak, minimal invaziv diş hekimliği konseptinden esinlenerek, diş yapısını maksimum düzeyde korumak için konservatif endodontik kavite hazırlığı önerilmiştir (20,21). Ortaya çıkan minimal invaziv giriş kavitesi hazırlığı kavramı, bu yapının korunmasının, kanal tedavisinden sonra dişlerin kırılma direncini koruyacağı varsayımına dayanarak, pulpa odası tavanının mümkün olduğu kadar fazlasını bırakarak sağlam dentini korumayı amaçlamaktadır (19).

Bu konuda birkaç makale yayınlanmış olmasına ve sosyal medyada bu tür tekniklere büyük ilgi olmasına rağmen, bu yeni endodontik kavite tasarımlarının rutin klinik uygulamaya veya lisans ve lisansüstü öğrencilerinin eğitimine girişini destekleyecek bilimsel kanıt eksikliği vardır.

2.2. Minimal İnvaziv Diş Hekimliği

Son yıllarda, restoratif diş hekimliği, özellikle orjinal diş dokularına saygı duyan tedavi yöntemlerini benimsemeye başlamıştır (22,23). Minimal invaziv diş hekimliği felsefesi, diş çürüklerinin sadece kavite preparasyonu ve restorasyonları ile tedavi edilemeyeceğini kabul etmektedir, çünkü bu tür tedavi prosedürleri kalan diş yapısını zayıflatabilir (23). Adeziv diş hekimliği alanındaki güncel gelişmeler ve çürük bilimindeki ilerlemeler, minimal invaziv diş hekimliğini pratik olarak mümkün kılmaktadır (12,17,24). Minimal invaziv tedavi sınırlı destekleyici kanıt olmasına rağmen, klinik diş hekimliğinde giderek kabul görmektedir (23,25).

2.3. Minimal İnvaziv Endodonti

“Convenience form” ve “extension for prevention” (26) ilkelerini vurgulayan geleneksel endodontik kavite tasarımı; kök kanallarının temizlenmesini, şekillendirilmesini ve doldurulmasını kolaylaştırmak ve prosedürle ilgili komplikasyonları önlemek için kanal ağızlarına erişimin ötesinde diş yapısının kontrollü olarak çıkarılmasını teşvik eder (26,27).

Geleneksel endodontik giriş kaviteleri hekimin tedavi için gereksinimlerini (görüş, çalışma kolaylığı), dişin korunmasının (az madde kaybı, kalan dokunun sağlamlığı) üzerinde tutar (19). Neyse ki, teknolojiye gelişmeler endodontide yeni olanaklar sunmaktadır.

Görüntüleme, malzeme, alet ve bilgisayar alanındaki ilerlemeler, diş hekimliğinin klinik uygulamalarını önemli ölçüde değiştirmiştir. Endodontik uygulamadaki gelişmelerden bazıları, ultra esnek aletler, görsel büyütme, üstün aydınlatma, gelişmiş kök kanal irrigasyon sistemleri ve üç boyutlu görüntüleme teknolojisi [koni ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT)] dentin korumasını mümkün kılar. (21) . Bu gelişmeler eşliğinde bakılınca, doktriner geleneksel erişim paradigmasına yönelik bu yaklaşım, belki de diş aşırı derecede yapısal başarısızlığa mahkum edebilecek bir yaklaşım olarak sorgulanmaktadır. (19,28)

Minimal invaziv endodonti konsepti pulpal patolojileri ve apikal periodontitisi tedaviedip iyileştirirken (veya önlerken) diş sert dokularında mümkün olan en az kaybı hedefler.

Endodontik tedavi görmüş dişte en az madde kaybıyla dişin sağlamlığını korumasını amaçlar ve hayat boyu fonksiyonda kalması hedeflenir (29).

Minimal invaziv endodonti'nin eğilimini takip eden Clark ve Khademi (19), diş yapısının uzaklaştırılmasını en aza indirmeye odaklanan bir konservatif endodontik kavite bildirmiştir. Kök kanallarının orta üste birine düz bir hat erişimi sağlamak için tüm oda tavanının ve servikal dentin çıkıntılarının bir kısmının uzaklaştırılmasını gerektiren geleneksel endodontik kaviteden farklı olarak (30); konservatif endodontik kavite, tüm kök kanalı ağzına girebilen endodontik enstrüman için eğimli preparasyon yolu oluşturdu fakat diş sert dokusunu büyük ölçüde korudu (19)

Corsentino G et al. ; geleneksel endodontik kavite ile konservatif endodontik kaviteyi karşılaştırdıklarında dişlerin kırılma direncinin azalmasıyla sonuçlandığında ısrar ettiler (31). Bu nedenle, endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci üzerinde konservatif endodontik kavite etkisinin tam olarak anlaşılması özellikle önemli görünmektedir.

2.4. Minimal İnvaziv Endodontik Giriş Kaviteleri

Giriş kavitesi hazırlamadaki ana hedef, düz ve engelsiz bir kanal yolu oluşturarak kanal aletlerinin, irrigasyon solüsyonlarının ve medikamentlerin kanalın tüm duvarlarına rahatlıkla erişebileceği bir girişin, mümkün olan en az doku kaybı ile sağlanmasıdır (28). İyi hazırlanmış bir giriş kavitesi, iyi bir kök kanal tedavisi için en önemli adımdır. Giriş kavitesinin hazırlanmasındaki başarısızlık, endodontik tedavinin sonucuna yansıyacaktır (32).

Giriş kavitesi tasarımı yıllar boyunca değişikliklere uğramıştır. Eskiden pulpa odasının tamamını kaldırmak ve kanalları görebilmek adına giriş kavitelerini geniş açmak kabul görürken, dental operasyon mikroskoplarının ve loopların ortaya çıkmasıyla bu protokolün aşırı ve gereksiz olduğu sonucuna varılmıştır (33). Hiçbir biyomateryalin dentinin yerini tutamayacağı unutulmamalıdır. Giriş kavitesinin açılmasında farklı minimal invaziv tasarım fikirleri ileri sürülmüştür.

2.4.1. Geleneksel Endodontik Giriş Kavitesi

G.V. Black'in kavite hazırlama ilkeleri geleneksel endodontik kavitenin temelini oluşturur. Temel prensibi "koruma için genişletme" olan ve onlarca yıldır evrensel olarak takip edilen bir yaklaşımdır (34).

Posterior dişlerde, pulpa odası tavanının tamamen kaldırılması, ardından düzgün bir şekilde farklı eksenel duvarlarla kanal açıklıklarına düz hatlı erişim sağlanır. Böylece tüm delikler ana hat formunda görülebilir (Şekil 1a). (35)

Ön dişlerde, düz hatlı erişim, pulpa odası tavanı, pulpa boynuzları, dentinin lingualomzunun çıkarılması ve giriş kavitesinin insizal kenara daha da uzatılmasıyla elde edilir (Şekil 1b).(35)



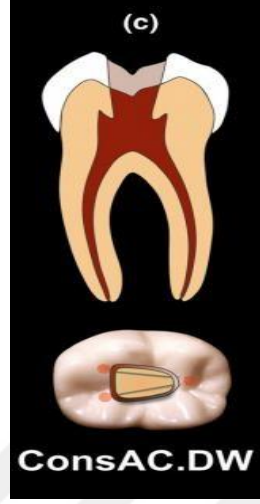
Şekil 1. Molar dişte geleneksel endodontik kavite, b. Kesici dişte geleneksel endodontik kavite

Kanal girişleri belirlendikten sonra, endodontik eğelerin kök kanalının koronal üste birine engelsiz (düz hat) erişime izin vermek için giriş kavitesinin şeklini iyileştirmek/değiştirmek gerekli olabilir. Düz hat erişim, paslanmaz çelik eğeler tarafından oluşturulan zipping, ledge ve çıkıntılar gibi iyatrojenik sorunların olasılığını azaltacak ve ayrıca hazırlık sırasında döner aletlerin daha kolay yerleştirilmesine izin verecektir. (27). Düzhat erişiminin olmaması, aletlerin apikal kontrolünü de tehlikeye atar (36)

Nikel-titanyum aletleri kullanırken de düz hat erişimi çok önemlidir. Bu eğeler çok esnek olmasına rağmen, zayıf düz hat erişimi, eğelerin bozulmasına ve döngüsel yorgunluk nedeniyle nihai olarak kırılmasına neden olabilir. (27)

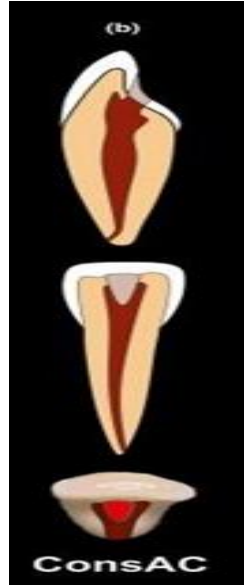
Böylece, geleneksel giriş kavitesi hazırlığı sırasında, beklenen pulpa odası taban anatomisine ve kanal ağızlarına ulaşmak için daha fazla dentin çıkarılır (37).

Bu erişim türü, diverjan duvarlarla da gerçekleştirilebilir (ConsAC.DW) (41) (Şekil 3).



Şekil 3. Diverjan duvarlı konservatif endodontik kavite

Ön dişlerde bu erişim, küçük üçgen şekilli veya oval şekilli bir boşluk oluşturarak, pulpa boynuzlarını ve maksimum periservikal dentini koruyarak giriş noktasını singulümdan insizal kenara doğru, lingual veya palatal yüzeyden uzaklaştırmayı içerir. (Şekil 4) (42).

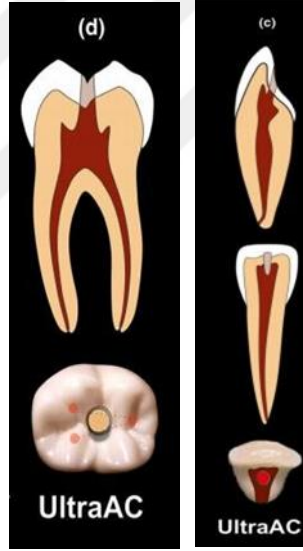


Şekil 4. Ön dişlerde konservatif endodontik kavite

2.4.3. Ultra Konservatif Giriş Kavitesi ‘Ninja’

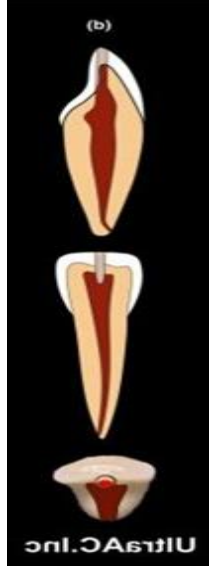
Ultra konservatif giriş kavitesi aslında oklüzal yüzeyde konservatif giriş kavitesi içinyapılmış olandan daha küçük bir erişim boşluğudur, bu da klinisyenin kanalların tüm açıklıklarını bulmasını ve bunlara erişmesini sağlamalıdır (43). Ultra konservatif giriş kavitesi, küçük kalibreli frezler kullanılarak elde edilen küçük erişim açıklıklarından oluşur (44)

'Ninja' erişimi olarak bilinen bu tür boşluklar, konservatif giriş kavitesinde açıklandığı gibi başlar, ancak daha fazla uzantı olmadan, pulpa odası çatısının mümkün olduğu kadar fazlasını korur (44) (Şekil 5).



Şekil 5. Ultrakonservatif giriş kavitesi

Ön dişlerde kronun lingual tarafında yıpranma veya derin içbükeylik olduğunda giriş dişin uzun eksenine paralel olarak insizal kenarın ortasından yapılabilir (UltraAC.Inc) (Şekil6)



Şekil 6. İnsizal kenardan yapılan ninja kavite

Bu teknik, endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma mukavemetini artırabilir (45).

Ancak UltraAC ile dişlerde ekstra kanalların tespiti bozulmuştur (35). Kanal tespit, temizleme ve şekillendirme işlemlerini daha zorlu hale getirirler ve iyatrojenik komplikasyon risklerini artırır (46-49). UltraAC dolum kalitesini etkilememekle birlikte, pulpa odasının temizleme prosedürünü daha zor hale getirerek kök kanal tedavisini gerçekleştirmek için gereken toplam süreyi arttırır. (50)

UltraAC ile ilişkili pulpa odası çatısının daha geniş alanı, irrigasyonun verimliliğini etkiler (46) ve nekrotik pulpalı dişlerde önerilmez (35).

2.4.4. Kafes Tipi Giriş Kavitesi

Çok köklü dişlerin her bir kökünde kanal ağzına / ağızlarına erişmek için hazırlanmış iki veya daha fazla küçük boşluk arasındaki dentin köprüsünü korumayı amaçlamaktadır.

Örneğin mandibular molarlarda, mesiyal ve distal kanallara erişmek için iki veya üç ayrı boşluk oluşturulabilir (46; Şekil 7).



Şekil 7. Kafes endodontik kavite

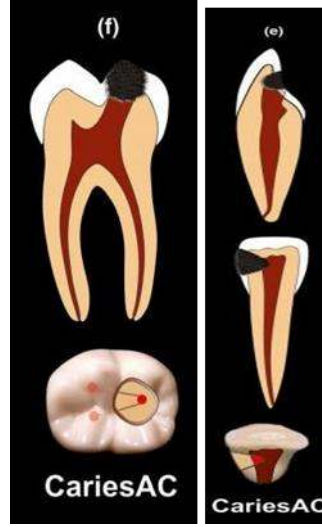
Bu giriş kavitesi tasarımlarının temel amacı, stratejik dentini korumaktır (yani, bu şekilde hazırlanan iki kavite arasında bir dentin köprüsü bırakmaktır) (46) . Oklüzal yüzeydeki mezial ve distal kaviteler bir dentin-mine köprüsü ile ayrılmıştır (51).

Bir kafes tipi giriş kavitesi , tüm pulpa odası çatısının çıkarılmasını önleyerek, oklüzal yüzeyden her bir kanal ağzına doğrudan erişimden oluşur (52). Geleneksel endodontik kaviteden farklı olarak, kafes endodontik giriş kavitesi tasarımı daha az invazivdir ve periservikal dentin gibi diş yapısının parçalarını korur ve endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin kırılma direncini iyileştirebilir (51).

Bununla birlikte, kafes endodontik giriş kavitesi pulpa odasının debridmanını bozmuştur (31) . kafes endodontik giriş kavitesi ve ninja endodontik kavite gibi en küçük erişim boşlukları, şekillendirme prosedürlerinden sonra daha büyük miktarlarda kalan pulpadokusu ve sert doku artıkları kaldığından irigasyon verimliliği üzerinde olumsuz etkilerle ilişkilendirilmiştir ve nekrotik pulpalı dişlerde önerilmez (35)

2.4.5. Çürük Tahrikli Giriş Kavitesi

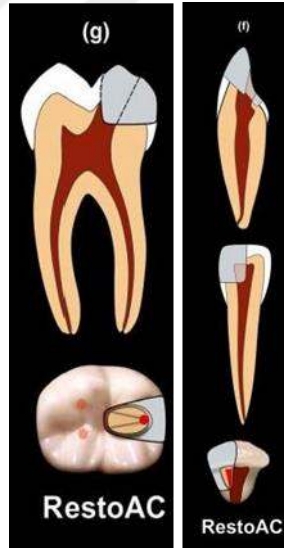
Pulpa odasına erişim, tavan, tavan köşesi ve duvar gibi mimari bir özelliğin alt tarafı olarak tanımlanan alt yüzey yapısı da dahil olmak üzere çürüklerin kaldırılması ve kalan tüm diş yapılarının korunmasıyla gerçekleştirilir (Şekil 8) (53).



Şekil 8. Çürük Tahrikli Giriş Kavitesi

2.4.6. Restoratif Tahrikli Giriş Kavitesi

Çürük olmayan restore edilmiş dişlerde, pulpa odasına erişim, mevcut restorasyonların tamamen veya kısmen çıkarılması ve kalan tüm olası diş yapılarının korunmasıyla gerçekleştirilir (Şekil 9).



Şekil 9. Restoratif Tahrikli Giriş Kavitesi

2.5. Alt Birinci Büyük Azı Dişinin Anatomik Özellikleri ve Giriş Kavitesi Özellikleri

İlk süren posterior daimi diş olduğu için, genel olarak alt çene birinci molar diş erkençürümekte ve tedaviye ihtiyaç duymaktadır. Bu sebeple alt birinci büyük azıların anatomisini kavramak büyük önem taşımaktadır. Alt birinci büyük azı dişine genellikle büyük restorasyonlar yapıldığı için ve ağır oklüzal streslere maruz kaldığından pulpa odası apikale doğru çekilebilir veya pulpa odasında kalsifikasyonlar oluşabilir (54).

Mandibular birinci molarların genellikle iki kökü ve üç kök kanalı vardır, aksesuar köklerin oluşumu nadirdir. Üç köklü varyantlara sahip kalıcı mandibular birinci molar, ek üçüncü kökün (yani süpernumerer kök) varlığına sahiptir, ilk olarak Carabelli tarafından 1844 'de tanımlanmıştır (55). Bolk, mandibular molarların lingual yerleşimli üçüncü kökünü radix entomolaris (RE) ve bukkal yerleşimli üçüncü kökünü radix paramolaris (RP) olarak adlandırdı. (56)

Mezial kök, distal kökten daha geniştir. Servikal çizgiden dişin ortasına kadar mezial olarak kıvrılır. Orta üçte birlik kısımdan sonra apekse doğru distal bir kıvrım ile biter. Mezialkökün distal yüzeyinde bir içbükeylik olur ve dentin yapısı incelir (57). Mezial kökün %95,6'sı bukkal ve lingual olmak üzere iki kanala sahiptir. Meziobukkal ve meziolingual kanalların %35,6'sı tek foramen ile sonlanır ve %64,4'ü iki veya daha fazla foramen ile apekseulaşır. Bu iki kanalın ortasında, orta mezial kanal adı verilen ve %1 ile %15 arasında değişen oranda üçüncü bir kanal bulunabilir (57). Distal kökte ise genellikle tek bir distal kanal bulunmakla birlikte, distobukkal ve distolingual olarak iki kanal da bulunabilir. Nadiren bunların ortasında üçüncü bir distal kanal da bulunabilmektedir (58).

Alt çene birinci molar dişte dört pulpa boynuzu bulunmaktadır. Kanal ağzıları genel olarak kronun mesial 2/3' lük kısmında bulunur. Mandibular molar dişin giriş kavitesi santralfossanın hemen mezialinde açılmaya başlar, orta hattı distale doğru 1-2 mm'yi aşmayacak şekilde genişletirebilir. Distal kanal açıklıklarının açısı meziale baktığından, kavite distalde aşırı genişlememelidir. Giriş kavitesi kanal sayısından bağımsız olarak, eşkenar dörtgen (ramboid) veya yamuk şeklinde hazırlanmalı ve esas olarak dişin mezial yarısında konumlandırılmalıdır. (59)

Mesiobukkal tüberkülün altında mesiobukkal kanal ağzı bulunurken; mesiolingual kanal ağzı daha merkeze yakın ve distaldedir. Middle mesial kanal varlığında ise bu kanal ağzı, mesiobukkal ve mesiolingual kanalın ortasında bulunur. Klinisyenler, mesial üçüncü kanalın varlığı konusunda daima uyanık olmalıdır. Distal kökte tek bir kanal varlığında kanalşekli oval iken distobukkal ve distolingual olarak iki kanal varlığında yuvarlak şekillidir (60).

2.6. Alt İkinci Büyük Azı Dişinin Anatomik Özellikleri ve Giriş Kavitesi Özellikleri

Kuronal olarak daha küçük olması ve köklerinin birbirine yakın olması ile mandibularbirinci molarlardan ayırt edilebilir. İki kökü, distale doğru kademeli olarak eğim göstermektedir (61). Mandibular ikinci molar sıklıkla iki köklü olmakla birlikte; köklerin birleşip C şekilli olma olasılığı %31,3 dır. (62) . C-şekilli kanallar ilk olarak Cooke & Cox (1979) tarafından endodontik literatürde üç vaka raporunda belgelenmiştir (63). C-şekilli kanallar Asyalılarda diğer ırk gruplarına göre daha sık görülmüştür.(62)

Genel olarak alt ikinci büyük azı dişi alt birinci büyük azı dişine göre daha çok varyasyon göstermektedir (64). Üç kanallı mandibular ikinci molarlarda mesial kanallar birbirine daha yakınolmakla birlikte giriş kavitesi ve pulpa odası anatomisi mandibular birincimolara benzer. İki kanal sistemine sahip olduğunda kanal ağızları daha simetrik olup, giriş kavitesi bukkolingual yönde daha dardır. Tek kanallı dişlerde giriş kavitesi merkezi fossada ve oval şekillidir (60)

2.7. Çiğneme Simülasyonu

Dişler ve restorasyonlar ağız içerisinde nem, asidik veya bazik pH, periyodik yüklemegibi pek çok zorlu koşullarla karşı karşıya gelmektedir (65). Başarısızlıklar, periyodik alt ve üst diş temasına bağlı uzun süreli yorgunluktan meydana gelmektedir.

Çiğneme simülatörleri, oral kavitede restorasyonların sürekli karşı karşıya kaldığı okluzal mekanik yükleri ve sıcaklık değişimlerini laboratuar ortamında simüle edebilmek için geliştirilmiş cihazlardır. Cihaz üzerine yerleştirilen ayarlanabilir yükler piston aracılığıyla örnekler sabit yükler uygulanmasına imkan vermektedir. Kullanılan simülatörün modeline göre değişen sayılarda hazneler sayesinde, aynı anda birden fazla örnek üzerinde çalışma yapılabilmektedir. (66). Cihazın üzerinde yer alan dijital panel sayesinde, uygulanacak kuvvetin frekansı, dikey ve yatay yönde hareket mesafeleri,

hareket hızları ve tur sayıları ayarlanabilmektedir. Bu ayarlamalar ile, araştırmacı darbe hızını (mm/sn) ve darbe miktarını (N) kontrol edebilmekte ve istenilen sayıda (döngü sayısı) uygulama yapabilmektedir. Cihazın yatay ekseninde bulunan raylı sistem sayesinde, dişin uzun aksı boyunca ve kayma hareketleri esnasında, dişe gelen dönüşümlü yüklemeler kontrol edilebilmektedir. Mekanik yüklemelere ek olarak, termal döngü içinde sıcaklık değerleri ve bekleme süreleri ayarlanabilmekte; ayrıca bu sürelerle bağlı olarak mekanik yükleme döngüleri boyunca meydana gelen termal döngü sayıları izlenebilmektedir (67).

1.3-1.8 Hz'lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilmektedir. (68). Posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetini simüle etmek için 49 N'luk bir kuvvet uygulanır (69). Simülatördeki 240.000- 250.000 adet döngü literatürde yaklaşık bir yıllık klinik kullanıma eşit olarak bildirilmektedir(70).

2.8. Kırılma Dayanımı Testi

Diş-restorasyon kompleksinin kırılmaya karşı dayanımının değerlendirilmesinde mekanik testler kullanılır. Çekme ve basma test cihazları; kontrollü bir hızla numuneye kuvvet uygulayarak numunenin dayanımını ölçen cihazlardır. Genelde hidrolik veya elektromekanik makineler kullanılır ve bu cihazlar birçok alanda kullanılmaktadır (71).

Kırılma dayanım testlerinde örnekler akrilik kalıplara gömülerek yuvaya yerleştirilir ve farklı tasarımlara sahip olabilen uçlarla bir ekseninde; kontrollü bir şekilde kuvvet uygulanır. Kuvvetin uygulanmasında kullanılan uçlar küt, bıçak sırtı veya keski şeklinde olabilir. Statik yükleme yapılan testlerde yükün şiddeti 0 Newton'dan başlar ve kırılma gerçekleşene kadar artarak devam eder ve böylelikle maksimum kırılma dayanımı belirlenir. Örneklerin kırıldığı maksimum kuvvet Newton (N) veya Megapascal cinsinden bilgisayar ortamına aktarılıp kaydedilir (72)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu 4.11.2022 tarih ve KararNo:57 ile onaylandı. Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda in vitro şartlarda yapıldı.

Deney kurgusu şekil10 'de gösterilmiştir (şekil 10)



Şekil 10. Deney Kurgusu

3.1. Örneklerin Seçimi, Hazırlanması ve Gruplandırılması

Bu çalışma için 60 adet mandibular molar diş toplandı (Resim1). Dişler çekimi takibenve çalışma süresince distile su içerisinde, oda sıcaklığında saklandı.

Dişlerin üzerindeki sert ve yumuşak doku artıkları bir kretuar yardımıyla temizlendi(Resim2). İlgili her bir diş, 1'den 60'a kadar rastgele şekilde numaralandırıldı.



Resim 1. Çekilmiş alt molar dişler



Resim 2. Diş üzerindeki eklentilerin uzaklaştırılması

Dişler, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülemesi yapılırken pozisyon sabitlemek için, mine sement sınırına kadar, silikon ölçü malzemesi (Zetaplus C Silicone, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) kullanılarak plastik kaplara gömüldü (Resim 3)



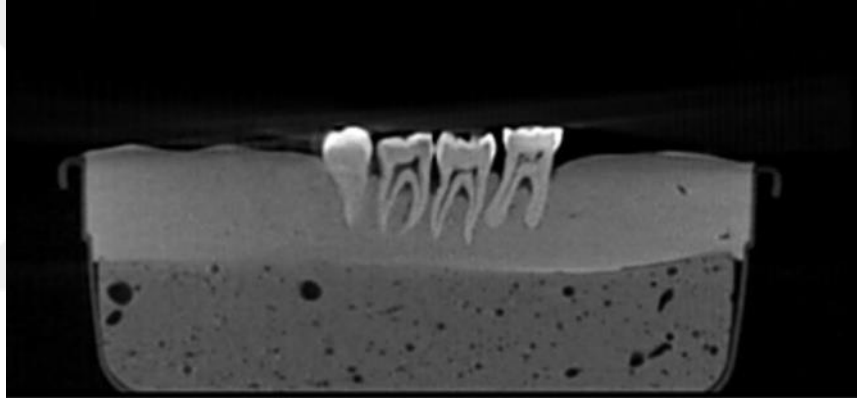
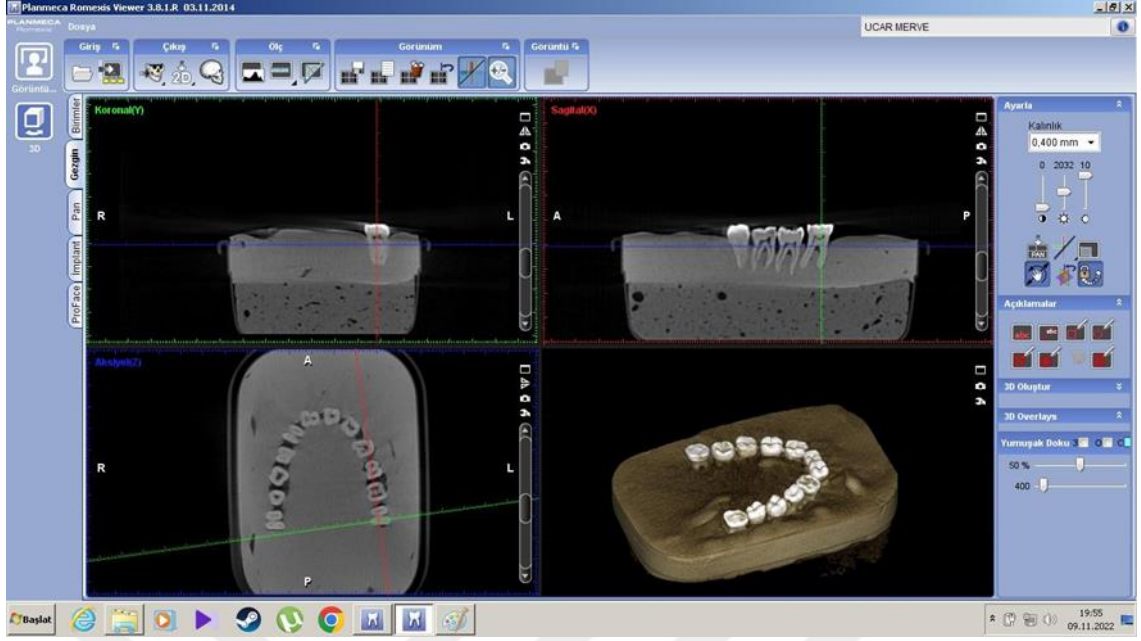
Resim 3. KIBT çekimi için 12 şerli gruplar halinde silikon içerisinde hazırlanmış dişler

Toplanan 60 mandibular molar dişin seçilebilmesi ve gruplandırılabilmesi için, Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda bulunan KIBT (Planmeca ProMax 3D, Helsinki, Finlandiya) cihazıyla görüntü alındı (Resim 4).



Resim 4. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) (a), KIBT görüntü alanında dişler (b)

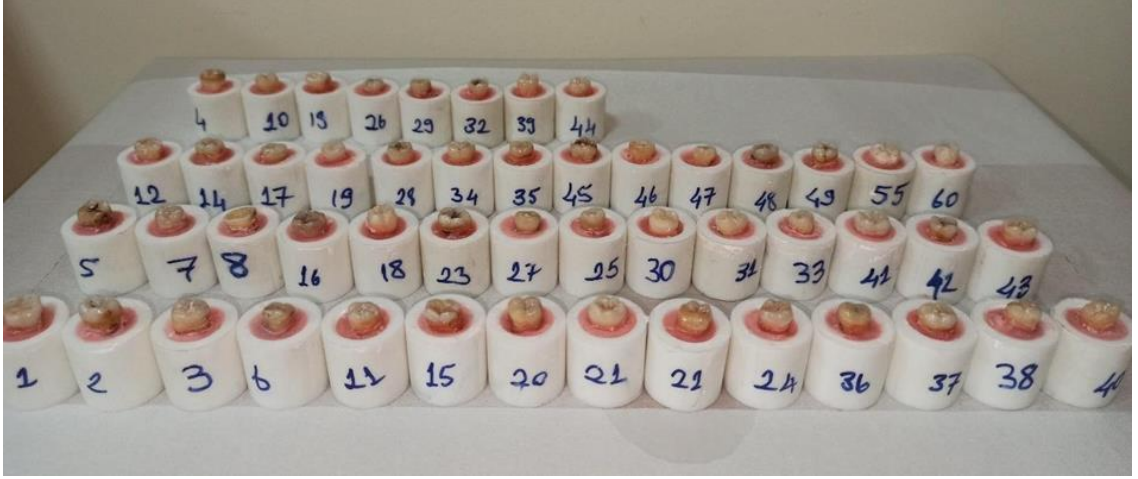
Dişler mandibular arkı taklit edecek şekilde 12'şerli gruplar halinde dizildi. KIBT cihazı ile yetişkin hasta ve normal çözünürlükte görüntüleme modu seçilerek; 90 kV, 10 mA, 13.5 saniye çekim süresi ve 1243 mGy x cm² DAP değerleri altında görüntüleme gerçekleştirildi. Tomografi görüntüsü çekilen dişlerin Planmeca Romexis Viewer 3.2.0.R (Helsinki, Finlandiya) programında kök kanalları incelendi (Resim 5).



Resim 5. KIBT ile dişlerin ve kök kanal morfolojilerinin incelenmesi

KIBT ile görüntülenen dişlerde çürük, kavitasyon, eksternal ve internal rezorpsiyon, kalsifikasyon bulunan 10 diş çalışma dışı bırakıldı. Çalışmamızda toplam 50 adet daimi mandibular molar diş kullanıldı. Çalışmaya dahil edilen dişler; kök ve kanal morfolojileri incelenerek gruplara dağıtıldı. (Resim 6)

1. Grup : Kontrol grubu, Sağlam Diş
2. Grup : Geleneksel Endodontik Kavite grubu
3. Grup : Kafes Endodontik Kavite grubu
4. Grup : Ninja Endodontik Kavite grubu



Resim 6. Dişlerin Gruplara Ayrılması

3.2. Periyodontal Ligament Simülasyonu ve Dişlerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

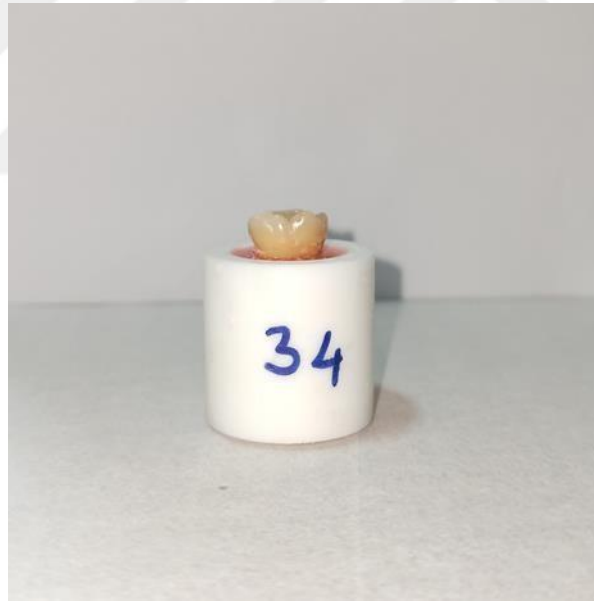
Distile su içerisinde bekleyen dişler akrilik bloklara gömülmek üzere plastik kaplardan çıkarıldı ve kurulandı. Çalışmaya dahil edilen tüm dişlerin kökleri daldırma yöntemiyle homojen olarak mum ile kaplandı (Resim7). Sonrasında örneklem bloklarına akrilik rezin (Imicryl, Konya, Türkiye) yerleştirildi. Dişler mine sement sınırının 2mm apikaline kadar akrilik ile doldurulmuş bloklara gömüldü (Resim 8)



Resim 7. Mum ile kaplanmış diş yüzeyi

Daha sonra periodontal ligamenti modellemek için elastomerik ölçü maddesi kullanıldı. Ancak ölçü maddelerinde boyutsal değişime sebep olan faktörler vardır . Bunlar; polimerizasyon büzülmesi, kondansasyon reaksiyonu esnasında su veya alkol gibi bir yan ürünün açığa çıkması, ısısal büzülme meydana gelmesi, suya veya uzun süre nemli ortama maruz kalması sonucunda imbibisyon fenomeni (su absorpsiyonu) görülmesi, havayla temasetmesi sonucu su kaybetmesinden dolayı sinerezis görülmesi (su buharlaşması) ve viskoelastik davranış nedeniyle bir miktar kalıcı deformasyonun görülmesidir (73).

Örneklerin devamlı distile su içerisinde beklemesi gerektiğinden ve kök kanal tedavi tamamlanma sürelerinin uzun olmasından ;periyodontal ligament simülasyonunda kullanılan ölçü malzemesinin deformasyonunu önlemek için bu aşama daha sonra yapılacaktır..Akrilik bloklara gömülen dişlerin bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklandı(Resim9)



Resim 8. Örneklerin akrilik bloklara gömülmesi



Resim 9. Akrilik bloklara gömülen dişlerin bir sonraki aşamaya kadar distile suda saklanması

3.3. Giriş Kavitelerinin Hazırlanması ve Kök Kanal Tedavisi

Prosedürel işlemler öncesinde herhangi bir grubun deneyimsel avantaj oluşturmaması için latin square design'a göre örnekler gruplardan alınarak giriş kaviteleri açıldı ve kanal tedavileri yapıldı.

Akrilik bloklara gömülen her bir diş ergonomi, büyütme ve aydınlatma ayarları yapılan Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda bulunan Zeiss OPMI PROErgo (Zeiss Inc, Thornwood, NY, ABD) dental operasyon mikroskobunun (DOM) çalışma alanına yerleştirildi.

Endodontik giriş kaviteleri su soğutması altında yüksek hızlı el aletine takılan elmas fissür frez (DIMEI ,SF-11B /SF-13B, Çin) ile yapıldı. Geleneksel endodontik giriş kavitesi için 1.6mm çapında frez kullanılırken, Ninja ve kafes endodontik giriş kavitesi için 1.2 mm çapında fissür frezler kullanıldı. Giriş kaviteleri açılmadan önce her bir dişin KIBT de kanal sayısı belirlendi (Resim 10) .



Resim 10. CBCT kök kanal sayılarının belirlenmesi

Her bir elmas frez 3 giriş kavitesi açılmasında kullanıldı. Tüm kavite preparasyonları literatürde rapor edilen prensipleri takip ederek uygulandı. Kaviteyi açılan dişlerde ilgili kanallar tespit edildi. 10-15-20-25 k file eğelerden kanalın apikal çapına uygun olan eğe kanallara yerleştirildi. Kök kanalı boyunca ilerlenip apikale ulaşılmaya çalışıldı. Tüm dişlerden kanallara yerleştirilmiş eğelerle, kök kanal boyunu belirlemek üzere periapikal film alındı. (Resim11,12). Giriş kavitesinin açılmasından eğelerin yerleştirilmesine kadar geçen süre her bir diş için kronometre yardımıyla belirlendi .

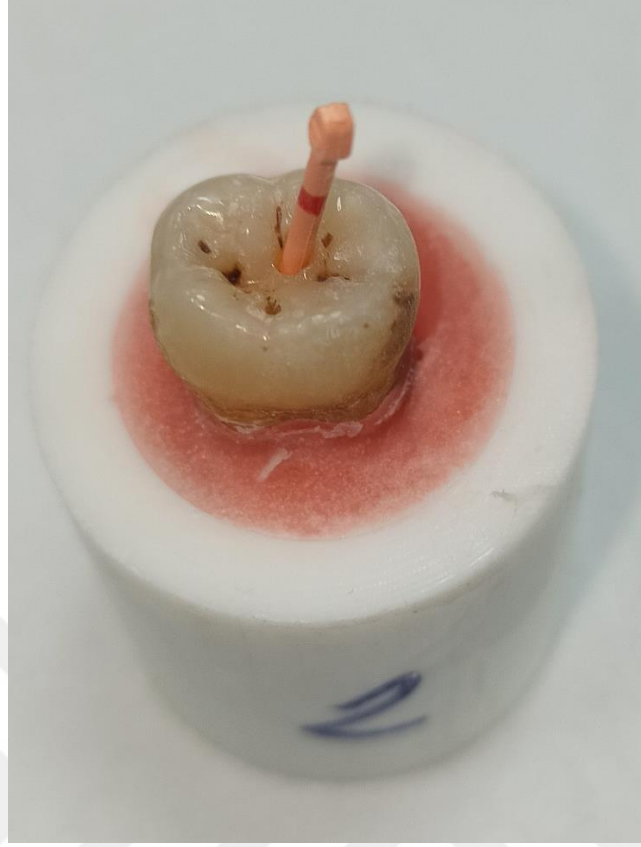


Resim 11. Çalışma boyu belirlemek için kanallara yerleştirilmiş eğeler



Resim 12. Egeli periapikal film

Çalışma boyu periapikal film baz alınarak hesaplandı. Enstrümantasyon 25 numara 0,07 taper açısına sahip döner eğe sistemi WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) ile gerçekleştirildi. Her eğeleme arasında 27 Gauge'luk iğneler ile 3 ml. %2,5 lik NaOCl (Endosolve-HP, İstanbul, Türkiye) kullanılarak kanalların irrigasyonu gerçekleştirildi. Enstrümantasyondan sonra, gutaların çalışmaya boyuna ulaştığı tespit edildi (Resim 13), çalışmaya boyuna ulaşmamış kanallar rekapütüle edilip tekrar eğelendi. Sonrasında kök kanalları 5 ml %17 EDTA (Werax, Spot Diş Deposu A.Ş., İzmir, Türkiye) çözeltisi ile yıkanarak smear tabakası uzaklaştırıldı. Kanallar son olarak 10 ml distile su ile durulandı ve paper pointler ile kurutuldu. Çalışma boyu belirlenmesinden kanalların kurutulmasına kadar geçen enstrümantasyon süresi kronometre yardımıyla kaydedildi.



Resim 13. Gutta prova

AH Plus kanal patı (Dentsply DeTrey, Konstanz, Almanya) kullanılarak WaveOne Gold Conform Fit Gutta-Percha ile kanallar dolduruldu. Daha sonra ana kon, Elements FreeObturation System (SybronEndo, Orange, CA, ABD) cihazının Down-pack ünitesine takılı ısıyan bir plugger ile uzaklaştırıldı. (Resim14) Uygun bir el pluggeri yardımıyla kök kanalı ağızlarındaki gütta kompakte edildi. Giriş kavitesindeki artıklar alkol emdirilmiş pamuk ile temizlendi. Kök kanal dolumundan giriş kavitesinin temizlenmesine kadar olan süre kronometre yardımıyla hesaplandı.

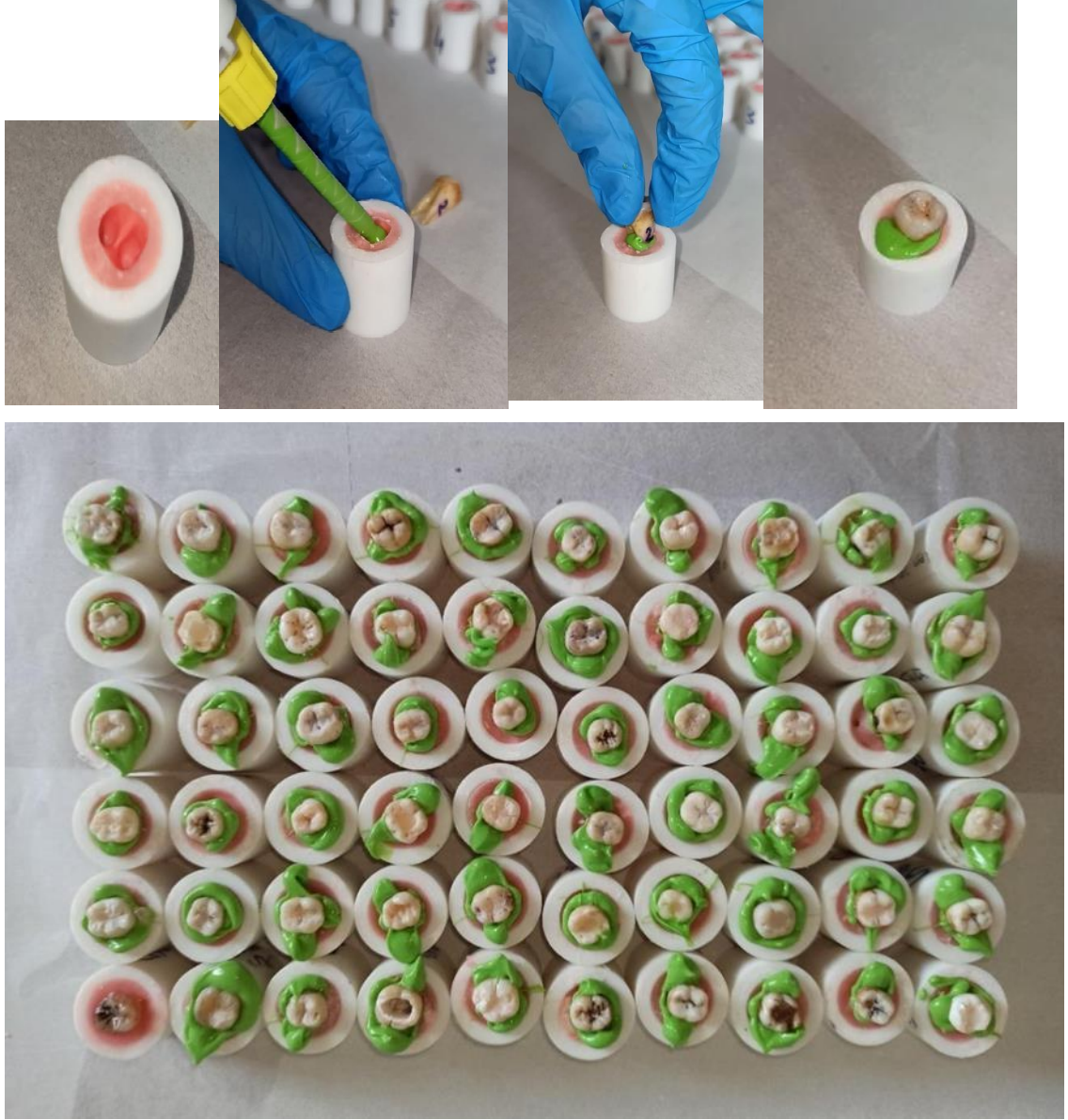


Resim 14. Guttanın kesilmesi

3.4. Dişlerin Restorasyonu

Mine ve dentin sırasıyla 30 ve 15 saniye olmak üzere asitlendi, sonrasında 30 saniye boyunca hava su spreyiyle yıkanıp kurutuldu. Işıkla sertleşen bond adeziv (GC solare universal,Tokyo, Japonya) uygulanıp, hava su spreyiyle inceltildikten sonra 30 saniyede LEDışık ile polimerize edildi. A2 renginde direkt kompozit rezin (GC solare x, Tokyo, Japonya) 2 mm' lik tabakalar halinde uygulanarak polimerize edildi ve giriş kavitelerinin restorasyonu tamamlandı.

Endodontik ve restoratif tedavileri tamamlanan örneklerin kök yüzeyindeki mum uzaklaştırıldı (Resim15). Akrilik blok ile diş kökü arasında periyodontal membranı simüledebilmek için ince bir boşluk oluşturulmuş oldu . Oluşturulan bu boşluk için akrilik blokiçerisine polivinil siloksan ölçü maddesi (Dentsply ,Zhermack,Italya) konuldu ve ilgili diş akrilik bloğa yerleştirildi. Bu şekilde kökler ve çevresindeki periodonsiyum modellenmiş oldu.



Resim 15. Periyodontal ligament modelleme

Kanal tedavisinin belirlenen çalışma boyunda yapıldığının doğrulanması amacıyla periapikal radyografler alındı (Resim16).



Resim 16. Kanal tedavisi tamamlanmış dişlerin periapikal filmleri

3.5. Çiğneme Simülatörü Uygulaması

Örneklerin termomekanik yaşlandırma işlemleri için 2 akslı 6 hazneli Çiğneme Simülatörü (MOY 101, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) kullanıldı (Resim17). Akrilik rezin bloklarda bulunan örnekler plastik örnek tutucuların içine yerleştirildi.



Resim 17. Örneklerin 6 sarlı gruplar halinde çiğneme simülatörünayerleştirilmesi

Örneklere klinik ortamda 6 aylık kullanıma karşılık gelecek şekilde 120.000 mekanikdöngü ve aynı esnada yaklaşık 1200 termalsiklus uygulandı. Örneklere posterior bölgedeki normal okluzyon ve çiğneme kuvvetlerini yansıtacak şekilde 50 N'luk yük dikey ekseninde 5 mm'lik hareket mesafesinde 60 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; lateral hareketleri simüle etmek amacıyla yatay ekseninde 0.5 mm'lik hareket mesafesinde 60 mm/sn hızla, 1.77 Hz frekans ile mekanik yükleme yapıldı. Döngüsel mekanik yüklemeye ek olarak 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlıtermal döngü de uygulandı. Antagonist olarak doğal diş minesinin fiziksel özelliklerine ve aşınma karakteristiklerine benzer özelliklere sahip olan paslanmaz çelik top kullanıldı. Gerçekleştirilen çiğneme döngüsü, kuvvetlerin döngüsel olarak doğru şekilde meydana getirilebilmesi için bilgisayar tarafından kontrol edildi ve termomekanik döngü tamamlandı. Dinamik yükleme sırasında hiçbir örnekte kırık gözlenmedi.



Resim 19. Katastrofik kırık



Resim 20. Onarılabilir kırık

3.7. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler SPSS for Mac version 26 (IBM SPSS Inc, Chicago, IL, USA) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normallik dağılımı Shapiro-Wilk testi kullanılarak belirlendi. Kavite boyutları, süre ve kırılma dayanımı açısından gruplar arasındaki farklılıklar tek yönlü ANOVA ve Tukey post hoc testleri ile analiz edildi. Elde edilen veriler %95 güven aralığında ($\alpha = 0.05$) değerlendirildi.



4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen dişlerin ortalama servikal boyutları, standart sapmaları ve minimum ve maksimum değerleri Tablo 1’ de gösterilmiştir. Gruplardaki dişlerin bukkolingual ve mesio- distal boyutları arasında anlamlı fark bulunmamaktadır (sırasıyla $p=0.481$ ve $p=0.916$).

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilen dişlerin servikal boyutların ortalama değerleri, standart sapmaları minimum ve maksimum değerleri

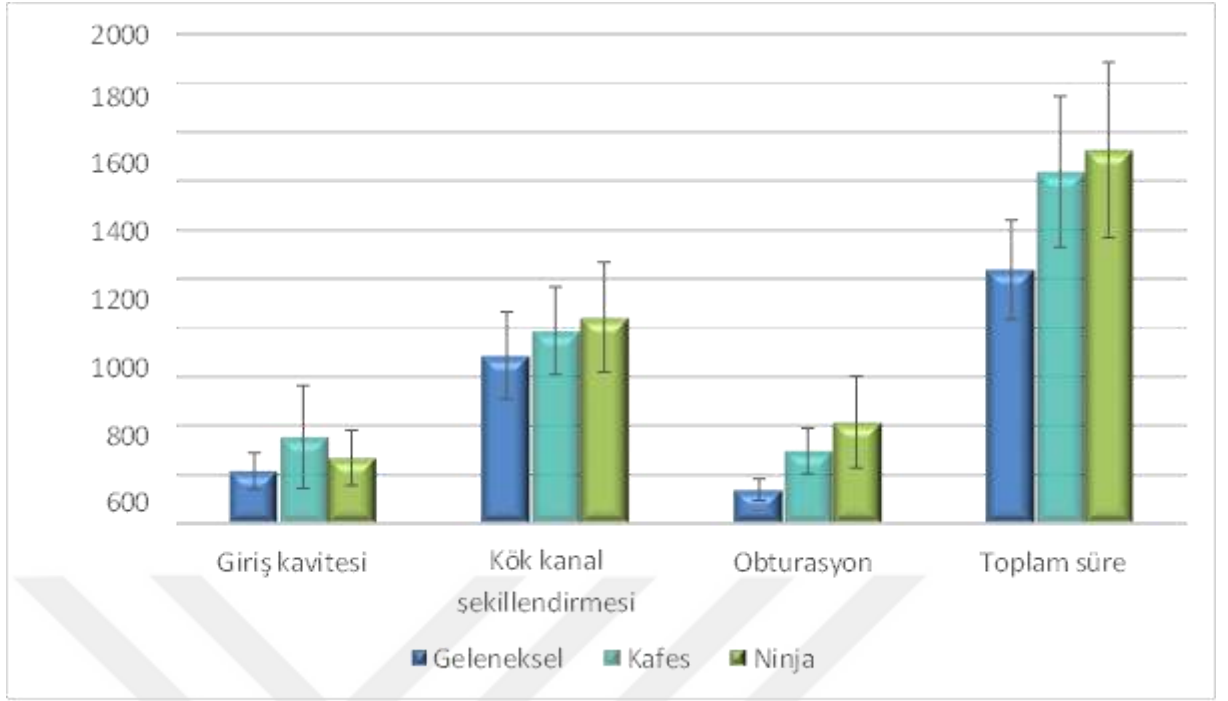
		Ortalama $\pm$ SD	Minimum	Maximum
Servikal Bukko-lingual boyut (cm)	Sağlam	8,9875 $\pm$ 0,90	7,32	10,22
	Geleneksel	8,8857 $\pm$ 0,81	7,09	10,41
	Kafes	8,6014 $\pm$ 0,54	7,63	9,46
	Ninja	8,615 $\pm$ 0,64	7,23	9,64
Servikal Mesio-distal boyut (cm)	Sağlam	8,885 $\pm$ 0,62	7,97	9,9
	Geleneksel	8,7893 $\pm$ 0,68	7,56	9,92
	Kafes	8,8921 $\pm$ 0,63	7,91	10,07
	Ninja	8,7364 $\pm$ 0,67	7,64	9,76

Dişlerin giriş kavitesi boyutlarının ortalama değerleri, standart sapmaları minimum ve maksimum değerleri Tablo 2’de gösterilmiştir. Grupların giriş kavitelerinin bukkolingual ve mesio-distal boyutları arasında anlamlı fark bulunmaktadır (her iki karşılaştırma için $p<0.0001$). Geleneksel giriş kavitesi hem bukkolingual hem de mesio-distal uzunluk değerleri açısından kafes ve ninja kavite gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (her iki karşılaştırma için $p<0.0001$) Kafes ve ninja kavite grupları arasında bukkolingual uzunluk açısından anlamlı fark bulunmazken ($p=0.328$) mesio-distal uzunluk açısından ninja kavite grubunun mesio-distal uzunluğu kafes kavite grubuna göre anlamlı derecede daha kısadır ($p<0.0001$).

Tablo 2. Dişlerin giriş kavitesi boyutlarının ortalama değerleri, standart sapmaları minimumve maksimum değerleri

		Geleneksel	Kafes	Ninja
Giriş kavitesi bukko-lingual uzunluk (cm)	Ortalama	3.7786 ^a	1.9386 ^b	1.7657 ^b
	Standart sapma	0.50724	0.15377	0.13833
	Minimum	2.82	1.71	1.47
	Maksimum	4.72	2.21	1.92
Giriş kavitesi mesio-distal uzunluk (cm)	Ortalama	5.0664 ^a	3.5386 ^b	1.6821 ^c
	Standart sapma	0.58043	0.262	0.19479
	Minimum	3.95	3.12	1.43
	Maksimum	6.12	3.93	2.17
Yatay olarak yerleştirilmiş farklı harfler grupları arasındaki istatistiksel farkı gösterir (p=0.05)				

Örneklerin giriş kavitesi, kök kanal şekillendirmesi, obtürasyon sırasında harcanan ortalama süre ve harcanan toplam süre Şekil 11’de ve gruplarda elde edilen minimum maksimum süre değerleri gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar Tablo 3’de sunulmuştur. En çok süre kafes giriş kavitesinin hazırlanmasında harcanmış olup geleneksel giriş kavitesinin hazırlanma süresine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir (p=0.037). Ancak kafes ve ninja giriş kavitesi hazırlanma süreleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır (p=0.276). Kök kanal şekillendirme süreleri açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunmamıştır (p=0.112). Obtürasyon süresi açısından en çok süre ninja kavitede harcanırken bunu kafes ve geleneksel giriş kavitesi takip etmiştir. Geleneksel kavite grubunda obtürasyon için harcanan süre ninja ve kafes gruplarına göre anlamlı derecede daha düşüktür (sırasıyla p<0.0001 ve p=0.004). Kafes kavite grubunda obtürasyon ninja kavite grubuna göre anlamlı derecede daha kısa süre gerektirmiştir (p=0.04). Toplam süreler incelendiğinde kafes ve ninja kavite grupları arasında fark gözlenmezken (p=0.710) geleneksel kavite grubunda kafes ve ninja kavite gruplarına göre daha kısa sürede kök kanal tedavisi tamamlanmıştır (sırasıyla, p=0.003 ve p<0.0001).

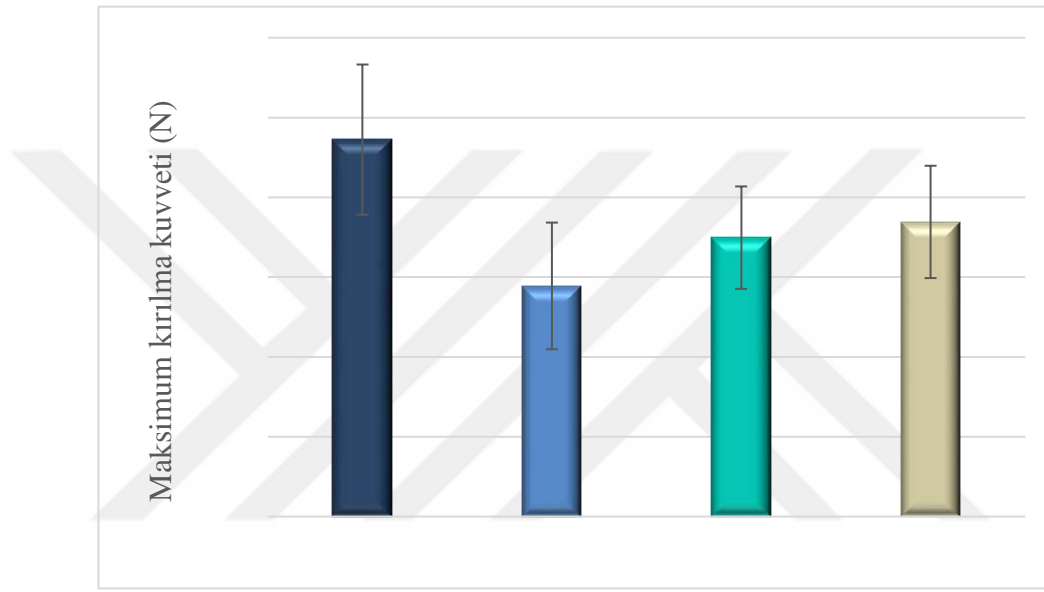


Şekil 11. Geleneksel kafes ve ninja kavite gruplarında harcanan süre

Tablo 3. Örneklerin Giriş kavitesi, Kök kanal şekillendirmesi, obtürasyon ve toplam çalışma süreleri

		Geleneksel	Kafes	Ninja	<i>p</i>
Giriş kavitesi	Ortalama	213.64 ^a	353.5 ^b	268.5 ^{ab}	0.046
	Standart sapma	74.97	210.40355	112.70503	
	Minimum	105.00	98	105	
	Maksimum	406.00	728	440	
Kök kanal şekillendirmesi	Ortalama	686.43	787.2857	842.7857	0.112
	Standart sapma	177.62	179.25806	224.60981	
	Minimum	459.00	563	584	
	Maksimum	939.00	1163	1351	
Obtürasyon	Ortalama	137.21	296.5	415	0.0001
	Standart sapma	44.10	93.35519	187.58752	
	Minimum	73.00	149	125	
	Maksimum	201.00	430	820	
Toplam süre	Ortalama	1037.29	1437.2857	1526.2857	0.0001
	Standart sapma	202.69736	308.61139	358.51262	
	Minimum	760	1071	1027	
	Maksimum	1356	2021	2549	

Grupların maksimum kırılma değeri ortalamaları Şekil 12’de ve minimum ve maksimum ve gruplar arasındaki istatistiksel farklılıklar Tablo 4’de sunulmuştur. En yüksek kırılma değeri sağlam grubunda elde edilmiş olup geleneksel kafes ve ninja kavite gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir (sırasıyla, $p<0.0001$, $p=0.003$ ve $p=0.017$). Kafes ve ninja kavite grupları arasında fark bulunmazken ($p=0.900$), ninja grubu geleneksel kavite grubundan anlamlı derecede daha yüksek kırılma değeri göstermiştir ($p=0.035$).



Şekil 12. Grupların maksimum kırılma kuvveti

Tablo 4. Grupların kırılma dayanımı (N)

	Ortalama	Standart sapma	Minimum	Maksimum
Sağlam	2362.175 ^a	470.19714	1818.1	3040
Geleneksel	1445.5714 ^b	396.71637	449.8	1892
Kafes	1748.1143 ^{bc}	321.07246	1364	2386.6
Ninja	1846.6214 ^c	351.7206	1445.7	2549
<i>p</i>	0.0001			

Örneklerin kırık paternleri 2 endodonti uzmanı tarafından ayrı ayrı değerlendirildi.

Örnekler onarılabilir veya onarılamaz kırık olarak sınıflandırıldı. Gözlemcilerin verileri arasında %82 uyum gözlendi. Farklı değerlendirilen örnekler için üçüncü bir uzmana danışıldı. En fazla onarılabilir kırık sağlam kontrol grubunda (%75) iken diğer gruplardabenzar oranda onarılabilir kırık mevcuttu(%28,57).



5. TARTIŞMA

Kök kanal tedavisinin amacı pulpa ve periapikal hastalıkların önlenmesi ve tedavisinin yanı sıra fonksiyonunu kaybetmiş dişlerin fonksiyonunu geri kazandırmak ve uzun dönemde ağız boşluğunda tutulmalarını sağlamaktır. Endodontik tedavi görmüş dişlerin prognozu doğrudan kalan diş yapısının miktarına ve son koronal restorasyonun gücüne bağlıdır (74).

Diş yapısının korunması, endodontik tedavili dişlerin hayatta kalmasını etkileyen en önemli faktörlerden biridir (75). Konservatif endodontik giriş kavitesi konseptinin faydaları ve olası dezavantajları araştırma verileriyle yeterince desteklenmemiştir (76,77).

Günümüzde diş hekimliğinde konservatif ve minimal invaziv yaklaşımlar giderek daha fazla kullanılmaktadır. Endodontik tedavinin ilk aşaması olan giriş kavitesinin oluşturulmasının dişin yapısal bütünlüğü üzerine olumsuz etkisi olduğu bildirilmiştir (1). Kanal tedavili dişlerde kırık oluşmasının en önemli nedenlerinden biri, koronal diş yapısında oluşan madde kaybının fazla olmasıdır. Geleneksel Endodontik Kavite prensiplerine uygun bir endodontik giriş kavitesinin hazırlanması, diş yapısının kaybolmasının en önemli nedenlerinden biri olarak bildirilmiştir (78). Bundan dolayı, daha uygun ve küçültülmüş bir endodontik giriş kavitesinin, kanal tedavili dişin prognozunu iyileştirebileceği düşünülebilir.

Minimal invaziv giriş kavitesi tekniği, Clark ve Khademi ilkelerinden yola çıkarak tasarlanmıştır (19). Her bir dişe ait minimal invaziv giriş kavitesi sınırları belirlenirken, diştten KIBT tekniğiyle alınan görüntülerden yararlanılabilmektedir (79). Bu minimal invaziv yaklaşımla, mümkün olduğunca fazla dentin yapısını koruyarak dişin kırılmasının önüne geçmek ve dişin ağızda uzun süre kalmasını sağlamak amaçlanmaktadır (29).

Biz de çalışmamızda klinik uygulamalarda madde kaybının dişlerin kırılması üzerine etkisini göz önünde bulundurarak tamamen çürüksüz, dolgusuz dişlerde açılan Geleneksel Endodontik Kavite ,Ninja Endodontik Kavite ve kafes endodontik giriş kavitesi olmak üzere 3 farklı endodontik giriş kavite tasarımının dişlerin kırılmaya karşı dirençlerine etkilerini araştırdık.

Zadik et al. endodontik tedavisi yapılan maksiller molarlarda, mandibular molarlara kıyasla daha düşük kırık insidansı bildirmişlerdir (80). Mandibular molarların en fazla endodontik tedavi gerektiren dişler olması [81] ve endodontik tedavi uygulanan

dişler arasında vertikal kırıkların en fazla mandibular molar dişlerde ortaya çıkması nedeniyle çalışmamızda bu dişler kullanıldı [38]. Farklı operatör becerilerinden kaynaklanan farklı sonuçlardan kaçınmak için tüm numune hazırlama prosedürlerini aynı uzman operatör gerçekleştirmiştir (44).

Yapılan pek çok çalışmada kullanılacak dişlerin standardizasyonu amacıyla dijital kumpas, Mikro Bilgisayarlı Tomografi (mikro-BT) ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kullanılmıştır [44, 13, 76, 82, 47]. Çalışmamızda kullanılacak dişlerin seçiminde öncelikle dijital kumpas yardımıyla bir ön eleme yapıldı. Daha sonra KIBT kullanılarak bu dişlerin 3 boyutlu görüntüleri alındı. Bu şekilde kök kanal morfolojileri benzer olacak şekilde gruplara ayrıldı.

Çalışma süresince dişler dehidratasyonu önlemek amacıyla %100 nemli ortamda saklandı. Klinik şartlar, kuvvet dağılımını önemli ölçüde etkileyen periodontal ligament varlığı nedeniyle oldukça karmaşıktır. Periodontal ligament, viskoelastik özelliğiyle dişlere gelen yükten dolayı oluşan gerilimi dağıtmada çok önemli role sahiptir (83). Kemik ve periodontal ligament varlığını göz önünde bulundurmeyen, taklit etmeyen çalışmalar da mevcuttur (84, 85). Wilcox et al. (86) periodontal ligamenti taklit etme amacıyla dişleri tek tabaka alüminyum kâğıdı ile kaplamış, daha sonra kemiği taklit etmek için ise bu örnekleri akrilik rezin içerisine gömmüşlerdir. Lertchirakarn et al. (87) ise periodontal ligamenti taklit etmek amacıyla diş köklerini silikon ile kaplamışlardır. Ne yazık ki, bu girişimler diş anatomisi ve biyolojisini tam olarak taklit etmede yetersizdirler ve dişlerin kendi içlerindeki kuvvet dağılımında suni değişiklik oluşumuna da katkıda bulunabilirler (88, 89). Diğer yandan Bortoluzzi et al. (90) çatlak oluşumunu inceleyen çalışmalarda periodontal ligamentin taklit edilmesinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Soros et al. (91) periodontal ligamentin basınç altında bükülebildiğini, buna karşın elastomerik materyallerin sıkışma kuvvetlerine karşı koyma yeteneklerinin olmadığını ifade etmişlerdir. Diğer yandan elastomerik ölçü materyalleri periodontal ligamente benzer şekilde lineer olmayan viskoelastik özelliklere sahiptirler (92,93). Çalışmamızda periodontal ligamenti taklit etme amacıyla diğer çalışmalarda olduğu gibi elastomerik ölçü maddesi kullanılmıştır (94,95).

Laboratuvar ortamında tam olarak klinik şartların sağlanması, farklılıkların elimine edilmesi ve dış etkenlerin sonuca etkisinin önlenmesi imkânsızdır (96). Mekanik özelliklerin incelendiği çalışmalarda, örneklerin hazırlanması, öncesi ve sonrası saklama

koşulları sonucu etkileyebilir. İn vitro çalışmalarda, çekilmiş dişlerin saklanması amacıyla çok sayıda solüsyon kullanılmaktadır (97). Distile su, formol, timol ve salin bu solüsyonlar içinde en sık tercih edilenlerdir (98, 99). Distile su, dentin üzerine çok az etkisi olduğu için dentini ilgilendiren çalışmalarda tavsiye edilmektedir (100). Çalışmamızda da bu durum göz önünde bulundurularak, diğer çalışmalarda olduğu gibi çalışma süresi boyunca dişler distile su içerisinde saklanmıştır.

Pek çok çalışmada kanalların şekillendirilip doldurulması açısından farklı döner alet sistemleri ve yine farklı dolum teknikleri kullanılmıştır [44, 13, 76, 82, 47]. Kısıtlayıcı bir erişim yoluyla kanallara erişirken bir risk olan alet kırılması, döner aletlerden daha yüksek yorulma direncine sahip WaveOne aletlerinin kullanılmasıyla azaltılmıştır (101,102). Bu yüzden biz de kök kanal şekillendirmesi için waveone gold primary döner sistem eğerini tercih ettik. Eğeler paralelkenar çapraz kesite ve yuvarlak bir uca sahiptir (103). Üreticiye göre, bu yeni tasarım vidalama etkisini en aza indirir ve torku azaltır (104). Çalışmamızda kök kanallarının şekillendirilmesi diğer birçok çalışmada olduğu gibi apeksin 0.5-1 mm gerisinde olacak şekilde yapılmıştır (88, 96, 105, 106)

Son yıllarda adeziv diş hekimliği alanındaki olumlu gelişmelerin bir sonucu olarak kök kanal dolgu patlarında da rezin içerik arayışına gidilmiştir (107). AH Plus bu amaçla geliştirilen, rezin esaslı sistemlerden en yaygın olarak kullanılanıdır ve günümüzde artık altınstandart olarak kabul edilmektedir. Birçok çalışmada da epoksi rezin bazlı patların bağlanma özelliğinin incelenmesinde, karşılaştırma ve değerlendirme için AH Plus patı seçilmiştir (108). Bahsettiğimiz çalışma sonuçları göz önüne alınarak, çalışmamızda da kanal patı olarak AH Plus kullanılmıştır.

Dentin kaybı, endodontik tedavili dişlerin yaşamlarını olumsuz etkileyen önemli bir faktördür. (31,109). Endodontik tedavi görmüş dişlerin prognozu doğrudan kalan diş yapısının miktarına ve son koronal restorasyonun gücüne bağlıdır(74) Bu nedenle, kalıcı bir koronal restorasyon yerleştirilene kadar kanal tedavisi tamamlanmaz. Kök kanal tedavili dişlerin restorasyonunda kompozit rezin kullanılmaktadır. Kompozit rezin; kullanım kolaylığı sağlaması, kavite duvarına adaptasyonun iyi olması ve estetik özelliklerinin tatmin edici olması nedeniyle diş hekimliği pratiğinde tercih edilmektedir. Kompozit rezinler, amalgam restorasyonlarla karşılaştırıldığında kalan diş yapısını daha iyi desteklediği bulunmuştur (110, 111). Adeziv restorasyonlar, zayıflamış diş yapısını

güçlendirerek, fonksiyonel stresleri dişe daha iyi iletip dağıtmaktadır (112). Endodontik erişim boşluklarının restorasyonu, dişlerin kırılma mukavemetini sağlam dişlerinkinin %72'sine kadar eski haline getirebilir (76, 113).

Klinik prosedürleri simüle etmek ve yükleme testlerini kolaylaştırmak için erişim boşlukları kompozit ile restore edildi (76).

Ağız ortamında dişler ve restorasyonlar stomatognatik sistemin fizyolojik fonksiyonları esnasında oluşan, yıkıcı olmayan ve tekrarlayan döngüler halinde gerçekleşen okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. Deneysel metotlar ile ağız ortamı taklit edilerek restoratif materyallerin, diş dokularının ya da bu iki yapı arası bağlantının ağız ortamındaki cevabı tespit edilmeye çalışılır. Ancak ağız ortamı bu testler ile tamamen taklit edilemez.

Çünkü ağız ortamında dental başarısızlıklar, dişin ya da materyalin yorgunluğu nedeniyle oluşur (114). Bununla birlikte, in vitro analizler için kullanılan kırığa yükleme metodolojisi, başarısızlıkların esas olarak yorgunluk nedeniyle meydana geldiği ağız içi koşulları doğru bir şekilde yansıtmaz. Kırılma testlerinde uygulanan bu kuvvetler, stomatognatik sistem hareketleri esnasında oluşan normal kuvvetlerden daha fazladır (115). Kreici et al. çiğneme simülatörlerinin, çiğneme hareketlerini ve termal değişimleri aynı anda oluşturmaları gerektiğini bildirmiştir (116). Literatürde yapay yaşlandırma işlemi için birçok yöntem kullanılmakta ve uygun bir fikir birliği bulunamamaktadır. Araştırmacılar devir sayısını kendileri belirlediğinden dolayı mevcut çalışmaların karşılaştırılmasında sorunlar meydana gelebilmektedir. Literatüre göre çiğneme simülatöründe yaklaşık olarak 240.000-250.000 adet döngü bir yıllık klinik ortamdaki kullanıma karşılık gelmektedir. (117) Çeşitli çalışmalarda ağız içinde tolere edilebilen en yüksek ve en düşük ısılar değerlendirilmiş ve kullanılan solüsyonların 5-55 oC arasında olması gerektiği gösterilmiştir (118,119). Fizyolojik çiğneme kuvvetleri 20-120N arasında değişkenlik göstermektedir (120). Nikoido et al. ise çalışmalarının sonrasındaki çiğneme sırasında uygulanan ortalama sabit kuvvetin 50 N olduğunu rapor etmişlerdir (121).

Dental literatürdeki çiğneme simülatörü çalışmalarında da 50 N yük uygulaması sıklıkla tercih edilmiştir. Mevcut çalışmalara dayanarak bizim çalışmamızda da 50 N'lık mekanik yük uygulaması tercih edilmiştir. Termal siklus veya yaşlandırma işlemlerinin kırılma dayanımlarını etkilediği geçmiş çalışmalarda bildirilmiştir (122,123). Bu nedenle çalışmamızda kullandığımız dişler ve restorasyonlar, 6 aylık termomekanik yorma işlemi

içinçigneme simülatörüne tabi tutuldu.

Kök kanal tedavisinin dişin kırılma dayanımı üzerindeki olumsuz etkilerinin araştırıldığı pek çok çalışma mevcuttur (124,125,126). Kırılma direnci, diğer çalışmalarda olduğu gibi mekanik bir test makinesi ile değerlendirildi (13, 127-129).In vitro yükleme yöntemi de oral klinik ortamdan farklıdır çünkü yük in vitro olarak statik iken in vivo dinamiktir.(130). İn vitro çalışmaların sınırlamaları olduğu ve sonuçlarının dikkatle yorumlanması gerektiği unutulmamalıdır. Endodontik tedavili dişlerin yük taşıma kapasitesi, in vitro olarak simüle edilemeyen komşu diş sayısı, oklüzal temas sayısı, dişin dental arktaki konumu ve dişlerin apikal durumu gibi bir dizi faktörden etkilenir (131). Kırılma dayanımı ile ilgili çalışmalarda kuvvet belli bir yönde ve hızdadır. Kırılma gerçekleşene kadar kuvvet artırılmaktadır. Çalışmalar incelendiğinde uygulanan kuvvet hızı 0,5- 2mm/ dk aralığında, uygulanan açı ise dişin uzun aksına paralel veya 30°- 45° aralığında değişmektedir (132,133). Posterior bölgede dişler üzerine gelen kuvvetler dişin uzun aksına paralel şekilde yönlenmektedir. Çalışmalarda, dişler üzerine gelen çigneme kuvvetlerini simüle etmek amacıyla, yuvarlak uçlu metal çubukla kuvvet, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde uygulanmaktadır (134). Çalışmamızda dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde 2.5 mm çaplı yuvarlatılmış uçlu metal çubukla kuvvet uygulanıp, uygulama hızı 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Kuvvet değerleri Newton cinsinden kaydedilmiştir.

Kök kanal tedavisi sonrasında dişte oluşan geniş madde kayıpları dişlerin ağız içi kuvvetlere karşı direncini etkilemektedir (135). Dentindeki kollajen miktarında görülen azalmayla beraber, dişin direncinde yaklaşık %14 oranında azalma gözlenmiştir (136). Maddekaybının fazla olması dişlerde vertikal kök kırıklarına, kron ve kasp kırıklarına sebep olmaktadır. Magne et al. (137), marjinal sırtın kaldırıldığı endodontik giriş kavitesi açılan dişlerde stres yoğunluğunun arttığını belirtmiştir. MOD kavite hazırlığı yapılan dişlerde kırılma direncinin %63 oranında azaldığı gözlenmiştir (1). Kemik desteği ve periodontal ligament, dişler üzerindeki stres dağılımı için önem arz etmektedir. Bu durumla ilgili olarak, kırılma dayanımı testlerinde periodontal ligament simülasyonu ve gömme yönteminin kırık yükünü ve kırığın tipini etkileyebileceği varsayılmaktadır (95). Endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanımlarının incelenmesinin yanı sıra kırık tipinin de incelenmesi önemlidir (138). Diş yapısında tamir edilemeyen bir kırık, dişin çekilmesine neden olur (82).

Yapılan literatür araştırması, ısı döngüden sonra geleneksel endodontik kavite, ninja endodontik kavite ve kafes endodontik kavite tasarımlarını karşılaştıran hiçbir çalışmaya ulaşılamadı. Bu nedenle; bu çalışma, geleneksel endodontik kavite, ninja endodontik kavite ve kafes endodontik kavite tasarımı ile endodontik tedavi görmüş, kompozit reçine ile restore edilmiş ve ısı döngüye tabi tutulmuş mandibular azı dişlerinin kırılma mukavemetini değerlendirmiştir.

Çalışmamızın sonuçları, önceki raporlarla uyumlu olarak, kontrol grubunun ortalama kırılma kuvveti değerlerinin diğer tüm gruplardan daha yüksek olduğu görülmüştür (44,31,13,76,139,82,47). Ve kavite boyutunun küçültülmesi yoluyla dentin korunması dişlerinkırılma direncini iyileştirmiştir (1,139,140).

Son zamanlarda, kafes endodontik giriş kavite ve ninja endodontik kavite tasarımının, diş yapısını daha iyi koruduğuna inanıldığı için, geleneksel endodontik kavite tasarımına bir alternatif olarak önerilmiştir. geleneksel endodontik kavite tasarımının diş yapısını aşırı derecede zayıflattığına inanılmaktadır (141,142). Sonuçlarımız, sağlam dişlerin (kontrol grubu) kırılma mukavemetinin kafes endodontik giriş kavitesi deney grubundaki dişlerden daha yüksek olduğunu ortaya çıkardı; bu bulgu sağlam dişlerin kırılma dayanımının geleneksel endodontik kavite ve kafes endodontik giriş kavitesi tasarımı dişlere göre önemli ölçüde daha yüksek olduğunu gösteren çalışmaların sonuçlarıyla uyuyordu. (38,76). Aynı zamanda yaptığımız çalışmada kafes endodontik giriş kavitesi grubundaki dişler geleneksel endodontik kavite grubundaki dişlere göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermesine karşın aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Bu sonuç, Corsentino et al. yaptığı çalışma raporuyla örtüşmektedir (31). kafes endodontik giriş kavitesi tasarımının pulpa odasının temizlenmesine engel olduğu ve bunun tedavinin başarısını etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Giriş kavitesi ne kadar küçükse, bakteriyel kontaminasyon riski ve bazı kök kanal ağzlarının kaybolma olasılığı o kadar yüksek olur (76,143). Ancak ultrasonik enstrüman kullanılmasının ve irrigasyon solüsyonlarının aktive edilmesinin temizleme etkinliğini arttırabileceğini belirtmişlerdir [46].

Ninja endodontik kavite veya konservatif endodontik kavite tasarımı kullanılan dişlerin geleneksel giriş kavitesi açılan dişlerden daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini bildirmişlerdir (44,13). Bu bulgular, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur. Ninja tipi endodontik kavitenin kırılma dayanımı kafes tipinden yüksek olmasına rağmen aralarında

istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Bu durum Ninja giriş kavitesinin preparasyon boyutlarıyla kafes tipi giriş kavitenin boyutlarının birbirine yakın olmasından kaynaklanabilir. Truss giriş kavitesi boyutları ortalama 1.93- 3.53 mm iken; Ninja giriş kavitesi boyutları ortalama 1.76 - 1.68 mm dir .Aralarında bukkolingual boyut açısından anlamlı fark yoktur.

Ek olarak Silva et al. ise geleneksel giriş kavitesi ile ninja kavitenin benzer kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir (35). Plotino et al. nın kontrol grubu, geleneksel endodontik kavite, konservatif endodontik kavite ve ninja endodontik kavite tasarımlarına sahip dişlerin kırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmada Kontrol grubu, ninja endodontik kavite ve konservatif endodontik kavite grupları arasında anlamlı fark bulunmazken; bu üç grup da geleneksel endodontik kavite tasarımından daha üstün bulunmuştur (44). Biz de çalışmamızda geleneksel endodontik kavite ile hazırlanan numunelerin aynı temel malzeme restorasyonu sonrası en düşük kırılma dayanımını bulmamıza karşın kafes endodontik giriş kavitesi ile aralarında anlamlı bir fark bulunmazken; ninja endodontik kavite , geleneksel kaviteden daha yüksek kırılma dayanımına sahiptir.

Konservatif endodontik kavite , kırılma mukavemetini kafes endodontik giriş kavitesi 'nden daha fazla geliştirmesine rağmen, daha önce bildirildiği gibi verimsiz kanal enstrümantasyonu ve prosedürel hataların ortaya çıkma risklerini artırabilir (13). Bununla birlikte, yakın tarihli bir çalışma, maksiller azı dişlerindeki konservatif endodontik kavitelelerin enstrümantasyon etkinliğini etkilemediğini göstermiştir (76).

Bu zıt bulgular, dikkate alınan diş tipi, restorasyon kullanımı ve restoratif prosedürleri için kullanılan materyal tipi dahil metodolojik tasarımdaki farklılıklar ve kırılma testinin tasarımıyla ilgili metodolojik konularla ilgili olabilir (13,38,44,47,76).

Tıp ve diş hekimliği (20), hastalara fayda sağlayabilecek minimal invaziv prosedürlere doğru ilerliyor. CBCT görüntüleme, ameliyat mikroskopları ve nikel-titanyum enstrümanları gibi teknolojik gelişmeler bu ilerlemeyi mümkün kılarsa da, klinisyenler becerilerini kapalı alanlarda etkin bir şekilde çalışma zorluğunun üstesinden gelmek için uyarlamak zorundadır (144). Konservatif endodontik kavite preparasyonlarının hastalara fayda sağlaması muhtemeldir, ancak klinisyenleri tüm kanalların lokalizasyonuna, pulpa boynuzlarından tümpulpa dokusunu debride etmeye ve “uygunluk formu”ndan yoksunken prosedürel komplikasyonlardan kaçınmaya zorlarlar.

Yetenekli bireysel klinisyenler bu zorluğun üstesinden gelmiştir (19,145)

Bu çalışmanın sonuçları, sağlam dişlerde geleneksel endodontik kavite , kafes endodontik giriş kavitesi veya ninja endodontik kavite ile hazırlananlara göre daha fazla sayıda restore edilebilir kırık modeli göstermiştir. Bu bulgular önceki bir raporla uyumludur(149). Endodontik tedavili dişlerin kırılma dayanımlarının incelenmesinin yanı sıra kırık tipinin de incelenmesi önemlidir (138). Diş yapısında tamir edilemeyen bir kırık, dişin çekilmesine neden olur (82).Ayrıca, geleneksel endodontik kavite, kafes endodontik giriş kavitesi veya ninja endodontik kavite ile hazırlanan dişlerin çoğu, farklı giriş kavite tasarımları arasında önemli bir fark olmaksızın, onarılamayan kırık paternleri gösterdi.

Uzun operasyon süresi hem hasta hem de diş hekimi üzerinde yorgunluk ve strese neden olabileceğinden, erişim yöntemi seçilirken toplam tedavi süresi dikkate alınmalıdır. Ayrıca, yaşam kalitesi çalışmaları ve hasta memnuniyet derecelendirmeleri, hastaların eşit derecede iyi performans gösterdikleri varsayıldığında, kısa süreli bakımları uzun süreli bakımlardan daha fazla tercih ettiklerini ortaya koymuştur (147, 148). Enstrümantasyon prosedürleri için gereken operasyon süresi, kavite grupları arasında farklı değildi ($P > 0.05$). Bununla birlikte ninja endodontik kavite ve kafes endodontik giriş kavitesi gruplarında tedaviyi gerçekleştirmek için Gereken toplam süredeki farklılıklara doğrudan katkıda bulunankök kanal dolgusu ve pulpa odasının temizlenmesi için önemli ölçüde daha uzun bir süre ile ilişkilendirilmiştir. Operasyon süresindeki bu fark, her kök kanalı için ayrı ayrı yapılması gereken dolgu prosedürleri ve pulpa odasının temizlenmesi sırasında yaşadığımız zorluklarla açıklanabilir.

İn vitro çalışmaların sınırlamaları olduğu ve sonuçlarının dikkatle yorumlanması gerektiği unutulmamalıdır. Endodontik tedavili dişlerin yük taşıma kapasitesi, in vitro olarak simüle edilemeyen komşu diş sayısı, oklüzal temas sayısı, dişin dental arktaki konumu ve dişlerin apikal durumu gibi bir dizi faktörden etkilenir (131). Giriş kavitesi tasarımı ve kırılma mukavemeti ile ilgili önceki çalışmalarda ısıl döngü gerçekleştirilmemiştir. Giriş kavitesi hazırlığı sırasında diş yapısının ortadan kaldırılmasının, mine ve dentinde ısıl döngü sırasında genişleyebilen ve dişlerin kırılma mukavemetini azaltabilen mikro çatlaklara neden olduğu bildirilmiştir (146). Öte yandan, çekim sırasında diş kronuna uygulanan yük, giriş boşluğu hazırlığı sırasında oluşan titreşimler, termal stresler, uygulanan basınçlar ve ısıl döngü (büzülme ve diş yapısının genişlemesi) ve in vivo oklüzal yükler altında koronal kırılmayaveya in vitro olarak farklı yük uygulamasına yol açar.

Enstrümantasyonun etkinliğini, endodontik prosedürler sırasındaki zorlukları ve endodontik olarak tedavi edilmiş mandibular molarların ve ninja endodontik kavite veya kafesendodontik giriş kaviteli dişlerin uzun vadeli prognozunu belirlemek için daha fazla klinik çalışma gereklidir.

6. SONUÇLAR

Tüm çalışma protokolü uygulandıktan ve verilerin istatistiksel analizi gerçekleştirildikten sonra elde edilen bulgular dahilinde çalışmadan çıkarılan sonuçlar aşağıdasıralanmıştır:

1. Endodontik tedavili dişlerde madde kaybının artması, dişlerin kırılmalara karşı direncini azaltmaktadır.
2. Ninja endodontik kavite , çalışma grupları arasında kırılma dayanımı açısından en dayanıklı tasarım olarak karşımıza çıkmaktadır. Ancak, istatistiksel olarak kafes endodontikkavite grubuyla aralarında anlamlı fark yoktur.
3. Farklı endodontik giriş kavitesi gruplarından dişi en çok zayıflatın geleneksel endodontik kavite grubu olmuştur.
4. Kök kanal tedavisi aşamalarından kanal preparasyonu için ayrılan süre tüm gruplarda benzerdir.
5. Toplam kanal tedavisi süresi geleneksel endodontik kavite grubunda en kısadır
6. Kontrol grubuharicinde gruplar arası onarılabılır kırık oranı benzerdir.
7. İlerleyen teknolojiyle birlikte “Minimal invaziv yaklaşım” , diş sert dokusunun gereksiz yere uzaklaştırılmamasını hedefleyip daha da güncel hale gelmelidir.
8. Endodontide minimal invaziv yaklaşımın klinik uygulamalardaki uzun dönem başarı oranlarına katkısı incelenmeli, dişin ağızda kalma süresi üzerindeki etkileri ile ilgiliçalışmalar yapılmalıdır

KAYNAKÇA

1. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:512–6.
2. Carter JM, Sorensen SE, Johnson RR, et al. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech* 1983;16:841–8.
3. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: aclinical survey of 36 cases. *J Endod* 1993;19:87–91.
4. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, et al. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod* 1999;7:506–8.
5. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems-an in-vitro study. *J Adv Prosthodont* 2011;3:90–5.
6. Ferrari M, Mason PN, Goracci C, et al. Collagen degradation in endodontically treated teeth after clinical function. *J Dent Res* 2004;83:414–9.
7. Dietschi D, Duc O, Krejci I, et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature—Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int* 2007;38: 733–43.
8. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, et al. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod* 2007;33:603–6.
9. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent* 2008;99:30–7.
10. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2008;99:114–22.
11. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, et al. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent* 1980;43:419–22.
12. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 2010;36:609–17.
13. Krishan R, Paque F, Ossareh A, et al. Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod* 2014;40:1160–6.
14. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. *J Endod* 1991;17:338–42.
15. Tzimpoulas NE, Alisafis MG, Tzanetakis GN, et al. A prospective study of the extraction and retention incidence of endodontically treated teeth with uncertain prognosis after endodontic referral. *J Endod* 2012;38:1326–9.
16. Toure B, Faye B, Kane AW, et al. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod* 2011;37:1512–5.
17. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent* 2005;93:164–170.

18. **Chen S, Chueh L, Hsiao CK, et al.** First untoward events and reasons for tooth extraction after nonsurgical endodontic treatment in Taiwan. *J Endod* **2008**;34:671–4.
19. **Clark D, Khademi J.** Modern molar endodontic access and directed dentin conservation. *DentClin North Am* **2010**;54:249–73.
20. **Murdoch-Kinch CA, McLean ME.** Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* **2003**;134:87–95.
21. **Boveda C, Kishen A.** Contracted endodontic cavities: the foundation for less invasive alternatives in the management of apical periodontitis. *Endod Topics* **2015**;33: 169–186
22. **Ericson D.** What is minimally invasive dentistry? *Oral Health and Preventive Dentistry* ,**2004** ;2(1),287–292.
23. **Ericson D.**The concept of minimally invasive dentistry. *Dental Update* **2007**;34, 9–18.
24. **Kim S.** Principles of endodontic microsurgery. *Dental Clinics of North America* ,**1997**;41, 481–497.
25. **Christensen GJ** The advantages of minimally invasive dentistry. *The Journal of the American Dental Association* 2005;136, 1563–1565.
26. **Ingle JI.** Endodontic cavity preparation. In: Ingle J, Tamber J, eds. *Endodontics*, 3rd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; **1985**;102–67.
27. **Patel S, Rhodes J.** A practical guide to endodontic access cavity preparation in molar teeth. *BrDent J* **2007**;203:133–40.
28. **Peters O A.** Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. **2008**; 2: 87–104.
29. **Gluskin, A. H., et al.** Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *British dental journal*, **2014**; 216(6): 347-353.
30. **Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH.** Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod.* **1982**;12:550–4.
31. **Corsentino G, Pedulla E, Castelli L, et al.** Influence of access cavity preparation and remaining tooth substance on fracture strength of endodontically treated teeth. *J Endod* **2018**;44:1416–21
32. **Christie W, Thompson G.** The importance of endodontic access in locating maxillary ve mandibular molar canals. *Journal Canadian Dental Association* **1994**;60(6), 527-532, 535-526.
33. **Peters OA ve Koka RS.** Preparation of coronal ve radicular spaces. LBJJ Ingle ve C Baumgartner. Hamilton, Ontario, BC Decker. *Ingle's Endodontics* , **2009** ;877- 991.
34. **Black.** The Management of Enamel Margins. [Volume 33, Issue 1, January, 1891, pp. 1-14]. *The Dental cosmos*; a monthly record of dental science: Vol. XXXIII. [Vol. 33]. **1891**
35. **Silva E, Pinto KP, Ferreira CM, et al.** Current status on minimal access cavity preparations: a critical analysis and a proposal for a universal nomenclature. *International Endodontic Journal*
36. **Mannan, Smallwood ve Gulabivala.** Effect of access cavity location and design on degree and distribution of instrumented root canal surface in maxillary anterior teeth. *International Endodontic Journal*, **2001**;34(3), 176–183.
37. **Hegde, Gaikwad, Jadhav, Patil ve Bhatia..** Unusual Ways Usual Destination. *International Journal of Current Medical and Pharmaceutical Research*, **2018**;4(2), 2969–2971.
38. **Özyürek, Ülker, Demiryürek ve Yılmaz.** The Effects of Endodontic Access Cavity Preparation Design on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: Traditional Versus Conservative Preparation. *Journal of Endodontics*, **2018**;44(5), 800–805.

39. **Asundi A, Kishen A.** A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol* **2000**; 45: 543–550.
40. **Asundi A, Kishen A.** Stress distribution in the dentoalveolar system using digital photoelasticity. *Proc Inst Mech Eng H* **2000**; 214: 659–667.
41. **Roperto R, Sousa YT, Dias T et al.** Biomechanical behavior of maxillary premolars with conservative and traditional endodontic cavities. *Quintessence International* **2019**;50, 350–6.
42. **Vieira GCS, Perez AR, Alves FRF et al.** Impact of contracted endodontic cavities on root canal disinfection and shaping. *Journal of Endodontics* **2020** ;46, 655–61
43. **Maqbool M, Noorani TY, Asif JA, Makandar SD, Jamayet NB.** Controversies in endodontic access cavity design: A literature review. *Dental Update*, **2020**, 47: 747-754.
44. **Plotino G, Grande NM, Isufi A et al.** Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *Journal of Endodontics* **2017**;43, 995–1000.
45. **Belograd M.** The Genius 2 is coming. Available at: <http://www.dentaltubules.com/videos/ninja-access-a-new-access-concept-in-endodontics>. Accessed September 18, **2016**.
46. **Neelakantan P, Khan K, Hei Ng GP, Yip CY, Zhang C, Cheung GSP** Does the orifice-directed dentin conservation access design debride pulp chamber and mesial root canal systems of mandibular molars similar to a traditional access design? *Journal of Endodontics* **2018**;44, 274–9.
47. **Rover G, Belladonna FG, Bortoluzzi EA, De-Deus G, Silva EJNL, Teixeira CS.** Influence of access cavity design on root canal detection, instrumentation efficacy, and fracture resistance assessed in maxillary molars. *Journal of Endodontics*, **2017**; 43: 1657- 1662.
48. **Alovisi, M., et al.** Influence of contracted endodontic access on root canal geometry: an in vitro study. *Journal of Endodontics* **2018**;44(4): 614-620.
49. **Saygili G, Uysal B, Omar B, Ertas ET ve Ertas H.** Evaluation of relationship between endodontic access cavity types ve secondary mesiobuccal canal detection. *BMC oral health* **2018**;18(1), 1-6
50. **Silva A, Belladonna F, Rover G, Lopes R, Moreira E, De-Deus G, Silva E.** Does ultraconservative access affect the efficacy of root canal treatment and the fracture resistance of two-rooted maxillary premolars? *International Endodontic Journal*, **2020**; 53: 265-275
51. **Saberi EA, Pirhaji A, Zabetivan F.** Effects of endodontic access cavity design and thermocycling on fracture strength of endodontically treated teeth. *Clinical, Cosmetic and Investigative Dentistry* **2020**;23, 149–56.
52. **Buchanan LS.** Cutting endodontic access cavities - for long term outcomes. *Roots Int Ed* **2015**;6:12–6.
53. **Clark D, Khademi J, Herbranson E** The new science of strong endo teeth. *Dentistry Today* , 2013;32, 112–7.
54. **Zhang, R., et al.** Use of cone-beam computed tomography to evaluate root and canal morphology of mandibular molars in Chinese individuals. *International endodontic journal* **2011**;44(11): 990-999.
55. **Carabelli G.** Systematisches Handbuch der Zahnheilkunde, 2nd edition. Vienna: Braumuller and Seidel, **1844**;114.
56. **Bolk L.** Bemerkungen u ber Wurzelvariationen am menschlichen unteren Molaren. *Zeitung fur Morphologie Anthropologie* **1915**;17:605–10. [In German]
57. **Ash, M. M. and S. J. Nelson.** Wheeler's dental anatomy. *Physiology, and Occlusion* **2003**;8: 15

58. Ghoddusi J, Naghavi N, Zarei M, Rohani E. Mandibular first molar with four distal canals. *Journal of Endodontics*, **2007**;33(12): 1481-1483.
59. Wilcox Lr, Walton Re, Case Wb Molar access: shape and outline according to orifice locations. *Journal Of Endodontics*, **1989**;15(7): 315-318.
60. Gutmann JI, Hargreaves K.M., Berman L.H., Elsevier, Missouri. Fan B Part I: The Core Science Of Endodontics Tooth Morphology, Isolation, and Access., *Cohen's Pathways Of The Pulp* **2016**;130-208.
61. Cunningham Cj, Senia Es. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. *Journal Of Endodontics*, **1992**;18(6): 294-300.
62. Manning, S. Root canal anatomy of mandibular second molars. Part I. *International endodontic journal* **1990**;23(1): 34-39.
63. Cooke, H.G. & Cox, F.L. C-shaped canal configurations in mandibular molars. *Journal of the American Dental Association*, **1979** ;99,836-83
64. Skidmore, A. E. and A. M. Bjorndal. Root canal morphology of the human mandibular first molar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* **1971**;32(5): 778-784.
65. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A SM. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater.* **2011**;27:e10-19.
66. Kheradmandan S, Koutayas So, Bernhard M, Strub Jr. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, **2001**;28(4): 361-369
67. Martin S, Miltiadis Em, Klaus L, Matthias K. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, **2009**;25: 494-499.
68. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* **2009**;25(4):494-9.
- 69 Jansen JA, Witter DJ, Van Der Bilt A, Fontijn-Tekamp FA, Van 'T Hof MA, Slagter AP, Kalk W. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions. *J Dent Res* **2009**;79(7):1519-24.
70. Bulut A, Atsü SS. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin yaşlandırma işlemleri ve çiğneme simülörleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* **2016**;26(1):180-6.
71. Birbil G. Çekme ve Basma Testlerinde Kullanılan Malzeme Test Makinalarının Yerinde Muayene ve Kalibrasyonu, **1997** p. 58-64.
72. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N.. Effect of new obturating materials on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Endod*, **2007**;33, 6, 732-6
73. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR.. Phillips' science of dental materials, Saunders. *St Louis, Mo.* **2003**
74. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *DentClin.* **2004**;48(2):397-416.
75. Bovada C, Kishen A. Contracted endodontic cavities: the foundation for less invasive alternatives in the management of apical periodontitis. *Endod Topics* **2015**;33: 169-86.
76. Moore B, Verdelis K, Kishen A, et al. Impacts of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *J Endod* **2016**;42:1779-83.
77. Yuan K, Niu C, Xie Q, et al. Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparation vs. conventional straight-line preparation on tooth biomechanics: a finite element analysis. *Eur J Oral Sci* **2016**;124:591-6.

78. **Rezaei Dastjerdi M, Amirian Chaijan K, Tavanafar S.** Fracture resistance of upper central incisors restored with different posts and cores. *Restorative dentistry & endodontics*. **2015**;40(3):229-35.
79. **Stashenko, P.** Etiology ve pathogenesis of pulpitis ve apical periodontitis. *Essentialendodontology. Oxford: Blackwell Science: 1998*; 42-67
80. **Zadik, Y., V. Sandler, R. Bechor ve R. Salehrabi** Analysis of factors related to extraction of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, ve Endodontology* **2008**;106(5): e31-e35.
81. **Wayman BE, Patten JA, Dazey SE.** Relative frequency of teeth needing endodontic treatment in 3350 consecutive endodontic patients. *Journal of endodontics*. **1994**;20(8):399-401.
82. **Al Amri MD, Al-Johany S, Sherfudhin H, Al Shammari B, Al Mohefer S, Al Saloum M, et al.** Fracture resistance of endodontically treated mandibular first molars with conservative access cavity and different restorative techniques: An in vitro study. *Australian endodontic journal : the journal of the Australian Society of Endodontology Inc.* **2016**;42(3):124-31
83. **Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S.** The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. *Iran Endodontic Journal*, **2012**, 7: 177-182
84. **Ribeiro FC, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD.** Influence of different endodontic filling materials on root fracture susceptibility. *J Dent*, **2008**;36(1):69-73
85. **Onnink PA, Davis RD, Wayman BE.** An in vitro comparison of incomplete root fractures associated with three obturation techniques. *J Endod* , **1994**; 20(1):32- 7
86. **Wilcox LR, Sutton T, Roskelley C.** The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod*, **1997**; 23(8):533-4.,
87. **Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH.** Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod*, **1999**; 25(2):99-104
88. **Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR.** The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J*, **2009**; 42(3):208-13.,
89. **Saw LH, Messer HH.** Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod*, **1995**;21(6):314-20,
90. **Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M.** Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *IntEndod J*, **2007**;40(9):684-91
91. **Soros C, Zinelis S, Lambrianidis T, Palaghias G.** Spreader load required for vertical root fracture during lateral compaction ex vivo: evaluation of periodontal simulation and fracture load information. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Rad Endodontics*, **2008**;106:64-70
92. **Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ.** Rigidity of elastomeric impression materials. *J Oral Rehabil*, **1989**;16(3):241-8
93. **Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K.** In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys*, **2001**;23(8):567-72,
94. **Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M.** Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*, **2004**;35(4):281-6
95. **Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G.** Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil*, **2000**;27(7):595-601,
96. **Burklein S, Tsotsis P, Schafer E.** Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. *J Endod*, **2013**;39(4):501- 4

97. **Rueggeberg FA.** Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. **1991**;7(1):2-10.
98. **Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G, Jr., Laura JC.** Bond durability between dentinal bonding agents and tooth structure. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1989**;62(3):253- 6.
99. **Swift EJ, Jr., Hansen SE.** Effect of new bonding systems on microleakage. *American journal of dentistry*. **1989**;2(3):77-80.
100. **Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ.** Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions--short term. *Journal of Dentistry*,**1996**;24:417-23.
101. **Plotino G, Grande NM, Testarelli L, et al.** Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOnereciprocating instruments. *Int Endod J* **2012**;45:614–8.
102. **Pirani C, Ruggeri O, Cirulli PP, et al.** Metallurgical analysis and fatigue resistance ofWaveOne and ProTaper nickel-titanium instruments. *Odontology* **2013**;1–6
103. **Elsaka S, Elnaghy A, Badr A.** Torsional and bending resistance of WaveOne Gold, Reciprocand twisted file adaptive instruments. *Int Endod J* **2017**;50(11):1077-83.
104. **Silva EJNL, Tinoco JM, Tinoco EMB, Vieira VTL, Sassone LM, Lopes HP.** Bending resistance and cyclic fatigue life of a new single-file reciprocating instrument WaveOne Gold. *EurEndod J* **2016**;1(1):1.
105. **Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK.** The ability of differentnickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod* , **2009**;35(2):236-8
106. **Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z.** Dentinal microcrack formation during rootcanal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod*, **2012**;38(2):232-5
107. **Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF.** Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **2000** 90(3):360-4.
108. **Nagas E, Cehreli ZC, Durmaz V, Vallittu PK, Lassila LV.** Shear bond strength between a polyester-based root canal filling material and a methacrylate-based sealer with an intermediate layer of fiber-reinforced resin-based material. *J Adhes Dent*, **2009**;11(4):325-30
109. **Bektas ÖÖ, Eren D, Siso SH, Akin GE.** Effect of thermocycling on the bond strength ofcomposite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci*. **2012**;27(4):723–728. doi:10.1007/s10103- 011-0958-2
110. **Trope M, Langer I, Maltz D, Tronstad L.** Resistance to fracture of restored endodonticallytreated premolars. *Dent Traumatol*. **1986**;2(1):35-8.
111. **Hürmüzlü F, Kiremitçi A, Serper A, Altundaşar E, Siso ŞH.** Fracture resistance ofendodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod*.**2003**;29(12):838-40.
112. **Hansen E.** In vivo cuspal fracture of endodontically treated premolars restored with MODamalgam or MOD resin fillings. *Dent Mater*. **1988**;4(4):169-73.
113. **Hamouda IM, Shehata SH.** Fracture resistance of posterior teeth restored with modernrestorative materials. *J Biomed Res* **2011**;25:418–24.
114. **Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Giesinger JM DH.** Clinical performance of all-ceramicinlay and onlay restorations in posterior teeth. *Int J Prosthodont*. **2012**;25(4):395–402.
115. **Burke FJ, Wilson NH WD.** The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teethrestored with resin composite inlays. *Oper Dent*. **1993**;18(6):230–6.

116. Ito T, Gibbs CH, Marguelles-Bonnet R, Lupkiewicz SM, Young HM, Lundeen HC MP. Loading on the temporomandibular joints with five occlusal conditions. *J Prosthet Dent*. **1986**;56(4):478–84.
117. Sengün A, Öztürk B, Ülker M, Disçioglu F ÖF. Farklı sayıda termal siklus uygulamasının bir kompozit rezinin marjinal sızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hek Fak Derg*. **2005**;22(3):163–8.
118. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Brit Dent J* **1974**;137: 233–8.
119. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* **1992**; 67: 325–7.
120. Nemli SK, Yılmaz H, Aydın C, Bal BT, Tiras T. Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **2012**; 100(2): 416- 24.
121. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox C, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* **2002**; 18(3): 269- 75.
122. Gresnigt MM, Özcan M, van den Houten ML, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. *Dent Mater*. **2016**;32(5):607-14.
123. 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):340-6.
124. Wu M, van der Sluis LW, Wesselink PR. A preliminary study of the percentage of gutta-percha-filled area in the apical canal filled with vertically compacted warm gutta-percha. *Int Endod J*, **2002**;35(6):527-35
125. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod*, **1992**;18(7):332-5
126. Cobankara FK, Ungor M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod*, **2002**;28(8):606-9
127. Luthria A, Sreirekha A, Hegde J, et al. The reinforcement effect of polyethylene fibre and composite impregnated glass fibre on fracture resistance of endodontically treated teeth: an in vitro study. *J Conserv Dent*, **2012**;15:372–6.
128. Pradeep P, Kumar VS, Bantwal SR, Gulati GS. Fracture strength of endodontically treated premolars: an in-vitro evaluation. *J Int Oral Health* **2013**;5:9–17.
129. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent* **2008**;33:526–33.
130. Yamada Y, Tsubota Y, Fukushima S. Effect of restoration method on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *Int J Prosthodont*. **2004**;17:1.
131. Siso Ş, Hürmüzlü F, Turgut M, Altundaşar E, Serper A, Er K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. *Int Endod J*. **2007**;40(3):161–168. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01192.x
132. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc*. **2004**;135(5):646-52.
133. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* **2005**;94(4):342-9.
134. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* **2008**;21(4):328-36.

135. Popescu SM, Diaconu OA, Scrieciu M, Marinescu IR, Drăghici EC, Trușcă AG, et al. Root fractures: epidemiological, clinical and radiographic aspects. *Rom J Morphol Embryol*. 2017;58(2):501-6.
136. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;67(4):458-67.
137. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-48.
138. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1997;28:457-62.
139. Al-Omiri MK, Al-Wahadni AM. An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems. *Int Endod J* 2006;39:890-9.
140. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1995;21:57-61.
141. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab W-M. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res*. 2006;85 (4):364-368. doi:10.1177/154405910608500416
142. Bremer B, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent*. 2001;14(4):216-220.
143. Caicedo R, Clarck S, Roza L, et al. Guidelines for access cavity preparation in endodontics. , 2016. Available at: http://www.devosendo.nl/uploads/pdf/116_Guidelines%20for%20access%20cavity.pdf.
144. Lamata P, Ali W, Cano A, et al. Augmented reality for minimally invasive surgery: overview and some recent advances., 2013. Available at: <http://www.intechopen.com/books/augmented-reality/augmented-reality-for-minimally-invasive-surgery-overview-and-some-recent-advances>.
145. Boveda C. 2012. Available at: <http://www.carlosboveda.com/casosclinicos.htm>.
146. Segarra M, Shimada Y, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. Three-dimensional analysis of enamel crack behavior using optical coherence tomography. *J Dent Res*. 2017;96(3):308-314. doi:10.1177/0022034516680156
147. Dugas NN, Lawrence HP, Teplitsky P, Friedman S. Quality of life and satisfaction outcomes of endodontic treatment. *Journal of Endodontics* 2002;28, 819-27.
148. Hamasha AA, Hatiwsh A. Quality of life and satisfaction of patients after nonsurgical primary root canal treatment provided by undergraduate students, graduate students and endodontic specialists. *International Endodontic Journal* 2013;46, 1131-9.
149. Hansen EK, Asmussen E. Cusp fracture of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam: teeth restored in Denmark before 1975 versus after 1979. *Acta Odontol Scand* 1993;51:73-7.

EKLER

Ek-1 Etik Kurul Kararı

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı		Tarih
127		4 Kasım 2022

KARAR NO 57- Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda Doç. Dr. yönetiminde, Araş. Gör. Dt. Merve Zengin tarafından yürütülmesi öngörülen, "Farklı Endodontik Giriş Kavitesi Açılan Mandibular Molar Dişlere Termodöngü Uyguladıktan Sonra Kırılma Dirençlerinin Karşılaştırılması" başlıklı diş hekimliğinde uzmanlık tez projesi araştırma etiği yönünden değerlendirildi. Toplantıya katılan üyelerin oybirliğiyle karar verildi.

BAŞKAN	Prof Dr Tıp Tarihi ve Etik Anabilim Dalı	
ÜYELER	Prof Dr Tıbbi Biyoloji Anabilim Dalı	
	Prof Dr Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Prof Dr Biyostatistik Anabilim Dalı	
	Prof Dr Genel Cerrahi Anabilim Dalı	
	Doç Dr Anesteziyoloji ve Reanimasyon Anabilim Dalı	
	Doç Dr Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Toplantıya Katılmadı
	Av Hukukçu Üye	Toplantıya Katılmadı
	Dr. Kurum Dışı Üye	

Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlık Binası, Balcalı 01330 Adana
Telefon: 0322 338 60 60 dahili 3465, Faks: 0322 338 67 22

