



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KENDİNDEN BAĞLAMALI BRACKETLERİN
ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE OLAN
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Semiha ARSLAN

**Samsun
Kasım-2016**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

**KENDİNDEN BAĞLAMALI BRAKETLERİN
ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE OLAN
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Semiha ARSLAN

**Danışman
Prof. Dr. Selim ARICI**

**Samsun
Kasım-2016**

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimi hazırlamam süresince bilgisini, kıymetli zamanını ve emeğini esirgemeyen, her sorunumda yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Selim ARICI'ya,

Bilgisini sınırsız sabrı ile paylaşması ve eğitimime olan katkılarından dolayı sayın Prof. Dr. Tamer TÜRK'e,

Samimiyeti, tecrübe ve bilgisiyle yanımda olan, kapısı her daim dinlemek ve yardımcı olmak için açık olan, her konuda desteğini gördüğüm sevgili hocam sayın Prof. Dr. Mete ÖZER'e,

Öğrenciliğimden itibaren hoşgörüsüyle eğitimime ve tez çalışmama olan katkılarından dolayı sayın Doç. Dr. Nursel ARICI'ya,

Eğitimime olan desteğinden dolayı sayın Doç. Dr. Selma ELEKDAĞ TÜRK'e,

Güler yüzünü, desteğini, yumuşacık kalbini her zaman hissettiğim, hayatta kendisini tanımaktan ve onu ablam gibi görmekten onur duyduğum, gönlümdeki yeri her daim ayrı ve özel olan canım hocam sayın Yrd. Doç. Dr. Sabahat YAZICIOĞLU'na,

Doktora eğitimim süresince sabırlı, anlayışlı ve hoşgörülü olarak bilgilerini en güzel şekilde aktaran sayın Yrd. Doç. Dr. A. Alper ÖZ'e ve Yrd. Doç. Dr. A. Zeynep ÖZ'e,

Aynı projede yer almaktan mutluluk duyduğum değerli arkadaşlarım sayın Feyza GEDİK, Hande USTA, Tuğba HALİLOĞLU ÖZKAN ve Erman CANLI'ya,

Dostlukları ve yardımları için tüm bölüm arkadaşlarıma ve personelimize,

Sahip olduğum en kıymetli değerlerim olan canım babam, canım annem ve biricik kardeşim Aslıhan'a,

Sonsuz teşekkürler.

Bu çalışma Tübitak tarafından desteklenen 114S510 nolu proje kapsamında gerçekleştirilmiştir.

ÖZET

KENDİNDEN BAĞLAMALI BRAKETLERİN ORTODONTİK DİŞ HAREKETİ ÜZERİNE OLAN ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı kendinden bağlamalı bir braket (Gemini SL) ile konvansiyonel bir braket (Gemini) kullanılarak yapılan kanin distalizasyonunun hızı ve diş hareketi üzerine olan etkisini karşılaştırmaktır.

Birey ve Yöntem: Bu çalışmada premolar diş çekimi ile sabit ortodontik tedavi gereken bireylerden SLB grubu (18 birey) ve CONT grubu (15 birey) oluşturuldu. Seviyeleme ve sıralama tamamlandıktan sonra 0,019×0,025 inch paslanmaz çelik tel üzerinde 150 gr kuvvet uygulayan NiTi kapalı yaylar ile kanin distalizasyonu yapıldı. Model ve fotoğraf kayıtları distalizasyonun başında, 1., 4. ve 8. haftalarında alındı. Elde edilen alçı modeller üç boyutlu model tarama cihazında tarandı. Kanin distalizasyonu, distopalatinal rotasyonu ve devrilmesi ile birlikte molar mesializasyonu ve çekim boşluklarının miktarı ölçüldü. Ayrıca bu seanslarda periodontal indeks değerleri de değerlendirildi.

Bulgular: SLB ve CONT grubu kıyaslandığında üst çenede kanin distalizasyonu, distopalatinal rotasyonu, tippingi ve çekim boşluğu miktarları açısından istatistiksel olarak önemli bir farklılık bulunmamışken, molar mesializasyonunda anlamlı fark görülmüştür. Alt çenede üst çeneden farklı olarak kanin tipping değerlerinde anlamlı fark saptanmıştır. Her iki grup arasında plak indeksinde istatistiksel olarak önemli bir farklılık varken, gingival indeks ve cep derinliğinde önemli bir farklılık yoktur.

Sonuç: Kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketler arasında ortodontik diş hareketi hızı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: Diş hareketi hızlandırma; Kanin distalizasyonu; Kendinden bağlamalı braket; Model tarama; Periodontal indeks; Sürtünme

Semiha ARSLAN, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Kasım-2016

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECTS OF SELF-LIGATING BRACKETS ON THE ORTHODONTIC TOOTH MOVEMENT

Aim: The aim of this study were to compare the effects of a self-ligating bracket system (Gemini SL) and a conventional bracket system (Gemini) on the tooth movement and rate of canine distalization.

Individuals and Method: SLB (18 individuals) and CONT group (15 individuals) were created with cases who need fixed orthodontic treatment with extraction of first premolar in this study. Canine distalization was performed on the 0.019×0.025 inch stainless steel wire using NiTi closed coils that applied approximate force of 150 gr after levelling and aligning. Plaster models and photographic records were taken at the beginning, 1., 4. and 8. weeks of distalization. The resulting plaster models were scanned with three-dimensional scanning device. The rate of distalization, distopalatal rotation and tipping of the canine along with mesialization of molar and extraction spaces were measured. In addition, periodontal tissue changes were evaluated at this time intervals.

Results: When SLB group compared with CONT group for distalization, distopalatal rotation and tipping of the canine and extraction spaces there was not any statistically significant differences, but there was a significant difference for molar mesialization in the maxilla. Unlike the maxilla, there was a significant difference for the canine tipping values in the mandibula. While there was a significant difference in the plaque index between two groups, there was no significant difference in the gingival index and pocket depth.

Conclusion: There was not a statistically significant difference for the rate of orthodontic tooth movement between self-ligating brackets and conventional brackets.

Keywords: Accelerated tooth movement; Canine distalization; Friction; Model scanning; Periodontal index; Self-ligating bracket

Semiha ARSLAN, PhD. Thesis
Ondokuz Mayıs University - Samsun, November-2016

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde işareti
°	: Derece
μ	: Sürtünme katsayısı
BMP	: Kemik morfogenetik proteinleri
Cc	: Santimetre küp
CONT	: Kontrol grubu
F	: Sürtünme kuvveti
GI	: Gingival indeks
Gr	: Gram
HANT	: Heat activated nickel titanium
Hz	: Hertz
IL	: Interlökin
M-CSF	: Mikrofaq koloni stimüle edici faktör
mm	: Milimetre
N	: Bastırılma kuvveti
NiTi	: Nikel titanyum
PD	: Cep derinliği
PDL	: Periodontal ligament
PGE	: Prostaglandin E
PI	: Plak indeksi
RANKL	: Nükleer faktör kappa B'nin reseptör aktivatörü ligandı
SL	: Self-ligating
SLB	: Kendinden bağlamalı braket (Çalışma grubu)
SS	: Paslanmaz çelik
T0	: Tedavi başı
T1	: Kanin distalizasyonu başı
T2	: Kanin distalizasyonu 1. hafta
T3	: Kanin distalizasyonu 4. hafta
T4	: Kanin distalizasyonu 8. hafta
TNF-α	: Tümör nekrotizan faktör α

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Diş ve Dişi Destekleyen Dokular	5
2.1.1. Dişeti.....	5
2.1.2. Periodontal Ligament	6
2.1.3. Alveolar Kemik	6
2.1.4. Sement	6
2.2. Ortodontide Diş Hareketi	6
2.2.1. Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler	10
2.3. Diş Hareket Hızı.....	11
2.3.1. Diş Hareketini Hızlandıran Uygulamalar	12
2.4. Ortodontide Sürtünme.....	20
2.4.1. Sürtünmesiz Sistemler	21
2.4.2. Sürtünmeli Sistemler	21
2.4.3. Sürtünmeyi Etkileyen Faktörler	23
3. BİREY VE YÖNTEM	43
3.1. Birey	43
3.2. Yöntem.....	44
3.2.1. Tedavi Protokolü	44
3.2.2. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri.....	58
3.2.3. Plak İndeksi, Dişeti İndeksi ve Cep Derinliği Ölçümleri	68
3.3. İstatistik Analizler	69
4. BULGULAR	71
4.1. Grup İçi Değerlendirmeler	71
4.1.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri.....	71
4.1.2. Kanin Distalizasyon Hızı.....	76
4.1.3. Periodontal İndeks Ölçümleri.....	78

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	81
4.2.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri.....	81
4.2.2. Periodontal İndeks Ölçümleri.....	90
5. TARTIŞMA.....	95
5.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri	102
5.1.1. Grup İçi Değerlendirmeler	102
5.1.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	106
5.2. Periodontal İndeks Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	107
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	110
KAYNAKLAR	112
EKLER	133
ÖZGEÇMİŞ	160

1.GİRİŞ

Ortodontik tedavi uzun süreli bir diş tedavisidir. Başarılı bir ortodontik tedavide mümkün olduğunca az histolojik hasar ve ağrı oluşmalı, hızlı diş hareketi sağlanmasıyla tedavi süresi kısaltılmalı ve sonuçlar kalıcı olmalıdır. Günümüzde insanlar için zamanın daha kıymetli bir hal almasıyla birlikte, başlangıçta tedaviye çok pozitif bakan bir hasta tedavi süresinin sonlarına doğru bıkkınlık hissetmekte ve bunu hekimine yansıtmaktadır. Bu durum hem hekim hem de hasta açısından heves kırıcı ve yıpratıcı olmaktadır. Ayrıca uzun süren ortodontik tedavilerde, kök rezorpsiyonlarının yanı sıra oral hijyeni iyi olmayan hastalarda diş çürüğü oluşumu, periodontal hastalıklar, dişlerde renklenmeler ve beyaz leke lezyonları görülebilmektedir. Bu nedenle ortodontik tedavinin süresinin kısaltılması günümüzde oldukça popüler bir konu olmuştur.

Tedavi süresini kısaltabilmek demek aslında diş hareket hızını artırabilmek demektir. Dişe ortodontik kuvvet uygulandığında dişin etrafındaki alveolar kemik ve periodontal ligamentte yeniden şekillenmeler meydana gelir (Henneman ve ark., 2008).

Ortodontik tedavilerde diş hareketi için uygulanan ideal kuvvet miktarına optimal kuvvet denir. Diş hareketinde optimal kuvvet seviyesi diş ve çevre dokuları açısından oldukça önemlidir.

Optimal kuvvet sınırlarında diş hareketi hızını artırabilmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bunları; ilaç kullanımını içeren kimyasal uygulamalar, elektromanyetik alan, lazer, titreşim, elektrik akımı, ultrason uygulamalarını içeren mekanik-fiziksel uyarılar, peri-segmental kortikotomi, kortizisyon, periodontal ligament distraksiyonu, dentoalveolar distraksiyon, piezoinsizyon ve mikro osteoperforasyon gibi güncel teknikleri kapsayan cerrahi uygulamalar, farklı materyallerden üretilen braket/ark telleri, kaplanmış braket/ark telleri ve kendinden bağlamalı braketler gibi braket/ark teli ara yüzeyinde sürtünmeyi azaltan uygulamalar olarak dörde ayırabiliriz.

Sürtünme, karşıt harekette iki obje arasında meydana gelen dirençtir. Sürtünme klinik olarak oldukça önemlidir. Dişlerin seviyelenmesinde, kaydırma mekaniği ile kanin dişinin çekim boşluğuna hareketinde ve köşeli teller çalışırken meydana gelen ortodontik diş hareketlerinde braket oluşu ve ark teli yüzeyi arasında bir sürtünme oluşmaktadır (Ho ve West, 1991; Keith ve ark., 1993). Bu sürtünmenin diş hareketini yavaşlatıcı etkisi vardır. Çünkü uyguladığımız kuvvet hem dişi optimal sınırlarda

hareket ettirebilmeli hem de braket oluşu ve ark teli arasında meydana gelen sürtünme kuvvetini aşabilmelidir. Bu sürtünme kuvvetini aşmaya çalışırken de diş aşırı kuvvetler uygulayabiliriz. Sürtünme direncinin yüksek olduğu durumlarda ankraj kaybı, hiç diş hareketi meydana gelmemesi, periodontal ligament ve alveol kemiği gibi diş çevre dokularında hasarla karşılaşabiliriz (Keith ve ark., 1993; Tanne ve ark., 1994).

Sürtünme direncini; braketin materyali, tasarımı, oluk genişliği, üretim şekli, ark telinin materyali, boyutu, yüzey yapısı, braket ile ark telinin bağlanma yöntemleri, tükürük, diş plağı, korozyon gibi faktörler etkilemektedir.

Sürtünme direncini azaltabilmek için birçok araştırma yapılmıştır. Ortodontik braket/ark teli materyalleri, üretim şekilleri, yüzey yapısı, boyutu ve tasarımı gibi birçok özellikleri değiştirilmiştir. Her malzemenin ve değişikliğin avantajları olduğu gibi dezavantajları da olduğundan bu işlemlerden alınan sonuçlar da farklı olmuştur.

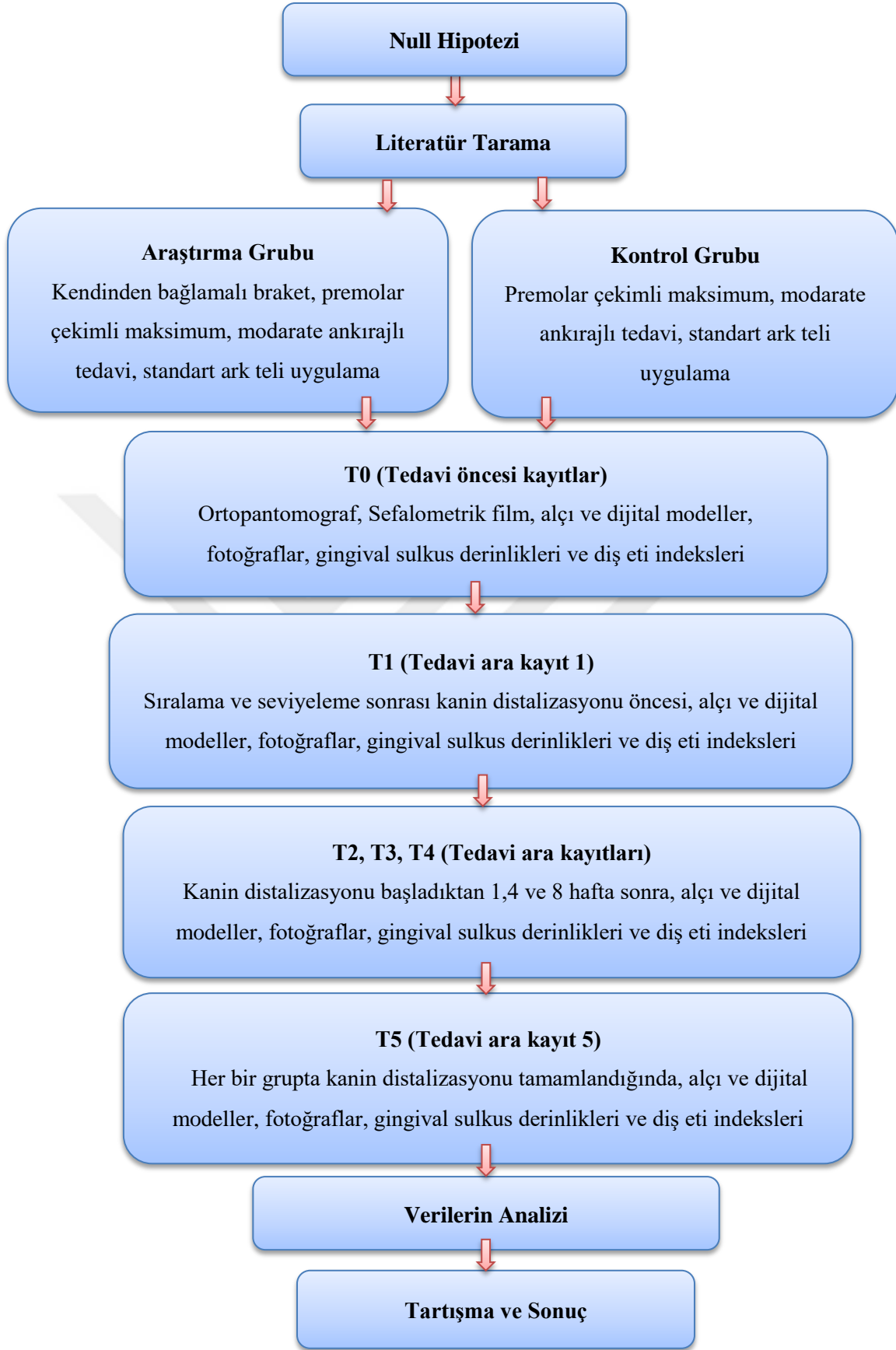
Ark telinin braket oluşuna bağlanma şeklinin de sürtünme direncini etkilediği bilinmektedir. Konvansiyonel braketlerde ark telini bağlama işlemi tel veya elastik ligatürler ile yapılmaktadır. Braket oluşunu kapatmada kullanılan elastomerik ligatürlerin kaydırma mekaniklerinde sürtünmeyi arttırdığı gösterilmiştir (Thomas ve ark., 1998). Konvansiyonel braketlerdeki ligatürleme işleminin sürtünme direnci üzerine etkisini elimine edebilmek için kendinden bağlamalı braketler üretilmiştir. Kendinden bağlamalı braket sistemi braket oluşunun kapak ve benzeri mekanik aletler kullanılarak ligatürsüz bir şekilde kapatılmasıdır (Shah, 2014). Bu braketlerde kullanılan kapaklar, diğer ligatürleme çeşitlerinden farklı olarak tele baskı uygulamayacak şekilde dizayn edilmiştir. Diş hareketleri, dişin bireysel hareketine izin verildiği zaman daha etkilidir; kendinden bağlamalı braketler dişler daha özgür kaldıkları, ligatür ile sertçe bağlanmadıkları için tercih edilirler (Damon, 1998).

Bu çalışmada amaç, kendinden bağlamalı bir braket çeşidi ile konvansiyonel olarak bağlanan braket çeşidinin ark teli ile aralarında oluşan sürtünme dirençleri ve diş hareket hızına etkisinin in vivo ortamda karşılaştırmalı olarak incelenmesidir. Bu çalışma için ileri sürülen Null hipotezi '*Kendinden bağlamalı braketlerle konvansiyonel olarak bağlanan braketler arasında diş hareketi hızı açısından in vivo şartlarda istatistiksel olarak anlamlı farklar mevcuttur.*' şeklinde tanımlanabilir.

Bu çalışmanın amacı aşağıdaki gibi sıralanabilir:

1. Kendinden bağlamalı bir braket olan Gemini (3M Unitek, Monravia, USA) ile konvansiyonel olarak bağlanan braket Gemini (3M Unitek, Monravia, USA) sistemlerini klinik uygulamada benzer özelliklere sahip hastalarda uygulamak,
2. Tedavi esnasında diğer değişkenleri stabilize etmek,
3. Tedavi başı, kanin distalizasyonu başı ve sonunda alınan kayıtlar ile cep derinliği, diş eti problemleri, kanin dişi hareket miktarı ve hızını değerlendirmek,
4. Araştırma grupları ve kontrol grubunda elde edilen sonuçları geçerli istatistik testleri kullanarak karşılaştırmaktır.

Bu çalışmanın akış grafiği aşağıdaki gibidir (Şekil 1):



Şekil 1. Bu çalışmanın akış grafiği

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş ve Dişi Destekleyen Dokular

Periodonsiyum, dişi çevreleyen ve destekleyen dişeti, periodontal membran, sement ve alveol kemiğinden meydana gelmiş bir doku ünitesidir (Newman ve ark., 2011). Periodonsiyum dişi alveol kemiğine bağlar, konuşma, yutkunma ve çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlerin dağılımını ve onlara karşı direnci sağlar, ağız boşluğunda savunma mekanizması oluşturur (Sandallı, 2007; Newman ve ark., 2011).

2.1.1. Dişeti

Alveolar kemiği ve dişin servikalini çevreleyen çiğneyici mukozanın bir parçasıdır. Dişeti anatomik olarak serbest, yapışık ve interdental alan olmak üzere üç kısımdan oluşur ve mekanik, kimyasal, mikrobiyal bariyer görevi görür (Newman ve ark., 2011). Dişeti, alveol kemiğin bukkalinde dişlerin servikaline uyumlu olarak ilerler ve bir şerit şeklinde olan kısmına serbest dişeti, genişliği 1-9 mm arasında değişen ve mukogingival birleşimden dişeti kenarının apikal yöndeki sınırını yapan serbest dişeti oluşu arasındaki kısmına ise yapışık dişeti denir (Sandallı, 2007). Dişeti bağ dokusu, mast hücreleri, enflamatuvar hücreler, kolajen ve retiküler fibriller, fibroblastlar, damarlar ve sinirleri içerir (Newman ve ark., 2011).

Sandallı (2007) dişetinde bulunan fibril demetlerini şu şekilde sınıflandırmıştır:

Dişeti fibril demetleri

1.Grup: Kron yönüne en yakın ve sementten başlayarak dış ve okluzal yöne doğru dişeti içerisinde dişeti epitelinin hemen altında sonlanan fibrillerdir.

2.Grup: Birinci gruba göre daha apikal yönde yerleşmiş ve sementten dik olarak çıkıp yatay doğrultuda dişeti kenarı altına doğru yayılan fibrillerdir.

3.Grup: Kollajen lifler sementten çıktıktan sonra alveol kretinin üzerinden geçerek apikal yönde seyredirler.

- Transseptal fibriller: Bir diştin yanındaki diğer dişe uzanan ve diş arasındaki kemik septumunun üzerinden geçen fibril grubudur.
- Sirküler fibriller: Dişin etrafını kuşatan ve aralarında dairesel olarak seyreden liflerdir.

- Alveolo-gingival fibriller: Alveol kemiği kretinden çıkarak krona doğru ışınsal tarzda yayılan liflerdir.

2.1.2. Periodontal Ligament

Periodontal ligament, dişin kökünü örten ve sement ile alveol kemiği arasında kalan bir bağ dokusudur (Sandallı, 2007). Periodontal ligament de dişeti dokusu gibi birçok çeşit hücre, kan damarları ve sinirlerden oluşur (Newman ve ark., 2011).

Periodontal ligamentin, diş üzerine gelen okluzal kuvvetleri kemiğe iletmek, okluzal kuvvetlerden doğacak baskıları absorbe etmek, dişetine destek olmak, içerisinde bulunan damar ve sinir gibi yumuşak dokuları mekanik kuvvetlerin zararından korumak gibi görevleri vardır (Sandallı, 2007). Periodontal ligament amortisör gibi görev yaparak, dişe gelen kuvvetleri belirli bir dereceye kadar karşılayabilmektedir. Ancak kuvvet belirli bir düzeyi aştığında dişte hareket meydana gelmeye başlar.

2.1.3. Alveolar Kemik

Dişleri destekleyen ve koruyan çene kemiğinin bir diğer bölümüne alveol kemiği denir. Dış tabakası yoğun ve kompakt yapıya sahip kortikal kemikten oluşurken iç tabakası gözenekli, ağsı yapıya sahip trabeküler kemiktendir. Alveoler kemik, fonksiyonel gereksinimlere göre osteoblastlar ve osteoklastlar aracılığıyla oluşan yapım ve yıkım olaylarıyla mevcut duruma göre yeniden şekillenme özelliğine sahiptir. Alveol kemiğinin süngerimsi kısmı trabeküllerden oluşur ve bu şekli okluzal kuvvetlere bağlı değişiklikler gösterebilir (Sandallı, 2007).

2.1.4. Sement

Diş kökünün dış yüzeyini kaplayan dokudur. Sement dokusu kalsifiye, damarlanması olmayan ve belirli bir derecede kendini yenileyebilir yapıdadır (Sandallı, 2007). Sement dokusu hücreli ve hücretsiz sement olarak ikiye ayrılır. Hücreli sement daha düzensiz yapıya sahip semetositleri içeren kısımdır.

2.2. Ortodontide Diş Hareketi

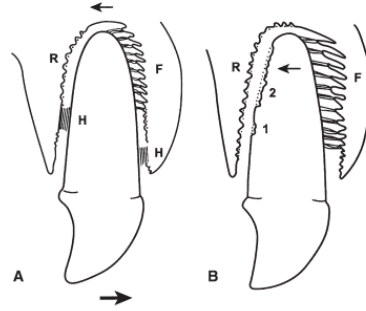
Ortodontik tedavide diş hareketini uyaran temel faktör, uygulanan mekanik faktörlere cevap olarak meydana gelen diş çevresi dokuların yeniden şekillenmesidir (Atik ve Ciğer, 2012). Dişe mekanik kuvvetler uygulanması periodontal dokuların biyolojik cevap vermesi ile sonuçlanır (Kale ve ark., 2004). Diş hareketi periodontal

ligament, destekleyen kemik doku ve hücrelerde karmaşık değişimlerin meydana gelmesini gerektirir (Meikle, 2006). Diş hareketini etkileyen temel faktör mekanik kuvvet olarak düşünülse de hormonlar, farmakolojik ajanlar, eser elementler ve kemik metabolizmasını etkileyen faktörlerden de etkilenebilme durumu vardır (Atik ve Cığır, 2012).

Yeniden şekillenme osteoblast hücrelerinin toplanması ve sistemik hormonlar, lokal olarak üretilen sitokinler, büyüme faktörlerini içeren hücre-hücre ve hücre-matriks arasında etkileşimler olması ile meydana gelir (Meikle, 2006).

Sandallı (2007) dişe yatay yönlü bir kuvvet uygulandığında alveol kemiğinin vestibül ve lingual kemik tabakalarında yer değiştirme olabileceğini söylemiştir. Baskının olduğu tarafta fibrillerin sıkışacağını, yer değiştireceğini ve kökün hareket ettiği yöndeki kemikte bükülme meydana geleceğini belirtmiştir.

Ortodontik kuvvetler hafif olarak uygulandığında direk kemik rezorpsiyonu görülür. Eğer kuvvetler çok yüksek seviyede olursa periodontal ligamentin aşırı baskılanmasından dolayı hyalinizasyon tabakası oluşur (Reitan, 1967) (Şekil 2). Hyalinizasyon dokusuna nötrofiller, granülositler, makrofajlar yönelir (Cano ve ark., 2012). Uzun süreli ve çok fazla hyalinizasyon dokusunun olması diş hareketinin yavaşlamasına neden olabilir (Cano ve ark., 2012).



Şekil 2. (A) Köpeğin yan kesici dişine 200gr kuvvet uygulanmasıyla meydana gelen devrilme hareketi ve aşırı baskıdan dolayı oluşan hyalinizasyon (H) dokusu (Reitan, 1964' den uyarlanmıştır) R, direk kemik rezorpsiyonu; F, periodontal ligamentin fibrilleri arasındaki kemik şekillenmesi. (B) 200 gr kuvvet devrilme oluşturmaz. R, alveol, sement ve karşı taraf dentin yüzeyi boyunca kemik rezorpsiyonu (1,2). Ok işaretleri diş hareketinin yönünü göstermektedir.

Henneman ve ark. (2008) yaptıkları derlemede diş hareketini dört aşamada incelemişlerdir. İlk aşamada dişe kuvvet uygulanmasıyla birlikte gerilim oluşur ve periodontal ligament ile alveol kemiğine sıvı akışı olur. İkinci aşamada önceki aşamada olan gerilim ve sıvı akışından dolayı hücrelerde deformasyon görülür. Üçüncü aşamada periodontal ligamentte fibroblast ve osteoblast hücreleri, kemikte ise osteosit hücreleri aktifleşir. Son olarak dördüncü aşamada periodontal ligamentin yeniden şekillenmesi ve alveol kemiğindeki yapım ve yıkım olayları dişin hareket etmesini sağlar (Şekil 3).

Basınç-gerilim Teorisi

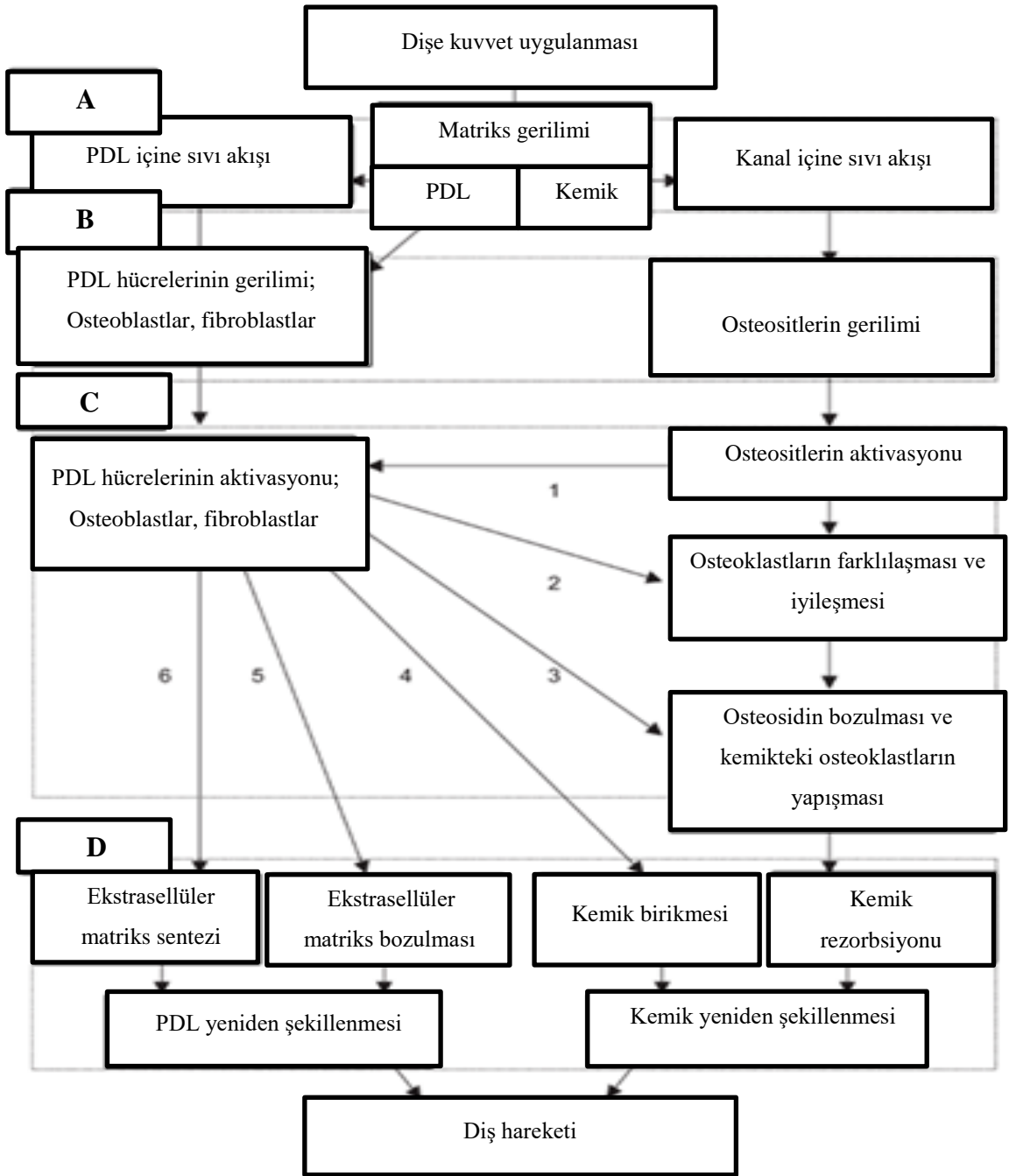
Mekanik kuvvetler diş üzerine etki ettiğinde damar sistemi, hücreler ve periodontal liflerde, aralığa doğru sıvı akışı olmak üzere üç farklı ama birbirleri ile ilişkili sıvı sistemleri oluşur (Bien, 1966). Mekanik kuvvet uygulanması osteojenik uyarıyı sağlayan öncelikli etken gibi görünmektedir (Lanyon ve Baggott, 1976).

Kuvvet uygulanan alanda periodontal ligament sıkışır, vasküler beslenme azalır ve komşu alveol kemiğinde rezorbsiyon görülürken karşı taraf periodontal ligamentte gerilim oluşur ve hücresel aktiviteler artar (Reitan, 1964; Meikle, 2006). Gerilim olan tarafta periodontal ligament de gerilir ve bu gerilim alveolar kemik oluşumuyla takip edilir (Liou ve Huang, 1998).

Kemik Bükülme Teorisi

Ortodontik diş hareketi meydana gelirken uygulanan kuvvetin alveol kemiğe iletilmesi ve bu kuvvetin alveol kemikte yaptığı eğilme çok önemli bir etkendir (Krishnan ve Davidovitch, 2006).

Grimm (1972), yaptığı çalışmada dişe uygulanan kuvvetin periodontal ligamentin ve kemiğin eğilmesine neden olduğunu ileri sürmüştür. Alveol kemiği daha çok bükülmektedir. Bu bükülme sonucunda kemikte hücresel aktivasyonlar meydana gelmektedir.



Şekil 3. Diş hareketinin mekanik ve biyolojik değişim aşamalarını inceleyen bir derleme (Henneman ve ark., 2008' den uyarlanmıştır)

Biyoelektrik Fenomenler

Piezoelektrik özelliği, kristal yapı özelliği gösteren bazı maddelerin kuvvet uygulandığında meydana gelen gerilim sonucunda elektrik alan ve potansiyel değiştirebilmesidir. Buna göre dişe uygulanan ortodontik kuvvet alveol kemiğinin kristal yapısında deforme olmaya sebep olmakta ve kemik yüzeyindeki elektrik yükünü değiştirmektedir.

Davidovitch ve ark. (1980) yaptıkları çalışmada mekanik olarak baskı altındaki alveol kemiğinin piezoelektrik yüklere sahip olduğu ve bu durumun kemik hücrelerinin aktivasyonu ile sonuçlandığını görmüşlerdir.

2.2.1. Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler

Uygulanan Kuvvetin Büyüklüğü

Schwarz (1932) optimal kuvveti; uygulandığında kapiller damarlarda meydana gelen basınçta değişikliklere neden olan kuvvet olarak tanımlamıştır. Eğer kuvvetler optimal seviyenin altında olursa hareket oluşmayacağını, optimal seviyenin çok üstünde olursa da dokuların nekrozu nedeniyle frontal kemik rezorbsiyonunun gerçekleşmeyeceğini öne sürmüştür. Bu nekrotik doku ortadan kaldırılıncaya kadar ortodontik diş hareketi gecikecektir (Ren ve ark., 2003).

Optimal kuvvet, dokulara zarar vermeden ve hasta konforunu en iyi şekilde sağlayan en fazla diş hareketinin meydana geldiği kuvvettir (Pilon ve ark., 1996; Proffit ve ark, 2007). Optimal kuvvet her bir diş ve birey için farklılık göstermektedir (Proffit ve ark., 2007).

Kuvvetin büyüklüğü, kuvvet sistemi ve periodontal ligamentin yüzey alanı gibi faktörlerle birlikte ortodontik diş hareketinde önemli bir kriterdir (Ren ve ark., 2003). Ağır kuvvetler uygulandığında dokularda yıkıcı bir deformasyon meydana gelir ve oluşan enflamasyon ve tamir dokusu kabul edilebilir seviyelerde olsa bile ankraj ünitesindeki baskının dağılımı diş hareketi ve ankraj kaybıyla sonuçlanır ancak düşük seviyeli kuvvetler uygulandığında yavaş ama daha istikrarlı diş hareketi elde edilir (Storey, 1973). Örneğin 100 gr'dan daha fazla kuvvet uygulandığında diş hareketi meydana gelmeden önce bekleme fazı yaklaşık olarak 21 gün sürer (Reitan, 1957).

Kuvvetin Dağılımı

Diş hareketi genel olarak rotasyon, translasyon ve kombin hareketler olarak üçe ayrılabilir ve daha net bir tanımlama için rotasyon merkezi kullanılabilir (Smith ve Burstone, 1984). Rotasyon merkezini belirlemenin kolay bir yöntemi; diş üzerinde herhangi bir iki nokta alıp, bu noktaları bir doğru ile birleştirmek ve bu noktaların önceki ve sonraki pozisyonlarını karşılaştırmaktır (Hocevar, 1981). Her objenin mükemmel dengeyi sağladığı bir nokta vardır ve dişin bu noktası direnç merkezi olarak isimlendirilir (Smith ve Burstone, 1984).

Uygulanan kuvvetin periodontal ligament alanında etkilediği alan da önemlidir. Bu nedenle her diş için ve her hareket tipi için etkili olan kuvvetlerin şiddeti farklıdır. Bench ve ark. (1978) her santimetrekare için 100 gr kuvveti optimal diş hareketi için uygun bulmuşlardır.

Kuvvetin Süresi

Kuvvetler *sürekli*, *kesikli* ve *aralıklı* olarak üç başlık altında incelenebilir. Sürekli kuvvetlerde, kuvvetin şiddeti gittikçe azalır ama sıfır noktasına ulaşmaz ve optimum seviyede uygulandığında istikrarlı ve kontrollü diş hareketi elde edilmesi sağlanır. Kesikli kuvvetlerde aktivasyondan kısa bir süre sonra kuvvet sıfırlanır ve çevre dokularda genellikle endirekt rezorbsiyona neden olurlar. Aralıklı kuvvetlerde, hareketli aparey takıldığında kuvvet uygulanır, çıkarıldığında sıfırlanır (Tosun, 1999, Proffit ve ark., 2007).

2.3. Diş Hareket Hızı

Günümüzde yetişkinlerin estetik kaygıları nedeniyle lingual ortodonti, şeffaf plaklar, estetik braketler gibi yeni apareyler üretilmiştir (Mittal ve ark., 2011). Apareylerdeki güncel gelişmeler hastalar açısından daha kabul edilebilir olsa da bilinçli yetişkinler için uzun tedavi süresi hala bir sorun olmaktadır (Keser ve Dibart, 2013). Yetişkin hastalar sosyal ve özel hayatlarında ortodontik tedavinin olumsuz etkilerini azaltmak istemektedirler (Aylıkcı ve Sakin, 2013). Tedavi süresinin uzaması hastanın sadece psikososyal durumunu etkilemekle kalmamakta, aynı zamanda periodontal hastalık, çürük ve kök rezorpsiyonu riskini de arttırmaktadır (Tunçer ve Yılmaz, 2012). Bu nedenle günümüzde diş hareketini hızlandırarak toplam tedavi süresini azaltmanın üzerinde yoğunlaşmıştır.

Diş hareketi hızının hormonlar, farmakolojik ajanlar, eser elementler, metabolik kemik hastalıkları gibi genel kemik metabolizmasını ilgilendiren etkenlerden de etkilenmesi olasılığı oldukça yüksektir (Kale ve Kocadereli, 2003). Bazı yazarlar, diş kökünde ve alveol kemiğinde doku hasarı oluşmadan ortodontik diş hareketinin çok zor olduğunu bildirmiş olsalar da, doku hasarı oluşturmadan hızlı diş hareketinin elde edilebileceğini gösteren deneysel çalışmalar da vardır (Polat ve Karaman, 2004). Hızlı diş hareketi için daha az veya geri dönüşebilir histolojik hasar, daha az ağrı ve daha stabil sonuçlar istiyorsak yeterli kemik şekillenmesi için hafif kuvvetler uygulamalıyız (Kale ve ark., 2004).

2.3.1. Diş Hareketini Hızlandıran Uygulamalar

Diş hareketini hızlandırarak toplam tedavi süresini kısaltmak için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir (Tunçer ve Yılmaz, 2012). Diş hareketini hızlandıran uygulamaları genel olarak dörde ayırarak inceleyebiliriz:

- Kimyasal uygulamalar
- Mekanik-fiziksel uyarılar
- Cerrahi yaklaşımlar
- Braket ile ark teli arasındaki sürtünmeyi azaltan uygulamalar

a. Kimyasal Uygulamalar

Mekanik kuvvetleri hücresele cevaba dönüştüren fizyolojik araçlar olarak düşünülen prostaglandinler, kortikosteroidler, sitokinler, nöropeptitler, lökotrienler ve nitrik oksit gibi maddeler kullanılmıştır (Karamahmetoğlu ve Kurt, 2013).

Stokinler

Interlökin 1 (IL-1), IL-2, IL-3, IL-6, IL-8 ve tümör nekrozis faktör alfa (TNF- α) sitokinlerinin yüksek konsantrasyonları kemik şekillenmesinde önemli rol oynar (Davidovitch ve ark., 1988). IL-1 inflamatuvar cevap sırasında yapılan ve güçlü bir osteoklastik kemik rezorpsiyonu stimülatörü olan bir monosit ürünüdür (Polat ve Karaman, 2004). Ortodontik diş hareketi esnasında meydana gelen mekanik stresler periodontal ligamentte prostoglandin (PGE) ve IL-1 beta üretimini arttıırırlar (Nimeri ve ark., 2013).

Osteoklastogenezis temel olarak reseptör aktivatör nükleer faktör kappa B ligand (RANKL) ve makrofaj koloni-stimüle faktör (M-CSF) tarafından düzenlenir (Udagawa ve ark., 1999).

Lökotrienler

Enflamasyon, alerji ve hastalıklarda önemli rol oynayan lökotrienlerin kemik tarafından üretiminin engellenmesi kemik rezorbsiyonunu önler ve kemik oluşumunu artırır (Bartzela ve ark., 2009).

Prostaglandinler

Prostaglandinler, osteoklast sayısına direk etki ederek sayılarını arttıran ve kemik rezorbsiyonunu stimüle eden enflamatör mediatörler ve parakirin hormonlardır (Nimeri ve ark., 2013). Prostaglandinlerin E ve F tipleri özellikle rezorbsiyon olmak üzere kemiğin yeniden şekillenmesi aktivitelerinde rol almaktadır (Arias ve Marquez-Orozco, 2004). Bir çok çalışma prostoglandinler ve uygulanan kuvvet ile diş hareketinin hızlanması arasında ilişki olduğunu göstermiştir (Nimeri ve ark., 2013).

Leiker ve ark. (1995) 132 erkek fare üzerinde yaptıkları çalışmada prostoglandin E2 enjeksiyonunun diş hareketi miktarını arttırdığını bulmuşlardır. Ancak yüksek miktarda ve sürekli verilen prostoglandinin kök rezorbsiyonunu arttırabileceğini görmüşlerdir.

Mano ve ark. (2000) yaptıkları çalışmada doza bağımlı prostoglandinin gelişmiş osteoklastlarda rezorbsiyon aktivitesini inhibe ettiğini göstermişlerdir.

Kortikosteroidler

Kortikosteroidlerin kronik olarak fizyolojik dozların üzerinde kullanılması osteoporozis ile sonuçlanmaktadır (Kale ve Kocadereli, 2003).

Ong ve ark. (2000) tavşanlara düşük dozda prednizolon vererek diş hareketi üzerine etkilerini karşılaştırmışlardır. Ölçümleri 24.günde yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda ortodontik diş hareketi miktarında önemli bir farklılık gözlemlenmemişlerdir.

1,25 Dihidroksikolekalsiferol

1,25 dihidroksikolekalsiferol kalsiyum metabolizmasında önemli bir rol alan vitamin D'nin hormonal şeklidir (Nimeri ve ark., 2013). 1,25 dihidroksikolekalsiferol

osteoklastların oluşumunu artırır (Holtrop ve ark., 1981). Böylece kemik rezorbsiyonun indüklenmesinde önemli rol oynar (Reynolds ve ark., 1973).

Collins ve Sinclair (1988) kedilerin kanin dişlerine enjeksiyon yaparak retraksiyon oranlarını kıyaslamıştır. 21 günlük çalışmanın sonucunda lokal vitamin D enjekte edilen tarafta daha fazla diş hareketi elde etmiştir.

Paratroid Hormonu

Paratroid hormon mezenşim hücrelerinin osteoklastlara dönüşümünü stimüle ederek kemik rezorbsiyonunu artırır (Bartzela ve ark., 2009).

Soma ve ark. (1999) paratroid hormonunun devamlı infüzyonunun diş hareketine etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda devamlı paratroid hormonu uygulanmasının diş hareketini önemli düzeyde artırdığını görmüşlerdir.

Caniklioğlu ve ark. (1999) alveol kemiği üzerine değişik sayı ve dozlarda lokal olarak paratroid hormon enjekte etmişlerdir. Sonuçta paratroid hormonun enjekte edilmesinin kan kalsiyum ve fosforu üzerinde önemli bir etkisinin olmadığını bulmuşlardır.

Nitrik Oksit

Shirazi ve ark. (2002) 48 fareyi dört gruba ayırarak incelemiştir. Birinci gruba serum, ikinci gruba L-Arginin, üçüncü gruba nitrik oksit sentez inhibitörü enjeksiyonları yapmışlardır. 13 gün süresince diş hareketleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda nitrik oksitin kemik remodelasyonu döngüsünde etkisinin olduğu görülmüştür.

İlaçlarla ilgili yapılan çalışmalar çoğunlukla hayvan deneyleri üzerinedir ve hayvan deneylerinin klinik durumlara direk olarak uygulanması mümkün değildir (Atik ve Ciğer, 2012). Bu konuda yapılan birçok çalışmaya rağmen araştırılan ajanlar tek başına etkili değildir ve farmakolojik yolla diş hareketinin hızlandırılması ancak tüm faktörlerin ortaya çıkarılmasıyla gerçekleştirilebilir (Polat ve Karaman, 2004). Bu nedenle kimyasal uygulamalar günümüzde tam anlamıyla ortodonti pratiğinde yer edinmemiştir.

b. Mekanik-Fiziksel Uyarılar

Mekanik Uyarılar

Kau (2011) mekanik titreşimlerin esas geliştirilme sebebinin ortodontik tedavi süresini kısaltmak olduğunu söylemiştir ve yaptığı çalışmasında mekanik titreşim veren apareyi 20 gün boyunca 20-30 Hz frekansında kullanmıştır.

Bu yöntemin dezavantajı titreşimle oluşan ısının pulpada hasar oluşturabilmesidir (Nishimura ve ark., 2008).

Elektromanyetik Uyarılar

Davidovitch ve ark. (1980) elektrik mevcudiyetinin ortodontik diş hareketini hızlandırmak için kullanılabilirliğini ve periodontal sıklık nükleotidler üzerine etkilerini incelemiştir. Elektik uyarılar verildiğinde sıklık mükleotidlerin sayısının arttığı görülmüştür. Bu sonuçlar lokal elektriksel uyarıların diş hareketini hızlandırmak için kullanılabilirliğini göstermektedir.

Bu teknik, serum kalsiyumunun düşmesi ve kan yapısında az da olsa değişikliklere neden olabilmektedir (Darendereliler ve ark., 1995).

Gen Transferi

Kanzaki ve ark. (2006) diş hareketi esnasında lokal RANKL (Nükleer faktör kapa B ligand reseptör aktivatör) geni transfer ettikleri çalışmada herhangi bir sistemik yan etki ile karşılaşmadan osteoklastogenezis sağlamışlardır. Ayrıca hem ortodontik tedavi süresini kısaltmakta hem de ankiloze diş hareket ettirmekte etkili bir yöntem olduğunu göstermişlerdir.

Lazer Uygulamaları

Trelles ve Mayayo (1987) yaptıkları çalışmada düşük doz lazer uygulamanın osteositlerin fonksiyonlarını düzenlediğini, metabolizmayı hızlandırdığını ve kemik oluşumunu aktive ettiğini görmüşlerdir.

Saito ve Shimizu (1997) ratlarda düşük doz lazer uygulamanın mid-palatal sutur genişletilmesi esnasındaki kemik şekillenmesine etkisini incelemiştir. Gallium-aluminum-arsenide diyot lazer kullanılmıştır. Sonuçta düşük doz lazer uygulayarak kemik oluşumunda hızlanma tespit etmişlerdir.

Kawasaki ve Shimizu (2000) ratlar üzerinde yaptıkları çalışmada düşük doz lazer uygulamanın diş hareketine, kemik rezorpsiyonu ve formasyonuna etkilerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda düşük doz lazer uygulanarak alveol kemiğinin yeniden şekillenmesi ile diş hareketinin hızlanabildiğini göstermişlerdir.

Genel olarak mekanik-fiziksel uyarıların üzerinde daha çok araştırma yapmak ve sistemik etkilerinin daha iyi analiz edilmesi gerekmektedir.

Ultrasonik Dalgalar

Tıpta teşhis amacıyla yaygın olarak kullanılan ultrasonun, diğer görüntüleme yöntemlerine göre ucuz olması, eş zamanlı görüntü elde edilebilmesi ve taşınabilir olması gibi avantajları vardır (Atıcı ve Ertaş, 2015).

Xue ve ark. (2013) ratlarda ortodontik diş hareketinde BMP-2 salınımının rolü ve alveolar kemiğin yeniden şekillenmesini indükleyen düşük yoğunluklu kesikli ultrasonun altında yatan mekanizmayı belirlemek amacıyla bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda düşük yoğunluklu kesikli ultrasonun oluşan sinyallerden birinin metabolik yolunu stimüle ederek alveolar kemiğin yeniden şekillenmesini geliştirdiği ve BMP-2 salınımını arttırdığı görülmüştür.

c. Cerrahi Yaklaşımlar

Cerrahi teknikler yetişkin hastalarda daha etkili kullanıldığı gibi periodontal ligament ve alveolar kemik şekillenmesi mekanizmaları da diş hareketinde önemli belirleyicilerdir (Nimeri ve ark., 2013).

Kortikotomi

Alveolar kemiğe yapılan cerrahi işlemleri şu şekilde ayırabiliriz: Osteotomi (kortikal ve medullar kemiğin tamamen kesilmesi), kortikotomi (medullar kemiğe ulaşmadan kortikal kemiğin kesilmesi), ostektomi (medullar ve kortikal kemiğin bir kısmının uzaklaştırılması), kortikotektomi (medullar kemiğe ulaşmadan korteksin bir kısmının uzaklaştırılması) (Cano ve ark., 2012).

Kortikotomi kortikal kemiğin direncinin azaltılması ile diş hareketinin hızlandırılabilmesi için medullar kemiğe dokunulmadan yalnızca kortikal kemiğin kesildiği veya perfore edildiği cerrahi bir tekniktir (Nimeri ve ark., 2013).

Kole (1959) diş hareketindeki en önemli direncin kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığından kaynaklandığını düşünerek hızlı diş hareketi için bu yöntemi ilk olarak

uygulayan kişidir. Cerrahi kesim işlemleri ile oluşan yaralar bölgesel hızlanma fenomenini indükler (Kim ve ark., 2009). Bu fenomen kemik şekillenmesini arttırarak iyileşmeyi ve diş hareketini hızlandırır (Frost, 1983).

Sebaoun ve ark. (2008) selektif alveolar dekortikasyonun alveolar spongiozun oluşumunu hızlandırdığını göstermişlerdir. Benzer şekilde Baloul ve ark. (2011) da selektif alveolar dekortikasyonun osteoklastogenezisi arttırdığını bulmuşlardır.

Kortikotomi yöntemi flep kaldırılması ve kemik cerrahisi içerdiğinden invaziv bir işlemdir ve cerrahi sonrasında hastada konfor eksikliği ve komplikasyon gelişebilme olasılığı vardır (Keser ve Dibart, 2013).

Günümüzde periodontal hızlandırılmış osteojenik ortodonti adını verdikleri yöntemle bilinen Wilcko kardeşler bu yöntem üzerinde çalışmaktadırlar (Wilcko ve ark., 2008). Bu teknik konvansiyonel yöntemlere göre tedavi süresini azaltmakta ve kortikal kemiğin direnci azaltıldığından da daha az kök rezorbsiyonu izlenmektedir (Wilcko ve ark., 2003, 2008). Kemik kaybı ve diş eti çekilmesi görülebilmesi, ağrı ve şişlik oluşabilmesi ve her vakada uygulanamamasından dolayı vaka seçiminin özen gerektirmesi gibi dezavantajları vardır (Wilcko ve ark., 2003, 2008). Bu yöntem birkaç vaka raporu olan yeni bir yöntemdir ve bu nedenle avantaj ve dezavantajları ile ilgili uzun dönem çalışmaların yapılması gerekmektedir (AlGhamdi, 2010).

Kortizisyon

Kim ve ark. (2009) kortizisyonu hızlı diş hareketi elde etmek için uygulanan minimal cerrahi girişim ile yapılan ilave bir dentoalveolar cerrahi olarak tanımlamış ve yaptıkları çalışmada kortizisyonun alveolar kemik şekillenmesiyle birlikte hızlandırılmış ortodontik diş hareketinde etkili bir yöntem olduğunu göstermişlerdir.

Periodontal Ligament Distraksiyonu

Distraksiyon osteogenezisi var olan kemiğin mekanik olarak gerilmesi sonrasında orada yeni kemik oluşmasının sağlanmasıdır (Liou ve Huang, 1998). Bu teknik ile osteotomi veya kortikotomi alanında yaklaşık olarak günde 1mm yeni kemik oluşabilir (Liou ve Huang, 1998).

Ortodontik diş hareketi esnasında periodontal ligamentteki osteogenezis süreci, hızlı üst çene genişletmesinde midpalatal suturda meydana gelenle benzerdir (Liou ve Huang, 1998).

Liou ve Huang (1998) yaptıkları çalışmada üst birinci premolar dişi çekilerek tedavi edilen hastalarda önemli bir komplikasyon olmadan üç haftada kanin dişini 6,5 mm distalize etmişlerdir. Kanin dişinin distalindeki interseptal kemik cerrahi işlem ile zayıflatılmıştır. En uygun hastalar ön bölge kesici dişlerinde şiddetli çapraşıklık veya çok fazla öne eğimlenmeye sahip olanlardır. Ancak bu yöntemin kök rezorpsiyonu, pulpa vitalitesi, periodontal dokular ve kanin dişinin muhtemel ankilozu gibi oluşabilecek komplikasyonlarının uzun dönem sonuçlarının incelenmesi gerekmektedir.

Dentoalveolar Distraksiyon Osteogenezi

Periodontal ligament distraksiyonu ile dentoalveolar distraksiyon osteogenezi arasındaki fark cerrahi sırasında uygulanan osteotomilerin yerleridir (Karamehmetoğlu ve Kurt, 2013). Kışnişçi ve ark. (2002) periodontal ligament distraksiyonundan farklı olarak vestibülde cerrahi açıdan farklı kesiler uygulamışlardır.

Sukurica ve ark. (2007) benzer yöntemler ile kanin dişini distale hareket ettirmişlerdir. Kanin dişinin özellikle midbukkal ve distobukkal kısımlarında diş eti oluk derinliğinde istatistiksel olarak önemli artış görülmüştür. Ancak bu artışı klinik olarak önemsiz bulmuşlardır. Bu artışın kanin dişine yerleştirilen bandın diş eti oluşuna kaymasıyla oluştuğunu düşünmüşlerdir.

Piezoinisizyon Tekniği

Piezoinisizyon agresif ve travmatik cerrahi işlemler uygulanmadan hızlı diş hareketi elde etmede kullanılacak yeni bir tekniktir (Mittal ve ark., 2011; Sebaoun ve ark., 2011; Keser ve Dibart, 2013). Piezoelektrik bıçağı kullanılarak bukkal dişetinde mikro insizyonlar oluşturulur ve bölgesel hızlanma fenomeninin açığa çıkması sağlanır (Dibart ve ark., 2010). Piezoinisizyon diğer cerrahi yöntemler ile benzer klinik sonuçlar verir ancak hasta açısından uygulanması daha hızlı, daha az invaziv ve daha az travmatiktir (Dibart ve ark., 2010). Bu teknik yumuşak ve sert dokunun taşınmasını, diş ve çevre dokularının genişlemesini ve diş hareketinin artmasını sağlar (Mittal ve ark., 2011).

Aylıkçı ve Sakin (2013) yaptıkları bir vaka çalışmasında hastanın kanin dişinde 3-4 mm distalizasyonu sağ tarafta 4 hafta, sol tarafta 5 hafta içerisinde elde etmişlerdir.

Mikro Osteoperforasyon

Alikhani ve ark. (2013) kemiğin travmaya karşı verdiği biyolojik reaksiyonların diş hareketinin hızlandırılmasında kullanılması düşüncesinden yola çıkarak mikro osteoperforasyon tekniğini geliştirmişlerdir. Mikro osteoperforasyon (MOP), alveolar kemikte hareketi planlanan dişin hemen proksimal kısmında lokal anestezi altında flep kaldırma, kemik grefti ve dikiş atma ihtiyacı olmaksızın oluşturulan küçük perforasyonlardır.

Diğer cerrahi yöntemlere oranla oldukça invaziv görünen bu teknikte, lokal anestezi uygulanması ve kanama odakları oluşması nedeniyle avantaj ve dezavantajları üzerine uzun dönem çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Ortodontik diş hareketi hızlandırılması için uygulanan cerrahi yöntemler klinik olarak oldukça kullanılabilir ve birçok çalışmada istenen stabil sonuçları vermiştir (Nimeri ve ark., 2013). Ancak insan üzerinde yapılan çalışmalar oldukça sınırlı sayıdadır. Cerrahi işlemler sonrasında oluşan ağrı, hastanın konforunu bozan sistemik etkiler, ek cerrahi masrafı, invaziv olması gibi etkenlerin göz önüne alınması gerekmektedir (Nimeri ve ark., 2013).

d. Braket ile Ark Teli Arasındaki Sürtünmeyi Azaltan Uygulamalar

Kaplanmış Braket ve Ark Telleri

Yüzey pürüzlülük özelliği ortodontik tel ve braketlerin diş hareketi etkinliği ve sürtünme katsayısının belirlenmesinde önemli bir kriterdir (Huang, 2007). Sürtünmeyi azaltarak diş hareketini hızlandırabilmek amacıyla braket oluğunda kullanılan materyaller değiştirilmiş veya ark telleri daha az sürtünmeye sahip teller ile kaplanmıştır.

Neumann ve ark. (2002) kaplanmış ark telleri ile konvansiyonel ark tellerinin korozyon ve kırılmaya dirençlerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda teflon kaplamalı tellerin korozyonu önlediğini görmüşlerdir.

Kula ve ark. (1998) beta titanyum ve iyon implante edilmiş beta titanyum ark tellerinin boşluk kapama aşamasındaki etkinliklerini karşılaştırmıştır. Bu iki tel arasında önemli bir farklılık görememişlerdir. Boşluk kapama oranları paslanmaz çelik teller ile benzer bulunmuştur.

Ark telinin üzerinin kaplandığı materyallerin zamanla yıpranması veya soyulması gibi durumlarla karşılaşılmasından dolayı klinik olarak kullanımlarının değerlendirilmesi ve materyallerin geliştirilmesi üzerinde çalışılması gerekmektedir.

2.4. Ortodontide Sürtünme

Bir cismin diğer bir cisim yüzeyinde hareket ederken, harekete karşı oluşan direnci sürtünme olarak tanımlayabiliriz (Loftus ve ark., 1999; Cacciafesta ve ark., 2003). Sürtünme kuvvetine, insan vücudundaki biyolojik gelişimler, doğa, teknoloji gibi birçok alanda rastlayabiliriz. Sürtünme kuvveti, iki yüzeyi birbirinden ayırmaya çalışan kuvvetin olması gereken büyüklüğü ile doğru orantılıdır (Keith ve ark., 1993).

Sürtünme kuvveti (F), $F=\mu \times N$ şeklinde gösterilebilir. Sürtünme katsayısı (μ), her madde için farklı bir değere sahiptir. N ise bastırılma kuvvetini ifade etmektedir (Michelberger ve ark., 2000).

Sürtünme, hareket esnasında meydana gelen kinetik (dinamik) sürtünme ve harekete başlamayı engelleyen statik sürtünme olmak üzere ikiye ayrılır (Ho ve West, 1991; Downing ve ark., 1994). Harekete başlanabilmesi için statik sürtünme kuvveti aşılabilmelidir. Herhangi bir cisme uygulanan kuvvet (F), hareket eşiği seviyesine kadar sürtünme direnci kuvvetine eşit olduğundan, cisimde hareket meydana gelmez. Hareket eşiği aşıldıktan sonra cisim hareket etmeye başlar ve kinetik sürtünme alanına girilmiş olur (Şekil 4). Statik sürtünme seviyesi, kinetik sürtünmeden her zaman daha yüksektir (Cacciafesta ve ark., 2003; Clocheret ve ark., 2004).

Ortodontistler, dişleri tel üzerinde hareket ettirirken biyolojik bariyerler ve mekanik etkenlerle mücadele eder (Burrow, 2010). Ortodontik tedavide, dişler braketler ve braket oluşuna yerleştirilen teller aracılığıyla hareket ettirilmektedir. Dişin mesio-distal hareketinde, doğadaki tüm mekaniklerde meydana geldiği gibi braket ve tel arasında da bir sürtünme oluşmaktadır. Diş hareketi için uygulanan kuvvetin yaklaşık olarak % 40-50 'si sürtünme direncini aşmak için kullanılmaktadır (Tanne ve ark., 1994; Proffit ve ark., 2007). Sürtünme kuvvetini aşabilmek için dişlere çok fazla kuvvet uygulamak doğru değildir. Çok ağır kuvvetler, dişlerde istenmeyen hareketler, ağrı ve ankraj kaybına neden olurlar (Omana ve ark., 1992). Bu nedenle ağır kuvvetler uygulamaktansa, sürekli kuvvetler uygulamak dokuların fizyolojisi için daha uygundur. Ayrıca, sürekli kuvvetlerin daha fazla diş hareketi sağladığı yapılan çalışmalarda

görülmüştür (Owman-Moll ve ark., 1995; Daskalogiannakis ve McLachlan, 1996; Iwasaki ve ark., 2000).



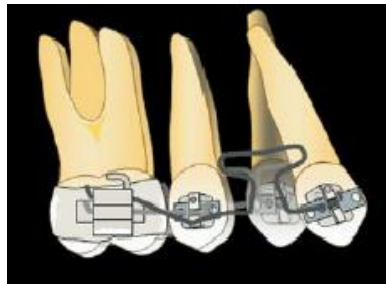
Şekil 4. Sürtünme direnci ile uygulanan kuvvet arasındaki ilişkiyi gösteren grafik

Ortodontik tedavide boşluk kapatma esnasında iki tür mekanik kullanılır: Bölümlü arklar ve kayma mekanikleri.

2.4.1. Sürtünmesiz Sistemler

Boşlukların, bölümlü bir ark üzerinde, tellerin yük/esneme oranını düşürerek elastikiyetlerini arttırmak, dişlere daha optimal kuvvetler uygulamak amacıyla looplar bükülerek kapatıldığı sistemlerdir (Tosun, 1999). Bu tip mekaniklerde sürtünme neredeyse hiç yoktur (Şekil 5).

Sürtünmeyi elimine eden bu sistemlerin avantajlarının yanı sıra sürekli kuvvet uygulamayı sağlayan loopların bükülmesi zaman almaktadır. Ayrıca kanin dişini retrakte ederken dişin pozisyonunu kontrol etmek zor olabilmektedir (Tosun, 1999).



Şekil 5. Bölümlü ark mekaniği ile kanin diş distalizasyonu (Martins ve ark., 2009'dan uyarlanmıştır)

2.4.2. Sürtünmeli Sistemler

Dişin ark teli boyunca kaydırılması özellikle boşluk kapama aşamasında ortodontide oldukça yaygın bir prosedürdür (Redlich ve ark., 2003). Kaydırma

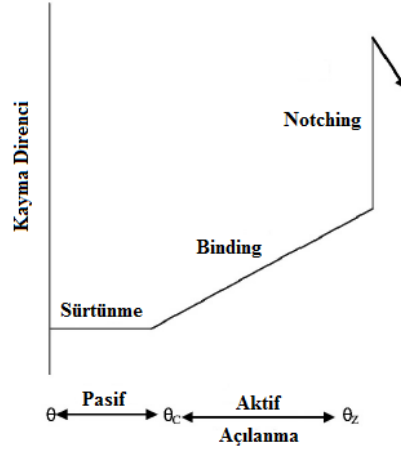
mekanikleri kullanılarak yapılan modern sabit tedavi sistemleri, standart edgewise sistemlerinde temel olan tel bükümü ihtiyacını önemli ölçüde azaltmaktadır.

Kütlesel boşluk kapama kaydırma mekaniklerinde popüler bir yöntemdir (Miles, 2007). Devrilme ve diş tork hareketi verdiğimizde braket ve ark teli arasında sürtünme kuvvetleri oluşur (Thomas ve ark., 1998). Devrilme hareketi ile kaydırma mekaniklerinde diş hareketi esnasında karşılaşırız (Tecco ve ark., 2007). Bu nedenle kaydırma mekaniklerinde, ark teli braket oluşu ve tüplerin içerisinde kayarken sürtünme direnci meydana gelir (Ho ve West, 1991). Oluşan bu sürtünme kuvvetinin aşılması uygun diş hareketi elde edebilmemiz açısından önemlidir (Cacciafesta ve ark., 2003).

Ark teli boyunca yapılan kaydırma hareketlerinde hala ark teli, braket ve ligatür yüzeyi arasında meydana gelen sürtünme, uygulanan kuvvetin bir kısmını alır ve diş üzerinde kontrol edilemeyen bir miktarda kuvvet bırakır (Wahab ve ark., 2012). Sürtünme kuvvetinin yüksek seviyelerde olması braketin kopması, diş hareketinin çok az veya hiç olmaması ile sonuçlanabilir (Nishio ve ark., 2004). Bu mekaniklerde sürtünmenin tüm diş hareketini durdurabilme ihtimali olmasından dolayı kanin dişi distalizasyon kuvvetinin iyi ayarlanması gerekmektedir (Burstone ve Koenig, 1976). Kanin dişi retraksiyonu sırasında tek bir kanin dişinin ark teli boyunca kayabilmesi için 200 gram kuvvet gereklidir, çünkü kuvvetin zaten 100 gramı sürtünmeye harcanır (Proffit ve ark., 2007). Diş hareketi için gereken kuvvetin üçte ikisinin sürtünme kuvvetine harcandığı durumlar da olabilir (Reicheneder ve ark., 2007). Diş yeniden devrilip braket kanatları ile tel arasındaki sürtünme kuvveti diş hareketini durduruncaya kadar bu kayma hareketi sürer (O'Reilly ve ark., 1999; Tosun, 1999).

Kusy ve Whitley (1999), kayma direncini 'sürtünme', 'binding' ve 'notching' komponentlerinin kombinasyonu olarak belirlemiştir:

- Sürtünme tel, braket ve ligatürler arasındaki temas kuvvetlerinden oluşur,
- Binding diş harekete başlar başlamaz oluşur ve tel braket kenarı ile kontak halindedir,
- Notching tel ve braket köşesindeki aralıkta meydana gelir ve tel bu noktada daimi deformasyona uğradığında oluşur (Şekil 6).



Şekil 6. Kayma direnci ile tel açılanması arasındaki ilişkiyi gösteren grafik (Burrow, 2010'dan uyarlanmıştır) Binding, plastik deformasyonun meydana geldiği açıya ulaştığı zaman ($\theta > \theta_z$)

Braket ve ark teli arasındaki statik ve kinetik sürtünmenin azaltılması, ortodontik tedavinin yan etkilerini azaltır ve tedavi süresini kısaltır (Oz ve ark., 2012). Ayrıca sürtünmenin az olması kaydırma mekaniklerinde diş hareketi için gereken kuvveti de azaltacaktır ve dolayısıyla ankraj dişlerin üzerine gelen karşılık kuvvet de azalacaktır (Machibya ve ark., 2013).

Sürtünme kuvvetini etkileyen birçok etken vardır. Sürtünme kuvveti ark telinin farklı braket tiplerine bağlanmasından veya benzer braketlerin farklı teknikler ile bağlanmasından dolayı çok farklı değerler gösterebilmektedir (Taylor ve Ison, 1995). Günümüzde bu etkiler değerlendirilerek optimal kuvvetler ile daha hızlı diş hareketi elde edilmeye çalışılmaktadır.

2.4.3. Sürtünmeyi Etkileyen Faktörler

Ark teli yapısı ve boyutu gibi ark teli özellikleri, braket ve ark telini bağlayan ligatür özellikleri, braket slot yapısı gibi braketin özellikleri, bunun yanında tükürük ve plak gibi etkenler sürtünmeyi etkileyen faktörlerdir (Vaughan ve ark., 1995). Sürtünmeyi etkileyen faktörleri genel olarak fiziksel-mekanik ve biyolojik faktörler olarak ikiye ayırabiliriz.

1. Fiziksel-Mekanik Faktörler

a. Braket Özellikleri

Materyali ve Üretim Şekli

Ortodontik braketler; metal, plastik (polikarbonat, poliüretan, fiberglas ile güçlendirilmiş plastik), seramik (alümina tabanlı, zirkonya tabanlı, lamine), titanyum olmak üzere genel anlamda dört farklı materyalden üretilir (Singh, 2007).

Hijyenik olması, ucuzluğu, kolay işlenebilmesi, korozyona direnci ve dayanıklılığı nedeniyle paslanmaz çelik braketler hala en çok tercih edilen braketlerdir (Arash ve ark., 2015). Sürtünmenin diğer braket türlerine göre daha az olduğu paslanmaz çelik braketlerin tek dezavantajı ise estetik olmamalarıdır (Nishio ve ark., 2004). Günümüzdeki braketler genel olarak %18 krom ve %8 nikel içeriğinden dolayı 18-8 olarak da adlandırılabilirler (Tosun, 1999).

Paslanmaz çelik braketler dört farklı teknikle üretilirler. Önceden oluk ve kanatları hazırlanmış uzun çubuklardan kesilmesi, sonrasında bu gövdeye taban lehimlenmesi ile üretilmesi frezleme tekniğidir. Dezavantajı kesim esnasında braket oluştuğu çevresinde küçük çapaklar kalabilmektedir (Tosun, 1999).

Önceden hazırlanan kalıplara, sıvı haldeki metalin dökülerek hazırlanması döküm tekniğidir. Ancak metalin akışkanlığının istenilen düzeyde olmaması, oluk ve kanatların tam anlamıyla şekillendirilememesi nedeniyle oluk yüzeyinde pürüzler oluşmakta dolayısıyla sürtünmeyi arttırmaktadır (Proffit ve ark., 2007).

Bu yöntemlerin yanında ince metal tozlarının yüksek sıcaklıkta hassas kalıplara sıkıştırılması olan sinterleme tekniği ve erimiş metalin yüksek basınç altında kalıplara enjekte edilmesi olan metal enjeksiyon kalıplama tekniği daha pürüzsüz yüzeyler sağlayabilmektedir (Vaughan ve ark., 1995; Tosun, 1999).

Proffit ve ark. (2007), paslanmaz çelik braketlerin estetik olmamaları, ağızda nikel ve krom serbestlemelerinin istenmeyen özellikler olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle diğer materyallerden braket üretimi üzerinde çalışılmıştır.

Günümüzde insanların bilinçlenmesi ile ortodontik tedavi yetişkinler arasında da popüler hale gelmiştir. Bu nedenle monokristalin alümina ve polikristalin alümina şeklinde iki formu olan seramik braketler üretilmiştir (Arash ve ark., 2015). Seramik hijyenik, biyolojik uyumlu ve estetik olması nedeniyle tercih edilmiştir (Tosun, 1999).

Seramik braketlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Öncelikle seramik braketlerin oluşu ile ark teli arasındaki sürtünme kuvveti metal braketlere kıyasla daha fazladır (Kusy ve ark., 1991; Ghafari, 1992; Tselepis ve ark., 1994; Articulo ve Kusy, 1999; Loftus ve ark., 1999; Cacciafesta ve ark., 2003; Kapur ve ark., 2004; Nishio ve ark., 2004). Klinikte, arka dişlerde metal braketler, ön dişlerde seramik braketler kullanıldığında çelik ve seramik braketler arasındaki sürtünme farkı arka dişlerin daha hızlı hareketi nedeniyle oluşan istenmeyen ankraj kaybı ile sonuçlanabilir (Bednar ve ark., 1991; Omana ve ark., 1992; Ogata ve ark., 1996; Taylor ve Ison, 1996). Bu etkiyi ortadan kaldırmak için metal oluk yapısına sahip seramik braketler üretilmektedir (Cha ve ark., 2007).

Seramik braketler kullanıldığında metal braketlere oranla daha az diş hareketi meydana gelir (Tanne ve ark., 1991; Omana ve ark., 1992; Keith ve ark., 1993; Williams ve Khalaf, 2013). Seramik braketler diş minesine göre dokuz kat daha sert yapıda olduğundan braketin diş ile temas ettiği alanlarda atrizyonlar görülebilir (Karamouzou ve ark., 1997). Seramik braketler metal braketlere oranla daha kırılabilir yapıdadır (Kapur ve ark., 2004). Bu durum uygulayacağımız tork kuvveti seviyesini etkiler. Seramik braketler mine yüzeyine kimyasal ve mekanik olarak kuvvetli bağlanır ve bu nedenle braket söküm aşamasında mine çatlakları oluşmasına neden olabilir (Ghafari, 1992).

Nishio ve ark. (2004), seramik braketler, metal oluğa sahip seramik braketler ve paslanmaz çelik braketlerin beta titanyum, nikel titanyum ve paslanmaz çelik teller ile kombinasyonlarının sürtünme dirençlerini değerlendirmişlerdir. Paslanmaz çelik braketlerin diğer braketlere göre, paslanmaz çelik ark telinin de diğer ark tellerine göre sürtünme değerleri en düşük çıkmıştır. Metal oluğa sahip paslanmaz çelik braketin sürtünme değerinin seramik braketlerden daha düşük olduğu izlenmiştir.

Estetiğin ön plana çıkması nedeniyle üretilen bir diğer braket materyali plastiktir. Plastik braketler ilk kullanıma sunulduğunda oldukça ilgi görmüştür. Ancak zamanla ağız sıvıları ve tükürükten etkilenerek renklenmişlerdir. Ayrıca plastik deformasyona uğrayabilme özelliklerinden dolayı tork kuvvetlerinin iletilmesinde yetersiz kalmışlardır. Bunun önüne geçmek için çeşitli materyaller kullanılarak güçlendirilmişlerdir. Plastik braketlerin sürtünmelerinin de daha fazla olması nedeniyle pek tercih edilmemektedirler (Tosun, 1999; Proffit ve ark., 2007).

Titanyum düşük sertlik, süperelastiklik ve hafıza özelliklerinden dolayı ortodontide tercih edilir (Kapur ve ark., 1999). Son yıllarda titanyum braketler kırılmaya dayanıklı olması, düşük korozyon göstermesi ve diğer tüm metallere göre en az doku cevabı vermesi nedeniyle gündeme gelmiştir (Kusy ve ark., 1998). Bu özellikleri nedeniyle kullanımı düşünülse de metal braketlere göre oldukça pahalı olması kullanımını azaltmaktadır.

Yüzey Yapısı

Braketler farklı teknikler ile üretildiklerinden dolayı farklı yüzey özellikleri gösterebilirler. Bu farklılıklar sürtünme derecelerini etkiler. Birçok çalışma daha düz yüzeylerin daha az sürtünme kuvveti ürettiğini göstermiştir (Angolkar ve ark., 1990; Pratten ve ark., 1990; Bednar ve ark., 1991; Ho ve West, 1991; Ireland ve ark., 1991; Downing ve ark., 1994; Loftus ve ark., 1999). Ortodonti kliniğinde daha çok kullandığımız metal braketlerin sinterleme işlemi ile üretilen çeşitlerinin sürtünmesinin daha az olduğu görülmüştür (Pratten ve ark., 1990; Karamouzos ve ark., 1997).

Tasarımı

Braket genişliği tasarımı farklılık gösteren bir olgudur. Geniş braketlerin daha fazla sürtünme kuvveti oluşturduklarına dair çalışmalar mevcuttur (Kapila ve ark., 1990; Omana ve ark., 1991). Buna rağmen Drescher ve ark. (1989), dar braketlerde devrilmenin daha fazla olması nedeniyle tel ile braket kenarında oluşan sürtünmenin geniş braketlere oranla daha fazla olduğunu göstermiştir. Geniş braketlerde tel ile braket arasındaki temas alanı daha fazla olması telin yer değişimi esnasında oluk duvarlarında telin eğiliminin az olmasına neden olur ve bu yüzden daha fazla aşınarak sürtünme kuvveti artar. Diğer taraftan, mesiodistal yönde daha dar oluk yapısına sahip braketlerde mesiodistal yöndeki hareketlerin kontrolü daha az olacağından diş eğilimi daha fazla olur. Bu şekilde iki yüzey arasındaki aşınma daha kötüye gider (Nishio ve ark., 2004).

Oluk Genişliği ve Derinliği

Günümüzde en sık kullanılan oluk genişlikleri 0,018 inch ve 0,022 inch'tir. 0,022 inch oluklu braketlerde tel oluk içerisinde daha serbest hareket edebilecektir. Bu durum tork kuvvetini etkileyebilmektedir. Kapila ve ark. (1990) 0,022 inch oluk genişliğindeki braketlerde sürtünme kuvvetini daha az bulmuşlardır. Kusy ve Whitley

(1989), oluk genişliğinin sürtünme kuvvetine herhangi bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir.

Oluk Açıları

Ark teli ile braket temas ettiği anda o noktada bir açı oluşur. Bu açıya kritik temas açısı denilmektedir. Bu açının değeri beklenen düzeyin üstüne çıkarsa ark telinde binding veya notching meydana gelebilir (Thorstenson ve Kusy, 2001). Temas noktalarında sürtünme oluşturan kuvvetin muhtemel bileşenleri şunlardır:

- Seviyelenme dışındaki braket ve ark teli ilişkisi
- Ligatürün braket oluşuna ark telini sıkıştırması
- Köşeli tellerde aktif tork kuvveti
- Braket ve ark teli arasındaki iki nokta teması devrilmeyi önleyerek paralel hareket oluşmasını sağlar (Pasha ve ark., 2015).

Yapılan birçok çalışmada bu açı değerinin artmasıyla sürtünme kuvvetinde de artış meydana geldiği görülmektedir (Pizzoni ve ark., 1998; Thorstensen ve Kusy, 2002; Redlich ve ark., 2003; Cha ve ark., 2007).

b. Ark Teli Özellikleri

Materyali

Ortodonti pratiğinde kullanılan ark tellerini; altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt, beta-titanyum, nikel-titanyum, kompozit, çoklu sarımlı ve optiflex olarak sıralayabiliriz. İlk yıllarda kullanımı popüler olan altın, deformasyonunun kolaylığı ve pahalı olması nedeniyle bırakılmıştır. Paslanmaz çelik tel geçmiş yıllardan günümüze kadar kullanım alanını korumaktadır.

Son yıllarda nikel-titanyum tellerin kullanımı yaygınlaşsa da paslanmaz çelik teller daha düşük sürtünme özelliği gösterdiğinden kayma mekaniklerinde daha fazla tercih edilen tellerdir (Derscher ve ark., 1989; Kapila ve ark., 1990; Kusy ve Whitley, 1990; Mendes ve Rossouw, 2003). Pizzoni ve ark. (1998) beta-titanyum tellerin sürtünme değerlerini paslanmaz çelik tellerden daha yüksek bulmuşlardır. Beta-titanyum, nikel-titanyuma göre daha sert ve paslanmaz çeliğe göre daha esnek olmasına rağmen tüm kombinasyonlarda en yüksek sürtünme değerini göstermiştir (Drescher ve ark., 1989; Loftus ve ark., 1999). Genel olarak sürtünme değerinin en yüksek olduğu tel

materyali beta-titanyum, en düşük olduğu paslanmaz çeliktir ve nikel-titanyum ikisinin arasında yer almaktadır (Nishio ve ark., 2004).

Boyutu ve Kesit Şekli

Bazı çalışmalar braket oluşu ve tel yüzeyi arasındaki temas alanını genişlettiği için telin kalınlığının artmasının sürtünme kuvvetini arttırdığını ve köşeli tellerin yuvarlak tellere oranla sürtünme değerinin daha fazla olduğunu göstermektedir (Drescher ve ark., 1989; Angolkar ve ark., 1990; Ho ve West, 1991; Downing ve ark., 1994; Ogata ve ark., 1996; Taylor ve Ison, 1996; Damon, 1998; Braun ve ark., 1999; Tecco ve ark., 2005; Vaughan ve ark., 1995). Ark teli boyutunun ve braket ile arasındaki açılanmanın artması sürtünme kuvvetini arttıracaktır (Kapila ve ark., 1990; Loftus ve ark., 1999). Kayma mekaniklerinde daha az sürtünme gösterdiği için köşeli çelik teller tercih edilmektedir (Drescher ve ark., 1989; Mendes ve Rossouw, 2003).

Yüzey Yapısı

Ark teli materyallerinin yüzey özelliklerine göre sürtünme değerleri paslanmaz çelik, nikel-titanyum ve beta titanyum olarak sırasıyla artar (Kusy ve ark., 1982; Drescher ve ark., 1989; Angolkar ve ark., 1990; Pratten ve ark., 1990; Ho ve West, 1991; Ireland ve ark., 1991; Downing ve ark., 1994; Vaughan ve ark., 1995; Ogata ve ark., 1996; Loftus ve ark., 1999). Paslanmaz çelik tellerin yüzeyi titanyum alaşımlarına göre daha pürüzsüz bulunmuştur (Yu ve ark., 2011). Paslanmaz çelik tellerin esnekliği daha az olmasına rağmen sürtünme değerleri daha düşük izlenmiştir. Bu yüzden tellerin yüzey pürüzlülüğünün sürtünmeye etkisi esneklik özelliğinden daha fazladır diyebiliriz (Nishio ve ark., 2003).

Sertliği

Bazı çalışmalar düşük sertlikteki tellerin diş eğimine daha fazla yol açacağını, braket ve tel arasındaki temas alanının daha geniş olmasına neden olacağını göstermiştir (Drescher ve ark., 1989; Loftus ve ark., 1999). Diğer yandan daha sert tellerin esnekliği az olduğundan braket kenarlarında keskin açılar oluşturacağından sürtünmeyi arttırabileceği görülmüştür (Nishio ve ark., 2004). Lotzof ve ark. (1996), kanin dişinin retraksiyonu için 100 gr ile 200 gr arasında kuvvet gerektiğini göstermişlerdir. Özellikle bu aşamada telin sertliği bu kuvveti taşıyabilecek seviyede olmalıdır. Bundan dolayı

kanin dişi distalizasyonu aşamasında sürtünme kuvvetini ve devrilmeyi en aza indirebilmek için köşeli ve kalın paslanmaz çelik teller seçilmelidir (Tosun, 1999).

c. Braketin Ark Teline Bağlanma Yöntemi

Elastomerik ve Tel Ligatürler

Günümüzde ark teli ile konvansiyonel braketleri bağlamak için tel ve elastomerik ligatürler kullanılmaktadır (Shivapuja ve Berger, 1994). Bağlanma yönteminin sürtünme üzerine etkisi kaçınılmaz bir gerçektir (Berger, 1990). Kaydırma mekanikleri esnasında oluşan sürtünme kuvvetinin % 46 ile % 69' u bağlanma materyali ve yönteminden kaynaklanmaktadır (Iwasaki ve ark., 2003).

Bağlanma şekilleri ark telini braket oluşu içinde sıkıştırırlar ve sürtünmeyi arttırırlar (Cordasco ve ark., 2009). Elastomerik ligatürün kaydırma mekaniklerinde sürtünmeyi arttırdığı gösterilmiştir (Thomas ve ark., 1998). Elastomerik ligatürler ark teline braket oluşuna doğru gerekenden daha fazla kuvvet uygulayarak sürtünmenin dolayısıyla da toplam tedavi süresinin artmasına neden olur (Khamatkar ve ark., 2015). Elastik ligatürler 50 gr' dan 150 gr' a kadar kuvvet uygulayabilir (Sims ve ark., 1993; Cacciafesta ve ark., 2003; Hain ve ark., 2006). Paslanmaz çelik tel ligatürlerin uygulayacağı sürtünme kuvveti, teli bağlayan hekime göre değişiklik gösterebilir (Bednar ve ark., 1991; Omana ve ark., 1992). Hatta bu kuvvet 500 gr' a kadar yükselebilir (Keith ve ark., 1993). Bunun yanı sıra elastomerik ligatürler de zamanla esneklik değerlerini kaybettikleri için uyguladıkları kuvvet aynı kalmaz (Nishio ve ark., 2004). Elastiklik özelliklerinin zamanla değişmesi sürtünme direnci değerini de değiştirir (Wong, 1976). Elastomerik ligatürler paslanmaz çelik tel ligatürlere göre daha fazla sürtünmeye neden olurlar (Riley ve ark., 1979; Berger, 1990; Voudouris, 1997; Hain ve ark., 2003; Thorstenson ve Kusy, 2003; Khambay ve ark., 2005). Diğer yandan aralarında sürtünme değeri açısından fark olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (Edwards ve ark., 1995).

Son yıllarda silikon veya polimer kaplı elastomerik ligatürler üretilerek bağlanmadan kaynaklı sürtünme etkisi azaltılmaya çalışılmaktadır (Khamatkar ve ark., 2015). Silikon kaplı elastomerik ligatürlerin sürtünme kuvvetlerinin daha az olduğu görülmüştür (Hain ve ark., 2003; Chimenti ve ark., 2005; Griffiths ve ark., 2005; Baccetti ve Franchi, 2006). Elastik ligatürlerden farklı olarak ön kısmı daha sert olan ve

bu yönüyle kendinden bağlamalı braketlerle benzerlik gösteren yeni düşük sürtünmeye sahip ligatürler (Slide©, Leone, Firenze, Italy) üretilmiştir (Tecco ve ark., 2007).

Türkkahraman ve ark. (2004) elastomerik ligatürlerin tel ligatürlere oranla biraz daha fazla mikroorganizma birikmesine neden olduğunu ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığından göz ardı edilebileceğini söylemişlerdir. Elastomerik ligatürler ağız ortamından sıvı ve tükürük emerek deformasyona uğrarlar ve etkinliklerinin bir kısmını kaybederler (Young ve ark., 1979; Baty ve ark., 1994).

İdeal ligatür sistemlerinin taşınması gereken özellikler: Güvenli ve güçlü bağlanma, tüm tel ile braketin bağlanabilmesi, kolay ve hızlı bağlanabilme, gerektiğinde elastik chainlerin bağlanmasına izin verebilme, düşük sürtünme, hastanın hijyeni ve rahatının sağlanmasıdır (Harradine, 2008; Zreaqat ve Hassan, 2011).

Elastomerik ve tel ligatürler ile bağlama işleminin bazı dezavantajları vardır:

- Tüm ark telini bağlamadaki hatalar diş hareketinin kontrol edilememesine neden olur.
- Elastomeriklerde görülen güç kaybı diş hareketi için gerekli optimal kuvveti sağlayamayabilir.
- Sürtünme kuvvetleri artar.
- Ağız hijyeninin sağlanması daha zor olabilir.
- Tel veya elastomerik ligatürler kaybolabilir.
- Özellikler tel ligatür ile bağlamak klinikte zaman alıcı bir işlemdir (Harradine, 2008).

Kendinden Bağlamalı Braketler

Son yıllarda üreticiler braketin materyalinde, şeklinde ve bağlanma tekniklerinde değişiklikler yaparak kayma mekanikleri esnasında braket ve ark teli arasındaki sürtünme direncinin azaltılabileceğini düşünmektedirler (Redlich ve ark., 2003). Amerikalı ortodontistlerin rapor edilen %33'ü hastalarının %70'ini kendinden bağlamalı braket kullanarak tedavi etmektedirler (Prettyman ve ark., 2012). Sürtünme, binding ve notching etkenleri kendinden bağlamalı braketleri gündeme getiren üç etkidir (Burrow, 2010). Elastomerik ve tel ligatürler ile bağlanma şeklinin yukarıda bahsettiğimiz dezavantajları ve en önemlisi sürtünme üzerine olan etkilerinden dolayı kendinden bağlamalı braketler geliştirilmiştir. Kendinden bağlamalı braketler, ligatürler

kullanılmadan braket oluşunun mekanik aletler ile açılıp kapatılabildiği sistemlerdir (Thomas ve ark., 1998; Cacciafesta ve ark., 2003; Ehsani ve ark., 2009; Zreaqat ve Hassan, 2011). Kendinden bağlamalı braketler ligatürle bağlama olmadığından kayma mekaniklerinde sürtünmeyi azaltarak daha hızlı hareket elde edilmesi ve toplam tedavi süresinin kısaltılabilmesi amacıyla geliştirilmiştir (Eberting ve ark., 2001). Sürtünme direncinin azaltılması, diş hareketi esnasında dişin çevre dokularının verdiği cevabı da daha uyumlu hale getirecektir (Shivapuja ve Berger, 1994).

Kendinden bağlamalı braketler çok yeni üretimler değildirler (Fleming ve Johal, 2009). Bu braketleri tarihsel gelişim sırasına göre inceleyebiliriz. İlk olarak 1930' ların ortalarında Stolzenberg tarafından Russell Lock bağlantısı olarak tanıtılmıştır (Rinchuse ve Miles, 2007; Mezomo ve ark., 2011; Zreaqat ve Hassan, 2011). Ancak bu braketler hak ettiği ilgi ve satışı görememiştir (Zreaqat ve Hassan, 2011). 1970' lerin başlarında kendinden bağlamalı braketler braket ve tel arasındaki sürtünmeyi azaltan, daha optimal kuvvet uygulayan ve toplam tedavi süresini kısaltan tasarımlar olarak göz önüne alınmıştır (Rinchuse ve Miles, 2007). Dolayısıyla bu dönemde ilk pasif kendinden bağlamalı braket olan Edgelock üretilmiştir (Harradine, 2008; Zreaqat ve Hassan, 2011). 1980'lerde ilk aktif kendinden bağlamalı braket olan SPEED geliştirilmiştir (Harradine, 2008). Sonrasında kendinden bağlamalı braketleri genel olarak Mobil Lock, Activa, Time2, Damon SL, Damon 2, In Ovation R, In Ovation C, Smart clip şeklinde sıralayabiliriz (Harradine, 2008; Zreaqat ve Hassan, 2011). Damon, braket ve ark teli arasında daha düşük sürtünme ve optimal diş hareketi sağlayabilmek için tasarlanmıştır (Damon, 1998) (Şekil 7).

Kendinden bağlamalı braketlerin braket ve ark telinin hızlı bağlanabilmesi, daha az sürtünme ve tedavi süresini azaltmasının yanı sıra düşük kuvvet uygulaması, headgear veya genişletme apareyi kullanımı ihtiyacını azaltması veya ortadan kaldırması, yüz estetiğini geliştirmesi, malzeme giderlerini ve ağrıyı azaltması, dudak konforunu geliştirmesi, çürük ve karpal tünel sendromu riskini azaltması gibi avantajlarının olduğu üreticiler tarafından iddia edilmektedir (Miles ve ark., 2006). Bunların yanında ön dişlerin daha az öne eğimlenmesi, diş çekimine daha az ihtiyaç duyulması ve daha iyi enfeksiyon kontrolü gibi avantajları da vardır (Zreaqat ve Hassan, 2011). Kendinden bağlamalı braketlerde bakteriler ve streptokokların birikiminin ortodontik tedavinin başlangıç aşamasında daha az olduğu görülmüştür (Pellegrini ve

ark., 2009). Ancak günümüzdeki mevcut kendinden bağlamalı braketler konvansiyonel braketlere göre daha pahalıdır (Harradine, 2008). Ayrıca kendinden bağlamalı braketlerin karmaşık mekanik dizaynlarından dolayı yüksek profile sahip olmaları nedeniyle okluzal interferensler oluşabilir ve dudak konforu iyi olmayabilir (Zreaqat ve Hassan, 2011).

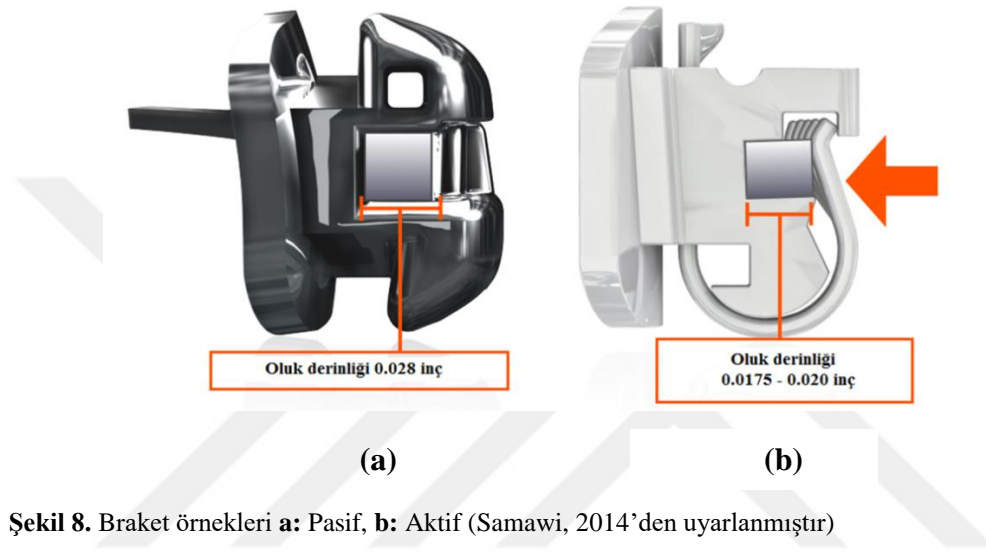


Şekil 7. Çeşitli kendinden bağlamalı braket tasarımlarına örnekler

Esas felsefesi hafif kuvvetler olan kendinden bağlamalı braketler, damarsal yapıyı yıpratmayacak şekilde optimal kuvvetler uygulayarak dişin hareketini sağlar ve bu yüzden diş hareketi çok daha etkili ve fizyolojik sınırlar içinde gerçekleşir (Zreaqat ve Hassan, 2011). Hastalar açısından bakıldığında yüzeyi daha düz olduğundan temizliği daha kolaydır (Shivapuja ve Berger, 1994). Kendinden bağlamalı braketlerin sürtünmeyi azalttığı sonucuna varan birçok çalışmayla karşılaşabiliriz (Berger, 1990; Sims ve ark., 1993; Thomas ve ark., 1998; Thorstenson ve Kusy, 2001; Cacciafesta ve ark., 2003; Smith ve ark., 2003; Khambay ve ark., 2004; Griffiths ve ark., 2005; Henao ve Kusy, 2005; Tecco ve ark., 2005; Reicheneder ve ark., 2007; Kim ve ark., 2008; Krishnan ve ark., 2009). Redlich ve ark. (2003) ise tam aksini göstermişlerdir.

Kendinden bağlamalı braketlerin aktif ve pasif olmak üzere iki tipi mevcuttur: Aktif tipinde braket kapağı ark teli üzerine baskı uygularken pasif tipinde yalnızca braket oluşunu kapatarak tüp etkisi oluşturur ve ark teline herhangi bir baskı yapmaz

(Harradine, 2008; Ehsani ve ark., 2009; Zreaqat ve Hassan, 2011) (Şekil 8). Her iki türde de braketin kapağı kapatıldığında tüp oluşu oluşması sağlanır (Cacciafesta ve ark., 2003). Pasif kendinden bağlamalı braketlerin oluk derinliği 0,028 inch iken bazı braketler esnek kapağa ve 0,0175 inch ile 0,020 inch oluk derinliğine sahip oldukları için yuvarlak ve küçük çaplı tellerde pasif özellik, geniş çaplı tellerde aktif özellik gösterebilir (Zreaqat ve Hassan, 2011).



Şekil 8. Braket örnekleri **a**: Pasif, **b**: Aktif (Samawi, 2014'den uyarlanmıştır)

Kendinden bağlamalı braketleri genel olarak sınıflandırsak; SPEED, Sistem R (In-Ovation), Quick ve Time2 aktif, Damon ve SmartClip ise pasif braketlerdir (Harradine, 2008). Pasif sistemler, braketlerin kapağı sayesinde braket oluşu içerisindeki ark teline geniş bir boşluk oluşturarak hiçbir aktif kuvvet uygulamadığından, oluşan sürtünme kuvvetlerini azalttığını savunmaktadır (Damon, 1998).

Pasif kendinden bağlamalı braketlerin sürtünme kuvveti aktif kapaklı braketlere göre daha az olmaktadır (Thomas ve ark., 1998; Smith ve ark., 2003; Hain ve ark., 2006; Kim ve ark., 2008). Henao ve ark. (2004) ise herhangi bir farka rastlayamamıştır. Küçük çaplı tellerde kendinden bağlamalı braketler konvansiyonel braketlere göre daha avantajlıdır (Miles ve ark., 2006). Thorstensen ve Kusy (2001) küçük çaplı yuvarlak teller braket oluşu içinde pasif olduklarında kendinden bağlamalı braketlerde sürtünmenin daha az görüldüğünü göstermişlerdir. Eğer tel boyutu 0,018 inch veya daha geniş olursa braketlerin gösterdiği sürtünme değerleri farklılık gösterecektir (Zreaqat ve Hassan, 2011).

Pasif kendinden bağlamalı braketlerde kuvvet kontrolü sağlamak daha zor olabilmektedir (Zreaqat ve Hassan, 2011). Yine yapılan bir çalışmada aktif kapaklı kendinden bağlamalı braketlerde pasif kapaklılara göre tork kuvvetlerinin istenen seviyelerde olacak şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür (Badawi ve ark., 2008).

Harradine (2001), kendinden bağlamalı braketlerin tedavi etkinliği üzerine yaptığı çalışmada her bir ark için, ark telinin braket oluşuna bağlanması ve çıkarılması işleminde 24 saniye kazanıldığını göstermiştir. Bu veri toplam tedavi sürecindeki randevu sayısını 16'dan 12'ye düşürmesi anlamına gelmektedir. Ayrıca toplam tedavi süresini 23,5 aydan 19.4 aya indirmiş yani 4 ay kısaltmıştır. Benzer şekilde Eberting ve ark. (2001) yaptıkları çalışmada tedavi süresinin 7 ay kısaltıldığını ve randevu sayısının da 7 tane azaldığını göstermişlerdir.

Thorstenson ve Kusy (2002), üç aktif (In-Ovation, Speed ve Time) ve bir pasif (Damon2) dört farklı kendinden bağlamalı braketin farklı ark telleri ile oluşturdukları sürtünme direncini karşılaştırmışlardır. Çalışma kuru ortamda yapılmış ve ikinci düzen açılanmalarda (-9°, +9°) değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda, braket kapağının ark teline baskı uygulamadığı pasif braketlerin kullanıldığı grupta sürtünme değerleri diğer gruplara göre daha düşük bulunmuştur. Telin braket oluşu içerisindeki serbestliği ortadan kalktıktan sonra, ikinci düzen açılanmanın artmasıyla beraber sürtünme dirençleri de artış göstermiştir.

Reicheneder ve ark. (2007), estetik kendinden bağlamalı braketler ile estetik konvansiyonel braketleri karşılaştırdıkları çalışmalarında estetik kendinden bağlamalı braketlerde daha az sürtünme kuvveti tespit etmişlerdir.

Williams ve Khalaf (2013), dört farklı braket tipini statik sürtünme direnci açısından farklı teller kullanarak karşılaştırmışlardır. Kendinden bağlamalı seramik braketler ve metal oluşa sahip seramik braketler kayma mekaniklerinde 0° ile 7° arasındaki tel açılanmalarında konvansiyonel braketlere göre önemli derecede daha az sürtünme göstermiştir. Tel açılanmasının artmasıyla bu sürtünme değerleri önemli derecede artmıştır. Telin 0,014 inch yuvarlaktan 0,018×0,025 inch köşeliye değişmesiyle metal ve metal oluşa sahip seramik braketlerde sürtünme önemli derecede artmıştır.

Thomas ve ark. (1998), iki tip kendinden bağlamalı braket ('A' Company Damon SL ve Adenta Time braket) ve iki tip edgewise braket (TP Tip-Edge ve 'A'

Company Standart Twin braket) arasındaki sürtünme değerlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda Damon braketler tüm ölçümlerde en düşük sürtünmeyi göstermişlerdir. Damon braketleri Time braketler takip etmiştir. 'A' Company Standart Twin braketler tüm ölçümlerde en yüksek sürtünmeyi göstermişlerdir. Tip-Edge braketler ikinci en yüksek sürtünme değerlerini göstermiştir. Genel olarak kendinden bağlamalı braketlerin sürtünme değerleri elastomerikler ile bağlanan edgewise braketlere göre daha azdır.

Cacciafesta ve ark. (2003), paslanmaz çelik ve polikarbonat kendinden bağlamalı braketler ile paslanmaz çelik konvansiyonel braketler arasındaki sürtünme değerlerini üç farklı tel kullanarak karşılaştırmışlardır. Paslanmaz çelik kendinden bağlamalı braketler diğer iki braket çeşidine göre daha düşük sürtünme göstermişlerdir. Polikarbonat kendinden bağlamalı braketler ile paslanmaz çelik konvansiyonel braketler arasında sürtünme açısından bir farklılık görülmemiştir. Beta titanyum ark telleri paslanmaz çelik ve nikel titanyum ark tellerine göre daha yüksek sürtünme göstermiştir. Bu iki ark teli arasında herhangi bir farklılık görülmemiştir. Tüm braketler ark teli boyutu arttıkça daha yüksek statik ve kinetik sürtünme göstermişlerdir.

Tecco ve ark. (2005), on tane dizilmiş braketi içeren özel yapılmış aparat kullanarak konvansiyonel paslanmaz çelik braketler, kendinden bağlamalı Damon SL II braketler ve Time Plus braketleri çeşitli paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum ark telleri kullanarak sürtünmelerini değerlendirmiştir. Her bir braket ve ark teli kombinasyonu onar kez test edilmiştir. Her ikisi de pasif tip olan Time Plus kendinden bağlamalı braketler Damon SL II kendinden bağlamalı braketlere göre önemli derecede düşük sürtünme göstermişlerdir. Paslanmaz çelik konvansiyonel braketler diğer braketlere göre önemli bir farklılık göstermemiştir. Damon SL II braketler diğer braketlere göre yuvarlak tellerde önemli derecede düşük sürtünme gösterirken köşeli tellerde önemli derecede yüksek sürtünme göstermiştir. Beta titanyum ark telleri diğer tellere göre yüksek sürtünme gösterirken, nikel titanyum ve paslanmaz çelik teller arasında önemli bir farklılık görülmemiştir. Tüm braketler tel boyutu arttıkça yüksek sürtünme değerleri göstermişlerdir.

Tecco ve ark. (2007), on tane dizilmiş braketi içeren özel yapılmış aparat kullanarak konvansiyonel paslanmaz çelik braketler (Victory Series), kendinden bağlamalı Damon SL II braketler, Time Plus braketler ve düşük sürtünmeye sahip

ligatürleri (Slide), çeşitli paslanmaz çelik, nikel titanyum ve beta titanyum ark telleri kullanarak sürtünmeleri değerlendirmiştir. Her bir braket ve ark teli kombinasyonu onar kez test edilmiştir. Sürtünme değerleri; 0,016 inch nikel titanyum tel çifti Victory braketlerde en yüksek, Damon SL II braketlerde en düşük, 0,016×0,022 inch nikel titanyum tel ile kendinden bağlamalı braketlerde (Time ve Damon SL II) diğer gruplara göre önemli derecede düşük, 0,019×0,025 inch paslanmaz çelik veya nikel titanyum tel ile düşük sürtünmeli ligatürlerde diğer tüm gruplara göre önemli derecede düşük izlenmiştir. 0,017×0,025 inch beta titanyum teller ile dört grup içerisinde de herhangi bir fark görülmemiştir.

Leite ve ark. (2014), kendinden bağlamalı braketler ile elastomerik ve metal ligatür ile bağlanan konvansiyonel braketlerin arasındaki sürtünme direnci farkını incelemiştir. Çalışmanın sonucunda metal ligatür ile bağlanan konvansiyonel braketlerin sürtünme değerleri elastomerik ile bağlanan konvansiyonel braketlerden ve kendinden bağlamalı braketlerden daha yüksek bulunmuştur. 0,019×0,025 inch paslanmaz çelik telin sürtünme değerleri de 0,016 inch nikel titanyum ve 0,016×0,022 inch nikel titanyum telden daha düşük bulunmuştur. Sürtünme yalnızca braket tipinden değil, braketin tel ile bağlanma şekline de etkilenebilmektedir.

Pasha ve ark. (2015), konvansiyonel olarak bağlanan yeni bir seramik braket (Clarity Advanced), konvansiyonel olarak bağlanan ve bağlanmayan braket sistemleri (metal ve seramik) ve kendinden bağlamalı braketleri (metal ve seramik) karşılaştıran ve analiz eden bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda paslanmaz çelik kendinden bağlamalı braket grubunda diğer gruplara göre en düşük sürtünme değerlerini elde etmişlerdir.

Bir çok laboratuvar çalışmasında kendinden bağlamalı braketlerin sürtünme değerlerinin diğer braketlere göre daha düşük olduğunu görebiliriz ancak bu çalışmalar için oluşturulan ortamlar, ağız ortamını birebir taklit edemez (Braun ve ark., 1999).

Burrow (2010), üst birinci premolar dişlerin çekimi ile tedavi edilen kırk üç hastanın, üst diş arkının bir yanında kendinden bağlamalı braket (Damon3, SmartClip) diğer yanında konvansiyonel braket (Victory Series) kullanarak üst kanin dişi retraksiyonunu incelemiştir. Retraksiyon oranını konvansiyonel braketlerde daha fazla bulmuştur. Bu durumun kendinden bağlamalı braketlerin genişliklerinin daha dar olmasından kaynaklandığını düşünmüştür.

Turnbull ve Birnie (2007), ark teli değişimi esnasında kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketler arasındaki hız farkını incelemişlerdir. Damon2 kendinden bağlamalı braketler ark telinin yerleştirilmesi ve çıkarılması aşamasında konvansiyonel braketlere göre önemli derecede daha hızlı bulunmuştur. Kendinden bağlamalı braketler ile yaklaşık olarak iki kat daha hızlı bağlama gerçekleştirilmiştir. Her bir hasta için ortalama bir buçuk dakika kazandırmıştır. Braket tipi ve telin boyutları bağlama hızı ve klinik çalışma süresi açısından önemli belirleyicilerdir.

Wahab ve ark. (2011), Damon 3 kendinden bağlamalı braketler ile Mini Diamond konvansiyonel braketlerin sıralama aşamasında klinik etkinlikleri arasındaki fark ile ilgili çalışma yapmışlardır. Konvansiyonel braketlerin kullanıldığı grup kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı gruba göre çapraşıklığı çok daha hızlı çözmüştür. Seviyeleme sıralamadan dört ay sonra konvansiyonel braketlerin kullanıldığı grubun çapraşıklığı çözme oranı % 98 iken kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı grubunki % 67 olmuştur.

Mezomo ve ark. (2011), üst birinci premolar dişin çekimi ile tedavi edilen on beş hastanın, üst diş arkının bir yanında kendinden bağlamalı braket diğer yanında da konvansiyonel braket kullanarak üst kanin dişi retraksiyonunu incelemişlerdir. Kanin dişlerinin distal hareketinde ve birinci molar dişlerinin mesial hareketinde kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketler arasında herhangi bir farklılık bulunmamıştır. Üst kanin dişlerinin rotasyonu kendinden bağlamalı braketlerde oldukça azdır.

Oz ve ark. (2012), kanin dişinin distale hareketinde kendinden bağlamalı braketler ile modifiye ikiz braketler arasındaki farkı inceledikleri çalışmalarında iki grup arasında herhangi bir fark bulamamışlardır.

Miles ve ark. (2006), Damon 2 braketler ve konvansiyonel ikiz braketlerin başlangıç sıralama aşamasında etkinlik ve rahatlık değerlerindeki farkı incelemişlerdir. 60 hasta üzerinde her iki braket çeşidini kullanmışlardır. İlk tel değişiminden 10 hafta sonra ve ikinci tel değişiminden 10 hafta sonra her bir yarım ark için düzensizlik indeksi ölçülmüştür. Sonuçta başlangıç sıralama aşamasında iki braket arasında herhangi bir fark görülmemiştir. Başlangıçta Damon 2 braketler daha az ağrılı iken ikinci ark teli yerleştirildiğinde daha fazla ağrılı olmuştur ve daha fazla braket kopması ile karşılaşmıştır.

Miles (2007), kaydırma mekanikleri ile boşluk kapama aşamasında pasif kendinden bağlamalı braketler ile paslanmaz çelik tel ligatür ile bağlanan konvansiyonel ikiz braketler arasındaki farkı incelemiştir. Boşluk kapama için nikel titanyum yaylar kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda pasif kendinden bağlamalı braketler ile paslanmaz çelik tel ligatür ile bağlanan konvansiyonel ikiz braketler arasında önemli bir farklılık tespit edilmemiştir.

Scott ve ark. (2008), 62 hastanın alt çene kesici dişlerin çapraşıklığının çözülmesi ve tedavi etkinliği açısından 0,022 inch oluğa sahip Damon 3 ve Synthesis braketlerini randomize kontrollü klinik bir çalışma ile karşılaştırmışlardır. Alt kesici çapraşıklığını çözme etkinliği açısından iki grup arasında önemli bir fark bulunamamıştır. Sıralama aşaması kanin dişler arası mesafenin genişliği, ark uzunluğunun azalması, alt kesici dişlerin öne doğru eğimlenmesiyle ilişkilidir ve iki grup arasında belirgin bir farklılık yoktur. Kesici dişlerin kök rezorbsiyonu klinik olarak önemli düzeyde değildir ve yine her iki grup arasında önemli bir farklılık yoktur.

Pandis ve ark. (2006), çekimli ve çekimsiz tedavi edilen hastaların üst çene kesici dişlerinin bukkolingual eğimlenmelerinin kendinden bağlamalı ve konvansiyonel braketler arasındaki farklarını incelemiştir. Yapılan açı ölçümleri sonucunda her iki grup arasında önemli bir farklılık görülmemiştir.

Pandis ve ark. (2007), 54 hasta üzerinde, Damon II kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketleri kullanarak alt kesici çapraşıklığını çözme hızı ve braket sistemlerinin verimliliğini karşılaştırmıştır. Çalışmada alt kanin dişleri arası mesafe, alt molar dişleri arası genişlik ve alt kesici dişlerin öne eğimlenmeleri de incelenerek iki farklı tip braketin sadece çapraşıklığı çözme hızları ve etkinlikleri değil, çapraşıklık çözme mekanizmaları arasındaki farklılıkların da değerlendirilmesi düşünülmüştür. Çapraşıklık miktarı 5 mm'nin altında olan hastalarda kendinden bağlamalı braketlerin daha hızlı sonuç verdiği izlenmiştir. İleri seviyede çapraşıklığı bulunan hastalarda kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketler arasında herhangi bir fark bulunamamıştır. Alt çene molar dişleri arasındaki genişliğin artış miktarı kendinden bağlamalı braketlerde önemli derecede daha fazla bulunmuştur. Alt kesici dişlerin öne eğimlenmelerinde her iki grup arasında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir.

Pandis ve ark. (2010), alt çene çapraşıklığında kendinden bağlamalı braketler ve konvansiyonel braketler arasındaki farkı inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Kendinden bağlamalı ve konvansiyonel braketlerin kullanıldığı her iki grupta da çapraşıklık çözülürken kesici dişlerde öne eğimlenme izlenmiştir. Her iki grupta da kanin dişleri arası mesafe ile molar dişleri arası mesafede artış gözlenmiştir. Kanin dişleri arası mesafedeki artışta iki grup arasında önemli bir farklılık yoktur ancak molar dişleri arasındaki mesafedeki artış kendinden bağlamalı braketlerde daha fazla olmuştur.

Vajaria ve ark. (2011), Damon kendinden bağlamalı braketler ve konvansiyonel braketlerin kullanıldığı çekimsiz tedavi edilen 43 hastada; kanin dişleri, premolar dişleri ve molar dişleri arası genişlikleri karşılaştıran bir çalışma yapmışlardır. 0,022 inch oluğa sahip Damon 3MX braketleri kullanılan grupta yuvarlak ve köşeli bakır nikel titanyum ark telleri ve son olarak 0,019 x 0,025 inch titanyum molibden alaşımı veya paslanmaz çelik ark telleri uygulanmıştır. 0,018 inch oluğa sahip konvansiyonel edgewise braketleri kullanılan grupta ise önce yuvarlak bakır nikel titanyum ark telleri sonra 0,016 inch ve 0,016 x 0,022 inch paslanmaz çelik ark telleri uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda Damon kendinden bağlamalı braket sisteminin kullanıldığı üst ve alt çenede kanin dişleri, premolar dişleri ve molar dişleri arası mesafede önemli derecede artış görülmüştür. Tedavi sonrası kesici dişlerin eğimlenmesinde her iki grup arasında önemli bir farklılık izlenmemiştir. Damon kendinden bağlamalı braket sisteminin kullanıldığı hasta grubunun tedavisi, konvansiyonel braketlerin kullanıldığı hasta grubunun tedavisinden ortalama iki ay daha erken bitmiştir.

Johansson ve Lundström (2012), kendinden bağlamalı ve konvansiyonel edgewise braketleri karşılaştıran prospective ve randomize bir çalışma yapmışlardır. Sonucunda kendinden bağlamalı braketlerin toplam tedavi süresince ortodontik etkinlik, randevu sayısı ve tedavi sonuçları üzerine geliştirici bir etkisinin olmadığını görmüşlerdir.

Machibya ve ark. (2013), kendinden bağlamalı braketler ve konvansiyonel braketler ile tedavi edilen hastaların tedavi zamanlarını, sonuçlarını ve ankraj kayıp oranlarını karşılaştırmışlardır. Tedavi zamanı ve ankraj kaybı braket tipinden etkilenmemiştir. Alt çenedeki kesici dişlerin lingual inklinasyonları konvansiyonel

braketlerin kullanıldığı grupta kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı gruba göre daha yüksek seviyededir.

d. Ortodontik Aygıtlar

Braketler Arası Uzaklık

Frank ve Nikolai (1980), braketler arası mesafenin sürtünme direnci üzerine az miktarda etkisini olduğunu düşünmüşlerdir. Braketler arası mesafenin artması bu aralıkta uzanan telin boyutunu da artıracak ve telde bükülme meydana gelmesini kolaylaştıracaktır (Creekmore, 1976). Ark telinin açılanması binding oluşturacak seviyeye geldiğinde braketler arası mesafe sürtünme açısından daha önemli hale gelecektir (Bayrı, 2009).

Retraksiyon İçin Uygulanan Kuvvetin Şiddeti

Okluza yakın uygulanan kuvvetler braket ve ark teli arasındaki açılanmayı arttırarak binding'e neden olabileceğinden sürtünme ile ilişkili olacağı düşünülmektedir (Bayrı, 2009). Dişe uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezinden veya yakınından geçirilmeye çalışılması gerekir (Yamaguchi ve ark., 1996). Böylece diş ile braket arasında oluşan sürtünme kuvvetleri azaltılabilecektir (Tanne ve ark., 1994). Braket üzerine fazla kuvvet uygulamak da sürtünmeyi artıran etkenlerden biridir (Omana ve ark., 1992).

2. Biyolojik Faktörler

a. Tükürük

Bireylerin tükürük kıvamı, içeriğindeki organik ve inorganik yapılar, miktarı kişiden kişiye farklılık göstermektedir. Ağız içerisindeki tükürük varlığı ve bu tükürüğün yapısı braket ile ark teli arasındaki sürtünmeyi etkileyebilir. İki yüzey birbirine çok yaklaşırsa, ortamda bulunan sıvı vakum görevi görerek bu yüzeylerde yapışmaya neden olabilir (Zheng ve Streator, 2004).

Rucker ve Kusy (2002), aktif ve pasif bölgelerde çok sarımlı paslanmaz çelik tel ile tek sarımlı seviyeleme ark telinin sürtünme değerlerini kuru ve insan tükürüğü içeren ortamlarda inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Sonuçta gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulamamışlardır.

Kusy ve Whitley (2003), insan tükürüğü, iyonize olmayan su, kontrol olarak kuru alan ve beş yapay tükürük (Moi-Stir, Orex, Salivart, Saliva Substitute ve Xero-Lube) kullanılarak oluşturulan dört ortamda statik ve kinetik sürtünme katsayısını değerlendiren bir çalışma yapmışlardır. 0,021×0,025 inch beta titanyum tel ve 0,022 inch oluğa sahip polikristalin alümina braket ile her bir grup test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda statik sürtünme katsayısı en düşük insan tükürüğü, en yüksek yapay tükürükte bulunmuştur. Kinetik sürtünme katsayı değerleri de bu değerler ile benzer sıralamaya sahiptir.

Hain ve ark. (2003) konvansiyonel elastomerik ligatürler, silikon kaplı Super Slick elastomerik ligatürleri, paslanmaz çelik ligatürler ve kendinden bağlamalı braket sistemlerini kuru ve nemli ortamlarda karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, paslanmaz çelik ligatürlerle yapılan bağlamanın kuru ve nemli ortamda en düşük sürtünme kuvvetinin meydana geldiği belirlenmiştir. Super Slick elastomerik ligatürler, konvansiyonel elastomerik ligatürlere oranla sürtünme kuvvetini %60 azalttığı ve tükürük ortamında bu azalmanın daha da fazla olduğu görülmüştür.

b. Diş Plağı

Diş plağının oluşumu çevre ile ilişkili olduğu kadar, kişiden kişiye değişen yemek kültürü ve sıklığı, ağız hijyeni gibi faktörlerden etkilenebilmektedir (Habibian ve ark., 2002; Nobre dos Santos ve ark., 2002). Ortodontik apareylerin çevresinde oluşan plakların içerisindeki bakterilerin salgıladığı asitler dişin minesini çözülmesine ve dolayısıyla çürük oluşumuna neden olur (O'Reilly ve Featherstone, 1987). Ortodontik tedavi gören hastaların braketler veya apareylerden dolayı diş temizliklerini yapmaları zorlaşacaktır. Braketlerin tutunma alanı oluşturmaları da plak birikimini hızlandıracaktır.

Türkkahraman ve ark. (2005) elastomerik ligatürler ile tel ligatürlerin hastaların mikrobiyal florası ve periodontal durumu üzerine etkilerini karşılaştıran bir çalışma yapmışlardır. Sonuçta iki ark telini bağlama yöntemi arasında önemli bir farklılık görülmemiştir. Ancak elastomerik ligatürlerde daha fazla kanama izlendiğinden zayıf ağız hijyenine sahip hastalarda elastomerik ligatürlerin kullanılması tavsiye edilmemiştir.

Fournier ve ark. (1998) metal, seramik ve plastik braketlerin Streptococcus mutans birikimine neden olma oranları test edilmiştir. Çalışmanın sonucunda tükürük

olan ve olmayan ortamların her ikisinde de Streptococcus mutans birikimi diğer braketlere oranla en az metal braketlerde görülmüştür.

c. Korozyon

Kullandığımız ark teli, braket ve tüp gibi ortodontik metal alaşımlar ağız içerisindeki sıvılar ile etkileşime geçerek içeriğindeki metal iyonları serbest hale gelir. Bu şekilde korozyon oluşur. Tüm metaller her ortamda belli oranlarda korozyona uğrarlar (Hunt ve ark., 1999). Korozyonun biyolojik uyumluluk, estetik görünüm, braket ile ark teli arasındaki sürtünme gibi özellikler üzerine olumsuz etkisi vardır (Neumann ve ark., 2002).

John ve ark. (1981) nitinol ile paslanmaz çelik tellerin arasındaki korozyon farkını incelemişler ve ikisi arasında önemli bir farklılık bulamamışlardır.

Hunt ve ark. (1999) ortodontide en çok kullanılan dört alaşım olan nikel titanyum, paslanmaz çelik, beta titanyum ve kobalt-kromun yüzey pürüzlülüklerinin korozyonla ilişkisini karşılaştıran bir çalışma yapmışlardır. Kontrol grubunda nikel titanyum en yüksek korozyon oranını göstermiştir. Tellere polisaj işlemi uygulanan çalışma grubunda ise nikel titanyum tellerin korozyon seviyelerinde önemli bir azalma görülmüştür. Paslanmaz çelik ve beta titanyum teller için belirgin bir farklılık bulunamamıştır.

Neumann ve ark. (2002) kaplanmış ark telleri ile konvansiyonel ark telleri arasındaki korozyon farkını incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda teflon kaplama işleminin korozyonu azalttığı görülmüştür.

Lee ve ark. (2010) braket ve ark tellerinin yüzey pürüzlülüklerinin estetiğe, diş hareketine ve korozyona etkisini gözlemlemişlerdir. Pürüzlü yüzeylerin korozyon oluşumunu kolaylaştıracağı sonucuna vardıkları çalışmalarında, korozyon nedeniyle pürüzlenen yüzeylerin de sürtünmeyi arttırabileceğini düşünmüşlerdir.

3. BİREY VE YÖNTEM

3.1. Birey

Bu çalışma Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı'nda tedavi bekleme listesinden seçilen yaşları 13 ile 25 arasında değişen 19'u kız, 14'ü erkek olan toplam 33 hasta üzerinde yürütülmüştür. Bu bireylerde, tüm daimi dişlerin sürmüş olmasına ve çapraşıklık miktarının üst-alt veya yalnızca üst birinci premolar diş çekimini gerektirecek seviyede olmasına dikkat edilmiştir. Tüm bireylerin tedavi başlangıcında ortodontik modelleri hazırlanmış, lateral sefalogram ve panoramik röntgen filmleri analiz edilmiş, ağız dışı ve ağız içi fotoğrafları çekilmiştir.

Tüm bireyler çalışmaya gönüllü olarak katılmışlardır. Bireylere ve yasal vasilerine çalışma yöntemi ve oluşabilecek yan etkiler ile ilgili sözlü ve yazılı bilgi verilmiştir. Çalışmaya katılan bireylerin 18 yaş altında olanların yasal vasilerinden, 18 yaş üstü olanların kendilerinden aydınlatılmış onam formu alınmıştır (Ek 1).

Çalışmaya dahil edilen bireylerin seçiminde aşağıdaki hususlara dikkat edilmiştir:

- Tüm daimi dişlerin ağız içine sürmüş olması,
- Çapraşıklık nedeniyle birinci premolar diş çekim alanına kanin dişlerinin hareket ettirilmesinin gerekmesi,
- Periodontal kontrolünün yapılmış ve ağız hijyeninin iyi durumda olması,
- Tedavi uyumunun iyi olması,
- Pubertal atılım dönemini tamamlamış olması,
- Herhangi bir diş eksikliğinin olmaması,
- Klinik olarak tespit edilebilen herhangi bir temporomandibular eklem probleminin olmaması,
- Kraniyo-fasiyal ve dento-alveolar sendromlarının olmaması.

Çalışmadan çıkarılma nedenleri ise aşağıdaki gibidir:

- Randevu ve tedavi gereksinimlerine uyumun sağlanamaması,
- Ağız hijyeninin düzeltilememesi.

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

Yukarıda açıklanan ölçütlere uygun olarak tespit edilen 36 hasta, 18 hastadan oluşan araştırma grubu ile 18 hastadan oluşan kontrol grubu olmak üzere iki gruba rastgele ayrılmıştır. Daha sonraki dönemlerde kontrol grubundan 3 hasta değişik nedenlerle bu çalışmadan çıkarılmıştır. Gruplar oluşturulurken çapraşıklık miktarı, yaş ve cinsiyet açısından da eşdeğer olmasına dikkat edilmiştir. Araştırma grubu 10 kız ile 8 erkekten oluşmakta ve yaş ortalaması $16,94 \pm 1,37$ yıldır. Kontrol grubu 9 kız ile 6 erkekten oluşmakta ve yaş ortalaması $16,13 \pm 1,28$ yıldır (Tablo 1).

Tablo 1. Grupların yaş ve cinsiyete göre dağılımı

	CİNSİYET	BİREY SAYISI	YAŞ ORTALAMASI	MAKSİLLER KANİN SAYISI	MANDİBULAR KANİN SAYISI
ARAŞTIRMA GRUBU	Kız	10	$16,94 \pm 1,37$	36	16
	Erkek	8			
KONTROL GRUBU	Kız	9	$16,13 \pm 1,28$	30	12
	Erkek	6			

3.2. Yöntem

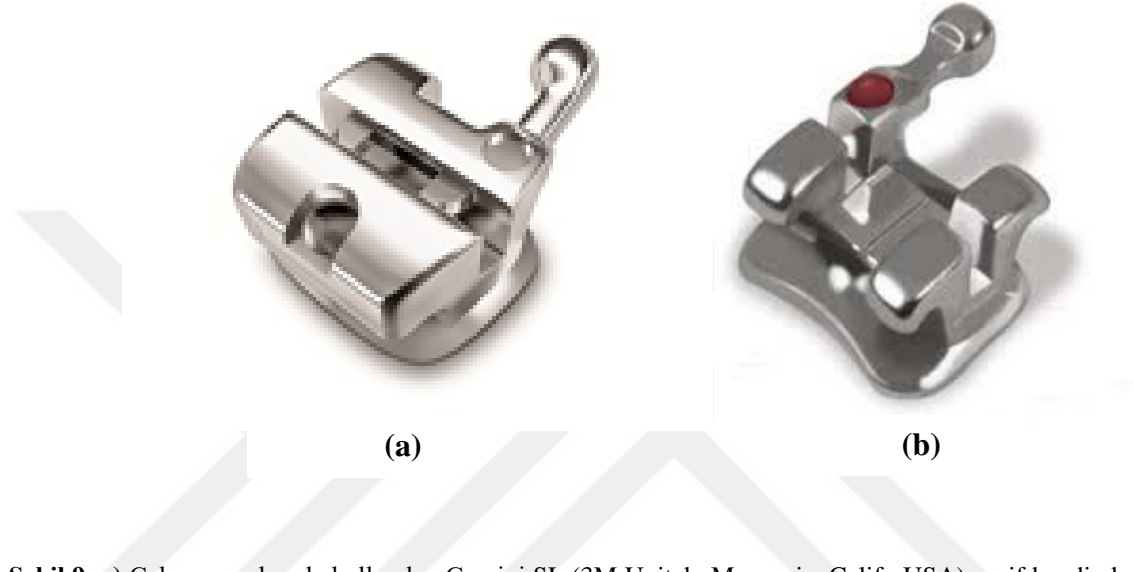
Çalışmaya dahil edilen tüm hastaların T0 başlangıç kayıtları olan anamnez ve muayene formları doldurulmuş, üst-alt ortodontik modeller elde edilmiş, ağız dışı ve içi fotoğrafları çekilmiş, panoramik ve lateral sefalogram röntgen filmleri ile periodontal indeksleri alınmıştır. Kayıtlar için alınan röntgen filmleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda çekilmiştir.

Araştırma grubunda 10 hastanın yalnızca üst birinci premolar dişleri, 8 hastanın da üst-alt birinci premolar dişlerinin çekimi ile tedavi planlanmıştır. Kontrol grubunda ise 8 hastada üst birinci premolar dişlerinin, 7 hastada üst-alt birinci premolar dişlerinin çekimi ile tedavi planlanmıştır.

3.2.1. Tedavi Protokolü

Araştırma grubu ve kontrol grubundaki hastaların üst ve alt çene dişlerine braketleri aynı seansta yapıştırılmıştır. Araştırma grubundaki hastaların braketleri $0,022 \times 0,027$ inch oluk genişliğine sahip Gemini SL (3M Unitek, Monrovia, Calif.,

USA) pasif kendinden bağlamalı braketler, kontrol grubundaki hastaların braketleri Gemini (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) konvansiyonel braketleridir (Şekil 9). Üst birinci molar dişlerine shealtli bantlar yerleştirilmiştir. Hazır ve çeşitli uzunlukta olan transpalatal arklar her hastaya göre uyumlandırılarak bantların shealtlerine takılmıştır. Transpalatal arkın shealte yerleşen kısmı 0,010 inch'lik kısa tel ligatür ile bağlanmıştır.



Şekil 9. a) Çalışma grubunda kullanılan Gemini SL (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) pasif kendinden bağlamalı braket **b)** Kontrol grubunda kullanılan Gemini (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) konvansiyonel braket (Unitek, 2016)

Kanın dişlerinde, distalizasyon aşamasına kadar mümkün olduğunca az hareket meydana gelmesini istediğimizden dolayı çapraşıklık çözülene kadar 10 inch'lik uzun tel ligatürler kullanılarak lacebackler bağlanmış ve pasif halde bırakılmıştır. Uzun tel ligatür bağlanmış, sıkıştırılmış sonrasında bir tur gevşetilmiş ve sondun ucu sokularak telin pasifliği kontrol edilmiştir. Ayrıca başlangıç seviyeleme aşamasında ark dışında konumlanmış kesici dişler tedaviye dahil edilmemiştir. Her iki gruptaki hastalarda seviyelemeye üst ve alt çenede 0,014 inch HANT (Heat Activated Nickel Titanium) (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) ark teli ile başlanmıştır. Kontrol grubundaki hastalarda ark teli braket oluşu içerisine elastomerik şeffaf ligatürler ile bağlanmıştır. Kesici dişlerdeki öne eğimlenmeyi azaltabilmek için molar dişlerine yerleştirilen bantların arkasından uzayan tel yukarı doğru bükülmüştür. Bu seansın sonunda tüm hastalara hangi diş fırçasını nasıl kullanacağı, oral hijyeni nasıl sağlayacağı, yeme-içme

ve günlük yaşamda dikkat etmesi gereken kurallar hem sözlü olarak hem de video izlettirilerek anlatılmıştır. Tedavinin ilerleyen aşamalarında ağız hijyeni bozulan bireylere yeniden eğitim verilmiş, daha dikkatli ve özenli olmaları konusunda uyarılmışlardır.

Kanın dişi distalizasyonuna kadar olan tedavi sürecinde randevu tarihleri 4 hafta ara ile verilmiştir. 0,014 inch HANT ile çapraşıklık yeterince çözüldüğünde 0,019×0,025 inch HANT (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) ark teli takılmıştır. Sonrasında 0,019×0,025 inch brass posted (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) teller yerleştirilmiştir. Dişlerin yeterli torku almaları için bu telde 4 hafta beklenmiştir.

Brass posted tellerin yerleştirildiği seansta ankıracı korumak için kullanılmasına karar verilen mini vidalar yerleştirilmiştir. 8 mm uzunluğunda ve 1,6 mm çapında mini vida (MTN-2 koduna sahip mini vida Prof. Dr. Metin Orhan tarafından tasarlanarak Tasarımmed, Türkiye’de üretilmiştir) ve prefabrike transpalatal ark (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) tercih edilmiştir (Şekil 10). Mini vidaların bu seansta yerleştirilme sebebi, kanın dişi distalizasyonuna başladığımız seansta hastanın üst ve alt çenesinden ölçü alacak olmamızdır ve ölçü alma esnasında mini vida yerleştirdiğimiz alanda herhangi bir enfeksiyon oluşmasını önlemek içindir. Mini vidaların yerleştirildiği seansta öncelikle hastanın panoramik filmde ikinci premolar ile birinci molar dişlerinin köklerinin konumları incelenmiştir. Bu bölge povidon iyodür ile silinmiştir. 0,2 cc lokal anestezi (Ultracain DS Forte) yapılmıştır. Öncesinde steril edilmiş mini vidalar, steril başlıkları uyumlu anahtarlar yardımıyla ikinci premolar diş kökü ve birinci molar diş kökü arasındaki yapışık dişeti ile serbest dişetin sınırına üst çenede hafif yukarı alt çenede hafif aşağı konumlanacak şekilde yerleştirilmiştir. Ayrıca hastalara ağız hijyenini sağlama konusu tekrar anlatılmış ve ağız gargaraları önerilmiştir.



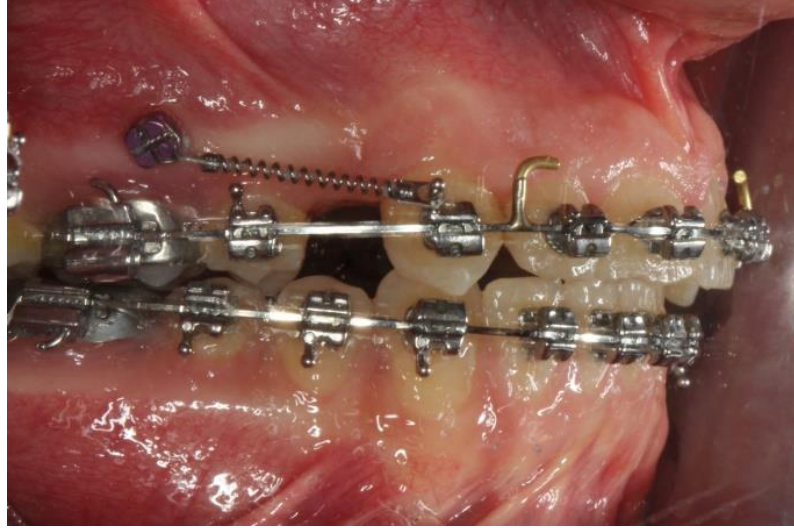
(a)



(b)

Şekil 10. a) Mini vidayı yerleştirmek için kullandığımız anahtar **b)** Ankıraj amaçlı kullandığımız mini vida (MTN-2 koduna sahip mini vida Prof. Dr. Metin Orhan tarafından tasarlanarak Tasarımmed, Türkiye’de üretilmiştir)

Kanın dişi distalizasyonuna başlangıç seansında (T1), öncelikle 0,019×0,025 inch brass posted ark telleri çıkarılarak hastalardan aljinat ile ölçü alınmıştır. Sonrasında çıkarılan ark telleri yeniden yerleştirilmiştir. 150 gr kuvvet uygulayan sentalloy kapalı yayların bir ucu (3M Unitek, Monravia, Calif., USA) mini vidaya 0,010 inch’lik kısa ligatür teli ile bağlanmıştır. Çalışma grubunda kapalı yayın diğer ucu kanin dişi braketinin hookuna bağlanmıştır. Kontrol grubunda ise kısa tel ligatür ile kanin dişi braketine bağlanmıştır. Çok sıkıştırılarak sürtünmeyi arttırmaması için ligatürün bağlanma işleminde laceback’de olduğu gibi bir tur geri çevrilmiş ve sondun ucu ile kontrol edilmiştir. Hastanın ağız içi fotoğrafları çekilmiş, kanin dişlerinden periapikal röntgen film kayıtları alınmış ve periodontal indeksleri yapılmıştır. Hastalara kanin dişi distalizasyonu başladıktan sonraki 1. hafta (T2), 4. hafta (T3) ve 8. haftaya (T4) kontrol randevuları verilmiştir (Şekil 11). Her seansta yukarıda bahsettiğimiz aşamalar sırası ile yapılmıştır. Kanin dişlerinden periapikal röntgen film kayıtları ve periodontal indeksler yalnızca kanin dişi distalizasyonu başlangıcı ve bitiminde alınmıştır. Kanin dişi Angle Sınıf I ilişkiye oturmuş hastalarda distalizasyon işlemi sonlandırılmış, oturmamış hastalarda devam edilmiş ve tüm kayıtlar aynı şekilde alınmıştır.



Şekil 11. Kanin dişin distalize edilmesi için kullanılan mekanik

Kendinden bağlamalı braket (SLB grubu) kullanılarak üst premolar çekimi ve üst-alt premolar çekimi ile tedavi edilmiş birey örnekleri (Şekil 12, 13) ile konvansiyonel braketlerin (CONT grubu) kullanıldığı üst-alt premolar çekimi ile tedavi edilmiş birey örneklerinin fotoğraf kayıtları gösterilmiştir (Şekil 14).



-a-



-b-



-c-

Şekil 12. SLB grubu örnek hasta fotoğrafları a) T0 aşaması ağız dışı fotoğraflar b) T0 aşaması ağız içi fotoğraflar c) T1 aşaması ağız içi fotoğraflar



-d-

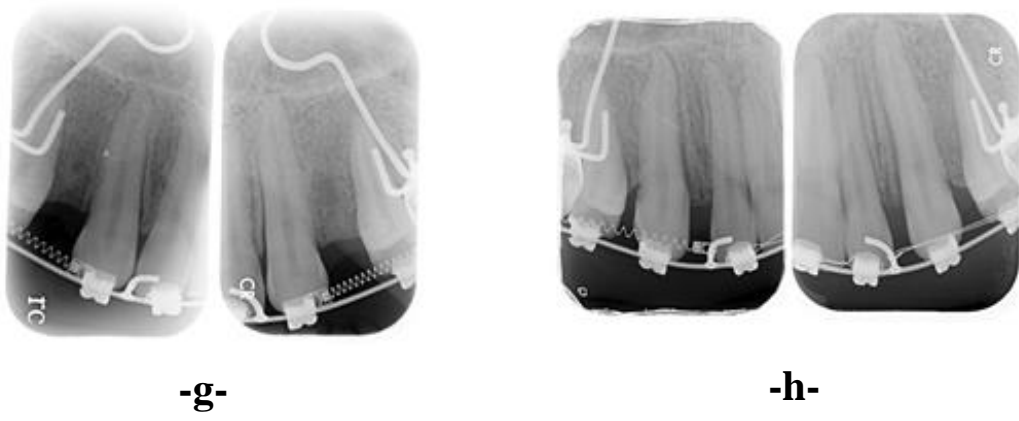


-e-



-f-

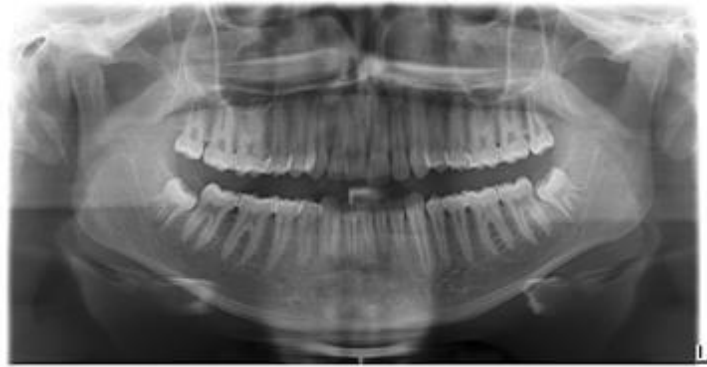
Şekil 12 (devam). SLB grubu örnek hasta fotoğrafları **d)** T2 aşaması ağız içi fotoğraflar **e)** T3 aşaması ağız içi fotoğraflar **f)** T4 aşaması ağız içi fotoğraflar



Şekil 12 (devam). SLB grubu örnek hasta periapikal röntgen kayıtları **g)** T1 aşaması periapikal röntgen kayıtları **h)** T4 aşaması periapikal röntgen kayıtları



-i-



-i-

Şekil 12 (devam). SLB grubu örnek hasta röntgen kayıtları **ı)** T0 aşaması sefalometrik röntgen kayıtları **i)** T0 aşaması panoramik röntgen kayıtları



-a-



-b-



-c-

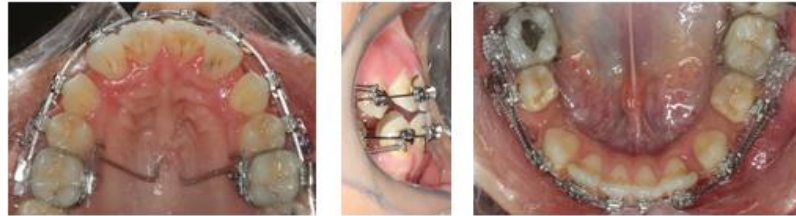
Şekil 13. SLB grubu örnek hasta fotoğrafları a) T0 aşaması ağız dışı fotoğraflar b) T0 aşaması ağız içi fotoğraflar c) T1 aşaması ağız içi fotoğraflar



-d-

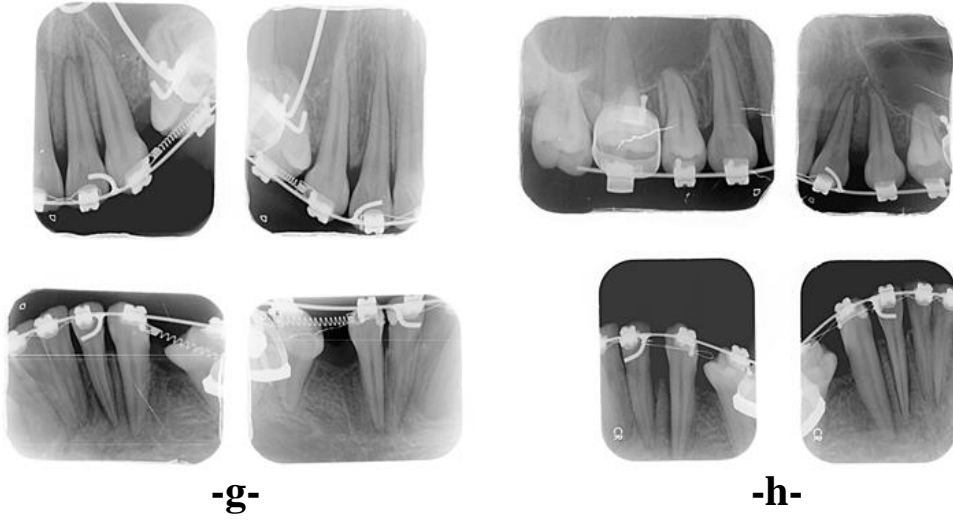


-e-



-f-

Şekil 13 (devam). SLB grubu örnek hasta fotoğrafları **d)** T2 aşaması ağız içi fotoğraflar **e)** T3 aşaması ağız içi fotoğraflar **f)** T4 aşaması ağız içi fotoğraflar



Şekil 13 (devam). SLB grubu örnek hasta periapikal röntgen kayıtları **g)** T1 aşaması periapikal röntgen kayıtları **h)** T4 aşaması periapikal röntgen kayıtları



-i-



-i-

Şekil 13 (devam). SLB grubu örnek hasta röntgen kayıtları **i)** T0 aşaması sefalometrik röntgen kayıtları **i)** T0 aşaması panoramik röntgen kayıtları



-a-

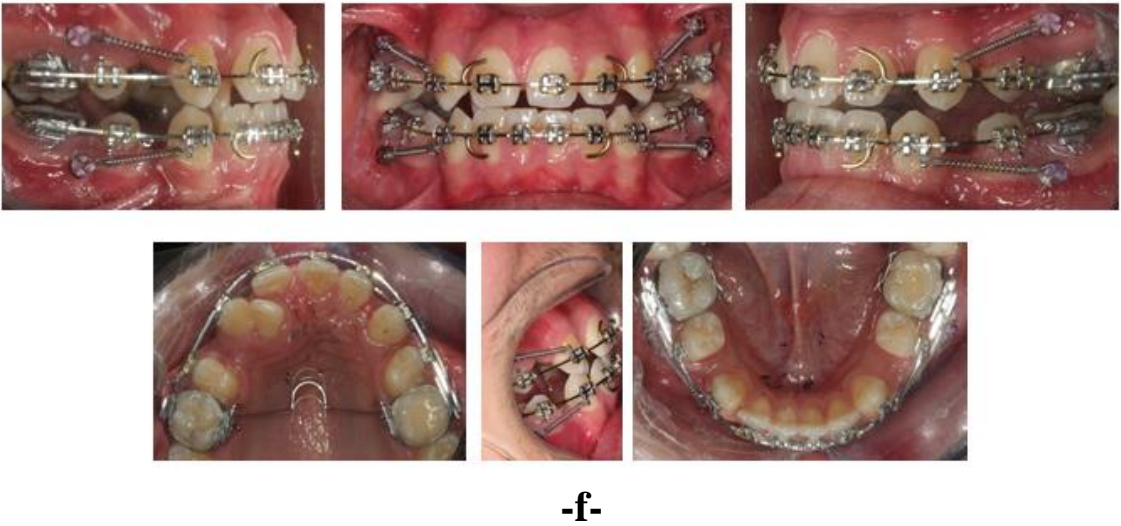
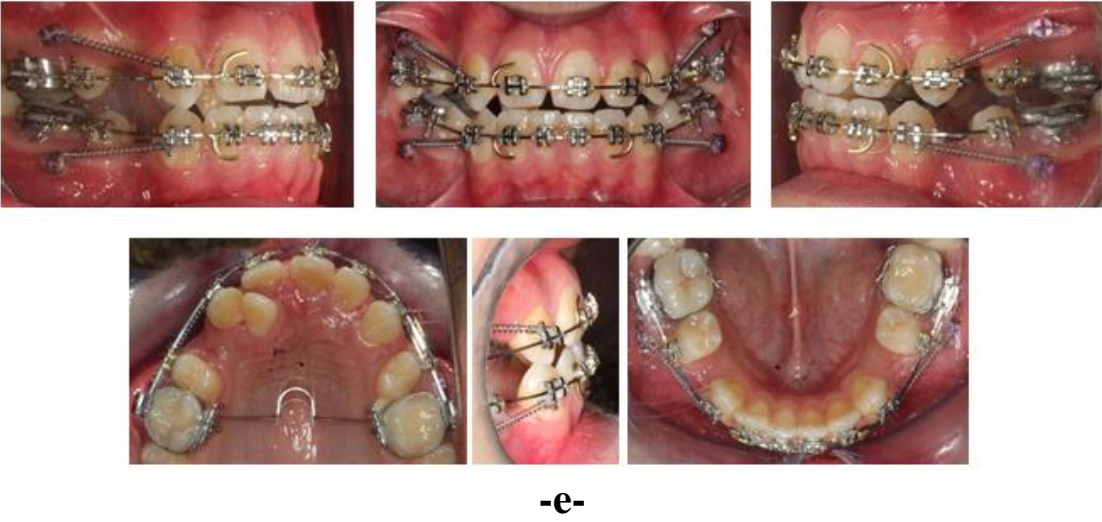
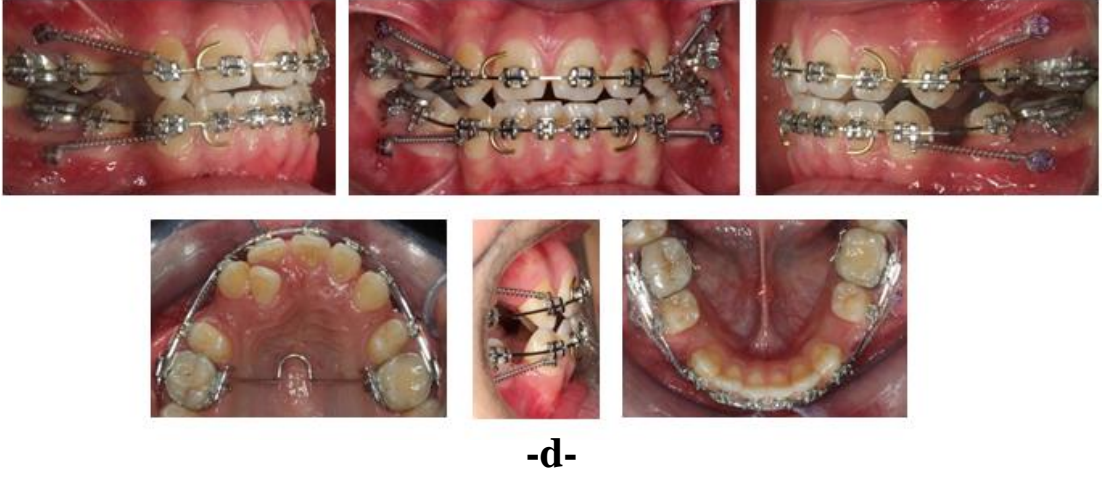


-b-

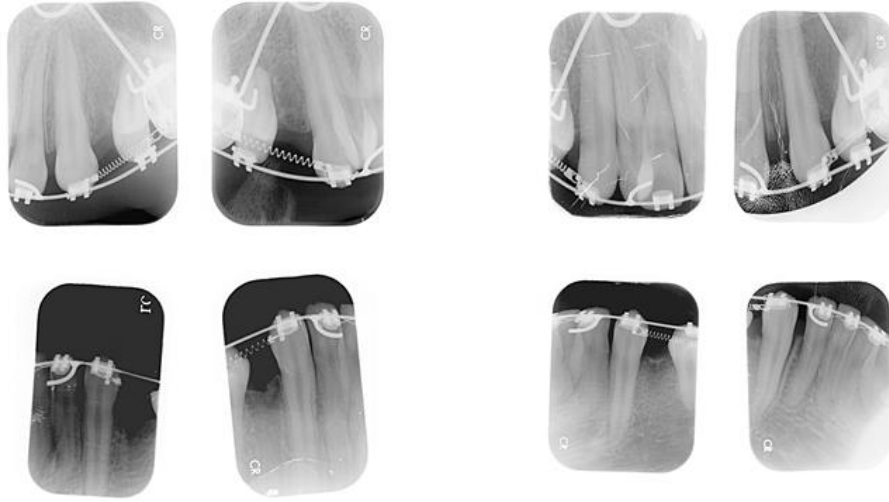


-c-

Şekil 14. CONT grubu örnek hasta fotoğrafları **a)** T0 aşaması ağız dışı fotoğraflar **b)** T0 aşaması ağız içi fotoğraflar **c)** T1 aşaması ağız içi fotoğraflar



Şekil 14 (devam). CONT grubu örnek hasta fotoğrafları **d)** T2 aşaması ağız içi fotoğraflar **e)** T3 aşaması ağız içi fotoğraflar **f)** T4 aşaması ağız içi fotoğraflar



-g-

-h-

Şekil 14 (devam). CONT grubu örnek hasta periapikal röntgen kayıtları g) T1 aşaması periapikal röntgen kayıtları h) T4 aşaması periapikal röntgen kayıtları



-i-

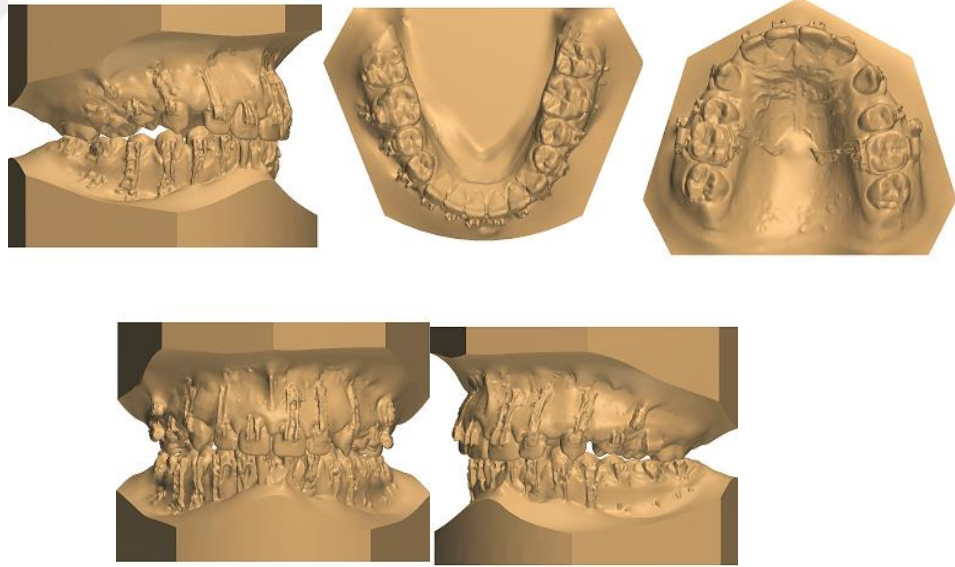


-i-

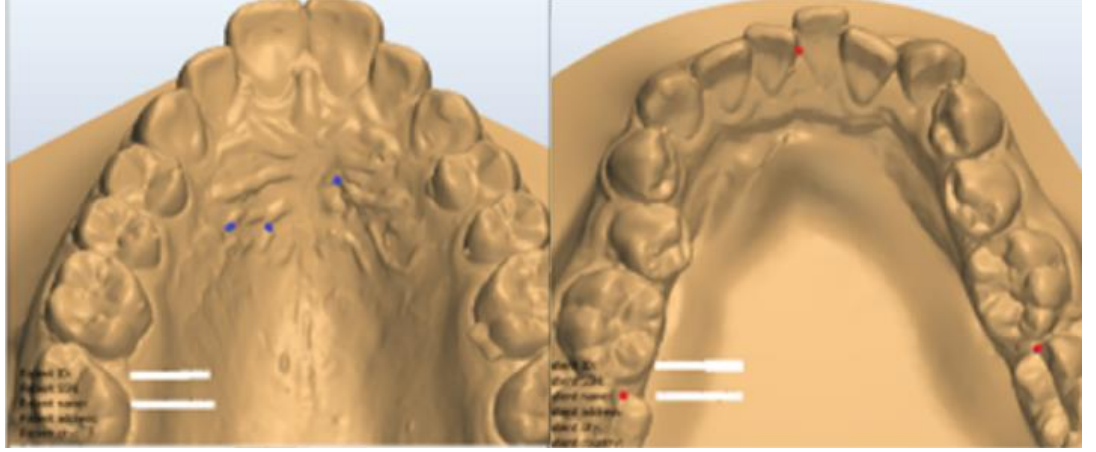
Şekil 14 (devam). SLB grubu örnek hasta röntgen kayıtları i) T0 aşaması sefalometrik röntgen kayıtları T0 aşaması panoramik röntgen kayıtları

3.2.2. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri

Çalışmamızda hastalardan elde ettiğimiz tüm modeller kanin dişin distalizasyonunun başında (T1), 1 hafta sonrasında (T2), 4 hafta sonrasında (T3), 8 hafta sonrasında (T4) ve kanin dişi distalizasyonunun sonunda olmak üzere sınıflandırılmış ve üç boyutlu model tarama cihazı ile (Orthoanalyzer, 3Shape, Kopenhag, Danimarka) taranarak bilgisayar ortamında kayıt altına alınmıştır (Şekil 15). Aynı bireyden elde edilen modeller üst çene palatal rugaların medial ve lateral noktaları kullanılarak T1-T2, T1-T3 ve T1-T4 olacak şekilde karşılaştırılmıştır. Alt çene modelleri ise santral dişlerin gingival kontakt noktası ile sağ ve sol ikinci molar dişlerin mesial kontak noktaları işaretlenerek karşılaştırılmıştır (Şekil 16). Karşılaştırılan modeller üzerinde kanin dişin distalizasyon (mm), rotasyon ($^{\circ}$) ve devrilme ($^{\circ}$) miktarları ölçülmüştür. Ayrıca hastanın modeli üzerinde kaliper kullanılarak bu ölçümler tekrarlanmıştır. Bütün ölçümler aynı araştırmacı tarafından yapılmıştır. Bu ölçümlerin yapılabilmesi için referans noktalar ve düzlemler belirlenmiştir. Belirlenen bu nokta ve düzlemlerin tanımları yapılmıştır.



Şekil 15. Dijital modeller



-a-

-b-

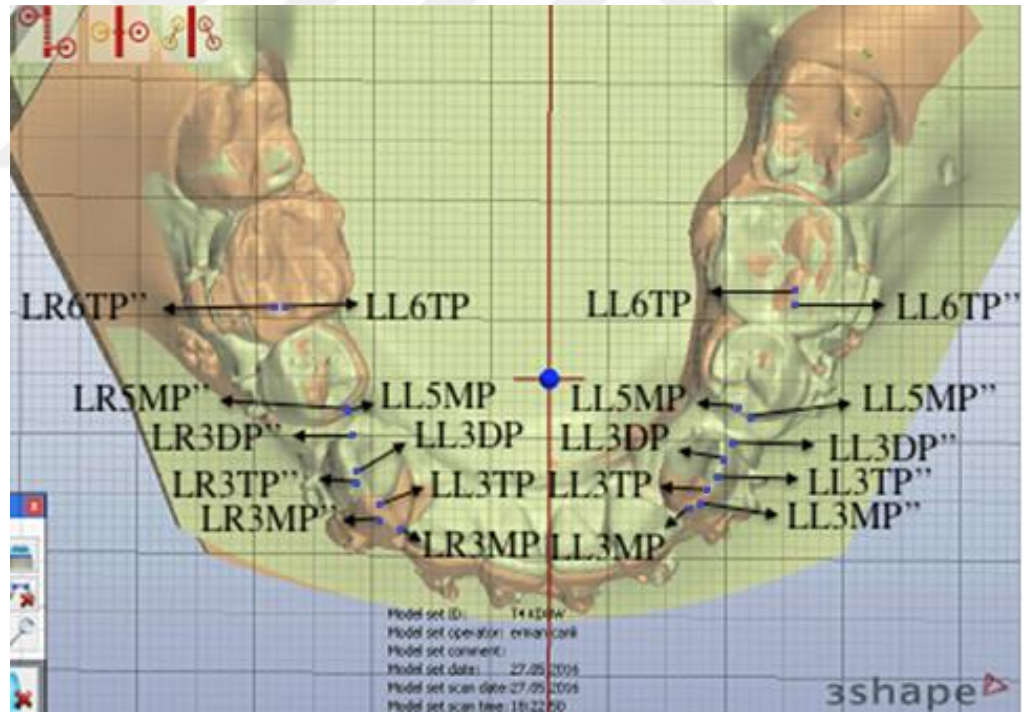
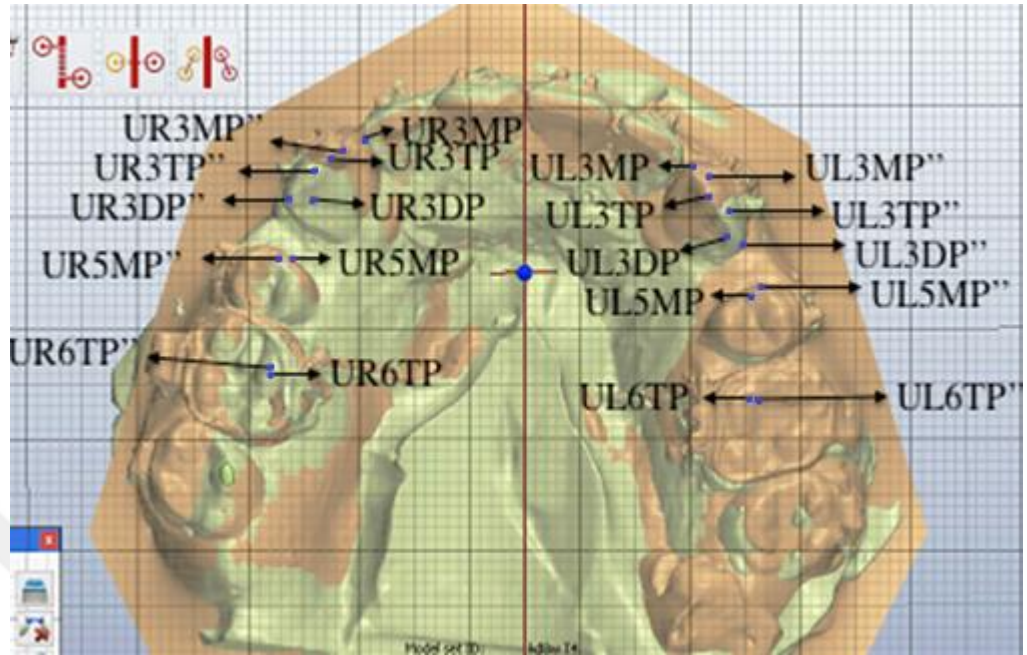
Şekil 16. Maksiller (a) ve mandibular (b) dijital ortodontik modellerde çakıştırma noktaları

Dijital Ortodontik Model Üzerinde Belirlenen Noktalar (Şekil 17):

1. Üst Sağ 3_Tüberkül (UR3TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sağ kanin dişinin tüberkül tepesi.
2. Üst Sol 3_Tüberkül (UL3TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sol kanin dişinin tüberkül tepesi.
3. Alt Sağ 3_Tüberkül (LR3TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sağ kanin dişinin tüberkül tepesi.
4. Alt Sol 3_Tüberkül (LL3TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sol kanin dişinin tüberkül tepesi.
5. Üst Sağ 3_Meziyal (UR3MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sağ kanin dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
6. Üst Sol 3_Meziyal (UL3MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sol kanin dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
7. Alt Sağ 3_Meziyal (LR3MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sağ kanin dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
8. Alt Sol 3_Meziyal (LL3MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sol kanin dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
9. Üst Sağ 3_Distal (UR3DP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sağ kanin dişinin distal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.

10. Üst Sol 3_Distal (UL3DP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sol kanin dişinin distal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
11. Alt Sağ 3_Distal (LR3DP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sağ kanin dişinin distal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
12. Alt Sol 3_Distal (LL3DP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sol kanin dişinin distal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
13. Üst Sağ 5_Meziyal (UR5MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sağ ikinci premolar dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
14. Üst Sol 5_Meziyal (UL5MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sol ikinci premolar dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
15. Alt Sağ 5_Meziyal (LR5MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sağ ikinci premolar dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
16. Alt Sol 5_Meziyal (LL5MP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sol ikinci premolar dişinin meziyal kenarına teğet çizildiğinde elde edilen nokta.
17. Üst Sağ 6 Tüberkül (UR6TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sağ birinci molar dişinin meziyopalatinal tüberkül tepesi.
18. Üst Sol 6 Tüberkül (UL6TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında üst sol birinci molar dişinin meziyopalatinal tüberkül tepesi.
19. Alt Sağ 6 Tüberkül (LR6TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sağ birinci molar dişinin meziyopalatinal tüberkül tepesi.
20. Alt Sol 6 Tüberkül (LL6TP) Noktası: Taranmış modele okluzalden bakıldığında alt sol birinci molar dişinin meziyopalatinal tüberkül tepesi.

a



b

Şekil 17. Maksiller (a) ve mandibular (b) dijital ortodontik modeller üzerinde belirlenen noktalar

Dijital Ortodontik Model Üzerinde Belirlenen Düzlemler

Rotasyon, Ankıraj Kaybı ve Distalizasyon Miktarının Ölçülmesinde Kullanılan Düzlemler

1. 11-21CP - UR6TP - UL6TP: Üst santral kesici dişlerin temas noktası ile üst sağ ve sol birinci molar dişlerinin meziyopalatinal tüberküllerinin oluşturduğu düzlem.
2. 31-41CP - LR7MP - LL7MP: Alt santral kesici dişlerin temas noktası ile alt sağ ve sol ikinci molar dişlerinin mezial kenarına teğet çizildiğinde elde edilen noktaların oluşturduğu düzlem.

Tipping Miktarının Ölçülmesinde Kullanılan Düzlemler

3. 13MP - 13DP: Sağ üst kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.
4. 23MP - 23DP: Sol üst kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.
5. 33MP - 33DP: Sol alt kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.
6. 43MP - 43DP: Sağ alt kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğruya paralel olarak oluşturulan düzlem.

Dijital Ortodontik Model Mesafe Ölçümleri (Şekil 18)

Bundan sonraki kısımda kullanılacak “ işaretleri çakıştırılan 2. modeli ifade etmek amacıyla kullanılacaktır.

1. UR3TP-UR3TP’’: Çakıştırılan iki model üzerinde üst çene sağ taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.
2. UL3TP-UL3TP’’: Çakıştırılan iki model üzerinde üst çene sol taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.
3. LR3TP-LR3TP’’: Çakıştırılan iki model üzerinde alt çene sağ taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.
4. LL3TP-LL3TP’’: Çakıştırılan iki model üzerinde alt çene sol taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

5. UR3DP-UR5MP: akıştırmada seçilen ilk modelde st çene sağ kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

6. UR3DP''-UR5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde st çene sağ kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

7. UL3DP-UL5MP: akıştırmada seçilen ilk modelde st çene sol kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

8. UL3DP''-UL5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde st çene sol kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

9. LR3DP-LR5MP: akıştırmada seçilen ilk modelde alt çene sağ kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

10. LR3DP''-LR5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde alt çene sağ kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

11. LL3DP-LL5MP: akıştırmada seçilen ilk modelde alt çene sol kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

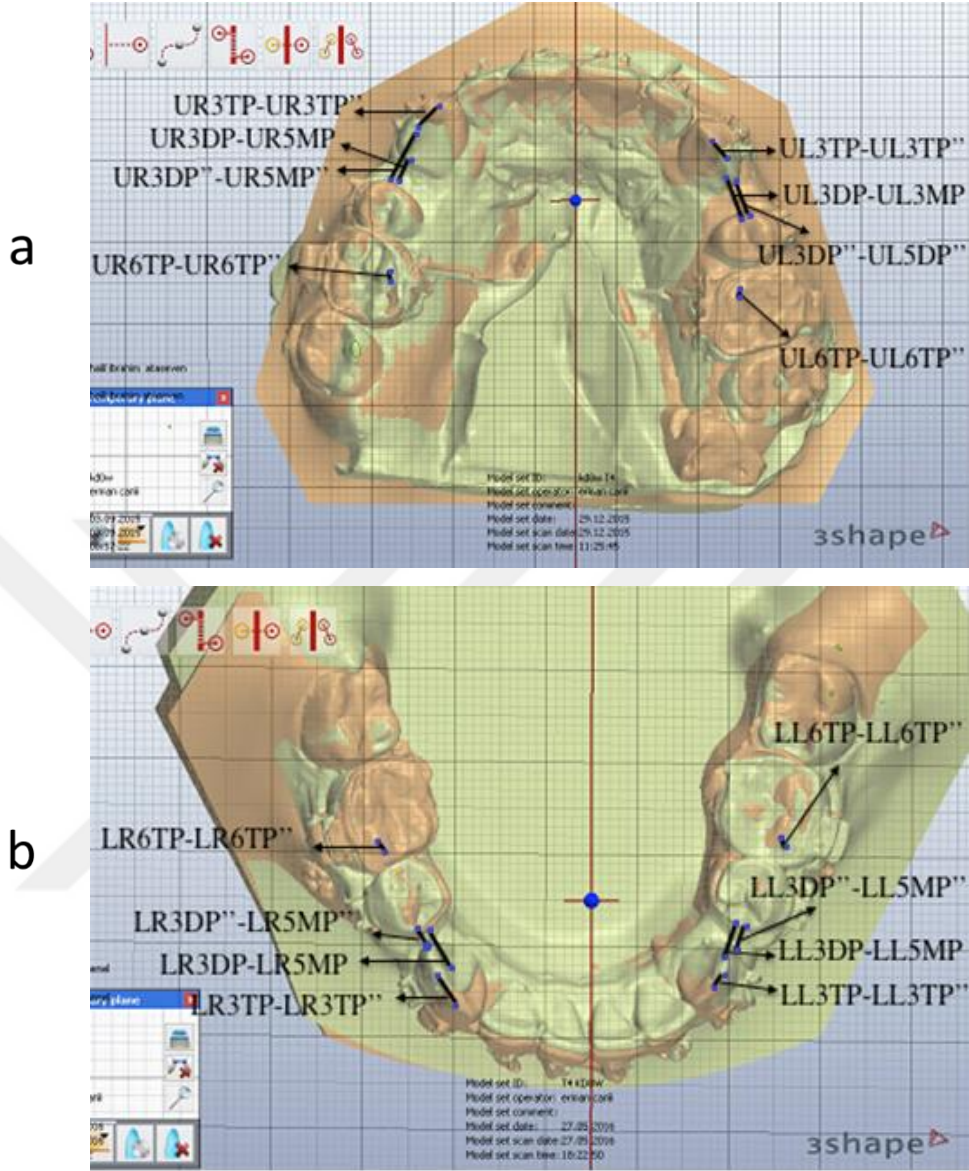
12. LL3DP''-LL5MP'': akıştırmada seçilen ikinci modelde alt çene sol kanin dişinin oklzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişinin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe.

13. UR6MPTP-UR6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde st sağ birinci molar dişlerinin meziyopalatinal tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

14. UL6MPTP-UL6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde st sol birinci molar dişlerinin meziyopalatinal tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

15. LR6MPTP-LR6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt sağ birinci molar dişlerinin meziyopalatinal tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.

16. LL6MPTP-LL6MPTP'': Çakıştırılan iki model üzerinde alt sol birinci molar dişlerinin meziyopalatinal tüberkül tepeleri arasındaki mesafe.



Şekil 18. Maksiller (a) ve mandibular (b) dijital ortodontik modeller üzerinde yapılan mesafe ölçümleri

Kanın Distalizasyon Miktarının Ölçülmesi (mm)

Aynı bireye ait taranmış dijital modeller T1-T2, T1-T3, T1-T4 olacak şekilde daha önce tanımlanan anatomik noktalar üzerinde çakıştırılmıştır. Üst çenede santral kesici dişlerin okluzal temas noktası ile üst sağ ve sol birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberküllerinin oluşturduğu fonksiyonel okluzal düzlem üzerinde aynı taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri işaretlenip iki tüberkül tepe noktaları arasındaki uzaklık mm cinsinden ölçülerek kaydedilmiştir. Alt çenede alt santral kesici dişlerin okluzal temas noktası ile alt sağ ve sol ikinci molar dişlerin bukkal

tüberküllerinin oluşturduğu fonksiyonel okluzal düzlem üzerinde aynı taraftaki kanin dişlerinin tüberkül tepeleri işaretlenip iki tüberkül tepe noktaları arasındaki uzaklık mm cinsinden ölçülerek kaydedilmiştir. 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 (Right) 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 ($T2L3Dist = LR3TP - LR3TP''$).

Çekim Boşluğu Miktarının Ölçülmesi (mm)

Aynı bireye ait çakıştırılmış dijital modeller üzerinde seçilen ilk modelde ve ikinci modelde ayrı olarak her bir yarım çenedeki kanin dişinin oklüzalden bakıldığında distaline çizilen teğetin temas noktası ile ikinci premolar dişin mezialine çizilen teğetin temas noktası arasındaki mesafe ölçülmüştür. Üst sağ arkta tanımlanan mesafe T1USpace değeri olarak kaydedilmiştir ($T1USpace = UR3DP - UR5MP$). Ölçümler T1-T2, T1-T3, T1-T4 safhaları olmak üzere alt-üst sağ ve sol kanin dişleri için aynı şekilde yapılmıştır.

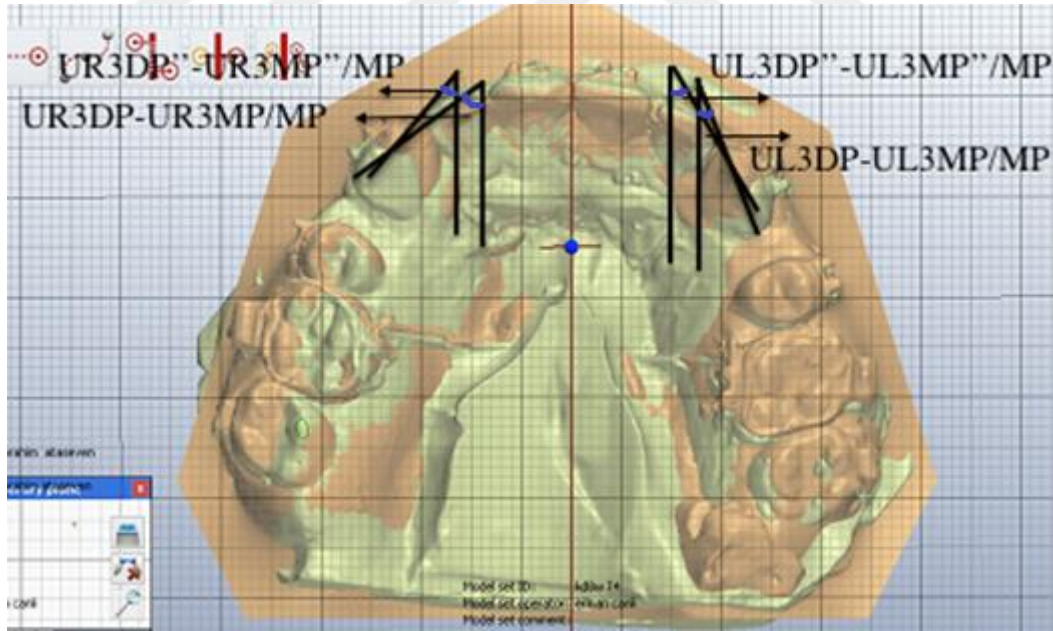
Molar Dişin Çekim Boşluğuna Mesial Hareketinin Ölçülmesi (mm)

Aynı bireye ait çakıştırılmış dijital modeller üzerinde aynı taraftaki birinci molar dişlerin meziyopalatinal tüberkül tepeleri arasındaki uzaklık mm cinsinden ölçülerek kaydedilmiştir. T1 safhasına ait modelde üst çene sağ birinci molar dişin meziyopalatinal tüberkül tepesi (UR6TP) ile T2 safhasına ait modelde üst birinci molar dişin meziyopalatinal tüberkül tepesi (UR6TP'') arasındaki mesafe T2U6Mez değeri olarak kaydedilmiştir ($T2U6Mez = UR6TP - UR6TP''$). Ölçümler T1-T2, T1-T3, T1-T4 safhaları olmak üzere üst-alt sağ ve sol molar dişleri için aynı şekilde yapılmıştır.

Dijital Ortodontik Model Üzerinde Yapılan Açısal Ölçümler

Kanın Dişi Rotasyon Miktarının Ölçülmesi(°) (Şekil 19)

1. UR3MP-UR3DP /ML: Üst sağ kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, üst ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu açı.
2. UL3MP-UL3DP / ML: Üst sol kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, üst ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu açı.
3. LR3MP-LR3DP / ML: Alt sağ kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, alt ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu açı.
4. LL3MP-LL3DP / ML: Alt sol kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, alt ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu açı.



Şekil 19. Dijital ortodontik modeller üzerinde kanin dişi rotasyon miktarının ölçülmesi

Aynı bireye ait çakıştırılmış dijital modeller üzerinde her bir yarım çenedeki kanin dişinin mezial ve distalinden geçen doğrunun, üst çenede üst ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu ve alt çenede alt ortodontik modelin orta hattı (ML) ile

oluşturduğu açı ölçülmüştür. T1 safhasında üst sağ kanin dişinin mezial ve distal noktalarından geçen doğrunun, üst ortodontik modelin orta hattı (ML) ile oluşturduğu açı T1U3Rot değeri olarak kaydedilmiştir. Ölçümler T1-T2, T1-T3, T1-T4 safhaları olmak üzere üst-alt sağ ve sol kanin dişleri için aynı şekilde yapılmıştır.

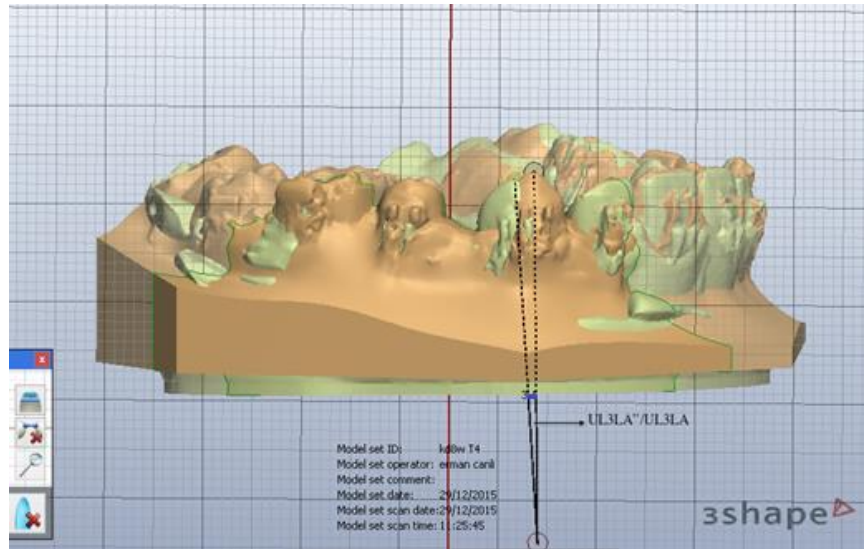
Kanin Dişi Tipping Miktarının Ölçülmesi(°) (Şekil 20)

1. UR3LA-UR3LA'': Çakıştırılan modellere sagittal düzlemden bakıldığında birinci modelde üst sağ kanin dişinin uzun aksı ile ikinci modelde üst sağ kanin dişinin uzun aksı arasında oluşan açı.

2. UL3LA-UL3LA'': Çakıştırılan modellere sagittal düzlemden bakıldığında birinci modelde üst sol kanin dişinin uzun aksı ile ikinci modelde üst sol kanin dişinin uzun aksı arasında oluşan açı.

3. LR3LA-LR3LA'': Çakıştırılan modellere sagittal düzlemden bakıldığında birinci modelde üst sağ kanin dişinin uzun aksı ile ikinci modelde üst sağ kanin dişinin uzun aksı arasında oluşan açı.

4. LL3LA-LL3LA'': Çakıştırılan modellere sagittal düzlemden bakıldığında birinci modelde üst sol kanin dişinin uzun aksı ile ikinci modelde üst sol kanin dişinin uzun aksı arasında oluşan açı.



Şekil 20. Dijital ortodontik modeller üzerinde kanin dişi devrilme miktarının ölçülmesi

Aynı bireye ait karşılaştırılmış dijital modeller üzerinde sagittal düzlemden bakıldığında her bir yarım çenede ölçümler ayrı ayrı yapılmıştır. Birinci modelde (T1) üst sağ kanin dişinin uzun aksı ile ikinci modelde (T2) üst sağ kanin dişinin uzun aksı arasında oluşan açı farkı hesaplanarak T2U3Tip değeri ($T2U3Tip = UR3LA - UR3LA'$) olarak kaydedilmiştir. Ölçümler T1-T2, T1-T3, T1-T4 safhaları olmak üzere üst-alt sağ ve sol kanin dişleri için aynı şekilde yapılmıştır.

3.2.3. Plak İndeksi, Dişeti İndeksi ve Cep Derinliği Ölçümleri

Araştırma ve kontrol grubundaki bireylerde T0, T1 ve T4 aşamalarında plak indeksi, dişeti indeksi ve cep derinliği 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

Tüm dişlerin mesial, distal, vestibül ve lingual olmak üzere dört kısımdaki yüzeylerinin dental plak kalınlığı sond yardımı ile değerlendirilmiştir. Bu değerler toplanıp aritmetik ortalaması alınarak bireyin plak indeksi değeri belirlenmiştir (Sillness ve Loe, 1964).

Plak indeksi değerleri;

- 0** Plak yok
- 1** Serbest dişeti kenarı ve komşu diş yüzeyinde film şeklinde plak var. Çıplak gözle görülemez ancak sond yardımı ile belirlenebilir.
- 2** Dişeti kenarı, dişeti cebi ve komşu diş yüzeylerinde çıplak gözle görülebilir seviyede plak birikimi var.
- 3** Dişeti kenarında ve cebinde fazla miktarda plak birikimi var.

Dişeti İndeksi

Tüm dişlerin mesial, distal, vestibül ve lingual olmak üzere dört kısımdaki yüzeylerinin kanaması değerlendirilmiştir. Bu değerler toplanır ve aritmetik ortalaması alınarak bireyin dişeti indeksi değeri belirlenmiş olur (Loe ve Sillness, 1963).

Dişeti indeksi değerleri;

- 0** Enflamasyon yok.

- 1 Hafif enflamasyon, renk değişikliği ve ödem var, sondalamada kanama yok.
- 2 Orta seviyede enflamasyon, renk değişikliği ve ödem var, sondalamada kanama var.
- 3 İleri seviyede enflamasyon, renk değişikliği ve ödem var, kendiliğinden kanama görülebilir.

Cep Derinliği

Üst çene dişlerinin mesiobukkal, mesiopalatinal, distobukkal, distopalatinal, bukkal ve palatinal, alt çene dişlerinin mesiobukkal, mesiolingual, distobukkal, distolingual, bukkal ve lingual olmak üzere altı kısımdaki dişetin cep derinliği ölçülmüştür. Bu değerler toplanmış ve aritmetik ortalaması alınarak bireyin cep derinliği belirlenmiştir.

3.3. İstatistik Analizler

Bu çalışmada dijital ölçümlerdeki hata payını hesaplamak amacıyla 33 adet dijital ölçüm aynı araştırmacı tarafından 2 hafta sonra tekrarlandı. Dijital modeller üzerinde açısal ve doğrusal ölçümlerin tekrarı yapılarak önceden hazırlanmış formlara aktarıldı. Ölçümlerdeki hata payının saptanmasında tekrarlanan bu iki ölçüm kullanıldı. 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 sayısıdır. Dijital ölçümde belirlenen noktalar ikinci kez belirlenmediği için bu noktaların lokalizasyonuna ilişkin her hangi bir hata payı hesaplanmadı. Ancak yapılan açısal ve doğrusal ölçümlerdeki hata payı saptandı ve bu hata paylarının açısal ölçümler için $\pm 0,3^\circ$ 'yi ve doğrusal ölçüm için $\pm 0,1$ mm'yi geçmediği saptandı.

Elde edilen tüm verilerin normal bir dağılım gösterip göstermediğinin tespiti için Shapiro-Wilk normal dağılım istatistiği kullanıldı. 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 kullanıldı (Wilcoxon Signed, Mann-Whitney U, Friedman ve Kruskal-Wallis).

SLB ve CONT gruplarında grup içi T0, T1, T2 ve T3 ölçümleri arasındaki karşılaştırmalar normal dağılım gösteren veriler için eşleştirilmiş (paired) Students' t testi uygulandı. Gruplar arası farkların araştırılmasında normal dağılıma sahip verilerde eşleşmemiş (independent) Students' t-testi uygulandı. Normal dağılım göstermeyen 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 uygulandı.

Bu çalışmadaki bütün tanımlayıcı istatistikler ve analizler SPSS (versiyon 23,0) istatistik paketi kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

Bu bölümde, premolar diş çekimi ile tedavi edilen kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı araştırma grubu (SLB) ve konvansiyonel braketlerin kullanıldığı kontrol grubunun (CONT) dijital ortodontik model ve periodontal indeks ölçümlerinden elde edilen verilerin genel değerlendirilmesi, grup içi ve gruplar arası karşılaştırmaların istatistiksel analiz sonuçları verilmektedir.

4.1. Grup İçi Değerlendirmeler

Yapılan bu çalışmada kanin dişlerin distalizasyonu sırasında araştırma ve kontrol gruplarından elde edilen veriler iki ana başlık altında toplanmıştır. 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.

4.1.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri

Üst ve alt kanin dişlerin distalizasyonları sırasında kanin dişin hareket miktarı, rotasyonu ve tippingi ile molar dişlerin mesializasyon miktarlarının ölçüldüğü bu çalışma sırasında elde edilen verilerin genel değerlendirmesi yapılmıştır.

SLB grubu içerisinde üst çeneden ve alt çeneden elde edilen veriler kıyaslandığında her iki çene arasında bazı ölçümlerde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar olduğu saptanmıştır. Bu nedenle her iki çeneye ait veriler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Ancak aynı çenedeki sağ-sol veriler kıyaslandığında hiçbir veri grubunda istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmamıştır (Tablo 2). Bundan dolayı aynı çenedeki (üst veya alt) sağ ve sol ölçümlerinden elde edilen veriler aynı havuzda toplanmıştır (data pooled). Bundan sonraki tüm istatistiksel analizlerde aynı çenedeki sağ-sol verilerin birleştirilmiş hali kullanılmıştır.

SLB grubunda verilerin normal dağılım gösterdiği saptanmıştır (Ek 4, 5, 6) ve bu nedenle grup içi karşılaştırmalarda (sağ-sol ölçümler) eşleşmemiş (independent) Students' *t*-testi uygulanmıştır (Tablo 2).

Tablo 2. SLB grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

		95% Güven Aralığı								
		Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.	P
T2U3Dist	SLB/SAĞ	18	0,62	0,13	0,03	0,55	0,68	0,41	0,87	
	SLB/SOL	16	0,59	0,18	0,05	0,50	0,69	0,34	0,87	0,701
	Toplam	34	0,61	0,16	0,03	0,55	0,66	0,34	0,87	
T3U3Dist	SLB/SAĞ	18	1,46	0,37	0,09	1,28	1,65	0,75	1,99	
	SLB/SOL	16	1,42	0,47	0,12	1,17	1,67	0,53	2,36	0,781
	Toplam	34	1,44	0,41	0,07	1,30	1,59	0,53	2,36	
T4U3Dist	SLB/SAĞ	17	2,36	0,54	0,13	2,08	2,64	1,29	3,41	
	SLB/SOL	15	2,43	0,54	0,14	2,13	2,74	1,13	3,18	0,707
	Toplam	32	2,40	0,53	0,09	2,20	2,59	1,13	3,41	
T1U3Space	SLB/SAĞ	18	4,52	1,43	0,34	3,81	5,24	1,53	7,61	
	SLB/SOL	16	4,49	1,50	0,38	3,69	5,29	1,44	7,08	0,940
	Toplam	34	4,51	1,44	0,25	4,00	5,01	1,44	7,61	
T2U3Space	SLB/SAĞ	18	3,92	1,41	0,33	3,22	4,62	0,86	6,96	
	SLB/SOL	16	3,98	1,44	0,36	3,21	4,74	1,15	6,38	0,909
	Toplam	34	3,95	1,40	0,24	3,46	4,44	0,86	6,96	
T3U3Space	SLB/SAĞ	18	3,11	1,46	0,34	2,39	3,84	0,16	6,25	
	SLB/SOL	16	3,17	1,56	0,39	2,34	4,00	0,73	5,52	0,910
	Toplam	34	3,14	1,48	0,25	2,62	3,66	0,16	6,25	
T4U3Space	SLB/SAĞ	17	2,15	1,38	0,34	1,44	2,86	0,07	4,95	
	SLB/SOL	15	2,24	1,50	0,39	1,40	3,07	0,12	4,76	0,870
	Toplam	32	2,19	1,42	0,25	1,68	2,70	0,07	4,95	
T2U6Mez	SLB/SAĞ	18	0,13	0,05	0,01	0,11	0,16	0,05	0,25	
	SLB/SOL	17	0,11	0,06	0,01	0,08	0,14	0,04	0,23	0,252
	Toplam	35	0,12	0,05	0,01	0,10	0,14	0,04	0,25	
T3U6Mez	SLB/SAĞ	18	0,17	0,07	0,02	0,14	0,21	0,06	0,33	
	SLB/SOL	17	0,21	0,15	0,04	0,13	0,28	0,06	0,71	0,386
	Toplam	35	0,19	0,11	0,02	0,15	0,23	0,06	0,71	
T4U6Mez	SLB/SAĞ	17	0,19	0,07	0,02	0,16	0,23	0,07	0,35	
	SLB/SOL	16	0,26	0,12	0,03	0,20	0,33	0,13	0,59	0,047
	Toplam	33	0,23	0,10	0,02	0,19	0,26	0,07	0,59	
T1U3Rot	SLB/SAĞ	18	30,86	12,12	2,86	24,83	36,89	0,00	56,40	
	SLB/SOL	16	34,88	5,88	1,47	31,74	38,01	23,50	44,10	0,238
	Toplam	34	32,75	9,77	1,68	29,34	36,16	0,00	56,40	
T2U3Rot	SLB/SAĞ	18	31,07	8,64	2,04	26,78	35,37	15,30	52,20	
	SLB/SOL	16	33,38	5,04	1,26	30,69	36,07	22,70	38,70	0,356
	Toplam	34	32,16	7,17	1,23	29,66	34,66	15,30	52,20	
T3U3Rot	SLB/SAĞ	18	29,06	8,24	1,94	24,96	33,16	15,10	51,10	
	SLB/SOL	16	31,53	5,14	1,28	28,79	34,27	21,80	38,10	0,310
	Toplam	34	30,22	6,97	1,20	27,79	32,66	15,10	51,10	
T4U3Rot	SLB/SAĞ	17	26,56	7,50	1,82	22,70	30,42	14,30	42,30	
	SLB/SOL	15	28,70	4,70	1,21	26,10	31,30	20,80	35,30	0,349
	Toplam	32	27,56	6,34	1,12	25,28	29,85	14,30	42,30	
T2U3Tip	SLB/SAĞ	18	1,17	0,68	0,16	0,83	1,50	0,50	3,20	
	SLB/SOL	16	1,08	0,36	0,09	0,88	1,27	0,50	1,80	0,633
	Toplam	34	1,12	0,55	0,09	0,93	1,31	0,50	3,20	
T3U3Tip	SLB/SAĞ	18	2,48	1,09	0,26	1,94	3,08	0,70	3,90	
	SLB/SOL	16	2,13	1,04	0,26	1,57	2,68	0,80	4,80	0,342
	Toplam	34	2,31	1,06	0,18	1,94	2,68	0,70	4,80	

Tablo 2 (devam). SLB grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

T4U3Tip	SLB/SAĞ	17	4,48	1,87	0,45	3,51	5,44	1,60	8,20	0,722
	SLB/SOL	15	4,24	1,84	0,48	3,22	5,26	1,40	7,90	
	Toplam	32	4,37	1,83	0,32	3,71	5,03	1,40	8,20	
T2L3Dist	SLB/SAĞ	8	0,49	0,14	0,05	0,37	0,60	0,25	0,64	0,028
	SLB/SOL	8	0,34	0,09	0,03	0,26	0,42	0,22	0,44	
	Toplam	16	0,41	0,14	0,03	0,34	0,49	0,22	0,64	
T3L3Dist	SLB/SAĞ	8	1,25	0,28	0,10	1,02	1,48	0,73	1,52	0,002
	SLB/SOL	8	0,79	0,22	0,08	0,61	0,97	0,42	1,06	
	Toplam	16	1,02	0,34	0,08	0,84	1,20	0,42	1,52	
T4L3Dist	SLB/SAĞ	7	1,75	0,29	0,11	1,48	2,02	1,36	2,24	0,059
	SLB/SOL	7	1,33	0,45	0,17	0,91	1,74	0,87	2,08	
	Toplam	14	1,54	0,42	0,11	1,29	1,78	0,87	2,24	
T1LSpace	SLB/SAĞ	8	4,40	1,51	0,54	3,13	5,66	2,37	7,04	0,609
	SLB/SOL	8	3,96	1,83	0,65	2,43	5,49	1,20	6,92	
	Toplam	16	4,18	1,64	0,41	3,31	5,05	1,20	7,04	
T2LSpace	SLB/SAĞ	8	3,96	1,52	0,54	2,69	5,24	1,85	6,66	0,625
	SLB/SOL	8	3,54	1,86	0,66	1,98	5,09	0,86	6,67	
	Toplam	16	3,75	1,66	0,41	2,87	4,63	0,86	6,67	
T3LSpace	SLB/SAĞ	8	3,33	1,41	0,50	2,15	4,50	1,41	5,93	0,788
	SLB/SOL	8	3,10	1,86	0,66	1,54	4,66	0,72	6,67	
	Toplam	16	3,21	1,60	0,40	2,36	4,06	0,72	6,67	
T4LSpace	SLB/SAĞ	7	2,73	1,61	0,61	1,25	4,22	0,86	5,18	0,982
	SLB/SOL	7	2,71	1,79	0,68	1,06	4,37	0,32	6,20	
	Toplam	14	2,72	1,63	0,44	1,78	3,67	0,32	6,20	
T2L6Mez	SLB/SAĞ	8	0,12	0,06	0,02	0,07	0,16	0,05	0,21	0,298
	SLB/SOL	8	0,21	0,25	0,09	0,01	0,42	0,05	0,80	
	Toplam	16	0,16	0,18	0,04	0,07	0,26	0,05	0,80	
T3L6Mez	SLB/SAĞ	8	0,17	0,07	0,03	0,11	0,24	0,05	0,27	0,670
	SLB/SOL	8	0,19	0,10	0,03	0,11	0,27	0,05	0,37	
	Toplam	16	0,18	0,08	0,02	0,14	0,23	0,05	0,37	
T4L6Mez	SLB/SAĞ	7	0,23	0,08	0,03	0,15	0,30	0,14	0,36	0,266
	SLB/SOL	7	0,33	0,21	0,08	0,13	0,53	0,14	0,75	
	Toplam	14	0,28	0,16	0,04	0,18	0,37	0,14	0,75	
T1L3Rot	SLB/SAĞ	8	32,58	7,26	2,57	26,50	38,65	19,90	44,40	0,606
	SLB/SOL	8	30,89	5,40	1,91	26,37	35,40	22,50	36,20	
	Toplam	16	31,73	6,24	1,56	28,40	35,06	19,90	44,40	
T2L3Rot	SLB/SAĞ	8	31,33	6,77	2,39	25,66	36,99	19,80	44,20	0,606
	SLB/SOL	8	29,73	5,27	1,86	25,32	34,13	21,70	36,10	
	Toplam	16	30,53	5,92	1,48	27,37	33,68	19,80	44,20	
T3L3Rot	SLB/SAĞ	8	28,61	5,38	1,90	24,12	33,11	18,10	36,00	0,703
	SLB/SOL	8	29,70	5,80	2,05	24,85	34,55	21,40	37,80	
	Toplam	16	29,16	5,43	1,36	26,26	32,05	18,10	37,80	
T4L3Rot	SLB/SAĞ	7	27,97	5,96	2,25	22,46	33,49	17,70	36,50	0,761
	SLB/SOL	7	28,94	5,73	2,17	23,64	34,24	20,90	35,10	
	Toplam	14	28,46	5,64	1,51	25,20	31,71	17,70	36,50	
T2L3Tip	SLB/SAĞ	8	1,08	0,35	0,12	0,78	1,37	0,60	1,70	0,052
	SLB/SOL	8	0,79	0,16	0,05	0,66	0,92	0,60	1,10	
	Toplam	16	0,93	0,30	0,08	0,77	1,09	0,60	1,70	

Tablo 2 (devam). SLB grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

T3L3Tip	SLB/SAĞ	8	2,10	0,97	0,34	1,29	2,91	1,00	3,80	0,139
	SLB/SOL	8	1,49	0,52	0,19	1,05	1,93	0,80	2,50	
	Toplam	16	1,79	0,82	0,20	1,36	2,23	0,80	3,80	
T4L3Tip	SLB/SAĞ	7	3,14	1,23	0,46	2,01	4,28	1,80	5,20	0,240
	SLB/SOL	7	2,40	1,01	0,38	1,46	3,34	1,00	3,80	
	Toplam	14	2,77	1,15	0,31	2,11	3,43	1,00	5,20	

Kontrol grubundaki verilerin bir kısmının normal dağılım göstermediği saptanmıştır (Ek 7, 8, 9). Bu nedenle grup içi (sağ-sol veriler) karşılaştırılmasında nonparametrik testler (Mann-Whitney U) kullanılmıştır (Tablo 3). Kontrol grubu içerisinde üst-alt çene ve sağ-sol veriler kıyaslandığında hiçbir veri grubunda istatistiksel olarak anlamlı farka rastlanmamıştır. Bu nedenle SLB grubunda yapıldığı gibi CONT grubunda da her iki çenede sağ ve sol ölçümlerinden elde edilen veriler aynı havuzda toplanmıştır. Bundan sonraki tüm istatistiksel analizlerde sağ-sol verilerin birleştirilmiş hali kullanılmıştır.

Tablo 3. CONT grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırma sonuçları

		95% Güven Aralığı								
		Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	Alt Sınır	Üst Sınır	Min.	Maks.	P
T2U3Dist	CONT/SAĞ	15	0,58	0,38	0,10	0,37	0,80	0,10	1,38	0,950
	CONT/SOL	15	0,58	0,44	0,11	0,33	0,82	0,02	1,51	
	Toplam	30	0,58	0,40	0,07	0,43	0,73	0,02	1,51	
T3U3Dist	CONT/SAĞ	15	1,33	0,73	0,19	0,93	1,73	0,18	2,58	0,917
	CONT/SOL	15	1,39	0,93	0,24	0,88	1,91	0,09	3,30	
	Toplam	30	1,36	0,82	0,15	1,06	1,67	0,09	3,30	
T4U3Dist	CONT/SAĞ	12	2,20	0,83	0,24	1,67	2,73	0,96	3,85	0,544
	CONT/SOL	12	2,01	0,84	0,24	1,48	2,55	0,50	3,46	
	Toplam	24	2,11	0,82	0,17	1,76	2,46	0,50	3,85	
T1USpace	CONT/SAĞ	15	3,88	1,90	0,49	2,83	4,93	0,51	7,62	0,678
	CONT/SOL	15	4,11	1,22	0,32	3,43	4,78	1,06	6,20	
	Toplam	30	3,99	1,57	0,29	3,41	4,58	0,51	7,62	
T2USpace	CONT/SAĞ	15	3,39	1,91	0,49	2,33	4,44	0,39	7,27	0,663
	CONT/SOL	15	3,52	1,06	0,27	2,93	4,11	1,03	5,72	
	Toplam	30	3,45	1,52	0,28	2,89	4,02	0,39	7,27	
T3USpace	CONT/SAĞ	15	2,67	1,92	0,49	1,61	3,73	0,18	6,73	0,820
	CONT/SOL	15	2,67	1,24	0,32	1,98	3,35	0,99	5,34	
	Toplam	30	2,67	1,58	0,29	2,08	3,26	0,18	6,73	
T4USpace	CONT/SAĞ	12	2,14	1,75	0,51	1,03	3,25	0,09	5,72	0,419
	CONT/SOL	12	2,29	1,14	0,33	1,57	3,01	0,80	4,95	
	Toplam	24	2,22	1,45	0,30	1,60	2,83	0,09	5,72	

Tablo 3 (devam). CONT grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırma sonuçları

T2U6Mez	CONT/SAĞ	15	0,10	0,04	0,01	0,07	0,12	0,00	0,15	0,587
	CONT/SOL	15	0,09	0,06	0,02	0,05	0,13	0,00	0,24	
	Toplam	30	0,09	0,05	0,01	0,07	0,11	0,00	0,24	
T3U6Mez	CONT/SAĞ	15	0,42	0,49	0,13	0,14	0,70	0,00	1,75	0,213
	CONT/SOL	15	0,24	0,26	0,07	0,10	0,38	0,00	0,95	
	Toplam	30	0,33	0,40	0,07	0,18	0,48	0,00	1,75	
T4U6Mez	CONT/SAĞ	12	0,43	0,47	0,14	0,13	0,73	0,00	1,46	0,977
	CONT/SOL	12	0,31	0,25	0,07	0,15	0,46	0,00	1,02	
	Toplam	24	0,37	0,37	0,08	0,21	0,53	0,00	1,46	
T1U3Rot	CONT/SAĞ	15	35,27	7,44	1,92	31,15	39,39	22,40	56,20	0,351
	CONT/SOL	15	32,41	5,64	1,46	29,29	35,54	20,50	41,90	
	Toplam	30	33,84	6,65	1,21	31,36	36,33	20,50	56,20	
T2U3Rot	CONT/SAĞ	15	32,80	8,17	2,11	28,28	37,32	22,90	55,80	0,480
	CONT/SOL	15	30,26	5,24	1,35	27,36	33,16	19,90	38,50	
	Toplam	30	31,53	6,86	1,25	28,97	34,09	19,90	55,80	
T3U3Rot	CONT/SAĞ	15	30,39	8,24	2,13	25,82	34,95	19,80	54,80	0,884
	CONT/SOL	15	28,51	6,03	1,56	25,17	31,84	16,10	36,80	
	Toplam	30	29,45	7,16	1,31	26,77	32,12	16,10	54,80	
T4U3Rot	CONT/SAĞ	12	26,63	7,62	2,20	21,79	31,48	11,60	39,60	0,225
	CONT/SOL	12	28,61	4,51	1,30	25,74	31,47	17,50	34,30	
	Toplam	24	27,62	6,21	1,27	25,00	30,24	11,60	39,60	
T2U3Tip	CONT/SAĞ	15	1,67	1,56	0,40	0,80	2,53	0,00	5,20	0,348
	CONT/SOL	15	2,05	1,35	0,35	1,30	2,79	0,80	5,70	
	Toplam	30	1,86	1,45	0,26	1,32	2,40	0,00	5,70	
T3U3Tip	CONT/SAĞ	15	3,37	3,34	0,86	1,52	5,23	0,00	13,60	0,884
	CONT/SOL	15	3,12	2,04	0,53	1,99	4,25	1,00	8,10	
	Toplam	30	3,25	2,72	0,50	2,23	4,26	0,00	13,60	
T4U3Tip	CONT/SAĞ	12	4,34	2,17	0,63	2,96	5,72	1,30	9,00	0,862
	CONT/SOL	12	4,08	1,48	0,43	3,14	5,03	1,90	6,10	
	Toplam	24	4,21	1,83	0,37	3,44	4,98	1,30	9,00	
T2L3Dist	CONT/SAĞ	6	0,59	0,59	0,24	-0,03	1,21	0,13	1,73	0,470
	CONT/SOL	6	0,43	0,44	0,18	-0,03	0,88	0,06	1,28	
	Toplam	12	0,51	0,50	0,15	0,19	0,83	0,06	1,73	
T3L3Dist	CONT/SAĞ	6	1,13	0,89	0,36	0,20	2,06	0,34	2,61	0,936
	CONT/SOL	6	0,90	0,55	0,22	0,32	1,47	0,37	1,57	
	Toplam	12	1,01	0,72	0,21	0,56	1,47	0,34	2,61	
T4L3Dist	CONT/SAĞ	6	2,14	0,87	0,35	1,23	3,05	1,23	3,53	0,200
	CONT/SOL	6	1,50	0,93	0,38	0,53	2,48	0,47	2,67	
	Toplam	12	1,82	0,92	0,27	1,24	2,41	0,47	3,53	
T1LSpace	CONT/SAĞ	6	4,64	1,68	0,69	2,88	6,40	2,22	7,27	0,936
	CONT/SOL	6	4,81	1,55	0,63	3,18	6,44	2,13	6,57	
	Toplam	12	4,72	1,55	0,45	3,74	5,71	2,13	7,27	
T2LSpace	CONT/SAĞ	6	4,10	1,41	0,58	2,61	5,58	1,53	5,62	0,873
	CONT/SOL	6	4,25	1,61	0,66	2,55	5,94	1,81	6,35	
	Toplam	12	4,17	1,45	0,42	3,25	5,09	1,53	6,35	
T3LSpace	CONT/SAĞ	6	3,55	1,52	0,62	1,95	5,14	0,77	5,04	0,575
	CONT/SOL	6	3,95	1,60	0,65	2,28	5,63	1,35	5,88	
	Toplam	12	3,75	1,50	0,43	2,79	4,70	0,77	5,88	

Tablo 3 (devam). CONT grubu verilerin sağ-sol tanımlayıcı istatistiği ve Mann Whitney U testi ile karşılaştırma sonuçları

T4LSpace	CONT/SAĞ	6	2,44	1,55	0,63	0,82	4,06	0,16	4,27	0,423
	CONT/SOL	6	3,20	1,43	0,59	1,69	4,70	1,06	5,02	
	Toplam	12	2,82	1,48	0,43	1,88	3,76	0,16	5,02	
T2L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,14	0,06	0,03	0,08	0,21	0,09	0,24	0,630
	CONT/SOL	6	0,15	0,13	0,05	0,02	0,28	0,06	0,40	
	Toplam	12	0,15	0,09	0,03	0,09	0,21	0,06	0,40	
T3L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,19	0,11	0,05	0,07	0,31	0,06	0,37	0,809
	CONT/SOL	6	0,17	0,08	0,03	0,08	0,25	0,10	0,32	
	Toplam	12	0,18	0,09	0,03	0,12	0,24	0,06	0,37	
T4L6Mez	CONT/SAĞ	6	0,27	0,18	0,07	0,08	0,46	0,11	0,61	0,749
	CONT/SOL	6	0,32	0,24	0,10	0,07	0,57	0,10	0,77	
	Toplam	12	0,30	0,20	0,06	0,17	0,42	0,10	0,77	
T1L3Rot	CONT/SAĞ	6	36,27	7,70	3,14	28,19	44,35	22,90	43,70	0,810
	CONT/SOL	6	36,80	4,02	1,64	32,58	41,02	31,50	42,10	
	Toplam	12	36,53	5,86	1,69	32,81	40,26	22,90	43,70	
T2L3Rot	CONT/SAĞ	6	34,25	7,48	3,06	26,40	42,10	22,40	42,90	1,000
	CONT/SOL	6	35,57	4,81	1,96	30,52	40,61	27,80	41,90	
	Toplam	12	34,91	6,04	1,74	31,07	38,74	22,40	42,90	
T3L3Rot	CONT/SAĞ	6	29,53	8,96	3,66	20,13	38,94	15,70	42,60	0,631
	CONT/SOL	6	32,25	5,13	2,09	26,87	37,63	26,90	40,70	
	Toplam	12	30,89	7,10	2,05	26,38	35,41	15,70	42,60	
T4L3Rot	CONT/SAĞ	6	24,08	7,04	2,88	16,69	31,47	11,60	31,00	0,150
	CONT/SOL	6	31,02	5,33	2,18	25,42	36,62	25,70	40,60	
	Toplam	12	27,55	6,97	2,01	23,12	31,98	11,60	40,60	
T2L3Tip	CONT/SAĞ	6	1,98	1,46	0,59	0,46	3,51	1,10	4,90	0,078
	CONT/SOL	6	1,33	1,23	0,50	0,05	2,62	0,60	3,80	
	Toplam	12	1,66	1,33	0,38	0,82	2,50	0,60	4,90	
T3L3Tip	CONT/SAĞ	6	2,90	1,93	0,79	0,87	4,93	1,10	6,50	0,470
	CONT/SOL	6	3,88	1,72	0,70	2,08	5,69	1,70	5,70	
	Toplam	12	3,39	1,82	0,52	2,24	4,55	1,10	6,50	
T4L3Tip	CONT/SAĞ	6	4,92	2,34	0,95	2,47	7,37	1,70	7,60	1,000
	CONT/SOL	6	4,85	2,39	0,98	2,34	7,36	2,10	8,40	
	Toplam	12	4,88	2,25	0,65	3,45	6,32	1,70	8,40	

4.1.2. Kanin Distalizasyon Hızı

Bu bölümde, SLB grubundan ve CONT grubundan T3 ve T4 dönemlerinde dijital modellerden elde edilmiş kanin distalizasyon hızı verilerinin grup içi genel değerlendirilmesi yapılmış ve karşılaştırmaların istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir.

Tablo 4. SLB grubu aylık distalizasyon hızı değerlerinin tanımlayıcı istatistiği

	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Min.	Maks.
TU3Dist.4WK	34	1,44	0,41	0,53	2,36
TU3Dist.8WK	32	1,00	0,38	0,41	1,89
TL3Dist.4WK	15	1,02	0,35	0,42	1,52
TL3DisT.8WK	13	0,56	0,28	0,16	1,05

SLB grubunda üst çenede ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,44 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 1,00 mm/ay olarak ölçülmüştür. İki zaman arasındaki bu farkın istatistiksel olarak çok anlamlı olduğu saptandı ($p=0,001$) (Tablo 4 ve 5).

SLB grubunda alt çenede ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,02 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,56 mm/ay olarak ölçülmüştür. İki zaman arasındaki bu farkın istatistiksel olarak çok anlamlı olduğu bulundu ($p=0,003$) (Tablo 4 ve 5).

Tablo 5. SLB grubu kanin distalizasyon hızı verilerinin Wilcoxon Signed testi ile karşılaştırma sonuçları

		Sayı	Ort. Değer	Toplam Değer	P
TU3Dist.8WK - TU3Dist.4WK	Negatif Değer	24 ^b	18,54	445,00	0,001
	Pozitif Değer	8 ^c	10,38	83,00	
	Bağlar	0 ^d			
	Toplam	32			
TL3Dist.8WK - TL3Dist.4WK	Negatif Değer	12 ^e	7,33	88,00	0,003
	Pozitif Değer	1 ^f	3,00	3,00	
	Bağlar	0 ^g			
	Toplam	13			

CONT grubunda kanin distalizasyonunun dördüncü haftasında (T3) ve sekizinci haftasında (T4) dijital model ölçümlerinden elde edilen kanin distalizasyon hızı verilerinin grup içi genel değerlendirilmesi yapılmış ve karşılaştırmaların istatistiksel analiz sonuçları verilmiştir (Tablo 6 ve 7).

Tablo 6. CONT grubu aylık distalizasyon hızı değerlerinin tanımlayıcı istatistiği

	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Min.	Maks.
TU3Dist.4WK	30	1,36	0,82	0,09	3,30
TU3Dist.8WK	24	0,89	0,40	0,16	1,56
TL3Dist.4WK	12	1,01	0,72	0,34	2,61
TL3DisT.8WK	12	0,81	0,45	0,09	1,40

CONT grubunda üst çenede ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,36 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,89 mm/ay olarak ölçülmüştür. İki zaman arasındaki bu farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu saptandı ($p=0,253$) (Tablo 6 ve 7).

CONT grubunda alt çenede ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,01 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,81 mm/ay olarak ölçülmüştür. İki zaman arasındaki bu farkın istatistiksel olarak anlamsız olduğu bulundu ($p=0,388$) (Tablo 6 ve 7).

Tablo 7. CONT grubu verilerin kanin distalizasyon hızı verilerinin Wilcoxon Signed testi ile karşılaştırma sonuçları.

		Sayı	Ort. Değer	Toplam Değer	P
TU3Dist.8WK - TU3Dist.4WK	Negatif Değer	12 ^b	15,83	190,00	0,253
	Pozitif Değer	12 ^c	9,17	110,00	
	Bağlar	0 ^d			
	Toplam	24			
TL3Dist.8WK - TL3Dist.4WK	Negatif Değer	8 ^e	6,25	50,00	0,388
	Pozitif Değer	4 ^f	7,00	28,00	
	Bağlar	0 ^g			
	Toplam	12			

4.1.3. Periodontal İndeks Ölçümleri

Üst ve alt kanin dişlerin distalizasyonları sırasında periodontal sağlıkta meydana gelen değişimler plak indeksi (PI), gingival indeks (GI) ve cep derinliği (PD) ölçülerek bu çalışma sırasında elde edilen verilerin genel değerlendirilmesi yapılmıştır.

SLB ve CONT grubunda verilerin bir kısmının normal dağılım göstermediği saptanmıştır (Ek 10, 11, 12, 13). Bu nedenle grup içi verilerin (safhaların T0, T1, T4)

birlikte karşılaştırılmasında nonparametrik testler (Friedman Wilcoxon) kullanılmıştır. İki safhanın karşılaştırılmasında ise (T0-T1, T0-T4, T1-T4) Wilcoxon testi Bonferoni düzeltmesi ile birlikte veya Univariate Analysis Tamhane testi kullanılmıştır.

Tablo 8. SLB grubu verilerin T0, T1, T4 tanımlayıcı istatistiği ve Friedman testi ile karşılaştırma sonuçları

		Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güven Aralığı		Min.	Maks.	P
						Alt Sınır	Üst Sınır			
PI	SLB-T0	36	0,42	0,17	0,03	0,36	0,48	0,00	0,95	0,000
	SLB-T1	36	0,70	0,31	0,05	0,59	0,80	0,00	1,36	
	SLB-T4	36	0,82	0,35	0,06	0,71	0,94	0,39	1,64	
	Toplam	108	0,65	0,33	0,03	0,59	0,71	0,00	1,64	
GI	SLB-T0	36	0,54	0,25	0,04	0,45	0,62	0,00	1,20	0,001
	SLB-T1	36	0,75	0,37	0,06	0,63	0,88	0,00	1,93	
	SLB-T4	36	0,83	0,36	0,06	0,71	0,95	0,40	1,96	
	Toplam	108	0,71	0,35	0,03	0,64	0,77	0,00	1,96	
PD	SLB-T0	36	1,19	0,34	0,06	1,07	1,30	0,47	1,90	0,000
	SLB-T1	36	1,50	0,25	0,04	1,42	1,58	1,03	2,04	
	SLB-T4	36	1,64	0,30	0,05	1,54	1,74	1,03	2,19	
	Toplam	108	1,44	0,35	0,03	1,38	1,51	0,47	2,19	

a. Grup = SLB

SLB grup içi değerlendirmelerinde (her üç safha birlikte değerlendirildiğinde) T0, T1 ve T4 safhaları arasında plak indeksi (PI), dişeti indeksi (GI) ve cep derinliği (PD) açısından istatistiksel olarak çok anlamlı farklar saptanmıştır (sırasıyla $p = 0,000$, $p = 0,001$, $p = 0,000$) (Tablo 8). Ancak safhalar ikili incelendiğinde PI verileri açısından T0-T1 ve T0-T4 ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklar varken (her iki karşılaştırma için $p = 0,000$), T1-T4 arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p = 0,299$) (Tablo 9). Benzer şekilde GI verileri açısından bakıldığında T0-T1 ve T0-T4 ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklar saptanmış (sırasıyla $p = 0,016$, $p = 0,001$), ancak T1-T4 arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p = 0,767$) (Tablo 9). Safhalar ikili olarak PD açısından incelendiğinde T0-T1 ve T0-T4 ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuşken ($p = 0,000$), T1-T4 arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p = 0,113$) (Tablo 9).

Tablo 9. SLB grubunda safhaların Tamhane testi ile ikili karşılaştırma sonuçları

	(I) GrpSafha	(J) GrpSafha	Ort. Fark (I-J)	Std. Hata	P	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
PI	SLB-T0	SLB-T1	-0,28*	0,06	0,000	-0,42	-0,13
		SLB-T4	-0,40*	0,06	0,000	-0,56	-0,24
	SLB-T1	SLB-T0	0,28*	0,06	0,000	0,13	0,42
		SLB-T4	-0,12	0,08	0,299	-0,31	0,06
	SLB-T4	SLB-T0	0,40*	0,06	0,000	0,24	0,56
		SLB-T1	0,12	0,08	0,299	-0,06	0,31
GI	SLB-T0	SLB-T1	-0,21*	0,07	0,016	-0,40	-0,03
		SLB-T4	-0,29*	0,07	0,001	-0,47	-0,11
	SLB-T1	SLB-T0	0,21*	0,07	0,016	0,03	0,40
		SLB-T4	-0,08	0,09	0,767	-0,29	0,14
	SLB-T4	SLB-T0	0,29*	0,07	0,001	0,11	0,47
		SLB-T1	0,08	0,09	0,767	-0,14	0,29
PD	SLB-T0	SLB-T1	-0,31*	0,07	0,000	-0,48	-0,14
		SLB-T4	-0,45*	0,08	0,000	-0,63	-0,26
	SLB-T1	SLB-T0	0,31*	0,07	0,000	0,14	0,48
		SLB-T4	-0,14	0,06	0,113	-0,29	0,02
	SLB-T4	SLB-T0	0,45*	0,08	0,000	0,26	0,63
		SLB-T1	0,14	0,06	0,113	-0,02	0,29

Tablo 10. CONT grubu verilerin T0, T1, T4 tanımlayıcı istatistiği ve Friedman testi ile karşılaştırma sonuçları

		Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata	95% Güven Aralığı		Min.	Maks.	P
						Alt Sınır	Üst Sınır			
PI	CONT-T0	30	0,46	0,42	0,08	0,30	0,61	0,00	1,43	0,239
	CONT-T1	30	0,62	0,49	0,09	0,44	0,80	0,00	1,83	
	CONT-T4	30	0,65	0,48	0,09	0,47	0,83	0,00	1,56	
	Toplam	90	0,57	0,47	0,05	0,48	0,67	0,00	1,83	
GI	CONT-T0	30	0,52	0,46	0,08	0,35	0,69	0,00	1,70	0,392
	CONT-T1	30	0,52	0,40	0,07	0,37	0,67	0,00	1,66	
	CONT-T4	30	0,65	0,44	0,08	0,49	0,82	0,00	1,43	
	Toplam	90	0,56	0,43	0,05	0,47	,65	0,00	1,70	
PD	CONT-T0	30	1,12	0,58	0,11	0,90	1,33	0,10	2,00	0,200
	CONT-T1	30	1,36	0,76	0,14	1,07	1,64	0,10	2,54	
	CONT-T4	30	1,44	0,82	0,15	1,14	1,75	0,10	2,90	
	Toplam	90	1,31	0,73	0,08	1,15	1,46	0,10	2,90	

CONT grup içi değerlendirmelerinde T0, T1 ve T4 safhaları arasında PI, GI ve PD açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (sırasıyla p=0,239; p=0,392; p=0,200) (Tablo 10).

Tablo 11. CONT grubunda safhaların Tamhane testi ile ikili karşılaştırma sonuçları

	(I) GrpSafha	(J) GrpSafha	Ort. Fark (I-J)	Std. Hata	P	95% Güven Aralığı	
						Alt Sınır	Üst Sınır
PI	CONT-T0	CONT-T1	-0,16	0,12	0,436	-0,45	0,13
		CONT-T4	-0,19	0,12	0,297	-0,48	0,09
	CONT-T1	CONT-T0	0,16	0,12	0,436	-0,13	0,45
		CONT-T4	-0,03	0,13	0,995	-0,34	0,28
	CONT-T4	CONT-T0	0,19	0,12	0,297	-0,09	0,48
		CONT-T1	0,03	0,13	0,995	-0,28	0,34
GI	CONT-T0	CONT-T1	0,01	0,11	1,000	-0,27	0,28
		CONT-T4	-0,13	0,12	0,606	-0,42	0,16
	CONT-T1	CONT-T0	-0,01	0,11	1,000	-0,28	0,27
		CONT-T4	-0,14	0,11	0,517	-0,41	0,13
	CONT-T4	CONT-T0	0,13	0,12	0,606	-0,16	0,42
		CONT-T1	0,14	0,11	0,517	-0,14	0,41
PD	CONT-T0	CONT-T1	-0,24	0,17	0,430	-0,67	0,19
		CONT-T4	-0,33	0,18	0,220	-0,78	0,12
	CONT-T1	CONT-T0	0,24	0,17	0,430	-0,19	0,67
		CONT-T4	-0,09	0,20	0,966	-0,59	0,42
	CONT-T4	CONT-T0	0,33	0,18	0,220	-0,12	0,78
		CONT-T1	0,09	0,20	0,966	-0,42	0,59

CONT grubunda PI, GI ve PD ölçümleri safhalar olarak ikili karşılaştırıldığında hiçbir veri grubunda hiçbir eşleşmiş iki safha arasında fark saptanmamıştır (Tablo 11).

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar

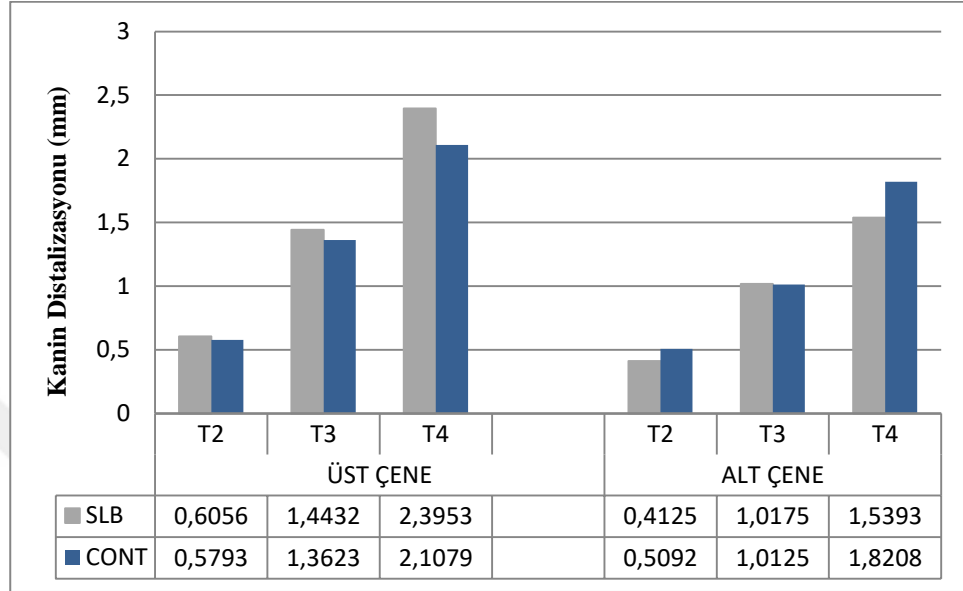
4.2.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri

Kanın Distalizasyonu

Birinci haftada (T2U3Dist) ortalama üst kanin distalizasyon miktarı SLB grubunda 0,61 mm iken CONT grubunda 0,58 mm olarak bulundu. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,727$) (Tablo 12) (Şekil 21).

Dört haftalık dönemde (T3U3Dist) ortalama üst kanin distalizasyonu SLB grubunda 1,44 mm, CONT grubunda 1,36 mm olarak gözlemlendi. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,613$) (Tablo 12) (Şekil 21).

Sekizinci haftada (T4U3Dist) ortalama üst kanin distalizasyonu SLB grubunda 2,40 mm iken CONT grubunda 2,11 mm olarak bulundu. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,120$) (Tablo 12) (Şekil 21).



Şekil 21. SLB ve CONT gruplarında ortalama kanin dişi distalizasyon miktarları

Birinci haftada (T2L3Dist) ortalama alt kanin distalizasyon miktarı SLB grubunda 0,41 mm iken CONT grubunda 0,51 mm olarak bulundu. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,468$) (Tablo 12) (Şekil 21).

Dört haftalık dönemde (T3L3Dist) ortalama alt kanin distalizasyonu SLB grubunda 1,02 mm, CONT grubunda 1,01 mm olarak gözlemlendi. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,981$) (Tablo 12) (Şekil 21).

Sekizinci haftada (T4L3Dist) ortalama alt kanin distalizasyonu SLB grubunda 1,54 mm iken CONT grubunda 1,82 mm olarak bulundu. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p=0,315$) (Tablo 12) (Şekil 21).

Çekim Boşluklarının Değerlendirilmesi

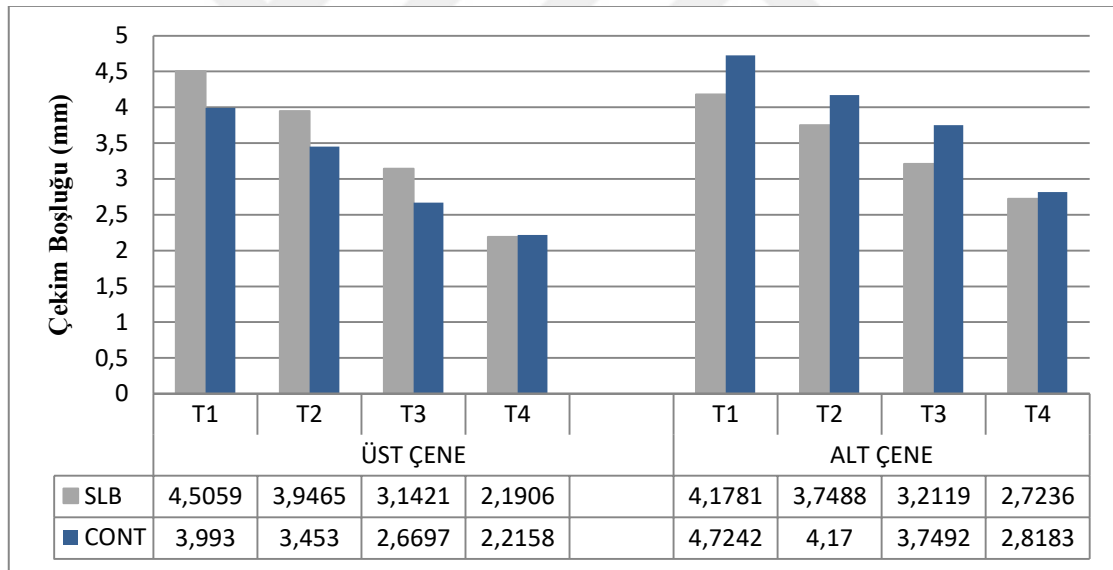
Kanin distalizasyonuna başlamadan (seviyeleme-sıralama bittikten sonra) hemen önce üst kanin dişin distalindeki çekim boşluklarının ölçüldüğü dönemde (T1USpace) ortalama çekim boşluğu SLB grubunda 4,51 mm ve CONT grubunda 3,99

mm olarak saptandı. Başlangıç safhasında her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,179$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Kanın distalizasyonuna başlandıktan bir hafta sonraki ölçümlerde (T2USpace) bu boşluk SLB grubunda 3,95 mm, CONT grubunda 3,45 mm bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşmamıştı ($p=0,181$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Kanın distalizasyonuna başlandıktan dört hafta sonraki ölçümlerde (T3USpace) bu boşluk SLB grubunda 3,14 mm, CONT grubunda 2,67 mm olarak saptandı. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,223$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Kanın distalizasyonuna başlandıktan sekiz hafta sonraki ölçümlerde (T4USpace) bu boşluk SLB grubunda 2,19 mm, CONT grubunda 2,22 mm bulundu. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p=0,948$) (Tablo 12) (Şekil 22).



Şekil 22. SLB ve CONT gruplarında ortalama çekim boşluklarındaki değişim

Kanın distalizasyonuna başlamadan (seviyeleme-sıralama bittikten sonra) hemen önce alt kanin dişin distalindeki çekim boşluklarının ölçüldüğü dönemde (T1LSpace) ortalama çekim boşluğu SLB grubunda 4,18 mm ve CONT grubunda 4,72 mm olarak saptandı. Başlangıç safhasında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,380$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan bir hafta sonraki ölçümlerde (T2LSpace) bu boşluk SLB grubunda 3,75 mm, CONT grubunda 4,17 mm bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,489$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan dört hafta sonraki ölçümlerde (T3LSpace) bu boşluk SLB grubunda 3,21 mm, CONT grubunda 3,75 mm olarak saptandı. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,375$) (Tablo 12) (Şekil 22).

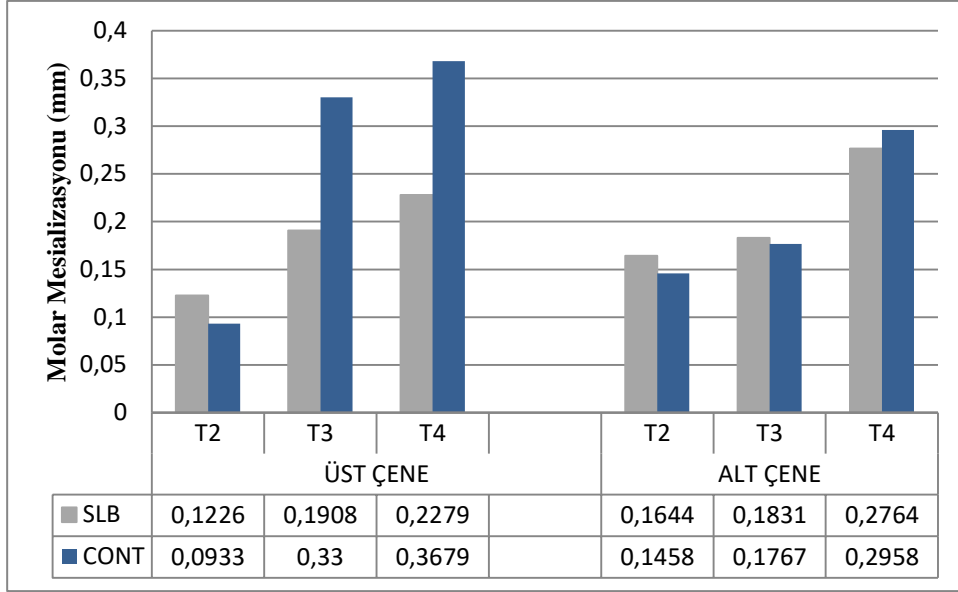
Kanin distalizasyonuna başlandıktan sekiz hafta sonraki ölçümlerde (T4LSpace) bu boşluk SLB grubunda 2,72 mm, CONT grubunda 2,82 mm bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,879$) (Tablo 12) (Şekil 22).

Molar Dişin Çekim Boşluğuna Mesial Hareketinin Değerlendirilmesi

Kanin distalizasyonuna başlandıktan bir hafta sonra (T2U6Mez) üst molar dişin çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,12 mm, CONT grubunda 0,09 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,035$) (Tablo 12) (Şekil 23).

Kanin distalizasyonuna başlandıktan dört hafta sonra (T3U6Mez) üst moların çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,19 mm, CONT grubunda 0,33 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,052$) (Tablo 12) (Şekil 23) .

Kanin distalizasyonuna başlandıktan sekiz hafta sonra (T4U6Mez) üst molar dişin çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,23 mm, CONT grubunda 0,37 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlemlendi ($p=0,044$) (Tablo 12) (Şekil 23).



Şekil 23. SLB ve CONT gruplarında ortalama molar mezializasyonu değişim

Kanın distalizasyonuna başlandıktan bir hafta sonra (T2L6Mez) alt molar dişin çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,16 mm, CONT grubunda 0,15 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasındaki istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,748$) (Tablo 12) (Şekil 23).

Kanın distalizasyonuna başlandıktan dört hafta sonra (T3L6Mez) alt molar dişin çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,18 mm, CONT grubunda 0,18 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,849$) (Tablo 12) (Şekil 23).

Kanın distalizasyonuna başlandıktan sekiz hafta sonra (T4L6Mez) alt molar dişin çekim boşluğuna mesial hareket miktarı ortalama olarak SLB grubunda 0,28 mm, CONT grubunda 0,30 mm olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p=0,790$) (Tablo 12) (Şekil 23).

Kanın Dişin Distopalatinal Rotasyonunun Değerlendirilmesi

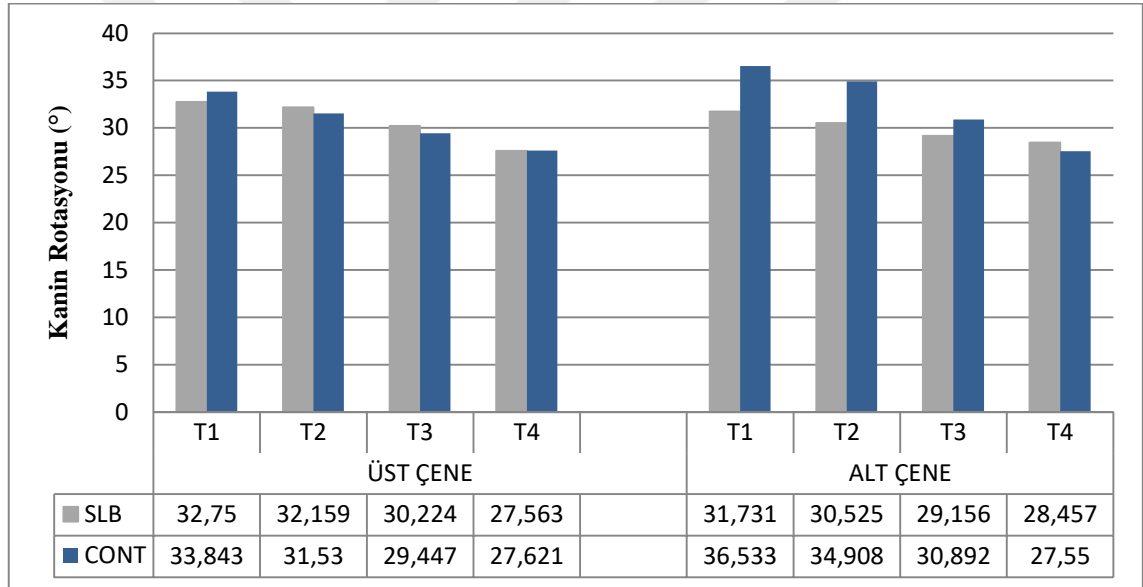
Distalizasyona başlamadan (T1U3Rot) üst kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda $32,75^\circ$, CONT grubunda $33,84^\circ$ bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ($p=0,608$) (Tablo 12) (Şekil 24) .

Distalizasyona başlandıktan bir hafta sonra (T2U3Rot) üst kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde

SLB grubunda 32,16°, CONT grubunda 31,53° bulundu. Değerlerde meydana gelen düşüş, kanin dişin distopalatinal rotasyonun arttığını göstermektedir. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı (p=0,722) (Tablo 12) (Şekil 24).

Distalizasyona başlandıktan dört hafta sonra (T3U3Rot) üst kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda 30,22°, CONT grubunda 29,45° bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu (p=0,662) (Tablo 12) (Şekil 24).

Distalizasyona başlandıktan sekiz hafta sonra (T4U3Rot) üst kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda 27,56°, CONT grubunda 27,62° bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,973) (Tablo 12) (Şekil 24).



Şekil 24. SLB ve CONT gruplarında ortalama kanin rotasyonundaki değişim

Distalizasyona başlamadan (T1L3Rot) alt kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda 31,73°, CONT grubunda 36,53° bulundu. Her iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu (p=0,049) (Tablo 12) (Şekil 24).

Distalizasyona başlandıktan bir hafta sonra (T2L3Rot) alt kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda 30,53°, CONT grubunda 34,91° bulundu. Değerlerde meydana gelen düşüş,

kanin dişin distopalatinal rotasyonun arttığını göstermektedir. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,065$) (Tablo 12) (şekil 24).

Distalizasyona başlandıktan dört hafta sonra (T3L3Rot) alt kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda $29,16^\circ$, CONT grubunda $30,89^\circ$ bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,470$) (Tablo 12) (şekil 24).

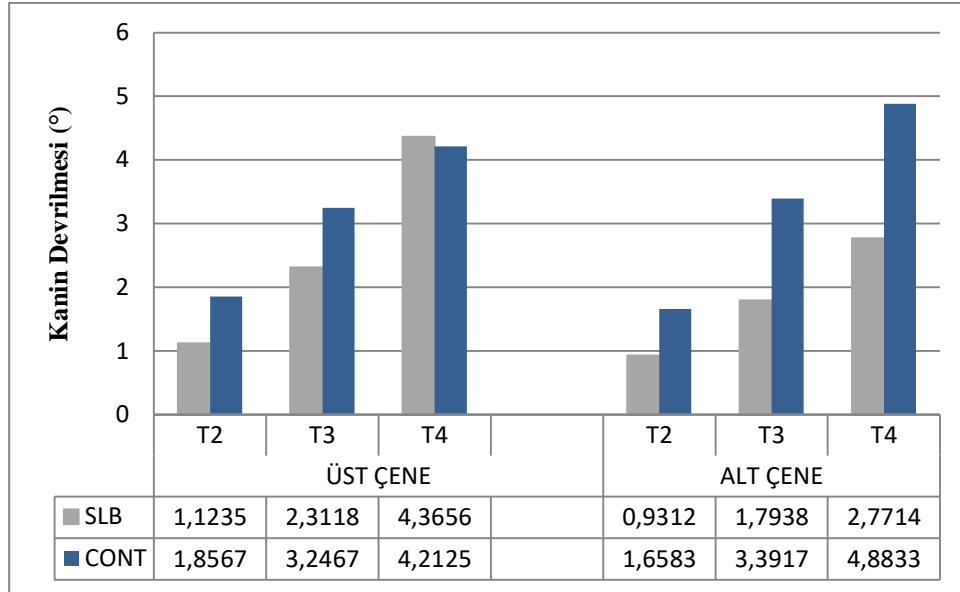
Distalizasyona başlandıktan sekiz hafta sonra (T4L3Rot) alt kanin dişlerin insizal kenarının orta hat ile yaptığı açı (başlangıçtaki konumu) değerlendirildiğinde SLB grubunda $28,46^\circ$, CONT grubunda $27,55^\circ$ bulundu. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,717$) (Tablo 12) (şekil 24).

Kanin Dişinin Distale Eğilmesi (Tipping)

Kanin distalizasyonuna başladıktan bir hafta sonra (T2U3Tip) st kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $1,12^\circ$, CONT grubunda $1,86^\circ$ llmştr. Her iki grup arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark bulundu ($p=0,008$) (Tablo 12) (şekil 25).

Kanin distalizasyonuna başladıktan dört hafta sonra (T3U3Tip) st kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $2,31^\circ$, CONT grubunda $3,25^\circ$ llmştr. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,069$) (Tablo 12) (şekil 25).

Kanin distalizasyonuna başladıktan sekiz hafta sonra (T4U3Tip) st kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $4,37^\circ$, CONT grubunda $4,21^\circ$ llmştr. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,758$) (Tablo 12) (şekil 25).



Şekil 25. SLB ve CONT gruplarında kanin devrilmesindeki değişim

Kanin distalizasyonuna başladıktan bir hafta sonra (T2L3Tip) alt kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $0,93^\circ$, CONT grubunda $1,66^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,043$) (Tablo 12) (Şekil 25).

Kanin distalizasyonuna başladıktan dört hafta sonra (T3L3Tip) alt kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $1,79^\circ$, CONT grubunda $3,39^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark saptandı ($p=0,004$) (Tablo 12) (Şekil 25).

Kanin distalizasyonuna başladıktan sekiz hafta sonra (T4L3Tip) alt kanin dişin distale tippingi ortalama olarak SLB grubunda $2,77^\circ$, CONT grubunda $4,88^\circ$ ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark bulundu ($p=0,005$) (Tablo 12) (Şekil 25).

Tablo 12. SLB ve CONT grubu verilerin karşılaştırmasının tanımlayıcı istatistiği ve eşleşmemiş Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

	Grp	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	P
T2U3Dist	SLB	34	0,61	0,16	0,03	0,727
	CONT	30	0,58	0,40	0,07	
T3U3Dist	SLB	34	1,44	0,41	0,07	0,613
	CONT	30	1,36	0,82	0,15	

Tablo 12 (devam). SLB ve CONT grubu verilerin karşılaştırmasının tanımlayıcı istatistiği ve eşleşmemiş Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

T4U3Dist	SLB	32	2,40	0,53	0,09	0,120
	CONT	24	2,11	0,82	0,17	
T1USpace	SLB	34	4,51	1,44	0,25	0,179
	CONT	30	3,99	1,57	0,29	
T2USpace	SLB	34	3,95	1,40	0,24	0,181
	CONT	30	3,45	1,52	0,28	
T3USpace	SLB	34	3,14	1,48	0,25	0,223
	CONT	30	2,67	1,58	0,29	
T4USpace	SLB	32	2,19	1,42	0,25	0,948
	CONT	24	2,22	1,45	0,30	
T2U6Mez	SLB	35	0,12	0,05	0,01	0,035
	CONT	30	0,09	0,06	0,01	
T3U6Mez	SLB	35	0,19	0,11	0,02	0,052
	CONT	30	0,33	0,40	0,07	
T4U6Mez	SLB	33	0,23	0,10	0,02	0,044
	CONT	24	0,37	0,37	0,08	
T1U3Rot	SLB	34	32,75	9,77	1,68	0,608
	CONT	30	33,84	6,65	1,21	
T2U3Rot	SLB	34	32,16	7,17	1,23	0,722
	CONT	30	31,53	6,86	1,25	
T3U3Rot	SLB	34	30,22	6,97	1,20	0,662
	CONT	30	29,45	7,16	1,31	
T4U3Rot	SLB	32	27,56	6,34	1,12	0,973
	CONT	24	27,62	6,21	1,27	
T2U3Tip	SLB	34	1,12	0,55	0,09	0,008
	CONT	30	1,86	1,45	0,26	
T3U3Tip	SLB	34	2,31	1,06	0,18	0,069
	CONT	30	3,25	2,72	0,50	
T4U3Tip	SLB	32	4,37	1,83	0,32	0,758
	CONT	24	4,21	1,83	0,37	
T2L3Dist	SLB	16	0,41	0,14	0,03	0,468
	CONT	12	0,51	0,50	0,15	
T3L3Dist	SLB	16	1,02	0,34	0,08	0,981
	CONT	12	1,01	0,72	0,21	
T4L3Dist	SLB	14	1,54	0,42	0,11	0,315
	CONT	12	1,82	0,92	0,27	
T1LSpace	SLB	16	4,18	1,64	0,41	0,380
	CONT	12	4,72	1,55	0,45	
T2LSpace	SLB	16	3,75	1,66	0,41	0,489
	CONT	12	4,17	1,45	0,42	
T3LSpace	SLB	16	3,21	1,60	0,40	0,375
	CONT	12	3,75	1,50	0,43	
T4LSpace	SLB	14	2,72	1,63	0,44	0,879
	CONT	12	2,82	1,48	0,43	
T2L6Mez	SLB	16	0,16	0,18	0,04	0,748
	CONT	12	0,15	0,09	0,03	
T3L6Mez	SLB	16	0,18	0,08	0,02	0,849
	CONT	12	0,18	0,09	0,03	
T4L6Mez	SLB	14	0,28	0,16	0,04	0,790
	CONT	12	0,30	0,20	0,06	

Tablo 12 (devam). SLB ve CONT grubu verilerin karşılaştırmasının tanımlayıcı istatistiği ve eşleşmemiş Students' *t*-testi ile karşılaştırma sonuçları

T1L3Rot	SLB	16	31,73	6,24	1,56	0,049
	CONT	12	36,53	5,86	1,69	
T2L3Rot	SLB	16	30,53	5,92	1,48	0,065
	CONT	12	34,91	6,04	1,74	
T3L3Rot	SLB	16	29,16	5,43	1,36	0,470
	CONT	12	30,89	7,10	2,05	
T4L3Rot	SLB	14	28,46	5,64	1,51	0,717
	CONT	12	27,55	6,97	2,01	
T2L3Tip	SLB	16	0,93	0,30	0,08	0,043
	CONT	12	1,66	1,33	0,38	
T3L3Tip	SLB	16	1,79	0,82	0,20	0,004
	CONT	12	3,39	1,82	0,52	
T4L3Tip	SLB	14	2,77	1,15	0,31	0,005
	CONT	12	4,88	2,25	0,65	

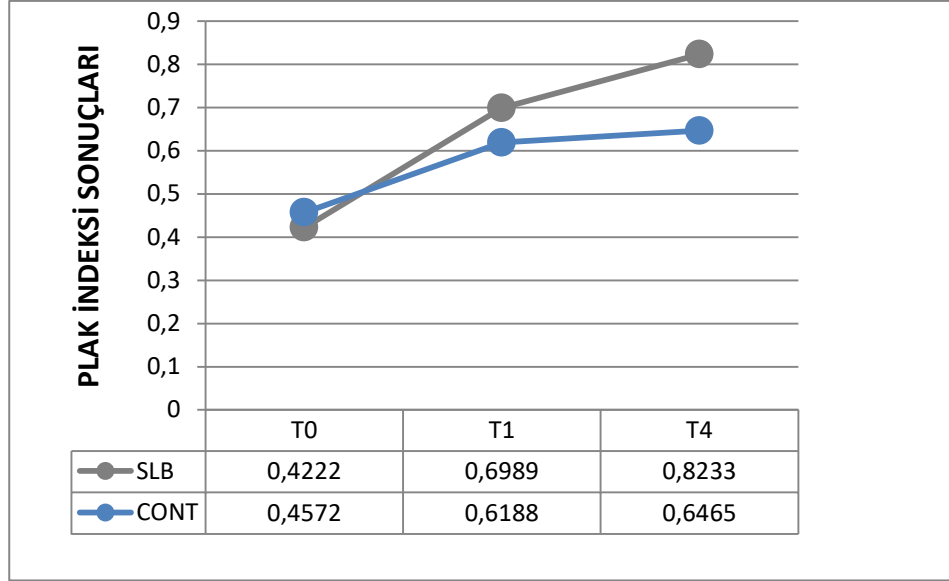
4.2.2. Periodontal İndeks Ölçümleri

Plak İndeksi

T0 safhasında tüm ağız plak indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,42; CONT grubunda 0,46 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,311$) (Tablo 13) (Şekil 26).

T1 safhasında tüm ağız plak indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,70; CONT grubunda 0,62 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,180$) (Tablo 13) (Şekil 26).

T4 safhasında tüm ağız plak indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,82; CONT grubunda 0,65 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlendi ($p=0,049$) (Tablo 13) (Şekil 26).



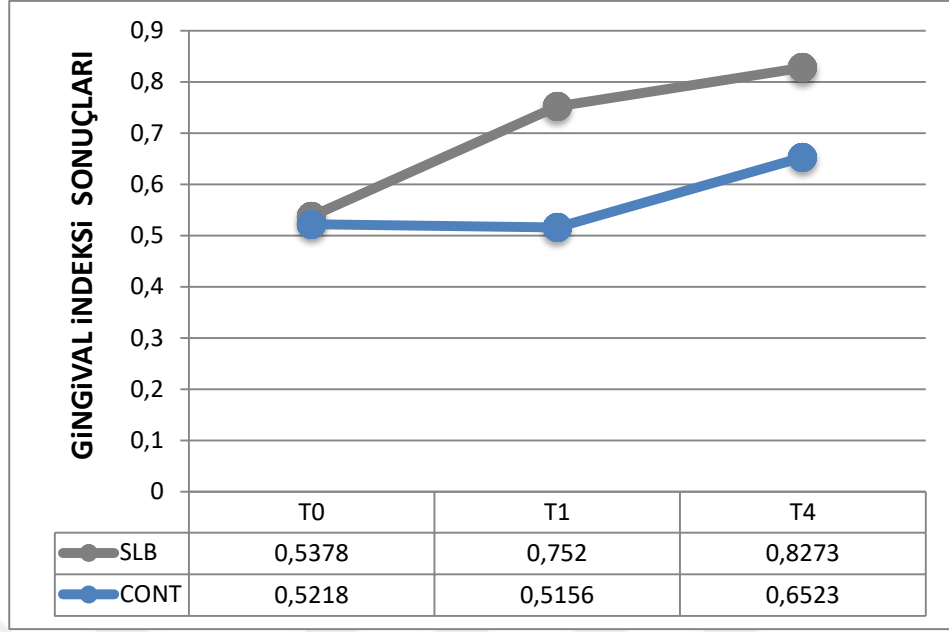
Şekil 26. SLB ve CONT gruplarında plak indeksinde meydana gelen değişim

Gingival İndeks

T0 safhasında tüm ağız gingival indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,54; CONT grubunda 0,52 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,439$) (Tablo 13) (Şekil 27).

T1 safhasında tüm ağız gingival indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,75; CONT grubunda 0,52 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak çok anlamlı bir fark saptandı ($p=0,008$) (Tablo 13) (Şekil 27).

T4 safhasında tüm ağız gingival indeks değeri ortalama olarak SLB grubunda 0,83; CONT grubunda 0,65 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,103$) (Tablo 13) (Şekil 27).



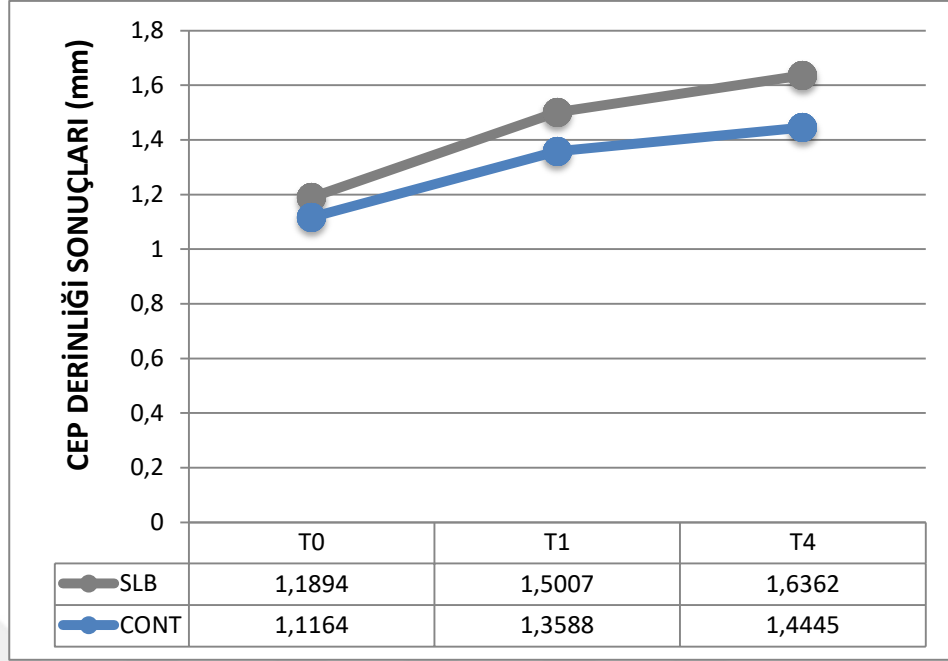
Şekil 27. SLB ve CONT gruplarında gingival indekste meydana gelen değişim

Cep Derinliği

T0 safhasında cep derinliği değeri ortalama olarak SLB grubunda 1,19; CONT grubunda 1,12 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ($p=0,562$) (Tablo 13) (Şekil 28).

T1 safhasında cep derinliği değeri ortalama olarak SLB grubunda 1,50; CONT grubunda 1,36 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0,954$) (Tablo 13) (Şekil 28).

T4 safhasında cep derinliği değeri ortalama olarak SLB grubunda 1,64; CONT grubunda 1,44 ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı ($p=0,364$) (Tablo 13) (Şekil 28).



Şekil 28. SLB ve CONT gruplarında gingival indekste meydana gelen değişim

Tablo 13. SLB ve CONT grubu periodontal indeks verilerinin birlikte tanımlayıcı istatistiği ve Mann-Whitney U testi ile karşılaştırma sonuçları

	GrpSafha	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	P
PI	CONT-T0	30	0,46	0,42	0,08	0,311
	SLB-T0	36	0,42	0,17	0,03	
GI	CONT-T0	30	0,52	0,46	0,08	0,439
	SLB-T0	36	0,54	0,25	0,04	
PD	CONT-T0	30	1,12	0,58	0,11	0,562
	SLB-T0	36	1,19	0,34	0,06	

	GrpSafha	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	P
PI	CONT-T1	30	0,62	0,49	0,09	0,180
	SLB-T1	36	0,70	0,31	0,05	
GI	CONT-T1	30	0,52	0,40	0,07	0,008
	SLB-T1	36	0,75	0,37	0,06	
PD	CONT-T1	30	1,36	0,76	0,14	0,954
	SLB-T1	36	1,50	0,25	0,04	

Tablo 13 (devam). SLB ve CONT grubu periodontal indeks verilerinin birlikte tanımlayıcı istatistiği ve Mann-Whitney U testi ile karşılaştırma sonuçları

	GrpSafha	Sayı	Ort.	Std. Sapma	Std. Hata Ort.	P
PI	CONT-T4	30	0,65	0,48	0,09	
	SLB-T4	36	0,82	0,35	0,06	0,049
GI	CONT-T4	30	0,65	0,44	0,08	
	SLB-T4	36	0,83	0,36	0,06	0,103
PD	CONT-T4	30	1,44	0,82	0,15	
	SLB-T4	36	1,64	0,30	0,05	0,364

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda sürtünme kuvvetini azalttığı öne sürülen kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketlerin, premolar diş çekimi ve kanin retraksiyonu gerektiren bireylerde kanin distalizasyonu hızına olan etkileri incelenmiştir. Toplamda 33 birey çalışmaya dahil edilmiştir. Araştırma grubunda (SLB) 18 birey, kontrol grubunda (CONT) 15 birey mevcuttur. Kullanılan birey sayısı bu konuda yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Dinçer ve İşcan, 1994; Kuhlberg ve Priebe, 2003; Miles, 2007; Mezomo ve ark., 2011; Oz ve ark., 2012).

Bireylerin yaşları en az 13,25 yıl, en fazla 19,83 yıldır. Çalışmamızdaki bireylerin yaşları kanin hareketi ile ilgili çalışmalarla ortalama olarak aynıdır (Dinçer ve İşcan, 1994; Kuhlberg ve Priebe, 2003; Miles, 2007; Mezomo ve ark., 2011; Johansson ve Lundström, 2012; Oz ve ark., 2012; Machibya, 2013). Çalışmamız için bireylerin seçiminde araştırma ve kontrol gruplarının yaş, cinsiyet ve malokluzyon olarak benzer olmasına dikkat edilmiştir. Ayrıca bireylerin daimi dişlenme döneminde olması ve fonksiyonel tedavi ihtiyacı olmaması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda maksimum ankıraj hedeflendiğinden kanin distalizasyonu aşamasından önce mini vidalar yerleştirilmiştir. Ayrıca üst çenede prefabrike transpalatal arklar kullanılmıştır. Maksimum ankıraj gereken vakalarda intraoral veya ekstraoral apareyler kullanılabilir (Baker ve ark., 1972; Ülgen, 1990; Tosun, 1999). Ekstraoral apareyler ile ankıraj istenildiği seviyede korunabilir olsa da hasta kooperasyonunun zayıf olması nedeniyle ankıraj kaybı ile karşılaşılabilir (Keleş ve ark., 2003). Palatal ve lingual barlar, Nance butonlu arklar ve ağız içi elastikler gibi intraoral apareylerin ise protruzyon, ekstruzyon, bazı dişlerde devrilme gibi yan etkileri görülebildiğinden yeterli korumayı sağlamayabilmektedir (Gray ve ark., 1995; Thiruvkatachari ve ark., 2006). Transpalatal arklar yalnız başına ankıraj kaybının tamamen önüne geçemez (Gunduz ve ark., 2003). İskeletsel ankıraj için kullanılan mini plaklar, mini vidalar ve diş implantları diş hareketinde maksimum ankıraj sağlar (Creekmore, 1983; Shapiro ve Kokich, 1988; Roberts ve ark., 1994; Umemori ve ark., 1999). Mini vidalar, klinikte uygulanmasının ve çıkarılmasının kolay olması ve fazla zaman almaması, hasta açısından kabul görmesi ve dokuya uyumluluğu gibi etkenlerden dolayı tercih edilmektedirler (Park ve ark., 2004; Carano ve ark., 2005). Boyutlarının küçük olması nedeniyle diş köklerine herhangi bir zarar vermeden yerleştirilebilirler

(Park ve ark., 2004). Ayrıca diş implantlarının aksine yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanmaya başlanabilir (Deguchi ve ark., 2003). Bu nedenlerden çalışmamızda ankıracı korumak amacıyla mini vida kullanımını tercih edilmiştir. Kanin distalizasyonu için mini vida kullanımını değerlendiren birçok çalışma mevcuttur (Park ve Kwon, 2004; Park, 2005; Thiruvenkatachari, 2006).

Mini vidalar kullanım amacına göre ağız içi bölgede değişik alanlara yerleştirilebilir (Roberts ve ark., 1990). Mini vidaların yerleştirilebileceği bölgeler st çenede bukkal ve lingual bölgedeki interradiküler boşluklar, çekim boşlukları, nazal spinin alt kısmı, damağın orta kısmı veya orta kısmın çevresindeki alanlar, infrazigomatik krest, diş kökleri arasındaki bukkal ve lingual alveolar kemik, alt çenede bukkal ve lingual bölgedeki interradiküler boşluklar, çekim boşlukları, mental simfizisin laterali, retromolar alan, diş kökleri arasındaki bukkal ve lingual alveolar kemiktir (Lin ve Liou, 2003; Carano ve ark., 2005; Melsen, 2005). Çalışmamızda kanin dişleri tek başına distalize edileceğinden vidaların yerleşim yeri birinci molar diş ile ikinci premolar diş kökleri arasındaki alveolar kemik olarak belirlenmiştir.

Mini vidaların yerleştirilme yöntemleri ile ilgili çeşitli görüşler vardır. Mini vida implantların st çenede kök doğrultusunda oblik yerleştirilmesi tavsiye edilirken alt çenede aksine paralel olarak yerleştirilmesi savunulur (Melson, 2005). Başka bir görüşe göre, mini vida implantların dişlerin uzun eksenlerine göre st çenede 30° ve 40° açıyla, alt çenede ise 10° ve 20° aı ile yerleştirilmesi uygun görülür (Kyungve ark., 2003). Carano ve ark. (2005) da st çenede 30° ve 40° açıyla yerleştirilmesini tavsiye eder ancak maksiller sinüste herhangi bir yaralanmadan kaçınmak için biraz daha dik olarak yerleştirilebileceğini savunur. Çalışmamızda implantlar yapışık dişetinde olacak şekilde st çenede 30° ve 40° açıyla, alt çenede ise 10° ve 20° aı ile yerleştirilmişlerdir.

Mini vida implantları *self-drilling* olan ve olmayan şeklinde ikiye ayırabiliriz (Carano ve ark., 2005; Herman ve Cope, 2005; Maino ve ark., 2005; Melsen ve Verna, 2005). Self-drilling olan implantların olmayanlara göre avantajı, medüller kemik içine yerleştirirken herhangi bir insizyon, yumuşak doku kaldırılması veya pilot bir kanal amaya gerek olmamasıdır (Carano ve ark., 2005; Papadopoulos and Tarawneh, 2007). Çalışmamızda self-drilling olan vidalar kullanılmıştır.

Mini vida implantları yerleştirilmeden önce uygulanacak bölgeye anestezi uygulamak gerekmektedir. Uygulanacak anestezinin miktarının oldukça az olması

tavsiye edilmektedir. Yapılan anestezinin dişlerde derin bir etki bırakması istenmez. Yalnızca yumuşak dokunun etkilenmesi istenir (Kyung ve ark., 2003). Bu nedenle çalışmamızda lokal anestezi birinci molar ve ikinci premoların diş kökleri hizasında 0,2 cc kadar yapılmıştır.

Ortodontik mini vidalara yerleştirildikten hemen sonra kuvvet uygulanabilir. Birçok araştırmacı başlangıçta hafif kuvvetler uygulanması gerektiğini tavsiye etmişlerdir (Costa ve ark., 1998; Melsen ve Costa, 2000; Lim ve ark., 2003; Corano ve ark., 2005; Melsen ve Verna, 2005; Ohashi ve ark., 2006). Genel olarak kabul gören görüş, herhangi bir yan etki görülmeden hemen kuvvet uygulanmasıdır (Melsen ve Costa, 2000; Park ve ark., 2001; Labanauskaite ve ark., 2005; Ohnishi ve ark., 2005). Çalışmamızda kanin distalizasyonu aşamasına başlanırken ölçü alındığı için, enfeksiyon riskini elimine etmek amacıyla mini vida implantları kuvvet uygulanmasından bir seans önce yerleştirilmiştir.

Kanin distalizasyonu iki tür mekanik ile yapılabilir. Bunlar sürtünmeli ve sürtünmesiz sistemlerdir. Sürtünmesiz sistemlerde kanin distalizasyonu retraksiyon loopları ve bölümlü arklar ile yapılmaktadır (Gjessing, 1985; Dinçer ve İşcan, 1994). Sürtünmeli sistemlerde kanin diş ark teli boyunca kaydırılır. Bu yöntem ile yapılan birçok çalışma vardır (Loftus ve ark., 1999; Thiruvengkatachari ve ark., 2006; Miles, 2007; Garfinkle ve ark., 2008; Upadhyay ve ark., 2008; Burrow, 2010; Mezomo ve ark., 2011; Oz ve ark., 2012; Machibya ve ark., 2013). Çalışmamızda kendinden bağlamalı braketlerin diş hareketi hızına olan etkisi değerlendirilmiştir. Bu etki kendinden bağlamalı braketlerin konvansiyonel braketlere göre sürtünme özelliklerinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda sürtünmeli mekanikler tercih edilmiştir. Kanin distalizasyonu 0,019×0,025 inch paslanmaz çelik ark teli üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu tel takıldıktan sonra dişlerin tork değerlerini tam olarak alması için kanin distalizasyonuna başlamadan önce dört hafta beklenmiştir.

Kanini distalize ederken diş kuvvet uygulamak için mknatıslar, zemberekler, elastikler ve çeşitli materyallerden üretilmiş yaylar kullanılabilir (Gjessing, 1994; Tosun, 1999). Elastik ligatürlerin zaman geçtikte uyguladıkları kuvvette azalma meydana gelmektedir (Nishio ve ark., 2004; Dholakia ve Bhat, 2012). Bu azalma birinci günde % 50-70 oranında olabilir (Tosun, 1999). Diş hareketi için kullanılan yaylar üretildikleri materyallere göre farklı özellik gösterirler. Nikel titanyum yaylar uzun

çalışma sürecinde diğer materyaller ile karşılaştırıldığında hafif ve devamlı kuvvetler üretirler (Miura ve ark., 1986; Miura ve ark., 1988). Nikel titanyum kapalı yaylar devamlı aktivasyon halinde olduklarında diş hareketinde aralıklı kuvvet üreten mevcut elastiklere göre daha avantajlıdır (Samuels ve ark., 1993). Çalışmamızda kanin distalizasyonu için nikel titanyum kapalı yaylar kullanılmıştır. Bu yayların kullanılmasındaki amaç, belli sınırlara kadar tüm gerilmelerde aynı kuvveti uyguladığından bütün bireylerdeki kanin dişlerine eşit kuvvetler uygulayabilmektir.

Kanin distalizasyonunun değerlendirilmesi için yapılan çalışmalarda diş hareketi için uygulanan kuvvet ortalama olarak 150-200 gr olarak belirlenmiştir (Andreasen ve Jhonson, 1967; Paulson ve ark., 1970; Boester ve Johnston, 1974; Huffman ve Way, 1983; Sonis ve ark., 1986; Samuels ve ark., 1993; Lotzof ve ark., 1996; Iwasaki ve ark., 2000; Thiruvenkatachari ve ark., 2006; Deguchi ve ark., 2007; Garfinkle ve ark., 2008; Upadhyay ve ark., 2008; Burrow, 2010; Oz ve ark., 2012; Hassan ve ark., 2016). Çalışmamızda kanin distalizasyonu için 150 gr kuvvet uygulayan nikel titanyum kapalı yaylar kullanılmıştır.

Sürtünmeli sistemlerde kullanılan ark tellerinin özellikleri de diş hareketini etkileyen faktörlerden biridir. Sürtünmeli mekaniklerde kanin distalizasyonu aşamasında daha çok paslanmaz çelik ark telleri tercih edilmektedir. Bu tellerin diğerlerine göre daha az sürtünme kuvveti oluşturduğu görülmüştür (Kusy ve ark., 1982; Derscher ve ark., 1989; Kapila ve ark., 1990; Kusy ve Whitley, 1990; Pratten ve ark., 1990; Ho ve West, 1991; Ireland ve ark., 1991; Downing ve ark., 1994; Vaughan ve ark., 1995; Ogata ve ark., 1996; Taylor ve Ison, 1996; Pizzoni ve ark., 1998; Loftus ve ark., 1999; Tosun, 1999; Mendes ve Rossouw, 2003; Nishio ve ark., 2004; Yu ve ark., 2011). Çalışmamızda kanin distalizasyonu 0,019 × 0,025 inch paslanmaz çelik ark teli kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Kullanılan braket çeşidinin de sürtünmeli sistemlerde diş hareketi hızını etkilediği bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda braket materyali olarak paslanmaz çeliğin diğerlerine göre daha az sürtünme değerleri gösterdiği izlenmiştir (Kusy ve ark., 1991; Ghafari, 1992; Cacciafesta ve ark., 2003; Henao ve Kusy, 2004; Kapur ve ark., 2004; Nishio ve ark., 2004; Tecco ve ark., 2005; Hein ve ark., 2006; Tecco ve ark., 2007; Arash ve ark., 2015). Günümüzde ark telini braket oluğu içerisine konvansiyonel yöntemlerle bağlamak yerine kendinden bağlamalı braketler geliştirilmiştir. Bu

braketlerde geniş bir lümen içerisinde kalan ark teli ile braket arasında oluşabilecek kilitlenmeler en aza ineceğinden sürtünmenin de azalacağını gösteren çalışmalar mevcuttur (Berger, 1990; Shivapuja ve Berger, 1994; Eberting ve ark., 2001; Harradine, 2001; Thorstenson ve Kusy, 2001; Cacciafesta ve ark., 2003; Redlich ve ark., 2003; Griffiths ve ark., 2005; Miles ve ark., 2006; Reicheneder ve ark., 2007; Rinchuse ve Miles, 2007; Turnbull ve Birnie, 2007; Krishnan ve ark., 2009; Burrow, 2010). Kendinden bağlamalı braketleri aktif ve pasif olmak üzere ikiye ayırabiliriz. Pasif kapaklı kendinden bağlamalı braketlerde meydana gelen sürtünme kuvveti aktif kapaklılarda meydana gelenden daha azdır (Thomas ve ark., 1998; Smith ve ark., 2003; Hain ve ark., 2006; Kim ve ark., 2008). Yapılan bir çalışmada 0,022 inch oluk genişliğine sahip braketlerde sürtünme kuvvetinin daha az olduğu görülmüştür (Kapila ve ark., 1990). Çalışmamızda 0,022 inch oluk genişliğinde pasif kendinden bağlamalı braketler kullanılmıştır. Üretimdeki standartlık açısından kontrol grubunda kullanılan braketler ile aynı firmaya ait olması sağlanmıştır.

Literatürde kanin distalizasyonu yapılan çalışmalarda, bireyler 4 haftalık kontrollere çağrılmıştır ve kanin dişin hareketi doğru ilişki sağlanana kadar devam etmiştir (Burrow, 2010; Wahab ve ark., 2013; da Costa Monini ve ark., 2014; Alhadlaq ve ark., 2015). Çalışmamızda bireyler kanin distalizasyonuna başladıktan 1 hafta (T2), 4 hafta (T3) ve 8 hafta (T4) sonra olacak şekilde kontrollere çağrılmıştır. Kanin distalizasyonunun toplam 8 haftası dikkate alınmıştır. Kanin ilişkinin tam olarak sağlandığı durumlarda distalizasyon bitirilmiş, sağlanamadığı durumlarda distalizasyona devam edilmiştir. 1, 4 ve 8 haftalık kontrollerdeki diş hareket miktarı ve hızı ölçülmüştür. Bu değerler kendi aralarında kıyaslanmıştır.

Kanin dişin hareket miktarı ve hızını ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Burrow (2010) yaptığı çalışmada kanin dişin retraksiyon değerlerindeki tüm değişimleri esnek milimetrelilik cetvel kullanarak ağız içinde ölçmüştür. Üst çene dişlerinin orta hattından kanin dişin mesial kenarına kadar olan mesafeyi kayıt altına almıştır. Tüm ölçümler dört kez tekrarlanmış ve sonuçların ortalaması alınmıştır. Ancak ağız içi ölçümlerde dişlerin hareket etme olasılığı ve referans noktalarının her kontrolde tamamen aynı seçilemeyecek olmasından dolayı çalışmamızda bu yöntem tercih edilmemiştir. Ayrıca kanin retraksiyonu ağız içinden ölçülebilirken, molar mesializasyonu ve kanin rotasyonu ölçülemez (Deguchi ve ark., 2007; Miles, 2007). da

Costa Monini ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada hastalardan diş çekimlerinden önce ve kanin retraksiyonu sonrasında olmak üzere sağ ve sol alanlardan 45 ° açıyla sefalometrik film almıştır. Çizimler tek kişi tarafından el ile yapılmıştır. Radyografik metodlar kanin retraksiyonu ve molar mesializasyonunu belirlemede etkin olsa bile bireyleri gereksiz radyasyona maruz bırakır ve kanin rotasyonunun değerlendirilmesinde yardımcı olamaz (Huffman ve Way, 1983; Iwasaki ve ark., 2003; Kojima ve ark., 2006; Deguchi ve ark., 2007; Barlow ve Kula, 2008; Shpack ve ark., 2008; Thiruvengkatachari ve ark., 2008). Çalışmamızda kontrollerde alınan ölçülerden elde edilen alçı modeller üç boyutlu tarama cihazında tarandığından ve bu program üzerinde ölçüm yapılabildiğinden, kanin hareket miktarının değerlendirilmesi için röntgen kullanılması tercih edilmemiştir. Dholakia ve Bhat (2012) yaptıkları çalışmada her bir kontrolde ölçü alarak elde ettikleri çalışma modelleri üzerinde kanin hareketini değerlendirmişlerdir. Dijital kaliper kullanarak birinci molar dişin santral piti ile kanin dişin tepe noktası arasındaki mesafeyi ölçmüşlerdir. Bu ölçümler her bir araştırmacı tarafından farklı zamanlarda yapılmış ve ortalamaları alınarak değerlendirilmiştir. Alçı modeller üzerinde meydana gelebilecek olası minimal deformasyonlar, referans olarak alınan noktaların göz ve el ile belirlenmesinden dolayı oluşabilecek hatalar kaliper ile ölçüm yapmanın dezavantajlarıdır. Bilgisayar ortamında taranan modeller üzerinde ölçüm yapılırken, gerekli büyütme olanaklarına sahip olunması, referans noktalarının belirlenmesinde ve oldukça küçük miktarların bile ölçüm değerlerine yansıtılabilmesinde yardımcı olmaktadır. Ayrıca ölçüm işleminin süresini azaltmakta, hem pratik hem de daha net sonuçlar elde etmemizi sağlamaktadır.

Çalışmamızda dijital modeller üzerinde ölçüm yapabilmek için belirlediğimiz referans noktaları üst çenede üçüncü palatal ruganın medial ve lateral noktalarıdır. Bu noktaların stabil ve değişimlerden en az etkilenen referanslar olması nedeniyle onların üzerinde çakıştırma yapılmıştır (Almeida ve ark., 1995; Hoggan ve Sadovsky, 2001; Li ve ark., 2015). Alt çenede çakıştırma yapabilmek içinse literatürde kesin bir görüş yoktur. Çeşitli yöntemlerin kullanılabileceği düşünülmüştür. Özellikle alt çene simfizisin en derin yerinin altındaki nokta çakıştırmada oldukça kolay belirlenebilir. Mineralize diş germelerinin ve alt çene kanalın konturları da çakıştırmada kullanılabilir (Bjork ve Skieller, 1983). Radyografi üzerinde hafif rotasyon varsa veya sağ ve sol alt çene kanalları üst üste gelerek karışırsa alt çene kanalının konturlarını belirlemek zor

olabilir. Ayrıca radyografi üzerinde molar ve premolar diş germlerinin konturlarını belirlemek de sınırlıdır (Buschang ve ark., 1986). de Oliveira Ruellas ve ark. (2016) tedavi öncesi ve sonrası CBCT aldıkları bireylerde alt çenenin referans alınan üç bölgesini incelemişlerdir. Bir grupta alt çene simfizisin lingual kortikal kemiğini, diğer grupta Björk, Modifiye Björk ve alt çene gövdesini karşılaştırarak sonuçları değerlendirmişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada ise karşılaştırma için alt çene santral keserlerin orta noktası ve ikinci molarların mesial tüberkül tepesi kullanılmıştır.

Kanin distalizasyon miktarını ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Mezomo ve arkadaşlarının (2011) yaptıkları çalışmada alçı modeller üzerinde kanin dişin distal yüzeyi ile ikinci premolar dişin mesial yüzeyi arasındaki mesafe kaliper kullanılarak ölçülmüştür. Lateral sefalometrik radyografileri kullanarak kanin dişin hareket miktarını ölçen çalışmalar da mevcuttur (Oz ve ark., 2012; da Costa Monini ve ark., 2016). Hayashi ve ark. (2004) kanin retraksiyonunu değerlendirdikleri çalışmada alçı modelleri tarama cihazı ile dijital ortama aktarmışlardır. Kanin diş üzerinde başlangıç noktaları kanin dişin tüberkül tepesi olan üç doğru belirlemişlerdir. Bu doğrulardan ikisi kanin dişin mesial ve distal kenarlarından diğeri de bu iki doğrunun ortasından geçecek ve zıt yönde olacak şekilde oluşturulmuştur. Üç doğrunun kesiştiği kanin dişin tüberkül tepeleri arasındaki fark ölçülmüştür. Çalışmamızda bu yöntemle benzer şekilde oluşturulan düzlem üzerinde kanin dişlerin tüberkül tepeleri belirlenmiş ve aralarındaki mesafe kayıt altına alınmıştır.

Molar dişlerin mesial hareketini lateral sefalometrik radyografi üzerinde ölçen çalışmalar mevcuttur (Oz ve ark., 2012; da Costa Monini ve ark., 2014). Mezomo ve ark. (2011) ise her bireye özgü olacak şekilde palatal bölgeye oturan kendiliğinden polimerize olan akrilik rezinler oluşturmuşlardır. Molar dişlerin mesiopalatal tüberkül tepeleri arasından tel uzatarak bu dişlerin ilk ve son konumları arasındaki mesafeyi ölçmüşlerdir. Çalışmamızda bu yöntemin dijital ortamdaki haline benzer şekilde ölçüm yapılmıştır. Molar dişlerin mesiopalatal tüberkül tepeleri arasındaki fark oluşturulan düzlem üzerinde ölçülmüştür ve aradaki fark değerlendirilmiştir.

Shpack ve ark. (2008) kanin dişin rotasyon miktarını belirlemek için midpalatal suturdan geçen doğru ile kanin dişin mesial ve distalinden geçen doğrunun arasında kalan açıyı ölçmüşlerdir. Benzer yöntemle kanin dişin rotasyon miktarını değerlendiren başka çalışmalar da yapılmıştır (Mezomo ve ark., 2011; Reddy ve ark.,

2014; Hassan ve ark., 2016). Bizim çalışmamızda da aynı yöntem dijital modeller üzerinde uygulanmış ve kanin rotasyon miktarı belirlenmiştir.

Li ve ark. (2015) dijital ortama aktardıkları modellerde kanin dişi üzerinde bukkal, distal ve apikal yönlerinde olacak şekilde üç doğru belirlemiştir. Palatal rugalar üzerinde çakıştırma yaparak bu doğrular arasındaki açıyı ölçmüş ve kanin dişin tipping miktarını değerlendirmiştir. Çalışmamızda T1 ve T4 aşamalarındaki kanin dişin tüberkül tepesi ve apikali doğrultusunda geçen doğrular arasındaki açılar ölçülmüştür.

5.1. Dijital Ortodontik Model Ölçümleri

5.1.1. Grup İçi Değerlendirmeler

Bu kısımdaki değerlendirmeler BULGULAR bölümündeki veriler baz alınarak yazılmıştır (Tablo 4,6).

Üst çenede kanin dişlerin distalizasyon miktarları değerlendirildiğinde dört haftalık hareket miktarı SLB grubunda 1,44 mm, CONT grubunda 1,36 mm olmuştur. Herman ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada mini vida implantlarını kullanarak kanin distalizasyonu gerçekleştirmiştir. Çalışmamızla oldukça benzer şekilde kanin distalizasyonu yapılan bu çalışmada kanin hareketi ortalama ayda 1,3 mm kadar olmuştur. Bu sonuç çalışmamızdaki veriler ile yakın değerdedir. Miles (2007) yaptığı çalışmada aylık kanin distalizasyonunu kendinden bağlamalı braket kullandığı grupta 1,1 mm, konvansiyonel braket kullandığı grupta 1,2 mm olarak ölçmüştür. Bu sonuçlar çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. Mezomo ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada aylık kanin hareketini araştırma grubunda 0,90 mm, kontrol grubunda 0,84 mm bulmuşlardır. Mezomo ve arkadaşlarının çalışmasında daha az miktarda hareket meydana gelmesinin sebebi kanin distalizasyonu için 150 gr kuvvet uygulayan elastiklerin kullanılması olabilir. da Costa Monini ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada aylık kanin hareketini kendinden bağlamalı braket kullandıkları çalışma grubunda 0,71 mm, konvansiyonel braket kullandıkları kontrol grubunda 0,72 mm olarak ölçmüşlerdir. Çalışmamıza göre daha düşük miktarda hareket izlenmesinin nedeni 100 gr kuvvet uygulayan NiTi kapalı yaylar ile kuvvet uygulanması olabilir. Wahab ve ark. (2013) kanin retraksiyonunun miktarını kendinden bağlamalı ve konvansiyonel braketleri kıyaslayarak değerlendirmiştir. Üst molar dişlere transpalatal arklar yerleştirilmiştir.

Kanin distalizasyonu aşamasında 4 haftalık olmak üzere 3 kez kontrol yapılmıştır. Kanin dişlere NiTi kapalı yaylar ile kuvvet uygulanmıştır. Ölçümler çalışma modeli üzerinde dijital kaliper ile yapılmıştır. Bu iki grup arasında kanin retraksiyonu açısından istatistiksel olarak önemli bir farklılık görülmemiştir. Çalışmanın yapılış şekli ve sonuçları bizim çalışmamızı desteklemektedir. Çalışmamızdan farklı olarak kanin retraksiyonu 0,018 inch paslanmaz çelik tel üzerinde yapılmıştır.

Çalışmamızda üst çenede SLB grubunda ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,44 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 1,00 mm/ay olarak saptanmıştır. İstatistiksel olarak anlamlı olan bu fark tel üzerinde oluşan 'binding' ve 'notching'e, diş hareketi esnasında ve sonrasında meydana gelen dokulardaki yapım ve yıkım olaylarına bağlı oluşmuş olabilir.

Alt çenede kanin dişlerin aylık hareket miktarı SLB grubunda 1,02 mm, CONT grubunda 1,01 mm olarak ölçülmüştür. Andreasen ve Zwanziger (1980) yaptıkları çalışmada alt kanin dişlere 100-500 gr arasında kuvvet uygulamışlar ve hareket miktarını ayda 0,96 mm olarak ölçmüşlerdir. Boester ve Johnston (1974) ise 55-310 gr kuvvet uygulayarak alt kanin dişlerde aylık 0,98 mm hareket gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Alt çenede SLB grubunda ilk dört haftalık dönemde ortalama kanin distalizasyon hızı 1,02 mm/ay iken, ikinci dört haftalık dönemde 0,56 mm/ay olarak ölçülmüştür. Bu fark istatistiksel olarak çok anlamlıdır ve üst çene sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Bu sonucun sebebi üst çenede olduğu gibi tel üzerinde oluşan kilitlenmelere ve dişin çevre dokularındaki yapım ve yıkım olaylarına bağlı olarak açıklanabilir.

Üst çenede molar dişlerdeki mesializasyon SLB grubunda ayda 0,19 mm, CONT grubunda ayda 0,33 mm olarak bulunmuştur. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı değildir. Rajcich ve Sadowsky (1997) üst premolar diş çekimiyle tedavi edilen 24 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada molar dişlerin mesial hareketini hem model üzerinde hem de sefalometrik film çizimleri ile ölçmüşlerdir. Model üzerinde yapılan ölçümler sonucunda ortalama 7,1 ayda sağ ve sol molar dişlerin mesial hareketini ortalama olarak 0,5 mm olarak bulmuşlardır. Bu çalışmada seviyeleme ve sıralama esnasında iki hastada transpalatal ark kullanılmış ancak kanin distalizasyonuna başlanacağı seans çıkarılmıştır. Hassan ve ark. (2016) üst kanin dişleri 150 gr kuvvet

uygulayan NiTi kapalı yaylar ile retrakte ettikleri çalışmada ankıracı korumak amacıyla transpalatal arkları kullanmışlardır. Kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı tarafta $0,27 \text{ mm} \pm 0,12$, konvansiyonel braketlerin kullanıldığı tarafta ise $1,15 \text{ mm} \pm 0,40$ ankıracı kaybı gözlemlemişlerdir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızı destekler niteliktedir. da Costa Monini ve ark. (2014) kanin retraksiyonu ve ankıracı kaybı miktarını inceledikleri çalışmada molar dişlerdeki mesializasyonu kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı grupta $1,28 \text{ mm}$, konvansiyonel braketlerin kullanıldığı grupta ise $1,24 \text{ mm}$ olarak bulmuşlardır. Bu çalışmanın sonucunda her iki grup kıyaslandığında kanin distalizasyonu ve ankıracı korumada önemli bir farklılık görülmemiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. de Almeida ve ark. (2013) üst çenede ankıracı kaybını değerlendirdikleri çalışmada SLB grubunda $3.65 \pm 1,73 \text{ mm}$, CONT grubunda $3.87 \pm 1,35 \text{ mm}$ molar dişlerde hareket izlemişlerdir. Her iki grup kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. Bizim çalışmamıza benzer şekilde konvansiyonel braketlerin kullanıldığı grupta ankıracı kaybı kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı gruba göre daha fazla görülmüştür.

Alt çenede molar mesializasyon miktarı hem SLB hem de CONT grubunda $0,18 \text{ mm}$ olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanamamıştır. Thiruvengkatachari ve arkadaşlarının (2006) yaptıkları çalışmada ankıracı korumak için mini vida kullanılan tarafta molar dişlerde hareket gözlemezken, kullanılmayan tarafta alt kanin dişlerde $1,7 \text{ mm}$ hareket izlenmiştir.

Açısal değişimleri kanin dişlerdeki rotasyon ve tipping olarak inceleyebiliriz. Çalışmamızda kanin dişlerdeki aylık distopalatinal rotasyon miktarı değerlendirildiğinde üst çenede SLB grubunda $1,93^\circ$, CONT grubunda $2,08^\circ$ iken alt çenede SLB grubunda $1,37^\circ$, CONT grubunda $4,08^\circ$ olarak ölçülmüştür. Her iki grup arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Hassan ve ark. (2016) kanin dişlerdeki rotasyon miktarını kendinden bağlamalı braket grubunda $5.93^\circ \pm 2.49$, konvansiyonel braket grubunda $10.00^\circ \pm 3.40$ olarak gözlemlemişlerdir. Mezomo ve ark. (2011) ise yaptıkları çalışmada kanin dişlerdeki rotasyonu üç aylık dönemde değerlendirmişlerdir. Kendinden bağlamalı braket grubunda ortalama üç aylık rotasyon miktarını 9.15° , konvansiyonel braket grubunda ise 12.27° olarak saptanmıştır. Bu değerlerin çalışmamıza göre daha yüksek çıkması üç aylık dönemin değerlendirilmesinden kaynaklı olabilir. Bunun yanı sıra konvansiyonel braketlerde daha fazla rotasyon

değerine rastlanması bizim çalışmamızla benzerdir. Bu çalışmada şu sonuca varılmıştır: Kendinden bağlamalı braketlerde kanin distalizasyonunda rotasyon kontrolü elastomerik ligatürler ile sıkıca bağlanan konvansiyonel braketlere göre daha fazladır ve kuvvetin uygulama noktasının dişin direnç merkezinden geçmemesinden dolayı diş hareketi sonucunda bir miktar rotasyon meydana gelmektedir.

Çalışmamızda kanin dişlerdeki aylık tipping miktarı üst çenede SLB grubunda $2,31^\circ$, CONT grubunda $3,25^\circ$ bulunurken alt çenede SLB grubunda $1,79^\circ$, CONT grubunda $3,39^\circ$ olarak saptanmıştır. Bu iki grup kıyaslandığında üst çenede SLB ve CONT grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken alt çenede çok anlamlı bir fark bulunmuştur. Üst çenede T2 ve T3 aşamalarında SLB grubundaki tipping değerleri CONT grubuna göre daha azdır. Alt çenede T2, T3 ve T4 aşamalarında SLB grubundaki tipping değerleri CONT grubuna göre daha azdır ve iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır. Bu sonuçlar kendinden bağlamalı braketlerdeki kapak yapısıyla ilişkilendirilebilir. Konvansiyonel braketlerde ark teli braket oluşu içerisine elastikler ile bağlanmıştır. Elastik bağlayıcılardaki esneme payı nedeniyle konvansiyonel braketlerde kanin dişlerindeki tipping ve rotasyon miktarı kendinden bağlamalı braketlere göre daha fazla miktarda meydana gelmiş olabilir. Ayrıca çalışmamızda periodontal sağlık değerlendirildiğinde, SLB grubunda CONT grubuna göre daha fazla plak birikimi meydana geldiği görülmüştür. Bu durumun tel ile kapak arasında bir kilitlemeye neden olarak dişteki tipping ve rotasyon değerlerini azalttığı düşünülebilir.

Reddy ve ark. (2014) üst premolar çekimi gerektiren bimaxiller protrüzyona sahip 20 birey üzerinde yaptıkları çalışmada kendinden bağlamalı (3M Smart clip) ve konvansiyonel braketleri (3M Gemini) karşılaştırmışlardır. Kanin distalizasyonunu 150 gr kuvvet uygulayan NiTi kapalı yaylar ile gerçekleştirmişlerdir. Ölçümleri kanin distalizasyonu başı, 4 hafta sonrası, 8 hafta sonrası ve 12 hafta sonrası olacak şekilde yapmışlardır. Kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı grupta kanin dişin distale hareketini ayda 0,89 mm, tipping değerini $7,45^\circ \pm 1,05^\circ$, rotasyon miktarını ise $7,65^\circ \pm 3,47^\circ$, konvansiyonel braketlerin kullanıldığı grupta ise kanin distalizasyon miktarını ayda 0,87 mm, tipping miktarını $7,70^\circ \pm 1,21^\circ$, rotasyon miktarını da $12,30^\circ \pm 3,08^\circ$ olarak gözlemişlerdir. Kanin dişin distale hareket miktarı açısından her iki grup arasında farklılık saptanmamıştır. Retraksiyon esnasında üst kanin dişlerde meydana gelen

rotasyon ve tipping miktarı kendinden bağlamalı braketlerde daha az olarak bulunmuştur. Bu çalışmada kendinden bağlamalı braketlerde daha az rotasyon görülmesinin kuvvetin uygulama noktası ile ilgili olduğu düşünülmüştür. Bu nokta tam olarak dişin direnç merkezinden geçmemektedir. Ayrıca daha kalın bir telin kullanılmasıyla, kendinden bağlamalı braket kapağı ile tel arasındaki boşluğun daha az olması sonucu daha iyi rotasyon kontrolü sağlanmıştır. Bu çalışmadaki veriler bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

5.1.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar

Bir önceki kısımda kanin dişlerin distalizasyon miktarları ve distalizasyon sonucu oluşan açisal değişimler grup içi olacak şekilde incelenmiştir.

Üst çenede kanin dişlerin distale hareket miktarını belirlemek için (UR3TP-UR3TP'' ve UL3TP-UL3TP'') ölçüm yapılmıştır. 8 haftalık değerlendirme sonucunda kanin distalizasyon miktarı SLB grubunda 2,40 mm iken CONT grubunda 2,11 mm olarak bulunmuştur. Bu değerlere göre kanin distalizasyonu açısından her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı saptanmıştır. Elde ettiğimiz bu veriler diş hareketi hızında her iki grup arasında önemli bir farklılık izlenmediğini gösterebilir. Burrow (2010) ise split-mouth olarak yaptığı çalışmada kendinden bağlamalı braketler ile konvansiyonel braketler arasında istatistiksel olarak önemli bir fark saptamıştır. Konvansiyonel braketlerde diş hareketini daha hızlı bulmuştur. Bu sonucun konvansiyonel braketlerin genişliklerinin daha fazla olmasından kaynaklandığını düşünmüştür.

Üst çenede SLB ve CONT grupları arasındaki molar dişlerde meydana gelen mesializasyon kıyaslandığında iki grup arasında T2 ve T4 aşamalarında istatistiksel olarak anlamlı fark izlenirken T3 aşamasında izlenmemiştir. T4 aşamasında SLB grubunda molar dişlerdeki mesial hareketin CONT grubuna göre daha az olması kendinden bağlamalı braketlerin konvansiyonel braketlere göre ankıraj kaybını azalttığını göstermiştir.

Alt çenede kanin dişlerin distalizasyon miktarını belirlemek için (LR3TP-LR3TP'' ve LL3TP-LL3TP'') ölçüm yapılmıştır. Kanin distalizasyon miktarı 8 hafta sonunda SLB grubunda 1,54 mm, CONT grubunda 1,82 mm olarak bulunmuştur. İki grup arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. da Costa Monini ve ark. (2016) da alt kanin hareketini inceledikleri çalışmada dişlere 100 gr NiTi

kapalı yaylar ile kuvvet uygulamışlardır. Kendinden bağlamalı braketlerin kullanıldığı kanin dişte aylık 0,54 mm, konvansiyonel braketlerin kullanıldığı kanin dişte ise aylık 0,60 mm hareket izlenmiştir. Bizim çalışmamıza benzer şekilde konvansiyonel braketlerin olduğu grupta daha fazla diş hareketi gözlenmiş ancak bu değerler kıyaslandığında istatistiksel olarak önemli farklar bulunmamıştır.

5.2. Periodontal İndeks Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Diş hareketi meydana gelirken diş ve çevre dokularda bazı değişimler oluşur. Diş ortodontik kuvvet yüklendiğinde kökün önündeki periodontal ligamentte sıkışma ve arka kısmında gerilme oluşması sonucu alveol kemikte öncelikle gerilim oluşacak şekilde mekanik çevrede değişiklikler gözlenir (Jiang ve ark., 2015).

Sadowsky ve BeGole (1981), 12-35 yaş arası sabit ortodontik tedavi görmüş 96 birey ve yaş, cinsiyet, oral hijyen, sosyoekonomik durum açısından benzer ortodontik tedavi görmemiş 103 birey üzerinde yaptıkları çalışmada periodontal sağlığı değerlendirmişlerdir. İki grup arasında genel olarak önemli bir farklılık bulunmamıştır. Ancak daha detaylı bir inceleme yapıldığında, ortodontik tedavi görmüş olan grupta üst çene arka ve alt çene ön bölgelerde hafif ve orta düzeyde periodontal hastalık görülme sıklığının daha fazla olduğu görülmüştür. Sonuçlar adolesan dönemde görülen ortodontik tedavinin uzun dönem periodontal sağlık durumunu etkileyecek majör bir faktör olmadığını göstermiştir. Adolesan dönemde ortodontik tedavi görülmemesinin yetişkinlikte periodontal hastalık gelişmesini veya gelişmemesini etkilemediği sonucuna varılmıştır.

Polson ve ark. (1988) ortodontik tedavisi tamamlanmış en az 10 yıl olmuş bireyler ile tedavi olmayan yetişkinlerin klinik periodontal durumlarını değerlendirmişlerdir. Her diş için plak miktarı, görülen enflamasyon şiddeti, sondalama sonrasındaki kanama seviyesi, cep derinliği, dişeti çekilmesi, yapışık doku bağlantısı kaybı ölçülmüştür. Sonuçlar hiçbir periodontal değer açısından iki grup arasında önemli bir farklılık olmadığını ortaya koymuştur. Adolesan dönemde yapılan ortodontik tedavinin daha sonraki dönemlerde periodontal sağlık üzerinde dikkate değer bir etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızda PI değerlendirildiğinde T0 ve T1 aşamalarında SLB ve CONT grubu arasında periodontal sağlık açısından istatistiksel olarak önemli bir farklılık izlenmemiştir. SLB grubunda ağız hijyeni CONT grubuna göre daha fazla bozulmuştur.

Zaman içerisinde bu gruptaki bireylerin hijyeni sağlamadaki eksikliklerinden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir. Pejda ve arkadaşlarının (2013) kendinden bağlamalı braketer ile konvansiyonel braketerin klinik ve mikrobiyolojik parametreleri arasındaki farkı araştırdıkları çalışmada her iki grup arasında istatistiksel olarak önemli bir farklılık izlenmemiştir. Bu sonuçlar çalışmamızın T0 ve T1 aşamaları ile benzerlik göstermektedir.

Yaptığımız çalışmada GI değerlendirildiğinde T0 ve T4 aşamalarında SLB ve CONT grubu arasındaki farkın periodontal sağlık açısından istatistiksel olarak önemli olmadığı saptanmıştır. Ancak T1 aşamasında anlamlı bir farklılık görülmüştür. Bireylerin tedavi başındaki dişeti sağlığı ile kanin distalizasyonuna başlandığı zamanki dişeti sağlığı arasında önemli farklılık görülmesi, ortodontik tedavinin dişeti sağlığı üzerine olumsuz bir etkisi olabileceğini göstermektedir. Nasir ve ark. (2011) genç bireylerde ortodontik tedavinin periodontal sağlık üzerine olan etkilerini inceleyen bir çalışma yapmışlardır. Rastgele 50 birey seçilmiştir. Periodontal ölçümler ortodontik tedavinin başlangıcında, 6 ay sonrasında ve 18 ay sonrasında olmak üzere kayıt altına alınmıştır. Sonuçlar ortodontik tedavi gören hastalarda periodontal hastalık belirtileri izlendiğini göstermiştir. Ortodontik tedavi esnasında ve sonrasında p değeri 0 iken, ortodontik tedavi öncesinde ve tedavi esnasında p değeri 0,02 olarak bulunmuştur. Bu durum ortodontik tedavi esnasında periodontal hastalığın ilerlemesiyle aralarında güçlü bir ilişki olduğunu göstermiştir. Tedavi öncesi ve sonrasında ise p değerinin 0,456 olması ikisi arasında önemli bir ilişki olmadığını ifade etmiştir. Ortodontik tedavi gören hastalar ile dişeti sağlığının durumu arasındaki ilişki zayıf olarak görülmüştür. Bu çalışmanın verileri bizim sonuçlarımızla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda değerlendirdiğimiz periodontal sağlık verilerinden biri de cep derinliğidir. Bollen ve ark. (2008) elektronik kaynaklar ve dergilerin 1980-2006 yılları arasındaki verilerini incelemişlerdir. Bir rastgele, on bir tane de rastgele olmayan çalışmanın zayıf kaynaklarının önerisine göre; tedavi görmeyenlerle kıyaslandığında ortodontik tedavi sonucunda dişeti seviyesinde 0,03 mm çekilme (%95 güven aralığında, 0,01-0,04), 0,13 mm alveol kemik kaybı (%95 güven aralığında, 0,07-0,20) ve 0,23 mm cep derinliğinde artış (%95 güven aralığında, 0,15-0,30) izlenmiştir. Ortodontik tedavinin diş eti iltihabı ve çevre dokulardaki kayıplarının karşı çalışmalarıyla uyummadığı sonucuna varılmıştır. Kontrollü kanıtlar ortodontik tedavinin hafif seviyede

alveol kemik kaybı, dişeti çekilmesi ve cep derinliğinin artması ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda bu sonuçlara benzer şekilde SLB ve CONT grubunda cep derinliklerinde bir miktar artış izlenmiştir.

PI, GI ve PD verilerinin grup içi değerlendirilmesi sonucunda, SLB grubunda her üç aşama birlikte değerlendirildiğinde T0, T1 ve T4 aşamaları arasında PI, GI ve PD açısından istatistiksel olarak çok anlamlı farklar saptanmıştır. Ancak safhalar ikili olarak değerlendirildiğinde PI, GI ve PD değerleri arasında T0-T1 ve T0-T4 ikili karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı farklar varken, T1-T4 arasında anlamlı bir fark izlenmemiştir. CONT grubunda ise bu aşamalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar görülmemiştir. Bu sonuçlar SLB grubundaki bireylerde braketlerin yapıştırılması sonrasında ağız hijyeninin oldukça bozulduğunu göstermektedir. Ancak kanin distalizasyonuna başlangıç ve bitimdeki ağız hijyeni arasında belirgin bir bozulma izlenmemektedir. Çalışmamızdaki tüm verilerde görülen farklılıkların bireylerin kemik ve periodonsiyumundaki metabolik aktivitelerindeki değişikliklere bağlı olabileceği unutulmamalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kendinden bağlamalı (SLB) ve konvansiyonel olarak bağlanan (CONT) braketler ile tedavi edilen bireylerin kanin distalizasyonu, molar mesializasyonu, kanin rotasyonu ve tippingi, çekim boşluklarının miktarı ve periodontal sağlıklarının karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği bu çalışma sonucunda:

- Kanin distalizasyonun 8 haftalık değerlendirilmesinde hem SLB hem de CONT grubunun her ikisinde üst ve alt kanin dişlerin retrakte olduğu, kanin dişlerde bir miktar distopalatinal rotasyon ve tipping, molar dişlerde de mesializasyon meydana geldiği saptanmıştır.
- Kanin distalizasyonunun hızı ve miktarı değerlendirildiğinde her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmemiştir.
- Kanin distalizasyonunun üst ve alt çenede ilk 4 haftalık dönemde ikinci 4 haftalık döneme göre daha fazla miktarda gerçekleştiği görülmüştür.
- Kanin dişlerinde meydana gelen distopalatinal rotasyon ve çekim boşluklarının miktarları incelendiğinde üst ve alt çenede her iki grup arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunamamıştır.
- Kanin dişlerin tipping değerleri karşılaştırıldığında her iki grup arasında üst çenede istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamışken alt çenede anlamlı fark saptanmıştır.
- Molar dişin çekim boşluğuna mesial hareketi açısından her iki grup kıyaslandığında üst çenede istatistiksel olarak anlamlı bir fark varken alt çenede anlamlı fark yoktur.
- Periodontal sağlık açısından her iki grup arasında plak indeksinde istatistiksel olarak önemli bir farklılık varken, gingival indeks ve cep derinliğinde önemli bir farklılık yoktur.

Bu çalışmanın sonucunda aynı konuda çalışmak isteyenlere şu önerilerde bulunabilir:

- Diğer çalışmalarda daha farklı braket sistemleri, araştırma ve kontrol grubundaki bireylerin sayıları artırılarak değerlendirilebilir.

- Benzer konularda yapılan çalışmalarda kayıtlar toplanırken üç boyutlu bilgisayarlı tomografik görüntülerden de yararlanılabilir.
- Braket çeşitlerinin oluk yapısı, materyali ve yüzey özellikleri değerlendirilerek farklı ark telleri kullanılarak da benzer çalışmalar yapılabilir.



KAYNAKLAR

- AlGhamdi AST. Corticotomy facilitated orthodontics: Review of a technique. *Saudi Dent J* 2010;22(1):1–5.
- Alhadlaq A, Alkhadra T, El-Bialy T. Anchorage condition during canine retraction using transpalatal arch with continuous and segmented arch mechanics. *Angle Orthod* 2015;86(3):380-385.
- Alikhani M, Raptis M, Zoldan B, Sangsuwon C, Lee YB, Alyami B, Corpodan C, Barrera LM, Alansari S, Khoo E, Teixeira C. Effect of micro-osteoperforations on the rate of tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 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. *Angle Orthod* 1995;65(1):43-48.
- Andreasen GF, Jhonson P. Experimental findings on tooth movements under two conditions of applied forces. *Angle Orthod* 1967;37(1):9-12.
- Andreasen GF, Zwanziger D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am J Orthod* 1980;78(1):25–40.
- Angolkar PV, Kapila S, Duncanson Jr MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(6):499–506.
- Arash V, Rabiee M, Rakhshan V, Khorasani S, Sobouti F. In vitro evaluation of frictional forces of two ceramic orthodontic brackets versus a stainless steel bracket in combination with two types of archwires. *J Orthod Sci* 2015;4(2):42-46.
- Arias OR, Marquez-Orozco MC. Aspirin, acetaminophen, and ibuprofen: Their effects on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3):364–370.
- Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115(1):39–51.
- Atıcı MY, Ertuş ET. Diş hekimliğinde düşük yoğunluklu kesikli ultrason kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2015;11(11):142-150.
- Atik E, Ciğer S. İlaçların Ortodontik Diş Hareketi Üzerindeki Etkileri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;33(1):13–20.
- Aylikci O, Sakin C. Piezocision-assisted canine distalization. *Journal of Orthodontic Research* 2013;1(2):1-7.

- Baccetti T, Franchi L. Friction Produced by Types of Elastomeric Ligatures in Treatment Mechanics with the Preadjusted Appliance. *Angle Orthod* 2006;76(2):211-216.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):721–728.
- Baker RW, Guay AH, Peterson HW. Current concepts of anchorage management. *Angle Orthod* 1972;42(2):129-138.
- Baloul SS, Gerstenfeld LC, Morgan EF, Carvalho RS, Van Dyke TE, Kantarci A. Mechanism of action and morphologic changes in the alveolar bone in response to selective alveolar decortication-facilitated tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(4):83-101.
- Barlow M, Kula K. Factors influencing efficiency of sliding mechanics to close extraction space: a systematic review. *Orthod Craniofacial Res* 2008;11(2):65–73.
- Bartzela T, Türp JC, Motschall E, Maltha JC. Medication effects on the rate of orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(1):16–26.
- Baty DL, Storie DJ, von Fraunhofer JA. Synthetic elastomeric chains: a literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105(6):536-542.
- Bayrı R. Evaluation of friction resistance of conventional brackets with different ligating methods and different self-ligating brackets. *Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi*, 2009;37.
- Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100(6):513–522.
- Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bioprogressive therapy part 6: Forces Used in Bioprogressive Therapy. *J Clin Orthod* 1978;12(2):123-139.
- Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: A comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97(3):219–228.
- Bien SM. Hydrodynamic damping of tooth movement. *J Dent Res* 1966;45(3):907–914.
- Björk A, Skieller V. Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years. *Eur J Orthod* 1983;5(1):1-46.
- Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimum force in canine retraction. *Angle Orthod* 1974;44(2):113–119.

- Bollen AM, Cunha-Cruz J, Bakko DW, Huang GJ, Hujuel PP. The effects of orthodontic therapy on periodontal health: a systematic review of controlled evidence. *J Am Dent Assoc* 2008;139(4):413-422.
- Braun S, Bluestein M, Moore BK, Benson G. Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115(6):619–627.
- Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *Angle Orthod* 2010;80(4):438–445.
- Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70(1):1-19.
- Buschang PH, LaPalme L, Tanguay R, Demirjian A. The technical reliability of superimposition on cranial base and mandibular structures. *Eur J Orthod* 1986;8(3):152-156.
- 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(4):395-402.
- Cano J, Campo J, Bonilla E, Colmenero C. Corticotomy-assisted orthodontics. *J Clin Exp Dent* 2012;4(1):54–59.
- Caniklioglu MC, Kirliç Y, Olgaç V. Lokal paratiroid hormon uygulamasinin ortodontik dis hareketi üzerine olan etkisinin incelenmesi. *Turk Ortodonti Derg* 1999;12(1):11-17.
- Carano A, Velo S, Leone P, Sicialiani G. Clinical applications of the miniscrew anchorage system. *J Clin Orthod* 2005;39(1):9-24.
- Carrion-vilches FJ, Bermudez M, Fructuoso P. Static and kinetic friction force and surface roughness of different archwire- bracket sliding contacts. *Dent Mater J* 2015;34(5):648–653.
- Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod* 2007;77(1):100–107.
- Chimenti C, Franchi L, Di Giuseppe MG, Lucci M. Friction of orthodontic elastomeric ligatures with different dimensions. *Angle Orthod* 2005;75(3):421-425.
- Clocheret K, Willems G, Carels C, Celis J. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. *Eur J Orthod* 2004;26(2):163–170.
- Collins MK, Sinclair PM. Local use of vitamin D to increase rate of tooth movement. *Am J Orthod* 1988;94(4):278-284.

- Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Grossi GB. In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2009;31(6):643-6.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 1998;13(3):201-209.
- Creekmore TD. The importance of Interbracket Width in Orthodontic Tooth Movement. *J Clin Orthod* 1976;10(7):530-534.
- Creekmore TD. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 1983;17(4):266–269.
- da Costa Monini A, Júnior LGG, Vianna AP, Martins RP. A comparison of lower canine retraction and loss of anchorage between conventional and self-ligating brackets: a single-center randomized split-mouth controlled trial. *Clin Oral Investig* 2016;1-7.
- Damon DH. The Damon low-friction bracket: A biologically compatible straight-wire system. *J Clin Orthod* 1998;32(11):670-680.
- Darendeliler MA, Sinclair PM, Kusy RP, Hill C. Electromagnetic Fields on Tooth Movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107(6):578–588.
- Daskalogiannakis J, McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: An investigation into the validity of the constant force hypothesis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(5):489-495.
- Davidovitch Z. Tooth Movement. *Crit Rev Oral Biol Med* 1991;2(4):411–450.
- Davidovich Z, Finkelson M, Steigman S, Shanfeld J, Monrgomery P, Korostoff E. Electric currents, bone remodelling and orthodontic tooth movement: II. The effects of electric current on periodontal cyclic nucleotides. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1980;77(1):14-32.
- Davidovitch Z, Nicolay OF, Ngan PW, Shanfeld JL. Neurotransmitters, cytokines, and the control of alveolar bone remodeling in orthodontics. *Dent Clin North Am* 1988;32(3):411-435.
- de Almeida MR, Herrero F, Fattal A, Davoody AR, Nanda R, Uribe F. A comparative anchorage control study between conventional and self-ligating bracket systems using differential moments. *Angle Orthod* 2013;83(6):937-942.
- Deguchi T, Imai M, Sugawara Y, Ando R, Kushima K, Takano-Yamamoto T. Clinical evaluation of a low-friction attachment device during canine retraction. *Angle Orthod* 2007;77(6):968-972.

- Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield JK Jr, Roberts WE, Garetto LP. The use of small titanium screws for orthodontic anchorage. *J Dent Res* 2003;82(5):377–381.
- de Oliveira Ruellas AC, Yatabe MS, Souki BQ, Benavides E, Nguyen T, Luiz RR, Franchi L, Cevidanes, LHS. 3D mandibular superimposition: comparison of regions of reference for voxel-based registration. *PLoS One* 2016;11(6):1-13.
- Dholakia KK, Bhat SR. Clinical efficiency of nonconventional elastomeric ligatures in the canine retraction phase of preadjusted edgewise appliance therapy: an in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;141(6):715-722.
- Dibart S, Surmenian J, David Sebaoun J, Montesani L. Rapid treatment of Class II malocclusion with piezocision: two case reports. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2010;30(5):487.
- Dinçer M, Işcan HN. The effects of different sectional arches in canine retraction. *Eur J Orthod* 1994;16(4):317-323.
- Downing A, McCabe J, Gordon PA. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994;21(4):349-357.
- Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(5):397–404.
- Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* 2001;4(4):228–234.
- Edwards GD, Davies EH, Jones SP. The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22(2):145-153.
- Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets: a systematic review. *Angle Orthod* 2009;79(3):592-601.
- Fournier A, Payant L, Bouclin R. Adherence of *Streptococcus mutans* to orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(4):414-417.
- Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78(6):593-609.
- Frost HM. The regional acceleratory phenomenon: a review. *Henry Ford Hosp Med J* 1983;31(1):3–9.

- Garfinkle JS, Cunningham LL, Beeman CS, Kluemper GT, Hicks EP, Kim MO. Evaluation of orthodontic mini-implant anchorage in premolar extraction therapy in adolescents. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):642-653.
- Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992;62(2):145-152.
- Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1985;87(5):353-362.
- Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1983;83(4):251-258.
- Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127(6):670-675.
- Grimm FM. Bone bending, a feature of orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1972;62(4):384-393.
- Gündüz E, Zachrisson BU, Hönigl KD, Crismani AG, Bantleon HP. An improved transpalatal bar design. Part I. Comparison of moments and forces delivered by two bar designs for symmetrical molar derotation. *Angle Orthod* 2003;73(3):239-243.
- Habibian M, Beighton D, Stevenson R, Lawson M, Roberts G. Relationships between dietary behaviours, oral hygiene and mutans streptococci in dental plaque of a group of infants in southern England. *Arch Oral Biol* 2002;47(6):491-498.
- Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):416-422.
- Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(5):666-670.
- Harradine NWT. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res* 2001;4(4):220-227.
- Harradine NWT. The history and development of self-ligating brackets. *Semin Orthod* 2008;14(1):5-18.
- Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004;26(4):435-441.
- Hassan SE, Hajeer MY, Alali OH, Kaddah AS. The Effect of Using Self-ligating Brackets on Maxillary Canine Retraction: A Split-mouth Design Randomized Controlled Trial. *J Contemp Dent Pract* 2016;17(6):496-503.

- 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. *Eur J Orthod* 2004;26(6):585-589.
- Hein M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(5):666-670.
- Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74(2):202-211.
- Henao SP, Kusy RP. Frictional evaluations of dental typodont models using four self-ligating designs and a conventional design. *Angle Orthod* 2005;75(1):75-85.
- Henneman S, Von Den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. *Eur J Orthod* 2008;30(3):299-306.
- Herman R, Cope JB. Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. *Semin Orthod* 2005;11(1):32-39.
- Herman RJ, Currier GF, Miyake A. Mini-implant anchorage for maxillary canine retraction: A pilot study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(2):228-235.
- Ho KS, West VC. Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J* 1991;12(2):95-99.
- Hocevar RA. Understanding, planning, and managing tooth movement: Orthodontic force system theory. *Am J Orthod* 1981;80(5):457-477.
- Hoggan BR, Sadowsky C. The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119(5):482-488.
- Holtrop ME, Cox KA, Clark MB, Holick MF, Anast CS. 1,25-Dihydroxycholecalciferol Stimulates Osteoclasts in Rat Bones in the Absence of Parathyroid Hormone. *Endocrinol* 1981;108(6):2293-2301.
- Huang H. Variation in surface topography of different NiTi orthodontic archwires in various commercial fluoride-containing environments. *Dent Mater* 2007;23(1):24-33.
- Huffman JD, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along arch wires of two different sizes. *Am J Orthod* 1983;83(6):453-459.
- Hunt NP, Cunningham SJ, Golden CG, Sheriff M. An investigation into the effects of polishing on surface hardness and corrosion of orthodontic archwires. *Angle Orthod* 1999;69(5):433-440.

- Ireland A, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13(4):322–328.
- Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):408-415.
- Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC. Human tooth movement in response to continuous stress of low. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117(2):175–183.
- Jakob SR, Matheus D, Jimenez-Pellegrin MC, Turssi CP, Amaral FLBD. Comparative study of friction between metallic and conventional interactive self-ligating brackets in different alignment conditions. *Dental Press J Orthod* 2014;19(3):82-89.
- Jiang F, Xia Z, Li S, Eckert G, Chen J. Mechanical environment change in root, periodontal ligament, and alveolar bone in response to two canine retraction treatment strategies. *Orthod Craniofac Res* 2015;18(S1):29-38.
- Johansson K, Lundstrom F. Orthodontic treatment efficiency with self-ligating and conventional edgewise twin brackets: a prospective randomized clinical trial. *Angle Orthod* 2012;82(5):929-934.
- John W, Edie GFA. Surface corrosion of nickel and stainless steel under clinical conditions. *Angle Orthod* 1981;51(4):319-324.
- Kale S, Kocadereli I. Farmakolojik ajanların ortodontik diş hareketi üzerindeki etkileri. *Türk Ortodonti Derg* 2003;16(2):142-151.
- Kale S, Kocadereli I, Atilla P, Aşan E. Comparison of the effects of 1,25 dihydroxycholecalciferol and prostaglandin E2 on orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125(5):607–614.
- Kanzaki H, Chiba M, Arai K, Takahashi I, Haruyama N, Nishimura M, Mitani H. Local RANKL gene transfer to the periodontal tissue accelerates orthodontic tooth movement. *Gene Therapy* 2006;13(8):678–685.
- Kapila S, Angolkar PV, Duncanson Jr MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(6):117–126.
- Kapur WR, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. *Aust Orthod J* 2004;20(1):25-30.
- Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(3):271-274.

- Karamehmetoğlu H, Kurt G. Ortodontide hızlı diş hareketi uygulamaları. *Saglık Bilim Derg* 2013;22(2):178-182.
- Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(1):34-40.
- Kau CH. A radiographic analysis of tooth morphology following the use of a novel cyclical force device in orthodontics. *Head Face Med* 2011;7(1):7-14.
- Kawasaki K, Shimizu N. Effects of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers Surg Med* 2000;26(3):282–291.
- Keith O, Jones SP, Davies EH. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993;20(2):109-115.
- Keleş A, Erverdi N, Sezen S. Bodily distalization of molars with absolute anchorage. *Angle Orthod* 2003;73(4):471-482.
- Keser EI, Dibart S. Sequential piezocision: A novel approach to accelerated orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144(6):879–889.
- Khamatkar A, Sonawane S, Narkhade S, Gadhiya N, Bagade A, Soni V, Betigiri A. Effects of Different Ligature Materials on Friction in Sliding Mechanics. *J Int Oral Health* 2015;7(3):1-7.
- Khambay B, Millett D, McHugh S. Archwire seating forces produced by different ligation methods and their effect on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2005;27(3):302–308.
- Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(2):15–24.
- Kim S, Park Y, Kang S. Effects of Corticision on Paradental Remodeling in Orthodontic Tooth Movement. *Angle Orthod* 2009;79(2):284-291.
- Kişnişçi RŞ, İşeri H, Tüz HH, Altug AT. Dentoalveolar distraction osteogenesis for rapid orthodontic canine retraction. *J Maxillofac Oral Surg* 2002;60(4):389-394.
- Kojima Y, Fukui H, Miyajima K. The effects of friction and flexural rigidity of the archwire on canine movement in sliding mechanics: a numerical simulation with a 3-dimensional finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(3): 275.e1–275.e10.

- Köle H. Surgical operations on the alveolar ridge to correct occlusal abnormalities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1959;12(5):515–529.
- Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(4):469e1–469e32.
- Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics-measured tooth movements from differential moment closing loops. *Angle Orthod* 2003;73(3):270-280.
- Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(5):577–580.
- Kumar BS, Miryala S, Kumar KK, Shameem K, Regalla RR. Comparative Evaluation of Friction Resistance of Titanium, Stainless Steel, Ceramic and Ceramic with Metal Insert Brackets with Varying Dimensions of Stainless Steel Wire: An In vitro Multi-center Study. *J Int Oral Health* 2014;6(5):66-71.
- Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater* 1989;5(4):235-240.
- Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(4):300–312.
- Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999;21(2):199–208.
- Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod* 2003;9(4):281-289.
- Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(5):558-572.
- Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected arch wire- bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991;61(4):293–302.
- Kyung HM, Park HS, Bae SM, Sung JH, Kim IB. Development of orthodontic micro-implants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37(6):321-328.
- Labanauskaite B, Jankauskas G, Vasiliauskas A, Haffar N. Implants for orthodontic anchorage. Meta-analysis. *Stomatologija* 2005;7(4):128-132.

- Lanyon LE, Baggott DG. Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J Bone Joint Surg Br* 1976;58(4):436–443.
- Lee GJ, Park KH, Park YG, Park HK. A quantitative AFM analysis of nano-scale surface roughness in various orthodontic brackets. *Micron* 2010;41(7):775–782.
- Leiker BJ, Nanda RS, Currier GF, Howes RI, Sinha PK. The effects of exogenous prostaglandins on orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108(4):380–388.
- Leite VV, Lopes MB, Júnior AG, Almeida MRde. Comparison of frictional resistance between self-ligating and conventional brackets tied with elastomeric and metal ligature in orthodontic archwires. *Dent Press J Orthod* 2014;19(3):114–119.
- Li S, Xia Z, Liu SSY, Eckert G, Chen J. Three-dimensional canine displacement patterns in response to translation and controlled tipping retraction strategies. *Angle Orthod* 2014;85(1):18-25.
- Lim JW, Kim WS, Kim IK, Son CY, Byun HI. Three dimensional finite element method for stress distribution on the length and diameter of orthodontic miniscrew and cortical bone thickness. *Korean J Orthod* 2003;33(1):11-20.
- Lin JC, Liou EJ. A new bone screw for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 2003;37(12):676-681.
- Liou EJ, Huang CS. Rapid canine retraction through distraction of the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(3):336-345.
- Lotzof LP, Fine HA, Cisneros GJ. Canine retraction: a comparison of two preadjusted bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110(2):191-196.
- Löe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy I. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand* 1963;21(6):533-551.
- Machibya FM, Bao X, Zhao L, Hu M. Treatment time, outcome, and anchorage loss comparisons of self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod* 2012;83(2):280-285.
- Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11(1):40-46.
- Mano M, Arakawa T, Mano H, Nakagawa M, Kaneda T, Kaneko H, Hakeda Y. Prostaglandin E2 directly inhibits bone-resorbing activity of isolated mature osteoclasts mainly through the EP4 receptor. *Calcif Tissue Int* 2000;67(1):85–92.

- Martins RP, Buschang PH, Gandini LG. Group A T-loop for differential moment mechanics: an implant study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(2):182–189.
- Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):708-715.
- Meikle MC. The tissue, cellular and molecular regulation of orthodontic tooth movement : 100 years after Carl Sandstedt. *Eur J Orthod* 2006;28(3):221–240.
- Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 1999;69(2):151-158.
- Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res* 2000;3(1):23-28.
- Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Semin Orthod* 2005;11(1):24-31.
- Mendes K, Rossouw PE. Friction : Validation of Manufacturer’s Claim. *Semin Orthod* 2003;9(4):236–250.
- Mezomo M, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets: a randomized clinical trial. *Angle Orthod* 2011;81(2):292-297.
- Michelberger DJ, Eadie RL, Faulkner MG, Glover KE, Prasad NG, Major PW. The friction and wear patterns of orthodontic brackets and archwires in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(6):662–674.
- Miles PG. Self-ligating vs conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(2):223-225.
- Miles PG, Weyant RJ, Rustveld L. A clinical trial of Damon 2™ vs conventional twin brackets during initial alignment. *Angle Orthod* 2006;76(3):480-485.
- Mittal SK, Sharma R, Singla A. Piezocision Assisted Orthodontics : A new approach to accelerated orthodontic tooth movement. *Innovative Dentistry* 2011;1(1).
- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90(1):1-10.
- Miura F, Mogi M, Ohura Y, Karibe M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94(2):89-96.

- M'Lissa MR, Sadowsky C. Efficacy of intraarch mechanics using differential moments for achieving anchorage control in extraction cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(4):441-448.
- Nasir N, Ali S, Bashir U, Ullah A. Effect of orthodontic treatment on periodontal health. *Pakistan Oral & Dental Journal* 2011;31(1):111-114.
- Natt AS, Sekhon AK, Munjal S, Duggal R, Holla A, Gupta P, Sarin S. A Comparative Evaluation of Static Frictional Resistance Using Various Methods of Ligation at Different Time Intervals : An In Vitro Study. *Int J Dent* 2015;2015:1-7.
- Neumann P, Bourauel C, Ja A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13(2):141-147.
- Newman MG, Takei H, Klokkevold PR, Carranza FA. Carranza's clinical periodontology. 11th. Ed., Los Angeles, California, USA, Elsevier health sciences. 2011; 28-32.
- Nimeri G, Kau CH, Abou-kheir NS, Corona R. Acceleration of tooth movement during orthodontic treatment - a frontier in Orthodontics. *Prog Orthod* 2013;14(42):1-8.
- Nishimura M, Chiba M, Ohashi T, Sato M, Shimizu Y, Igarashi K, Mitani H. Periodontal tissue activation by vibration: Intermittent stimulation by resonance vibration accelerates experimental tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(4):572-583.
- Nishio C, da Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125(1):56-64.
- Nobre dos Santos M, Melo dos Santos L, Francisco SB, Cury JA. Relationship among dental plaque composition, Daily sugar exposure and caries in the primary dentition. *Caries Res* 2002;36(5):347-352.
- Normando D, de Araújo AM, Marques IDSV, Barroso Tavares Dias CG, Miguel JAM. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *Eur J Orthod* 2013;35(2), 223-229.
- Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(5):535-542.
- Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere MO. Implant vs. screw loading protocols in orthodontics: a systematic review. *Angle Orthod* 2006;76(4):721-727.
- Ohnishi H, Yagi T, Yasuda Y, Takada K. A mini-implant for orthodontic anchorage in a deep overbite case. *Angle Orthod* 2005;75(3):444-452.

- Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992;26(7):425-32.
- Ong CK, Walsh LJ, Harbrow D, Taverne AA, Symons AL. Orthodontic tooth movement in the prednisolone-treated rat. *Angle Orthod* 2000;70(2):118-125.
- O'Reilly D, Dowling PA, Lagerström L, Swartz ML. An ex vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *Br J Orthod* 1999;26(3):219-227.
- O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92(1):33-40.
- Owmann-Moll P, Kuroi J, Lundgren D. Continuous Versus Interrupted Continuous Orthodontic Force Related To Early Tooth Movement And Root Resorption. *Angle Orthod* 1995;65(6):395-402.
- Oz AA, Arici N, Arici S. The clinical and laboratory effects of bracket type during canine distalization with sliding mechanics. *Angle Orthod* 2011;82(2):326-332.
- Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Self-ligating vs conventional brackets in the treatment of mandibular crowding: A prospective clinical trial of treatment duration and dental effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(2):208-215.
- Pandis N, Polychronopoulou A, Makou M, Eliades T. Mandibular dental arch changes associated with treatment of crowding using self-ligating and conventional brackets. *European J Orthod* 2010;32(3):248-253.
- Pandis N, Strigou S, Eliades T. Maxillary incisor torque with conventional and self-ligating brackets: a prospective clinical trial. *Orthod Craniofac Res* 2006;9(4):193-198.
- Papadopoulos MA, Tarawneh F. The use of miniscrew implants for temporary skeletal anchorage in orthodontics: a comprehensive review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103(5):e6-e15.
- Park H, Bae S, Kyung H, Sung J. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35(7):417-428.
- Park HS, Kwon TG. Sliding mechanics with microscrew implant anchorage. *Angle Orthod* 2004;74(5):703-710.
- Park HS, Kwon OW, Sung JH. Microscrew implant anchorage sliding mechanics. *World J Orthod* 2005;6(3):265-274.

- Pasha A, Vishwakarma S, Narayan A, Vinay K, Shetty SV, Roy PP. Comparison of Frictional Forces Generated by a New Ceramic Bracket with the Conventional Brackets using Unconventional and Conventional Ligation System and the Self-ligating Brackets: An In Vitro Study. *J Int Oral Health* 2015;7(9):108-113.
- Paulson RC, Speidel TM, Isaacson RJ. A laminagraphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. *Angle Orthod* 1970;40(1):20–27.
- Pejda S, Varga ML, Milosevic SA, Mestrovic S, Slaj M, Repic D, Bosnjak A. Clinical and microbiological parameters in patients with self-ligating and conventional brackets during early phase of orthodontic treatment. *Angle Orthod* 2012;83(1):133-139.
- Pellegrini P, Sauerwein R, Finlayson T, Mcleod J, Jr DAC, Maier T, Machida CA. Plaque retention by self-ligating vs elastomeric orthodontic brackets: Quantitative comparison of oral bacteria and detection with adenosine triphosphate-driven bioluminescence. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(4):426e1–426e9.
- Pilon JGM, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110(1):16-23.
- Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20(3):283–291.
- Polat Ö, Karaman AI. Ortodontik dış hareketi ve biyokimyasal ajanlar. *Türk Ortodonti Derg* 2004;17(1):140-147.
- Polson AM, Subtelny JD, Meitner SW, Poison AP, Sommers EW, Iker HP, Reed BE. Long-term periodontal status after orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93(1):51-58.
- Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(5):398–403.
- Prettyman C, Best AM, Lindauer SJ, Tufekci E. Self-ligating vs conventional brackets as perceived by orthodontists. *Angle Orthod* 2012;82(6):1060-1066.
- Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. Fourth Edition, Missouri, Elsevier Health Sciences. 2007; 359-394.
- Reddy PA, Prabhakar R, Acharya SS, Karthikeyan MK. 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(1):69–73.
- Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 2007;29(4):359–365.
- Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43(1):32–45.
- Reitan K. Effects Of Force Magnitude And Direction Of Tooth Movement On Different Alveolar Bone Types. *Angle Orthod* 1964;34(4):244-255.
- Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1967;53(10):721–745.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 2003;73(1):86–92.
- Reynolds JJ, Holick MF, De Luca HF. The role of vitamin D metabolites in bone resorption. *Calcif Tissue Res* 1973;12(4):295–301.
- Riley J, Garret S, Moon P. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979;58:98-98.
- Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: Present and future. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132(2):216–222.
- Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG. Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site. *Angle Orthod* 1990;60(2):135-152.
- Roberts WE, Nelsen CL, Goodacre CJ. Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 1994;28(12):693–704.
- Rose CM, Zernik JH. Reduced resistance to sliding in ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1996;30(2):78-84.
- Rucker BK, Kusy RP. Resistance to sliding of stainless steel multistranded archwires and comparison with single-stranded leveling wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122(1):73-83.
- Sadowsky C, BeGole EA. Long-term effects of orthodontic treatment on periodontal health. *Am J Orthod* 1981;80(2):156-172.
- Saito M, Saito S, Ngan PW, Shanfeld J, Davidovitch Z. Interleukin 1 beta and prostaglandin E are involved in the response of periodontal cells to mechanical stress in vivo and in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99(3):226–240.

- Saito S, Shimizu N. Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in midpalatal suture during expansion in the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111(5):525–532.
- Samawi S. Active versus Passive Self-Ligation?: Control versus Low-Friciton?. <https://orthonotes.wordpress.com/2014/09/19/active-versus-passive-self-ligation-control-versus-low-friciton/>, 2016.
- Sandallı P. *Periodontoloji*. 2. Baskı, İstanbul, Erler Matbaası. 2007; 1-39.
- Scott P, Sherriff M, Dibiase AT, Cobourne MT. Perception of discomfort during initial orthodontic tooth alignment using a self-ligating or conventional bracket system : a randomized clinical trial. *Eur J Orthod* 2008;30(3), 227–232.
- Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod Oral Surg Radiog* 1932;18(4):331–352.
- Sebaoun J, Kantarci A, Turner JW, Carvalho RS, Dyke TEVan, Ferguson DJ. Modeling of Trabecular Bone and Lamina Dura Following Selective Alveolar Decortication in Rats. *J Periodontol* 2008;79(9):1679–1688.
- Sebaoun J, Urmenian JS, Ibart SD. Traitements orthodontiques accélérés par piézocision: une alternative mini-invasive aux corticotomies alvéolaires. *L'Orthodontie Française*. 2011;82(4):311–319.
- Shah A. Self-Ligating Brackets: Past, Present & Future of Orthodontics. *J Dent Sci* 2(1):4-8.
- Shapiro PA, Kokich VG. Uses of implants in orthodontics. *Dent Clin North Am* 1988;32(3):539–550.
- Shirazi M, Nilforoushan D, Alghasi H, Dehpour AR. The role of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Angle Orthod* 2002;72(3):211–215.
- Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 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. *Angle Orthod* 2008;78(1):95-100.
- Silness J, Løe H. Periodontal disease in pregnancy II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontol Scand* 1964;22(1):121-135.

- Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993;15(5):377–385.
- Singh G. *Textbook of Orthodontics*. Second Edition. New Delhi, Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd. 2007; 338-344.
- Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984;85(4):294–307.
- Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod* 2003;9(4):262–280.
- Spadaro JA. Mechanical and electrical interactions in bone remodeling. *Bioelectromagnetics* 1997;18(3):193-202.
- Sukurica Y, Karaman A, Gu H. Rapid Canine Distalization through Segmental Alveolar Distraction Osteogenesis. *Angle Orthod* 2007;77(2):226-236.
- Soma S, Iwamoto M, Higuchi Y, Kurisu K. Effects of continuous infusion of PTH on experimental tooth movement in rats. *J Bone Miner Res* 1999;14(4):546–554.
- Sonis AL, Van der Plas E, Gianelly A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. *Am J Orthod* 1986;89(1):73–78.
- Storey E. The nature of tooth movement. *Am J Orthod* 1973;63(3):292–314.
- Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(3):273-278.
- Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66(3):215-222.
- Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2007;29(4):390–397.
- Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75(6):1041-1045.
- Thiruvengkatachari B, Ammayappan P, Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(4):551-554.
- Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20(5):589–596.
- Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second- order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120(4):361–370.
- Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121(5):472-482.
- Tosun Y. Sabit Ortodontik Apareylerin Biyomekanik Prensipleri. 1.Baskı, İzmir, Ege Üniversitesi Basımevi. 1999; 20-225.
- Trelles MA, Mayayo E. Bone fracture consolidates faster with low-power laser. *Lasers Surg Med* 1987;7(1):36–45.
- Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(2):131–138.
- Tunçer NI, Yılmaz A. Dis Hareketini Hizlandırma Teknikleri. *Türk Ortodonti Derg* 2012;25(1):76-91.
- Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131(3):395-399.
- Türkkahraman H, Sayin M, Bozkurt FY, Yetkin Z, Kaya S, Önal S. Archwire ligation techniques, microbial colonization, and periodontal status in orthodontically treated patients. *Angle Orthod* 2005;75(2):231-236.
- Udagawa N, Takahashi N, Jimi E, Matsuzaki K, Tsurukai T, Itoh K, Nakagawa N, Yasuda H, Goto M, Tsuda E, Higashio K, Gillespie MT, Martin TJ, Suda T. Osteoblasts/stromal cells stimulate osteoclast activation through expression of osteoclast differentiation factor/RANKL but not macrophage colonystimulating factor: receptor activator of NFkappa B ligand. *Bone* 1999;25(5):517–523.
- Ulgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. 7. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. 2005; 241-437.

- Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal anchorage system for open bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115(2):166–174.
- Unitek 2016. Unitek™ Gemini SL Self Ligating Brackets http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_EU/orthodontics_EU/Unitek/products/sl/gemini-sl/, 2016.
- Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en-masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134(6):803-810.
- Vajaria R, BeGole E, Kusnoto B, Galang M T, Obrez A. Evaluation of incisor position and dental transverse dimensional changes using the Damon system. *Angle Orthod* 2011;81(4):647-652.
- Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107(1):20-27.
- Voudouris JC. Interactive edgewise mechanisms: form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111(2):119–139.
- Wahab RMA, Idris H, Yacob H, Ariffin SHZ. Comparison of self-and conventional-ligating brackets in the alignment stage. *Eur J Orthod* 2012;34(2):176-181.
- Wahab RMA, Idris H, Yacob H, Ariffin SHZ. Canine retraction: a randomised clinical trial comparing damon™ 3 self-ligating with conventional ligating brackets. *Sains Malaysiana* 2013;42(2):251-255.
- Wilcko WM, Ferguson DJ, Bouquot JE, Wilcko MT. Rapid orthodontic decrowding with alveolar augmentation: case report. *World J Orthod* 2003;4(3):197-205.
- Wilcko MT, Wilcko WM, Bissada NF. An Evidence-Based Analysis of Periodontally Accelerated Orthodontic and Osteogenic Techniques: A Synthesis of Scientific Perspectives. *Semin Orthod* 2008;14(4):305–316.
- Williams CL, Khalaf K. Frictional resistance of three types of ceramic brackets. *J Oral Maxillofac Res* 2014;4(4):1-7.
- Wong AK. Orthodontic elastic materials. *Angle Orthod* 1976;46(2):196-205.
- Xue H, Zheng J, Cui Z, Bai X, Li G, Zhang C, Li W. Low-Intensity Pulsed Ultrasound Accelerates Tooth Movement via Activation of the BMP-2 Signaling Pathway. *PloS one* 2013;8(7):1–10.

- Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(1):50-56.
- Yamasaki K, Shibata Y, Imai S, Tani Y, Shibasaki Y, Fukuhara T. Clinical application of prostaglandin E1 (PGE1) upon orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 1984;85(6):508–518.
- Young J, Sandrik JL. The Influence of Pre-loading on Stress Relaxatio of Orthodontic Elastic Polymers. *Angle Orthod* 1979;49(2):104-109.
- Yu JH, Huang HL, Wu LC, Hsu JT, Chang YY, Huang HH, Tsai MT. Friction of stainless steel nickel-titanium alloy and beta-titanium archwires in two commonly used orthodontic brackets. *J Mech Med Biol* 2011;11(4):917-928.
- Zheng J, Streator JL. A Liquid Bridge Between Two Elastic Half-Spaces: A Theoretical Study of Interface Instability. *Tribology Letters* 2004;16(1):1-9.
- Zreaqat M, Hassan R. *Self-Ligating Brackets: An Overview*. INTECH Open Access Publisher 2011;3-30.

EKLER

Ek 1: Hasta bilgilendirilmiş gönüllü velisi olur formu örneği

HASTA BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ VELİSİ OLUR FORMU ÖRNEĞİ *

ARAŞTIRMANIN ADI (ÇALIŞMANIN AÇIK ADI): Kendinden Bağlamalı Braketlerin 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 kapaklı braket sistemlerinin sürtünme üzerine etkisini incelemek, diş hareketini hızlandırmak ve tedavi süresini kısaltmak amacıyla bir çalışma başlatmış bulunuyoruz. Bu çalışmanın amacı diş çekimi yapılarak tedavi görecektek bireylerde kapaklı braketlerin, köpek dişi distalizasyonuna ve toplam tedavi süresine etkisinin değerlendirilmesidir.

ÇALIŞMA İŞLEMLERİ:

Çapraşıklık tedavisi için diş çekimi gerektiren hastalar çalışmaya dahil edilecektir. Araştırmaya dahil olan bireylerde rutinde alınan ortodontik kayıtlar (fotoğraflar, röntgenler, modeller) alınacaktır. Kapaklı braket sistemleri 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

Ek 1 (devam): Hasta bilgilendirilmiş gönüllü velisi olur formu örneği

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 rezorbsiyonu denilmektedir. Normalde diş köklerinin kısılması herhangi bir olumsuzluk yaratmaz. Fakat diş eti rahatsızlığı görülmesi durumunda kısa kökler dişlerin ömrünü kısaltabilir. Bütün kök rezorbsiyonları 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 etkilenmesizin ve hiçbir sorumluluk almadan ayrılabilceğimizin bilincindeyim. Çalışmadan her hangi bir zamanda ayrılırsak, ayrılma nedenlerimi, ayrılışımızın sonuçlarını ve izleyen dönemde alacağımız tedavileri doktorumla tartışacağım.

ÇALIŞMAYA 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:

Semih ARSLAN (0 362) 312 19 19 - 3025

ÇALIŞMADAN ÇIKARILMAYI GEREKTİRECEK DURUMLAR:

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

YENİ BİLGİLER ÇALIŞMADAKİ ROLÜ NASIL ETKİLEYEBİLİR

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

Ek 1 (devam): Hasta bilgilendirilmiş gönüllü velisi olur formu örneği

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 ayrılabilceğimizi ve kendi isteğimize bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimizi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla velisi bulunduğum gönüllünün katılmasını 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 KAEK 2014/540 Karar nolu Klinik çalışma nitelikli araştırma projesi: Amaç, gerekçe, 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 SÜNTER
Başkan Yardımcısı

Doç.Dr.M.Y.TAŞMEKTEPLİGİL
Üye

Y. Doç. Dr. Fatih İLKAYA
Üye

Prof.Dr..Dr.Hulusi ATMACA
Üye

Y. Doç. Dr. İlyas EMİNOĞLU
Üye

Osman YUMBUL
Üye MAZERETLİ

Doç.Dr. Canan ALIYAYRAK
Üye

Prof..Dr. Fatma AYDIN
Üye

Doç.Dr.Emine ŞENTUNÇ
Üye

Prof.Dr.Cafer POLAT
Üye

Uz.Dr.Nurullah DİKMEN
Üye

Yrd.Doç.Dr.İzzet MEZİKOĞLU
Üye

Yrd.Doç.Dr.Mustafa ÇAKIR
Üye

Yrd.Doç.Dr.Gülşay AYDIN
Üye



Ek 3: Periodontal indeks formu

No:

ADI SOYADI:

TARİH:

SİĞARA:

SİSTEMİK HASTALIK:

FIRÇALAMA:

TEL:

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

ÇEP 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: SLB grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

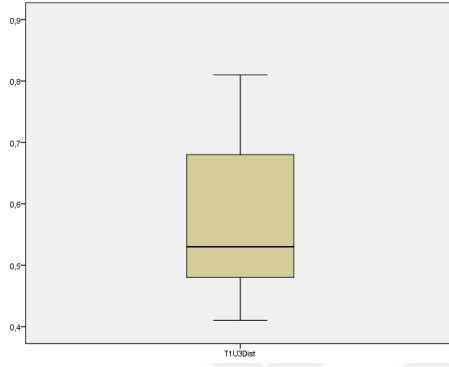
Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk			
	İstatistik	df	P	İstatistik	df	P	
T2U3Dist	SLB/SAĞ	0,204	7	0,200[*]	0,954	7	0,769
	SLB/SOL	0,250	6	0,200[*]	0,868	6	0,218
T3U3Dist	SLB/SAĞ	0,174	7	0,200[*]	0,933	7	0,575
	SLB/SOL	0,215	6	0,200[*]	0,867	6	0,216
T4U3Dist	SLB/SAĞ	0,175	7	0,200[*]	0,959	7	0,809
	SLB/SOL	0,249	6	0,200[*]	0,876	6	0,252
T1U3Space	SLB/SAĞ	0,265	7	0,147	0,858	7	0,145
	SLB/SOL	0,155	6	0,200[*]	0,951	6	0,745
T2U3Space	SLB/SAĞ	0,256	7	0,182	0,884	7	0,245
	SLB/SOL	0,169	6	0,200[*]	0,934	6	0,608
T3U3Space	SLB/SAĞ	0,244	7	0,200[*]	0,944	7	0,671
	SLB/SOL	0,195	6	0,200[*]	0,906	6	0,411
T4U3Space	SLB/SAĞ	0,157	7	0,200[*]	0,954	7	0,765
	SLB/SOL	0,246	6	0,200[*]	0,883	6	0,283
T2U6Mez	SLB/SAĞ	0,243	7	0,200[*]	0,776	7	0,024
	SLB/SOL	0,208	6	0,200[*]	0,905	6	0,407
T3U6Mez	SLB/SAĞ	0,317	7	0,032	0,829	7	0,079
	SLB/SOL	0,207	6	0,200[*]	0,915	6	0,473
T4U6Mez	SLB/SAĞ	0,213	7	0,200[*]	0,960	7	0,821
	SLB/SOL	0,206	6	0,200[*]	0,920	6	0,503
T1U3Rot	SLB/SAĞ	0,228	7	0,200[*]	0,894	7	0,297
	SLB/SOL	0,176	6	0,200[*]	0,982	6	0,961
T2U3Rot	SLB/SAĞ	0,204	7	0,200[*]	0,852	7	0,128
	SLB/SOL	0,175	6	0,200[*]	0,922	6	0,523
T3U3Rot	SLB/SAĞ	0,100	7	0,200[*]	0,997	7	1,000
	SLB/SOL	0,140	6	0,200[*]	0,970	6	0,891
T4U3Rot	SLB/SAĞ	0,157	7	0,200[*]	0,976	7	0,939
	SLB/SOL	0,285	6	0,139	0,820	6	0,088
T2U3Tip	SLB/SAĞ	0,153	7	0,200[*]	0,970	7	0,897
	SLB/SOL	0,202	6	0,200[*]	0,942	6	0,678
T3U3Tip	SLB/SAĞ	0,241	7	0,200[*]	0,901	7	0,334
	SLB/SOL	0,223	6	0,200[*]	0,828	6	0,104
T4U3Tip	SLB/SAĞ	0,277	7	0,113	0,882	7	0,234
	SLB/SOL	0,228	6	0,200[*]	0,914	6	0,463
T2L3Dist	SLB/SAĞ	0,183	7	0,200[*]	0,947	7	0,707
	SLB/SOL	0,236	6	0,200[*]	0,865	6	0,207
T3L3Dist	SLB/SAĞ	0,235	7	0,200[*]	0,875	7	0,206
	SLB/SOL	0,171	6	0,200[*]	0,984	6	0,969
T4L3Dist	SLB/SAĞ	0,244	7	0,200[*]	0,941	7	0,650
	SLB/SOL	0,194	6	0,200[*]	0,922	6	0,521
T1L3Space	SLB/SAĞ	0,173	7	0,200[*]	0,939	7	0,626
	SLB/SOL	0,180	6	0,200[*]	0,977	6	0,934
T2L3Space	SLB/SAĞ	0,179	7	0,200[*]	0,948	7	0,707
	SLB/SOL	0,198	6	0,200[*]	0,977	6	0,933
T3L3Space	SLB/SAĞ	0,192	7	0,200[*]	0,931	7	0,561
	SLB/SOL	0,249	6	0,200[*]	0,950	6	0,739
T4L3Space	SLB/SAĞ	0,227	7	0,200[*]	0,906	7	0,370
	SLB/SOL	0,284	6	0,143	0,909	6	0,427

Ek 4 (devam): SLB grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

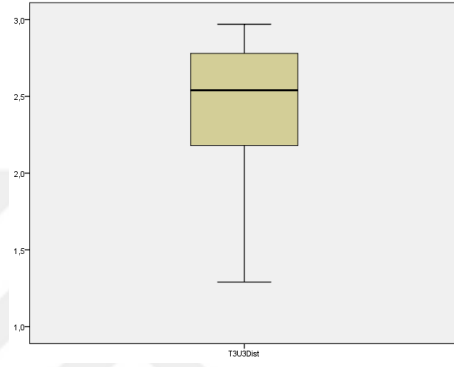
T2L6Mez	SLB/SAĞ	0,200	7	0,200[*]	0,929	7	0,543
	SLB/SOL	0,373	6	0,009	0,704	6	0,007
T3L6Mez	SLB/SAĞ	0,138	7	0,200[*]	0,984	7	0,978
	SLB/SOL	0,234	6	0,200[*]	0,932	6	0,597
T4L6Mez	SLB/SAĞ	0,214	7	0,200[*]	0,906	7	0,370
	SLB/SOL	0,199	6	0,200[*]	0,897	6	0,357
T1L3Rot	SLB/SAĞ	0,173	7	0,200[*]	0,970	7	0,896
	SLB/SOL	0,229	6	0,200[*]	0,858	6	0,184
T2L3Rot	SLB/SAĞ	0,200	7	0,200[*]	0,936	7	0,605
	SLB/SOL	0,219	6	0,200[*]	0,894	6	0,340
T3L3Rot	SLB/SAĞ	0,189	7	0,200[*]	0,948	7	0,710
	SLB/SOL	0,170	6	0,200[*]	0,958	6	0,802
T4L3Rot	SLB/SAĞ	0,203	7	0,200[*]	0,973	7	0,920
	SLB/SOL	0,220	6	0,200[*]	0,878	6	0,262
T2L3Tip	SLB/SAĞ	0,169	7	0,200[*]	0,958	7	0,800
	SLB/SOL	0,293	6	0,117	0,822	6	0,091
T3L3Tip	SLB/SAĞ	0,214	7	0,200[*]	0,906	7	0,371
	SLB/SOL	0,211	6	0,200[*]	0,927	6	0,559
T4L3Tip	SLB/SAĞ	0,182	7	0,200[*]	0,931	7	0,563
	SLB/SOL	0,197	6	0,200[*]	0,980	6	0,950

Ek 5: Sağ-sol veriler grup içinde birleştirildikten sonra yapılan genel istatistik değerlendirmede her bir ölçümden elde edilen verilerin genel dağılımlarını gösteren grafikler

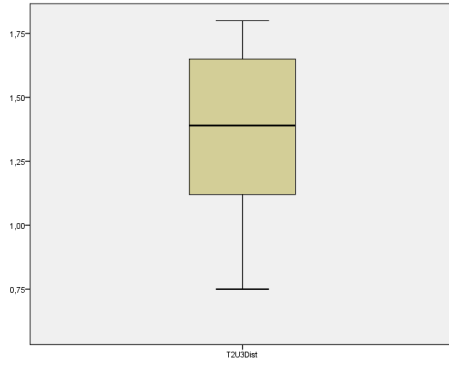
T2U3Dist



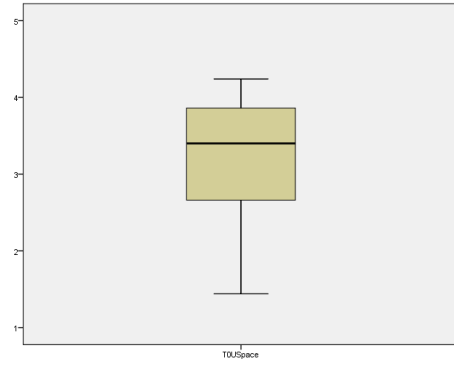
T4U3Dist



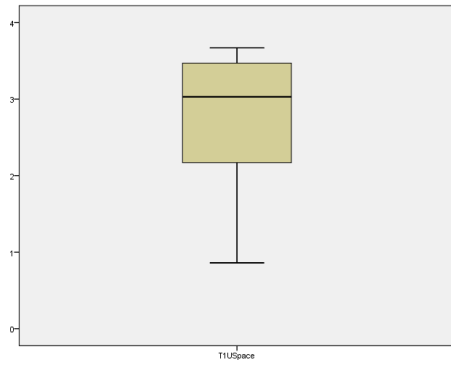
T3U3Dist



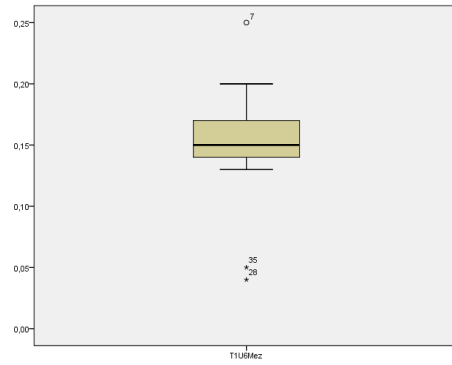
T1USpace



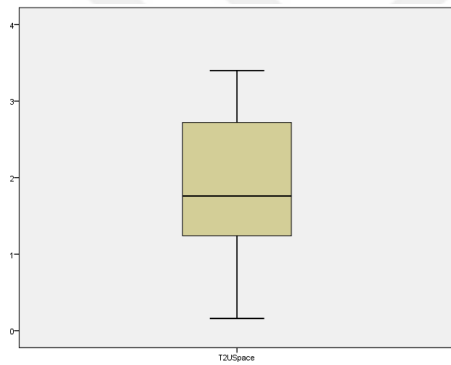
T2USpace



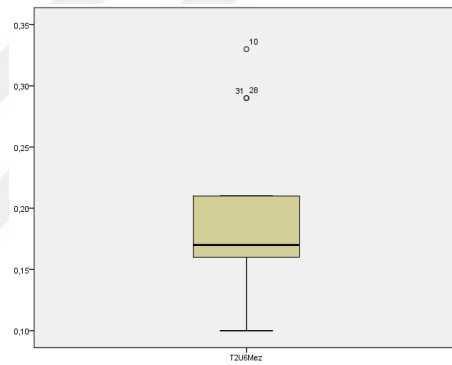
T2U6Mez



T3USpace



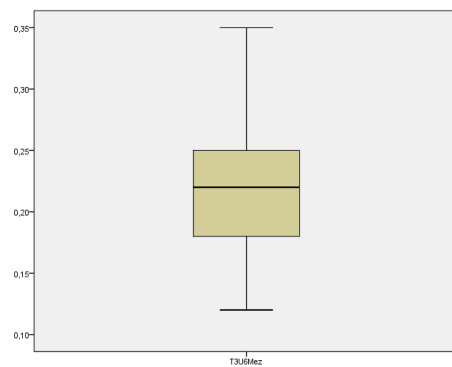
T3U6Mez



T4USpace



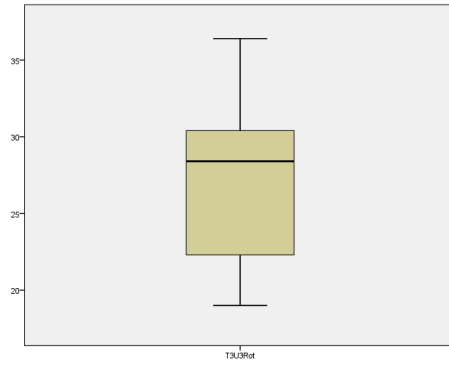
T4U6Mez



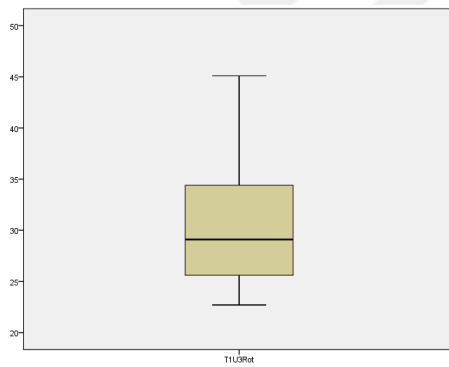
T1U3Rot



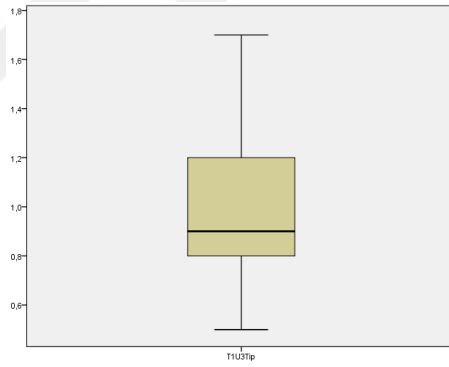
T4U3Rot



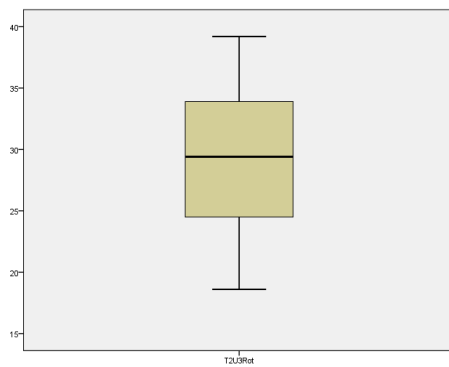
T2U3Rot



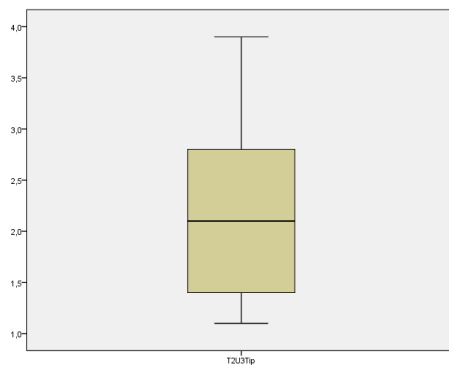
T2U3Tip



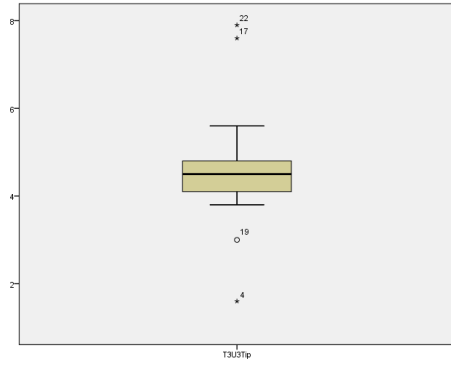
T3U3Rot



T3U3Tip



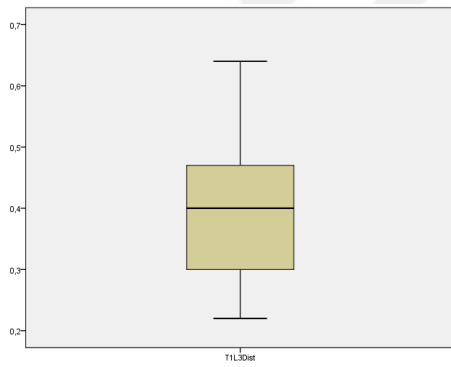
T4U3Tip



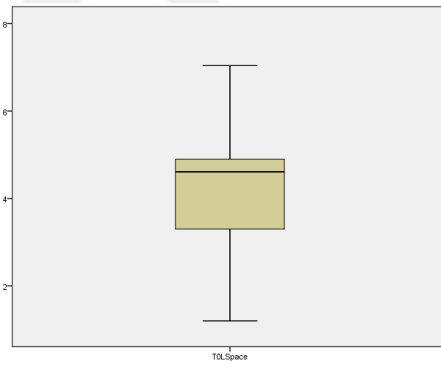
T4L3Dist



T2L3Dist



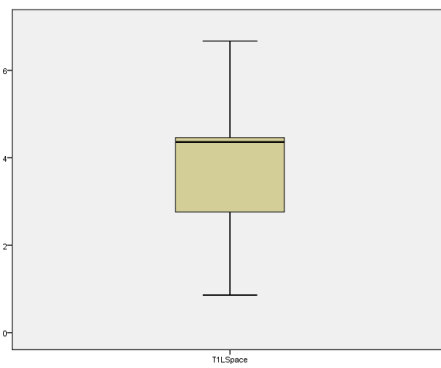
T1LSpace



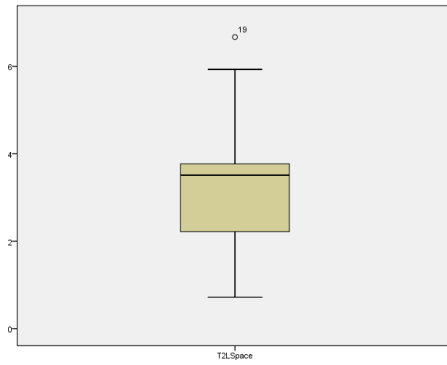
T3L3Dist



T2LSpace



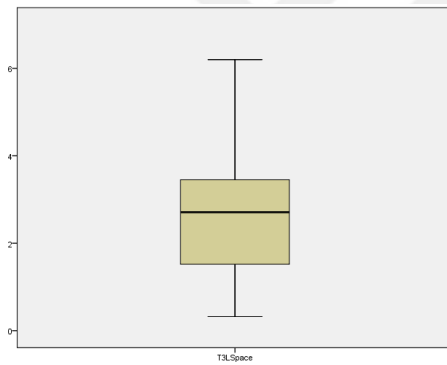
T3LSpace



T3L6Mez



T4LSpace



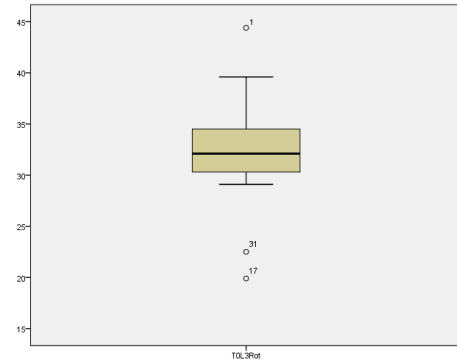
T4L6Mez



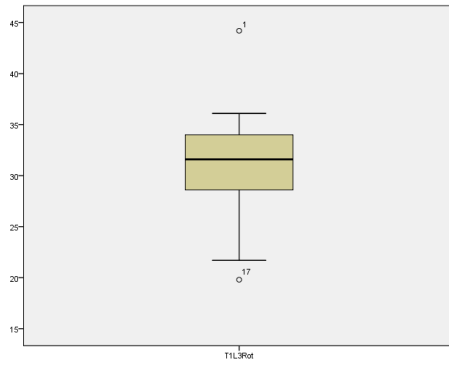
T2L6Mez



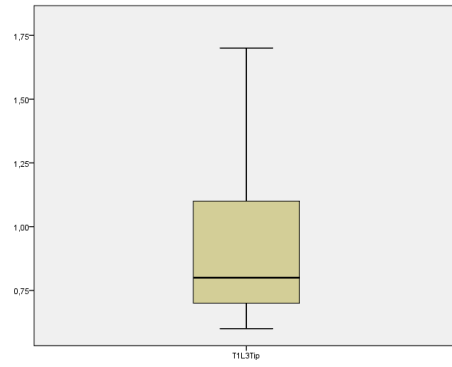
T1L3Rot



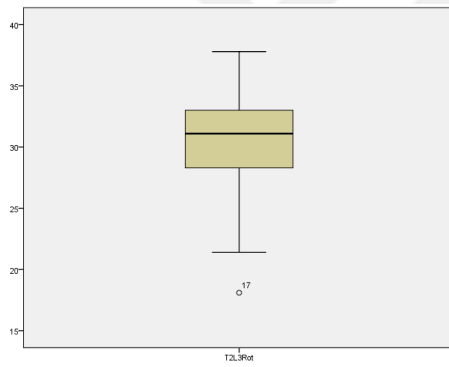
T2L3Rot



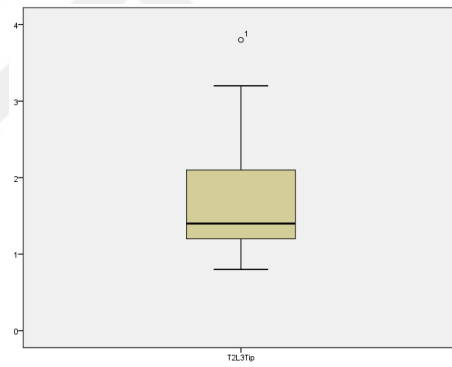
T2L3Tip



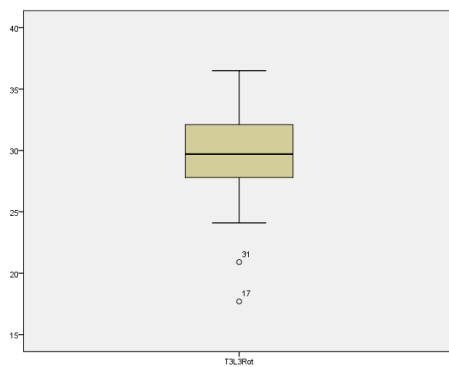
T3L3Rot



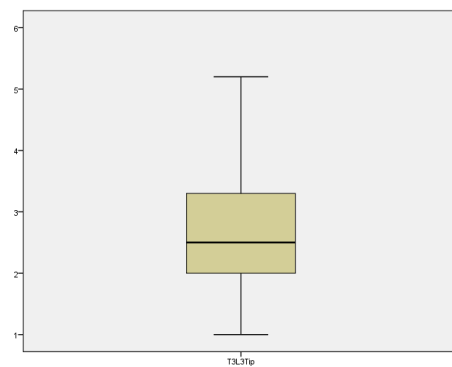
T3L3Tip



T4L3Rot



T4L3Tip



Ek 6: SLB grubu sağ-sol verilerin birleştirilmesi sonucunda oluşturulan dağılım homojenliğini gösteren tablo

	Levene İstatistik	df1	df2	P
T2U3Dist	4,139	1	32	0,050
T3U3Dist	1,183	1	32	0,285
T4U3Dist	0,011	1	30	0,919
T1USpace	0,073	1	32	0,788
T2USpace	0,084	1	32	0,774
T3USpace	0,161	1	32	0,691
T4USpace	0,039	1	30	0,845
T2U6Mez	0,288	1	33	0,595
T3U6Mez	1,757	1	33	0,194
T4U6Mez	3,061	1	31	0,090
T1U3Rot	2,667	1	32	0,112
T2U3Rot	1,951	1	32	0,172
T3U3Rot	1,431	1	32	0,240
T4U3Rot	1,785	1	30	0,192
T2U3Tip	1,913	1	32	0,176
T3U3Tip	0,493	1	32	0,488
T4U3Tip	0,036	1	30	0,850
T2L3Dist	2,215	1	14	0,159
T3L3Dist	0,584	1	14	0,457
T4L3Dist	1,293	1	12	0,278
T1LSpace	0,188	1	14	0,671
T2LSpace	0,229	1	14	0,640
T3LSpace	0,331	1	14	0,574
T4LSpace	0,238	1	12	0,634
T2L6Mez	2,328	1	14	0,149
T3L6Mez	0,297	1	14	0,594
T4L6Mez	3,302	1	12	0,094
T1L3Rot	0,130	1	14	0,724
T2L3Rot	0,008	1	14	0,931
T3L3Rot	0,159	1	14	0,696
T4L3Rot	0,041	1	12	0,843
T2L3Tip	2,913	1	14	0,110
T3L3Tip	1,619	1	14	0,224
T4L3Tip	0,196	1	12	0,666

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

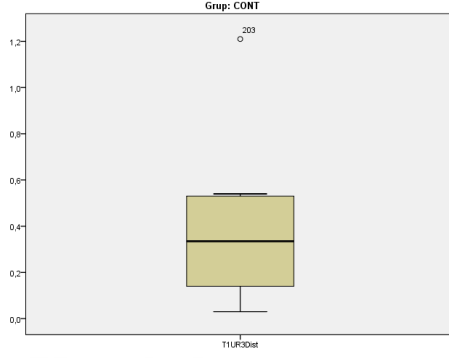
	Grup	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		İstatistik	df	P	İstatistik	df	P
T2U3Dist	CONT/SAĞ	0,235	5	0,200*	0,912	5	0,477
	CONT/SOL	0,241	5	0,200*	0,892	5	0,369
T3U3Dist	CONT/SAĞ	0,189	5	0,200*	0,981	5	0,938
	CONT/SOL	0,185	5	0,200*	0,932	5	0,613
T4U3Dist	CONT/SAĞ	0,216	5	0,200*	0,956	5	0,779
	CONT/SOL	0,184	5	0,200*	0,965	5	0,841
T1U3Space	CONT/SAĞ	0,225	5	0,200*	0,918	5	0,519
	CONT/SOL	0,280	5	0,200*	0,847	5	0,184
T2U3Space	CONT/SAĞ	0,231	5	0,200*	0,914	5	0,492
	CONT/SOL	0,315	5	0,119	0,844	5	0,177
T3U3Space	CONT/SAĞ	0,219	5	0,200*	0,932	5	0,612
	CONT/SOL	0,203	5	0,200*	0,968	5	0,861
T4U3Space	CONT/SAĞ	0,213	5	0,200*	0,936	5	0,638
	CONT/SOL	0,249	5	0,200*	0,928	5	0,581
T2U6Mez	CONT/SAĞ	0,246	5	0,200*	0,956	5	0,777
	CONT/SOL	0,235	5	0,200*	0,881	5	0,314
T3U6Mez	CONT/SAĞ	0,375	5	0,020	0,698	5	0,009
	CONT/SOL	0,420	5	0,004	0,683	5	0,006
T4U6Mez	CONT/SAĞ	0,382	5	0,016	0,740	5	0,024
	CONT/SOL	0,216	5	0,200*	0,975	5	0,905
T1U3Rot	CONT/SAĞ	0,240	5	0,200*	0,907	5	0,451
	CONT/SOL	0,198	5	0,200*	0,941	5	0,671
T2U3Rot	CONT/SAĞ	0,212	5	0,200*	0,959	5	0,804
	CONT/SOL	0,288	5	0,200*	0,914	5	0,492
T3U3Rot	CONT/SAĞ	0,244	5	0,200*	0,902	5	0,419
	CONT/SOL	0,227	5	0,200*	0,929	5	0,591
T4U3Rot	CONT/SAĞ	0,265	5	0,200*	0,944	5	0,692
	CONT/SOL	0,385	5	0,015	0,799	5	0,079
T2U3Tip	CONT/SAĞ	0,243	5	0,200*	0,922	5	0,544
	CONT/SOL	0,267	5	0,200*	0,837	5	0,158
T3U3Tip	CONT/SAĞ	0,223	5	0,200*	0,922	5	0,543
	CONT/SOL	0,246	5	0,200*	0,915	5	0,500
T4U3Tip	CONT/SAĞ	0,189	5	0,200*	0,983	5	0,950
	CONT/SOL	0,215	5	0,200*	0,935	5	0,630
T2L3Dist	CONT/SAĞ	0,252	5	0,200*	0,822	5	0,121
	CONT/SOL	0,365	5	0,028	0,757	5	0,035
T3L3Dist	CONT/SAĞ	0,200	5	0,200*	0,929	5	0,592
	CONT/SOL	0,230	5	0,200*	0,856	5	0,215
T4L3Dist	CONT/SAĞ	0,176	5	0,200*	0,982	5	0,946
	CONT/SOL	0,224	5	0,200*	0,922	5	0,544
T1L3Space	CONT/SAĞ	0,248	5	0,200*	0,959	5	0,803
	CONT/SOL	0,235	5	0,200*	0,935	5	0,629
T2L3Space	CONT/SAĞ	0,236	5	0,200*	0,933	5	0,616
	CONT/SOL	0,145	5	0,200*	0,982	5	0,945
T3L3Space	CONT/SAĞ	0,290	5	0,195	0,883	5	0,321
	CONT/SOL	0,194	5	0,200*	0,964	5	0,835
T4L3Space	CONT/SAĞ	0,175	5	0,200*	0,967	5	0,856
	CONT/SOL	0,183	5	0,200*	0,964	5	0,837

Ek 7 (devam): CONT grubunda yapılan dijital ölçümlerin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

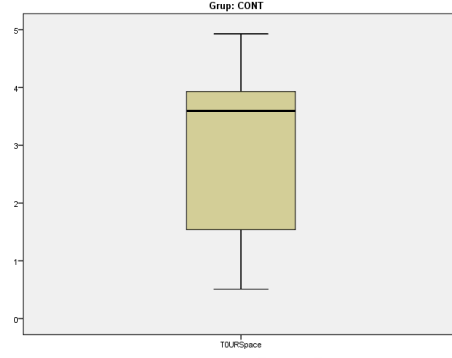
T2L6Mez	CONT/SAĞ	0,230	5	0,200*	0,908	5	0,458
	CONT/SOL	0,250	5	0,200*	0,885	5	0,332
T3L6Mez	CONT/SAĞ	0,215	5	0,200*	0,972	5	0,886
	CONT/SOL	0,349	5	0,046	0,776	5	0,051
T4L6Mez	CONT/SAĞ	0,308	5	0,136	0,827	5	0,132
	CONT/SOL	0,293	5	0,184	0,822	5	0,120
T1L3Rot	CONT/SAĞ	0,361	5	0,032	0,790	5	0,066
	CONT/SOL	0,163	5	0,200*	0,982	5	0,945
T2L3Rot	CONT/SAĞ	0,253	5	0,200*	0,887	5	0,341
	CONT/SOL	0,171	5	0,200*	0,987	5	0,967
T3L3Rot	CONT/SAĞ	0,152	5	0,200*	0,996	5	0,996
	CONT/SOL	0,174	5	0,200*	0,947	5	0,712
T4L3Rot	CONT/SAĞ	0,314	5	0,120	0,817	5	0,110
	CONT/SOL	0,255	5	0,200*	0,925	5	0,561
T2L3Tip	CONT/SAĞ	0,392	5	0,012	0,712	5	0,013
	CONT/SOL	0,385	5	0,015	0,677	5	0,005
T3L3Tip	CONT/SAĞ	0,273	5	0,200*	0,794	5	0,072
	CONT/SOL	0,236	5	0,200*	0,864	5	0,241
T4L3Tip	CONT/SAĞ	0,288	5	0,200*	0,885	5	0,332
	CONT/SOL	0,256	5	0,200*	0,942	5	0,677

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

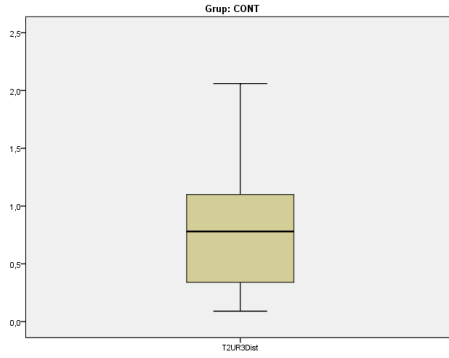
T2UR3Dist



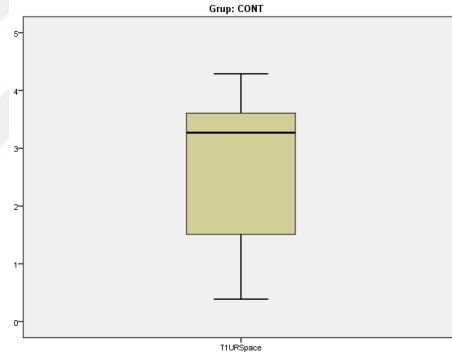
T1URSpace



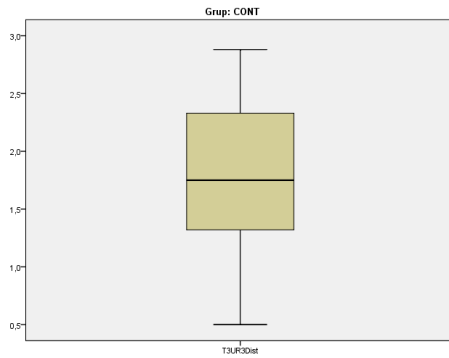
T3UR3Dist



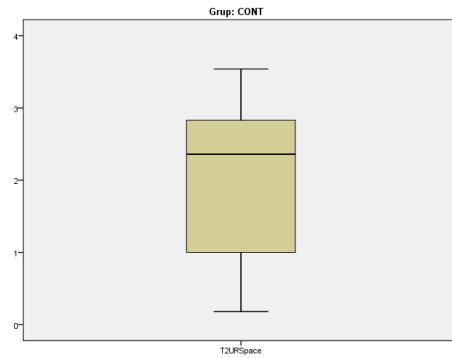
T2URSpace



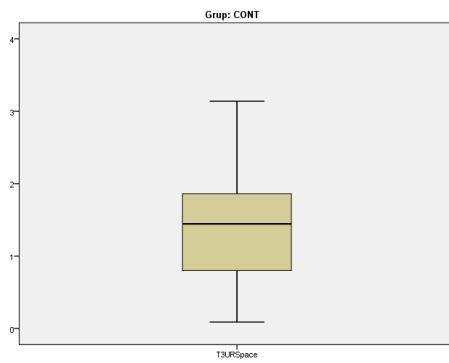
T4UR3Dist



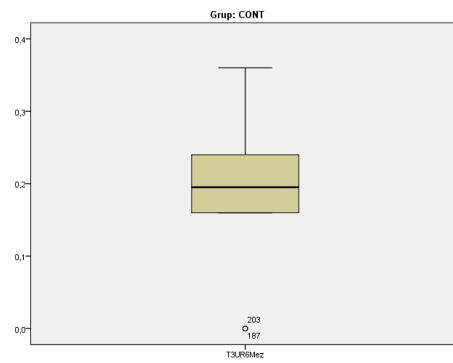
T3URSpace



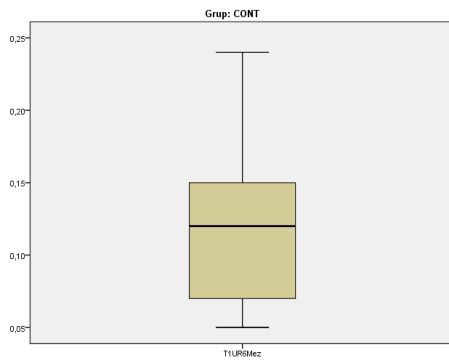
T4URSpace



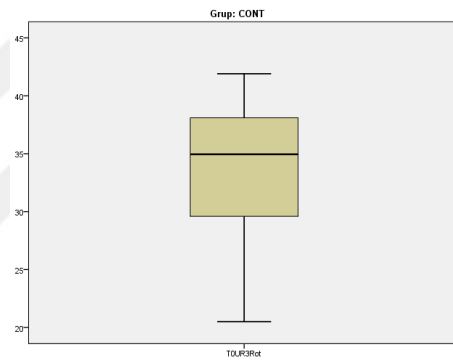
T4UR6Mez



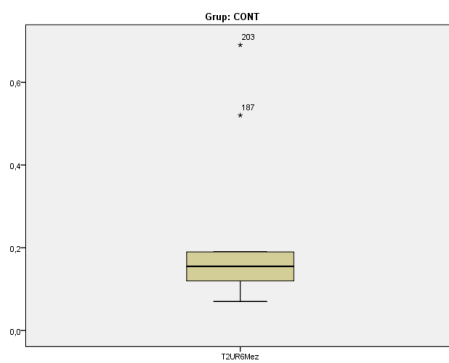
T2UR6Mez



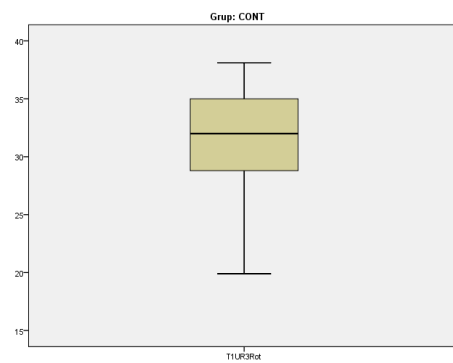
T1UR3Rot



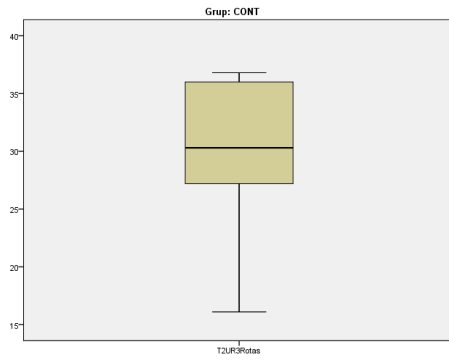
T3UR6Mez



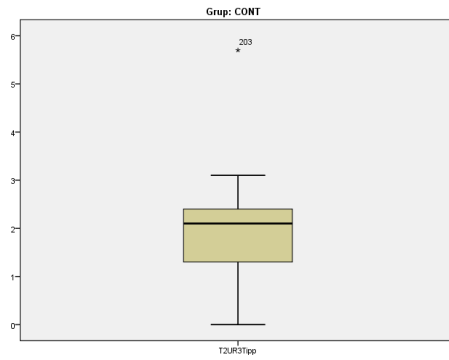
T2UR3Rot



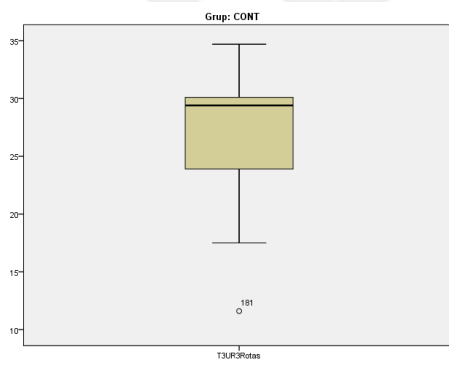
T3UR3Rot



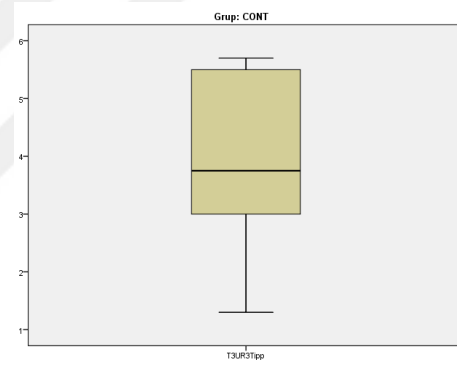
T3UR3Tipp



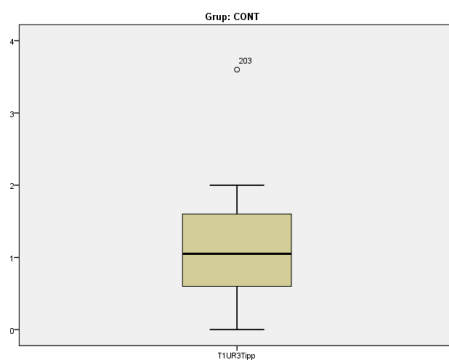
T4UR3Rot



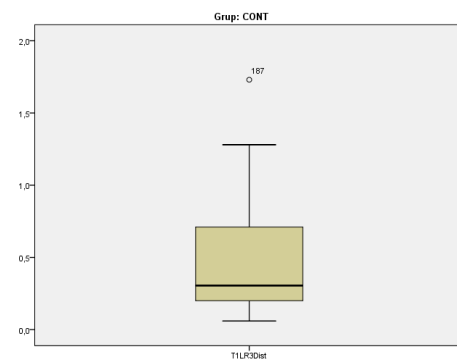
T4UR3Tipp



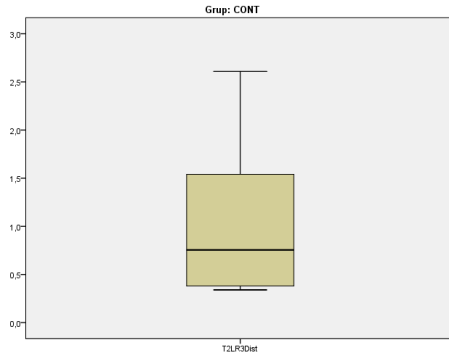
T2UR3Tipp



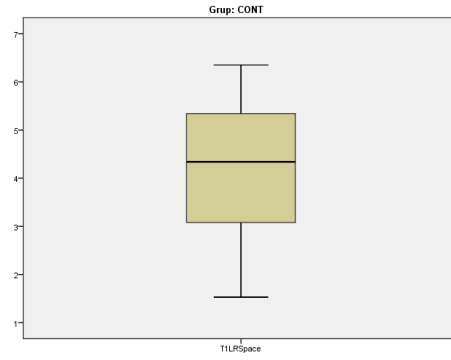
T2LR3Dist



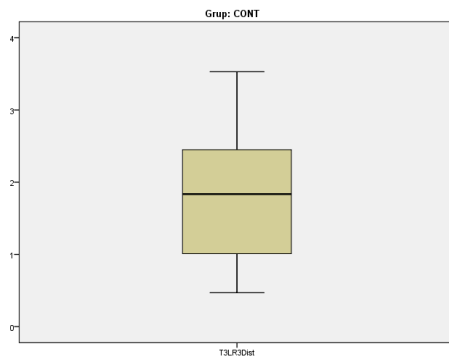
T3LR3Dist



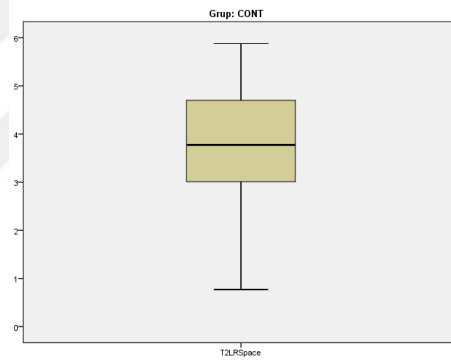
T2LRSpace



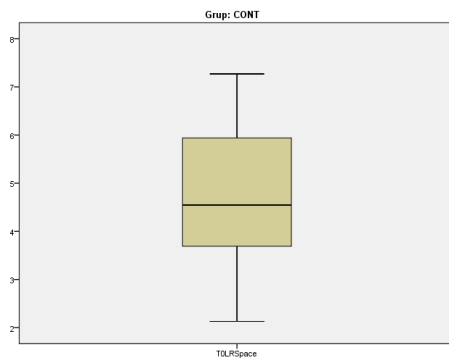
T4LR3Dist



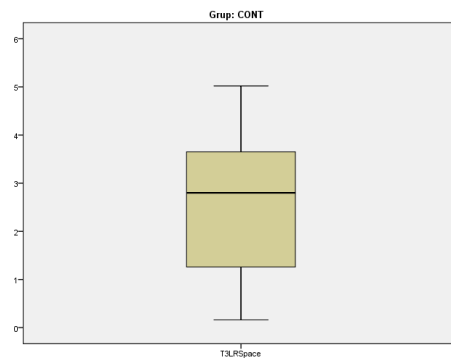
T3LRSpace



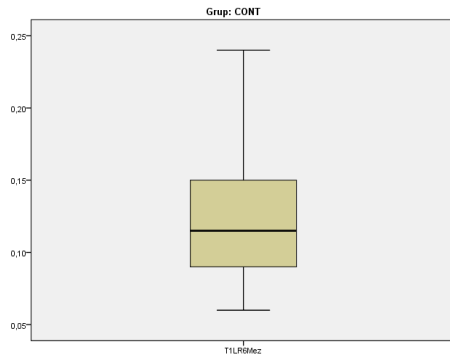
T1LRSpace



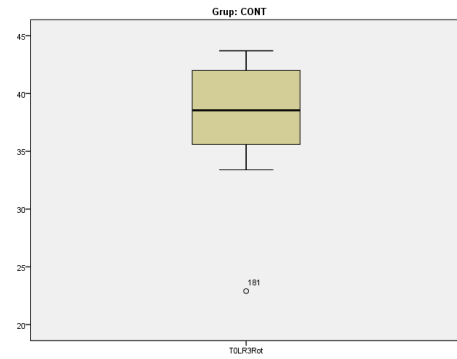
T4LRSpace



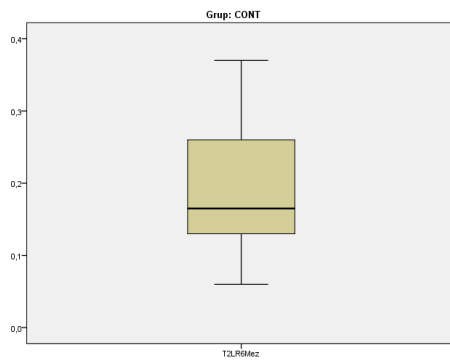
T2LR6Mez



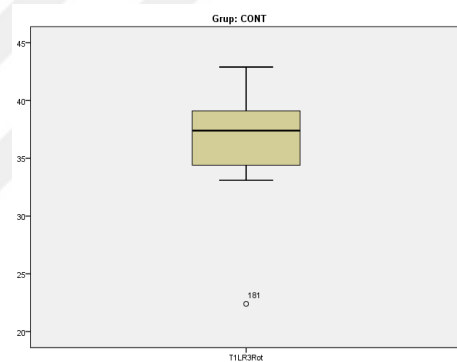
T1LR3Rot



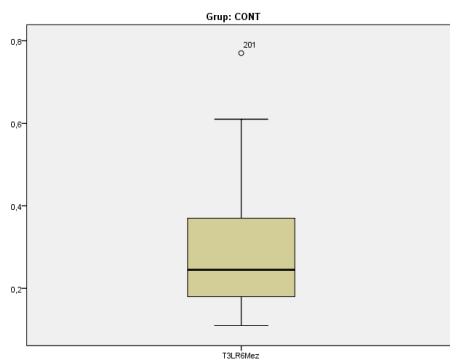
T3LR6Mez



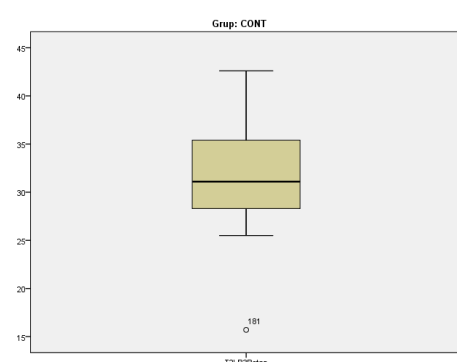
T2LR3Rot



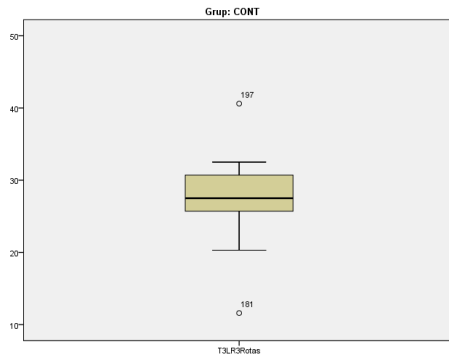
T4LR6Mez



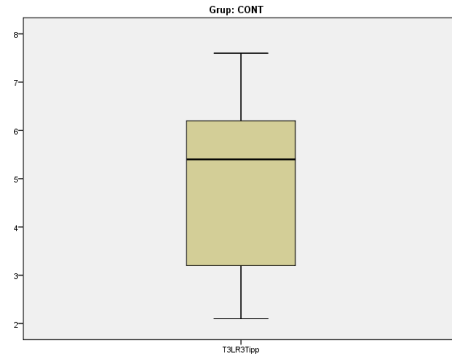
T3LR3Rot



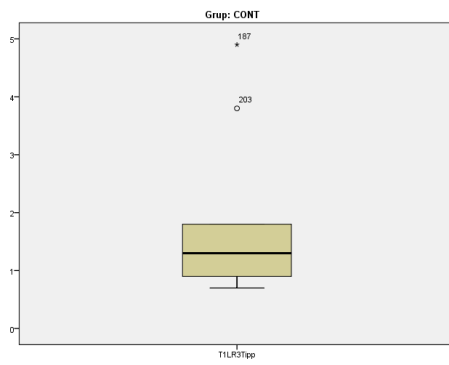
T4LR3Rot



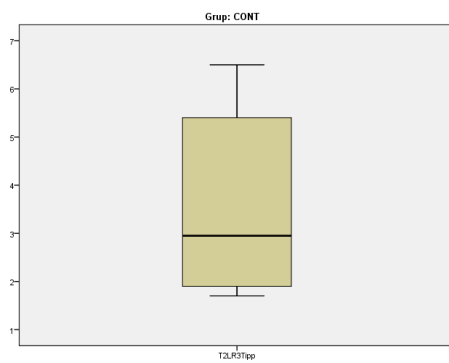
T4LR3Tipp



T2LR3Tipp



T3LR3Tipp



Ek 9: CONT grubu sağ-sol verilerin birleştirilmesi sonucunda oluşturulan varyans homojenliğini gösteren tablo

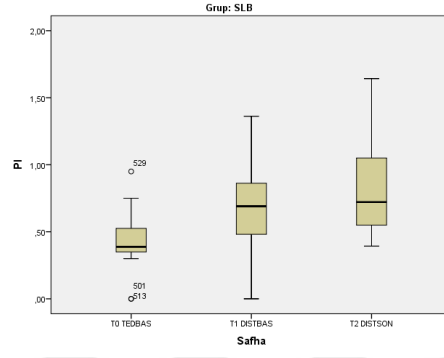
	Levene İstatistik	df1	df2	P
T2U3Dist	0,020	1	28	0,889
T3U3Dist	0,997	1	28	0,326
T4U3Dist	0,064	1	22	0,802
T1USpace	2,224	1	28	0,147
T2USpace	4,170	1	28	0,051
T3USpace	2,215	1	28	0,148
T4USpace	2,680	1	22	0,116
T2U6Mez	2,975	1	28	0,096
T3U6Mez	4,013	1	28	0,055
T4U6Mez	4,987	1	22	0,036
T1U3Rot	0,200	1	28	0,658
T2U3Rot	1,380	1	28	0,250
T3U3Rot	0,080	1	28	0,779
T4U3Rot	2,738	1	22	0,112
T2U3Tip	0,077	1	28	0,784
T3U3Tip	0,772	1	28	0,387
T4U3Tip	1,280	1	22	0,270
T2L3Dist	0,454	1	10	0,516
T3L3Dist	1,769	1	10	0,213
T4L3Dist	0,314	1	10	0,588
T1LSpace	0,000	1	10	0,994
T2LSpace	0,157	1	10	0,700
T3LSpace	0,066	1	10	0,803
T4LSpace	0,155	1	10	0,702
T2L6Mez	0,824	1	10	0,385
T3L6Mez	0,958	1	10	0,351
T4L6Mez	0,400	1	10	0,541
T1L3Rot	2,004	1	10	0,187
T2L3Rot	1,221	1	10	0,295
T3L3Rot	0,807	1	10	0,390
T4L3Rot	0,682	1	10	0,428
T2L3Tip	0,081	1	10	0,782
T3L3Tip	0,000	1	10	0,985
T4L3Tip	0,004	1	10	0,950

Ek 10: SLB grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

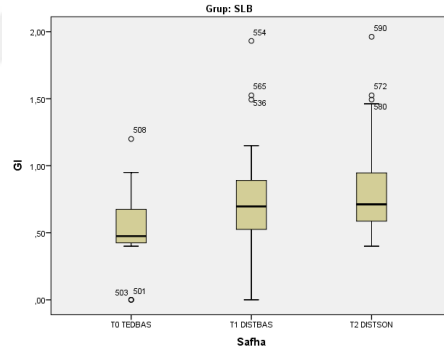
	Safha	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		İstatistik	df	P	İstatistik	df	P
PI	T0 TEDBAS	0,186	36	0,003	0,907	36	0,005
	T1 DISTBAS	0,094	36	0,200*	0,978	36	0,688
	T2 DISTSON	0,174	36	0,007	0,891	36	0,002
GI	T0 TEDBAS	0,208	36	0,000	0,914	36	0,008
	T1 DISTBAS	0,145	36	0,053	0,904	36	0,004
	T2 DISTSON	0,246	36	0,000	0,844	36	0,000
PD	T0 TEDBAS	0,139	36	0,075	0,964	36	0,275
	T1 DISTBAS	0,119	36	0,200*	0,973	36	0,506
	T2 DISTSON	0,098	36	0,200*	0,973	36	0,499

Ek 11: SLB grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinden elde edilen verilerin genel dağılımını gösteren grafikler

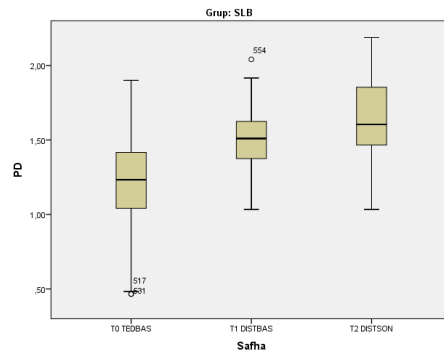
PI



GI



PD

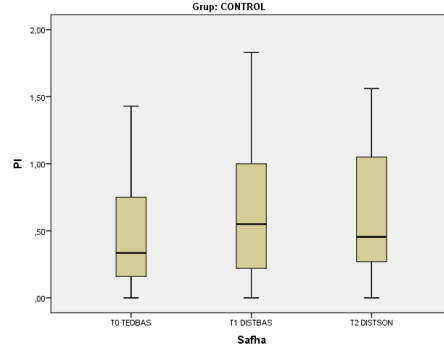


Ek 12: CONT grubunda yapılan periodontal indeks ölçümlerinin veri dağılımını gösteren genel istatistik tablosu

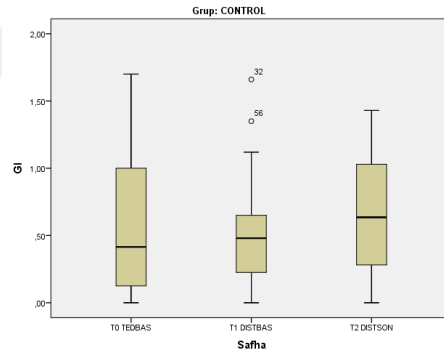
	Safha	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk		
		İstatistik	df	P	İstatistik	df	P
PI	T0 TEDBAS	0,188	30	0,009	0,874	30	0,002
	T1 DISTBAS	0,123	30	0,200*	0,937	30	0,077
	T2 DISTSON	0,183	30	0,011	0,915	30	0,020
GI	T0 TEDBAS	0,127	30	0,200*	0,915	30	0,020
	T1 DISTBAS	0,136	30	0,167	0,919	30	0,025
	T2 DISTSON	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

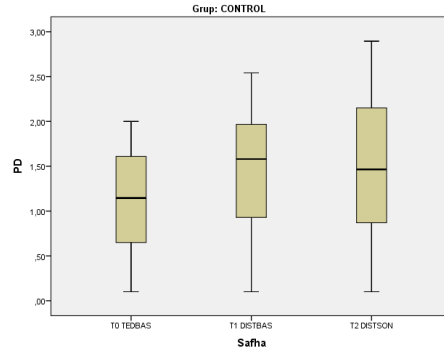
PI



GI



PD



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Semiha ARSLAN

Doğum Yeri: Samsun

Doğum Tarihi: 23.03.1988

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu:

1994-2002	Ticaret ve Sanayi Odası İlköğretim Okulu
2002-2005	Samsun Fen Lisesi
2005-2006	Özel Feza Fen Lisesi
2006-2011	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2011-	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı
2008-2016	Anadolu Üniversitesi İktisat Fakültesi

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

2015- Vezirköprü Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi

E-posta: s3my@hotmail.com