



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**PARYLEN BİYOMERİ İLE KAPLI ARK TELLERİNİN
ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Erman CANLI

**Samsun
Kasım-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**PARYLEN BİYOMERİ İLE KAPLI ARK TELLERİNİN
ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Erman CANLI

Danışman

Prof.Dr. Selim ARICI

Samsun

Kasım-2016

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Erman Canlı tarafından Prof. Dr. Selim ARICI danışmanlığında hazırlanan “Parylen Biyomeri İle Kaplı Ark Tellerinin Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Etkilerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 28/11/2016 tarihinde yapılan sınav ile Ortodonti Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Muzaffer GÜLYURT, Biruni Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Metin ORHAN, Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Selim ARICI, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Nursel ARICI, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Çağrı URAL, Ondokuz Mayıs Üniversitesi

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

.... / /

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca her zaman desteğini hissettiğim, değerli tecrübelerini ve zamanını esirgemeyen kıymetli danışman hocam Sayın Prof.Dr. Selim ARICI'ya,

Bizlere her zaman yol gösterici olan Sayın Prof.Dr. Tamer TÜRK'e,

Bizlere hayatı anlatan ve her durumda hayata keyifle bakmayı öğreten Sayın Prof.Dr. Mete ÖZER'e,

Değerli bilgilerini bizlere aktarmak için uğraşan Sayın Doç.Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK'e,

Her ihtiyacımız olduğunda yardımlarını esirgemeyen, problemlerimize çözüm üreten Sayın Doç.Dr. Nursel ARICI'ya,

Bıkmadan usanmadan her konuda yardımcı olan; bazen hocam, bazen arkadaşım bazen de öz abim gibi hissettiğim Sayın Yrd.Doç.Dr. Abdullah Alper ÖZ'e,

Hoşgörüyü, sabrı, çalışkanlığı ve fedakarlığı bana bir kere daha öğreten, örnek olan Sayın Yrd.Doç.Dr. Sabahat YAZICIOĞLU'na,

Eğitimimize katkılarından dolayı ve güler yüzü için Sayın Yrd.Doç.Dr. Aslıhan Zeynep ÖZ'e,

Doktora eğitimine aynı gün başlayıp, aynı gün bitirdiğim, her aşamada yan yana olduğum; telaşları ve keyifleri, zorlukları ve mutlulukları paylaştığım sevgili ortaklarım Tuğba ÖZKAN, Semiha ARSLAN, Feyza GEDİK ve Hande USTA'ya,

Uzun bir süredir evim olan OMÜ Ortodonti'nin; başta kardeşlerim dediğim asistan arkadaşlarım olmak üzere; tüm personellerine ve laboratuvar çalışanlarına,

Hayatını çocuklarına adanmış kıymetlilerim; anneme ve babama; iyiki varlar dedirten kardeşlerime, güzel aileme,

Bugüne gelmemde emeği ve katkısı olan herkese,

Teşekkürlerimi sunarım...

Bu çalışma Tübitak tarafından desteklenen 114S510 nolu proje bünyesinde elde edilen grupların verileri ile yapılmıştır.

ÖZET

PARYLEN BİYOMERİ İLE KAPLI ARK TELLERİNİN ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı ortodontik tedavide son dönemde kullanılan, parylen biyomeri ile kaplı ark tellerinin diş hareketine olan etkilerinin incelenmesidir.

Birey ve Yöntem: Bu çalışmada, 17 hastadan oluşan KAT grubunda parylen kaplı ark teli ve 15 hastadan oluşan CONT grubunda normal paslanmaz çelik ark teli kullanılarak sabit ortodontik tedavi uygulanmıştır. Kanin distalizasyonu, 0,019’’x0,025’’ ölçülerinde ark telleri üzerinde, NiTi yaylar ile 150 gr. kuvvet uygulayarak yapılmıştır. Distalizasyonun 0, 1., 4. ve 8. haftasında kayıtlar alınmıştır. Bu aşamalardaki kayıtlardan elde edilen üç boyutlu modeller üzerinde açısal ve boyutsal ölçümler yapılmıştır. Peridontal sağlığı değerlendirmek için indeks ölçümleri de yapılmıştır.

Bulgular: KAT grubunda CONT grubuna kıyasla daha fazla diş hareketi elde edilmesine rağmen, bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Aylık hızlar incelendiğinde ise KAT grubunda birinci ayda ikinci aydan daha fazla bir hareket görülmüştür. Tipping açısı değerlendirmesinde, sadece üst çenede 8. haftanın sonunda anlamlı bir fark bulunmuştur. Rotasyon açısı değerlendirilmesinde gruplar arasında üst çene 1. haftada, alt çene 4. ve 8. haftalarda anlamlı farklar bulunmuştur. Diğer aşamalarda istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Periodontal sağlık açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Sonuç: Parylen biyomeri ile kaplı ark telleri konvansiyonel paslanmaz çelik ark teller için etkili bir alternative olarak Kabul edilebilir. Fakat 1.aydan sonra kaplı tel fiziksel özelliklerini kaybetmeye başlamaktadır. Fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi sonrası alternatif bir ürün olabilir. Gelecekte bu yönde çalışmalar gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Kanin Distalizasyonu, Kaplı Ark Teli, Periodontal Sağlık, Sürtünme.

Erman CANLI, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2016

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF THE PARYLENE BIOMER COATED ARCHWIRE ON THE ORTHODONTIC TOOTH MOVEMENT

Aim: The aim of this study were to investigate the effects of the parylene coated archwire, which commonly used nowadays, on the tooth movement.

Material and Method: In this study, fixed orthodontic treatments were accomplished in the KAT group including 17 patients and the CONT group including 15 patients, by using a parylene caoted archwire and a conventional (uncoated) stainless steel arch wire, respectively. Canine distalizations were performed on 0,019’’x0,025’’ archwires by applying 150 gr forces via NiTi coil springs. 0, 1., 4., and 8, weeks of distalization period records were taken. Angular and dimensional measurements were made on three dimensional digital models at these stages. Periodontal index measurements were also made for evaluating periodontal health.

Results: Although more teeth movement were gained in the KAT group when compared to the CONT group, these differences were not statistically significant. When monthly distalization rate was analyzed, the rate of distalization at the first month was more effective from the that of the second month in the KAT group. For tipping, significant difference was found only at the end of the 8. week in the upper jaw. For rotation angle, there were significant differences between the groups at the 1. week in the upper jaw, and at the 4. and 8. weeks in the lower jaw. For periodontal status, there were not any significant difference between KAT and CONT groups too.

Conclusion: Parylene biomer coated archwires could be an effective alternative to conventional stainless steel archwires. But it starts to lose its physical properties after the 1. month. When the physical properties of this archwire were developed, they could be an alternative product. Future studies are required in this direction.

Keywords: Canine Distalization, Coated Archwire, Periodontal Health, Friction.

Erman CANLI, PhD. Thesis

Ondokuz Mayıs University – Samsun, November- 2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

3d: Üç boyutlu

β -Titanium: Beta titanyum

CONT: Kontrol

KAT: Kaplı ark teli

NiTi: Nikel titanium

OPG: Ortopantografi

PDL: Periodontal ligament

PGE2: Prostaglandin E2

R: Rodyum

SEM: Stereo electron mikroskobu

SS: Paslanmaz çelik

ST: Sentalloy

TAD: Geçici ankraj ünitesi

TPA: Trans palatal ark

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Ortodontik Diş Hareketi.....	5
2.2. Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler	6
2.3. Diş Hareketini Hızlandırma	8
2.3.1 Cerrahi Destekli Teknikler	9
2.3.2. Kimyasal Destekli Teknikler	12
2.3.3. Fiziksel Mekanik Kuvvetlerin Etkinleştirilmesi İçin Uygulanan Teknikler.....	16
2.4. Ortodontik Tedavi Sırasında Oluşan Sürtünmenin İncelenmesi	17
2.5 Diş Hareketini Hızlandırmak Amacıyla Ortodontik Tedavi Mekaniklerinin İncelenmesi	21
2.5.1. Biyolojik Faktörler	21
2.5.2. Kuvvetin Uygulanma Şekline Bağlı Faktörler	22
2.5.3.Brakete Bağlı Faktörler	22
2.5.4.Ligatüre Bağlı Faktörler	24
2.5.5. Ark Teli İle Braket Arasındaki Açılış	24
2.5.6. Ark Teline Bağlı Faktörler	25
2.6. Parylen Biyomeriyle Kaplanmış Ark Telleri.....	26
2.6.1. Parylen.....	26
2.6.2. Parylenin Endüstride Kullanıldığı Alanlar	28
2.6.3. Parylen Biyomeriyle Kaplanmış Ark Tellerinin Özellikleri	29
3. BİREY VE YÖNTEM	31
3.1. Birey.....	31
3.2.Yöntem.....	32
3.2.1. Dijital Model Ölçümleri	38

3.2.2. Peridontal Ölçümler	50
3.3 İstatistiksel Analiz.....	51
4.BULGULAR.....	53
4.1. Grup İçi Değerlendirmeler	53
4.1.1. Dijital Ortodontik Modellerde Yapılan Ölçümler	53
4.1.2.Kanın Distalizasyon Hızının Değerlendirilmesi	59
4.1.3.Periodontal İndeks Ölçümleri.....	61
4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	61
4.2.1. Dijital Ortodontik Modellerde Yapılan Ölçümler	61
4.2.2. Periodontal İndeks Ölçümleri.....	71
5.TARTIŞMA	75
5.1. Birey ve Yöntemin Tartışılması	75
5.2.Bulguların Tartışılması.....	80
5.3.Periodontal İndeks Bulgularının Tartışılması.....	88
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
KAYNAKLAR.....	94
EKLER	108
ÖZGEÇMİŞ.....	134

1. GİRİŞ

Ortodonti eski Yunanca kökenli ‘odonto’ diş ve ‘orthos’ düzgünlük kelimelerinden oluşmaktadır. Anormal şekilde konumlanmış dişlerin ve çenelerin doğru yerlerinde konumlanması için uğraş veren dişhekimliğinin bir bölümüdür.

Ortodontik tedavi koruyucu, durdurucu, düzeltici ve pekiştirme tedavilerini içermektedir. Düzeltici ortodontik tedaviler, çenelerin ortopedik ve fonksiyonel tedavileri ile, sadece dişlerin tedavisini içeren dişsel ortodontik tedavilerden oluşmaktadır. Dişsel ortodontik tedaviler de hareketli ve sabit aygıtlarla yapılmaktadır.

Edward H. Angle, modern ortodontinin öncüsü olarak, günümüz ortodontisine en büyük katkısı olan Edgewise tekniğini geliştirmekle kalmamış, aynı zamanda bu buluşuyla yeni ortodontik tedavi seçeneklerinin ortaya çıkmasına neden olmuştur.

Edgewise tekniği başta olmak üzere daha sonra geliştirilen sabit ortodontik tedavi yöntemlerinde de; ark telleri ile oluşturulan kuvvet, braket olarak adlandırılan kuvvet aktarıcılılarıyla dişlere aktarılmaktadır. Braket düzeneği içerisinde ark teli geçmektedir. Bu amaçla ortodontik telin braket düzeneği içerisinde devamlı geçmesini sağlayarak, teller braket vasıtasıyla dişe kuvvet uygulamaktadır.

Sabit ortodontik tedavinin, süresini azaltmaya dair önemli bir bilimsel çaba oluşmaktadır. Bunun başlıca sebepleri; hem sosyal ve estetik kaygı nedeni ile direkt hastanın talepleri, hem de tedavi görmek isteyen hasta sayısındaki muazzam artış nedeniyle toplumsal taleplerdir. Uzun süren sabit ortodontik tedavilerde, ortodontik tedavinin bilinen yan etkilerinin daha fazla görülme ihtimali vardır. Bunlardan başlıcaları; beyaz nokta çürükleri, periodontal=dişin çevre dokusu hastalıkları, köklerdeki erimelerdir.

Ortodontik tedavi süresini azaltmak hedeflendiği için, diş hareketini hızlandırmak başlıca gaye olarak karşımıza çıkmaktadır. Diş hareketini hızlandırmak için yapılan ortodontik çalışmalar şu başlıklar altında yoğunlaşmıştır:

1. Cerrahi teknikler yardımıyla yapılan uygulamalar
2. Kimyasal ajanlar kullanılarak yapılan uygulamalar
3. Fiziksel ajanların yardımıyla yapılan uygulamalar

4. Mekanik kuvvetlerin daha etkin hale getirilmesi amacı için yapılan çalışmalardır. Daha açık ifade ile aynı miktarda ortodontik kuvvet uygulanarak daha fazla hareket elde etmek amacı ile sürtünmeyi azaltmak hedeflenmiştir. Bunun için braket ve ark tellerinin özellikleri üzerinde durulmuştur. Ayrıca ark tellerinin braketlere bağlanması ile ilgili çalışmalar yapılmıştır. İdeal ortodontik kuvvet ile daha fazla ortodontik diş hareketi elde edilmeye çalışılmıştır. Bu doğrultuda braket ve ark teli arasındaki sürtünme miktarı azaltılmaya çalışılmıştır.

Sabit ortodontik tedavilerde braket ve ark telleri arasında değişik miktarlarda sürtünme gerçekleşmektedir. Diş hareketinin gerçekleşebilmesi için uygulanan ideal ortodontik kuvvetin dişin ve çevre dokularının gösterdiği direnci aşabilecek büyüklükte, hem de bahsedilen sürtünme kuvvetini de yenebilecek boyutta olmalıdır. Uygulanan kuvvet diş ve çevre dokularına zarar vermemelidir, bu yüzden ortodontik kuvvet istenildiği kadar arttırılamamaktadır. İdeal kuvvet ile, oluşturulmak istenilen daha fazla miktarda ortodontik diş hareketi için sürtünme kuvvetini azaltmak gerekmektedir. Bu amaçla değişik braket sistemleri ve ark telleri üzerinde durulmuştur. Daha pürüssüz yüzeyler ve daha az sürtünme oluşturacak braket tel ilişkisi hedeflenmiştir.

Braket malzemeleri, braketlerin yüzey işlemleri, braketlerin üretim şekilleri, braket oluşunun derinlikleri ve genişlikleri, braketlerin tasarımları ve açıları hep bu amaç doğrultusunda geliştirilmiştir.

Aynı şekilde ark tellerinin brakete bağlanma şekilleri ligatur telleriyle, elastomeriklerle, ve diğer bağlama yöntemleriyle (pinler ile) yapılarak incelemeler yapılmıştır. Klips, kapak, sürgü gibi parçalar ile kendinden bağlanan braketlerinde bir çok üstün özelliğinin yanında, ark telinin braket oluşu içinde çok rahat hareket ettiği için sürtünme kuvvetinin azaldığı söylenebilmektedir.

Yine kullanılan ark tellerinin sertliği, yüzey yapısı, kesit ve şekil boyutları, ve yapıldığı malzemenin cinsi sürtünmeyi etkilemektedir.

Bu amaçla ark teli olarak değişik bir çok malzeme kullanılmıştır. Uzun bir süredir paslanmaz çelik vazgeçilmez bir seçenektir. Fiziksel özellikleri ve elde edilebilirliği ile tedavinin her alanında değişmez bir parça olmuştur. Nikel-titanyum, beta-titanyum gibi alaşımlar yeni özellikleri ile ortodontik tedavide yeni kolaylıklar getirmiştir (Garner ve ark.,

1986). Altın da eski bir ark teli malzemesidir ama kullanımını çok azalmıştır. Nikel-titanyum (NiTi) ve kompozit teller gibi yeni malzemelerin kullanımını gittikçe artmaktadır (Peterson ve ark., 1982). Paslanmaz çelik tellerin ise daha düşük sürtünme kuvveti oluşturduğu birçok araştırmada gösterilmiştir (Peterson ve ark., 1982). Krom-Kobalt ark telleri sürtünme özellikleri açısından paslanmaz çeliğe en çok benzeyen ark telidir. Kaplanmış tellerde son yıllarda iyi birer seçenektirler, fakat kaplamalı kompozit tellerin de paslanmaz çelikten daha fazla sürtünme kuvveti oluşturduğu görülmüştür (Zufall ve ark., 2000). Aynı amaçla son bir kaç yılda parylen isimli bir biyomateryalle ark telleri kaplanmaktadır ve diğer ark tellerine alternatif oluşturulmaya çalışılmıştır (Kim ve ark. 2014).

Bu çalışmada amaç; bir çok sektörde değişik amaçlarla kullanılan parylen isimli biyomateryalle, kaplanan ark tellerinin diş hareketine etkisinin karşılaştırılması olarak incelenmesidir. Bu çalışma için ileri sürülen Null hipotezi şu şekilde ifade edilebilmektedir:

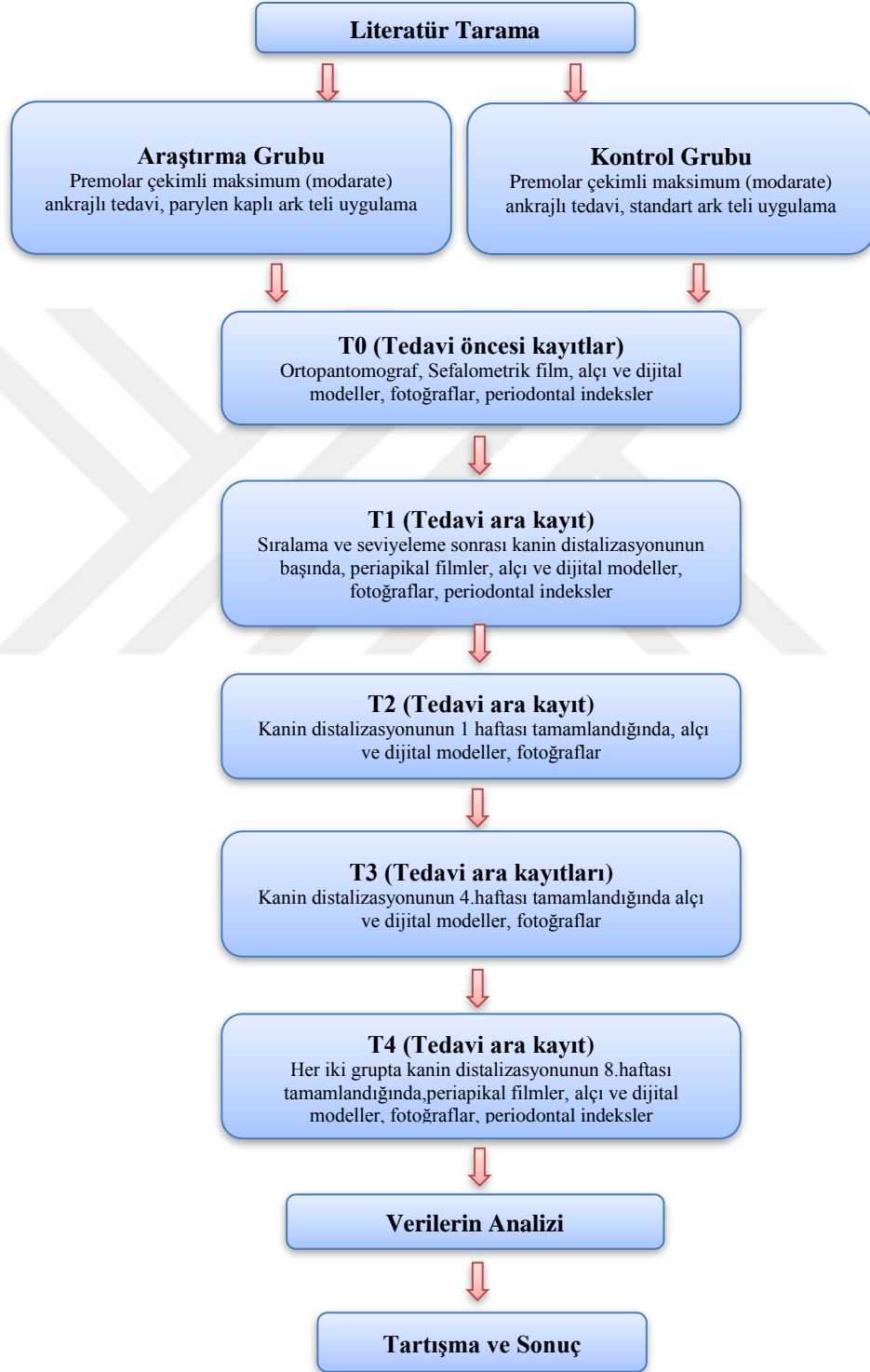
‘Ortodontik tedavide parylen isimli biyomateyal ile kaplanan ark tellerinin kullanılmasının, konvansiyonel ark telleri ile yapılan tedavilere göre, diş hareketi açısından anlamlı bir artış bulunmuştur.’

Bu hipotezin test edilmesi için yapılması planlanan işlemler şöyle sıralanmıştır:

1. Biyomateyal ile kaplanan ark telleri ve konvansiyonel ark telleri ile klinik uygulama yaparak, aynı koşullar altında diş hareketi miktarının ve hızının karşılaştırılması olarak değerlendirilmesi.

2. Biyomateyal ile kaplanan ark telleri ve konvansiyonel ark telleri ile klinik uygulama yaparak, aynı koşullar altında tedavinin başında, ara aşamalarında periodonsiyum=diş ve destek dokularının incelenerek, periodontal sağlığa olan etkilerin, araştırılmasıdır.

Bu çalışmanın akış grafiği aşağıdaki gibidir:



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontik Diş Hareketi

Ortodontik kuvvetin etkisiyle dişin gerçekleştirdiği fizyolojik harekete ortodontik diş hareketi denilmektedir. Bu hareketin oluşumunda diş ve çevre dokularında bir takım fizyolojik olaylar gerçekleşmektedir. Periodontal ligament adı verilen dişleri kemik dokusuna bağlayan bağlar fizyolojik sınırlar içerisinde dişlere gelen kuvvetleri dengede tutarak karşılamaktadır. Buradaki amaç diş dokusunu koruyabilmek ve kemik dokusunun zarar görmesini engelleyebilmektir. Devamlı gelen ortodontik kuvvetin etkisiyle belli bir süre ve şiddetle ağız içindeki kuvvetler dengeye ulaşmaya kadar dişler kemik doku içinde yer değiştirmektedirler. Bu diş hareketi biyolojik bir olaydır ve hareket neticesinde dişin çevre dokularında; dişetinde, kemik dokuda, periodontal ligamentte, sementte ve hatta dişin etrafındaki damar sisteminde dahi yeniden yapılanmalar görülmektedir. Tüm bu dokulara ve dişin kendisine zarar vermeden diş hareketini sağlayabilen kuvvete optimum kuvvet adı verilmektedir. Optimum kuvvet devamlı bir kuvvettir. Kuvvetin etkisiyle periodontal ligament içindeki kapiller bir birine yaklaşmaktadır ve kan basıncı artmaktadır. Dişlere devamlı bir ortodontik kuvvet geldiğinde periodontal ligamentte kuvvet yönünde sıkışma, diğer tarafında ise gerilme görülmektedir. Sıkışma ve gerilmenin etkisi ile yumuşak dokunun kanlanması da sistemik bozulmalar görülmektedir. Belirli bir aşamaya kadar belirgin bir değişiklik gözlenmemektedir fakat daha sonra bozulan kan akımının düzelmesi için kemik içinde hücresel değişiklikler olmaktadır. Bu hücresel değişiklikler ile kemik doku da yeniden şekillenmeler oluşmaktadır. Devamlı ve hafif kuvvetler ile, yeniden şekillendirme işlemi, daha etkin ve daha hızlı olabilmektedir. Ağır kuvvetler uygulandığında hiyalinizasyon dokusu adı verilen bir nevi barikat görevi gören doku oluşmaktadır. Bu doku, aşırı kuvvetin etkisi ile oldukça bozulan kan akımının sonucu oluşan nekroz alanlar ve bu nekroz alanların komşuluğundaki diğer sağlıklı dokuları korumak amacıyla oluşmaktadır. Hiyalinizasyon dokusu da nekrotik bir dokudur, kalınlığı 1-2 mm civarındadır. Diş hareketinin belirli bir süre durmasına neden olmaktadır (Reitan, 1957; Reitan, 1960; Reitan, 1967; Schwarz 1932).

Sement dokusu dişin kökünün etrafını saran, kemik gibi dayanıklı fakat çok ince bir dokudur. Sement dokusu da kemik doku gibi periodontal ligamentlerin, kuvvet emerek

dengeleme etkisi sayesinde kendini koruyabilmektedir. Kemiğe göre sement dokunun bu özelliği sınırlıdır. Çok ince olan sement doku tam olarak kemik kadar dayanıklı değildir. Sementte oluşan hasarlar, kemik dokudakilere kıyasla bazen geri dönüşümsüz hale gelebilmektedir. Hiyalanizasyon dokusunun varlığında periodontal ligamentin, kuvveti emmesini engellediğinden sement dokusunda ağır hasarlar oluşabilmektedir. Kemik dokuda ise hiyalanizasyon dokunun altında kemik şekillenmesi devam etmektedir. Hiyalanizasyon dokusu zamanla ortadan kalkmaktadır (Storey, 1973).

Optimum kuvvet; herhangi bir türde (devamlı, kesikli, aralıklı) uygulanan belirli büyüklükte bir kuvvetin, en kısa sürede en çok diş hareketi sağlayabilecek, bunu yaparkende dokulara zarar vermeyecek kuvvettir. Bu yüzden her bir birey için, ağız içinde her bölgede farklı olabilmekte ve her diş için de yine farklılık göstermektedir (Proffit ve ark., 2007).

Dişte hareket başladığında diş kemik içinde sürüklenmeye başlar. Bu hareketlenmeyle beraber, değişik aşamalarda braket ve ark teli arasında değişik şekilde temas gerçekleşmektedir. Bu temas noktalarında sürtünme oluşmaktadır. Diş hareketi başladığında; sürtünme kuvveti ve hareket hızı, bu temas alanından etkilenmektedir (Batchelor ve ark., 1995; Nanda ve ark., 1997).

2.2. Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler

Ortodontik diş hareketi, dişe uygulanan kuvvetin büyüklüğü, kuvvetin yönü, moment kuvvet oranı ve dişi çevreleyen dokulardan etkilenmektedir. Ortodontik tedavilerde dişleri hareket ettirmek üzere uygulanan ideal kuvvet miktarına optimum kuvvet adı verildiği yukarıda vurgulanmıştır. Diş hareketi için en uygun kuvvet; alveol kemiğin, periodontal ligamentin ve diş kökünün biyolojik yapısına zarar vermeyen, hızlı diş hareketini sağlayan kuvvet olarak tanımlanmıştır (Nikolai, 1975; Pilon ve ark., 1996). Ancak optimum kuvvet miktarını her bireyde hesaplamak mümkün değildir (Hixon ve ark., 1969; Hixon ve ark., 1970).

Optimum kuvveti belirlemede; 1) diş kökünün yüzey alanı ve şekli, 2) istenen diş hareketinin tipi, 3) uygulanan kuvvetin süresi ve 4) biyolojik bireysel faktörler etkilidir (Nikolai, 1975).

Ortodontik tedavi sırasında hafif kuvvetlerin uygulanması ile diş hareketi ve ankraj koruması daha kolay olmaktadır.

Doğrudan ve dolaylı kemik rezorpsiyonu sonucu, ağır kuvvetler uygulandığında bile aynı sürede aynı miktarda hareket meydana geldiği belirtilmiştir. Fakat ağır kuvvetler uygulandığında, diş ve destek dokularının biyolojik yapısında farklılıklar görülmektedir.

Ağır kuvvetler uygulandığında ankraj ünitesinde de farklı etkiler olabilmekte, ankraj alınan dişlerde istenmeyen hareketler meydana gelebilmektedir (Andreasen ve ark., 1980). Hafif kuvvetler uygulandığında diş hareketinde gecikme yada hızında azalma olmamaktadır (Iwasaki ve ark., 2003).

Ayrıca bireyler arasındaki yapısal farklılıklarda diş hareketinde farklı sonuçlar oluşturabilmektedir. Bu yapısal farklılıklar periodontal ligametteki yenilenme hızı, kemik metabolizması ve kemik yoğunluğu gibi farklılıklardır (Pilon ve ark., 1996).

Bazı çalışmalarda ise ağır kuvvetler uygulandığında daha hızlı ve daha fazla diş hareketi elde edilebildiğine dair bilgilere de rastlanmaktadır (Hixon ve ark., 1969; Hixon ve ark., 1970; Andreasen ve ark., 1980).

Dişin çevre dokularında uygun düzeyde biyolojik cevap oluşabilmesi için, uygulanan kuvvetin hafif olmasının yanında sürekliliğin yani iki aktivasyon arasında kuvvet kaybının en az olması gerekmektedir (Proffit ve ark., 2000).

Kuvvetin azalma oranına göre kuvvetler sürekli (continuous), kesikli (interrupted) ve aralıklı (intermittent) kuvvetler olarak sınıflandırılmışlardır (Tosun, 1999; Proffit ve ark., 2000).

Sürekli kuvvetlerde, iki aktivasyon arasında kuvvetin şiddeti gittikçe azalır ancak sıfırlanmamaktadır.

Kesik kuvvetlerde ise aktivasyonlar arasında geçen zamanda kuvvetin şiddeti sıfırlanmaktadır.

Aralıklı kuvvetlerde ise kuvvetin şiddetinde ani sıfırlanmalar meydana gelmektedir. Horizontal sürekli kuvvetler ile kesikli kuvvetlerden daha etkili diş hareketi elde edilmektedir (Proffit ve ark., 2000).

Dolaylı kemik resorpsiyonu için 7-14 gün bir süreç gerekmektedir. Yine periodontal ligamentin yenilenmesi için bu süreye yakın yada daha fazla bir süreye

gereksinim vardır. Bu nedenle iki aktivasyon süresi için gerekli zamanın en az üç hafta olması gerektiği tavsiye edilmektedir (Proffit ve ark., 2000).

Diş uygulanan en uygun kuvvetin belirlenmesinde uygulanan kuvvetin miktarı kadar dağılımın gerçekleştiği periodontal ligament alanı da önemlidir. Periodontal ligamentin cevabı birim yüzeye düşen kuvvetle belirlenir. Farklı hareket tiplerine göre de bu alanlar değişiklik göstermektedir. İdeal diş hareketinde kök yüzeyinde her santimetre kareye 100 gr kuvvet uygulanması gerektiği belirtilmiştir (Proffit ve ark., 2000).

Devrilme (tipping) hareketinde; basınç, periodontal ligamentte belirli alanlarda yoğunlaşmaktadır. Sıkışma bölgeleri kuvvetin uygulandığı tarafta kök ucuna yakın bölge diğer tarafta ise alveol kemiğinin üst kısmındadır. Basınç en çok bu bölgelerde yoğunlaşmaktadır, dişin direnç merkezine yaklaştıkça basınç azalmaktadır. Diş kronuna uygulanan basınca nazaran periodontal ligamentte daha fazla miktarda basınç oluşmaktadır. Özellikle devrilme (tipping) hareketi elde edilirken bu hususa özen gösterilmektedir. Paralel harekette ise kuvvet periodontal ligament alanına eşit dağılmaktadır. Fakat paralel harekette yine bir miktar devrilme (tipping) gerçekleştiği için, kuvvet uygulanırken, her iki hareket için gereken miktarın ortalaması uygulanmaktadır (Proffit ve ark., 2000; Smith ve ark., 1984).

Rotasyonda ise yine bir miktar devrilme (tipping) gerçekleşmektedir. Dolaysı ile devrilme (tipping) hareketine yakın kuvvetler uygulanmaktadır (Proffit ve ark., 2000).

Ekstrüzyon hareketinde diş alveol kemiği ile birlikte hareket ettirmek için hafif kuvvetler (25-30 gr) uygulamak gerekir, ağır kuvvetler dişin çekimi gibi yanıt verebilmektedir (Graber ve ark., 2011).

İntrüzyon hareketinde ise uygulanan kuvvet dişin kök ucunda çok küçük bir alanda yoğunlaşacağından daha hafif kuvvetlerin uygulanması gerekmektedir (Graber ve ark., 2011).

Yapılan birçok hayvan çalışmasında ve klinik çalışmalarda farklı diş hareketleri için farklı değerler belirtilmiştir (Ren ve ark., 2003; Ren ve ark., 2004).

2.3. Diş Hareketini Hızlandırma

Toplumun bilinçlenmesine bağlı olarak ortodontik tedavi gereksinimi duyan hasta sayısının giderek artması ve günümüzde zaman kavramının gerek hekim gerekse hasta

açısından önem kazanması, araştırmacıların dikkatini ortodontik tedavilerin daha kısa sürede tamamlanabilmesi üzerine yoğunlaştırmıştır.

Ortodontik tedavilerdeki en önemli problemlerden birisi olan uzun tedavi süresini kısaltmak amacıyla uygulanan mekanik kuvvetin miktarının artırılması kök rezorpsiyonu, periodontal liflerde hasar ve hyalinizasyon dokusu oluşması gibi bir çok istenmeyen durumun ortaya çıkmasına sebep olmaktadır.

Uzun süren ortodontik tedavilerde, hijyene bağlı diş çürüğü sorunlarının dışında; periodontal hastalıklar, kooperasyon problemleri ve en önemlisi tedavi süresinin uzamasıyla birlikte görülen ilave kök rezorpsiyonları dikkat çekmektedir. Bazı yazarlar, diş kökünde ve alveol kemiğinde doku hasarı meydana gelmeden ortodontik diş hareketinin çok zor olduğunu bildirmişlerse de, doku hasarı oluşturmadan da hızlı diş hareketinin elde edilebileceğini gösteren deneysel çalışmalar vardır (Karamehmetoğlu ve ark., 2013).

Diş hareketini hızlandırmak için bir çok teknik üzerinde çalışma yapılmıştır. Bunlar genel olarak cerrahi destekli teknikler, kimyasal destekli teknikler, fiziksel mekanik kuvvetlerin daha etkin hale getirilmesi amacı için yapılan çalışmalardır.

2.3.1 Cerrahi Destekli Teknikler

Hızlandırılmış Osteojenik Ortodonti Tekniği

Diş hareketini hızlandırmaya yönelik çeşitli cerrahi girişimler yüz yılı aşkın bir süredir uygulanmasına karşın, ilk kez 1959 yılında Heinrich Kole 'nin ortodontik kuvvetleri dekortikasyon yöntemiyle uygulamasıyla birlikte bu alanda yeni bir sayfa açılmıştır. Diş hareketine en yüksek direncin, kortikal kemiğin kalınlığı ve devamlılığından kaynaklandığını ve alveolün cerrahi olarak hazırlanmasının diş hareketini hızlandırabileceğini öne sürmüştür. Oldukça yüksek ortopedik kuvvetler, ayarlanabilir vidalı hareketli apareylerle uygulandığında major aktif diş hareketlerinin 6-12 hafta içinde tamamlanabildiği gösterilmiştir (Köle, 1959).

Bu cerrahi tekniğin invaziv olması, zaman içinde horizontal osteotomi kesisi yerine kortikotomi kesisinin tercih edilmesine neden olmuştur (Düker, 1975).

Bu teknik kullanarak sabit ortodontik tedavinin 6-12 ay daha kısa sürdüğünü öne sürülmüştür. Bu doğrultuda bazı araştırmacılara göre 3 hafta içinde kortikotomi yapılan

bölgelerde anabolik ve katabolik aktivite normalin 3 katına çıkmakta, meduller kemik 2 kat hızlı dekalsifiye olmakta ve periodontal ligament (PDL) alanı 2 katına çıkmaktadır (Sebaoun ve ark., 2007).

Bu teknik ile dişlerin daha kısa sürede daha uzak mesafelere hareket ettirilebileceği ve geleneksel tedavi yöntemiyle başarılı bir şekilde düzeltilebilecek çapraşıklık miktarı 5 mm iken bu teknikle 10 ile 12 mm çapraşıklığın düzeltilebileceği iddia edilmiştir. Bunun yanı sıra tedavi sırasında cerrahi aşama ek masraf oluşturmaktadır. Kemik kaybı ve diş eti çekilmesi gibi bazı istenmeyen sonuçlarda görülmüştür. Ağrı ve şişlik görülmesi beklenebilmekte, ayrıca bazı durumlarda enfeksiyon da meydana gelebilmektedir (Wilco ve ark., 2000).

Dental Distraksiyon Tekniği

Periodontal ligament distraksiyonu olarak da bilinmektedir. Bu amaçla yapılan cerrahi işlem, distraksiyon osteogenezinde olduğu gibi kemik direncinin azaltılması ve tamir kemik dokusunun gerilimine bağlı olarak yeni kemik oluşturulmasına dayanmaktadır. Geleneksel yöntemle kanin dişleri ayda 1 mm hareket ettirilerek çekim boşluğu ortalama 6-7 ayda kapatılırken bu yöntemle hareket miktarı haftada 1.2 mm'ye çıkarılmış ve retraksiyon süresi 3 haftaya indirilmiştir. Kaninin çekim boşluğuna bu kadar hızlı retrakte edilebilmesi distalindeki kemiğin zayıflatılmış olması ve dişlerin, bu aşamada boşluğu dolduran fibroz doku içerisinde daha hızlı hareket edebilmelerine bağlanmıştır. Tekniğin en önemli avantajlarından biri de dişlerde ankraj kaybına neden olmamasıdır.

Bu durum kanin retraksiyonunun, kuvvet uygulanan dişlerde 2-3 hafta devam eden ve herhangi bir diş hareketinin görülmediği duraklama periyodunda tamamlanmasına bağlamıştır (Liou ve ark., 1998). Buna karşın retraksiyon süresinin üç haftayı geçtiği durumlarda dişlerde ankraj kaybı olduğu bildirilmiştir. Tekniğin diğer önemli avantajı; kök rezorpsiyonu görülmemesi veya en az düzeyde görülmesidir. Bunun nedeni ise kök rezorpsiyonunun kuvvet uygulamasını takip eden 2.-3. haftada başlaması ve retraksiyonun bu esnada tamamlanmış olmasıdır. Kök rezorpsiyonu konusunda yapılan araştırmalar kuvvet uygulama süresinin, uygulanan kuvvet miktarına göre daha önemli bir faktör olduğu göstermiştir (Harry ve ark., 1982). Şiddetli anterior çapraşıklığı olan ve protruziyon gösteren

vakalarda etkili bir şekilde uygulanabilmektedir. Özellikle ankraj ihtiyacının kritik olduğu vakalarda çekim boşluğunun hemen hemen tümü anterior dişlerin sıralanması ve kanin retraksiyonu için kullanılabilen, böylece posterior ankraj ve ağız dışı kuvvet ihtiyacı azalmaktadır.

Dental distraksiyon tekniği kanin dişini taşıyan alveoler segmenti mobilize ederek de uygulanmıştır. Cerrahiden hemen sonra distraktörler yerleştirilmiş, alveoler segmentin mobilize olduğundan emin olmak için distraktörler birkaç milimetre aktive edilmiş ve geri kapatılmıştır. Molarlardaki ankraj kaybı en az düzeyde gerçekleşmiştir, ancak alınan tüm önlemlere karşın kaninlerde devrilme hareketi meydana gelmiştir (Kisnisci ve ark., 2011).

Perisegmental Kortikomi

Bu yöntem ile kortikotomi ve ortopedik kuvvet uygulanarak dentoalveoler segmentlerin hızlı hareketini hedeflenmektedir. Araştırmacılar, bazal ve alveoler kemik arasındaki kortikal tabakanın devamlılığını bozarak, meduller kemiğin ağır ortopedik kuvvetler etkisiyle kolayca eğilebileceğini göstermişlerdir.

Üst çenenin aksine alt çenenin meduller kemiğin daha az ve korteksin daha kalın oluşu ve lingual retraktörün karmaşık yapısı nedeniyle perisegmental kortikotomiyle hareket daha kısıtlı olmaktadır. Bu nedenle çenelerin ön kısmının segmental osteotomisinde tercih edilebilmektedir (Chung ve ark., 2006).

Kortizisyon Tekniği

Flep adı verilen kemik üzerindeki yumuşak doku katmanı kaldırmadan en küçük cerrahi girişim yapılarak hem hasta hem ortodontist için kabul edilebilir bir tekniktir. Köpek dişin etrafına yapılan kesi bölgesel anestezi gerektirmektedir.

Kortizisyon yapılan grupta kontrol grubuna kıyasla dişin etrafındaki dokularda patolojik değişim veya kök rezorpsiyonu gerçekleşmeksizin 3.5 kat daha hızlı kemik oluşumu gerçekleştiği gözlenmiştir (Chung ve ark., 2006).

Mikroosteoperforasyon Tekniği

Kemik içerisine keratinize dişeti üzerinden küçük perforasyon alanları açılarak, enflamatuvar içerik arttırılmakta ve buna bağlı olarak osteoklast aktivasyonu

gerçekleşmektedir. Tasarlanan özel bir alet sayesinde, vakaya göre; istenilen bölgelere, istenilen derinlikte ve sayıda perforasyon alanları oluşturulabilmektedir. Yapılan çalışmalarda diş hareketi miktarının kontrol grubu ile karşılaştırıldığında iki katından daha fazla olduğu görülmüştür (Alikhani ve ark., 2013).

Piezoinsizyon Tekniği

Dişeti üzerinden kemik dokuya kadar uzanan mikroinvaziv kesiler içeren bir yöntemdir. Piezo kesileri seçici, milimetrik ve güvenli olmaktadır. Geleneksel kesilerden farklı olarak kemikte osteonekroz oluşturmamaktadır. Piezosizyon yönteminin, uygulama sırasında ve sonrasında hasta açısından büyük bir rahatsızlık oluşturmadığı bildirilmiştir. Diş hareketinin hızına olumlu katkılar sağladığına dair sonuçlar elde edilmiştir (Dibart ve ark., 2009).

2.3.2. Kimyasal Destekli Teknikler

Ortodontik tedavide diş hareketini sağlayan temel etken, uygulanan mekanik kuvvetlere cevap olarak meydana gelen diş çevresi dokularında yeniden şekillenme meydana gelmesidir. Uygulanan kuvvete bağlı olarak dişin çevre dokularında çeşitli kimyasal ögelerin oluşumu gerçekleşmektedir, bunun sonucu olarak hücresel etkileşim yoluyla diş hareketi oluşmaktadır.

Lökotrienler

Lökotrien sentez inhibitörü olan “AA861” adlı farmakolojik ajan kullanılarak, yapılan hayvan çalışmasında, AA861 solüsyon verilen sıçanlarda belirgin şekilde ortodontik diş hareketi üzerinde azalma gözlenmiştir. Bu çalışmada lökotrien baskılanması, indirekt olarak prostaglandin sentezini arttırmış olmasına rağmen, lökotrien baskılanmasına bağlı olarak ortodontik diş hareketi belirgin şekilde azalmıştır (Mohammed ve ark., 1989).

Tromboksanlar

Tromboksanlar, trombosit agregasyonunu sağlayan vazokonstriktörler olarak görev yapmaktadırlar. Yapılan çalışmada prostaglandin türevi olan prostasiklin ve tromboksan A2'nin ortodontik diş hareketi üzerine etkilerini elde edilen bulgular ışığında

prostasiklinin diş hareketi üzerine çok etkili olduğunu, tromboksan A2'nin ise pek etkili olmadığını belirtmiştir. Tromboksan analogu olan "U46619", yapılan kesitsel taramalarda multinükleer osteoklastların sayısını ve osteoklastik kemik rezorpsiyonunu belirgin şekilde arttırmış ve bu şekilde ortodontik diş hareketini belirgin şekilde hızlandırmıştır (Akın ve ark., 2004).

Prostasiklinler

Prostasiklinler, trombosit agregasyonuna engel olarak vazodilatatör olarak rol almaktadırlar. Sentetik prostasiklin (epoprostenol) veya "İloprost" gibi prostasiklin analogları, iskemik durumlarda ve pulmoner arteriyal hipertansiyon durumlarında tedavi amaçlı kullanılmaktadırlar. Trombosit agregasyonu ve vazodilatasyon üzerindeki etkileri zıt olsa da, prostasiklin ve tromboksan analoglarının ortodontik diş hareketi üzerindeki etkileri benzer etkilere sahiptirler (Akın ve ark., 2004).

Prostaglandinler

Prostaglandinler, özellikle de PGE2 (prostaglandin E2), kemik metabolizmasını bölgesel olarak düzenlemekte ve mekanik uyarılma ile uyarılan kemik oluşumunda aktif rol oynamaktadırlar. Ayrıca PGE2 (prostaglandin E2) hem mevcut osteoklastların sayısını arttırmakta, hem de bunların rezorptif etkilerini belirgin hale getirmektedirler. Kemik kültürü üzerinde PGE2 hem osteoklast sayısını arttırmaktadır hem de bunlara daha pürüzlü bir yapı kazandırmaktadır. Araştırmacılar yüksek konsantrasyon ve çok sayıda enjeksiyonun kök rezorpsiyonunu artırabileceğini bildirmişlerdir (Leiker ve ark., 1995).

Sıçanlar üzerinde yapılan çalışmada, 0.1 µgr'lık 1 mL PGE2 enjeksiyonu ile ortodontik diş hareketi belirgin şekilde daha fazla gözlenmiştir (Kale ve ark., 2004).

Sıçanlar üzerinde yapılan başka bir çalışmada, çoklu bölgesel PGE2 enjeksiyonun 60 cN ortodontik kuvvetle birlikte meziale büyükazı diş hareketini arttırdığı bildirilmiştir (Seifi ve ark., 2007).

Klinik bir çalışmada üst çene birinci küçükazı dişlerinin birine ortodontik kuvvetle birlikte birer hafta ara prostglandin uygularken diğerine prostaglandin uygulamamıştır. Diş hareketi prostglandin uygulanan tarafta diş hareketi uygulanmayan tarafa göre 3 kat daha hızlı gerçekleşmiştir (Spielmann ve ark., 1988).

Kortikosteroidler

Kortikosteroidler, adrenal kortekste sentezlenen steroid hormon grubudur. Stres cevabı, enflamatuvar ve immün cevap, karbonhidrat metabolizması, protein katabolizması ve kan elektrolit seviyesi gibi birçok fizyolojik sistemde rol almaktadır.

Kortizol gibi bazı kortikosteroidler glukokortikoid olarak adlandırılırlar. Temel olarak bunlar; karbonhidrat kontrolünde, yağ ve protein metabolizmasında görev almaktadırlar fakat bunların yanı sıra antienflamatuvar özellikleri de bulunmaktadır. Aldesteron gibi diğer kortikosteroidler (mineralokortikoidler) temel olarak böbreklerde sodyum tutulumunu sağlayarak, elektrolit ve su seviyelerini kontrol etmektedirler.

Kortikosteroidlerin diş hareketini dört kata kadar hızlandırdığına dair sonuçlar elde edilmiştir (Ashcraft ve ark., 1992).

Paratroid Hormon

Paratiroid hormon paratiroid bezlerden salgılanır. Temel etkisi kandaki kalsiyum yoğunluğunu arttırarak kemik rezorpsiyonunu sağlamaktadır. Etkisini direkt olarak osteoklastlar üzerinden göstermekte ve mezenşim hücrelerinin osteoklastlara dönüşümünü arttırmaktadır.

Paratiroid hormonun diş hareketi üzerindeki etkisini gösteren çok sayıda hayvan çalışması mevcuttur (Drazek, 1968). Paratroid hormon devamlı ve sistemik infüzyonunun, sıkışmış periodontal dokularda osteoklastik kemik rezorpsiyonunu arttırdığı, periodontal dokunun diğer alanlarında kemik kaybında artışa neden olmadığını ve ortodontik diş hareketini hızlandırdığı, bunların aksine aynı dozda paratroid hormon kesikli şekilde enjeksiyonunun diş hareketini etkilemediğini bulunmuştur (Soma ve ark., 1999). Paratiroid hormonunun sistemik ve lokal uygulamalarının diş hareketi üzerine olan etkilerini inceleyen çalışmalarda, bu hormonun mekanik kuvvetler ile kombine olarak kullanılmasına bağlı olarak diş hareketinin hızlandığı bildirilmiştir (Caniklioglu ve ark., 1999).

Troid Hormonu

Tiroid bezi, tiroksin ve kalsitonin olmak üzere iki farklı tür hormon üretmektedir. Tiroksin birçok hücrenin aktivitesini ve metabolizmasını etkilemektedir ve fiziksel büyüme ve gelişmede önemli bir rol oynamaktadır.

Dışarıdan verilen tiroksinin ortodontik diş hareket hızını arttırdığı gösterilmiştir. Kalsitonin ise paratroid hormonunun sahip olduğu etkilerin tam aksini göstermektedir. Kalsitonin, intestinal kalsiyum Emilimi, kemikteki osteoklastik aktiviteyi ve renal kalsiyumun yeniden Emilimini azaltmaktadır. Aynı zamanda osteoblastların kemik oluşturma aktivitesini de stimüle etmektedir. Kemikteki fizyolojik rolünden dolayı kalsitoninin diş hareketini engelleyeceği düşünülmektedir (Shirazi ve ark., 1998).

Östrojen Hormonu

Östrojen kadınlarda kemik metabolizmasını etkileyen oldukça önemli bir hormondur. Östrojenlerin kemik dokusundaki yararlı etkileri, kemik rezorpsiyon derecesini azaltmaktadır. Yapılan çalışmalarda belirgin şekilde ortodontik diş hareketini hızlandırıldığı ve bu hızlanmanın alveolar kemik dönüşümündeki aktivasyona bağlı olduğunu göstermiştir (Yamashiro ve ark., 2001).

Vitamin D3

1.25 dihidroksikolekalsiferol vitamin D'nin en aktif hormonal çeşididir. Kediler üzerinde yapılan çalışmada doza bağımlı şekilde 1,25 dihidroksikolekalsiferol'ün ortodontik diş hareketi hızını arttırdığı görülmüştür. Bölgesel vitamin D enjeksiyonlarının haftada bir uygulaması sonucu, aynı hayvanların deney tarflarında, kontrol tarafındaki dişlere kıyasla %60 daha fazla diş hareketi gözlenmiştir (Collins ve ark., 1988).

Osteokalsin

Osteokalsin kemik yapıda bulunan, kollajen olmayan bir proteindir. Sıçanların üst çene birinci büyük azı dişlerine sarmal yayla mezial yönde hareket uygulanarak, bölgesel osteokalsin enjekte edilmiştir ve on günlük bir süre boyunca diş hareketi histolojik olarak değerlendirilmiştir. Osteokalsitoninin bölgesel uygulanmasının diş hareketini hızlandırdığını tespit edilmiştir (Hashimoto ve ark., 2001).

Nitrik Oksit

Nitrik oksit memelilerin vücudunda bulunan sinyal molekülü olarak görev yapan bir bileşiktir. Hayvan çalışmalarında bölgesel uygulamalarda ortodontik diş hareketinde belirgin artış olduğunu görmüştür (Akın ve ark., 2004).

2.3.3. Fiziksel Mekanik Kuvvetlerin Etkinleştirilmesi İçin Uygulanan Teknikler

Lazer Uygulama

Lazer, İngilizce ‘‘Light Amplification by Stimulated of Radiation (Uyarılmış Radyasyon Yayınımı ile Işık Yükseltimi)’’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Lazerde bilinen ışıktan farklı olarak, dar ve yoğun bir eş faz ve tek renkli ışık ışını üretimi olmaktadır. Lazer ışığı belirli bir dalga boyuna sahiptir. Lazer hücresel proliferasyon ve diferansiyasyonu stimüle ederek osteoblastik ve osteoklastik aktiviteyi arttırmaktadır (Ozawa ve ark., 1998).

Sıçanlar üzerinde yapılan çalışmalarda lazer uygulanan hayvanlarda üst çene genişletilmesi sonrasında daha kaliteli kemik elde edilmiştir. Lazerin sıçanlardaki diş hareketi, lazer uygulanmayan hayvanlara göre %30 oranında arttığı gözlenmiştir (Kawasaki ve ark., 2000).

Elektromanyetik Sitümlasyon

İlk kez 1984 yılında ‘‘manyetik molar distalize edici sistem’’ ile yapılan molar distalizasyonunun, head-gear, coil-spring ve diğer geleneksel metodların başarısız olduğu durumlarda bile etkili olduğu görülmüştür. Sistemin kullanımında kök rezorpsiyonu, ağrı, mobilite ve diğer yan etkilerin görülmediğini bildirmiştir (Blechman ve ark., 1978).

Manyetik braketler kullanarak boşluk kapatılan çalışmalarının sonuçlarına göre manyetik kuvvet, ortodontik apareylerin neden olduğu stresi bir düzeye kadar azaltabilmektedir, oluşan elektrik akımı alveoler kemiğin yeniden şekillenmesini sağlarken; periodontal hastalık, kök rezorpsiyonu ve çürük oluşumunu azaltmakta ve bu esnada ağrı ve rahatsızlık hissine neden olmamaktadır (Kawata ve ark., 1987).

Üst çene de gömülü bulunan kopek dişlerinin manyetik kuvvetler kullanılarak daha hızlı, kontrollü ve daha az mobiliteyle sürdürülürken, daha iyi bir dişeti sırtı elde

edilebileceğini ve enfeksiyon riskinin daha az olacağını belirtilmiştir. Manyetik alanın diş hareketini hızlandırdığı, bunu da diş hareketinin görülmediği duraklama periyodunu kısaltarak sağladığını öne sürülmüştür (Darendeliler ve ark., 1995).

Vibrasyon

Diş hareketlerini hızlandırmaya yönelik vibrasyonel uyarma yöntemlerinden biri rezonanstır. Rezonans vibrasyon, Rankl isimli peptidin PDL'deki geçişini arttırmaktadır. Diğer bir vibrasyonel stimülasyon yöntemi ise ultrasonik vibrasyondur. Bu yöntem de aynı mekanizmayla diş hareketini hızlandırmaktadır; ancak oluşan ısının pulpada hasara neden olabileceği bilinmektedir (Dobie, 2013).

Elektrik Akımı

Yapılan hayvan çalışmalarında, 15- 20 mikroamper düzeyinde uygulanan doğru akımın biyoelektrik potansiyeli değiştirerek diş hareketini hızlandırdığını görülmüştür. Bölgesel olarak uygulanan elektrik akımı, diş hareketini hızlandırıcı ilaç ve hormon uygulamalarının aksine, sistemik etki göstermemekte ve uygulanan bölgede sınırlı kalmaktadır. Bu uygulamadaki temel problem elektrik kaynağının ağız içi yerleşimindeki ve hastaların minyatür civa bataryalarını kabullenmelerindeki güçlük olmaktadır. Ayrıca elektrik akımının dokularda hasara neden olan iyonik reaksiyonlar ve kemik dokunun bağ dokuyla yer değiştirmesi gibi bazı komplikasyonlarının olabileceği rapor edilmiştir (Kolahi ve ark., 2009).

2.4 .Ortodontik Tedavi Sırasında Oluşan Sürtünmenin İncelenmesi

Ortodontik tedavilerin her aşamasında, hareket sırasında; tedavi mekaniklerinin bünyesinde; bir miktar sürtünme oluşmaktadır. Sabit ortodontik tedavilerde genellikle dişlerin yüzeylerine yapıştırılan braket yada molar tüp ismi verilen kuvvet aktarıcı ataçmanlar ile, bunların tüp yada slot adı verilen olukları içerisine oturtulan ark teli dediğimiz kuvvetin kaynağı olan teller arasında; dişlerin mesiale yada distale hareketleri sırasında bir miktar sürtünme oluşmaktadır (Nikolai, 1985).

Teknolojinin tüm kısımlarında, sürtünmenin mekanik etkinlik kaybına, malzeme yada zaman israfına neden olduğu bilinmektedir. Bu sebeple sürtünmenin azaltılmasıyla

muazzam bir enerji tasarrufu sağlanabilmektedir. Günümüz dünyasında enerji kaynaklarının önemli bir miktarının değişik nedenlerle sürtünme ve sürtünmeyle mücadele için harcandığı zannedilmektedir. (Stachowiak ve ark., 2001).

Sürtünme iki başlık altında incelenmektedir:

Birincisi yuvarlanma sürtünmesi olarak adlandırılmaktadır. Çünkü tekerlek gibi yuvarlanarak iki cisim arasında oluşmaktadır. Yuvarlama sürtünmesinin miktarı, diğer tür sürtünmenin, sürtünme miktarından daha azdır. Hareket yönü kuvvetin tersi yönündedir, yüzey teması çok azdır. Sürtünme kuvveti cisimlerin birbirine temas ettikleri noktalarda, malzemelerin özelliklerinden etkilenerek, cisimlerin yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak oluşmaktadır.

İkincisi ise iki yüzeyin birbiri üzerinde kayması sırasında oluşan sürüklenme sürtünmesidir. Sürüklenme sürtünmesi de statik ve dinamik sürtünme şeklinde iki kısımdan oluşmaktadır.

Statik sürtünme; bir cismin diğer bir cisim üzerinde harekete başlayabilmesi için gerekli en düşük kuvvettir.

Dinamik sürtünme ise sabit bir hızda hareket halindeki cismin hareketine karşı koyan sürtünme kuvvetidir (Pizzoni ve ark., 1998).

Hareket öncesinde iki cisim arasında adezyon adı verilen bir kuvvet mevcuttur. Adezyon iki cismin birbirine en yakın temasları durumundayken cisimler arasında oluşan çekim kuvvetidir (Van Noort, 2007). Adezyonun aşılabilmesi için belli düzeyde bir kuvvete ihtiyaç vardır. Bu statik sürtünme kuvvetidir. Adezyon aşıldıktan sonra cismin hareketi sırasında momentin ve aşınma ile plastik deformasyona uğrayan temas alanlarının etkisiyle hareketin devamındaki kuvvet daha azdır. Bu dinamik sürtünme kuvvetidir (Nanda, 1997). Ortodontik tedavi sırasında diş hareketi, sabit tedavi aşamalarında, diş ark telinin izin verdiği ölçüde devrilip sonra tekrar düzelmesi şeklindedir. Bu yüzden tedavinin aşamalarından olan boşluk kapatma işleminde daha çok statik sürtünme görülmektedir. Fakat kinetik sürtünmenin de çok önemli etkilerinin olduğu birçok çalışmada rapor edilmiştir (Downing ve ark., 1994; Kapur ve ark., 1999; Keith ve ark., 1994). Ortodontik tedavi sırasında boşluk kapama aşaması iki ayrı yolla yapılabilmektedir; bunlar looplardır. Bunlar yardımcı yapılan bölümlü mekanikler ve devamlı bir ark teli üzerinde braket ve tüplerin kaydırılması şeklinde

uygulanan kayma mekaniklerdir (Farrant, 1977; Ziegler ve ark., 1989). İki mekanik arasındaki sürtünme kuvveti farklıdır. Kayma mekaniği ile kanin dişinin çekim boşluğuna doğru distale hareket ettirilmesi sırasında karşılaşılan sorunlardan birisi sürtünmedir ve miktarı tam olarak öngörülememektedir (Articolo ve ark., 1999; Iwasaki ve ark., 2003; Redlich ve ark., 2003).

Ortodontik kuvvetler her aktif edildiğinde hareket miktarı ilk başta periodontal ligament aralığını geçemez. Çünkü önünde henüz şekillenmeye başlamamış kemik bulunmaktadır. Bir sonraki aktivasyona kadar geçen sürede hareket çok yavaş gerçekleşir. Her aktivasyon başlangıcında statik sürtünme kuvveti daha önemli olmasına rağmen, hiyalinizasyon dokusunun etkisi en aza indirildiğinde dinamik sürtünmenin geri kalan aşamada daha etkili olduğu görülebilir.

Sürtünmenin aktivasyon sırasındaki en önemli etkisi uygulanan kuvvetin verimliliğini azaltmasıdır. Diş hareketi süresince devamlı değişen yüzey geometrisi statik sürtünme kuvvetini de değiştirir. Örneğin; aktivasyon sırasında statik sürtünme miktarı yüzey geometrisi ve temas alanına bağlı iken, statik sürtünme aşıldıktan sonra diş harekete başladığında oluşan dinamik sürtünme kuvveti temas alanından bağımsızdır. Dişe uygulanan toplam kuvvetin etki gösterebilmesi için sürtünme kuvvetini geçmesi gerekir. Devamlı değişen sürtünme kuvvetleri toplam kuvvetin devamlı değişik bir miktarının diş iletilmesi demektir. Aktivasyon sırasında daha yüksek olan statik sürtünme kuvvetini yenmek için aktivasyon kuvveti arttırılmaktadır. Diş harekete başladığında ise dinamik sürtünme kuvveti daha düşük olduğundan, diş iletilen kuvvet miktarı çoğu zaman öngörülemeyecek şekilde artmaktadır. Dinamik ve statik sürtünme kuvvetleri arasında ciddi farklar varsa, aktivasyon sonrasında diş iletilen kuvvet yıkıcı seviyeye çıkabilmektedir (Frank ve ark., 1980; Read-Ward ve ark., 2014). Başka bir çalışmada ise bu farkın diş hareketi için gereken kuvvetin iki ile altı katına kadar çıkabileceği gösterilmiştir (Drescher ve ark., 1989).

Arttırılan retraksiyon kuvvetinin etkisi sadece hareket eden dişle sınırlı kalmaz. Hareket için destek alınan yapı ve buna bağlı olarak ortodontik tedavinin gidişatı da aşırı kuvvetlerin olumsuz etkilerine maruz kalabilir. Ankraj ünitesi olarak yine dişler kullanılmışsa, ankraj potansiyeli alveoler kemiğin yoğunluğuna ve ankraj ünitesindeki dişlerin köklerinin toplam yüzey alanına bağlıdır. Aynı şekilde mini vida gibi bir geçici

ankraj cihazı kullanılan durumlarda da ankraj potansiyeli cihaz özellikleri ve kemik yoğunluğu gibi faktörlere bağlıdır ve belli bir değerle sınırlıdır (Paik, 2009). Uygulanan kuvvet belli değerleri geçtiğinde, eğer mini vida implantı kullanılıyorsa, vidanın hareketlenmesi ve kaybı gibi problemler oluşabilmektedir. Üstelik bu cihazların uygulanması ek bir maliyet ve beceri gerektirmektedir (Büchter ve ark., 2005; Sevimay ve ark., 2005). Ankraj olarak dişler kullanıldığında ve kuvvet ankraj ünitesinin potansiyelini geçtiğinde ise, ankraj ünitesinin hareketi ve ankrajın kaybedilmesi gözlenebilmektedir. Ankrajın çok kritik ve önemli olduğu vakalarda bu şekilde ankraj kaybetmek, tedavi süresinin uzaması ve tedavi sonuçlarının istenen seviyede olmamasına sebep olabilmektedir (Nanda ve ark., 2009).

Kayma mekaniklerinde sürtünme önemli olduğu için “sürtünmeli mekanik” olarak isimlendirilir. Bölümlü mekanik, sürtünme içermediği için “sürtünmesiz mekanik” olarak isimlendirilir (Omana ve ark., 1992). Kayma mekaniklerinin sıklıkla kullanılmaya başlanmasıyla, sürtünme üzerine yapılan araştırmalar ve çalışmalar hem artmıştır hem de daha çok önem arz etmeye başlamıştır (Schlegel, 1996).

Sürtünme kuvvetinin etkisiyle kayma mekanikleri kullanılan bir hastada optimum kuvvetten daha fazla kuvvetler kullanılabilir ki, bu diş ve çevre dokuları için biyolojik açıdan olumsuz bir durumdur. Aynı zamanda ankraj ünitesine daha fazla yük binmesi sebep olur. Tüm bunlara ilave olarak diş hareketinin sürtünme kuvveti etkisiyle yavaşladığında ifade edilebilir. Klinik uygulamalarda en sık karşılaşılan durumlardan biriside; küçük azı dişi çekimi yapılmış vakalarda, köpek dişi retraksiyonu sırasında ortaya çıkan sürtünme kuvvetinin, diş hızını yavaşlatması ve ön grup dişlerin retraksiyonu sırasında arka grup dişler ile ark teli arasında oluşan sürtünmeden dolayı ark telinin hareketinin kısıtlanması ve sonuç olarak tedavi süresini uzatmasıdır (Frank ve ark., 1980; Hasler ve ark., 1997). Sürtünme kuvvetleri diş hareketi için gereken kuvvetin üçte ikisine kadarını harcayabilmektedir (Drescher ve ark., 1989; Reicheneder ve ark., 2007).

2.5 Diş Hareketini Hızlandırmak Amacıyla Ortodontik Tedavi Mekaniklerinin İncelenmesi

Ortodontik diş hareketi, yay ve elastikler gibi ağız içi ya da ağız dışından destek alınarak sağlanan kuvvetlerle, dişlerin ark teli boyunca hareket ettirilmesi olarak kabul edilebilmektedir.

Uygulanan bu kuvvetin bir kısmı, bahsedildiği gibi sürtünme kuvvetine dönüşmektedir.

Sürtünme kuvveti (F_{fr}) = **Sürtünme katsayısı** (μ) X **Uygulanan kuvvet** (F)

Sürtünme katsayısı, hareket sırasında birbirlerinin üzerinde kayan materyallerin yapısına bağlı olmaktadır. Çok az da olsa hız, yüzeyler arasındaki temas alanı gibi diğer bazı faktörlerden de etkilenmektedir. Temas halinde iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında temas yüzeyine teğet ve bu zorlanmaya zıt yönlü olarak sürtünme kuvveti ortaya çıkmaktadır.

Sürtünme, temas yüzeyleri pürüzlülüğüne bağlı değişik özellikler gösterebilirken, temas yüzeylerini birbirine bastıran kuvvetle de doğru orantılı olmaktadır. Yüzeyleri çok pürüzlü olan cisimlerde yüzeydeki girinti ve çıkıntıların çokluğu sürtünmeyi artırırken; çok düz, tamamen pürüzsüz yüzeylerde de adhezyon sürtünmesi meydana gelebilmektedir.

İki temas halindeki yüzey birbiri üzerinde kaydırılmaya başlandığında toplam kuvvetin iki komponenti ortaya çıkmaktadır. Kayma hareketine paralel fakat ters yönde olan kuvvet sürtünme kuvveti, temas halindeki yüzeylere dik olan kuvvet ise normal kuvvettir (Downing ve ark., 1994; Eberting ve ark., 2001).

Ortodontide diş hareketi sırasında tel ve braket sırasında meydana gelen sürtünmeyi etkileyen bir çok faktör bulunmaktadır.

2.5.1. Biyolojik Faktörler

Ark teli ve braket arasındaki sürtünme miktarı; tükürük, oklüzal çatışmalar ve çiğneme kuvvetleri gibi biyolojik faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Özellikle tükürüğün, ark teli ve braket arasındaki sürtünme kuvvetleri üzerinde önemli bir etkisi vardır. Tükürük titanyum alaşımı tellerle seramik braketler arasında kaydırıcı bir rol oynarken;

paslanmaz çelik braketler ve paslanmaz çelik teller arasında sürtünmeyi arttırıcı etki göstermektedir.

Tüberkül adı verilen dişlerin çiğneme yüzündeki çıkıntılarının, normalden daha belirgin olması, kapanışın erken temasta oluşmasına neden olmaktadır. Yüksek düzeydeki çiğneme kuvvetleri de dişin ark teli üzerinde kaymasına engel olabilmektedir (Tosun, 1999).

2.5.2. Kuvvetin Uygulanma Şekline Bağlı Faktörler

Dişin ortodontik hareketi sırasında oluşan kuvvet, dişin direnç merkezinden uzakta uyguladığında, dişte bir devrilme meydana gelmekte ve bu devrilme sonucunda ark teli ile braket arasında hem yatay hem de dikey doğrultuda sürtünme ortaya çıkmaktadır. Bunun azaltılması için kuvvet braket gövdesine değil braket kanatlarına uygulamaktadır. Böylece moment azalmakta ve dişte daha az devrilme meydana gelmektedir (Tosun, 1999).

2.5.3.Brakete Bağlı Faktörler

Braket Materyaline Bağlı Özellikler

Ortodontide bir çok materyalden braket üretilmektedir. Bunların başlıcaları polikarbonat, kompozit, plastik, seramik ve paslanmaz çelikdir. Bunların içerisinde en fazla sürtünme plastik braketlerde, en az sürtünme ise paslanmaz çelik braketlerde (Tosun ve ark., 1998).

Seramik braketler, paslanmaz çelik braketlerle kıyaslandığında ark telleri ile aralarında daha fazla sürtünme oluşmaktadır. Bunun nedenin ise yüzey pürüzlülüğü olduğu öne sürülmüştür. Bu yüzden yüzey pürüzlülüğünü azaltmak amacıyla, braket oluğu içerisine metal oluk eklenmiştir (Dickson ve ark., 1996; Ghafari, 1992;; Loftus ve ark., 1999).

Titanyum braketler, paslanmaz çelik braketler ile sürünme ve yüzey pürüssüzlüğü açısından incelenmiştir. Sürtünme kuvvetleri açısından bir birlerine daha yakın olmalarına rağmen, yapılan SEM incelemelerinde titanyum braketlerin yüzeyinin daha pürüzlü olduğu görülmüştür (Kusy ve ark., 1997).

Braket Genişliği

Dar olan braketlerde dişerin devrilme oranı daha yüksek olduğu için sürtünme daha fazla olduğu dşnlseyde yapılan bazı çalışmalarda ise bu oran daha düşük çıkmıştır. Bunun nedeni de dar braketlerde ark teli daha fazla hareket ettiğinden tel ile braket arası etkileşim daha az olmaktadır. Klinik açıdan değerlendirildiğinde hem diş kontrolü hem de sürtünme değerleri açısından geniş veya orta genişlikte braket kullanımı önerilmektedir (Tosun, 1999).

Braket Tasarımının Etkisi

Konvansiyonel braketlerde ark telinin braket oluğuna oturması için ligatür sıkı bir şekilde bağlanmakta ve bu da sürtünmeyi arttırmaktadır. Braketin tasarımında yapılan değişimlerde ark telinin baraket oluğuna doğrudan teması yada daha az teması amaçlanmıştır. Braket oluğunun tabanında ve oluğun alt-üst kısımlarında hafif bir kabartı şeklindeki değişiklikler teması azaltarak, sürtünmenin azaltılmasına katkı sağlanmaktadır (Nanda ve ark., 1997). Braketler oluğu bakımından, dar ve geniş olarak üretilmektedir. Yapılan çalışmalarda aynı ark teli dar ve geniş oluklu braketlerde kullanılmıştır. Dar olan 0.018 inch oluk genişliğine sahip braketlerde, geniş olan 0.022 inch oluk genişliğine sahip braketlere kıyaslandığında daha fazla miktada sürtünme oluşmuştur (Tidy ve ark., 1989).

Braketin retim Tekniğinin Etkisi

Braketlerin retiminde genel olarak, çekme, döküm, sinteleme, metal enjeksiyon teknikleri kullanılmaktadır. Paslanmaz elik braketlerin üretiminde, daha hızlı üretilen, daha ekonomik ve yapısal olarak daha az hatalı braketlerin üretimine olanak veren metal enjeksiyon döküm tekniği çok tercih edilmektedir. Bu teknikle üretilen braketlerin kullanımında daha az sürtünme oluşmaktadır (Arici, 1996; Tosun, 1999). Sinterleme işlemi polikristalin seramik braketlerin üretiminde kullanılmaktadır. Seramik braketler oldukça estetikler fakat sürtünme bakımından olumsuz sonuçlara sahiptirler. Seramik braketlerin bu olumsuz etkilerini azaltmak amacıyla paslanmaz elik oluklu seramik braketler üretilmiştir (Kusy ve ark., 2001).

2.5.4.Ligatüre Bağlı Faktörler

Ark telinin brakete bağlanmasını ve olukta kalarak hareket etmesine yarayan yardımcı bağlayıcılara ligatür adı verilmektedir. Tel ligatürler, elastik ligatürlere göre daha az sürtünme oluşturmasına rağmen, ligatür aşırı derecede sıkıldığında sürtünme ciddi oranlarda artmaktadır, hatta hareket engellenebilmektedir. Tel ligatürler paslanmaz çelikten üretilirler, fakat teflon kaplı tel ligatürlerde üretilmiştir. Teflon kaplı ligatürlerin daha fazla sürtünme oluşturduğu bildirilmiştir. Ligatürlerin yanında ark telini brakete bağlamak için sürgüler, kapaklar ve pinlerde kullanılmıştır, bunlar üretim sırasında braketlerin bünyesine eklenmişlerdir (Berger, 1990; Hain ve ark., 2003; Shivapuja ve ark., 1994).

Sürtünmeyi azaltmak amacıyla enjeksiyon tekniği kullanılarak farklı türde elastik ligatürler üretilmiştir. Konvansiyonel elastik ligature kıyasla daha az sürtünme oluşturduklarına dair sonuçlar elde edilmiştir (Baccetti ve ark., 2006).

Ortodontide kapaklı braketlere kendinden bağlamalı braketler denilmektedir. Aktif kendinden bağlanmalı braketlerde braket kapağı ark teline sürekli bir kuvvet uygulamaktadır. Pasif kendinden bağlamalı braketlerde ise braket kapağı tele herhangi bir baskı yapmamaktadır. Bu da ligatürleme sonucu oluşmuş olan sürtünmeyi elimine etmektedir. Buna rağmen kendinden bağlanmalı braketler bir birleriyle kıyaslandığında aktif ve pasif braketler arasında sürtünme açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Brauchli ve ark., 2011).

Başka bir çalışmada ise statik ve dinamik sürtünme miktarları aktif ve pasif kendinden bağlanmalı braketlerde konvansiyonel braketlere göre daha az bulunmuş, pasif kendinden bağlanmalı braketlerdeki sürtünme miktarı ise aktif kendinden bağlanmalı braketlere oranla daha düşük bulunmuştur (Krishnan ve ark., 2009).

Seramik braketler kullanıldığında paslanmaz çeliklere göre daha fazla sürtünme oluşmaktadır, fakat seramik kendinden bağlanmalı braketlerin oluşturduğu sürtünme miktarı paslanmaz çelik braketlerinki kadar düşük bulunmuştur (Cacciafesta ve ark., 2003).

2.5.5. Ark Teli İle Braket Arasındaki Açık

Ark teli ve braket arasındaki açılanma arttıkça sürtünme miktarı artmaktadır (Tosun, 1999).

2.5.6. Ark Teline Bağlı Faktörler

Ark Teli Materyalinin Etkisi:

Ortodontik ark teli üretiminde kullanılan başlıca materyaller; paslanmaz çelik, nikel-titanyum, beta titanyum, alfa titanyum, krom-kobalt, altın, titanyum niobiyum alaşımları, çoklu sarımlı teller, kaplanmış teller, optifleks ark telleridir. Altın ark telleri, pahalı olması ve formunun bozulabilmesi nedeniyle günümüzde eskiye göre daha az tercih edilmektedirler. Nikel titanyum ark tellerinin kullanım kolaylığı ve formunu uzun süre koruyabilmesi, kompozit kaplamalı tellerin estetik olması gibi özelliklerinden dolayı geçmişe göre daha fazla tercih edilmektedirler. Yüzey özelliği iyi olan ve sürtünme miktarı az olan paslanmaz çelik gibi ark telleri günümüzde de sıklıkla kullanılmaya devam etmektedir (Angolkar ve ark., 1990; Garner ve ark., 1986; Kapila ve ark. 1990; Peterson ve ark., 1982).

Yapılan başka bir çalışmada ise nikel-titanyum ve paslanmaz çelik ark telleri arasında sürtünme açısından önemli bir fark bulunamamıştır (Peterson ve ark., 1982). Krom-kobalt ark telleri de sürtünme özellikleri açısından paslanmaz çelik ark tellerine yakın özelliklere sahiptirler. Beta titanyum ark tellerinin paslanmaz çelik braketlerle kullanıldığında yüksek düzeyde sürtünme oluşturdukları ortaya konmuştur (Kusy ve ark., 1990).

Ark Teli Çapı ve Kesiti:

Ortodontik tedavinin çeşitli aşamalarında fazla kuvvet yada daha hafif kuvvet ihtiyacı oluşabilmektedir. Buna ilave olarak bazı aşamalarda ise tork hareketi gibi farklı bir hareket türü gerekebilmektedir. Tüm bunlar ve benzeri durumlarda farklı materyalden ark telleri, farklı çapta ve farklı kesitte ark telleri kullanılabilir (Singh, 2008). Daha kalın tellere geçildikçe braket oluğu içindeki temas yüzeyi ve süresi arttığı için sürtünme miktarı da artmaktadır. Yine köşeli kesitli bir ark teli, yuvarlak kesitli bir ark telinden daha fazla miktarda sürtünme oluşturmaktadır (Bednar ve ark., 1991; Kapila ve ark., 1990; Ogata ve ark., 1996; Vaughan ve ark., 1995).

Ark Teli Yüzeyinin Yapısı

Ark teli ve braket yüzeylerinin pürüzlülük durumu, braket ve ark telinin açılanmasıyla birlikte, sürtünme miktarını arttıran önemli bir unsurdur (Drescher ve ark., 1989; Frank ve ark., 1980). Sürtünme miktarı daha az olan paslanmaz çelik ark tellerinin yüzeyleri incelendiğinde, sürtünme miktarı daha fazla olan nikel titanyum ark tellerine göre daha pürüzsüz bir yüzeye sahip oldukları görülmüştür. Diğer çalışmalarda da buna benzer sonuçlar elde edilmiştir. Sürtünme miktarı ve yüzey pürüzlülüğü arasında ilişki olduğu ortaya konmuştur (Garner ve ark., 1986; Kusy ve ark., 1990).

Ağız içinde ortodontik aygıtların hareket eden pürüzlü yüzeyleri üzerinde elektrokimyasal etkileşimler olabilmektedir. Bu etkileşimler ile mevcut sürtünme bir miktar daha artmaktadır. Bu bakımdan da yüzeylerin pürüzsüz olması önemlidir (Berradja ve ark., 2006).

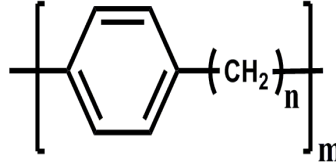
Nikel-titanyum ve beta titanyum ark tellerinin sürtünme miktarlarını düşürmek amacıyla, ark tellerinin yüzeylerine kaplama uygulamaları yapılmıştır. Fakat kaplanmış ark tellerinin kullanım sırasında soyulmaları, kaplama materyali ile ark telleri arasındaki boşluk oluşması, ark tellerinin boyutlarında değişimleri olması gibi olumsuzluklar gözlemlenmiştir. Kaplama uygulaması sırasında, ark tellerinin yüzeylerine oksijen ve nitrojen gaz atomları yerleştirilerek, ark tellerindeki soyulma ve diğer olumsuz özellikleri giderilmeye çalışılmıştır. Bu iyon yerleştirme işlemi sonrasında, beta titanyum ark tellerinin sürtünme miktarında önemli derecede azalma görülmüştür (Burstone ve ark., 1995; Kusy ve ark., 1992; Mendes ve ark., 2003). Buna sebep olarak ağız ortamında oluşan ve sürtünmeyi dolaylı olarak arttıran elektrokimyasal etkinin azalması olarak gösterilmiştir (Burstone ve ark., 1995).

2.6. Parylen Biyomeriyle Kaplanmış Ark Telleri

2.6.1. Parylen

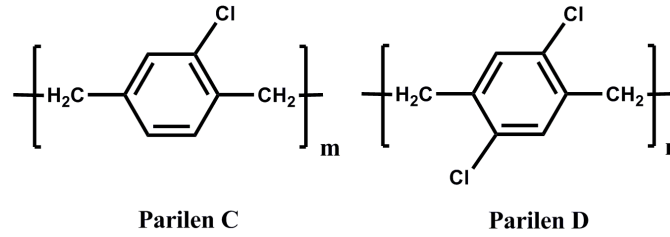
Parylen kimyasal olarak, poli(p-fenilen alkilen) olarak bilinen hidrokarbon ailesinden bir polimerdir (Şekil 1). Kimyasal olarak inert; yani aktif olmayan, gerekli yüksek sıcaklık değerine ulaşmadıkça kimyasal tepkimeye girmeyen; bu özelliğinden dolayı oldukça dayanıklı, buna ilave olarakta mükemmel derecede hidrofobik denilen su itici özelliği

bulunan yapıdadır. Parylen iyi mekanik ve termal özellik gösterdiği için yüksek performans polimerleri arasında değerlendirilmektedir (Güneş, 2010). Kaplama materyali olarak kullanılabilen parylen, kimyasal çözücülerin çoğunda çözünmemektedir. Oksijensiz ortamda 220 C°'de, havada 130 C°'de stabil kalmaktadırlar. -200 C° ile 275 C° arasında mekanik özelliklerini kaybetmemektedirler (Hakan ve ark., 2012).



Şekil 1. Poli(p-fenilen alkilen)lerin Molekül Yapısı (Güneş, 2010)

Sahip oldukları molekül yapılarından dolayı, düşük dielektrik sabitine sahiptir. Parylen olarak bilinen bu biyomer, piyasada parylen N olarak bilinmektedir ve ilk akla gelen çeşididir.



Şekil 2. Parylen C ve Parylen D Molekül Yapısı (Güneş, 2010)

Ayrıca benzer molekül yapısına sahip parylen C ve parylen D adı verilen çeşitleri de mevcuttur (Güneş, 2010) (Şekil 2).

Parylen biyomeriyle, kimyasal buhar biriktirme yöntemi olarak isimlendirilen bir yöntemle cisimlerin yüzeyleri ince bir film tabakasıyla kaplanabilmektedir. Kaplama işlemi oldukça basit ve ilave bir başlatıcı katalizör gerektirmemektedir. Başlangıçtaki parylen dimerleri ısıtılmakta ve buhar fazına geçmeleri sağlanmaktadır. Buhar fazında yüksek sıcaklıkta monomerlere ayrışmaları sağlanmaktadır, Sistem kontrolünde; 0,5 tor basınç

altında; oda sıcaklığına dönüldüğünde, monomerler kaplanan cismin üzerinde polimerleşerek yüzeyi ince bir film tabakasıyla kaplamaktadırlar (Chen, 2008). Genellikle kaplama materyali olarak kullanılan kimyasallar başlangıçta sıvı fazdadırlar. Parylen bunların aksine başlangıçta gaz fazında bir dimer durumundadır (Fink, 2008). Bu özelliğinden dolayı parylen, kaplanan cismin yüzeyinde ince bir film tabakası oluşturur, düşük yüzey tansiyonlu ve nem geçirmezdir. Kaplanmış cisim, nemden, kirden, tozdan, yağdan, korozyondan ve elektrikten etkilenmemektedirler (Itoh ve ark., 2001).

2.6.2. Parylenin Endüstride Kullanıldığı Alanlar

Parylenin kaplama özelliklerinin üstün olması sebebiyle askeri savunma sanayide, iletişim sektöründe, otomotiv sektöründe ve tıbbın çeşitli bölümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır (Güneş, 2010). Sağlık sektöründe sıklıkla tercih edilmesinin sebebi kaplama sonrasında tutarlı, kabul edilebilen bir kalınlık sağlaması ve biyouyumlu olmasıdır. İğne deliği kadar bile açıklık içermeme özelliği; biyolojik sıvılara, kimyasallara ve neme karşı çok önemli bir bariyer oluşumu sağlamaktadır. Teflon gibi kuru kaygan bir film tabakası oluşturmakta ve sürtünme değerleri incelendiğinde ideal bir alternatif oluşturmaktadır. Bu özelliğinden dolayı kardiyak stentlerin kaplanmasında kullanılmıştır. Trombojenik özellik göstermeyerek, ilaç-polimer bileşimi kolaylıkla parylen kaplı stent üzerine uygulanabilmektedir. Kataterlerin kaplanması uygulamasında ise daha çok kayganlık elde edilmiştir. Ayrıca kataterin ayrılması ve yırtılması azalmış, sıvılara karşı da iyi bir bariyer sağlanmıştır. Başka bir uygulama ise biyolojik sıvıların korozyon özelliğine karşı korumak için kalp pillerinin parylenle kaplanması ve yerleştirilmiş defibrilatörlerin korunmasıdır. Bu belli başlı uygulamalar dışında da bariyer koruması gereken ve kayganlık istenilen tüm tıbbi araç gereci kaplamak suretiyle parylen kullanılmaktadır. Bunlar; basınç sensörleri, ultrason dönüştürücüler, kardiyojide kullanılan rehber teller, epidural sondalar, akupunktur iğneleri, elastomerik (mühürler, lateks contalar, silikon malzemeler) ürünlerdir (Tooker, 2007). (www.cwts.co.uk. 2016).

2.6.3. Parylen Biyomeriyle Kaplanmış Ark Tellerinin Özellikleri

Ortodontide kullanılan ark telleri daha pürüssüz yüzeyler elde etmek, sürtünmeyi azaltmak, daha estetik ürün seçenekleri sunmak gibi amaçlarla; Teflon gibi termoplastik bileşiklerle, epoksi gibi rezinlerle, rodyum gibi elementlerle ve bunlar gibi bir çok madde ile kaplanarak üretilmişlerdir. Kaplanmış ark tellerinde genel sorun çok kısa sürede soyulmalarıdır. Sık kullanılan epoksi ve teflon soyulduğu takdirde toksik olmaktadırlar. Dany coated arch wire (DANY BMT, Anyang, Korea) ise paslanmaz çelik ve nikel-titanyum ark telleri parylen biyomeri ile kaplanmış ark telleridir. Ark tellerinin kaplama kısımları iki katmandan oluşmaktadır. Ark telinin üzerindeki, parylen biyomerinin altındaki ara katman gümüş elementidir. Gümüş anti bakteriyel olduğu için tercih edilmiştir. Kaplama materyalinin kalınlığının diğer kaplanmış ark tellerindeki materyallere kıyasla üç kat daha ince bir film tabakası oluşturması, sürtünme özelliğinin paslanmaz çelik tellerle kıyas edilecek kadar iyi olması, dayanıklılığının ise; klinik uygulama da altı haftaya kadar olmak üzere; diğer kaplanmış ark telleriyle mukayese edildiğinde çok üstün olması gibi fiziksel özelliklerinin olduğu iddia edilmiştir. Her kalınlıkta, kesitte; köşeli ve yuvarlak ark telleri kaplanarak üretilmiştir (Kim ve ark., 2014) (www.danybmt.com. 2016).

Yüzey özelliklerini geliştirmek ve sürtünmeyi azaltmak için ark tellerinin kaplanmalarına rağmen, bazı çalışmalarda aksine kaplanmış tellerde anlamlı düzeyde yüksek sürtünme kuvvetleri bulunmaktadır. Bunun sebebinin kaplanmış tellerin yüzeylerindeki bozulmalar ve kaplama materyalinin soyulması olarak gösterilmiştir. Laboratuarda braket ve ark teli arasında değişik açılar oluşturularak, hem nikel-titanyum hem de paslanmaz çelik materyalden üretilmiş, rodyum ve parylen kaplanmış ark telleri yüzey özellikleri ve sürtünme miktarları bakımından incelenmiştir. Açılanma arttıkça sürtünme düzeyinde artış olmuştur. Parylen kaplanmış ark tellerinde soyulma veya yüzeylerinde bozulma çok az düzeyde olmuştur. Dayanıklılığının iyi ve renk kaybının oluşmadığına dair veriler elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğü açısından parylen kaplanmış ark telleri, rodyum kaplanmışlara göre daha pürüssüzdür. Rodyum kaplı tellerde, parylen kaplı tellere göre daha fazla miktarda sürtünme oluşmuştur. Bunun nedeni olarak parylenin yüzey pürüssüzlüğü olarak değerlendirilmiştir (Kim ve ark., 2014).

Kayma mekanikleri taklit edilerek yapılan bir laboratuvar çalışmasında ise; ark telleri üç aşamalı bir düzenekle parylen C polimeriyle kaplanmış, kaplanan ark telleri, hem seramik hem de paslanmaz çelik braketlerle test edilmiştir. Braket ve ark telleri arasında farklı açılanmalar oluşturulmuştur. Dinamik sürtünme miktarının kaplanmış ark tellerinde çok daha fazla olduğuna dair ortalama değerler elde edilmiştir (Zufall ve ark., 2000).

Kaplama materyalinden kaynaklanan yüzey kalınlığı parylenle kaplanmış ark tellerinde diğer kaplanmış ark tellerine göre iki kat daha ince film tabaka oluşmaktadır (Iijima ve ark., 2011).

Kaplama materyalinin özellikle nikel-titanyum ark tellerinin karakterinde değişiklik getirip getirmediğini, etkiliğinin ve telin uyguladığı kuvvet miktarının değişiminin değerlendirildiği bir çalışmada ise; epoksiyle kaplanan ark tellerinde böyle olumsuzluklara rastlanmıştır. Bu özellikler dikkate alınarak teflon veya parylen biyomeriyle kaplanmış ark tellerinin daha üstün olduğu sonuçlarına varılabilmektedir (Abaas ve ark., 2015).

SEM kullanılarak alınan sonuçlara göre; laboratuvar testleri sonrasında parylen kaplanmış tellerin yüzeyleri diğer kaplanmış tellere kıyasla daha düzgün kalabilmişlerdir. Yüzey dayanıklılığı sürtünmeyi direkt etkilemektedir. Fakat diş fırçalama, diyetle alınan gıdaların özellikleri kaplanmış tellerin yüzeylerini aşındırabilecek, zarar verebilecek etkiler oluşturabilmektedirler. Laboratuvarda yapılan bu tür çalışma fikir vermekle beraber, değerlendirme yapabilmek için klinik bir çalışmanın yerini tutamamaktadır. Çünkü çiğneme, yutkunma ve hatta konuşma sırasında bile ortodontik aygıtların yüzeylerinde etkilenmeler olabilmektedir (Kim ve ark., 2014).

Bu çalışmada, sadece laboratuvarda sürtünme testleri yapılarak kesin bir bilgi edinilemeyeceği düşüncesiyle; parylen kaplanmış ark telleri klinikte ortodontik tedavi sırasında kullanılmıştır. Klinik kullanım sırasında sürtünme miktarının azalması neticesinde, biyomer kaplı tel kullanımının, tedavi hızına ve kalitesine etkileri incelenmiştir. Böylelikle sadece laboratuvarda değil, ağız içi ortamda yüzey aşınma dirençleri gibi fiziksel özellikleri husunda değerlendirmeler yapılmıştır.

3. BİREY VE YÖNTEM

3.1. Birey

Bu çalışma 114S510 proje no'lu TÜBİTAK projesinin bir parçası olarak yapılmıştır. Bu çalışmaya Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı Kliniği'nde tedavi görmek için başvuran tüm bireylerin, muayene sırasında alınmış kayıtları bilgisayar üzerinde detaylı bir şekilde incelenmiştir. Üst çene veya alt-üst çene premolar dişlerin çekimli tedavisine gerek duyulan (moderate veya maksimum ankraj olgusu) bireyler belirlenmiştir. Belirlenen her bir bireye veya velisine telefonla ulaşmaya çalışılmış, randevu verilmiştir. Bireylerin bazılarında ulaşılammış, bazıları ise verilen randevulara gelmemiştir. Randevusuna gelen 155 hasta muayene edilmiştir, önceki muayenesi üzerinden altı ay geçmiş olanların, tanı aracı olarak kullanılan ilk muayene kayıtları yenilenmiştir. Aşağıdaki özelliklere sahip olup olmadıkları dikkate alınarak araştırma ve kontrol gruplarını oluşturmak üzere vaka seçimi yapılmıştır:

- İyi bir ağız hijyenine sahip olması,
- Kooperasyon problemi olmaması,
- Alt-üst yada sadece üst çene bilateral premolar diş çekimli, moderate veya maksimum ankraj ihtiyacı olması,
- Konjenital diş eksikliği ve daimi diş çekimi (daimi üçüncü molarlar hariç) yapılmamış olması,
- Ortodontik tedaviyi etkileyecek bir hastalığı veya düzenli kullandığı ilacı olmaması,
- Ortognatik cerrahi gerektirecek düzeyde asimetri, okluzyon ve çene travması veya gelişim problemi olmaması.

Tanı aracı olarak alınan; anamnez ve muayene formları, ortopantograf ve sefalometrik röntgenleri, ağız içi ve ağız dışı fotoğrafları, alt ve üst çene alçı modellerini içeren, ilk muayene kayıtları titizlikle incelenerek; yaş, cinsiyet ve maloklüzyon bakımından, bir birine en üst düzeyde benzerlik gösteren 2'şerli gruplar oluşturulmuştur. Bu gruplardan toplamda 36 birey, rastgele seçilerek, 18'erli araştırma ve kontrol grupları oluşturulmuştur. Çeşitli sebeplerden dolayı araştırma grubundan 1, kontrol grubundan 3 birey çalışmadan

çıkarılmıştır. Sonuç olarak, araştırma grubu 10 kadın, 7 erkek bireyden oluşurken; kontrol grubu ise 9 kadın, 6 erkek bireylerden oluşmuştur. Tedavi başında araştırma grubu yaş ortalaması $15,62 \pm 1,13$ iken; kontrol grubu yaş ortalaması $16,13 \pm 1,28$ yıldır (Tablo 1).

Tablo 1. Yaş ve Cinsiyet Tablosu

	Cinsiyet		Yaş Ortalaması	Maksiller Kanin Sayısı	Mandibular Kanin Sayısı
	K	E			
(KAT) Araştırma Grubu	10	7	15,62	34	14
(CONT) Kontrol Grubu	9	6	16,13	30	12

Araştırmaya dahil edilen bu 32 bireyin kendisine ve velisine, sabit ortodontik tedavi ve yapılan araştırma hakkında çok detaylı bilgi verilmiştir. Araştırmaya dahil olacak bireylerden imzalı aydınlatılmış ‘‘Hasta Onam’’ formu alınmıştır (Ek 1). Buna ilave olarak Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu’ndan 2014/515-555 sayılı Etik Kurul raporu alınmıştır (Ek 2).

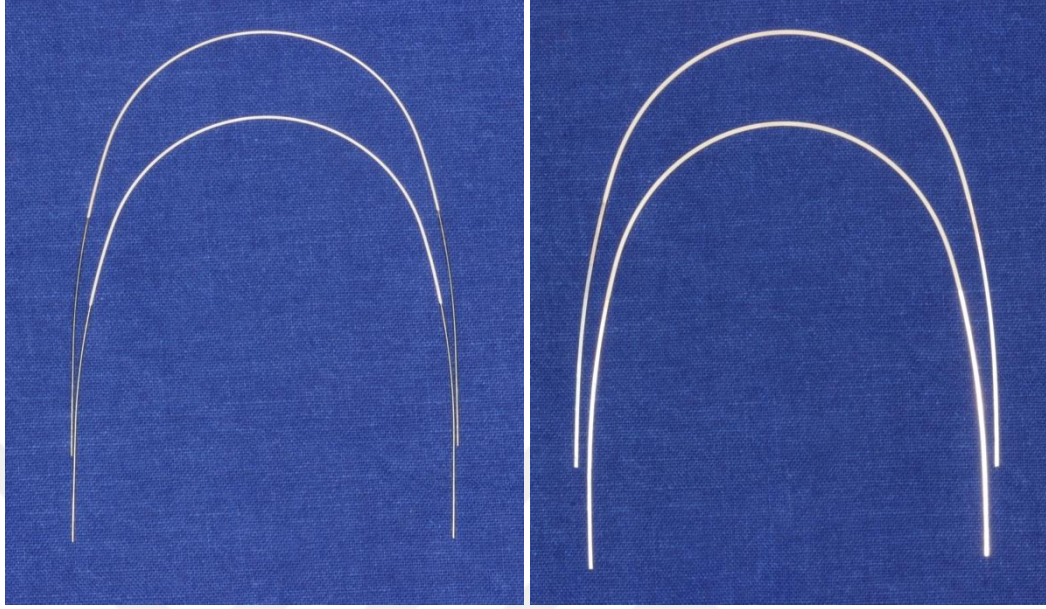
3.2.Yöntem

Rastgele oluşturulan araştırma ve kontrol gruplarından başlangıç kayıtları (T0) alınmıştır. Bunlar OPG ve SEF, ağız içi ve dışı fotoğraflar, alçı ve 3d dijital modeller, distalize edilecek kanin dişler bölgesinden alınan periapikal filmler, dişeti cep derinlikleri ile, dişeti plak ve kanama indekslerinden oluşmaktadır. Vakaların 10 tanesinden sadece üst çeneden, 7 tanesinden alt-üst çenesinden premolar diş çekimi planlanmıştır. Diş çekimi işlemlerinin tamamı Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Kliniğinde yapılmıştır. Diş çekimi işleminin yapıldığı gün yada ertesi gün braket yapıştırma işlemleri yapılmıştır. Her hastaya aynı firmanın aynı ürünü olarak 0.022’’ oluğa sahip paslanmaz çelik braketler (Gemini, 3M Unitek, USA), yapıştırıcı eleman olarakta aynı bond ve kompozit (3M Transbond, 3M Kompozit) kullanılmıştır (Şekil 3).



Şekil 3. a) 3M Gemini Braket b) 3M Transbond ve 3M Kompozit

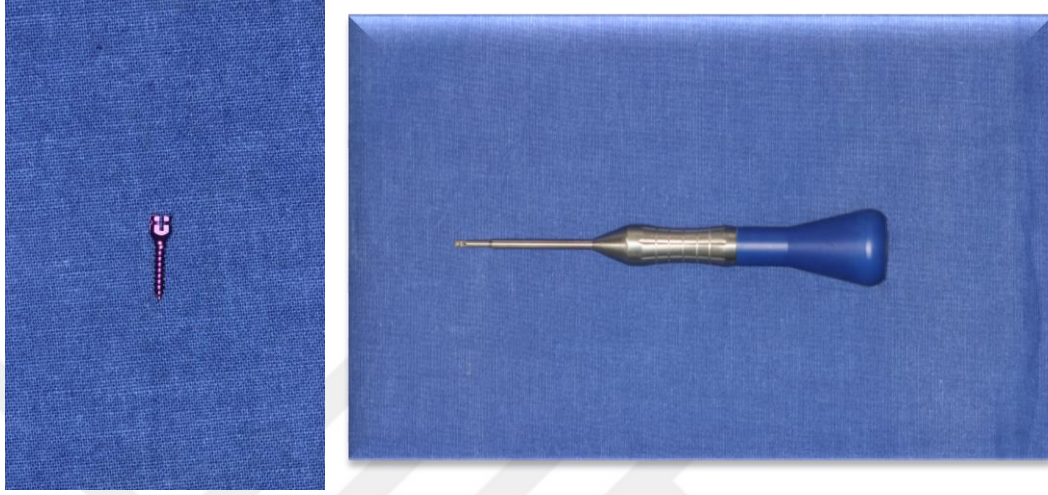
Üst sağ ve sol birinci molar dişleri için sheatli molar diş bantları kullanılmış, yine her hasta için uygun ebatta prefabrike transpalatal arklar üst 1.molar dişlerinin sheatlerine kullanılmıştır (3M Unitek, Monravia, Calif., USA). Hastaların tedavilerinin seviyeleme aşamasında ark telleri olarak kontrol grubunda sırasıyla 0.014'', 0.016'' çapında yuvarlak kesitli, ve 0.019''. 0.025'' çapında köşeli kesitli nikel titanyum ark tellerinden oluşan, standart ürünler (3M Unitek, USA) kullanılmıştır. Araştırma grubunda ise aynı sırayla, aynı çap ve kesitlerde nikel titanium ark tellerinin parylen biyomeriyle kaplanmış olan, yeni bir ürün (DANY Bmt Coated Archwire, Korea) standart olarak kullanılmıştır (Şekil 4).



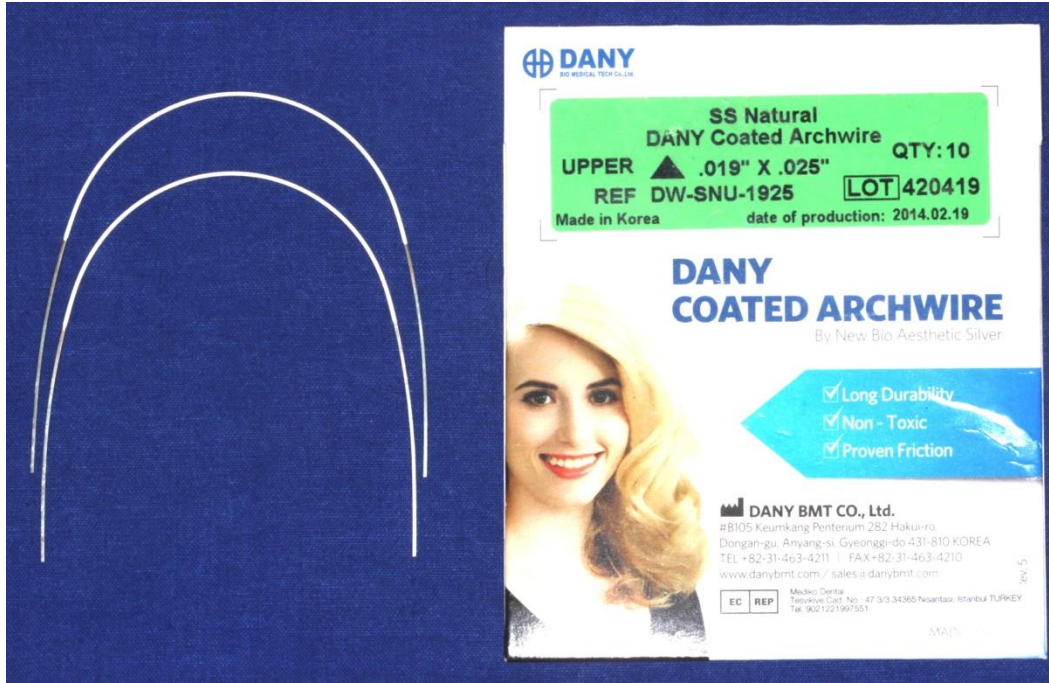
Şekil 4. a.) Kaplanmış Yuvarlak Ni-Ti Ark Telleri ve **b.)** Kaplanmış Köşeli Ni-Ti Ark Telleri

Seviyeleme aşaması tamamlanıp, kanin distalizasyonu aşamasına gelindiğinde (T1) kayıtları olarak; kanin bölgelerinden alınan periapikal filmler, ağız içi fotoğraflar, alt ve üst çenenin alçı ve 3d dijital modelleri, dişeti cep derinliği, dişeti kanama ve plak indeksleri yenilenmiştir. Kanin distalizasyonu sırasında ankraj için, geçici ankraj ünitesi (TAD) olarak bilinen “minivida/miniimplant” isimli kemik içine dişeti kaldırılmadan direk yerleştirilebilen küçük vidalar kullanılmıştır. Bu minividalar 8 mm boyutunda, 1.6 mm çapında olacak şekilde aynı firmanın standart ürünü tercih edilmiştir (Minividaların tasarımı Prof.Dr. Metin Orhan tarafından yapılmıştır) (MTN-2, Tasarımmed, Türkiye) (Şekil 5). Minivida uygulaması infiltratif anestezi ile her iki gruptaki hastalara da standart olarak uygulanmıştır. Kanin distalizasyonu sırasında kontrol grubunda 0.019’’-0.025’’ çapında köşeli kesitli paslanmaz çelik ark telleri kullanılırken, araştırma grubunda aynı çapta ve kesitteki paslanmaz çelik ark tellerinin, yine parylen biyomeriyle kaplanmış olan yeni bir ürün olanı (DANY Bmt Coated Archwire, Korea) standart olarak kullanılmıştır (Şekil 6). Her iki grupta da kanin distalizasyonu için kuvvet uygulaması ortodontik mini vida ile kanin diş arasında kapalı yay adı verilen nitinol bir yay ile yapılmıştır (150 gr. 3M Unitek). Kapalı yayın minivida ve kanin dişin braketine bağlanması sırasında 10 inçlik tel ligatürler

kullanılmıştır. Diğer braketlerin ark tellerine bağlanması sırasında elastik ligatürler kullanılmıştır.



Şekil 5. Minivida ve Uygulama Aparatı



Şekil 6. Kaplanmış Köşeli Paslanmaz Çelik Ark Telleri

Kanın distalizasyonunun yedinci gününde, 1.hafta (T2) kayıtları olarak; ağız içi fotoğraflar, alt ve üst çenenin alçı ve 3d dijital modelleri, dişeti cep derinliği, dişeti kanama ve plak indeksleri yenilenmiştir.





Şekil 7. KAT Grubu Örnek Hastanın Başlangıç (T0) , Kanin Distalizasyonu Başlangıç (T1) ve Kanin Distalizasyonu Bitiş (T4) Aşaması Fotoğrafları

Kanin distalizasyonunun 4.haftasının son gününde (T3) ve 8. haftasının son gününde ise (T4) kayıtlar; ağız içi fotoğraflar, alt ve üst çenenin alçı ve 3d dijital modelleri, dişeti cep derinliği, dişeti kanama ve plak indeksleri yenilenmiştir. Kanin distalizasyonu tamamlanan hastalarda ilave olarak kanin bölgelerinden periapikal filmleri yenilenmiştir. Kanin distalizasyonun son seansında minividalara gerek kalmadığından; ağrısız bir işlem olduğu için anestezisiz olarak; yerleştirildikleri yerlerden çıkarılarak, ağız ortamından uzaklaştırılmıştır.



Şekil 8. CONT Grubu Örnek Hastanın Başlangıç (T0), Kanin Distalizasyonu Başlangıç (T1) ve Kanin Distalizasyonu Bitiş (T4) Aşaması Fotoğrafları

3d dijital modeller, hastalardan alınan ölçülerle hazırlanan alçı modelleri özel bir model tarama cihazında taranarak elde edilmiştir (3Shape, Kopenhagen,Denmark).

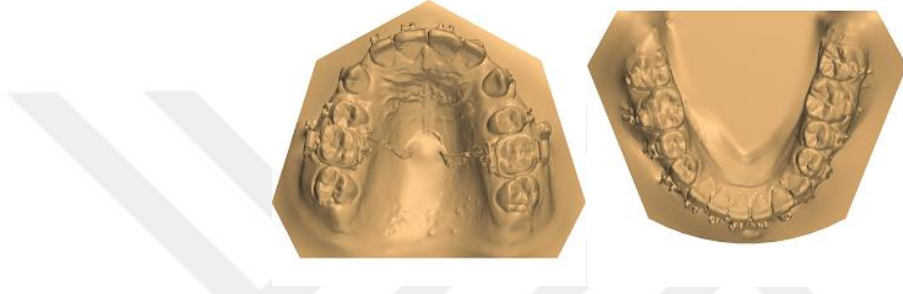
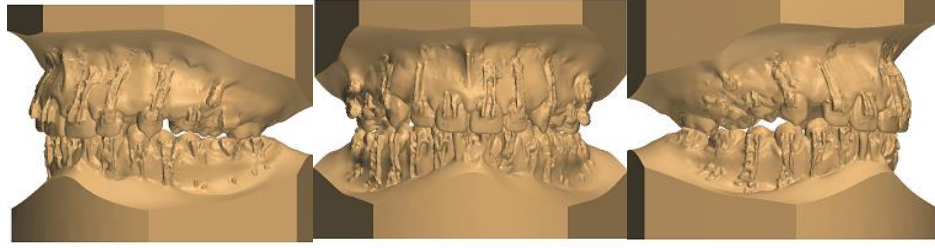
3.2.1. Dijital Model Ölçümleri

Elde edilen tüm alçı modeller kanin distalizasyonunun başında (T1), 1 hafta sonrasında (T2), 4 hafta sonrasında (T3), 8 hafta sonrasında (T4) ve kanin distalizasyonunun sonunda üç boyutlu model tarama cihazı ile (Orthoanalyzer, 3Shape, Kopenhag, Danimarka)

taranarak bilgisayar ortamında kayıt altına alınmıştır. Aynı bireyden elde edilen modeller üst çene palatal rugaların medial ve lateral noktaları kullanılarak T1-T2, T1-T3 ve T1-T4 olacak şekilde karşılaştırılmıştır. Karşılaştırılan modeller üzerinde kanin distalizasyon (mm), distopalatal rotasyon (°) ve devrilme (tipping) (°) miktarları ölçülmüştür. Bu ölçümlerin yapılabilmesi için referans noktalar ve düzlemler belirlenmiştir. Belirlenen bu nokta ve düzlemlerin tanımları yapılmıştır.

Ölçüm İçin Dijital Modellerin Hazırlanması

Ölçümler için kullanılacak modeller kanin distalizasyon aşaması başındaki (T1), bir hafta sonundaki (T2), dört hafta sonundaki (T3), ve sekiz hafta sonundaki seansta (T4) elde edilen alçı modellerin özel bir tarama cihazında taranması ile dijital olarak kaydedilmiştir (Orthoanalyzer, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) (Şekil 13). Karşılaştırma işlemleri sırasında üst çene palatal rugalarının mesial ve distal noktaları gibi değişmeyen anatomik noktaların referans olarak alınmasına dikkat edilmiştir. Alçı model elde edilmesi, modellerin taranması, karşılaştırma işlemleri ve ölçüm işlemleri aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. Ölçümler karşılaştırılmış ikili modellerde, alt ve üst çenelerde, sağ ve sol dişler olmak üzere ayrı ayrı yapılmıştır. Karşılaştırma neticesinde yine aynı yazılım programı kullanılarak, kanin distalizasyonu, diş çekim boşlukları, molar mesializasyonları mm cinsinden, kanin rotasyonu ve kanin mesiodistal açılanması (tipping) ise derece cinsinden ölçülerek istatistiksel analiz yapılmıştır (Mann Whitney U Testi).



Şekil 9. Üç Boyutlu (3d) Modeller

Üç Boyutlu Dijital Modeller Üzerinde Kullanılan Noktalar (Şekil 10)

1. Üst Sağ Kanin (3 nolu dişin) Tüberkül Noktası (UR3TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ kaninin tüberkül tepesi.
2. Üst Sol Kanin (3 nolu dişin) Tüberkül Noktası (UL3TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol kaninin tüberkül tepesi.
3. Alt Sağ Kanin (3 nolu dişin) Tüberkül Noktası (LR3TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ kaninin tüberkül tepesi.
4. Alt Sol Kanin (3 nolu dişin) Tüberkül Noktası (LL3TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sol kaninin tüberkül tepesi.
5. Üst Sağ Kanin (3 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (UR3MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ kaninin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.
6. Üst Sol Kanin (3 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (UL3MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol kaninin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.
7. Alt Sağ Kanin (3 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (LR3MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sağ kaninin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.
8. Alt Sol Kanin (3 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (LL3MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol kaninin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

9. Üst Sağ Kanin (3 nolu dişin) Distal Kontak Noktası (UR3DP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ kaninin distal yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

10. Üst Sol Kanin (3 nolu dişin) Distal Kontak Noktası (UL3DP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol kaninin distal yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

11. Alt Sağ Kanin (3 nolu dişin) Distal Kontak Noktası (LR3DP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sağ kaninin distal yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

12. Alt Sol Kanin (3 nolu dişin) Distal Kontak Noktası (LL3DP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol kaninin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

13. Üst Sağ Kanin (3 nolu dişin) Vestibül Gingival Noktası (UR3VGP): Dijital modelde vestibülden bakıldığında üst çene sağ kaninin vestibüldeki dişetinin en derin noktası.

14. Üst Sol Kanin (3 nolu dişin) Vestibül Gingival Noktası (UL3VGP): Dijital modelde vestibülden bakıldığında üst çene sol kaninin vestibüldeki dişetinin en derin noktası.

15. Alt Sağ Kanin (3 nolu dişin) Vestibül Gingival Noktası (LR3VGP): Dijital modelde vestibülden bakıldığında alt çene sağ kaninin vestibüldeki dişetinin en derin noktası.

16. Alt Sol Kanin (3 nolu dişin) Vestibül Gingival Noktası (LL3VGP): Dijital modelde vestibülden bakıldığında alt çene sol kaninin vestibüldeki dişetinin en derin noktası.

17. Üst Sağ İkinci Premolar Dişin (5 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (UR5MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ ikinci premolar dişin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

18. Üst Sol İkinci Premolar Dişin (5 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (UL5MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol ikinci premolar dişin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

19. Alt Sağ İkinci Premolar Dişin (5 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (LR5MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sağ ikinci premolar dişin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

20. Alt Sol İkinci Premolar Dişin (5 nolu dişin) Mesial Kontak Noktası (LL5MP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sol ikinci premolar dişin mesial yüzeyinin en çıkıntılı noktası.

21. Üst Sağ Birinci Molar Dişin (6 nolu dişin) Mesiopalatinal Tüberkül Tepe Noktası (UR6TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sağ birinci molar dişin mesiopalatinal tüberkül tepesi.

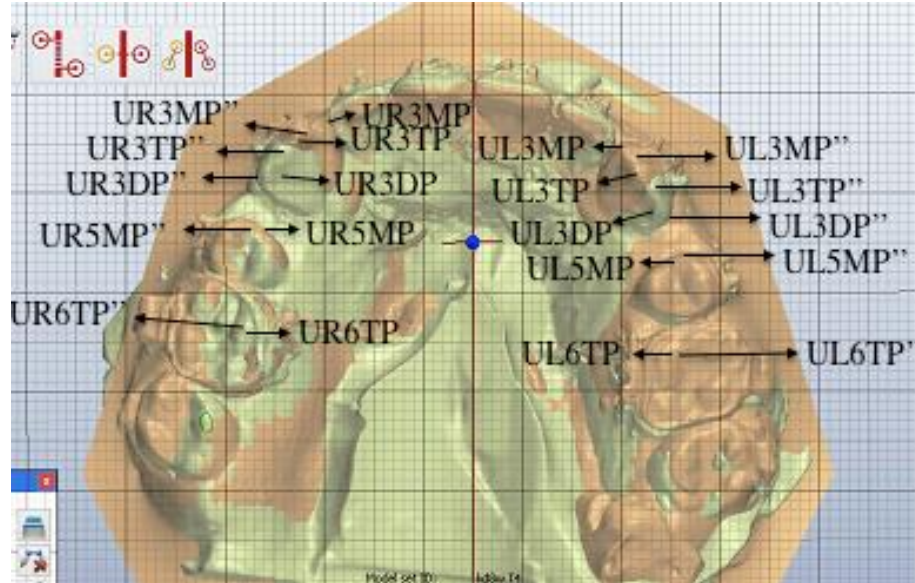
22. Üst Sol Birinci Molar Dişin (6 nolu dişin) Mesiopalatinal Tüberkül Tepe Noktası (UL6TP):: Dijital modelde oklüzalden bakıldığında üst çene sol birinci molar dişin mesiopalatinal tüberkül tepesi.

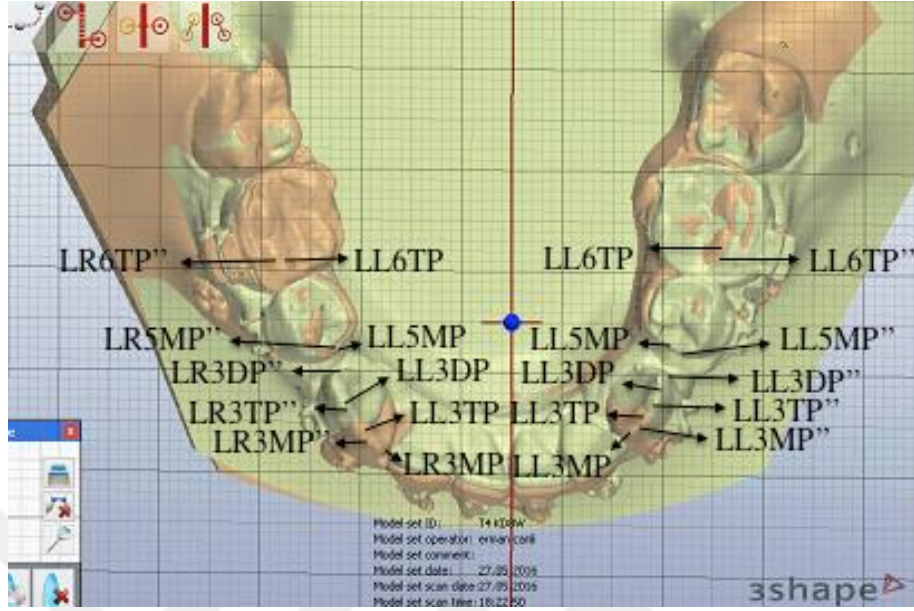
23. Alt Sağ Birinci Molar Dişin (6 nolu dişin) Mesiobukkal Tüberkül Tepe Noktası (LR6TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sağ birinci molar dişin mesiobukkal tüberkül tepesi.

24. Alt Sol Birinci Molar Dişin (6 nolu dişin) Mesiobukkal Tüberkül Tepe Noktası (LL6TP): Dijital modelde oklüzalden bakıldığında alt çene sol birinci molar dişin mesiobukkal tüberkül tepesi.

25. Alt Sağ_7 Meziyal (LR7MP) Noktası: Taranmış modele oklüzalden bakıldığında alt sağ ikinci molar dişin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.

26. Alt Sol_7 Meziyal (LL7MP) Noktası: Taranmış modele oklüzalden bakıldığında alt sol ikinci molar dişin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.





Şekil 10. Maksiller (a) ve mandibular (b) dijital ortodontik modeller üzerinde belirlenen noktalar

Dijital ortodontik model üzerinde belirlenen düzlemler

Rotasyon, molar mesializasyonu ve distalizasyon miktarının ölçülmesinde kullanılan düzlemler:

1. 11-21CP - UR6TP - UL6TP: Üst santral kesici dişlerin temas noktası ile üst sağ ve sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberküllerinin oluşturduğu düzlem.

2. 31-41CP - LR7MP - LL7MP: Alt santral kesici dişlerin temas noktası ile alt sağ ve sol ikinci molar dişlerin mezial kenarına teğet çizildiğinde elde edilen noktaların oluşturduğu düzlem.

Devrilme (Tipping) miktarının ölçülmesinde kullanılan düzlem:

1. 13MP - 13DP: Sağ üst kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.

2. 23MP - 23DP: Sol üst kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.

3. 33MP - 33DP: Sol alt kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.

4. 43MP - 43DP: Sağ alt kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.

Dijital ortodontik model mesafe ölçümleri (Şekil 11)

1. UR3TP-UR3TP'': Çakıştırılan iki model üzerinde üst çene sağ taraftaki kanin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

2. UL3TP-UL3TP'': Çakıştırılan iki model üzerinde üst çene sol taraftaki kanin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

3. LR3TP-LR3TP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt çene sağ taraftaki kanin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

4. LL3TP-LL3TP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt çene sol taraftaki kanin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

5. UR3DP-UR5MP: Çakıştırmada seçilen ilk modelde üst çene sağ kanin oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

6. UR3DP''-UR5MP'': Çakıştırmada seçilen ikinci modelde üst çene sağ kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

7. UR3DP-UR5MP / UR3DP''-UR5MP'': Tanımlanan iki mesafe arasındaki fark.

8. UL3DP-UL5MP: Çakıştırmada seçilen ilk modelde üst çene sol kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

9. UL3DP''-UL5MP'': Çakıştırmada seçilen ikinci modelde üst çene sol kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

10. UL3DP-UL5MP / UL3DP''-UL5MP'': Tanımlanan iki mesafe arasındaki fark.

11. LR3DP-LR5MP: Çakıştırmada seçilen ilk modelde alt çene sağ kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

12. LR3DP''-LR5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde alt çene sağ kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin meziyaline çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

13. LR3DP-LR5MP / LR3DP''-LR5MP'': Tanımlanan iki mesafe arasındaki fark.

14. LL3DP-LL5MP: akıştırmada seçilen ilk modelde alt çene sol kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin meziyaline çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

15. LL3DP''-LL5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde alt çene sol kanine oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin meziyaline çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

16. LL3DP-LL5MP / LL3DP''-LL5MP'': Tanımlanan iki mesafe arasındaki fark.

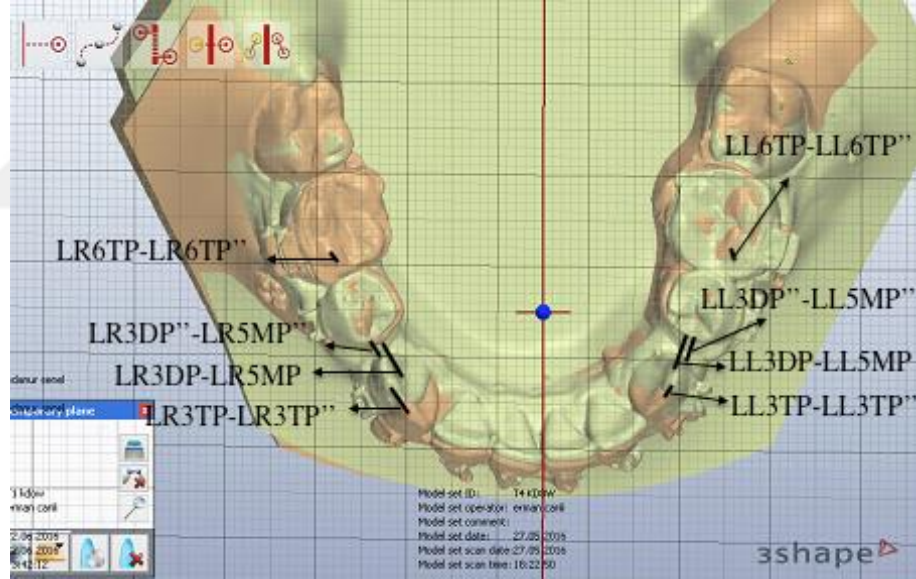
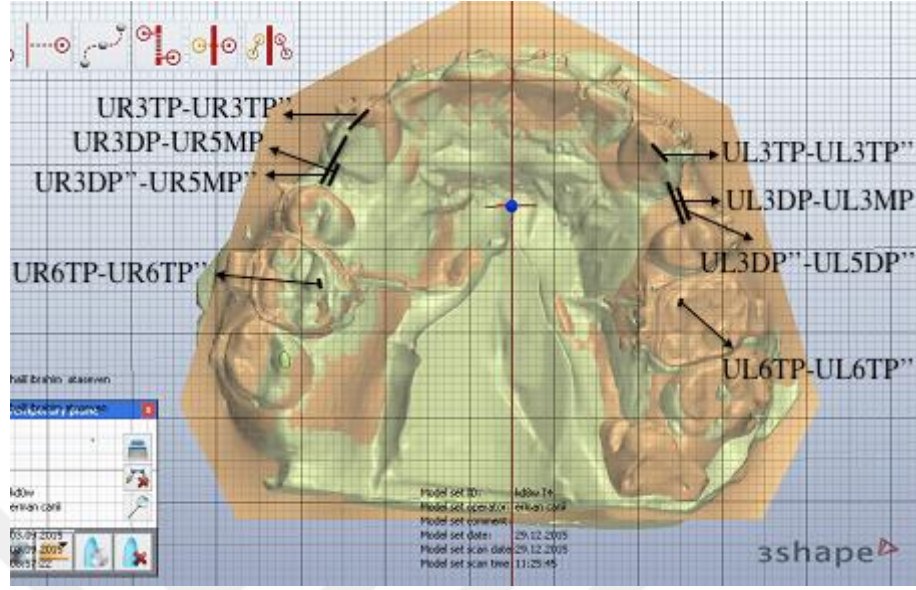
17. UR6MPTP-UR6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde üst sağ birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberköl tepeleri arasındaki mesafe.

18. UL6MPTP-UL6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde üst sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberköl tepeleri arasındaki mesafe.

19. LR6MPTP-LR6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt sağ birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberköl tepeleri arasındaki mesafe.

20. LL6MPTP-LL6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberköl tepeleri arasındaki mesafe.

a



Şekil 11. Maksiller (a) ve mandibular (b) dijital ortodontik modeller üzerinde yapılan mesafe ölçümleri

Dijital ortodontik model açı ölçümleri:

Rotasyon ölçümleri

1. UR3MP-UR3DP / 11-21CP - UR6TP - UL6TP: Üst sağ kanin meziyal ve distal noktalarından geçen doğrunun, üst santral kesici dişlerin temas noktası ile üst sağ ve sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberküllerinin oluşturduğu düzlem üzerindeki dikmeler ile oluşturduğu açı.

2. UL3MP-UL3DP / 11-21CP - UR6TP - UL6TP: Üst sol kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, üst santral kesici dişlerin temas noktası ile üst sağ ve sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberküllerinin oluşturduğu düzlem üzerindeki dikmeler ile oluşturduğu açı.

3. LR3MP-LR3DP / 31-41CP - LR7MP - LL7MP: Alt sağ kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, alt santral kesici dişlerin temas noktası ile alt sağ ve sol ikinci molar dişlerin mezial kenarına teğet çizildiğinde elde edilen noktaların oluşturduğu düzlem üzerindeki dikmeler ile oluşturduğu açı.

4. LL3MP-LL3DP / 31-41CP - LR7MP - LL7MP: Alt sol kanin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, alt santral kesici dişlerin temas noktası ile alt sağ ve sol ikinci molar dişlerin mezial kenarına teğet çizildiğinde elde edilen noktaların oluşturduğu düzlem üzerindeki dikmeler ile oluşturduğu açı.

Devrilme (Tipping) ölçümleri:

1. UR3TP-UR3TP''-UR3VGP: Çakıştırılan modellere okluzalden bakıldığında birinci modelde üst sağ kanin tüberkül tepesi, üst sağ kanin dişetinin vestibülden görünen en derin noktası ve ikinci modelde üst sağ kanin tüberkül tepesi arasında oluşan açı.

2. UL3TP-UL3TP''-UL3VGP: Çakıştırılan modellere okluzalden bakıldığında birinci modelde üst sol kanin tüberkül tepesi, üst sol kanin dişetinin vestibülden görünen en derin noktası ve ikinci modelde üst sol kanin tüberkül tepesi arasında oluşan açı.

3. LR3TP-LR3TP''-LR3VGP: Çakıştırılan modellere okluzalden bakıldığında birinci modelde alt sağ kanin tüberkül tepesi, alt sağ kanin dişetinin vestibülden görünen en derin noktası ve ikinci modelde alt sağ kanin tüberkül tepesi arasında oluşan açı.

4. LL3TP-LL3TP''-LL3VGP: Çakıştırılan modellere okluzalden bakıldığında birinci modelde alt sol kanin tüberkül tepesi, alt sol kanin dişetinin vestibülden görünen en derin noktası ve ikinci modelde alt sol kanin tüberkül tepesi arasında oluşan açı.

Kanin Distalizasyon Miktarı (mm)

Çakıştırılmış T1-T2, T1-T3, T1-T4 modelleri üzerinde ayrı ayrı olmak üzere ön orta iki keser dişlerin orta noktası ve sağ-sol her iki molar dişlerin mesiopalatinal tüberkül tepelerini işaretlenerek bir düzlem oluşturulmuştur. Alt çenede ise yine ön orta iki keser

dişlerin orta noktası ve sağ-sol her iki molar dişin mesiobukkal tüberkül tepeleri kullanılarak düzlem oluşturulmuştur. Çakıştırılmış modeller oklüzalden incelenerek, ölçüm sırasında kanin tüberkül tepeleri işaretlenmiştir. Çakışmış iki modelde, iki işaretli nokta arası mesafe düzlem üzerinde mm cinsinden ölçülmüştür. T1 safhasına ait modelde üst çene sağ kanin dişinin tüberkül tepesi (UR3TP) ile T2 safhasına ait modelde üst çene sağ kanin dişinin tüberkül tepesi (UR3TP'') arasındaki mesafe T2U3Dist (SAĞ) değeri olarak kaydedilmiştir (T2U3Dist = UR3TP – UR3TP''). Ölçümler T1-T2 (T2U3Dist), T1-T3 (T3U3Dist), T1-T4 (T4U3Dist) safhaları olmak üzere üst sağ ve sol kanin dişleri için aynı yöntem kullanılarak ayrı ayrı yapılmıştır. Benzer şekilde alt çene ölçümleri de aynı yöntemle sağ sol ayrı olacak şekilde gerçekleştirilmiştir (T2L3Dist = LR3TP – LR3TP'').

Molar Mesializasyon Miktarı (mm)

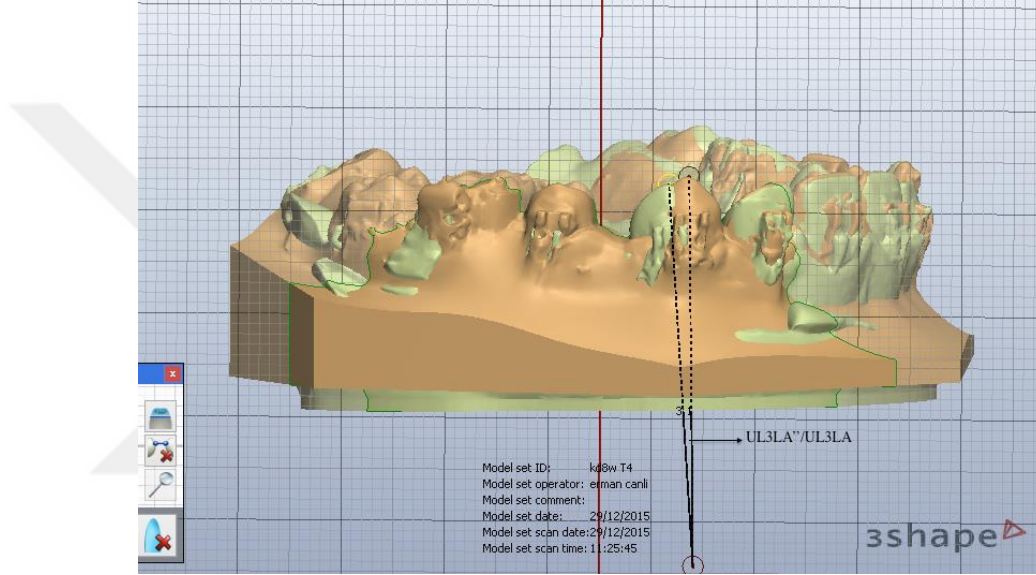
Çakıştırma ve düzlem oluşturma işlemlerinden sonra, oklüzalden inceleme sırasında üst molar dişlerin mesiopalatinal tüberkül tepeleri, alt molar dişlerin ise mesiobukkal tüberkül tepeleri, çakışmış her iki modelde ayrı ayrı işaretlenmiştir. İki işaretli nokta arası mesafe düzlem üzerinde mm cinsinden ölçülmüştür.

Birinci Premolar Dişlerin Çekim Boşluğundaki Azalma Miktarı (mm)

Çakıştırma ve düzlem oluşturma işlemlerinden sonra, oklüzalden inceleme sırasında, kanin dişlerin distal kontak noktaları ve aynı tarafın ikinci premolar dişin mesial kontak noktaları kullanılarak, düzlem üzerinde ark üzerinde olacak şekilde oluşturulan doğru parçaları çakıştırılmış her iki modelde ayrı ayrı mm cinsinden ölçülmüştür. Üst sağ arkta tanımlanan mesafe T1USpace değeri olarak kaydedilmiştir. T1USpace, T1 aşamasında UR3DP-UR5MP ölçülen değerdir. Ölçümler T1, T2, T3 ve T4 safhaları olmak üzere alt-üst sağ ve sol kanin dişlerin distalindeki premolar çekim boşlukları için aynı şekilde yapılmıştır.

Kanin Devrilme (Tipping) Miktarı (°)

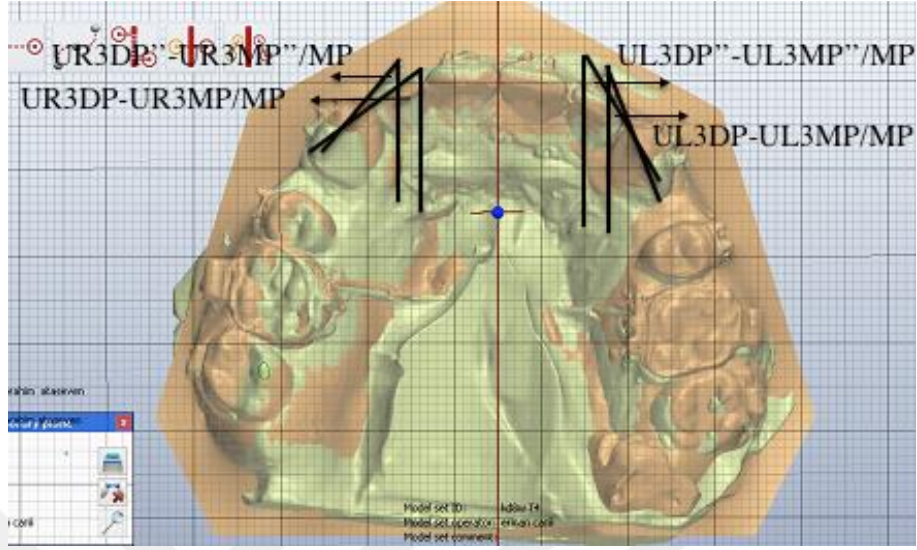
Modeller kaninin vestibul yüzünü karşıdan görecek şekilde incelenmiştir. Düzlem kanin vestibul yüzüne paralel olacak şekilde hazırlanmıştır. Çakıştırma ve düzlem oluşturma işlemlerinden sonra, vestibülden inceleme sırasında kanin vestibul dişetinin en derin noktası ve tüberkül tepe noktalarından geçen doğrular kullanılmıştır. Çakıştırılmış her iki modeldeki iki doğru arasındaki açı (°) cinsinden ölçülmüştür (Şekil 12).



Şekil 12. Dijital ortodontik modeller üzerinde kanin dişi tipping miktarının ölçülmesi

Kanininin Distopalatinal Rotasyon Miktarı (°)

Çakıştırma ve düzlem oluşturma işlemlerinden sonra, oklüzalden inceleme sırasında kaninin mesial ve distal kontak noktalarından geçen doğru ile modellerin orta hattını oluşturan doğru arasında bir açı oluşturulmuştur. Bu açı, çakıştırılmış iki model üzerinde ayrı ayrı oluşturularak, elde edilen değerler , (°) cinsinden incelenmiştir (Şekil 17).



Şekil 13. Dijital ortodontik modeller üzerinde kanin dişi rotasyon miktarının ölçülmesi

3.2.2. Peridontal Ölçümler

Araştırma ve kontrol grubundaki bireylerde T0, T1 ve T4 aşamalarında plak indeksi (PI), gingival indeksi (GI) ve cep derinliği (PD) ölçümleri yapılmıştır. Değerlendirmeye sağ ikinci premolar dişinden başlanarak sol ikinci premolar dişine kadar olan tüm dişler dahil edilmiştir. Her hastada önceden hazırlanmış periodontal indeks formu doldurulmuştur (Ek 3).

Plak İndeksi (PI)

Tüm dişlerin mesial, distal, vestibül ve lingual olmak üzere dört kısımdaki yüzeylerinin dental plak kalınlığı, sond ile değerlendirilmektedir. Bu değerler toplanıp ve aritmetik ortalaması alınarak bireyin plak indeksi değeri belirlenmiştir.

Plak indeksi değerleri;

0 Plak yok

1 Serbest dişeti kenarı ve komşu diş yüzeyinde film şeklinde plak var. Gözle görülemez fakat sond ile belirlenebilir.

2 Dişeti kenarı, dişeti cebi ve komşu diş yüzeylerinde gözle görülebilir seviyede plak birikimi var.

3 Dişeti kenarında ve cebinde fazla miktarda plak birikimi var (Silness ve Loe, 1964).

Gingival İndeks (GI)

Tüm dişlerin mesial, distal, vestibül ve lingual olmak üzere dört kısımdaki yüzeylerinin kanaması değerlendirilmektedir. Bu değerler toplanmakta ve aritmetik ortalaması alınarak bireyin dişeti indeksi değeri belirlenmiş olur.

Gingival indeks değerleri;

- 0 Enflamasyon yok.
- 1 Hafif enflamasyon, renk değişikliği ve ödem vardır, sondalamada kanama yok.
- 2 Orta seviyede enflamasyon, renk değişikliği ve ödem vardır, sondalamada kanama var.
- 3 İleri seviyede enflamasyon, renk değişikliği ve ödem vardır, kendiliğinden kanama görülebilir (Loe ve Silness, 1963).

Cep Derinliği

Tüm dişlerin vestibülden orta kısımdan mesial ve distalden; lingualden de orta kısımdan, mesial ve distalden dişeti cep miktarı who sondunun uç kısmını oluşturan milimetrik cetvel ile ölçülmektedir.

Tüm klinik ölçümler tek bir periodontal sond ile aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. PI, GI ve PD ölçümleri, dişlerin her dört yüzeyinden (vestibül, mesial, distal ve palatinal/lingual yüzeyler) alınmıştır. PI ve GI tüm dişlerin ölçümlerinden elde edilen değerlerin ortalaması alınarak bulunmuştur.

3.3 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada dijital ölçümlerdeki hata payını hesaplamak amacıyla 32 adet dijital ölçüm aynı araştırmacı tarafından 2 hafta sonra tekrar edilmiştir. Dijital modeller üzerinde açısal ve doğrusal ölçümlerin tekrarı yapılarak önceden hazırlanmış formlara aktarılmıştır. Ölçümlerdeki hata payının saptanmasında tekrarlanan bu iki ölçüm kullanılmıştır. Hata payı

(intraexaminer error, error variance) genellikle ortodontik ölçümlerde kullanılan Dahlberg formülüne göre (Houston, 1979) hesaplandı. Bu formül:

$$Se = \sqrt{\sum d^2 / 2 n}$$

Bu formülde Se = hata payı, d = yapılan her iki ölçüm arasındaki fark ve n = yapılan ikili ölçümlerin sayısı olmaktadır. Dijital ölçümde belirlenen noktalar ikinci kez belirlenmediği için bu noktaların lokalizasyonuna ilişkin her hangi bir hata payı hesaplanmamıştır. Ancak yapılan açısal ve doğrusal ölçümlerdeki hata payı saptanmıştır ve bu hata paylarının açısal ölçümler için $\pm 0.3^\circ$ 'yi ve doğrusal ölçüm için ± 0.15 mm'yi geçmediği görülmüştür.

Elde edilen tüm verilerin normal bir dağılım gösterip göstermediğinin tespiti için Shapiro-Wilk normal dağılım istatistiği kullanılmıştır. Bu istatistik sonucunda normal dağılım gösteren verilerin karşılaştırılması için parametrik istatistik testleri (eşleştirilmiş ve eşleşmemiş Student's *t*-testi, tek yönlü ANOVA, Factorial ANOVA), normal dağılım göstermeyen veriler için non-parametrik istatistik testleri kullanılmıştır (Wilcoxon Signed ve Mann-Whitney U, Friedman testi, Kruskal Wallis).

KAT ve CONT gruplarında grup içi T0, T1, T2 ve T3 ölçümleri arasındaki karşılaştırmalar normal dağılım gösteren veriler için eşleştirilmiş (paired) Students' *t* testi uygulanmıştır. Normal dağılım görülmeyen verilerde, grup içi karşılaştırmalar Wilcoxon Signed ve gruplar arası karşılaştırmalar Mann-Whitney U-testi ile yapıldı. Bütün testler %95 ($p=0.05$), %99 ($p=0.01$) ve %99.9 ($p=0.001$) güvenilirlik sınırlarında uygulanmıştır.

Bu çalışmadaki bütün tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS (versiyon 23.0) istatistik paketi kullanılarak yapılmıştır.

4.BULGULAR

Bu bölümde, klinik çalışmada kaplanmış ark telleri kullanılarak tedavi edilen (KAT) grubu ile geleneksel ark telleri kullanılarak tedavi edilen kontrol (CONT) grubundan elde edilen 3d dijital model ölçümleri ve periodontal ölçüm verileri ve bu verilerin grup içi ve gruplar arası istatistik analiz sonuçları verilmektedir.

Yapılan bu çalışmada kanin dişlerin distalizasyonu sırasında araştırma ve kontrol gruplarından elde edilen veriler iki ana başlık altında verilmektedir. Öncelikle araştırma ve kontrol gruplarının kendi içlerinde (grup içi) yapılan değerlendirmeler sonucunda elde edilen verilerin istatistik analiz sonuçları ve takiben gruplar arası karşılaştırmalara ait sonuçlar verilmektedir.

4.1. Grup İçi Değerlendirmeler

4.1.1. Dijital Ortodontik Modellerde Yapılan Ölçümler

Alt ve üst kanin dişlerin ark üzerinde distalizasyon hareketi miktarı, rotasyon ve tippingi ile, diş çekim boşluğundaki azalma miktarı, molar dişin mesializasyon miktarının ölçümü ile elde edilen verilerinin genel değerlendirmesi yapılmıştır.

KAT grubunda alt ve üst çene incelendiğinde bazı verilerin normal dağılım göstermediği saptanmıştır. Bu nedenle her iki çeneye ait veriler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Fakat aynı çene içerisinde sağ ve sol veriler kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 2). Bundan dolayı hem alt çene de hem üst çene de, sağ ve sol dişlerin verileri ortak bir havuzda toplanmıştır.(data pulled). Bu yüzden tüm istatistiksel analizlerde sağ ve sol verilerin birleştirilmiş hali kullanılmıştır.

KAT grubunda veriler normal dağılım göstermediği için (Ek-4,5,6), grup içi (sağ ve sol dişlerin karşılaştırılmaları) değerlendirilmede non parametrik testler (Mann Whitney U Testi) kullanılmıştır (Tablo 2).

Tablo 2. Kat Grubu Verilerinin Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testi ile Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Alt Sınır	Üst Sınır			
T1U3Dist	KAT/SAĞ	17	0,625	0,083	0,020	0,582	0,668	0,52	0,81	0,58
	KAT/SOL	17	0,671	0,273	0,066	0,531	0,812	0,50	1,65	
	Total	34	0,648	0,200	0,034	0,578	0,718	0,50	1,65	
T2U3Dist	KAT/SAĞ	17	1,548	0,705	0,171	1,185	1,911	0,29	2,93	0,38
	KAT/SOL	17	1,695	0,843	0,204	1,261	2,129	0,22	2,94	
	Total	34	1,622	0,769	0,131	1,353	1,890	0,22	2,94	
T3U3Dist	KAT/SAĞ	17	2,374	0,700	0,169	2,014	2,734	1,23	3,63	0,33
	KAT/SOL	17	2,661	0,967	0,234	2,163	3,158	0,87	3,94	
	Total	34	2,517	0,844	0,144	2,223	2,812	0,87	3,94	
T0USpace	KAT/SAĞ	17	3,492	1,753	0,425	2,591	4,394	0,81	6,00	0,24
	KAT/SOL	17	4,069	1,683	0,408	3,203	4,935	1,17	6,29	
	Total	34	3,781	1,717	0,294	3,181	4,380	0,81	6,29	
T1USpace	KAT/SAĞ	17	3,352	1,696	0,411	2,480	4,225	0,71	5,98	0,26
	KAT/SOL	17	3,878	1,760	0,427	2,972	4,783	1,14	6,20	
	Total	34	3,615	1,723	0,295	3,014	4,216	0,71	6,20	
T2USpace	KAT/SAĞ	15	2,520	1,367	0,352	1,762	3,277	0,65	5,11	0,86
	KAT/SOL	17	2,682	1,876	0,455	1,718	3,647	0,00	6,10	
	Total	32	2,606	1,633	0,288	2,017	3,195	0,00	6,10	
T3USpace	KAT/SAĞ	15	1,740	1,288	0,332	1,027	2,454	0,18	4,25	0,77
	KAT/SOL	17	1,688	1,489	0,361	0,922	2,454	0,00	4,87	
	Total	32	1,712	1,376	0,243	1,216	2,209	0,00	4,87	
T1U6Mez	KAT/SAĞ	17	0,102	0,070	0,017	0,066	0,139	0,01	0,28	0,07
	KAT/SOL	17	0,170	0,114	0,027	0,111	0,228	0,02	0,37	
	Total	34	0,136	0,099	0,017	0,101	0,171	0,01	0,37	
T2U6Mez	KAT/SAĞ	17	0,266	0,201	0,048	0,162	0,370	0,06	0,88	0,24
	KAT/SOL	17	0,330	0,195	0,047	0,229	0,430	0,06	0,78	
	Total	34	0,298	0,198	0,034	0,229	0,367	0,06	0,88	
T3U6Mez	KAT/SAĞ	17	0,538	0,316	0,076	0,376	0,701	0,11	1,06	0,67
	KAT/SOL	17	0,532	0,392	0,095	0,331	0,734	0,07	1,71	
	Total	34	0,535	0,350	0,060	0,413	0,658	0,07	1,71	
T0U3Rot	KAT/SAĞ	17	36,941	7,227	1,750	33,225	40,657	24,60	54,10	0,91
	KAT/SOL	17	36,870	8,038	1,940	32,737	41,003	20,70	55,30	
	Total	34	36,905	7,527	1,290	34,279	39,532	20,70	55,30	
T1U3Rot	KAT/SAĞ	17	35,376	7,981	1,935	31,272	39,480	15,60	52,20	0,82
	KAT/SOL	17	36,270	7,864	1,907	32,226	40,314	20,60	55,00	
	Total	34	35,823	7,815	1,340	33,096	38,550	15,60	55,00	
T2U3Rot	KAT/SAĞ	17	28,076	9,829	2,384	23,022	33,130	2,90	44,10	0,20
	KAT/SOL	17	31,452	8,928	2,165	26,862	36,043	13,50	45,00	
	Total	34	29,764	9,403	1,612	26,483	33,045	2,90	45,00	
T3U3Rot	KAT/SAĞ	17	24,911	9,024	2,188	20,271	29,551	2,90	36,30	0,74
	KAT/SOL	17	26,325	10,070	2,444	21,143	31,507	1,23	46,10	
	Total	34	25,618	9,447	1,620	22,322	28,914	1,23	46,10	
T1U3Tip	KAT/SAĞ	17	1,400	0,894	0,216	0,940	1,859	0,40	4,50	0,98
	KAT/SOL	17	1,341	0,601	0,145	1,032	1,650	0,10	3,00	
	Total	34	1,370	0,750	0,128	1,108	1,632	0,10	4,50	

Tablo 2 (devamı). Kat Grubu Verilerinin Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testi ile Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Alt Sınır	Üst Sınır			
T2U3Tip	KAT/SAĞ	17	3,435	2,295	0,556	2,255	4,615	0,30	7,60	0,15
	KAT/SOL	17	4,676	2,242	0,543	3,523	5,829	1,20	9,80	
	Total	34	4,055	2,321	0,398	3,245	4,865	0,30	9,80	
T3U3Tip	KAT/SAĞ	17	5,258	2,230	0,541	4,111	6,405	1,20	9,60	0,31
	KAT/SOL	17	6,094	2,262	0,548	4,930	7,257	2,50	10,50	
	Total	34	5,676	2,252	0,386	4,890	6,462	1,20	10,50	
T1L3Dist	KAT/SAĞ	7	0,557	0,096	0,036	0,467	0,646	0,45	0,75	0,74
	KAT/SOL	7	0,561	0,064	0,024	0,501	0,621	0,49	0,68	
	Total	14	0,055	0,078	0,021	0,513	0,604	0,45	0,75	
T2L3Dist	KAT/SAĞ	7	1,280	0,686	0,259	0,645	1,914	0,27	2,17	0,74
	KAT/SOL	7	1,535	0,997	0,377	0,612	2,458	0,18	2,87	
	Total	14	1,407	0,833	0,222	0,926	1,889	0,18	2,87	
T3L3Dist	KAT/SAĞ	7	2,057	1,024	0,387	1,110	3,004	0,61	3,11	0,94
	KAT/SOL	7	2,117	0,743	0,280	1,429	2,804	0,97	3,05	
	Total	14	2,087	0,860	0,229	1,590	2,583	0,61	3,11	
T0LSpace	KAT/SAĞ	7	2,782	1,115	0,421	1,750	3,814	1,50	4,15	0,48
	KAT/SOL	7	3,628	1,648	0,623	2,103	5,153	0,77	5,60	
	Total	14	3,205	1,421	0,380	2,384	4,026	0,77	5,60	
T1LSpace	KAT/SAĞ	7	2,647	1,131	0,427	1,600	3,693	1,37	4,14	0,48
	KAT/SOL	7	3,567	1,627	0,615	2,062	5,072	0,76	5,52	
	Total	14	3,107	1,428	0,381	2,282	3,932	0,76	5,52	
T2LSpace	KAT/SAĞ	7	1,665	1,005	0,379	0,736	2,595	0,45	3,23	0,18
	KAT/SOL	7	2,771	1,749	0,661	1,153	4,389	0,72	5,52	
	Total	14	2,218	1,486	0,397	1,360	3,076	0,45	5,52	
T3LSpace	KAT/SAĞ	7	1,277	1,199	0,453	0,167	2,386	0,00	3,66	0,52
	KAT/SOL	7	1,604	1,193	0,451	0,500	2,708	0,00	3,64	
	Total	14	1,440	1,162	0,310	0,769	2,111	0,00	3,66	
T1L6Mez	KAT/SAĞ	7	0,141	0,069	0,026	0,077	0,205	0,06	0,26	0,44
	KAT/SOL	7	0,170	0,066	0,025	0,108	0,231	0,09	0,28	
	Total	14	0,155	0,066	0,017	0,117	0,194	0,06	0,28	
T2L6Mez	KAT/SAĞ	7	0,767	0,674	0,255	0,143	1,391	0,19	2,16	0,40
	KAT/SOL	7	0,441	0,274	0,103	0,187	0,695	0,18	0,88	
	Total	14	0,604	0,522	0,139	0,302	0,906	0,18	2,16	
T3L6Mez	KAT/SAĞ	7	0,891	0,630	0,238	0,308	1,474	0,28	2,12	0,84
	KAT/SOL	7	0,988	0,666	0,251	0,372	1,604	0,07	1,68	
	Total	14	0,940	0,625	0,167	0,579	1,301	0,07	2,12	
T0L3Rot	KAT/SAĞ	7	41,071	9,111	3,446	32,644	49,498	32,40	58,50	0,33
	KAT/SOL	7	36,885	5,520	2,086	31,780	41,990	30,10	44,00	
	Total	14	38,978	7,556	2,017	34,615	43,341	30,10	58,50	

Tablo 2 (devamı). Kat Grubu Verilerinin Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testi ile Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Alt Sınır	Üst Sınır			
T1L3Rot	KAT/SAĞ	7	40,714	8,925	3,378	32,459	48,969	32,70	58,30	0,40
	KAT/SOL	7	36,500	5,579	2,109	31,340	41,659	29,70	43,90	
	Total	14	38,607	7,477	1,999	34,289	42,924	29,70	58,30	
T2L3Rot	KAT/SAĞ	7	38,785	7,814	2,953	31,558	46,012	31,10	53,10	0,40
	KAT/SOL	7	34,942	5,004	1,891	30,314	39,571	27,80	41,40	
	Total	14	36,864	6,612	1,767	33,046	40,682	27,80	53,10	
T3L3Rot	KAT/SAĞ	7	36,528	11,79	4,458	25,620	47,437	20,90	54,40	0,74
	KAT/SOL	7	33,314	5,327	2,013	28,387	38,241	27,50	41,30	
	Total	14	34,921	8,949	2,391	29,754	40,088	20,90	54,40	
T1L3Tip	KAT/SAĞ	7	1,214	0,487	0,184	0,763	1,665	0,60	1,80	0,65
	KAT/SOL	7	1,392	0,956	0,361	0,508	2,277	0,10	3,20	
	Total	14	1,303	0,735	0,196	0,878	1,728	0,10	3,20	
T2L3Tip	KAT/SAĞ	7	3,957	2,180	0,824	1,940	5,973	0,70	7,70	0,74
	KAT/SOL	7	4,785	2,732	1,037	2,258	7,312	1,40	8,20	
	Total	14	4,371	2,413	0,644	2,978	5,764	0,70	8,20	
T3L3Tip	KAT/SAĞ	7	4,742	1,177	0,445	3,654	5,831	2,80	6,00	0,60
	KAT/SOL	7	4,314	1,924	0,727	2,534	6,0944	1,40	6,80	
	Total	14	4,528	1,548	0,413	3,634	5,4229	1,40	6,80	

CONT grubunda da, verilerin bir kısmı normal dağılım göstermemiştir (Ek. 7,8,9). Bu nedenle grup içi karşılaştırmasında non parametrik testler (Mann-Whitney U) kullanılmıştır (Tablo 3). Grup içinde verilerde sağ ve sol arasında anlamlı bir fark yoktur. CONT grubunda da, veriler aynı havuzda toplanmış ve tüm istatistiksel analizlerde sağ ve sol verilerin birleştirilmiş hali kullanılmıştır.

Tablo 3. CONT Grubu Verilerin Sağ Sol Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testiyle Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Üst Sınır	Alt Sınır			
T1U3Dist	CONT/SAĞ	15	0,582	0,384	0,099	0,369	0,795	0,10	1,38	0,95
	CONTSOL	15	0,576	0,436	0,112	0,334	0,817	0,02	1,51	
	Total	30	0,579	0,404	0,073	0,428	0,730	0,02	1,51	
T2U3Dist	CONT/SAĞ	15	1,330	0,726	0,187	0,927	1,732	0,18	2,58	0,91
	CONT/SOL	15	1,394	0,926	0,239	0,881	1,907	0,09	3,30	
	Total	30	1,362	0,818	0,149	1,056	1,668	0,09	3,30	
T3U3Dist	CONT/SAĞ	12	2,203	0,833	0,240	1,673	2,732	0,96	3,85	0,54
	CONT/SOL	12	2,012	0,838	0,242	1,479	2,545	0,50	3,46	
	Total	24	2,107	0,823	0,168	1,760	2,455	0,50	3,85	

Tablo 3 (devamı). CONT Grubu Verilerin Sağ Sol Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testiyle Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Üst Sınır	Alt Sınır			
T0USpace	CONT/SAĞ	15	3,880	1,900	0,490	2,828	4,933	0,51	7,62	0,67
	CONT/SOL	15	4,105	1,220	0,315	3,429	4,781	1,06	6,20	
	Total	30	3,993	1,573	0,287	3,405	4,580	0,51	7,62	
T1USpace	CONT/SAĞ	15	3,385	1,910	0,493	2,327	4,443	0,39	7,27	0,66
	CONT/SOL	15	3,520	1,057	0,273	2,934	4,106	1,03	5,72	
	Total	30	3,453	1,518	0,277	2,885	4,020	0,39	7,27	
T2USpace	CONT/SAĞ	15	2,671	1,916	0,494	1,610	3,732	0,18	6,73	0,82
	CONT/SOL	15	2,668	1,236	0,319	1,983	3,352	0,99	5,34	
	Total	30	2,669	1,584	0,289	2,078	3,261	0,18	6,73	
T3USpace	CONT/SAĞ	12	2,141	1,750	0,505	1,029	3,253	0,09	5,72	0,41
	CONT/SOL	12	2,290	1,140	0,329	1,565	3,014	0,80	4,95	
	Total	24	2,215	1,446	0,295	1,604	2,826	0,09	5,72	
T1U6Mez	CONT/SAĞ	15	0,095	0,042	0,010	0,072	0,118	0,00	0,15	0,58
	CONT/SOL	15	0,091	0,068	0,017	0,053	0,129	0,00	0,24	
	Total	30	0,093	0,055	0,010	0,072	0,114	0,00	0,24	
T2U6Mez	CONT/SAĞ	15	0,420	0,496	0,128	0,144	0,695	0,00	1,75	0,21
	CONT/SOL	15	0,240	0,257	0,066	0,097	0,382	0,00	0,95	
	Total	30	0,330	0,399	0,072	0,180	0,479	0,00	1,75	
T3U6Mez	CONT/SAĞ	12	0,430	0,468	0,135	0,133	0,728	0,00	1,46	0,97
	CONT/SOL	12	0,305	0,250	0,072	0,145	0,464	0,00	1,02	
	Total	24	0,367	0,372	0,076	0,210	0,525	0,00	1,46	
T0U3Rot	CONT/SAĞ	15	35,273	7,438	1,920	31,154	39,396	22,4	56,20	0,35
	CONT/SOL	15	32,413	5,642	1,456	29,288	35,537	20,5	41,90	
	Total	30	33,843	6,647	1,213	31,361	36,325	20,5	56,20	
T1U3Rot	CONT/SAĞ	15	32,800	8,167	2,108	28,276	37,323	22,9	55,80	0,48
	CONT/SOL	15	30,260	5,238	1,352	27,358	33,161	19,9	38,50	
	Total	30	31,530	6,864	1,253	28,966	34,093	19,9	55,80	
T2U3Rot	CONT/SAĞ	15	30,386	8,242	2,128	25,821	34,951	19,8	54,80	0,88
	CONT/SOL	15	28,506	6,025	1,555	25,170	31,843	16,1	36,80	
	Total	30	29,446	7,158	1,306	26,773	32,119	16,1	54,80	
T3U3Rot	CONT/SAĞ	12	26,633	7,621	2,200	21,790	31,475	11,6	39,60	0,22
	CONT/SOL	12	28,608	4,510	1,302	25,742	31,474	17,5	34,30	
	Total	24	27,620	6,207	1,267	24,999	30,241	11,6	39,60	
T1U3Tip	CONT/SAĞ	15	1,666	1,558	0,402	0,803	2,529	0,00	5,20	0,34
	CONT/SOL	15	2,046	1,350	0,348	1,298	2,794	0,80	5,70	
	Total	30	1,856	1,445	0,264	1,316	2,396	0,00	5,70	
T2U3Tip	CONT/SAĞ	15	3,373	3,343	0,863	1,521	5,225	0,00	13,60	0,88
	CONT/SOL	15	3,120	2,036	0,525	1,992	4,247	1,00	8,10	
	Total	30	3,246	2,723	0,497	2,229	4,263	0,00	13,60	
T3U3Tip	CONT/SAĞ	12	4,341	2,174	0,627	2,960	5,723	1,30	9,00	0,86
	CONT/SOL	12	4,083	1,483	0,428	3,141	5,025	1,90	6,10	
	Total	24	4,212	1,825	0,372	3,441	4,983	1,30	9,00	

Tablo 3 (devamı). CONT Grubu Verilerin Sağ Sol Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testiyle Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapm	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Üst Sınır	Alt Sınır			
T1L3Dist	CONT/SAĞ	6	0,593	0,591	0,241	0,027	1,214	0,13	1,73	0,47
	CONTSOL	6	0,425	0,435	0,177	0,032	0,882	0,06	1,28	
	Total	12	0,509	0,503	0,145	0,189	0,828	0,06	1,73	
T2L3Dist	CONT/SAĞ	6	1,130	0,890	0,363	0,195	2,064	0,34	2,61	0,93
	CONT/SOL	6	0,895	0,547	0,223	0,320	1,469	0,37	1,57	
	Total	12	1,012	0,715	0,206	0,558	1,467	0,34	2,61	
T3L3Dist	CONT/SAĞ	6	2,138	0,869	0,354	1,226	3,050	1,23	3,53	0,20
	CONT/SOL	6	1,503	0,932	0,380	0,525	2,481	0,47	2,67	
	Total	12	1,820	0,921	0,265	1,235	2,406	0,47	3,53	
T0LSpace	CONT/SAĞ	6	4,640	1,680	0,686	2,876	6,403	2,22	7,27	0,93
	CONT/SOL	6	4,808	1,552	0,633	3,179	6,437	2,13	6,57	
	Total	12	4,724	1,545	0,446	3,742	5,705	2,13	7,27	
T1LSpace	CONT/SAĞ	6	4,095	1,410	0,575	2,614	5,575	1,53	5,62	0,87
	CONT/SOL	6	4,245	1,612	0,658	2,552	5,937	1,81	6,35	
	Total	12	4,170	1,446	0,417	3,250	5,089	1,53	6,35	
T2LSpace	CONT/SAĞ	6	3,545	1,523	0,621	1,946	5,143	0,77	5,04	0,57
	CONT/SOL	6	3,953	1,596	0,651	2,278	5,628	1,35	5,88	
	Total	12	3,749	1,502	0,433	2,794	4,703	0,77	5,88	
T3LSpace	CONT/SAĞ	6	2,440	1,547	0,631	0,816	4,063	0,16	4,27	0,42
	CONT/SOL	6	3,196	1,433	0,585	1,692	4,701	1,06	5,02	
	Total	12	2,818	1,476	0,426	1,880	3,756	0,16	5,02	
T1L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,143	0,061	0,025	0,078	0,208	0,09	0,24	0,63
	CONT/SOL	6	0,148	0,126	0,051	0,015	0,281	0,06	0,40	
	Total	12	0,145	0,094	0,027	0,085	0,206	0,06	0,40	
T2L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,186	0,112	0,046	0,068	0,305	0,06	0,37	0,80
	CONT/SOL	6	0,166	0,079	0,032	0,083	0,250	0,10	0,32	
	Total	12	0,176	0,093	0,027	0,117	0,236	0,06	0,37	
T3L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,270	0,176	0,072	0,084	0,455	0,11	0,61	0,74
	CONT/SOL	6	0,321	0,240	0,098	0,069	0,574	0,10	0,77	
	Total	12	0,295	0,203	0,058	0,166	0,424	0,10	0,77	
T0L3Rot	CONT/SAĞ	6	36,266	7,698	3,142	28,187	44,347	22,9	43,70	0,81
	CONT/SOL	6	36,800	4,018	1,640	32,582	41,017	31,5	42,10	
	Total	12	36,533	5,861	1,692	32,809	40,257	22,9	43,70	
T1L3Rot	CONT/SAĞ	6	34,250	7,483	3,055	26,396	42,103	22,4	42,90	1,00
	CONT/SOL	6	35,566	4,806	1,962	30,522	40,611	27,8	41,90	
	Total	12	34,908	6,035	1,742	31,073	38,743	22,4	42,90	
T2L3Rot	CONT/SAĞ	6	29,533	8,960	3,658	20,129	38,936	15,7	42,60	0,63
	CONT/SOL	6	32,250	5,129	2,094	26,866	37,633	26,9	40,70	
	Total	12	30,891	7,104	2,050	26,377	35,405	15,7	42,60	
T3L3Rot	CONT/SAĞ	6	24,083	7,042	2,875	16,692	31,474	11,6	31,00	0,15
	CONT/SOL	6	31,016	5,334	2,177	25,418	36,615	25,7	40,60	
	Total	12	27,550	6,970	2,012	23,121	31,978	11,6	40,60	
T1L3Tip	CONT/SAĞ	6	1,983	1,455	0,594	0,456	3,510	1,10	4,90	0,07
	CONT/SOL	6	1,333	1,225	0,500	0,046	2,619	0,60	3,80	
	Total	12	1,658	1,326	0,383	0,815	2,501	0,60	4,90	

Tablo 3 (devamı). CONT Grubu Verilerin Sağ Sol Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann Whitney U Testiyle Karşılaştırma Sonuçları

		N	Ortala- ma	Std. Sapm	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		Min.	Maks.	P
						Üst Sınır	Alt Sınır			
T2L3Tip	CONT/SAĞ	6	2,900	1,929	0,787	0,874	4,925	1,10	6,50	0,47
	CONT/SOL	6	3,883	1,722	0,703	2,076	5,690	1,70	5,70	
	Total	12	3,391	1,817	0,524	2,236	4,546	1,10	6,50	
T3L3Tip	CONT/SAĞ	6	4,916	2,335	0,953	2,465	7,367	1,70	7,60	1,00
	CONT/SOL	6	4,850	2,392	0,976	2,339	7,360	2,10	8,40	
	Total	12	4,883	2,254	0,650	3,451	6,315	1,70	8,40	

4.1.2.Kanın Distalizasyon Hızının Değerlendirilmesi

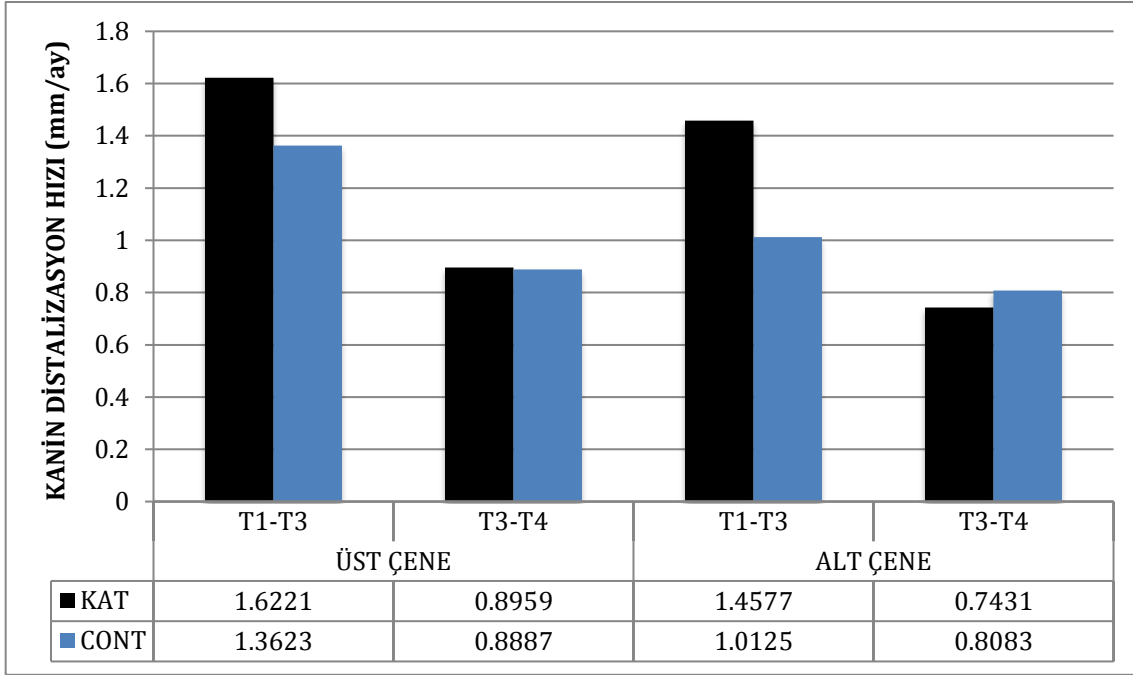
Bu bölümde, KAT ve CONT grubundan T1, T3 ve T4 dönemlerinde dijital modellerden elde edilmiş kanın distalizasyon hızı verilerinin grup içi genel değerlendirilmesi yapılmış ve karşılaştırmaların istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir (Tablo 4) (Tablo 5).

Tablo 4. KAT Grubu Aylık Distalizasyon Hızı Değerlerinin Paired Samples Test İle Karşılaştırma Sonuçları

		Ortala- ma	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		t	df	P
					Üst Sınır	Alt Sınır			
P1	TU3Dist.4WK								
	-	0,726	1,346	0,230	0,256	1,196	3,144	33	0,00
	TU3Dist.8WK								
P2	TL3Dist.4WK								
	-	2,980	2,110	0,585	1,705	4,256	5,093	12	0,14
	TL3Dist.8WK								

KAT grubunda distalizasyonun hızı üst çenede ilk dört haftalık dönemde 1,6221 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde ise 0,8959 mm/ay olarak ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak çok anlamlı bulunmuştur (p=0,004) (Şekil 14).

KAT grubunda distalizasyonun hızı alt çenede, ilk dört haftalık dönemde 1,4577 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde ise 0,7431 mm/ay ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,144) (Şekil 14).



Şekil 14. Kaninin Aylık Distalizasyon Hızının Değerlendirilmesi

CONT grubunda distalizasyonun hızı üst çenede, ilk dört haftalık dönemde 1,3623 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,8887 mm/ay ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,253$) (Şekil 14).

CONT grubunda distalizasyonun hızı alt çenede, ilk dört haftalık dönemde 1,0125 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,8083 mm/ay ölçülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,388$) (Şekil 14).

Tablo 5: CONT Grubu Aylık Distalizasyon Hızı Değerlerinin Paired Samples Test İle Karşılaştırma Sonuçları

Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güvenlik Aralığı		t	df	P value
			Alt Sınır	Üst Sınır			

	TU3Dist.4WK								
	–	0,330	0,96239	0,19645	0,07597	0,73680	1,682	23	0,25
P1	TU3Dist.8WK								
	TL3Dist.4WK								
	–	2,379	1,51623	0,43770	1,41580	3,34253	5,436	11	0,38
P2	TL3Dist.4WK								

4.1.3. Periodontal İndeks Ölçümleri

Bu bölümde, KAT ve CONT grubundan T0, T1 ve T4 dönemlerinde elde edilmiş plak indeksi, gingival indeks ve cep derinliği ölçümlerinden elde edilen verilerin grup içi genel değerlendirilmesi yapılmış ve karşılaştırmaların istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir (Ek.)

Yapılan istatistiksel değerlendirme (ANOVA testi) sonucunda KAT grubunda T0, T1 ve T4 dönemleri arasındaki plak indeksi değerlerinde anlamlı bir fark yoktur ($p=0,897$). Aynı dönemler arasında gingival indeks değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,858$). Yine aynı dönemde cep derinliği değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,908$).

CONT grubunda ise T0, T1 ve T4 dönemleri arasındaki plak indeksi, değerlerinde anlamlı bir fark yoktur ($p=0,239$). Aynı dönemler arasında gingival indeks değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,392$). Yine aynı dönemde cep derinliği değerlerinde de istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,200$).

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar

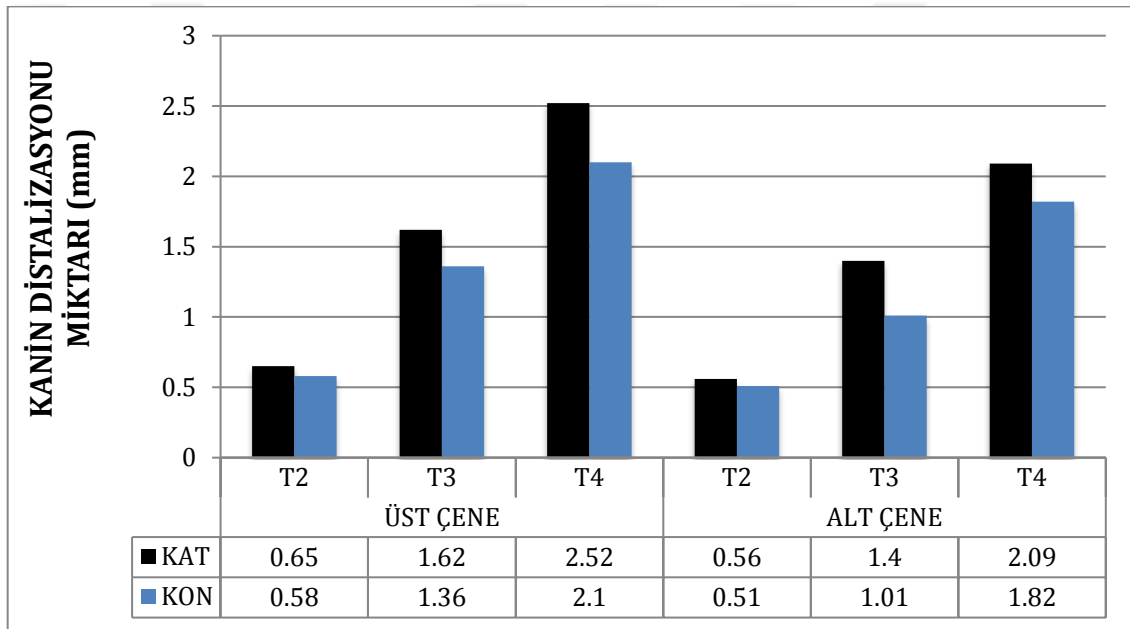
4.2.1. Dijital Ortodontik Modellerde Yapılan Ölçümler

Kanın Distalizasyonu

Distalizasyonun 1. haftası sonunda üst çenede, ortalama kanin distalizasyonu miktarı (T1U3Dist) KAT grubunda 0,65 mm iken CONT grubunda 0,58 mm ölçülmüştür. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,052$) (Şekil 15).

Distalizasyonun 4. haftası tamamlandığında ise üst çenede, ortalama kanin distalizasyonu miktarı (T2U3Dist) KAT grubunda 1,62 mm iken CONT grubunda 1,36 mm ölçülmüştür. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,146$) (Şekil 15).

Distalizasyonun 8. haftası bittiğinde üst çenede, ortalama kanin distalizasyonu miktarı (T3U3Dist) KAT grubunda 2,52 mm iken CONT grubunda 2,11 mm ölçülmüştür. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,080$) (Şekil 15).



Şekil 15. KAT ve CONT Gruplarının Kanin Distalizasyon Miktarları (mm)

Distalizasyonun 1. haftası sonunda (T1L3Dist) alt çenede ortalama kanin distalizasyon miktarı KAT grubunda 0,56 mm iken CONT grubunda 0,51 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır. ($p=0,027$) (Şekil 15).

Distalizasyonun 4. haftası sonunda (T2L3Dist) alt çenede ortalama kanin distalizasyon miktarı KAT grubunda 1,41 mm, CONT grubunda 1,01 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,280$) (Şekil 15).

Distalizasyonun 8. Haftası sonunda (T3L3Dist) alt çenede ortalama kanin distalizasyon miktarı KAT grubunda 2,09 mm iken CONT grubunda 1,82 mm olarak bulunmuştur. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,411$) (Şekil 15).

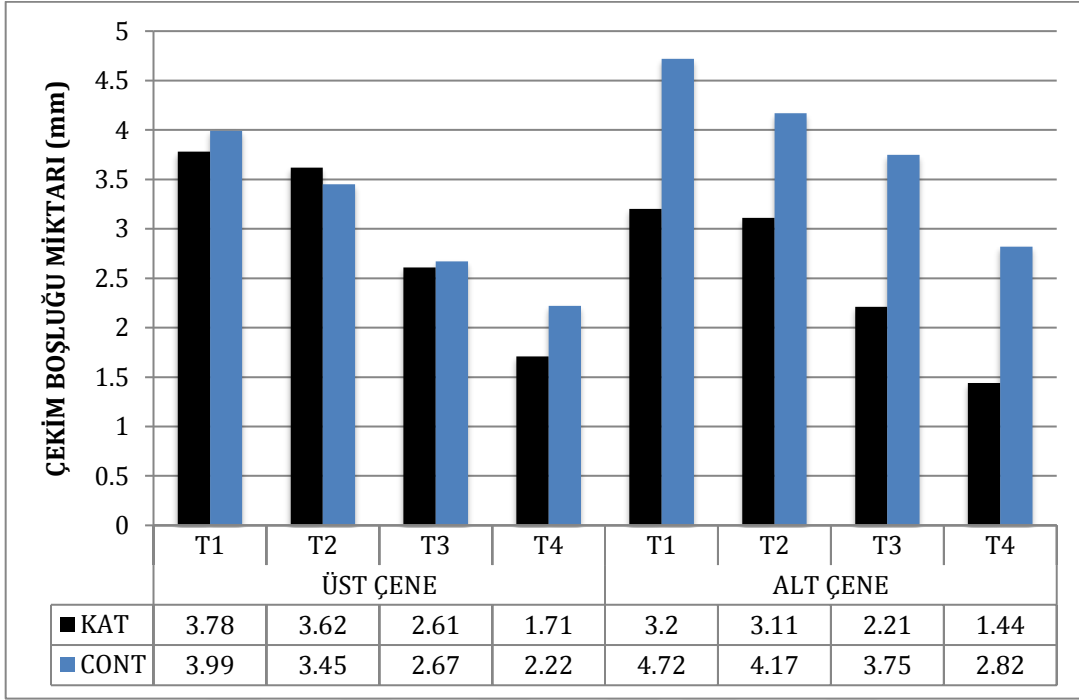
Çekim Boşluklarının Değerlendirilmesi

Distalizasyonuna başlamadan önce (seviyeleme-sıralama bittikten sonra) kanin distalindeki çekim boşlukları ölçüldüğünde (T0USpace) ortalama üst çene çekim boşluğu KAT grubunda 3,78 mm ve CONT grubunda ise 3,99 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,633$) (Şekil 16).

Distalizasyonun 1. haftası bittiğinde, (T1USpace) ortalama üst çene çekim boşluk miktarı KAT grubunda 3,62 mm, CONT grubunda ise 3,45 mm ölçülmüştür.. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,701$) (Şekil 16).

Distalizasyonun 4. haftası bittiğinde, (T2USpace) ortalama üst çene çekim boşluğu KAT grubunda 2,61 mm iken, CONT grubunda 2,67 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,866$) (Şekil 16).

Distalizasyonun 8. haftası bittiğinde, (T3USpace) ortalama üst çenede boşluk KAT grubunda 1,71 mm, CONT grubunda 2,22 mm ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,132$) (Şekil 16).



Şekil 16. KAT ve CONT Grubu Çekim Boşluklarının Miktarı (mm)

Kanin distalizasyonuna başlamadan önce (seviyeleme-sıralama bittikten sonra), kanin distalindeki çekim boşluklarının ölçüldüğünde, (T0LSpace) alt çene ortalama çekim boşluğu KAT grubunda 3,21 mm ve CONT grubunda 4,72 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p=0,016$) (şekil 16).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 1 hafta sonraki ölçümlerde (T1LSpace) bu boşluk KAT grubunda 3,11 mm, CONT grubunda 4,17 mm bulunmuştur. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,510$) (şekil 16).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 4 hafta sonraki ölçümlerde (T2LSpace) bu boşluk KAT grubunda 2,22 mm, CONT grubunda 3,75 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,240$) (şekil 16).

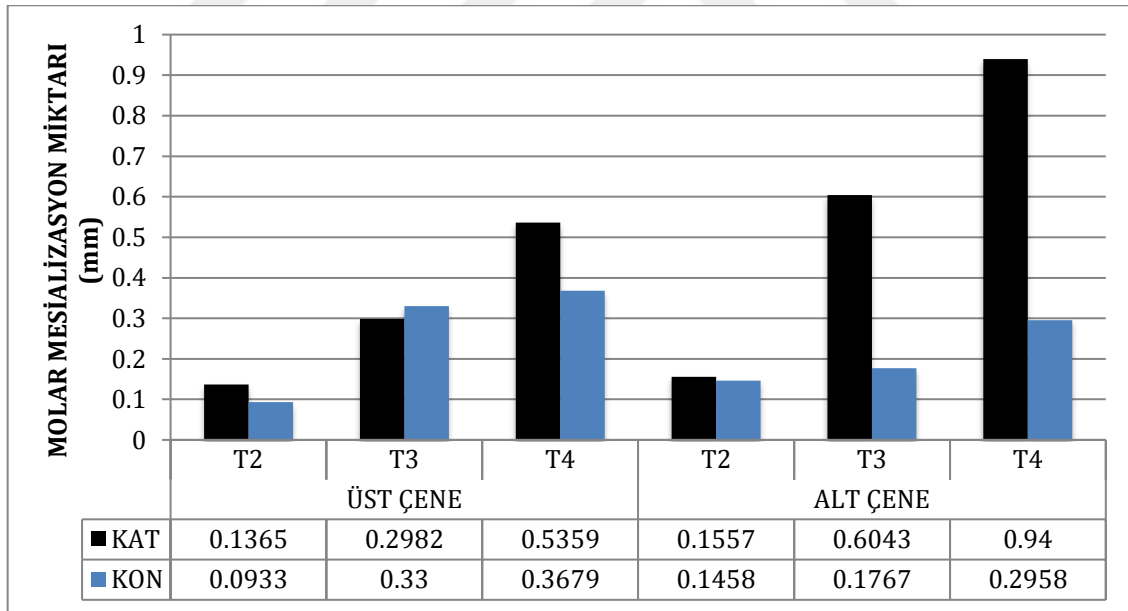
Kanin distalizasyonuna başlandıktan 8 hafta sonraki ölçümlerde (T3LSpace) bu boşluk KAT grubunda 1,44 mm, CONT grubunda 2,82 mm bulunmuştur. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,270$) (şekil 16).

Molar Dişin Çekim Boşluğuna Mesial Hareketinin Değerlendirilmesi

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 1 hafta sonra (T1U6Mez) üst çene molar dişlerinin, ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,14 mm, CONT grubunda 0,09 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,180$) (şekil 17).

Kanin distalizasyona başlandıktan 4 hafta sonra (T2U6Mez) üst çene molar dişlerin, ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,30 mm, CONT grubunda 0,33 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,221$) (şekil 17).

Kanin distalizasyona başlandıktan 8 hafta sonra (T3U6Mez) üst çene molar dişlerin, ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,54 mm, CONT grubunda 0,37 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,013$) (şekil 17).



Şekil 17. KAT ve CONT Grubu Molar Mezializasyon Miktarındaki Değişim

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 1 hafta sonra (T1L6Mez) alt çene molar dişlerin ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,16 mm, CONT grubunda 0,15 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,424$) (Şekil 17).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 4 hafta sonra (T2L6Mez) alt çene molar dişlerin ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,60 mm, CONT grubunda 0,18 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak çok anlamlı bulunmuştur ($p=0,000$) (Şekil 17).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan 8 hafta sonra (T3L6Mez) alt çene molar dişlerin ortalama mesial hareket miktarı KAT grubunda 0,94 mm, CONT grubunda 0,30 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak çok anlamlı bulunmuştur ($p=0,006$) (Şekil 17).

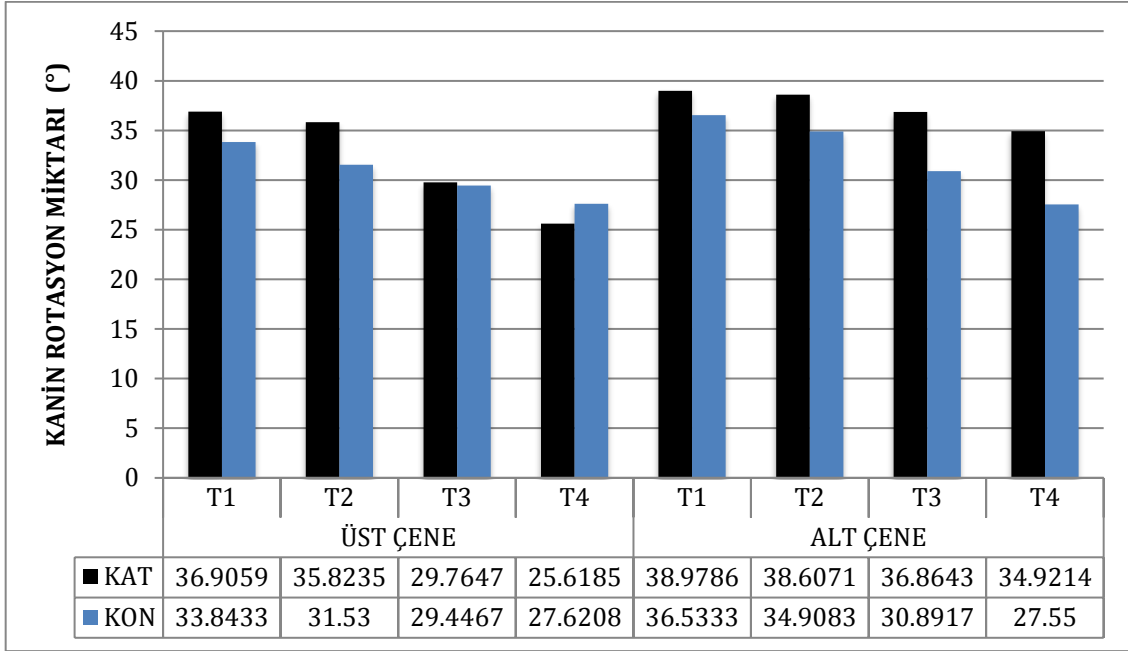
Kanin Dişin Distopalatinal Rotasyonunun Değerlendirilmesi

Distalizasyona başlanmadan (T0U3Rot) üst çenede, kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı ölçüldüğünde ortalama olarak, KAT grubunda $36,90^\circ$, CONT grubunda $33,84^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,065$) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 1 hafta sonra (T1U3Rot) üst çenede, kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı değerlendirildiğinde ortalama olarak, KAT grubunda $35,82^\circ$, CONT grubunda $31,53^\circ$ ölçülmüştür. Değerlerde meydana gelen düşüş, kanin dişin distopalatinal rotasyonunu göstermektedir. Her iki grup arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bulunmuştur ($p=0,006$) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 4 hafta sonra (T2U3Rot) üst çenede, kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı değerlendirildiğinde ortalama olarak, KAT grubunda $29,76^\circ$, CONT grubunda $29,45^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,382$) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 8 hafta sonra (T3U3Rot) üst çenede, kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı değerlendirildiğinde ortalama olarak, KAT grubunda $25,61^\circ$, CONT grubunda $27,62^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,487$) (Şekil 18).



Şekil 18. KAT ve CONT Grubu Kanin Rotasyon Miktarı (°)

Distalizasyona başlamadan, (T0L3Rot) alt çenede kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı ölçüldüğünde ortalama olarak, KAT grubunda 38,97°, CONT grubunda 36,53° bulunmuştur. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,537) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 1 hafta sonra (T1L3Rot) alt çenede kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı ölçüldüğünde ortalama olarak, KAT grubunda 38,60°, CONT grubunda 34,91° bulunmuştur. Değerlerde meydana gelen düşüş, kanin dişin distopalatinal rotasyonunu göstermektedir. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,269) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 4 hafta sonra (T2L3Rot) alt çenede kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı ölçüldüğünde ortalama olarak, KAT grubunda 36,86°, CONT grubunda 30,89° bulunmuştur. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,035) (Şekil 18).

Distalizasyona başlandıktan 8 hafta sonra (T3L3Rot) alt çenede, kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı ölçüldüğünde ortalama olarak, KAT grubunda 34,92°,

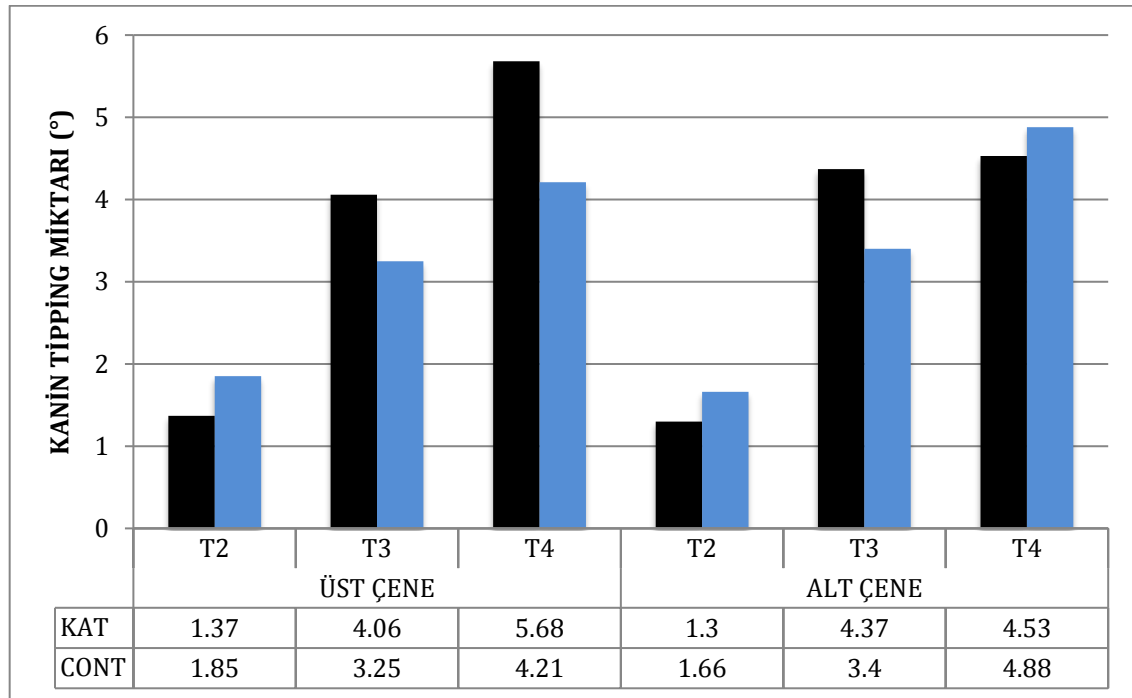
CONT grubunda 27,55° bulunmuştur. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,031) (Şekil 18).

Kanin Dişinin Distale Eğilmesi (Tipping)

Kanin dişlerinin distalizasyonuna başladıktan 1 hafta sonra (T1U3Tip) üst çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 1,37°, CONT grubunda 1,86° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,521) (Şekil 19).

Kanin dişlerinin distalizasyonuna başladıktan 4 hafta sonra (T2U3Tip) üst çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 4,06°, CONT grubunda 3,25° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,091) (Şekil 19).

Kanin dişlerinin distalizasyonuna başladıktan 8 hafta sonra (T3U3Tip) üst çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 5,68°, CONT grubunda 4,21° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,012) (Şekil 19).



Şekil 19. KAT ve CONT Grubunda Kanin Tipping Miktarı (°)

Kanin dişlerin distalizasyonuna başladıktan 1 hafta sonra (T1L3Tip) alt çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 1,30°, CONT grubunda 1,66° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,857) (Şekil 19).

Kanin dişlerin distalizasyonuna başladıktan 4 hafta sonra (T1L3Tip) alt çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 4,37°, CONT grubunda 3,39° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,303) (Şekil 19).

Kanin dişlerin distalizasyonuna başladıktan 8 hafta sonra (T1L3Tip) alt çenede, kaninin distale tippingi ortalama olarak KAT grubunda 4,52°, CONT grubunda 4,88° ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir (p=0,607) (Şekil 19).

Tablo 6. KAT ve CONT Grubu Verilerin Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann-Whitney U Testi İle Karşılaştırma Sonuçları

	Grup	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P
T1U3Dist	KAT	34	0,648	0,200	0,034	0,052
	CONT	30	0,579	0,404	0,073	
T2U3Dist	KAT	34	1,622	0,769	0,131	0,146
	CONT	30	1,362	0,818	0,149	
T3U3Dist	KAT	34	2,517	0,844	0,144	0,080
	CONT	24	2,107	0,823	0,168	
T0USpace	KAT	34	3,781	1,717	0,294	0,633
	CONT	30	3,993	1,573	0,287	
T1USpace	KAT	34	3,615	1,723	0,295	0,701
	CONT	30	3,453	1,518	0,277	
T2USpace	KAT	32	2,606	1,633	0,288	0,866
	CONT	30	2,669	1,584	0,289	
T3USpace	KAT	32	1,712	1,376	0,243	0,132
	CONT	24	2,215	1,446	0,295	
T1U6Mez	KAT	34	0,136	0,099	0,017	0,180
	CONT	30	0,093	0,055	0,010	
T2U6Mez	KAT	34	0,298	0,198	0,034	0,221
	CONT	30	0,330	0,399	0,072	
T3U6Mez	KAT	34	0,535	0,350	0,060	0,013
	CONT	24	0,367	0,372	0,076	
T0U3Rot	KAT	34	36,905	7,527	1,290	0,065
	CONT	30	33,843	6,647	1,213	

Tablo 6 (devamı). KAT ve CONT Grubu Verilerin Tanımlayıcı İstatistiği Ve Mann-Whitney U Testi İle Karşılaştırma Sonuçları

	Grup	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P
T1U3Rot	KAT	34	35,823	7,815	1,340	0,006
	CONT	30	31,530	6,864	1,253	
T2U3Rot	KAT	34	29,764	9,403	1,612	0,382
	CONT	30	29,446	7,158	1,306	
T3U3Rot	KAT	34	25,618	9,447	1,620	0,487
	CONT	24	27,620	6,207	1,267	
T1U3Tip	KAT	34	1,370	0,750	0,128	0,521
	CONT	30	1,856	1,445	0,264	
T2U3Tip	KAT	34	4,055	2,321	0,398	0,091
	CONT	30	3,246	2,723	0,497	
T3U3Tip	KAT	34	5,676	2,252	0,386	0,012
	CONT	24	4,212	1,825	0,372	
T1L3Dist	KAT	14	0,559	0,078	0,021	0,027
	CONT	12	0,509	0,503	0,145	
T2L3Dist	KAT	14	1,407	0,833	0,222	0,280
	CONT	12	1,012	0,715	0,206	
T3L3Dist	KAT	14	2,087	0,860	0,229	0,411
	CONT	12	1,820	0,921	0,265	
T0Lspace	KAT	14	3,205	1,421	0,380	0,016
	CONT	12	4,724	1,545	0,446	
T1Lspace	KAT	14	3,107	1,428	0,381	0,051
	CONT	12	4,170	1,446	0,417	
T2Lspace	KAT	14	2,218	1,486	0,397	0,024
	CONT	12	3,749	1,502	0,433	
T3Lspace	KAT	14	1,440	1,162	0,310	0,027
	CONT	12	2,818	1,476	0,426	
T1L6Mez	KAT	14	0,155	0,066	0,017	0,424
	CONT	12	0,145	0,094	0,027	
T2L6Mez	KAT	14	0,604	0,522	0,139	0,000
	CONT	12	0,176	0,093	0,027	
T3L6Mez	KAT	14	0,940	0,625	0,167	0,006
	CONT	12	0,295	0,203	0,058	
T0L3Rot	KAT	14	38,978	7,556	2,019	0,537
	CONT	12	36,533	5,861	1,692	
T1L3Rot	KAT	14	38,607	7,477	1,998	0,269
	CONT	12	34,908	6,035	1,742	
T2L3Rot	KAT	14	36,864	6,612	1,767	0,035
	CONT	12	30,891	7,104	2,050	
T3L3Rot	KAT	14	34,921	8,949	2,391	0,031
	CONT	12	27,550	6,970	2,012	
T1L3Tip	KAT	14	1,303	0,735	0,196	0,857
	CONT	12	1,658	1,326	0,383	
T2L3Tip	KAT	14	4,371	2,413	0,644	0,303
	CONT	12	3,391	1,817	0,524	
T3L3Tip	KAT	14	4,528	1,548	0,413	0,607
	CONT	12	4,883	2,254	0,650	

4.2.2. Periodontal İndeks Ölçümleri

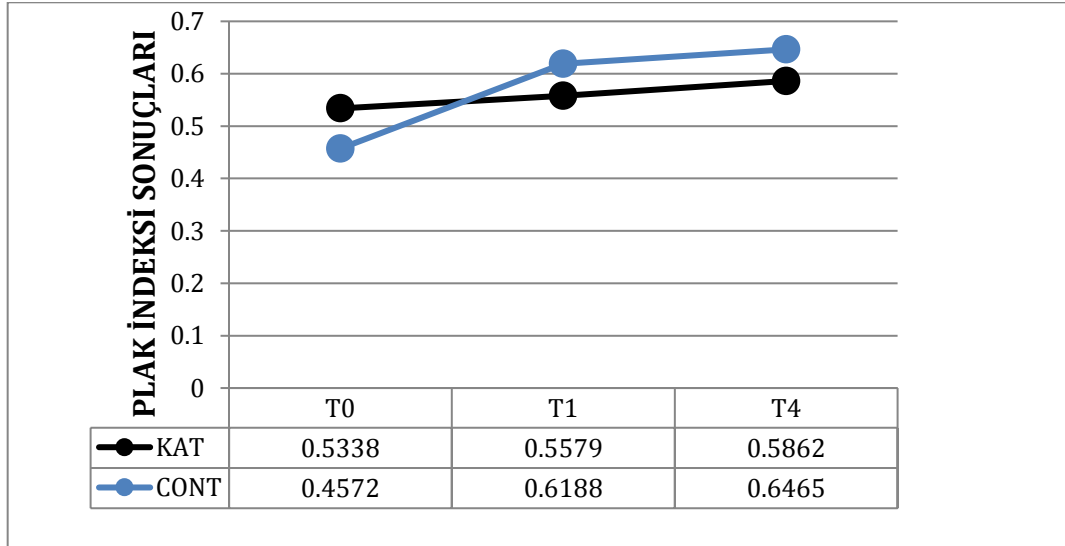
Bu bölümde, araştırma grubu (KAT) ve kontrol grubundan (CONT) T0, T1 ve T4 aşamalarında, plak indeksi (PI), gingival indeks (GI) ve cep derinliği (PD) ölçülerek elde edilen verilerin genel değerlendirmesi yapılmıştır. Gruplar arası değerlerin istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir.

Plak İndeksi Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Tedavi başında (T0), yapılan ölçümlere göre tüm ağız plak indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,5338 iken, CONT grubunda 0,4572 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,685$) (Şekil 20).

Kanin dişi distalizasyonu başında (T1), yapılan ölçümlere göre tüm ağız plak indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,5579 iken, CONT grubunda 0,6188 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,477$) (Şekil 20).

Kanin dişi distalizasyonu sonunda (T4), yapılan ölçümlere göre tüm ağız plak indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,5862 iken, CONT grubunda 0,6465 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,600$) (Şekil 20).



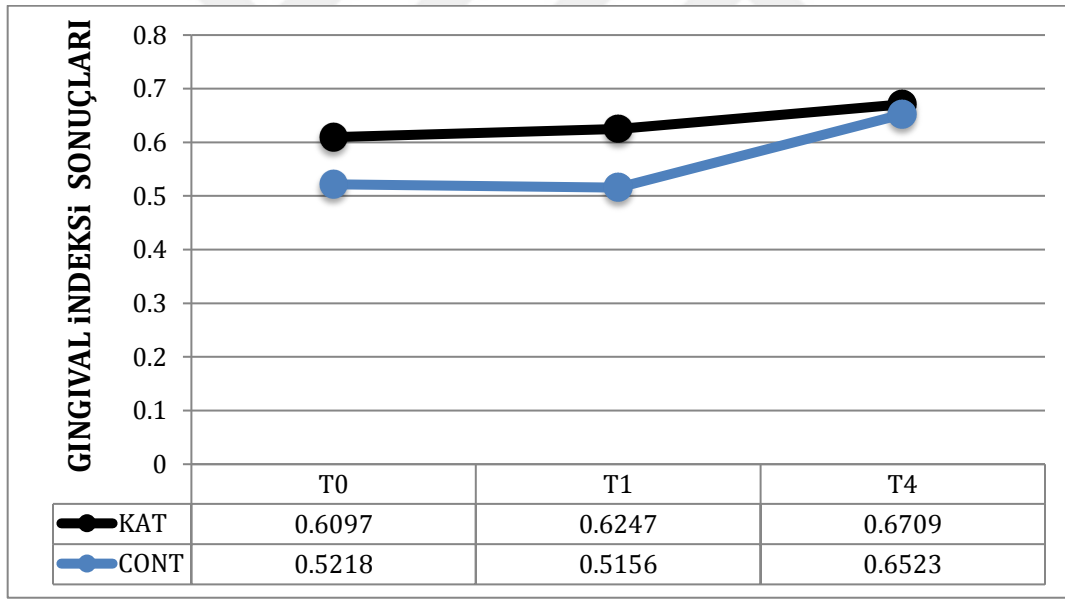
Şekil 20. Plak İndeksi Sonuçlarının İncelenmesi

Gingival İndeks (GI) Sonuçlarının İncelenmesi

Tedavi başında (T0), yapılan ölçümlere göre tüm ağız gingival indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,6097 iken, CONT grubunda 0,5218 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,556$) (Şekil 21).

Kanin dişi distalizasyonu başında (T1), yapılan ölçümlere göre tüm ağız plak indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,6247 iken, CONT grubunda 0,5156 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,241$) (Şekil 21).

Kanin dişi distalizasyonu sonunda (T4), yapılan ölçümlere göre tüm ağız plak indeksi ortalamasının KAT grubunda 0,6709 iken, CONT grubunda 0,6523 olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,952$) (Şekil 21).



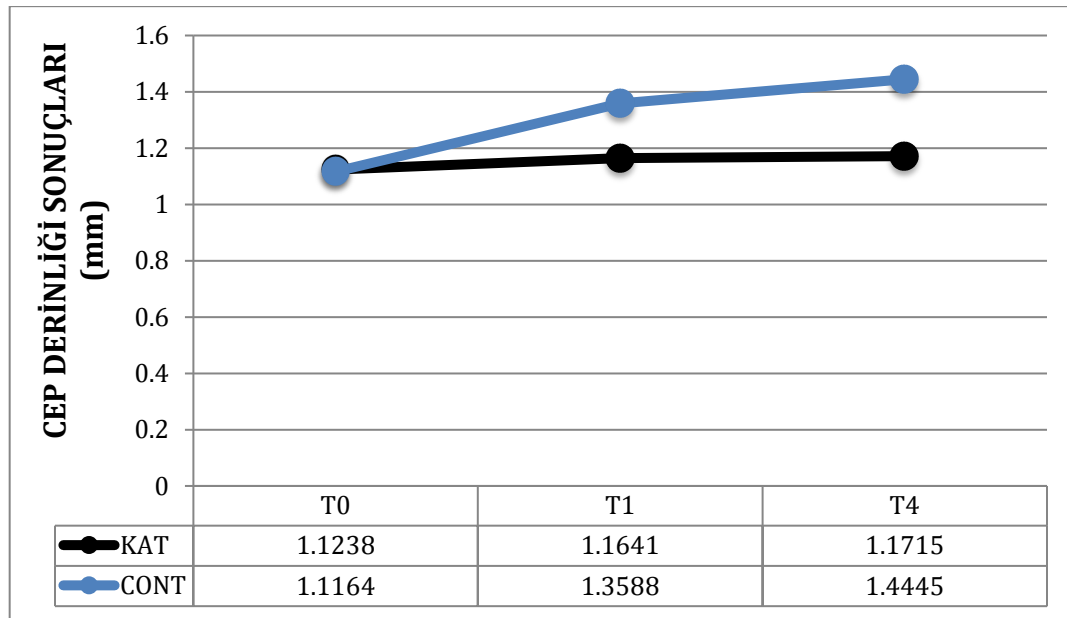
Şekil 21. Gingival İndeks Sonuçlarının İncelenmesi

Cep Derinliği (PD) Sonuçlarının İncelenmesi

Tedavi başında (T0), yapılan ölçümlere göre tüm ağız cep derinliği (PD) ortalamasının KAT grubunda 1,1238 mm iken, CONT grubunda 1,1164 mm olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,941$) (Şekil 22).

Kanin dişi distalizasyonu başında (T1), yapılan ölçümlere göre tüm ağız cep derinliği (PD) ortalamasının KAT grubunda 1,1641 mm iken, CONT grubunda 1,3588 mm olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,131$) (şekil 22).

Kanin dişi distalizasyonu sonunda (T4), yapılan ölçümlere göre tüm ağız cep derinliği ortalamasının KAT grubunda 0,1,1715 mm iken, CONT grubunda 1,4445 mm olduğu görülmüştür. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0,147$) (şekil 22).



şekil 22. Cep Derinliği Sonuçlarının İncelenmesi (mm)

KAT ve CONT grubunda elde edilen verilerin de normal dağılım göstermeyen sonuçlara rastlanmıştır. Alt çene ve üst çene veriler birleştirilerek Mann Whitney U Testi ve Student t Testi kullanılmıştır (Tablo 7).

Tablo 7. CONT ve KAT Grubu Verilerin Tanımlayıcı İstatistiği ve Mann-Whitney U Testi ile Karşılaştırma Sonuçları.

Grup	N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	P
PI CONT-T0	30	0,457	0,418	0,076	0,685
KAT-T0	34	0,533	0,463	0,079	
GI CONT-T0	30	0,521	0,457	0,083	0,556
KAT-T0	34	0,609	0,460	0,078	
PD CONT-T0	30	1,116	0,579	0,105	0,941
KAT-T0	34	1,123	0,492	0,084	
PI CONT-T1	30	0,618	0,487	0,088	0,477
KAT-T1	34	0,557	0,501	0,085	
GI CONT-T1	30	0,515	0,401	0,073	0,241
KAT-T1	34	0,624	0,433	0,074	
PD CONT-T1	30	1,358	0,761	0,139	0,131
KAT-T1	34	1,164	0,477	0,081	
PI CONT-T4	30	0,646	0,483	0,088	0,600
KAT-T4	34	0,586	0,421	0,072	
GI CONT-T4	30	0,652	0,443	0,080	0,952
KAT-T4	34	0,670	0,526	0,090	
PD CONT-T4	30	1,444	0,819	0,149	0,147
KAT-T4	34	1,171	0,474	0,081	

5.TARTIŞMA

5.1. Birey ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamıza dahil edilen bireyler, çapraşıklık yada bozulmuş kapanış nedeniyle premolar diş çekimli ortodontik tedaviye ihtiyacı olan bireylerden seçilmiştir. Araştırma (KAT) ve kontrol (CONT) grupları oluşturulmuş, iki gruptaki bireyler bire bir eşleştirilmiştir. Bireylerin yaş ortalamaları (KAT) araştırma grubundaki 17 bireyde 15,63 iken; (CONT) kontrol grubundaki 15 bireyde 16,13 yıldır. Benzer çalışmalar incelendiğinde yaş ortalamalarının benzerlik gösterdiği görülmektedir (Aslan ve ark., 2013; Kalra ve ark., 2013). İki gruptaki bireylerin bire bir eşleşmesine dikkat edilerek; KAT grubunda 10 kadın 7 erkek; CONT grubunda ise 9 kadın, 6 erkek olmak üzere; bireylerin cinsiyet dağılımı dengeli yapılmıştır. Hızlı kanin distalizasyonu çalışmaları değerlendirildiğinde, cinsiyet dağılımında eşitliğin olmadığı görülmüştür (Kumar ve ark., 2013).

Vakaların bazılarında çekim boşluğunun tamamı, bazılarında ise yarısından daha fazlası kaninin distalizasyonu için kullanılmıştır. Bu nedenle kanin dişlerin distalizasyonları sırasında; molar dişlerin mesiale hareketinden kaçınmak için; molar dişlerden kuvvet uygulamak yerine kemik içi minividalar kullanılmıştır. Üst çene de tüm vakalarda ilave olarak trans palatal ark (TPA) kullanılmıştır. Mini implant da denilen bu geçici ankraj üniteleri (TAD) kemik içine uygulandığı için kemik içi ankraj olarakta isimlendirilmektedir (Nanda ve Uribe, 2009). Minividalar, kanin distalizasyonu sırasında, molarların mesial hareketinin istenmediği yada sınırlı düzeyde hareketlerinin istendiği vakalarda ankraj için kullanılmaktadır (Kuroda ve ark., 2009). Minividalar sadece kanin distalizasyonunda değil gerektiğinde diğer diş hareket türlerinde de sıklıkla kullanılmaktadır (Horliana ve ark., 2015; Melsen, 2005; Nanda ve Uribe, 2009).

Minividaların alveol kemiğine yerleştirilmesi sırasında rehber bir kanal açılmaktadır. Bu açılan rehber kanala minivida yerleştirilmektedir. Bir diğer yöntem ise kemik içerisine rehber kanal açmadan direkt olarak minividanın yerleştirilmesidir. İkinci yöntem daha pratiktir ve daha çok tercih edilmektedir (Nanda ve Uribe, 2009). KAT ve CONT grubundaki tüm vakalarda direkt minivida yerleştirme yöntemi uygulanmıştır.

Minividalar kanin distalizasyonu için kullanılmıştır. İkinci premolar ve birinci molar dişlerin kökleri arasındaki kortikal kemiğe yerleştirilmiştir. Minivida uygulanacak bölgenin asepsisinden sonra, 0,2 cc'lik lokal infiltratif anestezi yapılmıştır. Literatüre uygun şekilde, minivida oklüzalden en uzak şekilde yapışık dişetine ve mümkün olduğunca oklüzale açılı yerleştirilmiştir. Bu hem daha fazla kortikal kemik teması için, hemde minividanın stabilitesi için önemlidir (Nanda ve Uribe, 2009). Uygulamadan sonra kökleri birbirine yakın olan vakalarda ilave periapikal röntgen alınıp, kontrol edilmiştir. Tüm vakalar, anestezi etkisi geçer geçmez tekrar muayene edilmiştir.

Kemik içerisine rehber kanal açmadan direkt minividanın uygulandığı yöntem drill-free yöntem adı da verilmektedir. Bu yöntemde uygulanacak en uygun vidanın 1,6 mm çapındaki vidalar olabileceği bildirilmiştir (Paik, 2009). Çalışmamızda 8 mm boyunda ve 1,6 mm çapında vidalar kullanılmıştır. Bazı araştırmacılar uygulamadan hemen sonra minividaya kuvvet uygulamak yerine en az bir hafta beklenmesini, bölgenin iyileşmesi için zaman verilmesini tavsiye etmişlerdir (Paik, 2009). Bazıları ise kuvvetin hemen aynı seansta uygulanabileceğini bildirmişlerdir (Melsen, 2005). Vakalarımızda minivida uygulamasından hemen sonra kuvvet uygulamaya başlanmıştır.

Kanin distalizasyonu aşamasında kullanılan tüm yöntemler mekanik olarak esasen iki temel üzerinde incelenmektedir; (a) ark teli boyunca yapılan, kaydırma tekniği olarak anlatılan, "sürtülmeli mekanikler", (b) ark teliyle beraber yapılan, bölümlü ark telleri kullanılan, "sürtünmesiz mekanikler" (Omana ve ark., 1992).

Sürtülmeli sistemlerde diş braket vasıtasıyla ark teli üzerinde kaymaktadır. Kuvvet kaynakları elastiklerin ligatürlenmesi, kapalı yay kullanımı, elastik zincirlerin kullanımı gibi çeşitlilik gösterebilmektedir. Sürtünmesiz sistemlerde ise çeşitli looplar kullanılmaktadır. Bazı durumlarda kullanılan ağız dışı apareyler ve ağız içi hareketli apareylerde sürtünmesiz sistemler altında incelenmektedir (Sharma ve ark., 2015).

Sürtülmeli sistemlerde kullanılan elastiklerle ligatürleme günümüzde çok tercih edilmektedir. Elastik içerisinden geçen uzun ligatur teli kaninin braketine bağlanmakta, elastik kısım ise molar dişin çengeline tutturulmaktadır. Elastığın iki katı uzunluğa ulaşması önemlidir, bu şekilde 100 gr civarında kuvvet uygulanabilir. Fakat "tie back" adı verilen bu ligatur çeşidi kuvvetini zaman içerisinde kaybettiğinden, 4-6 haftada mutlaka değiştirilmesi

gerekmektedir (McLaughlin ve ark., 2001). Elastomerik zincirler ise ucuz ve kullanım kolaylığına sahiptirler. Fakat hızlı bir şekilde kuvvet kaybetmekte ve ağız sıvılarından etkilenmektedirler (Sharma ve ark., 2015). Elastik zincirler, küçük boşlukların kapatılmasında kullanılırken, çekim boşluğu gibi büyük boşlukların kapatılmasında çok fazla önerilmezler (McLaughlin ve ark., 2001). Kapalı yaylarda ise, elastiklerin ligatürlenmesi yada elastik zincir kullanımında olduğu gibi kuvvet kaybına uğramamaktadırlar. Boşluk kapatma işlevi bu yüzden daha etkilidir, bunun yanında diğer etkili boşluk kapatma yöntemlerine göre hastayı daha az rahatsız etmektedirler (Dixon ve ark., 2014). Günümüzde üretilen ve kullanılan kapalı yayların tamamına yakını NiTi kapalı yaylardır. Süperelastik ve şekil hafızası özelliğine sahiptirler. Bu özellik sayesinde yayın fazla yada az aktive edilmesi durumunda bile, aynı düzeyde kuvvet uygulamaktadırlar (Maganzini ve ark., 2010). Kapalı yaylar uzun randevu aralıkları durumlarında ya da büyük boşluk kapatma vakalarında kolaylıkla tercih edilmektedirler. Ağız içi hijyeni açısından zorluk çıkarsalar da seanslarda aktivasyon gerektirmemesi, kolay uygulanması ve ark teline müdahale edilmeden takıp çıkarılabilmesi gibi avantajlara sahiptirler. Kapalı yaylar, boşluk kapama aşamasının sonuna kadar aynı düzeyde kuvvet uygulamaktadırlar (Sharma ve ark. 2015). Çalışmamızda parylen biyomeri ile kaplanmış ark telinin (KAT) diş hareketine etkileri araştırıldığından sürtünmeli sistem tercih edilmiştir. Seviyeleme sıralama aşamasından sonra minividalar yerleştirilmiştir. 150 gr. kuvvet uygulayan NiTi kapalı yay sistemi kullanılarak kaninlerin distalizasyonlarına başlanmıştır. Kapalı yay tercih edilmesinin nedeni KAT ve CONT grubunda uygulanan kuvvet miktarının eşit olmasının istenmesidir.

Literatürde kanin distalizasyonunda uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile ilgili bir standart değer bildirilmemiştir. Yapılan çalışmalarda 50 ile 500 gr arasındaki değerlerden söz edilmektedir (Thiruvengkatachari ve ark., 2008).

Yapılan kanin distalizasyon çalışmaları incelendiğinde dişlerdeki hareket miktarının ölçüm zamanlamaları çeşitlilik göstermektedir. Bazı çalışmalarda 3. ve 6. hafta gibi iki aşamada ölçüm yapılırken (Kanuru ve ark., 2014), bazılarında 4., 8. ve 12. hafta gibi 3 aşamada ölçüm yapıldığı görülmüştür (Reddy ve ark., 2014). Çalışmamızda hastalarımızdan kanin distalizasyonu başında, 1., 4. ve 8. haftası olmak üzere dört aşamada kayıt alınmış ve ölçümleri yapılmıştır.

Diş hareketinin ölçümünün nasıl yapılacağına dair literatürde ortak bir yaklaşım yoktur. Bazı araştırmacıların ölçümleri klinikte direkt ağızda ölçtükleri görülmüştür (Kanuru ve ark., 2014). Bu yöntem standart bir sonuç elde edebilmenin ve ölçüm yapmanın zorluğu nedeniyle çok fazla tercih edilmemiştir.

Çalışmaların bazılarında ise röntgen kayıtları üzerinde ölçüm yapılmıştır (Oz ve ark., 2011; Thiruvengkatachari ve ark., 2008;). Diğer röntgenlerde distorsiyon etkisi olacağı için, bu çalışmalarda lateral sefalometrik film üzerinde ölçümler yapılmıştır. Mesafe ölçümleri ve açısal ölçümlerden devrilme (tipping) ölçümleri yapılabilmesine karşın, kaninlerdeki rotasyon miktarını ölçmek, lateral sefalometrik filmler ile mümkün olmamaktadır. Çalışmamızda distalizasyonun dört aşamasında kayıt alındığı için, bireylere verilecek radyasyon miktarının zararı düşünülerek, her aşamada röntgen alınmamıştır. Bu nedenle ölçümler röntgen üzerinde yapılmamıştır.

Bazı araştırmacılar tarafından ölçümler, fotoğraf kayıtları üzerinde yapılmıştır. Ölçüm için kullanılan kayıtların kolay elde edilmesi, yer kaplamaması, kolay saklanabilmesi gibi avantajlarından bahsedilmiştir (Toodehzaeim ve ark., 2015). Fotoğraf üzerinde yapılan ölçümlerin doğruluğu 0,006 mms, dijital modeller üzerinde yapılan ölçümlerinki ise 0,05 mms bulunmuştur (Stevens ve ark., 2006). Fotoğraf kayıtları kullanılarak ölçüm yapma yöntemi en ucuz yöntem olarak bildirilse de özel bir bilgisayar programı gerektirmektedir (Toodehzaeim ve ark., 2015). Fotoğraf üzerinde ölçüm yöntemi, standart fotoğraflar elde etmek için gerekli gereç, ortam ve süre gerektirmektedir. Bu bakımından dijital model ölçümlerinden daha etkin ve pratik değildirler.

Çalışmamızda bir çok araştırmacı gibi hastaların ölçüleri kullanılarak elde edilen dijital modeller kullanılmıştır. Dijital modellerin çakıştırılması sırasında üst çene de üçüncü palatal ruganın medial ve distal noktaları işaretlenerek referans alınmıştır (Hoggan ve ark., 2001; Reddy ve ark., 2014). Bu noktalar stabil, değişmeyen, en az etkilenen noktalar olarak kabul edilmektedir (Almeida ve ark.,1995; Van der Linden, 1978) . Alt çenede ise çakıştırma için referans noktalarının seçiminde bir fikir birliği yoktur. Literatürde üst çene de olduğu gibi kesin değişmeyen bir nokta bildirilmemiştir. Mini implantlar, tedavi edilmeyen dişler referans alınabilmektedir. Ayrıca dişlerin lingual yüzleri de referans noktası olarak kabul

edilebilmektedir (Khanna ve ark., 2014). Çalışmamızda alt çenede orta keserlerin mesial kontakt noktası ve ikinci molar dişlerin mesial tüberkül tepesi referans olarak işaretlenmiştir.

Kanın distalizasyon hızının belirlenmesinde kanin dişin üzerinde belirgin bir nokta işaretlenmiş ve karşılaştırılan diğer modelde bu noktanın ne kadar yer değiştirdiği ölçülmüştür. Bazı çalışmalarda oklüzal düzlemde kaninin orta noktasından, 1.molar dişlerin mesial kontak noktası arası mesafenin değişimini ölçmek suretiyle kanin distalizasyon hızı ölçülmüştür (Khanna ve ark., 2014). 1.molar dişlerin hareket edebileceği (ankraj kaybı) düşünüldüğünden çalışmamızda bu şekilde bir ölçüm yapılmamıştır. Başka çalışmalarda ise oklüzalden modelin orta hat çizgisi sabit kabul edilmiş, kanin tüberkül tepeleri işaretlenerek oluşturulan noktalardan orta çizgiye çekilen dik çizgileri arasındaki mesafeler ölçülmüştür (Reddy ve ark., 2014). Bu ölçümün ark üzerinde kaninin yer değiştirme miktarı hakkında somut bir fikir vermeyeceğinden tercih edilmemiştir. Çalışmamızda dijital bir oklüzal düzlem oluşturulmuştur. Her iki modeldeki kanin tüberkül tepeleri oklüzal düzlem üzerinde işaretlenmiştir. Kaninin ark üzerindeki distal hareketi direkt olarak mm cinsinden ölçülmüştür.

Çekim boşluklarının değerlendirilmesi ve molarların mesial hareketlerinin değerlendirilmesinde de ölçümler mm cinsinden ark üzerinde yapılmıştır. Yukarıdaki bahsedilen çalışmalar ve benzer diğer çalışmalar incelenmiş, iki nokta arasındaki farkın ölçülmesinin daha somut ve kolay anlaşılır sonuçlar ortaya koyacağı düşünülmüştür.

Kaninin distopalatinal rotasyonunun ölçümünde ise, kaninin mesial ve distal kontak noktalarından geçen doğrunun modelin orta çizgisini oluşturan doğru arasındaki açının ölçülmesi ile değerlendiren çalışmalar mevcuttur (Reddy ve ark., 2014). Çalışmamızda bu yöntem kullanılmıştır, açığa rotasyon açısı ismi verilmiştir.

Yapılan bir çalışmada antagonisti olmayan molar dişlerin devrilme miktarı ölçülmüştür. Çalışmada devrilme açısını molar dişin uzun eksenini ve oklüzal düzlem ile arasında kalan açı olarak tanımlamış ve dişin ilk ve son halinde bu açıyı kıyaslanmıştır (Kiliaridis ve ark., 2000). Bizim çalışmamızda da benzer şekilde kanin dişlerin devrilme miktarının ölçülmesinde karşılaştırılmış model üzerinde kanin dişlerin uzun eksenleri çizilmiş ve arada kalan açı tipping açısı olarak tanımlanmıştır.

5.2.Bulguların Tartışılması

Tedavi sırasında, optimum kuvvet uygulanarak hızlı diş hareketi elde etmek mümkündür (Rossouw ve ark., 2003).

Braket ark teli arasında oluşan sürtünme miktarının fazla yada az olması, daha çok ark telinin özelliğine bağlıdır (Saunders ve ark., 1994).

Sürtünme kuvveti, tedavi boyunca uygulanan toplam ortodontik kuvvetin etkisini %12-60 oranında azaltmaktadır (Kusy ve Whitley, 1990). Yüzey pürüzlülüğü sürtünme kuvvetinin miktarını direkt etkilemektedir (Jancar ve ark., 1994). Çok uzun zamandan beri, günümüzde kullanılan ortodontik malzemeler içerisinde, en az düzeyde sürtünme kuvvetinin paslanmaz çelik braketler ile paslanmaz çelik teller arasında olduğu bildirilmiştir (Zufall ve Kusy, 2000). Çalışmamızda alternatif bir ürün olarak düşük yüzey pürüzlülüğü özelliğine sahip parylenle kaplanmış bir ark teli kullanılmıştır.

DANY, dimer şeklinde bulundurulan parylenin, daha sonra buhar biriktirme çemberi kullanılarak elde edilmiş monomerinin, ark telinin dış yüzeyine direkt olarak polymerizasyon yöntemiyle elde edilen farklı bir kaplanmış ark telidir (Zufall ve Kusy, 2000).

Ark tellerinin kaplanması daha çok estetik ürünler elde etme amacıyla yapılmaktadır. Bunların kullanımında oluşan sürtünme miktarı incelendiğinde eşit yada daha fazla sürtünme görülmüştür. Yapılan çalışmaların tamamına yakını laboratuvar ortamında yapılan in vitro çalışmalardır. Laboratuvar ortamı ağız ortamından farklılıklar göstermektedir. Çiğneme, yutkunma, konuşma gibi fonksiyonel hareketlerde bile ortodontik malzemelerle bir temas gerçekleşmektedir. Ayrıca tükürükte hem ark tellerinin yüzey özelliklerini hem de sürtünme miktarının değişimine neden olmaktadır (Kim ve ark., 2014). Bu yüzden çalışmamızda, parylenle kaplanmış ark teli kullanılarak elde edilen ortodontik hareketler klinik şartlar altında incelenmiştir.

Ayrıca ağız ortamındaki tükürüğün PH'ı, kullanılan fluor ve bunun miktarı, diet alışkanlıkları kaplanmış ark tellerinin yüzey özelliklerini etkilemektedir (Rongo ve ark., 2013). Yüzey pürüzlülüğü braket ark teli arasında ortaya çıkan sürtünme miktarını etkilemektedir. Buda dolaylı olarak dişin ankrajını ve hareket hızını etkilemektedir. Pürüssüz yüzeye sahip (SS) paslanmaz çelik ark tellerindeki sürtünme miktarı az miktardadır. Buna

karşın düzgün yüzeye sahip β -Titanyum ark telleri kullanıldığında yüksek miktarda sürtünme oluşmaktadır (Kusy ve ark., 1988).

Çalışmamızda üst çene de T2, T3 ve T4 sonunda alınan kayıtlarla yapılan ölçümlerde, KAT grubunda sırasıyla 0,65 mm, 1,62 mm, 2,52 mm olan kanin distalizasyon değerleri; CONT grubunda 0,58 mm, 1,36 mm, 2,1 mm olarak ölçülmüştür. Kanin distalizasyon miktarları bakımından KAT grubundaki değerler daha fazla çıkmasına rağmen, KAT ve CONT grubunda aradaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Alt çene de ise T2, T3 ve T4 sonundaki kanin distalizasyon değerleri, KAT grubunda sırasıyla 0,56 mm, 1,40 mm, 2,09 mm iken, CONT grubunda 0,51 mm, 1,01 mm, 1,82 mm olarak ölçülmüştür. Yine KAT grubundaki değerler daha fazla çıkmasına rağmen, aradaki fark sadece T2 aşaması sonunda anlamlı bulunmuştur. T3 ve T4 aşamaları sonunda bulunan farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Yapılan bir çalışmada (SS) paslanmaz çelik ark tellerinin yüzeyinin her hangi bir yöntemle kaplanmasının, dişin ark teli üzerinde yaptığı kayma hareketi bakımından önemli bir avantaj sağlamadığı iddia edilmiştir (Grosogeat ve ark., 2006).

Kanin distalizasyonu miktarları arasında oluşan farkın daha detaylı incelenmesi ve ark telinin etkinliğinin ölçülmesi amacıyla grup içi değerlendirmeler yapılmıştır. Başka bir ifadeyle kanin distalizasyon hızının birinci ve ikinci ayda aynı düzeyde etkin olup olmadığı incelenmiştir.

Üst çenede KAT grubunda kanin distalizasyon hızı birinci ay ve ikinci ay sonunda ayrı ayrı ölçülmüştür. KAT grubunun birinci ay kanin distalizasyonu hızı 1,62 mm/ay iken, ikinci ay kanin distalizasyonu hızı 0,89/ay mm ölçülmüştür. Değerler istatistiksel olarak çok anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur. İlk ay sonunda daha yüksek miktarda ölçülen kanin distalizasyon hızı, ikinci ay azalma göstermiştir.

Alt çenede KAT grubunun distalizasyon hızı incelendiğinde, KAT grubunda birinci ay distalizasyon hızı 1,45 mm/ay ölçülmüştür, ikinci ay distalizasyon hızı 0,74 mm/ay ölçülmüştür. Birinci ay ölçülen hız yine ikinci ay ölçülen hızdan daha fazla çıkmasına rağmen, aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

CONT grubunda alt ve üst çenede, birinci ve ikinci ay kanin distalizasyon hızları ayrı ayrı ölçülmüştür. Değerler üst çenede birinci 1,36 mm/ay, ikinci ay 0,88 mm/ay, alt çene

de ise birinci ay 1,01 mm/ay, ikinci ay 0,80 mm/ay miktarlarda çıkmıştır. İstatistiksel olarak bir farktan söz edilmemektedir.

Kanin distalizasyonu yapılan çalışmalar incelendiğinde devamlı kuvvetler uygulandığında kanin dişin aylık hareketin hızının 0,80-1,20 mm aralığında olduğu görülmüştür (Andrade Jr ve ark., 2014). Benzer bir yöntemle paslanmaz çelik ark teli ile, kanin distalizasyonu yapılan bir çalışmanın verilerinde ise aylık kanin distalizasyonu ortalama hızının üst çenede 1 mm/ay'a alt çene de ise 0,80 mm/ay'a yakın değerler olduğu bildirilmiştir (Thiruvengkatachari ve ark., 2008). Üst çene dişlerinin ölçüldüğü başka bir çalışmada ise üst çene kanin distalizasyon hızı 1,30 mm/ay olarak verilmiştir (Herman ve ark., 2006). Yukarıdaki değerler dikkate alındığında, literatürdeki diğer çalışmalarda sonuçlara yakın değerler elde edilmiştir.

Yukarıdaki değerlere bakılarak, kanin distalizasyonu sırasında, KAT (parylenle kaplanmış ark tellerinin) sürtünmeyi azaltmayı başardığı, fakat kontrol grubu ile aradaki farkın önemli miktarda olmadığı yorumu yapılabilmektedir. Özellikle ilk hafta ve ilk ay sonuçlarının daha başarılı olduğu görülmüştür. İkinci ayda aynı düzeyde başarı görülmemiştir. Bunun sebebinin, klinikte de gözlemlendiği gibi parylen kaplı ark tellerinin yüzeylerinde, zamanla meydana gelen bozulmalar olduğu söylenebilir. Çalışmamızda yaptığımız gözlemlerde, KAT ilk aydan sonra fiziksel özelliklerini korumakta, çok başarılı bulunmamıştır.

Kaplanmış tellerde yüzey özelliklerinin araştırıldığı bir çalışmada, iyon kaplamalı, rezin kaplamalı, teflon kaplamalı ve kaplanmamış ark tellerini bir ay ağızda kullanıldıktan sonra laboratuvarında yüzeyleri incelenmiştir. Bir ay ağızda kullanımdan sonra, tüm kaplanmış ark tellerinin yüzey özelliklerinde olumsuz değişimler olmuştur. Yüzeylerde bozulma, aşınma, dikenimsi çıkıntı görüntüleri ve eskimeler saptanmıştır. Yüzeylerinde yer yer korozyon alanları ve debrisler görülmüştür (Rongo ve ark., 2013).

Literatürdeki başka yöntemlerle yada başka materyallerle kaplanmış ark tellerinin yüzey pürüzlülüğü, kaplanmamış çelik tellerinkine benzerdir yada daha pürüzlüdür. Tedavi sürecinde de ark teli üzerindeki soyulma ve bozulmalar yüzey pürüzlülüğünü arttırmaktadır. Dolayısıyla sürtünmede artmaktadır (Kim ve ark., 2014). Epoksi rezinle kaplanmış bir ark teliyle yapılan klinik bir çalışmada 33. günde tel üzerindeki kaplama materyalinin %25'inin

kaybedildiği görülmüştür (Elayyan ve ark., 2008). Parylenle kaplı ark telinin (KAT) ise fiziksel ve kimyasal tüm olumsuz etkilere karşı çok daha dayanıklı bir yapısı vardır. Soyulma yada yüzeyin bozulması bakımından daha iyi sonuçlara sahip olduğu bildirilmiştir (Kim ve ark., 2014). Çalışmamızda ise KAT grubunda, T2 aşaması sonunda, 4 vakada kaplanmış ark tellerinde, braket mesial ve distal kenarları hizasında, ark telinin temas eden köşelerinde çentik şeklinde bozulmalar görülmüştür. Aynı vakalarda daha sonraki seanslarda kanin bölgesinde gözle görülür soyulmalar olmuştur. Diğer vakalarda ise bu durum distalizasyonun 4. haftasının sonunda (T3) görülmeye başlanmış, 8.haftasının sonunda (T4) tüm vakalarda görülmüştür.

Paslanmaz çelik braketlerin yüzeyleri, kaplanmış ark tellerinin yüzeyine göre çok daha serttir. Braket slotlarının kenarları tel üzerinde çentik şeklinde bozulmalara neden olmaktadır. Bu noktalardan başlayarak tel yüzeyi daha da zarar görmekte, ve kaplama materyali yüzeyden uzaklaşmaktadır (Zufall ve Kusy, 2000).

Braket ve ark teli arasında da açılanma arttıkça, yüksek sürtünme kuvvetleri oluşmaktadır. Bu da ark teli üzerinde gerginliğin artmasına ve ark teli yüzeyindeki ayrılma, soyulma ve parçalanmalara sebep olmaktadır.

Statik sürtünme, hareket başlayıncaya kadar ki sürede oluşmaktadır. Dinamik sürtünme ise hareket boyunca oluşan sürtünme çeşididir.

0,017''-0,025'' paslanmaz çelik tellerle (SS) yapılan in vitro çalışmada, değişik açılar kullanılarak, parylenle kaplanmış ark telleri (KAT) sürtünme kuvvetleri bakımından kıyaslanmıştır.

Kaplanmış ark tellerin (KAT), kaplanmamış paslanmaz çelik tellerle (SS) kıyaslandığında, 0° ve 10° de statik sürtünme bakımından aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Fakat 5° de parylenle kaplanmış ark telinin (KAT), statik sürtünme kuvveti anlamlı düzeyde daha fazla bulunmuştur. Aynı testler rodyumla kaplanmış başka bir ark teli üzerinde yapıldığında, rodyumla kaplanmış telin (R), her üç açı düzeneğinde de parylenle kaplanmış ark telinden (KAT), ve paslanmaz çelik ark telinden (SS), çok anlamlı düzeyde daha fazla statik sürtünme gösterdiği bulunmuştur (Kim ve ark., 2014).

Aynı çalışmanın sonuçlarına göre kaplanmış ark telleri (KAT), kaplanmamış ark tellerle (SS) kıyaslandığında, 0°, 5° ve 10° de dinamik sürtünme bakımından anlamlı bir fark

bulunmamıştır. Kaplanmış bir ark teli için bu sonuç oldukça önemlidir. Aynı testler rodyumla kaplanmış başka bir ark teli üzerinde yapıldığında, rodyumla kaplanmış telinin (R), her üç açı düzeneğinde de parylenle kaplanmış ark telinden (KAT), ve paslanmaz çelik ark telinden (SS), dinamik sürtünme miktarı çok anlamlı düzeyde fazla bulunmuştur (Kim ve ark., 2014).

Uyguladığımız yöntemin benzeri, paslanmaz çelik ark telleri (SS) ile iki farklı tipte kapaklı braket kullanılan iki gruptan ve konvansiyonel braket kullanılan üçüncü bir gruptan oluşan bir çalışmada kullanılmıştır. Aylık ortalama diş hareketi miktarları incelenmiştir. Kapaklı braketlerde 1,10 mm/ay ve 0,90 mm/ay olan değerler, konvansiyonel braketlerde 1,17 mm/ay ölçülmüştür. Konvansiyonel braketlerin genişliğinin daha fazla olması nedeniyle daha az binding olduğu için bu braketlerde daha az sürtünme olduğu bildirilmiştir (Burrow, 2010).

Ağız içinde dinamik ve statik sürtünmeyi bir birinden ayırmak ve ölçmek oldukça güçtür (Frank ve Nikolai, 1980). Kaydırma mekaniklerinde hareket sürekli aynı düzeyde değildir. Tipping ve uprighting şeklinde devam etmektedir (Nanda ve Ghosh, 1997a). Statik sürtünme en üst seviyesine çıktıktan sonra, dinamik sürtünme oluşmaya başlamaktadır. Hareket boyunca, her iki sürtünme kuvveti kendi aralarında değişkenlik göstermektedir (Tselepis ve ark., 1994). Bugüne kadar yapılan çalışmalarda, kaplanmış tellerde statik ve dinamik sürtünme miktarları daha fazla çıkmıştır. Kaplama materyali ve yöntemi sonuçları etkilemektedir (Kim ve ark., 2014). Sürtünme kuvvetin en çok artış gösterdiği değer, braket ark teli arasındaki açının $3,7^\circ$ olduğu değerdir (Kusy ve ark., 1999).

Sürtünme kuvveti dişlerin ankrajı içinde önem arz etmektedir. Binding varlığında (SS) paslanmaz çelik ark tellerinde de sürtünme miktarı artmaktadır. Hatta bu miktar bazı açılarda, nikel titanyum ark tellerin oluşturduğu sürtünme direncinden fazla olabilmektedir (Frank ve Nikolai, 1980). Çalışmamızda ankraj kaybının değerlendirilmesi amacıyla, molar mesializasyon miktarları ölçülmüştür. Değerler incelendiğinde, KAT grubunda molar mesializasyonunda fazla olduğu görülmüştür.

Literatürde modarete ankraj vakalarında, üst çenede 1,60 mm, alt çene de ise 1,70 mm molar mesializasyonu görülmüştür (Thiruvengkatahari ve ark., 2006). Buna karşın üst çenede 0,56 mm, alt çenede ise anlamlı olmayan miktarda molar mesializasyonu görülen çalışmalar vardır (Sayin ve ark., 2004). Bazı araştırmacılar ise çalışmalarında kanin

distalizasyonu sırasında hiç molar mesializasyonu olmadığını iddia etmişlerdir (Gürkan ve ark., 2005).

Çalışmamızdaki sonuçlarda, üst çenede T2 ve T3 aşaması sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmazken, T4 aşaması sonunda KAT grubunda molar mesializasyon miktarı anlamlı düzeyde fazla çıkmıştır.

Alt çenede ise T2 aşaması sonunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmazken, T3 ve T4 aşamaları sonunda KAT grubunda molar mesializasyon miktarı çok anlamlı düzeyde farklı çıkmıştır.

Üst çene daha spongios yapıda olduğu için trans palatal ark kullanılmıştır. Çeneler arasındaki sonuçlarda oluşan farkın, trans palatal arkın ankraja yaptığı olumlu etkisinin neden olduğu düşünülmektedir.

Kaninler ark teline ligatur telleriyle bağlanmıştır. Kanin bölgelerinde KAT grubunda, ark telinin yüzeyinde bozulma ve aşınma gerçekleşmiştir. Molar dişlerde ise bunun gibi durumlar oluşmamaktadır. Molar dişlerde kullanılan molar tüpün içinde pasif bir şekilde duran ark teli, KAT grubunda daha az sürtünme olduğundan molar mesializasyon hareketine daha az direnç göstermiştir. Ayrıca kanin bölgesinde daha fazla binding oluşmaktadır. Molar tüpün içindeki ark telinin temas açısı, kanin braketindekinden farklıdır.

Çalışmamızda kanin distalizasyonu yapılan ve ölçüm yapılan diş sayısına bakıldığında sayı olarak üst çene daha fazla, alt çene daha azdır. Sayıdaki farklılık nedeniyle, bireysel farklılıkların sonuçlara daha fazla etki edebileceği düşünülmüştür.

Tel materyalinin sertliği, dolaylı olarak sürtünme miktarıyla ters orantılıdır. Daha az sertliğe sahip ark telleri, özellikle çekim boşluğuna denk gelen kısımlarda daha kolay eğilmektedirler. Daha fazla binding gerçekleşmekte olup, sürtünmenin artmasına sebep olmaktadır. Ayrıca çekim boşluğuna denk gelen kısımlarda bu yüzden, bölgesel olarak daha fazla sürtünme oluşmaktadır (Oltjen ve ark., 1997).

Parylenle kaplanmış ark telleri (KAT), kaplanmamış tellere benzer mekanik özelliklere sahiptir. Kaplanmamış paslanmaz çelik teller (SS) kadar serttirler. Kaplanmamış sentollay tellere (ST) göre daha düşük elastik modül özelliği taşımaktadırlar (Iijima ve ark., 2011).

Çalışmamızda çekim boşluğunun miktarı, kanin distalizasyonunun başından itibaren ölçülmüştür. KAT ve CONT grubu çekim boşluğundaki kapanma miktarı bakımından kıyaslanmıştır.

Çekim boşluğu miktarı üst çene de T1, T2, T3 ve T4 sonu ölçümlerinde KAT grubunda sırasıyla 3,78 mm, 3,62 mm, 2,61 mm, 1,71 mm ölçülürken; CONT grubunda ise sırasıyla 3,99 mm, 3,45 mm, 2,67 mm, 2,22 mm ölçülmüştür.

Üst çenede başlangıç aşamasından itibaren T1, T2, T3 ve T4 ölçümlerinde çekim boşluğu KAT grubunda daha hızlı kapanmaktadır. Fakat aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Çekim boşluğu miktarı alt çene de T1, T2, T3 ve T4 sonu ölçümlerinde KAT grubunda sırasıyla 3,20 mm, 3,11 mm, 2,21 mm, 1,44 mm ölçülürken; CONT grubunda ise sırasıyla 4,72 mm, 4,17 mm, 3,75 mm, 2,82 mm ölçülmüştür. Üst çenedeki durum alt çene de söz konusudur. T1, T2, T3 ve T4 ölçümlerinde çekim boşluğu KAT grubunda daha hızlı kapanmaktadır. Fakat aradaki fark sadece T1 aşamasında CONT grubunda anlamlı düzeyde fazla bulunurken, diğer aşamalardaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Çalışmamızda yapılan bir diğer ölçüm ise, kaninlerin distalizasyonları sırasında distale yaptıkları tippingin (devrilmenin) ve bu tippingin miktarının ölçümüdür. Üst çene kanin tippingi bulgularına göre T2, T3 ve T4 sonunda sırasıyla KAT grubunda 1,37°, 4,06°, 5,68°; CONT grubunda ise 1,85°, 3,25°, 4,21° ölçülmüştür. Aradaki farklar sadece T4 aşaması sonunda anlamlı bulunmuştur. T2 ve T3 sonundaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildirler.

Alt çene kanin tippingi bulgularına göre ise T2, T3 ve T4 sonunda sırasıyla KAT grubunda 1,30°, 4,37°, 5,53°; CONT grubunda ise 1,66°, 3,40°, 4,85° ölçülmüştür. T2, T3 ve T4 sonundaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değildirler.

Yapılan benzer çalışmalarda kanin distalizasyonu sonunda ortalama 6.1° tipping değeri ölçülmüştür (Shpack ve ark., 2008). Benzer sistem ve yöntem kullanılan başka bir çalışmada ise iki aylık distalizasyon sonunda 7,94° kanin tippingi ölçülmüştür (Hayashi ve ark., 2004). Bu çalışmalarda 0,017''-0,025'' paslanmaz çelik ark teller (SS) kullanılmıştır. Çalışmadaki daha ince tel kullanılmış olması, değerlerin bir miktar daha fazla çıkmasına neden olabileceği düşünülmüştür.

Uyguladığımız yönteme benzer bir yöntem kullanarak yapılan bir çalışmada, kapaklı ve konvansiyonel braketlerle tedavi edilen iki grubun verileri ölçülerek kanin distalizasyonu, kanin rotasyon ve tipping miktarı, molar mesializasyon miktarı değerlendirilmiştir (Reddy ve ark., 2014). Kanin distalizasyon miktarı birinci, ikinci ve üçüncü ayın sonunda ayrı ayrı ölçülmüştür. Kanin distalizasyonu kapaklı braketli grupta ortalama 0,89 mm/ay, konvansiyonel braketli grupta 0,87 mm/ay olarak ölçülmüştür (Reddy ve ark., 2014).

Yine yukarıda ifade edilen çalışmada molar mesializasyon miktarı, distalizasyon başında ve sonundaki molar dişlerin konumu arasındaki fark ölçülmüştür. Molar mesializasyonu her iki grupta da en az 0,2 mm, en çok 0,5 mm olarak ifade edilmiştir (Reddy ve ark., 2014). Benzer şekilde kanin tipping değerleri distalizasyonun başında ve sonunda ölçülmüştür. Kapaklı braketli grupta 7,45°, konvansiyonel braketli grupta 7,70° ölçülmüştür (Reddy ve ark., 2014).

Kanin rotasyonu ise distalizasyon başındaki ve sonundaki kaninlerin açıları arasındaki fark belirtilerek ifade edilmiştir. Bu fark kapaklı braket grubunda 7,65°, konvansiyonel braket grubunda ise 12,30° olarak ölçülmüştür (Reddy ve ark., 2014).

Yukarıdaki çalışmadan klinik tedavi kısmı ve ölçümlerin yapıldığı değerlendirme kısımlarında bizim çalışmamızla benzerlikler içermektedir. Kanin distalizasyonu, molar mesializasyonu ve kanin tippingi değerleri bizim sonuçlarımızla uyumluluk göstermektedir.

Çalışmamızda kanin rotasyonu dijital model üzerinde yukarıdaki çalışmadakine benzer şekilde ölçülmüştür (Reddy ve ark., 2014). Distalizasyon başı ve sonundaki rotasyon farkları KAT grubunda üst çenede ortalama 11,3°, alt çenede 4,0° iken CONT grubunda üst çenede ortalama 6,2°, alt çenede 9,0° olarak ölçülmüştür. Rotasyon farkı sonuçlarımız yukarıdaki çalışmanın sonuçlarıyla, yine uyumsuzluk göstermemektedir.

Kanin rotasyon ölçümleri, T1, T2, T3 ve T4 aşamalarında ayrı ayrı ölçülmüştür. Üst çenede KAT ve CONT grubu değerleri kıyaslandığında üst çenede T2 aşamasında anlamlı fark bulunurken, buna karşın T1, T3 ve T4 aşamalarındaki sonuçların farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Alt çenede ise, KAT ve CONT değerleri incelendiğinde, T1 ve T2 sonuçlarındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı değilken, T3 ve T4 aşamalarındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Tip edge braketler kullanılarak yapılan bir çalışmanın sonuçlarında ise kanin distalizasyonu başındaki ve sonundaki rotasyon miktarının farkları çalışma grubunda ortalama 18,5° ve kontrol grubunda 20,2° ölçülmüştür (Shpack ve ark., 2008).

5.3.Periodontal İndeks Bulgularının Tartışılması

Çalışmamız içerisindeki diğer konular ise; ortodontik tedavi sırasında kullanılan mekaniklerin ve (KAT) kaplanmış ark teli kullanılmasının periodontal sağlığa etkisinin değerlendirilmesidir. Bu nedenle hastalardan elde edilen plak indeksi (PI), gingival indeksi (GI), ve cep derinliği (PD) ölçüm sonuçları, grup içi ve gruplar arası değerlendirilmiştir.

Tedavi başı (T0), distalizasyon başı (T1) ve distalizasyon sonu (T4) ölçüm sonuçları incelenmiştir. Grup içi değerlendirme yapılarak ortodontik tedavi sırasında kullanılan mekaniklerin periodontal sağlığa etkisi araştırılmıştır. Gruplar arası değerlendirme ile KAT kullanılmasının periodontal sağlığa etkisinin araştırılması sağlanmıştır.

Ortodontik malzemelerin düzenli bir ağız bakımı yapıldığı takdirde periodontal dokulara olumsuz bir etkisi yoktur. Ayrıca ortodontik tedavi sırasında ilave cerrahi uygulamalar yapılan çalışmalarda dahi periodonsiyuma olumsuz bir etkiden söz edilmemiştir (Aksakalli ve ark., 2015).

Periodontal ligament, kısa süren ortodontik kuvvetlerin etkilerine adaptasyon gösterebilmektedir. Uzun süren tedavilerde ise kemik remodelasyonunda aynı cevap izlenmemiştir (Proffite ve Fields, 2007).

Deneysel çalışmalarda, tipping oluşumunda etkili olan kuvvetlerin, periodontal ataçman kaybıyla sonuçlanabilecek gingival lezyonlara neden olabileceği gösterilmiştir (Ericsson ve ark., 1977).

Ortodonti hastalarında kısa süren, orta ve düşük seviyeli ortodontik kuvvetlerle oluşan tipping hareketi sonucu oluşan kemik resorpsiyonunun, telafi edilebildiği bildirilmiştir. Fakat uzun süren ve yüksek seviyeli ortodontik kuvvetlerle oluşan tipping

hareketi sonucu ataçman kaybıyla beraber, kemik defektine neden olmaktadır (Ericsson ve ark., 1977).

Yapılan başka bir çalışmada, paralel ortodontik hareketin neticesinde, dişlerin mesial ve distal kısmındaki periodontal dokulardaki değişimler incelenmiştir. Dişin hareket ettiği taraftaki yumuşak doku miktarında azalma, diğer tarafta ise yumuşak doku marjinin koronale migrasyona uğradığı ve sonucunda yumuşak doku miktarında artış olduğu gözlenmiştir (Waerhaug, 1980).

Başka bir çalışmada, pasif self ligation braket sistemlerinin kullanımının, yeni geliştirilen açık ve kapalı yayların ve yeni geliştirilen tel materyalinin tercih edilmesinin, daha düşük sürtünme oluşturmasıyla daha hızlı diş hareketi sağlandığı, aynı hareketin daha düşük kuvvet ile sağlanabildiği, bu sayede kemik üzerinde yıkıcı etkilerin daha az olacağı bildirilmiştir (Mavreas, 2008).

Kaplanmış ark telleri kullanımında toksitite önemli bir problemdir. Ağız içinde oluşan toksik bir etki gingivitis, stomatitis ve diş eti çekilmesine neden olabilmektedir.

Yapılan bir in vitro çalışmada 30 gün sonraki sonuçlara göre hem yüzeyi teflonla kaplanmış ark tellerinde, hem de yüzeyi ion implantasyonu yöntemiyle kaplanmış ark tellerinde hafif toksik etkiler bildirilmiştir. Biyouyumlulukları sorgulanmıştır ve üreticilere daha güvenli kaplama materyalleri seçmeleri tavsiye edilmiştir (Rongo ve ark., 2016).

Parylen biyomeri diğer tüm özelliklerinin yanında biyouyumlu olması nedeniyle tıbbın birçok dalında güvenle kullanılmaktadır. Kimyasallara ve neme dayanıklı non toksik bir maddedir (Kim ve ark., 2014).

Dany, yüzeyi parylenle kaplanmış bir ark telidir. Üretim sırasında ark teli üzerinde ince bir gümüş yüzey kullanılmış ve bunun üzerine parylen biyomeri ince bir membran şeklinde uygulanmıştır. Gümüş anti bakteriel bir metal olduğu için ağız ortamında güvenle kullanılmaktadır (Kim ve ark., 2014).

Çalışmamızda ağız içi dokularda farklı bir olumsuz etki gözlenmemiştir. Hiç bir bireyde stomatit ve dişeti çekilmesine rastlanmamıştır.

Grup içinde elde edilen sonuçlar doğrultusunda KAT ve CONT gruplarında PI, GI, PD sonuçlarında T0, T1 ve T4 aşamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Ortodontik tedavi gören bireylerin periodontal sağlıklarında bir etki görülmemiştir.

Gruplar arası elde edilen sonuçlarda ise KAT ve CONT grupları periodontal sağlık açısından kıyaslanmıştır. PI, GI, PD sonuçlarında T0, T1 ve T4 aşamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. KAT kullanılarak ortodontik tedavi goren bireylerin CONT grubuna gore, periodontal sağlıklarında farklı bir etki gorlmemiştir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Ortodontik tedavilerde parylen biyomeriyle kaplı ark teli (KAT) kullanımının diş hareketlerine ve periodontal sağlığa olan etkilerinin araştırıldığı bu çalışmanın sonucunda:

- 8 haftalık distalizasyon sürecinin incelenmesi neticesinde hem araştırma hem de kontrol grubunda kaninler distalize edilmiştir.
- Kanin distalizasyonları sırasında araştırma ve kontrol grubunda, kaninlerde bir miktar rotasyon ve tipping meydana gelmiştir.
- Kanin distalizasyon hızı bakımından araştırma ve kontrol grubunda anlamlı bir fark bulunmamıştır.
- Araştırma grubu, grup içi inceleme sonucunda, kanin distalizasyon hızı üst çenede ilk ay ikinci aydan daha fazladır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.
- Araştırma grubunda, grup içi inceleme sonucunda, kanin distalizasyonu hızı alt çenede birinci ve ikinci ay arasında istatistiksel bir fark bulunmamıştır.
- Periodontal sağlığa etkileri bakımından inceleme sonucunda, araştırma ve kontrol gruplarında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır.
- Molar mesializasyon miktarları incelenmesinde, üst çenede 8. hafta sonunda, alt çenede 4. ve 8. haftanın sonunda anlamlı düzeyde fark bulunmuştur.
- Kanin rotasyon miktarı inceleme sonucunda, üst çenede 1. hafta sonunda, alt çenede 4. ve 8. hafta sonunda anlamlı fark bulunmuştur.
- Kanin tipping miktarı incelenmesi sonucunda, üst çene 8. hafta sonu hariç, hiçbir aşamada anlamlı fark yoktur.

Bu çalışma sonucunda, aynı konuda çalışacak kişilere şu önerilerde bulunabilir:

- Sonraki çalışmalarda, özellikle alt çenedeki birey sayısı daha fazla tutulabilir.
- Ölçümler ilk 4 hafta için her hafta yapılabilir.
- Ark tellerinin yarısı kaplanarak üretim yapıp, split mouth bir çalışma planlanabilir.
- Parylen kaplı ark telleri, seramik braketler gibi, başka braketlerle kullanılarak benzer bir çalışma yapılarak, sonuçlar incelenebilir.

- Parylen kaplı ark telleri distalizasyonun ara aşamalarında yenileri ile değiştirilip, fiziksel özelliklerindeki bozulmalar elimine edilip, sadece klinik sürtünme özellikleri gözlemlenebilir.



KAYNAKLAR:

- Abaas HD, Al-Huwaizi AF. Load-deflection characteristics and force levels of coated nickel titanium orthodontic archwires. *Journal of Baghdad College of Dentistry*. 2015;27(2):154-157.
- Akın E, Gurton AU, Ölmez H. Effects of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;126(5):608-614.
- Aksakalli S, Calik B, Kara B, Ezirganli S. Accelerated tooth movement with piezocision and its periodontal-transversal effects in patients with Class II malocclusion. *The Angle Orthodontist*. 2015;86(1):59-65.
- Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, Corpodan C, Barrera LM, Alansari S, Khoo E. Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;144(5):639-648.
- Almeida MA, Phillips C, Kula K, Tulloch C. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. *The Angle Orthodontist*. 1995;65(1):43-48.
- Andrade Jr I, Sousa ABdS, Silva GGd. New therapeutic modalities to modulate orthodontic tooth movement. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2014;19(6):123-133.
- Andreasen GF, Zwanziger D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *American Journal of Orthodontics*. 1980;78(1):25-40.
- Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(6):499-506.
- Arici S. A Laminate Base for Orthodontic Ceramic Brackets. University of Sheffield, Department of Child Dental Health, Doktora Tezi, 1996.
- Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;115(1):39-51.
- Ashcraft MB, Southard KA, Tolley EA. The effect of corticosteroid-induced osteoporosis on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1992;102(4):310-319.
- Aslan BI, Baloş TB, Dinçer M. Are there differences on tooth movement between different sectional canine retractors? *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2013;74(3):226-235.

- Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *The Angle Orthodontist*. 2006;76(2):211-216.
- Batchelor AW, Stachowiak GW. Tribology in materials processing. *Journal of Materials Processing Technology*. 1995;48(1):503-515.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1991;100(6):513-522.
- Berger JL. The influence of the Speed bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;97(3):219-228.
- Berradja A, Bratu F, Benea L, Willems G, Celis J-P. Effect of sliding wear on tribocorrosion behaviour of stainless steels in a Ringer's solution. *Wear*. 2006;261(9):987-993.
- Blechman AM, Smiley H. Magnetic force in orthodontics. *American Journal of Orthodontics*. 1978;74(4):435-443.
- Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth? *The Angle Orthodontist*. 2011;81(2):312-318.
- Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *The Angle Orthodontist*. 2010;80(4):626-633.
- Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*. 1995;29(7):453-461.
- Büchter A, Wiechmann D, Koerdt S, Wiesmann HP, Piffko J, Meyer U. Load - related implant reaction of mini - implants used for orthodontic anchorage. *Clinical Oral Implants Research*. 2005;16(4):473-479.
- Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;124(4):395-402.
- Caniklioglu MC, Kirliç Y, Olgaç V. Lokal paratiroid hormon uygulamasinin ortodontik dis hareketi üzerine olan etkisinin incelenmesi. *Turkish Journal of Orthodontics*. 1999;12(1):11-17.
- Chen H-Y. *Reactive polymer coatings: A robust platform towards sophisticated surface engineering for biotechnology*. Place, ProQuest, 2008.

- Chung K, Kim S, Kook Y. Speedy surgical orthodontic treatment with skeletal anchorage in adults. *Distraction Osteogenesis of the Facial Bones*. Hamilton, Ontario, Canada: BC Decker. 2006.
- Collins MK, Sinclair PM. The local use of vitamin D to increase the rate of orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1988;94(4):278-284.
- Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP. The effects of samarium-cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;107(6):578-588.
- Dibart S, Sebaoun JD, Surmenian J. Piezocision: a minimally invasive, periodontally accelerated orthodontic tooth movement procedure. *Compend Contin Educ Dent*. 2009;30(6):342-344, 346, 348-350.
- Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *Journal of Clinical Orthodontics: JCO*. 1996;30(9):516.
- Dixon V, Read M, O'brien K, Worthington H, Mandall N. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. *Journal of Orthodontics*. 2014, 29(1): 31-36.
- Dobie TG. The Effect of Varying Frequencies of Mechanical Vibration on the Rate of Orthodontic Tooth Movement in Mice. University of Connecticut School of Dental Medicine, Farmington, CT, USA, Master Tezi. 2013; 523.
- Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *British Journal of Orthodontics*. 1994;21(4):349-357.
- Drazek LJ. Histological investigation of alveolar bone in the Albino rat in areas of tooth movement associated with hyperparathyroid condition. *Amer J Orthod*. 1968;54(9):933-934.
- Drescher D, Bourauel C, Schumacher H-A. Frictional forces between bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(5):397-404.
- Düker J. Experimental animal research into segmental alveolar movement after corticotomy. *Journal of Maxillofacial Surgery*. 1975;3(81-84).
- Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clinical Orthodontics and Research*. 2001;4(4):228-234.

- Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *The European Journal of Orthodontics*. 2008;30(6):661-667.
- Ericsson I, Tehlander B, Lindhe J, Okamoto H. The effect of orthodontic tilting movements on the periodontal tissues of infected and non - infected dentitions in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*. 1977;4(4):278-293.
- Farrant S. An evaluation of different methods of canine retraction. *British Journal of Orthodontics*. 1977;4(1):5-15.
- Fink J, High Performance Polymers. *Industrial Polymers Technology and Applications*. Norwich, NY, William Andrew, 2008.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics*. 1980;78(6):593-609.
- Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986;90(3):199-203.
- Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *The Angle Orthodontist*. 1992;62(2):145-152.
- Graber LW, Vanarsdall Jr RL, Vig KW. *Orthodontics: current principles and techniques*. Place, Elsevier Health Sciences, 2011.
- Grosogeat B, Jablonska E, Vernet J-M, Jaffrezic N, Lissac M, Ponsonnet L. Tribological response of sterilized and un-sterilized orthodontic wires. *Materials Science and Engineering: C*. 2006;26(2):267-272.
- Güneş D. Çözünür Poli (fenilen Metilen) Sentezi. İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 2010: 1-6.
- Gürkan CA, İşeri H, Kişnişçi R. Alterations in gingival dimensions following rapid canine retraction using dentoalveolar distraction osteogenesis. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(4):324-332.
- Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(4):416-422.
- Hakan A, Ak Ö. Protetik diş tedavisinde manyetik ataşmanlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(6).
- Harry M, Sims M. Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electron microscope study. *The Angle Orthodontist*. 1982;52(3):235-258.

- Hashimoto F, Kobayashi Y, Mataka S, Kobayashi K, Kato Y, Sakai H. Administration of osteocalcin accelerates orthodontic tooth movement induced by a closed coil spring in rats. *European Journal of Orthodontics*. 2001;23(5):535-546.
- Hasler R, Schmid G, Ingervall B, Gebauer U. A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites-a pilot study. *European Journal of Orthodontics*. 1997;19(6):711-720.
- Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *The European Journal of Orthodontics*. 2004;26(6):585-589.
- Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: a pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;130(2):228-235.
- Hixon E, Aasen T, Arango J, Clark R, Klosterman R, Miller S, Odom W. On force and tooth movement. *American Journal of Orthodontics*. 1970;57(5):476-489.
- Hixon E, Atikian H, Callow G, McDonald H, Tacy R. Optimal force, differential force, and anchorage. *American Journal of Orthodontics*. 1969;55(5):437-457.
- Hoggan BR, Sadowsky C. The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2001;119(5):482-488.
- Horliana RF, Horliana ACRT, Wuo AdV, Perez FEG, Abrão J. Dental Extrusion with Orthodontic Miniscrew Anchorage: A Case Report Describing a Modified Method. *Case Reports in Dentistry*. 2015; 2015(1): 6.
- Iijima M, Muguruma T, Brantley W, Choe H-C, Nakagaki S, Alapati SB, Mizoguchi I. Effect of coating on properties of esthetic orthodontic nickel-titanium wires. *The Angle Orthodontist*. 2011;82(2):319-325.
- Itoh T, Ohtake S, Mitsuda Y, Kubo M. Vapor deposition polymerization of heteroatom - bridged [2.2] paracyclophanes: 1, 9 - dithia [2.2] paracyclophane and 1, 9 - dithia [2.2] paracyclophane - 1, 1, 9, 9 - tetroxide. *Journal of Polymer Science Part A: Polymer Chemistry*. 2001;39(11):1892-1900.
- Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2003;123(4):408-415.

- Jancar J, Dibenedetto A, Hadziinikolau Y, Goldberg A, Dianselmo A. Measurement of the elastic modulus of fibre-reinforced composites used as orthodontic wires. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 1994;5(4):214-218.
- Kale S, Kocadereli Il, Atilla P, Aşan E. Comparison of the effects of 1, 25 dihydroxycholecalciferol and prostaglandin E 2 on orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;125(5):607-614.
- Kalra A, Jaggi N, Bansal M, Goel S, Medsinge SV, Abraham R, Jasoria G. Comparison of rate of canine retraction into recent extraction site with and without gingival fiberotomy: a clinical study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2013;14(3):419.
- Kanuru RK, Azaneen M, Narayana V, Kolasani B, Indukuri RR, Babu PF. Comparison of canine retraction by in vivo method using four brands of elastomeric power chain. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2014;4(1):S32.
- Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1990;98(2):117-126.
- Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;116(3):271-274.
- Karamehmetoğlu H, Kurt G. Ortodontide hızlı diş hareketi uygulamaları. *Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2013; 22(2), 178-182.
- Kawasaki K, Shimizu N. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2000;26(3):282-291.
- Kawata T, Hirota K, Sumitani K, Umehara K, Yano K, Tzeng HJ, Tabuchi T. A new orthodontic force system of magnetic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987;92(3):241-248.
- Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(6):605-614.
- Khanna R, Tikku T, Sachan K, Maurya R, Verma G, Ojha V. Evaluation of canine retraction following periodontal distraction using NiTi coil spring and implants—A clinical study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2014;4(3):192-199.

- Kiliaridis S, Lyka I, Friede H, Carlsson GE, Ahlqwist M. Vertical position, rotation, and tipping of molars without antagonists. *International Journal of Prosthodontics*. 2000;13(6).
- Kim Y, Cha J-Y, Hwang C-J, Yu HS, Tahk SG. Comparison of frictional forces between aesthetic orthodontic coated wires and self-ligation brackets. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2014;44(4):157-167.
- Kisnisci RS, Iseri H. Dentoalveolar transport osteodistraction and canine distalization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(3):763-770.
- Kolahi J, Abrishami M, Davidovitch Z. Microfabricated biocatalytic fuel cells: a new approach to accelerating the orthodontic tooth movement. *Medical Hypotheses*. 2009;73(3):340-341.
- Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1959;12(5):515-529.
- Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;136(5):675-682.
- Kumar N, Prashantha G, Raikar S, Ranganath K, Mathew S, Nambiar S. Dento-alveolar distraction osteogenesis for rapid orthodontic canine retraction. *Journal of International Oral Health: JIOH*. 2013;5(6):31.
- Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Kyung H-M, Takano-Yamamoto T. Class II malocclusion treated with miniscrew anchorage: comparison with traditional orthodontic mechanics outcomes. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2009;135(3):302-309.
- Kusy R, Tobin E, Whitley J, Sioshansi P. Frictional coefficients of ion-implanted alumina against ion-implanted beta-titanium in the low load, low velocity, single pass regime. *Dental Materials*. 1992;8(3):167-172.
- Kusy R, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *Journal of Biomechanics*. 1990;23(9):913-925.
- Kusy RP, Whitley JQ, 1997. Friction between different wire-bracket configurations and materials, *Seminars in Orthodontics*. Elsevier, pp. 166-177.
- Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *The European Journal of Orthodontics*. 1999;21(2):199-208.

- Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *The Angle Orthodontist*. 2001;71(5):364-374.
- Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *The Angle Orthodontist*. 1988;58(1):33-45.
- Leiker BJ, Nanda RS, Currier GF, Howes RI, Sinha PK. The effects of exogenous prostaglandins on orthodontic tooth movement in rats. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1995;108(4):380-388.
- Liou EJ, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1998;114(4):372-382.
- Loftus BP, Ârtun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1999;116(3):336-345.
- Löe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy I. Prevalance and severity. *Acta odontologica Scandinavica*. 1963;21(6): 533-551.
- Maganzini AL, Wong AM, Ahmed MK. Forces of various nickel titanium closed coil springs. *The Angle Orthodontist*. 2010;80(1):182-187.
- Mavreas D, 2008. Self-ligation and the periodontally compromised patient: a different perspective, *Seminars in Orthodontics*. Elsevier, pp. 36-45.
- McLaughlin RP, Bennett JC, Trevisi HJ. *Systemized orthodontic treatment mechanics*. Place, Elsevier Health Sciences, Mosby, 2001.

- Melsen B. Mini-implants: where are we? *Journal of Clinical Orthodontics*. 2005;39(9):539.
- Mendes K, Rossouw PE, 2003. Friction: validation of manufacturer's claim, *Seminars in Orthodontics*. Elsevier, pp. 236-250.
- Mohammed AH, Tatakis DN, Dziak R. Leukotrienes in orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(3):231-237.
- Nanda R, Ghosh J. Biomechanical considerations in sliding mechanics. *Biomechanics in clinical orthodontics*. Philadelphia, PA: WB Saunders . 1997:188-217.
- Nanda R, Temporary anchorage devices in orthodontics. Uribe FA, 2009.
- Nanda V, Yun Y. Reputation and financial intermediation: An empirical investigation of the impact of IPO mispricing on underwriter market value. *Journal of Financial Intermediation*. 1997;6(1):39-63.
- Nikolai RJ. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. *American Journal of Orthodontics*. 1975;68(3):290-302.
- Nikolai RJ. *Bioengineering: Analysis of Orthodontic Mechanics*. Place, Lea Febiger, 1985.
- Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1996;109(5):535-542.
- Oltjen JM, Duncanson Jr MG, Ghosh J, Nanda RS, Frans Currier G. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *The Angle Orthodontist*. 1997;67(3):209-218.
- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1992;26(7):425-432.
- Oz AA, Arici N, Arici S. The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. *The Angle orthodontist*. 2011;82(2):326-332.
- Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G, Abiko Y. Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone*. 1998;22(4):347-354.
- Paik C-H. *Orthodontic Miniscrew Implants: Clinical Applications*. Place, Elsevier Health Sciences, Mosby, 2009.

- Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for Nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence Int Dent Dig.* 1982;13(5):563-571.
- Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 1996;110(1):16-23.
- Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *The European Journal of Orthodontics.* 1998;20(3):283-291.
- Proffit WR, Fields H. *Contemporary Orthodontics.* St Louis, MI, Mosby. 2000.
- Proffit W, Fields H, Sarver DM. *Contemporary orthodontics.* ST. Louis, Elsevier, Mosby. 2007.
- Read-Ward G, Jones S, Davies E. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *British Journal of Orthodontics.* 2014.
- Reddy PA, Prabhakar R, Acharya SS, Karthikeyan M. A clinical and radiographic study to evaluate the rate of retraction of maxillary canine using nickel-titanium closed coil spring with two different bracket systems. *Apos Trends in Orthodontics.* 2014;4(6):169.
- Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of “reduced-friction” brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2003;124(1):69-73.
- Reicheneder C, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *The European Journal of Orthodontics.* 2007;29(4):359-365.
- Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *American Journal of Orthodontics.* 1957;43(1):32-45.
- Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics.* 1960;46(12):881-900.
- Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics.* 1967;53(10):721-745.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *The Angle Orthodontist.* 2003;73(1):86-92.

- Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2004;125(1):71-77.
- Rongo R, Ametrano G, Gloria A, Spagnuolo G, Galeotti A, Paduano S, Valletta R, D'Antò V. Effects of intraoral aging on surface properties of coated nickel-titanium archwires. *Angle Orthodontist*. 2013;84(4):665-672.
- Rongo R, Valletta R, Bucci R, Rivieccio V, Galeotti A, Michelotti A, D'Antò V. In vitro biocompatibility of nickel-titanium esthetic orthodontic archwires. *The Angle Orthodontist*. 2016.
- Rossouw PE, Kamelchuk LS, Kusy RP, 2003. A fundamental review of variables associated with low velocity frictional dynamics, *Seminars in Orthodontics*. Elsevier, 223-235.
- Saunders C, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(1):76-87.
- Sayin S, Bengi AO, Gürton AU, Ortakoğlu K. Rapid canine distalization using distraction of the periodontal ligament: a preliminary clinical validation of the original technique. *The Angle Orthodontist*. 2004;74(3):304-315.
- Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(4):483-491.
- Schudy GF, Schudy FF. Intrabacket space and interbracket distance: critical factors in clinical orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;96(4):281-294.
- Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*. 1932;18(4):331-352.
- Sebaoun J-DM, Ferguson DJ, Wilcko MT, Wilcko WM. Corticotomie alvéolaire et traitements orthodontiques rapides. *L'Orthodontie Française*. 2007;78(3):217-225.
- Seifi M, Shafeei HA, Daneshdoost S, Mir M. Effects of two types of low-level laser wave lengths (850 and 630 nm) on the orthodontic tooth movements in rabbits. *Lasers in medical science*. 2007;22(4):261-264.
- Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(3):227-234.
- Sharma R, Mittal AK, Sidana A, Tiwari P. Canine retraction in orthodontics: a review of various methods. *Medico Research Chronicles*. 2015; 2(1): 85-93.

- Shirazi M, Dehpour A, Jafari F. The effect of thyroid hormone on orthodontic tooth movement in rats. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 1998;23(3):259-264.
- Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1994;106(5):472-480.
- Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N, Vardimon AD. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. *The Angle Orthodontist*. 2008;78(1):95-100.
- Silness J, Løe H. Periodontal disease in pregnancy II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1964; 22(1): 121-135.
- Singh G. *Textbook of orthodontics*. Place, Jaypee Brothers Publishers, 2008.
- Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*. 1984;85(4):294-307.
- Soma S, Iwamoto M, Higuchi Y, Kurisu K. Effects of continuous infusion of PTH on experimental tooth movement in rats. *Journal of Bone and Mineral research*. 1999;14(4):546-554.
- Spielmann T, Wieslander L, Hefti A. Acceleration of orthodontically induced tooth movement through the local application of prostaglandin (PGE1). *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin, Revue mensuelle suisse d'odontostomatologie, Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*. 1988;99(2):162-165.
- Stachowiak GW, Batchelor AW, Stachowiak G, *Engineering tribology*. Boston, Butterworth-Heinemann. 2001.
- Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, Raboud DW, Heo G, Major PW. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2006;129(6):794-803.
- Storey E. The nature of tooth movement. *American Journal of Orthodontics*. 1973;63(3):292-314.
- Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant

- anchorage. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2008;134(1):30-35.
- Thiruvengkatachari B, Pavithranand A, Rajasigamani K, Kyung HM. Comparison and measurement of the amount of anchorage loss of the molars with and without the use of implant anchorage during canine retraction. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2006;129(4):551-554.
- Tidy D, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1989;96(3):249-254.
- Toodehzaeim MH, Karandish M, Karandish MN. Computerized Analysis of Digital Photographs for Evaluation of Tooth Movement. Journal of Dentistry of Tehran, Iran. 2015;12(3):195.
- Tooker AC. Development of biocompatible Parylene neurocages for action potential stimulation and recording. California Institute of Technology, California USA, Doktora Tezi, 2007: 20-73.
- Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999:6-7.
- Tosun Y, Ünal H. Ortodontide değişik tel ve braket materyalleri arasında ortaya çıkan sürtünmenin incelenmesi. Turkish Journal of Orthodontics. 1998;11(1):35-48.
- Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1994;106(2):131-138.
- Van der Linden FP. Changes in the position of posterior teeth in relation to ruga points. American Journal of Orthodontics. 1978;74(2):142-161.
- Van Noort R. Introduction to dental materials. Edinburg, London, New York. Oxford, Philadelphia, St. Louis, Sydney, Toronto: Mosby Elsevier. 2007.
- Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1995;107(1):20-27.
- Waerhaug J. Eruption of teeth into crowded position, loss of attachment, and downgrowth of subgingival plaque. American Journal of Orthodontics. 1980;78(4):453-459.

Wilcko W, Wilcko M, Bouquot J, Ferguson D. Accelerated orthodontics with alveolar reshaping. *Journal of Orthodontic Practice*. 2000;11:63-70.

Yamashiro T, Takano-Yamamoto T. Influences of ovariectomy on experimental tooth movement in the rat. *Journal of Dental Research*. 2001;80(9):1858-1861.

Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1989;95(2):99-106.

Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *The Angle orthodontist*. 2000;70(1):34-47.



EKLER

Ek 1. Hasta bilgilendirilmiş gönüllü velisi olur formu örneği

HASTA BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ VELİSİ OLUR FORMU ÖRNEĞİ *

ARASTIRMANIN ADI (CALIŞMANIN ACIK ADI): Parylen Biyomeri ile Kaplı Ark Tellerinin Ortodontik Diş Hareketi Üzerine Olan Etkilerinin İncelenmesi

Gönüllünün Baş Harfleri

Bir araştırma çalışmasına velisi bulunduğunuz gönüllünün katılması istenmektedir. Velisi bulunduğunuz gönüllünün katılmak isteyip istemediğine karar vermeden önce araştırmanın neden yapıldığını bilgilerinizin nasıl kullanılacağına çalışmanın neleri içerdiğini ve olası yararlarını risklerini ve rahatsızlık verebilecek konuları anlamanız önemlidir. Lütfen aşağıdaki bilgileri dikkatlice okumak için zaman ayırınız ve eğer istiyorsanız özel veya aile doktorunuzla konuyu değerlendiriniz. Eğer velisi bulunduğunuz gönüllü bir başka çalışmada da yer alıyorsa bu çalışmada yer alamaz.

BU ÇALIŞMAYA KATILMAK ZORUNLU MUDUR?

Velisi bulunduğunuz gönüllünün çalışmaya katılıp katılmama kararı tamamen size aittir. Eğer çalışmaya katılmaya karar verirsiniz imzalamanız için size bu Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu verilecektir. Katılmaya karar verirsiniz, çalışmadan herhangi bir zamanda ayrılmakta özgürsünüz. Bu durum sizin aldığınız tedavinin standardını etkilemeyecektir. Eğer isterseniz, bu klinik çalışmaya katılımınızla ilgili olarak hekiminiz / aile doktorunuz bilgilendirilecektir.

ÇALIŞMANIN KONUSU VE AMACI NEDİR?

Kliniğimizde parylen biyomeri ile kaplı ark tellerinin sürtünme üzerine etkisini incelemek, diş hareketini hızlandırmak ve tedavi süresini kısaltmak amacıyla bir çalışma başlatmış bulunuyoruz. Bu çalışmanın amacı diş çekimi yapılarak tedavi görecekte bireylerde kaplı ark tellerinin, köpek dişi distalizasyonuna ve toplam tedavi süresine etkisinin değerlendirilmesidir.

ÇALIŞMA İŞLEMLERİ:

Çapraşıklığın tedavisi için diş çekimi gerektiren hastalar çalışmaya dahil edilecektir. Araştırmaya dahil olan bireylerde rutinde alınan ortodontik kayıtlar (fotoğraflar, röntgenler, modeller) alınacaktır. Kaplı ark telleri kullanılarak ortodontik tedavi yapılacaktır. Başlangıç, ara ve bitim seanslarında diş eti kanama indeksi ve cep derinliği ölçümleri yapılacaktır. Köpek dişi hareket miktarını belirlemek amacıyla başlangıç ve bitim haricinde ara seanslarda da ortodontik kayıtlar (fotoğraflar, röntgenler, modeller) alınacaktır.

Araştırmaya katılmak tamamen hastamızın kendi rızasıyla olacak ve hastaya bir yükümlülük getirmeyecektir. Hastalar araştırma başladıktan sonra devam etmek istememe hakkına sahiptir. Bu çalışmada, çalışmayı bitirme ve tedavide uyum problemi olan hastayı çalışma dışı bırakma yetkisi araştırmacıya aittir.

NE YAPILMASI GEREKİYOR?

Çalışma doktorunuzun talimatlarına uymaya, randevu ve vizitelere katılmaya ve yukarıda anlatılan çalışmayla ilgili tüm işlemlere uymaya istekli olmalısınız. Çalışma doktorunuzu ziyarete belirlenen günlerde gelmelisiniz ve bir sonraki ziyaretiniz de, ziyaretten ayrılmadan önce planlanmalıdır.

ÇALIŞMAYA KATILIMIN NE GİBİ OLASI YAN ETKİLERİ, RİSKLERİ VE RAHATSIZLIKLARI VARDIR?

Çalışmada hastaların ortodontik tedavisini aksatabilecek herhangi bir işlem yapılmamaktadır. Bu çalışma rutin tedavi basamaklarını içermektedir. Hastanın karşılaşılabileceği yan etkiler bütün ortodontik tedaviler sırasında meydana gelebilecek yan etkilerle aynıdır. Sağlıklı dişler ve güzel bir gülümsemenin önemli faydaları vardır, bununla beraber, vücudun herhangi bir bölgesinin tedavisi gibi,

ortodontik tedavinin de bazı riskleri bulunmaktadır. Bu riskler ise aşağıdaki başlıklar altında açıklanmaktadır.

Dekalsifikasyon (kalıcı renklenme), çürük veya dişeti hastalıkları tedavi sırasında hastalar dişlerini yeterince fırçalamazsa karşılaşılabilen sorunlardır. Çok iyi diş temizliği tedavi sırasında olmazsa olmaz bir kuraldır. Yemek öğünleri arasındaki atıştırmalar ve şekerli gıdalar azaltılmalıdır. Düzenli diş hekimi kontrollerine devam edilmelidir.

Dişler ortodontik tedaviden sonra eski konumlarına geri dönme eğilimindedir. Bu duruma nüks adı verilmektedir. Problem ne kadar ciddiye nükse yatkınlık da o derecede fazladır. Nükse en yatkın bölge alt ön dişlerdir. Tedavi bittikten sonra, nüksü önlemek için yeni apayerler takılarak retansiyon tedavisi uygulanmaktadır, bu aşamada hastanın hekimle çok iyi işbirliği yapması şarttır. Tedavi sırasında dişleriniz olabilecek en iyi şekilde sıralanacak, bazen de nüksün azaltılması için fazladan hareket ettirilecektir. Retansiyon bittikten sonra dahi aynı vücudun zamanla değişmesi gibi dişler de zamanla değişebilmektedir. Bazı durumlarda kalıcı retansiyon uygulanması gerekmektedir.

Dişlerin devital olması (ölmesi). Derin dolguya sahip veya bir travmaya uğramış dişler, ortodontik tedavi görseler de görmeseler de zamanla ölebilir. Fark edilmemiş ölü dişler ortodontik tedavi sırasında ağrıya sebep olabilir ve kanal tedavisine ihtiyaç duyabilir.

Sigara ve diğer tütün mamullerinin kullanılması ortodontik tedaviyi etkileyebilir. Bu ürünleri kullanan hastalar hekimlerini bilgilendirmelidir.

Bazı durumlarda dişlerin kökleri kısılabilmektedir. Buna kök rezorpsiyonu denilmektedir. Normalde diş köklerinin kısılması herhangi bir olumsuzluk yaratmaz. Fakat diş eti rahatsızlığı görülmesi durumunda kısa kökler dişlerin ömrünü kısaltabilir. Bütün kök rezorpsiyonları ortodontik tedaviden kaynaklanmamaktadır. Travmalar, hormonal bozukluklar ve henüz belirlenememiş sebeplerden de kök kısılması görülebilmektedir.

GÖNÜLLÜ KATILIM

Bu araştırmaya velisi bulunduğunuz gönüllünün katılma kararını tamamen gönüllü olarak veriyorum. Bu çalışmaya velisi katılmayı reddedebileceğimizin veya katıldıktan sonra istediğimiz zaman, bu tedavi kurumunda göreceğimiz bakım ve tedaviler etkilenmeksizin ve hiçbir sorumluluk almadan ayrılabilceğimizin bilincindeyim. Çalışmadan her hangi bir zamanda ayrılırsak, ayrılma nedenlerimi, ayrılışımızın sonuçlarını ve izleyen dönemde alacağımız tedavileri doktorumla tartışacağım.

CALIŞMAYA KATILMANIN MALİYETİ NEDİR?

Çalışmaya katılım rutin tedavi basamakların içerdiği için size fazladan bir tedavi maliyeti çıkarmayacaktır. Size veya bağlı bulunduğunuz özel sigorta veya resmi sosyal güvenlik kurumuna fazladan herhangi bir ücret ödetilmeyecektir. Herhangi bir yan etki veya fiziksel zarar gelişirse hemen çalışma doktorunuzu gereken tedavinin uygulanabilmesi için bilgilendiriniz.

KİŞİSEL BİLGİLER NASIL KULLANILACAK?

Çalışma kapsamında elde edilecek veriler tedaviniz ya da çalışma dışında herhangi bir amaçla kullanılmayacaktır. Bu kapsama velisi bulunduğunuz gönüllüden alınan muayene ve bilgilendirme formları da dahildir. Eğer onayınızda vazgeçerseniz, doktorunuz çalışma verilerini artık kullanamayacak ya da diğer kişilerle paylaşamayacaktır. Bu formu imzalayarak, çalışma verilerinin bu formda tanımlandığı şekilde kullanımına onay vermekteyim.

ARAŞTIRMA SÜRESİNCE 24 SAAT ULAŞILABİLECEK KİŞİLER:

Erman CANLI 05054839332

CALIŞMADAN ÇIKARILMAYI GEREKTİRECEK DURUMLAR:

- 1) Hasta kooperasyonunda problemlerin olması
- 2) Ağız hijyenin yetersiz olması

YENİ BİLGİLER CALIŞMADAKİ ROLÜ NASIL ETKİLEYEBİLİR

Çalışma sürerken ortaya çıkmış olan bütün yeni bilgiler bana derhal iletilecektir.

Çalışmaya Katılma Onayı

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya velisi bulunduğum gönüllünün katılımını onaylıyorum, istediğimiz zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabilirim ve kendi isteğimize bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimizi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla velisi bulunduğum gönüllünün katılımını kabul ediyorum. Doktorum saklamam için bu belgenin bir kopyasını çalışma sırasında dikkat edeceğim noktaları da içerecek şekilde bana teslim etmiştir.

Gönüllünün Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Açıklamaları Yapan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Gerekliyse Olur İşlemine Tanık Olan Kişinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Gerekliyse Yasal Temsilcinin Adı / Soyadı / İmzası / Tarih

Ek 2. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan çalışmanın uygunluğuna dair 27.02.2014 tarih ve 2014/515-555 karar ile alınan belge

T.C. ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI		
TOPLANTI SAYISI	KARAR SAYISI	KARAR TARİHİ
21	2014/515-555	27.02.2014

Klinik Araştırmalar Etik Kurulu 27.02.2014 tarihinde başkanlığında Prof.Dr.Abdulkerim BEDİR toplandı

KARAR NO:540

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı tarafından komisyonumuza sunulan **Hızlandırılmış diş hareketi tekniklerinin ortodontik tedavi süresi ve kalitesine etkisi** : Karşılaştırmalı bir çalışma başlıklı Prof.Dr. Selim Arıcı'ya ait olan OMÜ KAİK 2014/540 Karar nolu Klinik çalışma nitelikli araştırma projesi: Amaç, gerekeç, yaklaşım ve yöntemle ilgili açıklamaları, Klinik Araştırmalar Etik Kurulu yönergesine göre 27.02.2014 tarihli Etik Kurulumuzda incelenmiş etik açıdan uygun bulunmuştur. Ancak araştırma bütçesinin maddi desteği henüz sağlanamadığından projeye bütçe desteği sağlanıp, tarafımıza bildirilmesinden sonra **başlanmasına** oy birliği ile karar verilmiştir

Prof.Dr.Abdulkerim BEDİR
Başkan

Doç.Dr.A.Tevfik SÜNER
Başkan Yardımcısı

Doç.Dr.M.Y.TAŞMEKTEPLİGİL
Üye

Y. Doç. Dr. Fatih İLKAYA
Üye

Prof.Dr..Dr.Hüfusi ATMACA
Üye

Y. Doç. Dr. İlyas EMİNOĞLU
Üye

Osman YUMBUL
Üye MAZERETLİ

Doç.Dr. Canan ALIYRAK
Üye

Prof..Dr. Fatma AYDIN
Üye

Doç.Dr.Emine ŞENTUNÇ
Üye

Prof.Dr.Cafer POLAT
Üye

Uz.Dr.Nurullah DİKMEN
Üye

Yrd.Doç.Dr. Feriye MELEKOĞLU
Üye

Yrd.Doç.Dr.Mustafa ÇAKIR
Üye

Yrd.Doç.Dr.Gülşay AYDIN
Üye

ASLI GİBİDİR
27.02.2014

Ek 3: Periodontal indeks formu

No:

ADI SOYADI:

TARİH:

SİĞARA:

FIRÇALAMA:

TEL:

SİSTEMİK HASTALIK:

	8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8
PI																
GI																

CEP DERİNLİĞİ

1 8	1 7	1 6	1 5	1 4	1 3	1 2	1 1	2 1	2 2	2 3	2 4	2 5	2 6	2 7	2 8
4 8	4 7	4 6	4 5	4 4	4 3	4 2	4 1	3 1	3 2	3 3	3 4	3 5	3 6	3 7	3 8

DİŞETİ ÇEKİLMESİ

1 8	1 7	1 6	1 5	1 4	1 3	1 2	1 1	2 1	2 2	2 3	2 4	2 5	2 6	2 7	2 8
4 8	4 7	4 6	4 5	4 4	4 3	4 2	4 1	3 1	3 2	3 3	3 4	3 5	3 6	3 7	3 8

Ek-4. KAT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

Tests of Normality							
	SubGrup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	Df	Sig.	Statistic	df	Sig.
T1U3Dist	KAT/SAĞ	0,187	6	0,200	0,911	6	0,443
	KAT/SOL	0,211	7	0,200	0,890	7	0,274
T2U3Dist	KAT/SAĞ	0,296	6	0,109	0,850	6	0,156
	KAT/SOL	0,282	7	0,098	0,846	7	0,114
T3U3Dist	KAT/SAĞ	0,230	6	0,200	0,866	6	0,211
	KAT/SOL	0,160	7	0,200	0,930	7	0,554
T0USpace	KAT/SAĞ	0,243	6	0,200	0,902	6	0,386
	KAT/SOL	0,278	7	0,110	0,901	7	0,335
T1USpace	KAT/SAĞ	0,233	6	0,200	0,911	6	0,443
	KAT/SOL	0,239	7	0,200	0,931	7	0,556
T2USpace	KAT/SAĞ	0,174	6	0,200	0,925	6	0,545
	KAT/SOL	0,241	7	0,200	0,897	7	0,312
T3USpace	KAT/SAĞ	0,276	6	0,170	0,820	6	0,088
	KAT/SOL	0,333	7	0,018	0,776	7	0,023
T1U6Mez	KAT/SAĞ	0,236	6	0,200	0,917	6	0,482
	KAT/SOL	0,246	7	0,200	0,865	7	0,168
T2U6Mez	KAT/SAĞ	0,168	6	0,200	0,917	6	0,483
	KAT/SOL	0,208	7	0,200	0,967	7	0,878
T3U6Mez	KAT/SAĞ	0,238	6	0,200	0,876	6	0,253
	KAT/SOL	0,269	7	0,137	0,835	7	0,089
T0U3Rot	KAT/SAĞ	0,259	6	0,200	0,902	6	0,387
	KAT/SOL	0,260	7	0,167	0,906	7	0,367
T1U3Rot	KAT/SAĞ	0,215	6	0,200	0,911	6	0,441
	KAT/SOL	0,185	7	0,200	0,908	7	0,383
T2U3Rot	KAT/SAĞ	0,349	6	0,021	0,788	6	0,046
	KAT/SOL	0,121	7	0,200	0,978	7	0,947
T3U3Rot	KAT/SAĞ	0,300	6	0,098	0,841	6	0,134
	KAT/SOL	0,213	7	0,200	0,928	7	0,530
T1U3Tip	KAT/SAĞ	0,202	6	0,200	0,912	6	0,449
	KAT/SOL	0,205	7	0,200	0,905	7	0,364
T2U3Tip	KAT/SAĞ	0,232	6	0,200	0,903	6	0,392
	KAT/SOL	0,211	7	0,200	0,930	7	0,550
T3U3Tip	KAT/SAĞ	0,244	6	0,200	0,900	6	0,376
	KAT/SOL	0,217	7	0,200	0,940	7	0,635

Ek-4 (devamı). KAT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

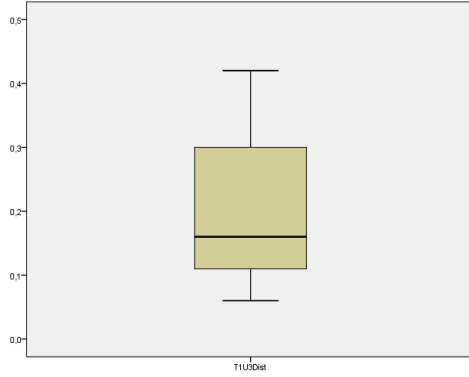
Tests of Normality							
	Sub Grup	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Statistic	Df	Sig.	Statistic	df	Sig.
T1L3Dist	KAT/SAĞ	0,255	6	,200*	,871	6	,232
	KAT/SOL	0,232	7	,200*	,829	7	,078
T2L3Dist	KAT/SAĞ	0,296	6	,110	,854	6	,170
	KAT/SOL	0,225	7	,200*	,937	7	,614
T3L3Dist	KAT/SAĞ	0,232	6	,200*	,869	6	,222
	KAT/SOL	0,133	7	,200*	,966	7	,870
T0LSpace	KAT/SAĞ	0,272	6	,187	,823	6	,093
	KAT/SOL	0,207	7	,200*	,908	7	,384
T1LSpace	KAT/SAĞ	0,280	6	,155	,838	6	,125
	KAT/SOL	0,221	7	,200*	,902	7	,341
T2LSpace	KAT/SAĞ	0,173	6	,200*	,940	6	,663
	KAT/SOL	0,186	7	,200*	,940	7	,638
T3LSpace	KAT/SAĞ	0,280	6	,152	,894	6	,339
	KAT/SOL	0,126	7	,200*	,983	7	,974
T1L6Mez	KAT/SAĞ	0,188	6	,200*	,962	6	,831
	KAT/SOL	0,154	7	,200*	,957	7	,797
T2L6Mez	KAT/SAĞ	0,196	6	,200*	,916	6	,474
	KAT/SOL	0,260	7	,167	,858	7	,145
T3L6Mez	KAT/SAĞ	0,203	6	,200*	,915	6	,472
	KAT/SOL	0,272	7	,125	,862	7	,158
T0L3Rot	KAT/SAĞ	0,264	6	,200*	,902	6	,388
	KAT/SOL	0,163	7	,200*	,928	7	,531
T1L3Rot	KAT/SAĞ	0,267	6	,200*	,889	6	,312
	KAT/SOL	0,156	7	,200*	,936	7	,599
T2L3Rot	KAT/SAĞ	0,263	6	,200*	,884	6	,288
	KAT/SOL	0,151	7	,200*	,958	7	,805
T3L3Rot	KAT/SAĞ	0,242	6	,200*	,931	6	,591
	KAT/SOL	0,205	7	,200*	,910	7	,396
T1L3Tip	KAT/SAĞ	0,237	6	,200*	,915	6	,468
	KAT/SOL	0,274	7	,122	,902	7	,342

Ek-4 (devamı). KAT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

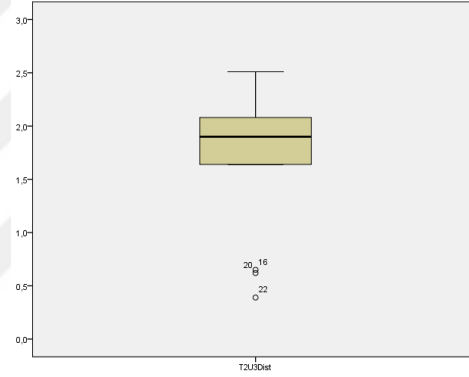
T2L3Tip	KAT/SAĞ	0,233	6	,200*	,865	6	,209
	KAT/SOL	0,199	7	,200*	,895	7	,304
T3L3Tip	KAT/SAĞ	,259	6	,200*	,901	6	,380
	KAT/SOL	,168	7	,200*	,950	7	,727

Ek 5. KAT grubunda sağ-sol veriler grup içinde birleştirildikten sonra yapılan genel istatistik değerlendirmede her bir ölçümden elde edilen verilerin genel dağılımlarının gösteren grafikler.

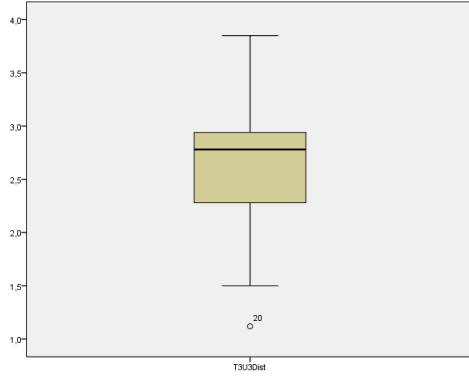
T1U3Dist



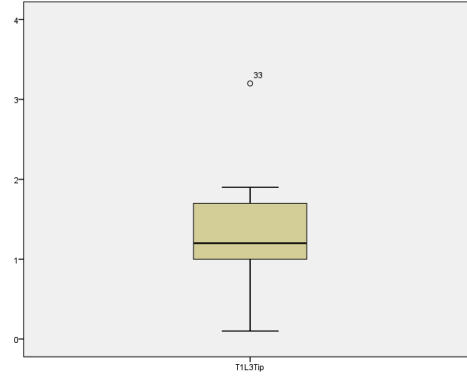
T2U3Dist



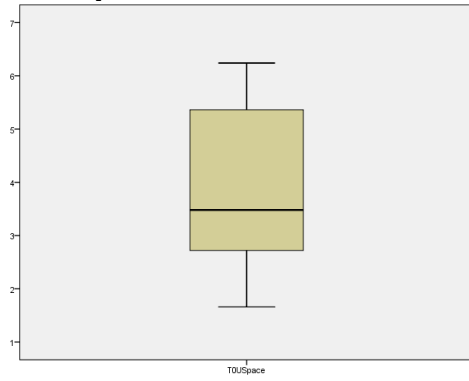
T3U3Dist



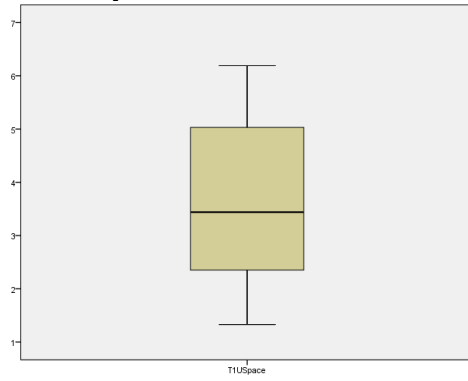
T1L3Tip



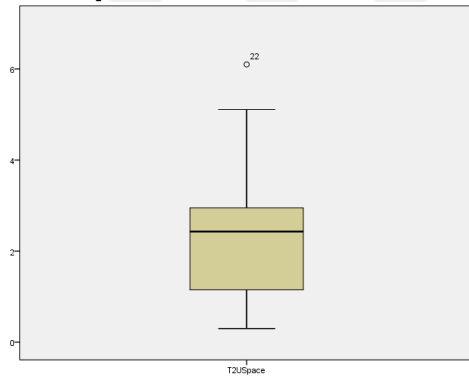
T0USpace



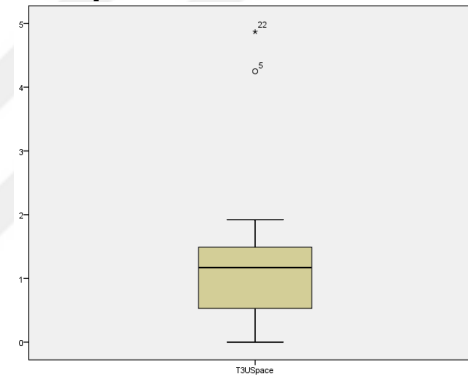
T1USpace



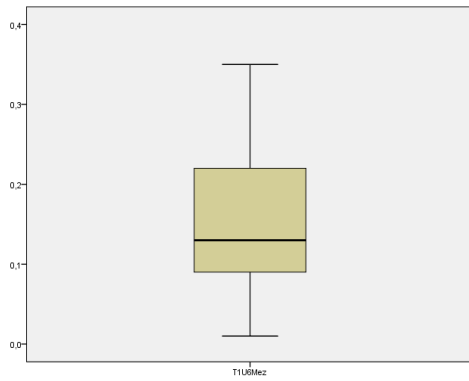
T2USpace



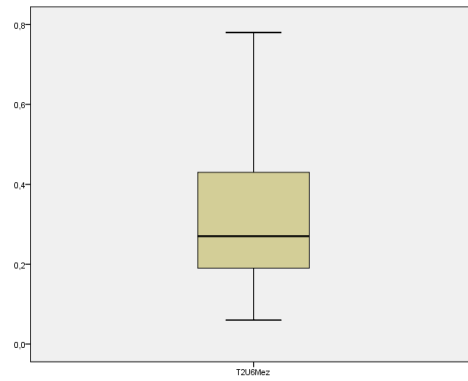
T3USpace



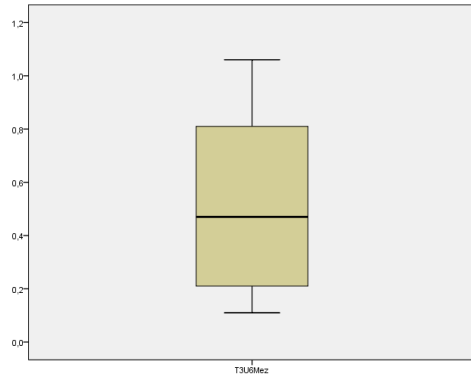
T1U6Mez



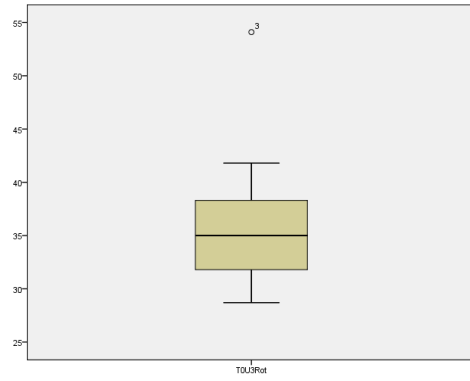
T2U6Mez



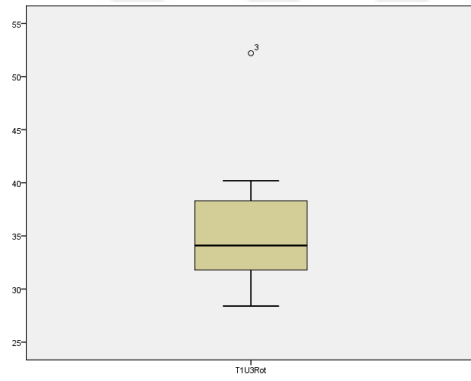
T3U6Mez



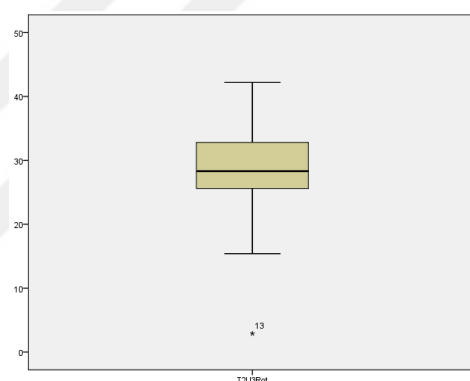
T0U3Rot



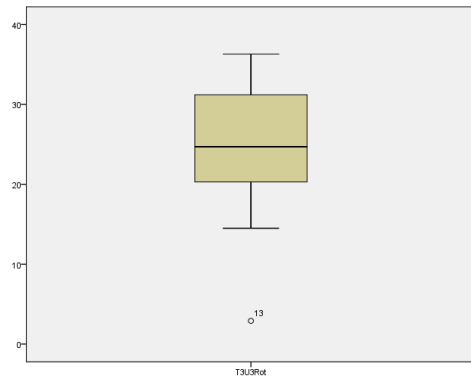
T1U3Rot



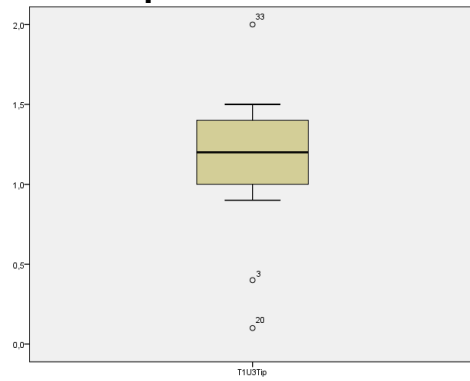
T2U3Rot



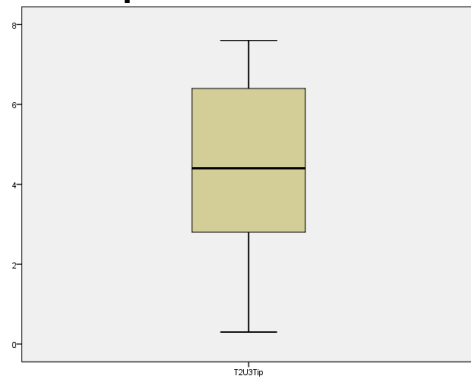
T3U3Rot



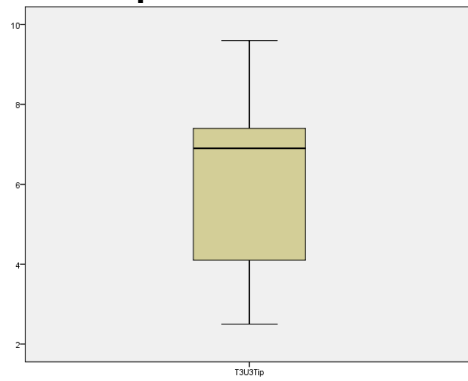
T1U3Tip



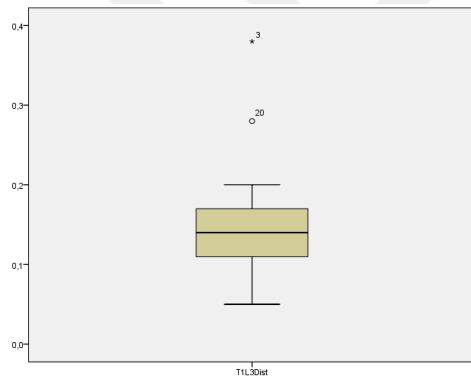
T2U3Tip



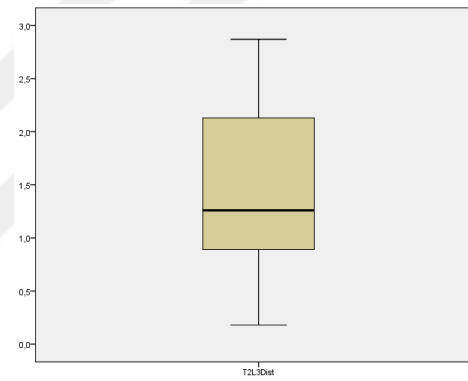
T3U3Tip



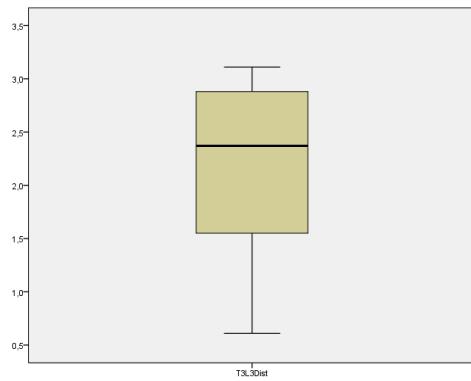
T1L3Dist



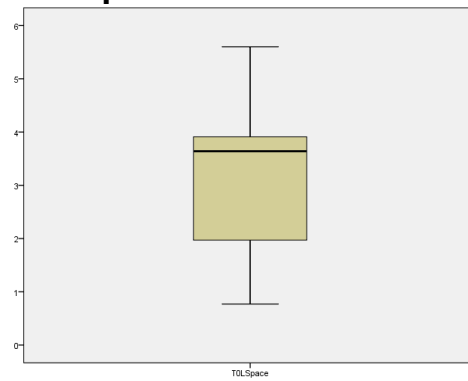
T2L3Dist



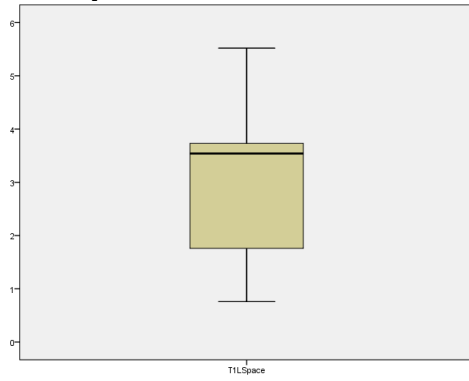
T3L3Dist



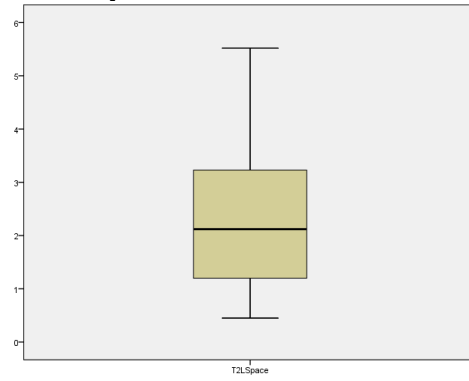
T0LSpace



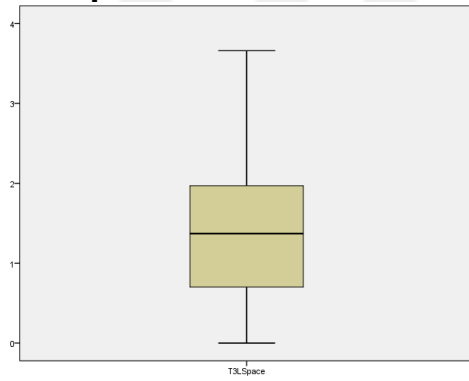
T1LSpace



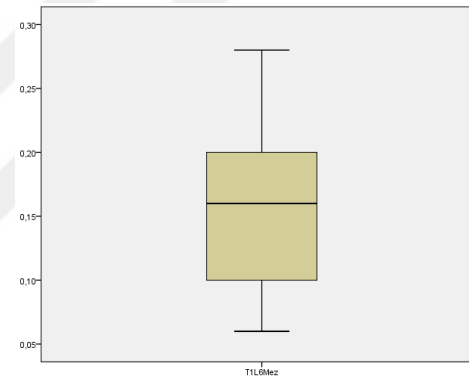
T2LSpace



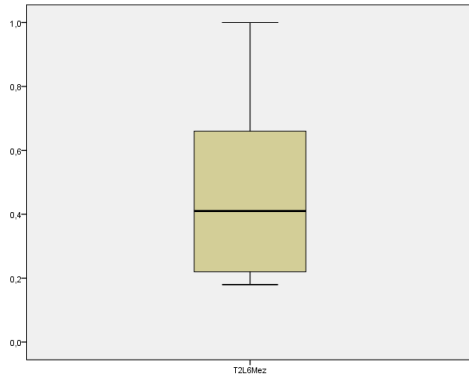
T3LSpace



T1L6Mez



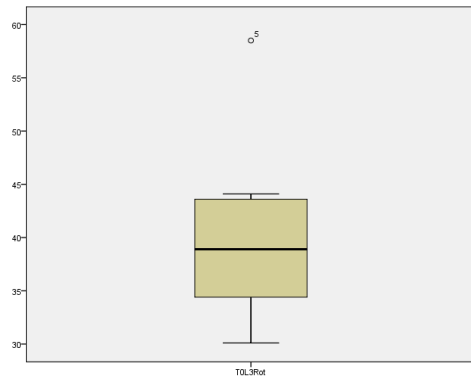
T2L6Mez



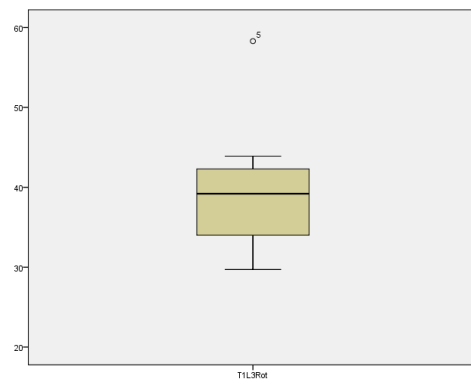
T3L6Mez



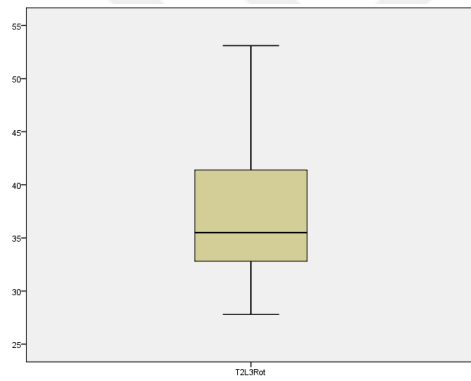
T0L3Rot



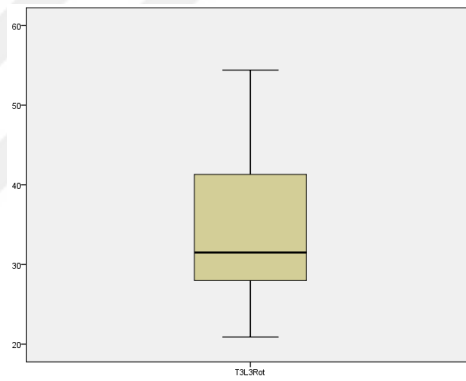
T1L3Rot



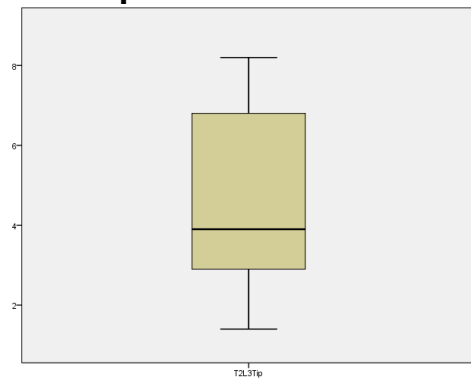
T2L3Rot



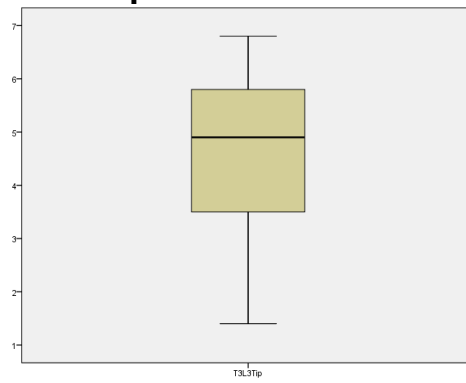
T3L3Rot



T2L3Tip



T3L3Tip



Ek 6. Sağ-sol verilerin birleştirilmesi sonucunda oluşturulan dağılım homojenliğini gösteren tablo

Test of Homogeneity of Variances				
	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
T1U3Dist	2,644	1	32	,114
T2U3Dist	,727	1	32	,400
T3U3Dist	1,332	1	32	,257
T0USpace	,271	1	32	,606
T1USpace	,023	1	32	,881
T2USpace	1,647	1	30	,209
T3USpace	,536	1	30	,470
T1U6Mez	4,335	1	32	,045
T2U6Mez	,212	1	32	,648
T3U6Mez	,067	1	32	,798
T0U3Rot	,354	1	32	,556
T1U3Rot	,038	1	32	,846
T2U3Rot	,007	1	32	,932
T3U3Rot	,029	1	32	,866
T1U3Tip	,214	1	32	,647
T2U3Tip	,306	1	32	,584
T3U3Tip	,078	1	32	,782
T1L3Dist	,546	1	12	,474
T2L3Dist	2,620	1	12	,131
T3L3Dist	2,186	1	12	,165
T0LSpace	,091	1	12	,768
T1LSpace	,063	1	12	,806
T2LSpace	3,494	1	12	,086
T3LSpace	,057	1	12	,816
T1L6Mez	,133	1	12	,722
T2L6Mez	1,922	1	12	,191
T3L6Mez	,570	1	12	,465
T0L3Rot	,788	1	12	,392
T1L3Rot	,527	1	12	,482
T2L3Rot	1,501	1	12	,244

Ek 6 (devamı). Sağ-sol verilerin birleştirilmesi sonucunda oluşturulan dağılım homojenliğini gösteren tablo

T3L3Rot	4,725	1	12	,050
T1L3Tip	,952	1	12	,349
T2L3Tip	1,744	1	12	,211
T3L3Tip	1,396	1	12	,260

Ek-7. CONT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

Tests of Normality							
	SubGrp	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
T1U3Dist	CONT/SAĞ	,235	5	,200*	,912	5	,477
	CONT/SOL	,241	5	,200*	,892	5	,369
T2U3Dist	CONT/SAĞ	,189	5	,200*	,981	5	,938
	CONT/SOL	,185	5	,200*	,932	5	,613
T3U3Dist	CONT/SAĞ	,216	5	,200*	,956	5	,779
	CONT/SOL	,184	5	,200*	,965	5	,841
T0USpace	CONT/SAĞ	,225	5	,200*	,918	5	,519
	CONT/SOL	,280	5	,200*	,847	5	,184
T1USpace	CONT/SAĞ	,231	5	,200*	,914	5	,492
	CONT/SOL	,315	5	,119	,844	5	,177
T2USpace	CONT/SAĞ	,219	5	,200*	,932	5	,612
	CONT/SOL	,203	5	,200*	,968	5	,861
T3USpace	CONT/SAĞ	,213	5	,200*	,936	5	,638
	CONT/SOL	,249	5	,200*	,928	5	,581
T1U6Mez	CONT/SAĞ	,246	5	,200*	,956	5	,777
	CONT/SOL	,235	5	,200*	,881	5	,314
T2U6Mez	CONT/SAĞ	,375	5	,020	,698	5	,009
	CONT/SOL	,420	5	,004	,683	5	,006
T3U6Mez	CONT/SAĞ	,382	5	,016	,740	5	,024
	CONT/SOL	,216	5	,200*	,975	5	,905
T0U3Rot	CONT/SAĞ	,240	5	,200*	,907	5	,451
	CONT/SOL	,198	5	,200*	,941	5	,671

Ek-7 (devamı). CONT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

T1U3Rot	CONT/SAĞ	,212	5	,200*	,959	5	,804
	CONT/SOL	,288	5	,200*	,914	5	,492
T2U3Rot	CONT/SAĞ	,244	5	,200*	,902	5	,419
	CONT/SOL	,227	5	,200*	,929	5	,591
T3U3Rot	CONT/SAĞ	,265	5	,200*	,944	5	,692
	CONT/SOL	,385	5	,015	,799	5	,079
T1U3Tip	CONT/SAĞ	,243	5	,200*	,922	5	,544
	CONT/SOL	,267	5	,200*	,837	5	,158
T2U3Tip	CONT/SAĞ	,223	5	,200*	,922	5	,543
	CONT/SOL	,246	5	,200*	,915	5	,500
T3U3Tip	CONT/SAĞ	,189	5	,200*	,983	5	,950
	CONT/SOL	,215	5	,200*	,935	5	,630
T1L3Dist	CONT/SAĞ	,252	5	,200*	,822	5	,121
	CONT/SOL	,365	5	,028	,757	5	,035
T2L3Dist	CONT/SAĞ	,200	5	,200*	,929	5	,592
	CONT/SOL	,230	5	,200*	,856	5	,215
T3L3Dist	CONT/SAĞ	,176	5	,200*	,982	5	,946
	CONT/SOL	,224	5	,200*	,922	5	,544
T0LSpace	CONT/SAĞ	,248	5	,200*	,959	5	,803
	CONT/SOL	,235	5	,200*	,935	5	,629
T1LSpace	CONT/SAĞ	,236	5	,200*	,933	5	,616
	CONT/SOL	,145	5	,200*	,982	5	,945
T2LSpace	CONT/SAĞ	,290	5	,195	,883	5	,321
	CONT/SOL	,194	5	,200*	,964	5	,835
T3LSpace	CONT/SAĞ	,175	5	,200*	,967	5	,856
	CONT/SOL	,183	5	,200*	,964	5	,837
T1L6Mez	CONT/SAĞ	,230	5	,200*	,908	5	,458
	CONT/SOL	,250	5	,200*	,885	5	,332
T2L6Mez	CONT/SAĞ	,215	5	,200*	,972	5	,886
	CONT/SOL	,349	5	,046	,776	5	,051
T3L6Mez	CONT/SAĞ	,308	5	,136	,827	5	,132
	CONT/SOL	,293	5	,184	,822	5	,120
T0L3Rot	CONT/SAĞ	,361	5	,032	,790	5	,066

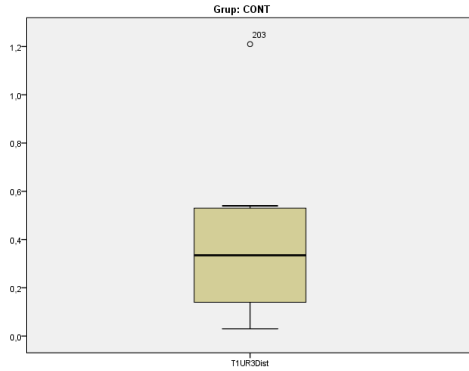
CONT/SOL	,163	5	,200*	,982	5	,945
----------	------	---	-------	------	---	------

Ek-7 (devamı). CONT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

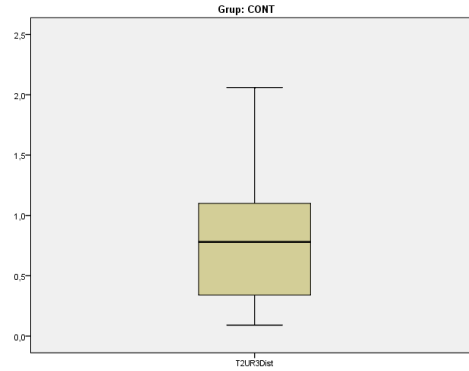
T1L3Rot	CONT/SAĞ	,253	5	,200*	,887	5	,341
	CONT/SOL	,171	5	,200*	,987	5	,967
T2L3Rot	CONT/SAĞ	,152	5	,200*	,996	5	,996
	CONT/SOL	,174	5	,200*	,947	5	,712
T3L3Rot	CONT/SAĞ	,314	5	,120	,817	5	,110
	CONT/SOL	,255	5	,200*	,925	5	,561
T1L3Tip	CONT/SAĞ	,392	5	,012	,712	5	,013
	CONT/SOL	,385	5	,015	,677	5	,005
T2L3Tip	CONT/SAĞ	,273	5	,200*	,794	5	,072
	CONT/SOL	,236	5	,200*	,864	5	,241
T3L3Tip	CONT/SAĞ	,288	5	,200*	,885	5	,332
	CONT/SOL	,256	5	,200*	,942	5	,677

Ek 8. Sağ-sol veriler grup içinde birleştirildikten sonra yapılan genel istatistik değerlendirmede her bir ölçümden elde edilen verilerin genel dağılımlarının gösteren grafikler.

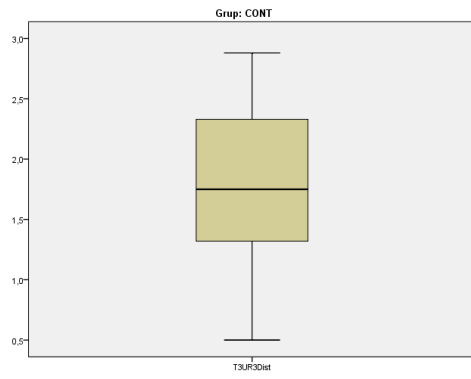
T1UR3Dist



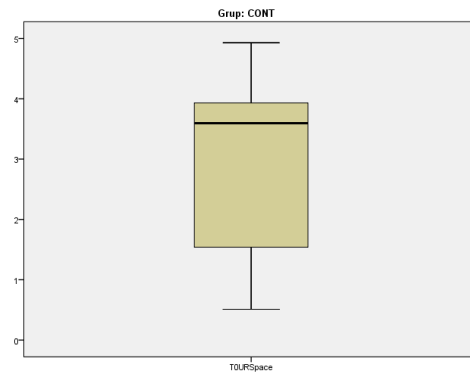
T2UR3Dist



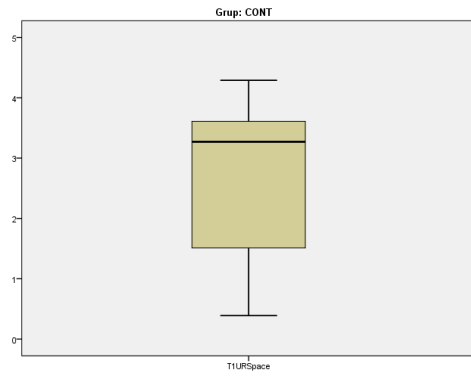
T3UR3Dist



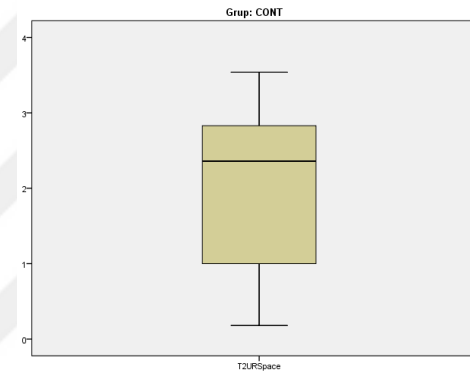
T0URSpace



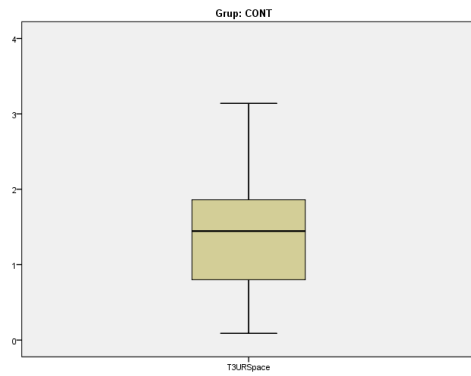
T1URSpace



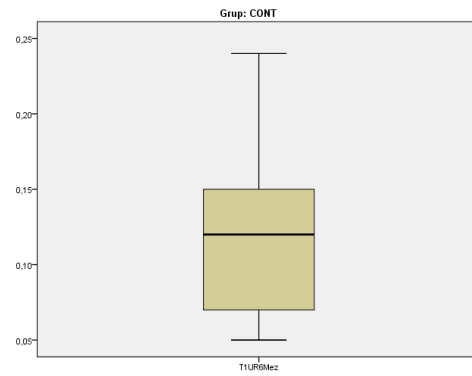
T2URSpace



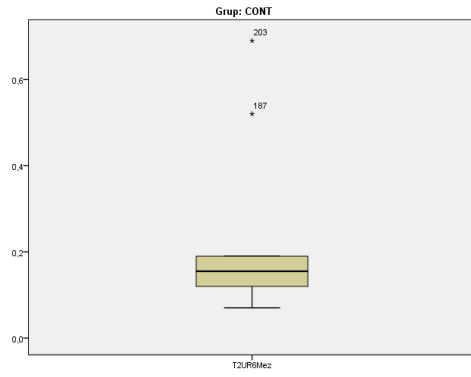
T3URSpace



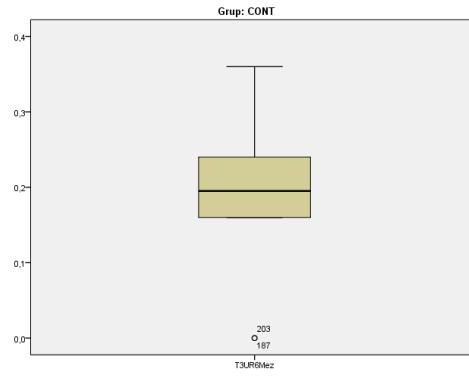
T1UR6Mez



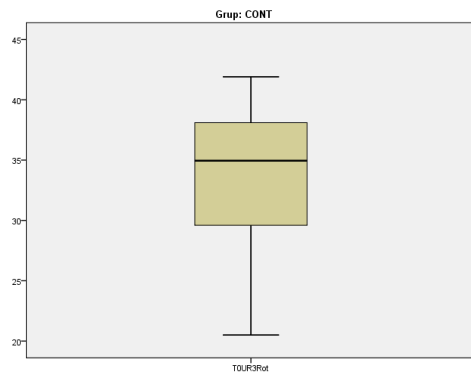
T2UR6Mez



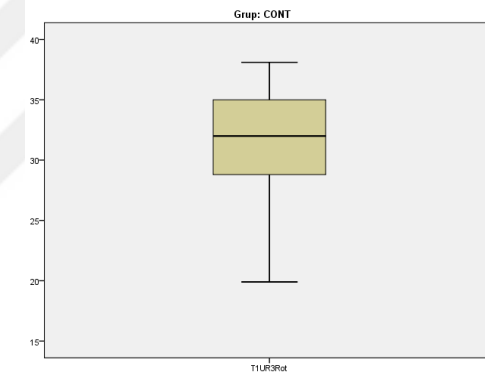
T3UR6Mez



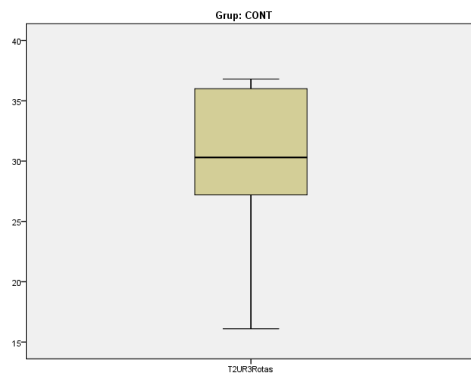
T0UR3Rot



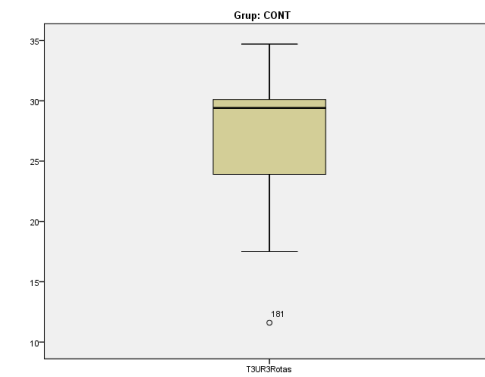
T1UR3Rot



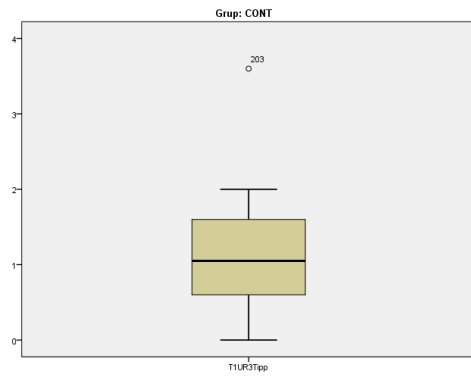
T2UR3Rot



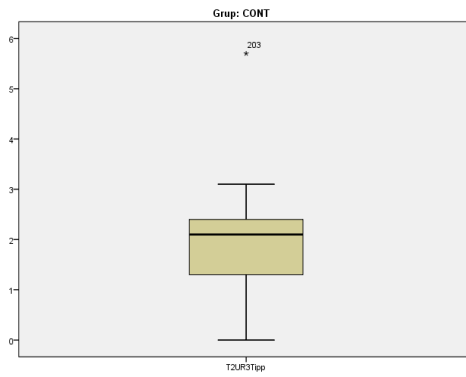
T3UR3Rot



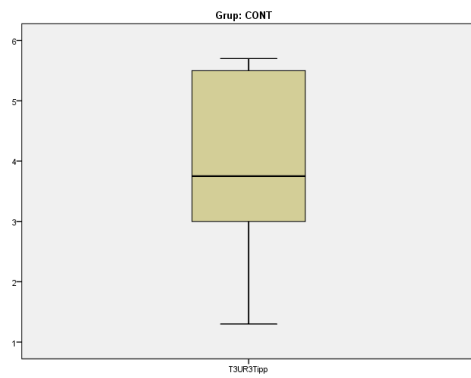
T1UR3Tipp



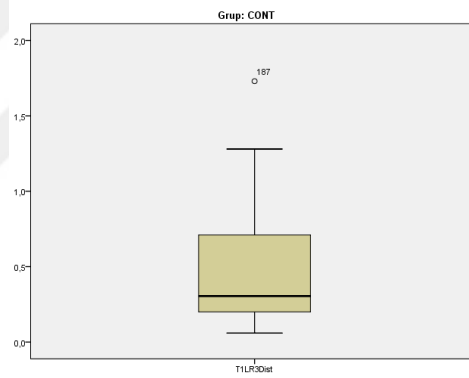
T2UR3Tipp



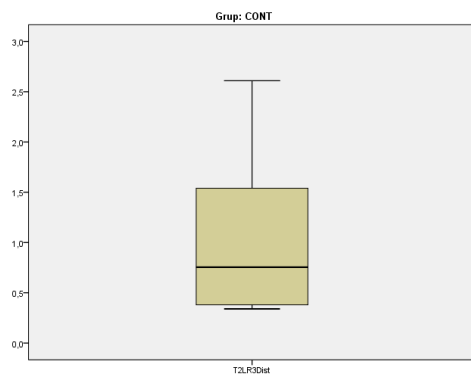
T3UR3Tipp



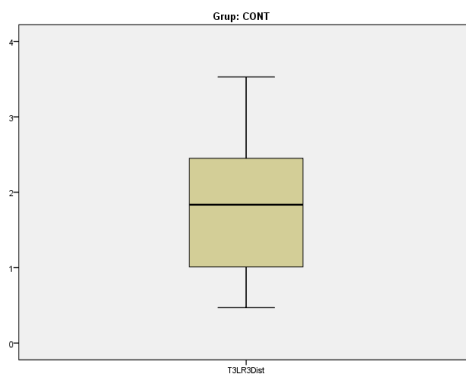
T1LR3Dist



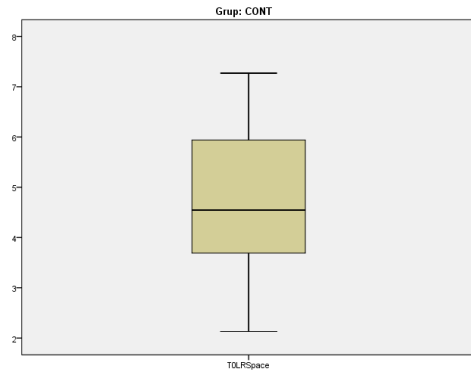
T2LR3Dist



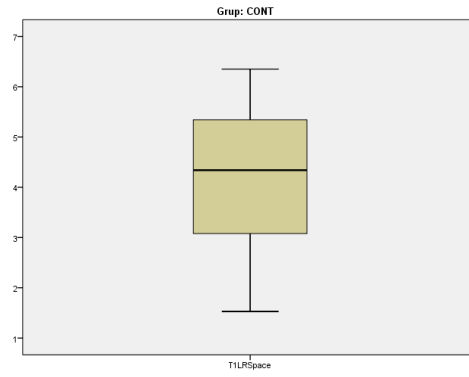
T3LR3Dist



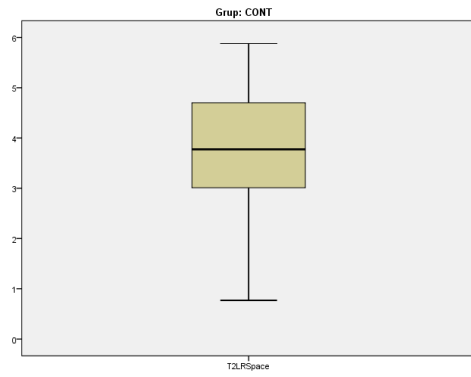
T0LRSpace



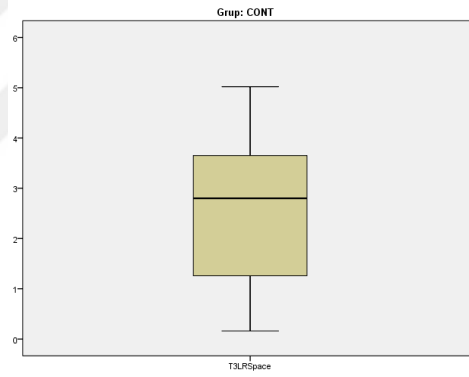
T1LRSpace



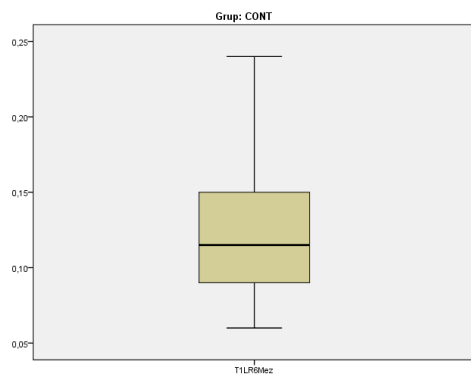
T2LRSpace



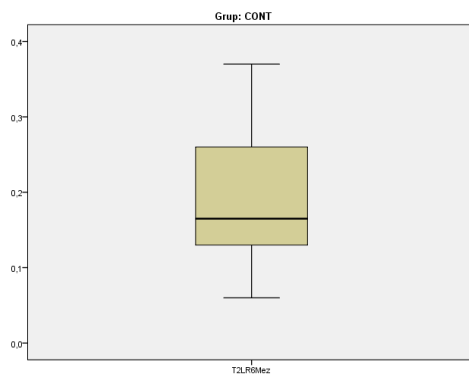
T3LRSpace



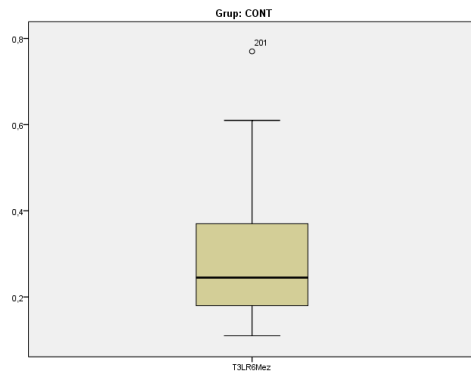
T1LR6Mez



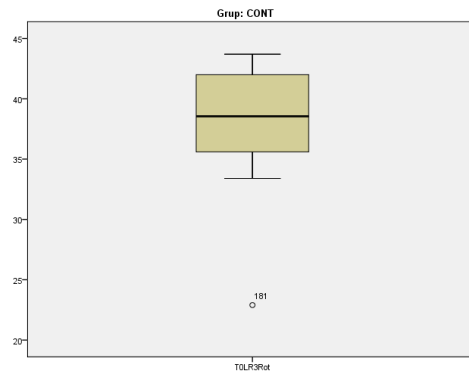
T2LR6Mez



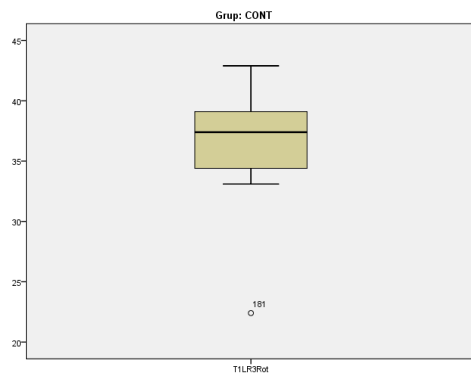
T3LR6Mez



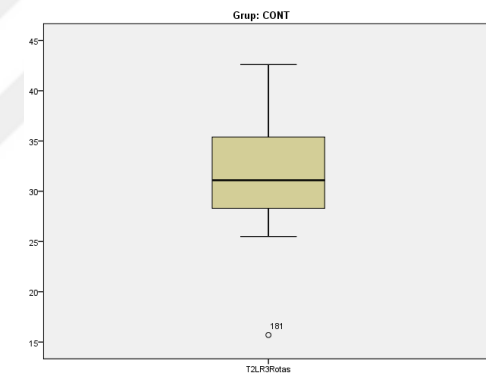
T0LR3Rot



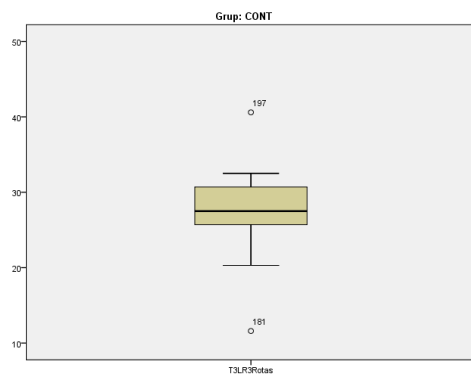
T1LR3Rot



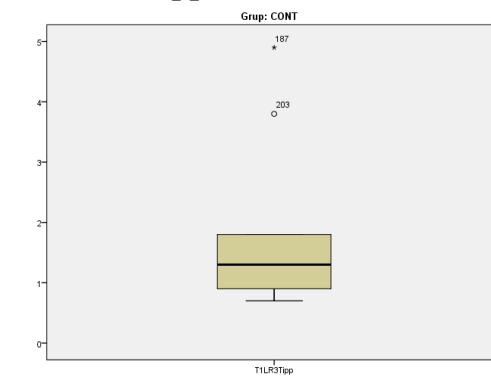
T2LR3Rot

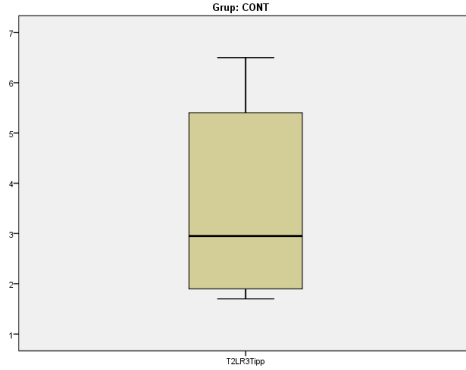
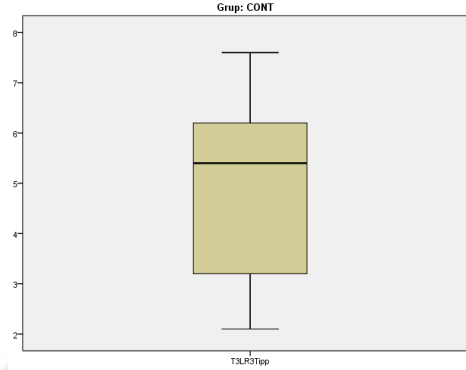


T3LR3Rot



T1LR3Tipp



T2LR3Tipp**T3LR3Tipp****Ek 9.** Sağ-sol verilerin birleştirilmesi sonucunda varyans homojenliğini gösteren tablo

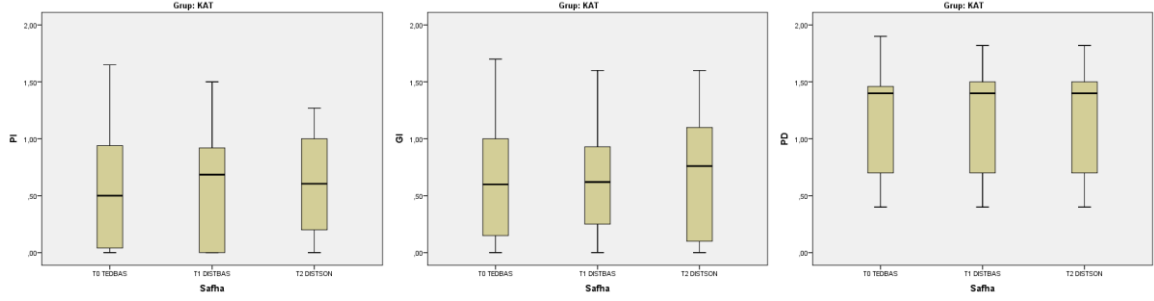
Test of Homogeneity of Variances				
	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
T1U3Dist	0,020	1	28	0,889
T2U3Dist	0,997	1	28	0,326
T3U3Dist	0,064	1	22	0,802
T0USpace	2,224	1	28	0,147
T1USpace	4,170	1	28	0,051
T2USpace	2,215	1	28	0,148
T3USpace	2,680	1	22	0,116
T1U6Mez	2,975	1	28	0,096
T2U6Mez	4,013	1	28	0,055
T3U6Mez	4,987	1	22	0,036
T0U3Rot	0,200	1	28	0,658
T1U3Rot	1,380	1	28	0,250
T2U3Rot	0,080	1	28	0,779
T3U3Rot	2,738	1	22	0,112
T1U3Tip	0,077	1	28	0,784
T2U3Tip	0,772	1	28	0,387
T3U3Tip	1,280	1	22	0,270
T1L3Dist	0,454	1	10	0,516
T2L3Dist	1,769	1	10	0,213
T3L3Dist	0,314	1	10	0,588

T0LSpace	0,000	1	10	0,994
T1LSpace	0,157	1	10	0,700
T2LSpace	0,066	1	10	0,803
T3LSpace	0,155	1	10	0,702
T1L6Mez	0,824	1	10	0,385
T2L6Mez	0,958	1	10	0,351
T3L6Mez	0,400	1	10	0,541
T0L3Rot	2,004	1	10	0,187
T1L3Rot	1,221	1	10	0,295
T2L3Rot	0,807	1	10	0,390
T3L3Rot	0,682	1	10	0,428
T1L3Tip	0,081	1	10	0,782
T2L3Tip	0,000	1	10	0,985
T3L3Tip	0,004	1	10	0,950

Ek 10. KAT grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

Test of Normality							
		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Safha	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
PI	T0 TEDBAS	0,141	34	0,086	0,908	34	0,007
	T1 DISTBAS	0,220	34	0,000	0,852	34	0,000
	T2 DISTSON	0,125	34	0,198	0,923	34	0,019
GI	T0 TEDBAS	0,136	34	0,113	0,917	34	0,013
	T1 DISTBAS	0,082	34	0,200	0,963	34	0,297
	T2 DISTSON	0,205	34	0,001	0,883	34	0,002
PD	T0 TEDBAS	0,242	34	0,000	0,878	34	0,001
	T1 DISTBAS	0,336	34	0,000	0,777	34	0,000
	T2 DISTSON	0,332	34	0,000	0,823	34	0,000

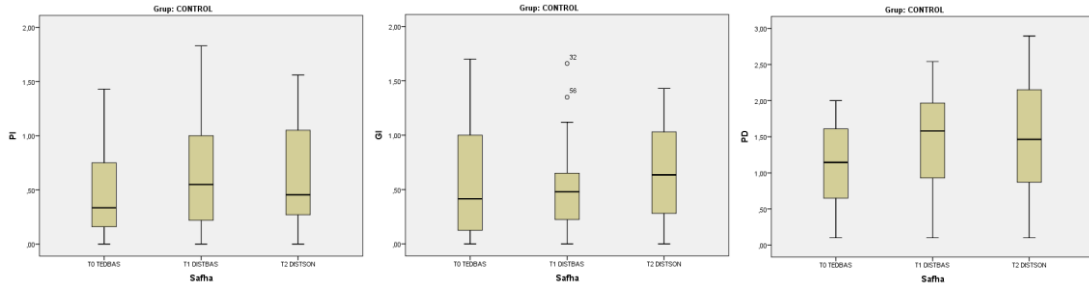
Ek 11. KAT grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinden elde edilen verilerin genel dağılımını gösteren grafikler (Sırayla PI, GI, PD)



Ek 12: CONT grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

Test of Normality							
		Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Safha	Statistic	df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
PI	T0 TEDBAS	0,188	30	0,009	0,874	30	0,002
	T1 DISTBAS	0,123	30	0,200	0,937	30	0,077
	T2 DISTSON	0,183	30	0,011	0,915	30	0,020
GI	T0 TEDBAS	0,127	30	0,200	0,915	30	0,020
	T1 DISTBAS	0,136	30	0,167	0,919	30	0,025
	T2 DISTSON	0,112	30	0,200	0,950	30	0,167
PD	T0 TEDBAS	0,103	30	0,200	0,951	30	0,182
	T1 DISTBAS	0,174	30	0,021	0,915	30	0,020
	T2 DISTSON	0,085	30	0,200	0,961	30	0,320

Ek 13. CONT grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinden elde edilen verilerin genel dağılımını gösteren grafikler (Sırayla PI, GI, PD)



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Erman CANLI

Doğum Yeri: Kahramanmaraş, Türkiye

Doğum Tarihi: 02.01.1984

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

Albayrak İlköğretim Okulu (Kahramanmaraş), (İlkokul) 1994

Çukurova Elektrik Anadolu Lisesi (Kahramanmaraş), (Ortaokul, Lise) 2001

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (Ankara), (Yüksek Lisans Dereceli Lisans) 2007

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı (Samsun), (Doktora) ...

Çalıştığı Kurumlar:

Özel Beşiroğlu Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği (Kocaeli), 2008-2009

V.Hudut Alayı Reviri (İğdır), (Diş.Tbp.Atğmn) 2010

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, (Doktora Öğr.) 2011-...

İletişim Bilgileri:

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı, Kurupelit, Samsun, Türkiye

Telefon: 0505 4839332

E-posta: erman-canli@hotmail.com