



T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

ORTODONTİK ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE ATAŞMAN
TİPLERİNİN MAKSİLLER MOLAR DİŞLERİN
MESİALİZASYON HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Resul VATANSEVER

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan GÜREL

Temmuz, 2025



T.C.
BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI

ORTODONTİK ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE ATAŞMAN
TİPLERİNİN MAKSİLLER MOLAR DİŞLERİN
MESİALİZASYON HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Resul VATANSEVER

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan GÜREL

Temmuz, 2025

Tez Onay Sayfası



BEYAN

Bu tezin bana ait olduğunu, tüm aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, içinde yer alan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, kullanmış olduğum bütün bilgilere kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin yürütülmesi ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Resul Vatansever



İTHAF

Değerli eşim ve aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Öncelikle değerli eşim ve hayat boyu desteğini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim. Doktora öğrenimim boyunca bildiklerini benim paylaşan hocalarıma; başta Prof. Dr. Muzaffer Gülyurt'a, tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan Gürel'e ve Biruni Üniversitesindeki öğretim üyelerine teşekkür ederim. Doktora öğrenimi boyunca aynı dönemde doktora öğrencisi olduğumuz arkadaşlarıma teşekkür ederim. Tezimin sonlu eleman analizini yapan, Yıldız Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Fakültesinde Dr. Öğr. Üyesi Osman Koç'a teşekkür ederim. Son olarak tez dönemi boyunca yanımda olan, destek olan tüm arkadaşlarıma ve dostlarıma teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
Tez Onay Sayfası	iii
BEYAN	iii
İTHAF	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGE / SEMBOL ve KISALTMALAR LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
TÜRKÇE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELEr	xi
İNGİLİZCE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELEr	xii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Estetiğin Tanımı	4
2.2. Estetik Ortodontik Tedavi	4
2.2.1. Lingual Ortodonti	4
2.2.2. Estetik Braketler	6
2.2.3. Şeffaf Plaklar	7
2.2.3.1. Şeffaf Plakların Tarihçesi	7
2.2.3.1.A. Hareketli Apareylerin Ortaya Çıkışı.	7
2.2.3.1.B. Bilgisayar Destekli Ortodontinin Gelişimi (1980'ler - 1990'lar).	7
2.2.3.1.C. Invisalign ve Modern Şeffaf Plakların Ortaya Çıkışı (1997-2000'ler).	7
2.2.3.1.D. Dijital Ortodonti ve Teknolojik Gelişmeler (2010 - Günümüz).	8
2.2.3.2. Şeffaf Plakların Gelişimi.	8
2.2.3.2.A. Birinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar.	8
2.2.3.2.B. İkinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar.	8
2.2.3.2.C. Üçüncü Jenerasyon Şeffaf Plaklar.	9
2.3. Şeffaf Apareylerde Diş Hareketi	14
2.3.1. Diş Hareketi Mekaniği	14
2.3.2. Şeffaf Plakların Diş Hareket Mekaniği	16
2.3.2.1. Ekspansiyon ve Konstriksiyon Hareketi.	17
2.3.2.2. İntrüzyon Hareketi.	17

2.3.2.3. Ekstrüzyon Hareketi.....	18
2.3.2.4. Rotasyon Hareketi.....	18
2.3.2.5. Translasyon Hareketi.	19
2.3.2.6. Devrilme Hareketi.....	19
2.4. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Avantajları	19
2.5. Şeffaf Plak ile Tedavinin Dezavantajları ve Sınırlamaları.....	20
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi	22
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları ve Dezavantajları	23
2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi	24
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	26
3.1. Sonlu Eleman Modeli ve Ağ Yapısı.....	27
3.2. Malzeme Özelliği	28
3.3. Sınır Şartları (Boundary Conditions)	29
4. BULGULAR	33
4.1. Toplam Yer Değiştirme Miktarı.....	33
4.2. Yönlere Bağlı Yer Değiştirme Miktarı	36
4.3. Açılara Bağlı Yer Değiştirme Miktarı.....	38
5. TARTIŞMA	40
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	52
I. KAYNAKÇA	54
II. EKLER	62
Ek-1. Etik Kurul Onayı	62
III. İNTİHAL RAPORU	64

SİMGİ / SEMBOL ve KISALTMALAR LİSTESİ

3D	Üç Boyutlu
CA	Şeffaf Plak
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
CR	Direnç Merkezi
FEA	Sonlu Eleman Analizi
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PDL	Periodontal Ligament



TABLolar LİSTESİ

Tablo No	Tablo Adı	Sayfa No
Tablo 3. 1.	Sonlu eleman modelinin eleman, düğüm, ağ boyutu ve ortalama eğrilik eleman kalitesi yakınsama değerleri.	28
Tablo 3. 2.	Sonlu elemanlar modelinin malzeme özellikleri.....	29
Tablo 3. 3.	İlk analiz çözümü sonucunda senaryo modellerinde, şeffaf plak üzerinde oluşan yer değiştirme hareketi (reaksiyon kuvveti)	30
Tablo 4. 1.	5 farklı senaryo modelinde dört saniye sürede 2 farklı şeffaf plak hareketi yardımıyla uygulanan toplamda 0,5 mm yer değiştirme hareketi sonucunda, molar diş üzerinde ölçülen total ve yöne bağlı yer değiştirme miktarı (milimetre).	34
Tablo 4. 2.	5 farklı senaryo modelinde, molar dişte şeffaf aparey hareketi ile ölçülen rotasyon ve eğilme açıları. (X eksenindeki açısal değer, bukkolingual açıyı temsil eder, Y eksenindeki açısal değer, mesiodistal açıyı temsil eder ve Z eksenindeki açısal değer, mesiodistal açıyı temsil eder ve Z eksenindeki açısal değer, rotasyon açısını temsil eder).	39

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil No	Şekil Adı	Sayfa No
Şekil 2. 1.	Kişiye özel lingual braketler (Beyling, F. ve ark. 2013).....	5
Şekil 2. 2.	Self-ligating estetik braket sistemi (Meros GC. ve ark. 2017)	6
Şekil 2. 3.	Invisalign'ın optimize edilmiş ataşmanlarının farklı tasarımlarındaki aktif ve pasif yüzey örnekleri.	10
Şekil 2. 4.	A ve B premolar rotasyonu (Martinez ve Castellanos 2023).	11
Şekil 2. 5.	Kanın ekstrüzyonu (Martinez ve Castellanos 2023).	12
Şekil 2. 6.	Kanın dişin gövdesel hareketi (Martinez ve Castellanos 2023).	13
Şekil 2. 7.	Optimize genişletme ataşmanı (Martinez ve Castellanos 2023).	14
Şekil 2. 8.	Ortodontik yüklemekten kaynaklanan kompresyon ve gerilimle ilgili sinyal mekanizmaları şekildeki gibi sıkıştırma ve gerilime yanıt olarak çeşitli sinyal değişkenlerinin değiştiğini, bunun da sıkıştırma altında rezorpsiyona ve gerilim altında kemik yapış masına neden olduğunu özetlemektedir (Li Y. ve ark. 2018).	15
Şekil 3. 1.	Ataşman tip ve modelleri	27
Şekil 3. 2.	Şeffaf plak hareket bileşenleri	31
Şekil 4. 1.	Molar dişteki toplam yer değiştirme miktarları (mm)	35
Şekil 4. 2.	Molar dişin yönlere bağlı yer değiştirme hareketleri (mm)	36
Şekil 4. 3.	Molar dişin yönlere bağlı yer değiştirme hareketleri (mm)	37

TÜRKÇE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELELER

Vatansever, R, (2025). Ortodontik Şeffaf Plak Tedavisinde Ataşman Tiplerinin Maksiller Molar Dişlerin Mesializasyon Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ortodonti Anabilim Dalı, Biruni Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü.

Şeffaf plaklar, ataşman kullanımına rağmen özellikle molar dişlerin mesializasyonu gibi karmaşık diş hareketlerinde biyomekanik sınırlamalarla karşı karşıyadır. Bu tür durumlarda, uygulanmak istenen hareketlerin etkili bir şekilde gerçekleştirilmesi zorlaşabilir. Sonlu eleman analizi (FEA), bu hareketlerin analizinde etkili bir yöntem olup, kuvvet iletimi açısından en uygun ataşman tasarımlarının belirlenmesine olanak sağlar. Bu çalışmanın amacı, üç boyutlu sonlu eleman analizi (FEA) kullanarak, dört farklı ataşman tasarımıyla maksiller molar mesializasyon sırasında oluşan yer değiştirme desenlerini ve gerilim dağılımını karşılaştırmaktır. Periodontal ligament (PDL), alveolar kemik ve 0.75 mm kalınlığında şeffaf plak içeren, manyetik rezonans görüntülemeye (MRI) dayalı bir maksilla modeli oluşturulmuştur. Çalışmada beş farklı senaryo simüle edilmiştir: ataşmansız durum (Model-I), dikdörtgen dikey ataşman (Model-II), dikdörtgen yatay ataşman (Model-III), optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşman (Model-IV) ve yin-yang ataşman (Model-V). Her bir modelde 0.5 mm mesial yer değiştirme uygulanmış ve elde edilen deformasyon ile gerilim dağılımı ANSYS Workbench programı kullanılarak analiz edilmiştir. Model-IV (optimize edilmiş ataşman), en az molar devrilmeyi (0.319 mm toplam yer değiştirme) ve en iyi mesiodistal kontrolü sağlamıştır. Ataşman kullanılmayan Model-I ise en fazla devrilmeyi göstermiştir (0.376 mm). Yin-yang ataşman kullanılan Model-V, Model-I'e kıyasla bukkal yer değiştirmeyi %92 oranında azaltmıştır. Yatay dikdörtgen ataşmanlar, özellikle rotasyonel hareketi en aza indirme açısından etkili bulunmuştur. Optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanlar, molar mesializasyonda üstün hareket kontrolü sağlamaktadır. Yin-yang tasarımlar ise bukkal-lingual stabiliteyi artırma konusunda avantaj sunmaktadır. Bu bulgular, ataşman geometrisinin, şeffaf plaklarla yapılan ortodontik tedavilerin etkinliğini belirlemede kritik bir rol oynadığını göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik; Molar Mesializasyon; Ortodontik Ataşmanlar; Sonlu Eleman Analizi; Şeffaf Plaklar.

İNGİLİZCE ÖZET ve ANAHTAR KELİMELER

Vatansever, R. (2025). Biomechanical Effects Of Attachment Designs In Maxillary First Molar Mesialization With Clear Aligners: A Finite Element Study. Phd Thesis, Department of Orthodontics, Institute of Graduate Studies, Biruni University.

Transparent plates are subject to biomechanical limitations, especially in complex tooth movements such as mesialization of molar teeth, despite the use of attachments. In such cases, it may be difficult to effectively perform the desired movements. Finite element analysis (FEA) is an effective method for analyzing these movements and enables the determination of the most suitable attachment designs in terms of force transmission. The aim of this study is to compare the displacement patterns and stress distributions during maxillary molar mesialization using three-dimensional finite element analysis (FEA) with four different attachment designs. A maxilla model based on magnetic resonance imaging (MRI) was created, including the periodontal ligament (PDL), alveolar bone, and a transparent plate with a thickness of 0.75 mm. Five different scenarios were simulated in the study: no attachment (Model-I), rectangular vertical attachment (Model-II), rectangular horizontal attachment (Model-III), optimized double semi-ellipsoidal attachment (Model-IV), and yin-yang attachment (Model-V). In each model, a 0.5 mm mesial displacement was applied, and the resulting deformation and stress distribution were analyzed using the ANSYS Workbench program. Model-IV (optimized attachment) provided the least molar tipping (0.319 mm total displacement) and the best mesiodistal control. Model-I, which did not use attachments, showed the highest tipping (0.376 mm). The Model-V with yin-yang attachments reduced buccal displacement by 92% compared to Model-I. Horizontal rectangular attachments were found to be effective, especially in minimizing rotational movement. Optimized double semi-ellipsoidal attachments provide superior movement control in molar mesialization. Yin-yang designs offer advantages in enhancing buccal-lingual stability. These findings demonstrate that attachment geometry plays a critical role in determining the effectiveness of orthodontic treatment with clear aligners.

Keywords: Biomechanics; Clear Aligners; Finite Element Analysis; Molar Mesialization; Orthodontic Attachments.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Şeffaf plaklar kullanılarak ortodontik tedavi yöntemi, 1990'ların sonlarında Align Technology tarafından sabit ortodontik tedavilere estetik bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu yöntemde, diş hareketleri ilk olarak sanal ortamda özel bir yazılım aracılığıyla simüle edilerek hareket ettirilir. Tedavi sürecinde, birden fazla dental yapı üretilmiş ve son aşamada planlanan nihai oklüzyona uygun olacak şekilde son hali verilmiştir. Dişlerin hareket ettirilmesi, çıkarılabilir ve vakumla şekillendirilmiş termoplastik apareyler aracılığıyla belirli aşamalar halinde gerçekleştirilmiştir (Gao M ve ark. 2021).

Başlangıçta, şeffaf plaklar yalnızca hafif veya orta düzeyde çapraşıklık içeren Sınıf I maloklüzyonların tedavisi için geliştirilmiş ve genellikle ön dişler ile sınırlı bir kullanım alanına sahip olmuştur. Bu nedenle, özellikle yetişkin hastalarda daha çok devrilme ve hafif rotasyon hareketleriyle sınırlandırılmıştır. Sistemin ilk versiyonları yalnızca plakların sağladığı kuvvetlere dayanırken, daha sonraki nesillerde diş hareketlerini daha etkili hale getirmek için ataşmanlar kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde ise, Sınıf II ve Sınıf III maloklüzyonlar gibi daha kompleks vakalar hem gelişim çağındaki bireylerde hem de yetişkin hastalarda şeffaf plaklar yardımıyla tedavi edilebilmektedir (Rossini G. ve ark. 2015).

Ortodontik diş hareketi için mevcut bilgisayar destekli tasarım ve planlama prosedürü öncelikle morfolojik diş yerleşimlerine ve ortodontistlerin uzmanlığına dayanmaktadır. Başlangıçta bilgisayar, dişin ön klinik ve estetik hedef konumunu belirler. Daha sonra doktorlar, diş hareketliliğinin belirlenen diş morfolojisi ve oklüzal fonksiyonla sınırlandırıldığı yazılım arayüzünde tedavi planında hastaya özel ayarlamalar yapar. Bu bilgi, yeniden konumlandırma işlemi sırasında doktorlara yardımcı olmak için diş kaydığı zaman gerçek zamanlı olarak güncellenmektedir (Beers AC. ve ark. 2003). Bununla birlikte, şeffaf plakların materyal özellikleri, mekanik yükleme sisteminin konumlandırılması, dağılımı ve gücü nedeniyle karmaşıklığı artırır. Ayrıca, şeffaf plakların uzun vadeli mekanik değişiklikleri mevcut hesaplama prosedüründe açıkça bilinmemektedir. Diş hareketinin öngörülebilirliği ve tam kontrolü, özellikle fiziksel harekette yetersiz kalmaktadır (Gomez JP. ve ark. 2015).

Ortodontik tedavi ile dişsiz alanın kapatılması, ikinci molar ve üçüncü molar dişlerin varlığında oldukça etkili bir yaklaşımdır, çünkü bu yöntem komşu dişlere zarar verme riskini azaltırken protetik restorasyonlara olan bağımlılığı da azaltmaktadır. Ayrıca, çekim vakalarında orta veya düşük molar ankrajının bulunduğu durumlarda, boşluğu kapatmak için molar dişlerin mezial yönde hareket ettirilmesi gerekmektedir (Kim SJ. ve ark. 2015, Baik UB. ve ark. 2017).

Klinik uygulamalarda, sabit ortodontik tedavilerde molar dişlerin mezial hareketini kolaylaştırmak amacıyla elastikler, mini vidalar veya power arm gibi yardımcı ek mekanikler tercih edilerek kullanılmaktadır. Ancak, şeffaf plak tedavilerinde bu tür destekleyici sistemlerin kullanılması getirdiği uygulama zorlukları, oral hijyen problemleri, hastaların bunlara karşı önyargılı ya da isteksiz olması gibi nedenler dolayısıyla kullanımları yaygın değildir (Morita Y. ve ark. 2020, Palone M. ve ark. 2022).

Güncel çalışmamızda, sonlu eleman modeli kullanarak üst çene birinci molar dişin mesializasyonu sırasında; farklı ataşmanların yer değiştirme miktarına etkileri incelenmiştir. Hareket sırasında plakların ve ataşmanların kök üzerinde oluşturduğu basınç bölgelerinin dağılımı, periodantal ligament üzerindeki stres dağılımlarının

incelenmesi amaçlanmıştır. Biri ataşmansız olmak üzere 5 farklı senaryo düşünülmüştür. Ataşman çeşitleri olarak yaygın kullanımı olan yatay dikdörtgen ve dikey dikdörtgen ataşmanlar, bunlara ek olarak daha çok santral ve kanin dişlerde tercih edilen optimize çift yarı elipsoidal ataşman ve molar dişlerde devrilme hareketinin önüne geçmesi için klinik olarak tercih edilebilen ancak daha önce sonlu eleman analizinde sonuçlarına bakılmamış birbirine ters şekilde ying-yang ataşman tercih edilmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Estetiğin Tanımı

Estetik, güzellik, sanat ve beğeni üzerine odaklanan felsefi bir alandır. İnsanların estetik yargılar oluşturma, yaratıcı ifadeler geliştirme ve duysal deneyimler yaşama biçimlerini inceler. Estetiğın temel konularından biri, doğada, sanatta ve günlük yaşamda güzelliğın algılanışı ve değerlendirilmesidir. Estetik; mimari, tasarım ve hatta doğadaki güzel olaylar gibi birçok alanı kapsar. Bu nedenle, sadece sanatla sınırlı değildir (Pepperell R. 2011).

Ayrıca, estetik anlayışı hem kültürel hem de bireysel yargılardan etkilenir. Farklı toplumlar, güzellik konusunda farklı bakış açılarına sahip olabilir. Bu nedenle, estetik hem öznel hem de nesnel unsurlar barındırır. Sanatın anlamı, işlevi ve etkisi hakkında fikirler üretir ve sanat felsefesi ile yakından ilişkilidir. Günümüzde estetik, yalnızca bir felsefi alan olmaktan çıkıp medya, moda, mimari ve tasarım gibi birçok sektörde önemli bir kavram haline gelmiştir (Brielmann A. ve ark. 2018).

Diş hekimliğinin önemli bir yönü olan estetik, dişlerin görsel çekiciliğini artırırken aynı zamanda en iyi ağız ve çene sağlığınını destekleme gücüne sahiptir. Estetik diş hekimliğı, porselen kaplamalar, diş beyazlatma, ortodontik tedaviler ve implantlar gibi çeşitli teknikler kullanarak bir kişinin gülüşünün görsel uyumunu ve genel sağlığınını iyileştirmeyi amaçlar. Hastaların dişlerinin rengi, şekli, hizalanması ve diş eti görünümünün düzeltilmesi, hem işlevsel hem de psikolojik açıdan yaşam kalitesini artırdığı kanıtlanmıştır. Ayrıca, modern diş hekimliğı uygulamaları doğal ve estetik sonuçlar üreterek, görünüşlerinden dolayı diş tedavisinden kaçınan bireylerin ağız sağlığınını korumasını teşvik etmektedir. Bu nedenle, hem ağız sağlığınını koruma hem de estetik açıdan tatmin edici bir gülüş elde etme ama ı, estetik diş hekimliğini vazgeçilmez bir unsur haline getirmiştir (Machado AW. 2014).

2.2. Estetik Ortodontik Tedavi

2.2.1. Lingual Ortodonti

1975 yılında, biri Amerikalı diğeri Japon olmak üzere iki ortodontist, diş tellerinin neden olduğu estetik sorunları azaltmak amaçıyla bağımsız olarak bir tedavi yöntemi geliştirdi. Bu yöntemde, braketler ve teller dişlerin lingual yüzeyine yerleştirilmektedir. Geleneksel diş tellerinin aksine, lingual ortodonti dışarıdan fark

edilmez ve özellikle yetişkin hastalar ile estetik kaygıları yüksek olan bireyler tarafından tercih edilir. Bu yöntemin en büyük avantajı, tedavi süresince hastanın gülüşünün görünümünü değiştirmemesi ve sosyal hayatını olumsuz etkilememesidir. Ayrıca, lingual ortodonti, dişlerin ideal hizalanmasını sağlayarak hem estetik hem de fonksiyonel iyileştirmeler sunar (Chan EK. ve ark. 2007).

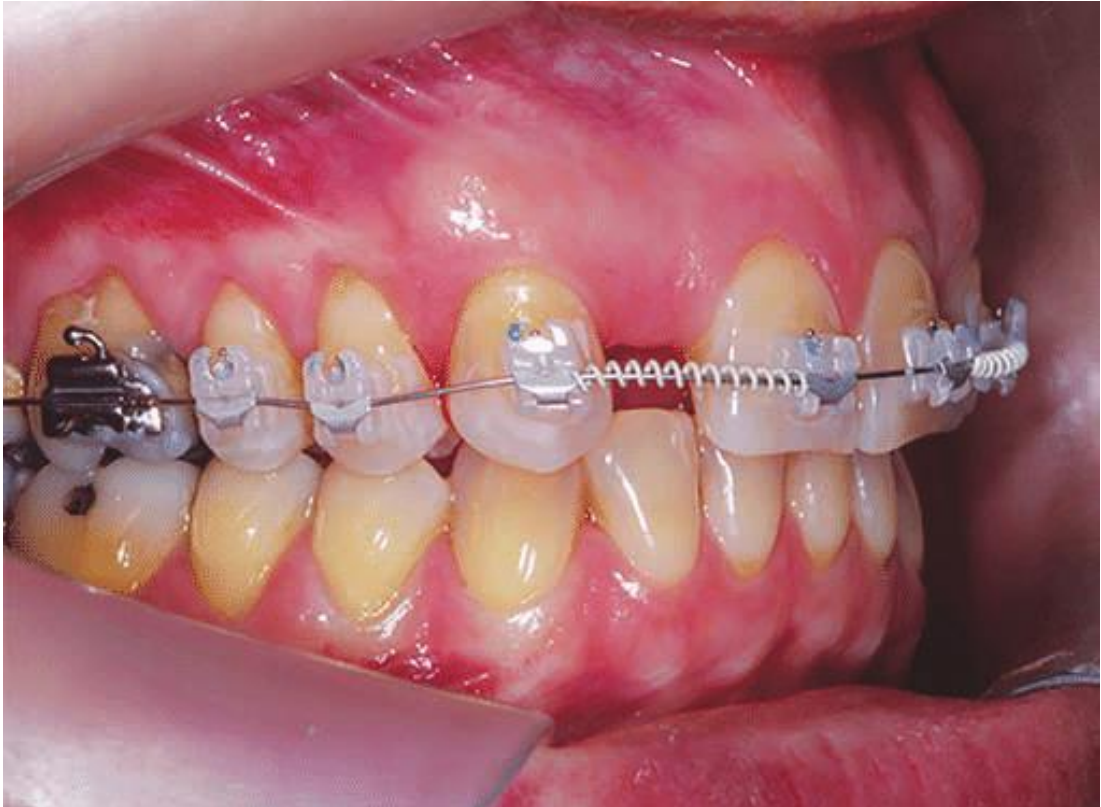


Şekil 2. 1. Kişiye özel lingual braketler (Beyling, F. ve ark. 2013)

Bununla birlikte, lingual ortodontinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Braketlerin dişlerin iç yüzeyine yerleştirilmesi, dil ile sürekli temas halinde olmalarına neden olabilir ve bu durum başlangıçta konuşma veya dil hareketlerinde rahatsızlığa yol açabilir. Ayrıca, uygulama sürecinin daha karmaşık olması ve yalnızca deneyimli bir ortodontist tarafından titizlikle uygulanabilmesi nedeniyle, tedavi süresi geleneksel ortodontik yöntemlere kıyasla daha uzun olabilir. Lingual diş tellerinin dişlerin iç kısmında konumlanması, fırçalama ve temizlik açısından geleneksel diş tellerine kıyasla daha fazla bakım gerektirebilir. Bununla birlikte, ileri teknoloji kullanılarak özel olarak üretilen lingual braketler, bu dezavantajları en aza indirerek hastalara konforlu ve estetik açıdan tatmin edici bir ortodontik çözüm sunmaktadır (van der Veen MH. ve ark. 2010).

2.2.2. Estetik Braketler

Estetik braketler, ortodontik tedavi sırasında daha doğal ve fark edilmesi zor bir görünüm sağlamak için tasarlanmış braketlerdir. Geleneksel metal braketlerin aksine, bu braketler şeffaf seramik, safir veya kompozit malzemelerden üretilmiştir ve diş rengiyle daha uyumlu olmaları nedeniyle özellikle yetişkin hastalar ve estetik kaygısı yüksek bireyler tarafından tercih edilmektedir. Şeffaf veya diş rengindeki yapıları sayesinde, tedavi süresince daha az göze çarparlar, bu da hastaların sosyal hayatını olumlu yönde etkileyerek özgüvenlerini korumalarına yardımcı olur. Ayrıca, estetik braketler, metal braketlerle benzer mekanik özelliklere sahiptir ve diş hareketlerini etkili bir şekilde yönlendirebilir. Bununla birlikte, estetik braketlerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Metal braketlere kıyasla daha hassas olduklarından, kırılma veya aşınma riski daha yüksektir ve bu durum tedavi süresinin uzamasına neden olabilir. Ayrıca, bazı seramik braket türleri, metal braketlere göre daha fazla sürtünme oluşturabilir ve bu da diş hareketlerini yavaşlatabilir. Bunun yanı sıra, braketler zamanla renk değişimine uğrayabilir (Russell JS. 2005).



Şekil 2. 2. Self-ligating estetik braket sistemi (Meros GC. ve ark. 2017)

2.2.3. Şeffaf Plaklar

2.2.3.1. Şeffaf Plakların Tarihçesi. Şeffaf plakların tarihçesi, ortodonti ve diş hekimliğinde teknolojik ilerlemelerin bir yansımasıdır ve zaman içinde önemli aşamalardan geçerek günümüzdeki popüler konumuna ulaşmıştır. Genel olarak 4 dönemde incelemek mümkündür:

2.2.3.1.A. Hareketli Apareylerin Ortaya Çıkışı. Dr. Harold Kesling, 1945 yılında şeffaf plak konseptini geliştiren ilk isim olmuştur. Kesling, diş hareketlerinin kademeli aşamalar halinde yönlendirilmesi için elastik ve çıkarılabilir apareylerin kullanılmasının mümkün olduğunu öne sürmüştür. "Kesling Positioners" olarak adlandırılan bu cihazlar, günümüz modern şeffaf plaklarının ilk prototipi olarak kabul edilebilir. Ancak, o dönemdeki teknolojik sınırlamalar nedeniyle bu konsept, yaygın bir tedavi yöntemi olarak uygulanamamış ve klinik kullanımda geniş ölçekte benimsenememiştir (Kesling HD. 1946, Phan X. ve Ling PH. 2007).

2.2.3.1.B. Bilgisayar Destekli Ortodontinin Gelişimi (1980'ler - 1990'lar). 1980'li yıllarda, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojileri gelişmeye başladı. Bu teknolojik ilerlemeler, diş hareketlerinin üç boyutlu (3D) modelleme kullanılarak planlanmasını mümkün hale getirdi. 1990'lı yıllarda dijital ortodonti alanındaki gelişmeler, şeffaf plakların daha verimli ve hassas bir şekilde üretilmesini sağlayarak bu tedavi yönteminin etkinliğini artırdı. Bu süreç, modern şeffaf plak sistemlerinin temellerinin atılmasına önemli bir katkı sağladı (Sheridan JJ. ve ark. 1993).

2.2.3.1.C. Invisalign ve Modern Şeffaf Plakların Ortaya Çıkışı (1997-2000'ler). 1997 yılında, Zia Chishti ve Kelsey Wirth, Invisalign olarak bilinen şeffaf plak sistemini geliştirdi. Chishti, kendi ortodontik tedavisi sırasında geleneksel braketlerin neden olduğu zorlukları deneyimlemiş ve daha estetik bir alternatif arayışına girmişti. Bu fikir, Stanford Üniversitesi'nde bilgisayar destekli tasarım (CAD) araçlarının geliştirilmesine yol açarak, ardışık olarak üretilen şeffaf plakların ortaya çıkmasını sağladı (Hajeer MY. ve ark. 2004).

1998 yılında Align Technology şirketi kuruldu ve Invisalign sistemi piyasaya sürüldü. Başlangıçta bu yöntem yalnızca belirli vakalar için uygulanabilirken, zamanla daha karmaşık ortodontik problemleri çözebilecek şekilde geliştirildi. 2000'li yıllarda,

diş hekimleri ve ortodontistler tarafından benimsenerek küresel çapta popülerlik kazandı ve günümüzde en yaygın kullanılan şeffaf plak sistemlerinden biri haline geldi (Jones ML. ve ark. 2009).

2.2.3.1.D. Dijital Ortodonti ve Teknolojik Gelişmeler (2010 - Günümüz).

2010'lu yıllarda, dijital tarama, yapay zeka destekli tedavi planlaması ve 3D baskı teknolojilerindeki ilerlemeler, şeffaf plak sistemlerini daha erişilebilir ve verimli hale getirdi. Günümüzde Invisalign'ın yanı sıra ClearCorrect, SureSmile, Spark, 3M Clarity Aligners ve Ortho gibi birçok üretici, hastalara şeffaf plak teknolojisini kullanarak alternatif tedavi seçenekleri sunmaktadır. Bununla birlikte, yapay zeka destekli simülasyon yazılımları, diş hekimlerinin tedavi öncesinde hastalara beklenen sonuçları görsel olarak sunmasını sağlamaktadır. Ayrıca, termoplastik malzeme teknolojisindeki gelişmeler, şeffaf plakların daha dayanıklı, konforlu ve etkili olmasına katkıda bulunmuş, böylece bu tedavi yöntemi giderek daha fazla tercih edilir hale gelmiştir (Chandra A. ve ark. 2024).

2.2.3.2. Şeffaf Plakların Gelişimi.

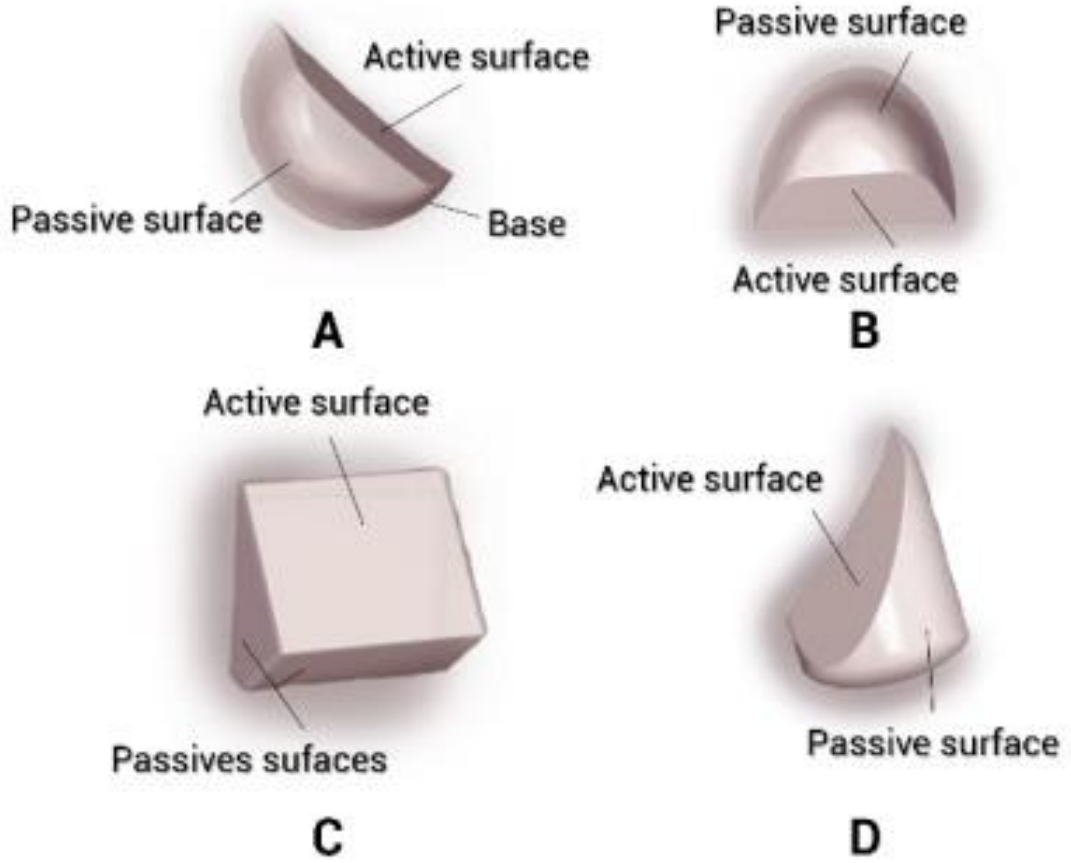
2.2.3.2.A. Birinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar. Yalnızca hizalamaya dayalı ve sistemlere yardımcı elemanlar eklenmeden gerçekleştirilen diş hareketleri, birinci nesil şeffaf plaklarla sağlanmıştır. Hastalıkların etkisini değerlendiren araştırmalar oldukça sınırlıdır. 2005 yılında, Djeu ve arkadaşları, Invisalign (şeffaf plaklar) ile tedavi edilen hastaları, sabit apareylerle tedavi edilen hastalarla karşılaştırmıştır. Bulunan sonuçlara göre; her iki grupta da marjinal kret hizalaması ve kök açılanması benzerlik gösterse de, oklüzal ilişki, bukkolingual eğim ve overjet azaltımı açısından sabit apareylerin daha olumlu sonuçlar sağladığı belirtilmiştir (Djeu G. ve ark. 2005).

2.2.3.2.B. İkinci Jenerasyon Şeffaf Plaklar. Şeffaf plak tedavileri ilerledikçe, üreticiler diş hareketliliğini artırmak için ataşman kullanımını önermişlerdir. Yeni geliştirilen plak cihazları tarafından yapılan diş hareketi tahminlerinin doğruluğunu değerlendirmek için birçok bağımsız deneysel çalışmalar yapılmıştır. Ataşmansız plaklar, ataşman dahil edilen plaklar ve interproksimal redüksiyonlu plakların sanal diş hareketlerini tahmin etmek için diş hareketini sağlayan yazılım kullanmış ve sonuçları karşılaştırılmıştır. Ataşmanlı ve interproksimal redüksiyonlu plaklar ile elde edilen sonuçlar, yazılım destekli plak sistemleriyle elde edilen sonuçlarla kıyaslanmış ve birbirine benzer bulgular elde edilmiştir. Tüm diş hareketinin uygulanabilirliğini

değerlendirmiş ve ekstrüzyon hareketinin %29 oranında başarılı olduğunu, toplam diş hareketinin ise %41 oranında gerçekleştirilebildiğini ortaya koymuştur. Bilgisayar programı tarafından üretilen tahminler ile gerçek klinik diş hareketi sonuçları karşılaştırıldığında, aralarında çok az fark olduğu gözlemlenmiştir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.2.3.2.C. Üçüncü Jenerasyon Şeffaf Plaklar. Bu jenerasyon şeffaf plaklar, biyomekanik olarak tasarlanmış, yenilikçi malzeme teknolojileriyle geliştirilmiş ve bilgisayar destekli tedavi planlaması ile optimize edilmiş sistemlerdir. Plaklar, geleneksel ortodontik tedaviye benzer sonuçlar elde etmek amacıyla üretilmiştir. Bu neslin en dikkat çekici özelliği, yapay zeka destekli tahmin algoritmaları ve kişiselleştirilmiş tedavi stratejileri kullanarak hastalara daha hızlı ve etkili sonuçlar sunabilme kapasitesidir. Geleneksel sabit braketlerle karşılaştırılabilir veya daha üstün sonuçlar elde etmek için tasarlanmıştır. Ortodontistlerin kök kontrolü, çene genişletme, rotasyon ve dikey yöndeki diş hareketleri gibi daha karmaşık prosedürleri gerçekleştirmesine olanak tanımıştır (Hennessy J. ve Al-Awadhi 2016).

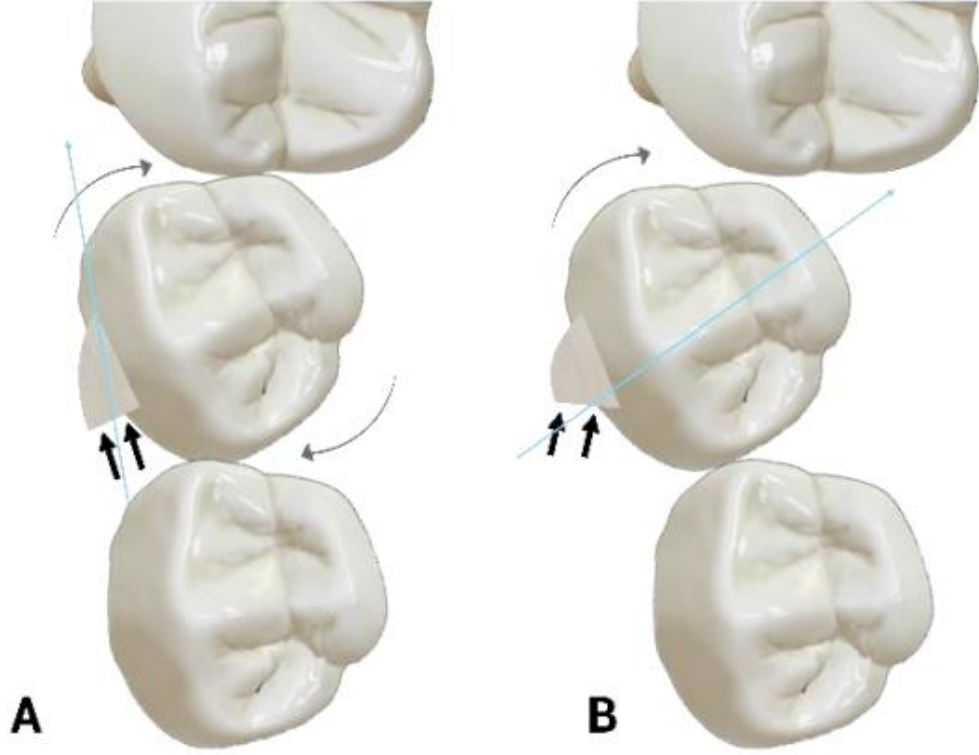
Ataşmanlar üç bileşenden oluşur (Şekil 3): aktif yüzey, pasif yüzey ve taban. Aktif yüzey, ataşmanın plak ile temas eden spesifik bölgesi olarak tanımlanır ve gerekli kuvvet vektörlerini oluşturarak diş hareketlerini sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Bu yüzey, plak tarafından uygulanan kuvvetleri absorbe eden ana bileşendir. Kuvvet sistemlerinin yönelimi, aktif yüzeyin hizalanmasına bağlıdır; bu nedenle, optimal kuvvet vektörleri genellikle aktif yüzeye dik bir yönde hareket eder. Pasif yüzey, ataşmanın bukkal yüzünü temsil eden geri kalan kısımdır ve ataşmanın stabilitesini sağlarken, plak yerleşimini en az düzeyde engellemek için tasarlanmıştır. Düşük hacimli bir pasif yüzey, kırılma, aşınma veya ataşmanın ayrılma riskini artırabilir ve modern kompozit malzemelerin yüzey dokusunun zamanla bozulması nedeniyle ataşmanın dayanıklılığını olumsuz etkileyebilir. Ataşmanın tabanı, diş kronuna bağlanmak için tasarlanmış olan bileşendir (Cai Y. ve ark. 2015).



Şekil 2. 3. Invisalign'ın optimize edilmiş ataşmanlarının farklı tasarımlarındaki aktif ve pasif yüzey örnekleri.

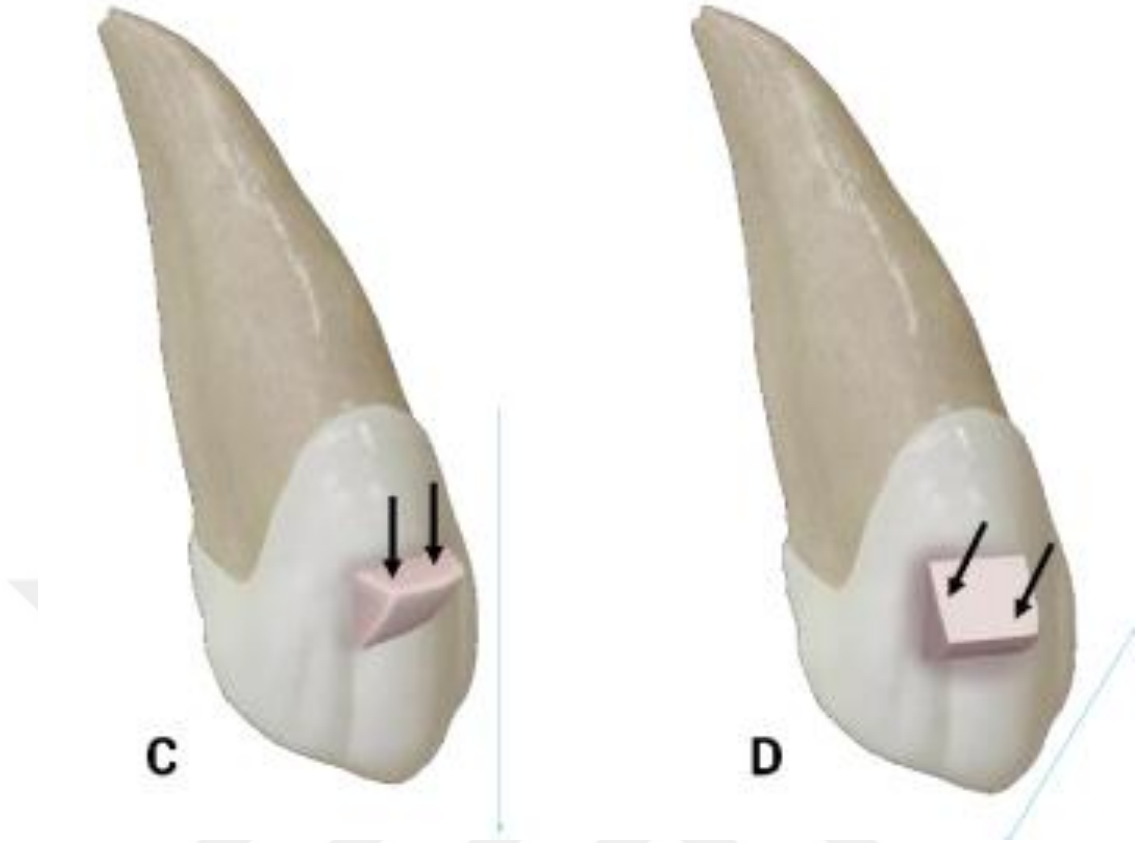
(A) Çok düzlemlili ataşman, (B) derin kapanış ataşmanı, (C) ekstrüzyon ataşmanı ve (D) rotasyon ataşmanı (Martinez ve Castellanos 2023).

Şekil 4 (A)'da eğer premolar, transvers hareket içermeyen tamamen rotasyonel bir hareket gerektiriyorsa, ataşmanın aktif yüzeyinde eğimlendirmekten kaçınılması, kuvvet sisteminin daha iyi bir yörüngeye sahip olmasını sağlar. Şekil 4 (B)'de eğer premolar hem rotasyonel hem de kompresif bir hareket gerektiriyorsa, aktif yüzeye meziale yönlendirilmiş dikey bir eğim eklenmesi, uygulanan kuvvetlerle hizalanmış bir eğim bileşeni kazandırarak hareketin daha kontrollü ve etkili olmasına yardımcı olur (Martinez ve Castellanos 2023).



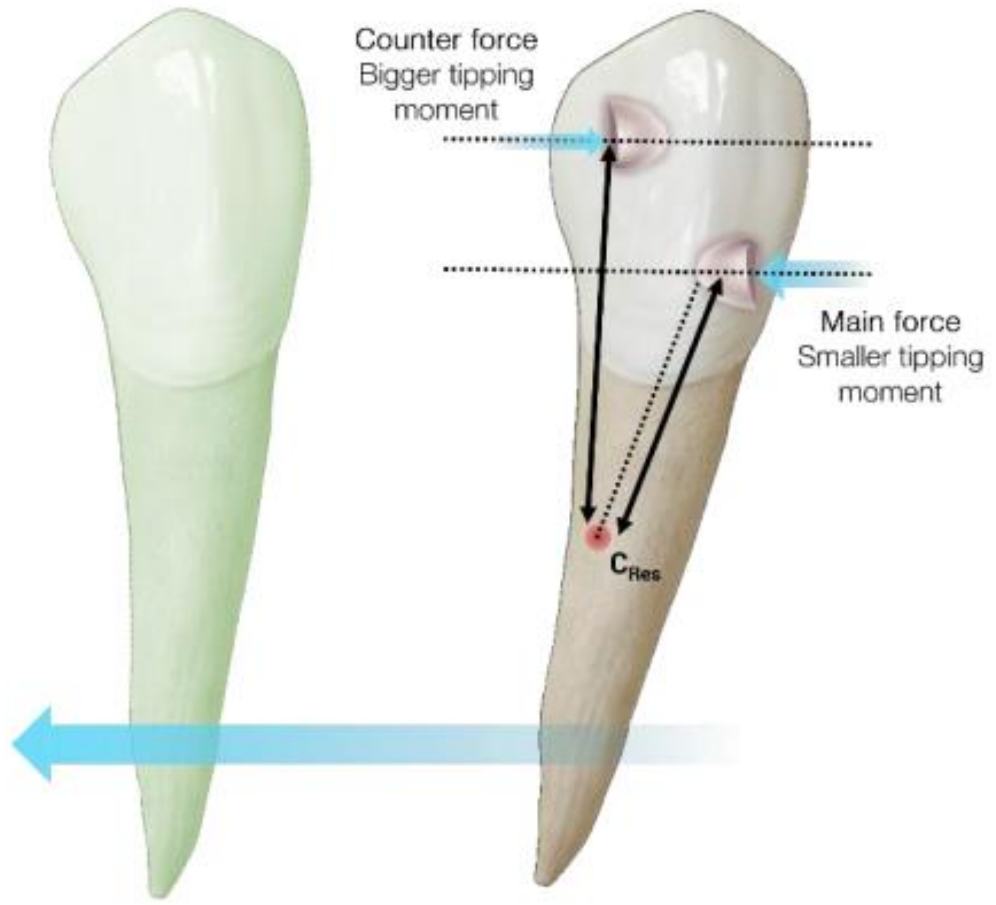
Şekil 2. 4. A ve B premolar rotasyonu (Martinez ve Castellanos 2023).

Şekil 5 (C)'de eğer üst kaninin tam ekstrüzyonu gerekiyorsa, teorik olarak en uygun aktif yüzey tasarımında eğimli yüzey bulunmamalıdır. Şekil 5 (D)'de eğer üst kanin hem ekstrüzyon hem de koronopalatal eğim gerektiriyorsa, aktif yüzeye diş eti yönünde yönlendirilmiş bir eğimli yüzey eklenmesi, kuvvet vektörlerini engellemeden adaptasyonu destekleyecektir (Martinez ve Castellanos 2023).



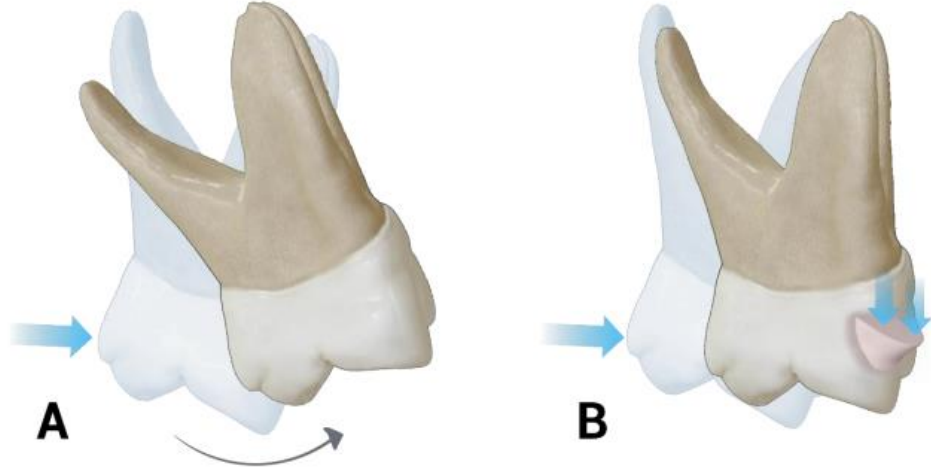
Şekil 2. 5. Kanin ekstrüzyonu (Martinez ve Castellanos 2023).

Şekil 6'daki çift yönlü optimize kök kontrol ataşmanda diş etine yakın konumlandırılmış ataşmanın dikey aktif yüzeyi, hem kronu hem de kökü aynı anda hareket ettirecek daha büyük ölçekteki kuvveti absorbe edecek şekilde tasarlanmıştır. Bu ataşmanın direnç merkezi (CR) yakınında bulunması, eğim momentini azaltır ve daha kontrollü bir hareket sağlar. Oklüzal bölgeye yakın konumlandırılmış ataşman, kontrolsüz eğilme eğilimini azaltan bir karşı momenti absorbe edecek şekilde tasarlanmıştır. Bu bağlantı noktası, direnç merkezinden (CR) uzaklaştıkça daha belirgin bir eğim bileşeni kazanmaktadır, böylece diş hareketleri daha öngörülebilir hale gelir (Martinez ve Castellanos 2023).



Şekil 2. 6. Kanin dişin gövdesel hareketi (Martinez ve Castellanos 2023).

Şekil 7 (A)'da optimize genişletme ataşmanının tasarımı ataşmansız olduğunda gerçekleştirilen molar genişletme, kontrolsüz eğilmeye neden olabilir ve bu durum kronun bukkal yöne hareketine, kökün ise palatinal yönde hareketine yol açarak flaring (açılma) etkisi oluşturabilir. Şekil 7 (B)'de ise optimize ataşman, yatay bir konfigürasyona sahiptir ve aktif yüzeyi, dikey ekstrüzyon karşı kuvvetini absorbe ederek kron eğilimini azaltmaya yardımcı olur. Böylece, dişin daha kontrollü ve dengeli bir genişleme hareketi gerçekleştirmesi sağlanır (Martinez ve Castellanos 2023).



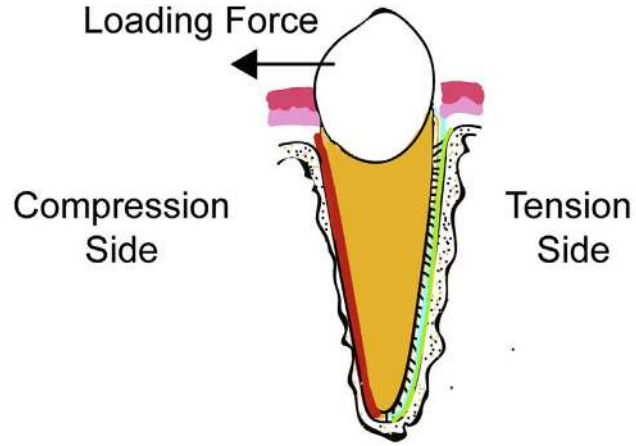
Şekil 2. 7. Optimize genişletme ataşmanı (Martinez ve Castellanos 2023).

2.3. Şeffaf Apareylerde Diş Hareketi

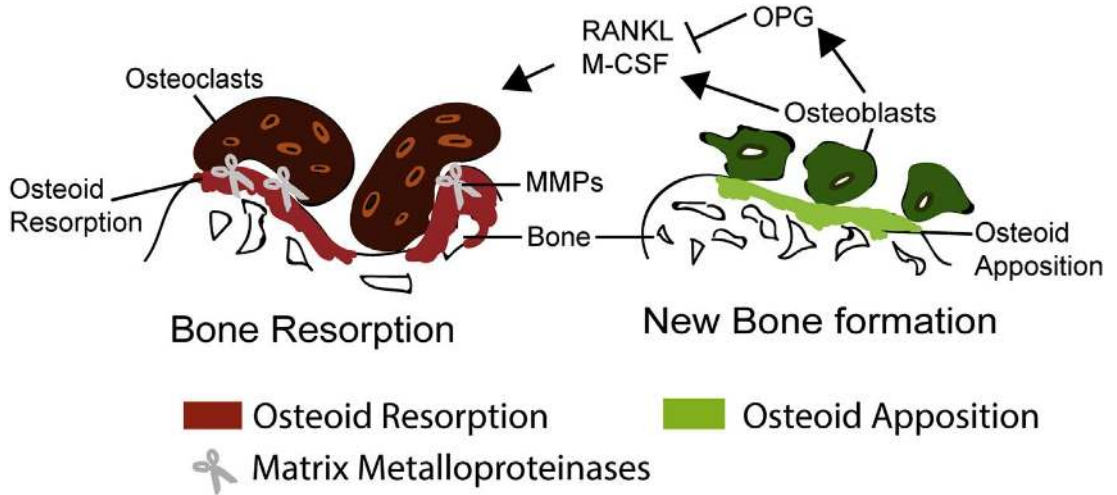
2.3.1. Diş Hareketi Mekanik

Ortodontik diş hareketi, alveoler kemiğin mekanik kuvvetlere karşı fizyolojik adaptasyonunu içerir ve periodonsiyuma yönelik az miktarda geri dönüşümlü hasar ile birlikte gerçekleşir. Optimal fizyolojik koşullar altında, bu hareketlilik, dikkatlice planlanmış ve etkili bir kemik yeniden şekillenme süreci ile kolaylaştırılır. Bu süreç, kemiğin rezorpsiyonunu takiben sentezi ile eş zamanlı olarak gerçekleşmesini gerektirir (Wise GE. ve ark. 2008).

Geleneksel basınç-gerilim hipotezi, hücrel farklılaşma ve dolayısıyla diş hareketi için itici gücün elektriksel sinyallerden ziyade kimyasal ipuçları olduğunu öne sürer. Bu hipoteze göre, kuvvet uygulandıktan birkaç saniye sonra diş, periodontal ligament (PDL) boşluğu içinde yer değiştirir ve bazı bölgelerde PDL'nin sıkışmasına, diğer bölgelerde ise gerilmesine neden olur (Şekil 8). Sıkışma tarafında kan akışı azalırken, gerilim tarafında korunur veya artar.



	Compression	Tension
Increase	Cox2 → PGE ₂ → RANKL TNF α MMPs eNOS → NO IL-1 β	IL-10 → OPG TGF β TIMPs iNOS → NO
Decrease	OPG	RANKL
Outcome	↑ Osteoclasts ↑ Resorption ↓ Apposition	↓ Osteoclasts ↓ Resorption ↑ Apposition



Şekil 2. 8. Ortodontik yüklemekten kaynaklanan kompresyon ve gerilimle ilgili sinyal mekanizmaları şekildeki gibi sıkıştırma ve gerilime yanıt olarak çeşitli sinyal değişkenlerinin değiştiğini, bunun da sıkıştırma altında rezorpsiyona ve gerilim altında kemik yapış masına neden olduğunu özetlemektedir (Li Y. ve ark. 2018).

Yükleme kuvvetinin devam ettirilmesi, kan akışında hızlı değişikliklere yol açarak oksijen oranını ve kimyasal ortamı değiştirir. Bu süreç, prostaglandinler ve sitokinler (örneğin interlökin (IL)-1b) gibi fizyolojik olarak aktif ajanların salınmasını tetikler. Bu kimyasal araçlar, periodontal ligamentin sıkışma ve gerilim bölgelerindeki hücresel fonksiyonları farklı şekilde etkileyerek sıkışma tarafında kemik rezorpsiyonuna, gerilim tarafında ise kemik oluşumuna neden olur (Li Y. ve ark. 2018).

Uygulanan kuvvetin seviyesi, sıkışma tarafındaki çeşitli hücresel tepkilerle ilişkilidir. Yoğun kuvvet, kan dolaşımını engelleyerek sıkışmaya bağlı hücre ölümüne (hiyalinizasyon) neden olur. Bunun sonucunda, sıkışmış periodontal ligament (PDL) boşluğu içinde osteoklast gelişimi gerçekleşmez. Bunun yerine, komşu kemik iliği boşluğundan osteoklastların gecikmeli olarak toplanması ve farklılaşması, sıkışmış PDL'ye yakın lamina durayı ortadan kaldıran "dolaylı rezorpsiyon" sürecine yol açar. Diş hareketi ancak bu süreçlerin sıkışma tarafında tamamlanmasının ardından gerçekleşir. Bu nedenle, yoğun kuvvet kullanıldığında diş yer değiştirmesi genellikle 7 ila 14 gün sürer.

Buna karşılık, hafif kuvvet kan akışını yalnızca hafifçe azaltır ve osteoklastların ya periodontal ligament içinde lokal olarak ya da kan dolaşımı yoluyla hızla toplanmasını kolaylaştırır. Osteoklastlar, "frontal rezorpsiyon" sürecinde lamina durayı ortadan kaldırır. Diş hareketi kısa süre sonra başlar ve genellikle hafif basınç uygulandıktan sonraki 48 saat içinde gerçekleşir. Klinik olarak, vasküler tıkanıklığın tamamen önlenmesi çok zordur ve bu durum belirli bir derecede hiyalinizasyonla sonuçlanır. Sonuç olarak, diş hareketi genellikle dolaylı ve frontal rezorpsiyon süreçlerinin birleşimi ile gerçekleşir (Proffit W.R. ve ark. 2013).

2.3.2. Şeffaf Plakların Diş Hareket Mekanikliği

Şeffaf plak tedavisi, geleneksel metal diş tellerine kıyasla estetik avantajlar sunar ve plak kullanılarak çeşitli diş hareketleri gerçekleştirilebilir. Kravitz ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (2009), labial genişleme, lingual daralma, intrüzyon, ekstrüzyon, mezial-distal devrilme, labiolingual devrilme ve ön dişlerin rotasyonu gibi diş hareketlerinin hassasiyetini değerlendirmiş ve ortalama doğruluğun %41 olduğunu bildirmiştir.

Doğruluk, gerçek diş hareketinin öngörülen harekete oranı olarak tanımlanır ve diş tamamen öngörülen konumuna ulaştığında %100 olarak kabul edilir. Krieger ve

arkadaşları (2012), dikey düzlemde diş düzeltmelerinin gerçekleştirilmesinin zor olduğunu, ancak ön bölgedeki çapraşıklığın etkili bir şekilde düzeltildiğini belirtmiştir.

Simon ve arkadaşlarının (2014) yaptığı bir klinik araştırma, fiziksel hareketler için doğruluk oranlarını şu şekilde bildirmiştir: kesici diş torkunda %42, premolar derotasyonunda %40 ve molar distalizasyonunda %87.

Araştırmacılar, şeffaf plakların diş hareketlerini kolaylaştırabileceğini belirlemiştir ve plaklarla hedeflenen hareketin gerçekleştirilmesi için uygun bir kuvvet sistemi sağlamak amacıyla farklı ataşman kullanmışlardır. Hareket türüne bağlı olarak çeşitli ataşmanlar tasarlanmıştır. Ancak, her ataşmanın mekanik etkileri tam olarak açıklığa kavuşturulmamıştır (Kawamura J. ve ark. 2023).

2.3.2.1. Ekspansiyon ve Konstriksiyon Hareketi. Şeffaf Plaklarda verilen en kolay diş hareketi lingual daralma olup doğruluk oranı %47,1 olarak belirlenmiştir. Labial genişleme (%40,5) ile karşılaştırıldığında, daralmanın doğruluğu tüm dişler arasında neredeyse eşit dağılmıştır; ancak mandibular santral kesici dişler ve kaninler bu durumun istisnasıdır. Bu dişler için geriye çekilme, labial büyümeye kıyasla neredeyse iki kat daha hassas gerçekleşmiştir.

İstatistikler, Invisalign'ın mandibular anterior boşlukları kapatma konusunda, yalnızca labial genişleme ile mandibular anterior çapraşıklığı azaltmaya kıyasla daha etkili olduğunu göstermektedir. Bu nedenle, gömülü mandibular kaninleri seviyelemek için genişletme ve proklinasyondan ziyade, büyük ölçüde interproksimal redüksiyon yöntemini tercih edebilir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.3.2.2. İntrüzyon Hareketi. Şeffaf Plaklarda anterior intrüzyonun ortalama doğruluk oranı %41,3 olarak bulunmuştur. Maksiller santral kesici dişler %44,7 ile en yüksek intrüzyon doğruluğunu elde ederken, bunu %46,6 ile mandibular santral kesici dişler takip etmiştir. Maksiller lateral kesici dişler, muhtemelen komşu kaninin yetersiz takibi nedeniyle, en düşük intrüzyon doğruluğunu göstermiştir. Toplam 189 diş arasında, yalnızca 41'inde 1,0 mm'nin üzerinde (1,0 ila 2,1 mm arasında değişen) intrüzyon girişi görülmüş ve sadece 2 dişte 2 mm'yi aşan intrüzyon girişi saptanmıştır. Ortalama intrüzyon girişi 0,72 mm olarak kaydedilmiştir. Ön bölgedeki derin kapanışta iyileşme gösterilmiş olsa da, Invisalign ile derin kapanışın tamamen düzeltilmesi olasılığı düşük görünmektedir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.3.2.3. Ekstrüzyon Hareketi. En düşük doğruluk oranına sahip diş hareketi ekstrüzyon olup, doğruluk oranı %29,6 olarak belirlenmiştir. Maksiller (%18,3) ve mandibular (%24,5) santral kesici dişler, ekstrüzyonda en düşük doğruluk oranını göstermiştir. Maksiller lateral kesici dişler ise en sık ekstrüzyon yapılan dişler olmuştur. Toplam 64 diştten yalnızca 13'ünde 1,0 mm'nin üzerinde ekstrüzyon girişimi gözlemlenmiş (1,0-1,8 mm arasında değişen) ve hiçbir dişte 2 mm'yi aşan ekstrüzyon girişimi saptanmamıştır. Ortalama ekstrüzyon girişimi 0,56 mm olarak kaydedilmiştir. Ekstrüzyon hareketinin zorlukları, muhtemelen dikey çekim sırasında plağın dişler üzerindeki yetersiz tutuculuğundan kaynaklanmaktadır (Kravitz ND. ve ark. 2009).

Bu nedenle, küçük ekstrüzyon hareketlerinde bile aşırı düzeltme (overcorrection), ataşmanlar ve yardımcı aparatlar gerektirebileceği önerilmektedir. Ataşman kullanılsa bile tam ekstrüzyonun hala bir sorun teşkil edilebileceği ve dişlerin yüzeyine yerleştirilen bir buton üzerinden elastik bant kullanılarak ekstrüzyon yapılmasını önerildiği belirtmiştir. Diş hareketinin öngörülebilirliğini artırmak için ekstrüzyonu lingual daralma veya retroklinasyon gibi daha olabilecek hareketlerle (relatif ekstrüzyon) birleştirmeyi düşünülebilir (Boyd RL. 2005).

2.3.2.4. Rotasyon Hareketi. Maksiller (%32,2) ve mandibular (%29,1) kaninlerin rotasyon doğruluğu, tüm diğer dişlere kıyasla önemli ölçüde daha düşük bulunmuştur; ancak bu durum maksiller lateral kesici dişler için bir istisna oluşturmıştır. Maksiller kaninin yetersiz takibi, komşu lateral kesici dişin hareketini etkilemiş olabileceği düşünülmektedir. Maksimum rotasyon doğruluğu maksiller santral kesici dişlerde %54,2 olarak kaydedilmiştir.

İstatistikler, yuvarlak kuronlu dişlerin (örneğin kaninler ve premolarlar) rotasyon düzeltmelerinde daha büyük zorluklarla karşılaştığını göstermektedir. Kanin ve premolar rotasyonları için %10'dan fazla bir aşırı düzeltme (overcorrection) önerilmiştir

Kanin rotasyonu dışında, hiçbir dişte belirgin şekilde düşük doğruluk oranı gözlemlenmemiştir. Özellikle, aynı türdeki maksiller ve mandibular dişler arasında, incelenen tüm hareketler açısından anlamlı bir doğruluk farkı bulunmamıştır. Bu bulgular, diş hareketinin doğruluğu üzerinde Invisalign kullanımında, kuronun büyüklüğünden ziyade şeklinin daha büyük bir etkiye sahip olabileceğini göstermektedir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.3.2.5. Translasyon Hareketi. Invisalign ile elde edilebilen mezial-distal hareketin derecesi, özellikle anteroposterior maloklüzyonları düzeltilebilmesi için büyük ilgi görmüştür. Boyd ve arkadaşları (2005), Sınıf II bölüm 2 maloklüzyonu olan bir hastada maksiller molarların neredeyse 3 mm distalizasyonunu belgelemiştir. Buna karşılık, Djeu ve arkadaşları (2005) ile Clements ve arkadaşları (2003), Invisalign ile ön-arka yöndeki (anteroposterior) hareketlerin önemli zorluklar içerdiğini gözlemlemiştir.

Kravitz ve arkadaşlarının yaptığı araştırmada, mezial-distal devrilme (tip) hareketinin ortalama doğruluğu %40,5 olarak tespit edilmiştir. Toplam 180 diştten yalnızca 21'inde 1,0 mm üzerinde mezial-distal hareket gözlemlenmiştir (1,0-3,8 mm aralığında), ve yalnızca 8 dişte 2 mm'yi aşan bir hareket tespit edilmiştir. En yüksek doğruluk oranı maksiller (%43,1) ve mandibular (%48,6) lateral kesici dişlerde kaydedilmiştir. Buna karşın, maksiller kaninler (%35,5), mandibular kaninler (%26,9) ve maksiller santral kesici dişler (%38,6), en düşük doğruluk oranını göstermiştir. Bu bulgular, daha büyük köklere sahip dişlerin mezial-distal hareket elde etmede daha fazla zorluk yaşayabileceğini göstermektedir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.3.2.6. Devrilme Hareketi. Lingual kuron devrilmesi (%53,1), özellikle maksiller kesici dişlerde, labial kuron devrilmesine (%37,6) kıyasla önemli ölçüde daha yüksek doğruluk göstermiştir. Maksiller santral kesici dişleri geriye eğmek (retroklinasyon), ileri eğmekten (proklinasyon) neredeyse iki kat daha doğru bulunmuştur.

Bu bulgular, Sınıf II Bölüm 2 maloklüzyon yönetiminde özellikle önemli olabilir. Maksiller santral kesici dişlerin proklinasyonu için aşırı düzeltme (overcorrection) önerilebilir, ancak lateral kesici dişlerdeki genişleme nedeniyle retroklinasyon için aşırı düzeltme gerekmebilir (Kravitz ND. ve ark. 2009).

2.4. Şeffaf Plaklar ile Tedavinin Avantajları

- Geleneksel metal braketler, dişler üzerindeki belirgin görünümüleriyle dikkat çeker ve bazı kişilerde sosyal kaygıya neden olabilir. Buna karşılık, şeffaf plaklar yarı saydam malzemelerden üretildiği için dışarıdan neredeyse fark edilmez. Bu özellik, profesyonel ve sosyal ortamlarda diş estetiğiyle ilgili oluşabilecek rahatsızlık veya kaygıyı azaltarak şeffaf plaklara önemli bir avantaj sağlar (Miller KB. ve ark. 2007).

- Metal diş telleri, yanakları ve diş etlerini tahriş etme eğilimindedir; ancak, şeffaf plaklar yumuşak ve özel tasarımları sayesinde ağrı ve rahatsızlığı en aza indirmek için geliştirilmiştir. Ayrıca, hasta plakları kolayca takıp çıkarabilir, bu da yemek yeme, içme ve ağız hijyeni gibi günlük aktiviteleri daha konforlu hale getirir.

- Sabit tedavi olan kişiler için uygun ağız hijyenini sağlamak daha zordur. Teller, diş temizliğinin etkinliğini azaltarak plak birikimi, diş çürüğü ve periodontal hastalık riskini artırabilir. Şeffaf plakların çıkarılabilir olması, diş fırçalama ve diş ipi kullanımı gibi kazanılmış hijyen alışkanlıklarının kesintisiz devam etmesini sağlar. Bu da, daha iyi şekilde ağız sağlığı korunmasında kritik bir rol oynar (Alfawal AMH. ve 2022).

- Şeffaf plakların kan dolaşımını artırdığı ve osteoblast hücre artışını teşvik ettiği gösterilmiştir. Deneysel çalışmalar, bu plakların osteoklast öncüllerinin gelişimini destekleyen mekanik baskılar uyguladığını ortaya koymuştur. Bu, kök rezorpsiyon sürecinde kritik bir unsurdur. Ayrıca, şeffaf plakların hiyalinizasyon riskini azalttığı da kanıtlanmıştır. Dahası, plakların dişlere verdiği aralıklı kuvvet etkisi, sementin iyileşmesi için yeterli süre tanıyarak oluşacak ileri rezorpsiyonları engellemede önemli bir rol oynar (Aman C. ve ark. 2018).

- Bazı hastalar için, şeffaf plaklarla ortodontik tedavi süresi geleneksel ortodontik cihazlara kıyasla daha kısa olabilir. Şeffaf plaklarla tedavi süresi hastanın durumuna bağlı olmakla birlikte, bu plaklar kontrollü diş hizalaması sağlayarak optimal sonuçlar elde etmede etkili olduğu gösterilmiştir. Sabit tedavilerde ortodontist tarafından sürekli kontrol seansları olmasına karşılık, şeffaf plaklar belirli aralıklarla yenileriyle değiştirilir. Klinik ziyaretlerinin daha seyrek olması, tedavi süresi açısından önemli bir zaman tasarrufu sağlar. Ayrıca dijital planlama teknolojileri sayesinde, tedaviye yeni bir boyut kazandırmış ve hastalara tedavi süreçlerini görsel olarak takip etme imkanı sunmuştur. Bu sayede hastalar, tedavi sonuçlarını önceden tahmin edebilir ve ilerlemelerini bağımsız olarak izleyebilirler (Buschang PH. ve ark. 2013).

2.5. Şeffaf Plak ile Tedavinin Dezavantajları ve Sınırlamaları

- Şeffaf plak tedavisinin etkinliği büyük ölçüde hastanın önerilen programa uyumuna bağlıdır. Plakların her gün en az 20 ila 22 saat takılması gerekmektedir. Bu plana uyum sağlanması kritik öneme sahiptir, çünkü yetersiz kullanım tedavi süresinin uzamasına veya istenilen sonuçların elde edilememesine yol

açabilir. Buna karşılık, geleneksel ortodontik cihazlar sabit unsurlara dayandığından, sürekli kullanım gereksinimini ortadan kaldırarak uyum sorununu büyük ölçüde ortadan kaldırır (Miller KB. ve ark. 2007).

- Her ne kadar şeffaf plaklar yemek sırasında çıkarılabilse de, bu durum bazı bireyler için zahmetli olabilir. Plakların yalnızca su içerken takılı olması önerilir, çünkü çay, kahve ve asidik içecekler renklenmeye ve bozulmaya neden olabilir. Bu nedenle, gün boyunca sık sık yemek yiyen hastalar için şeffaf plak kullanımı belirli dezavantajlar yaratabilir. Bu plakların çıkarılabilir olması, kaybolma veya zarar görme riskini de beraberinde getirir ve bu durum hastalar için bir endişe kaynağı olabilir. Yetersiz temizlik sonrası yanlış yerleştirilen plaklar kaybolabilir. Ayrıca, plakların kırılma riski bulunmaktadır ve bu da tedavi süresinin uzamasına neden olabilir (Alfawal AMH. ve 2022).

- Şeffaf plak tedavisi genellikle geleneksel metal diş tellerine kıyasla daha yüksek maliyet gerektirir. Bu özel yapım plakların maliyeti, tasarım ve üretiminde kullanılan ileri teknolojilerden büyük ölçüde etkilenmektedir. Bunun yanı sıra, kaybolan veya kırılan plakların yenilenmesi ek maliyetlere yol açabilir (Buschang PH. ve ark. 2013).

- Şiddetli maloklüzyon vakalarında, özellikle de premolar çekimi gerektiren durumlarda, geleneksel sabit tedaviler daha kısa sürede tedavi edilmektedir. Şeffaf plaklar, özellikle diş çekim boşluklarında yeterli oklüzal kontrol sağlamada daha düşük etkinlik göstermiştir. Bu durum, tork kontrolündeki azalma, kök pozisyonunun tahmin edilememesi ve temas noktası ilişkilerinin düzenlenmesindeki yetersizliklerden kaynaklanmaktadır (Baldwin DK. ve ark.2008, Djeu G. ve ark. 2005, Gu J. ve ark. 2017).

- Mevcut literatürün incelenmesi, şeffaf plakların rotasyon düzeltmedeki etkinliğini destekleyen klinik verilerin sınırlı olduğunu göstermektedir. Ayrıca, köpek dişleri ve premolarlar için plakların tepkisinin öngörülemez olduğu belirtilmiş ve bu dişler için başarı oranının %39 olduğu tespit edilmiştir. Buna karşılık, kesici dişler daha yüksek bir yanıt oranına sahip olup, %60 başarı oranına ulaşmaktadır (Djeu G. ve ark. 2005, Kravitz ND. ve ark. 2009, Simon M. ve ark. 2014).

- Mevcut literatürdeki klinik incelemelerde, şeffaf plakların maksiller kesici dişlerin ekstrüzyonunu sağlama konusunda etkisiz olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak, ön açık kapanış tedavilerinde şeffaf plak kullanımından kaçınılmalıdır,

bu tedaviler için önerilen bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmemektedir (Kravitz ND. ve ark. 2009, Simon M. ve ark. 2014, Johal ve Bondemark 2021).

- Şeffaf plakların mekanik sürtünme nedeniyle yaydığı 5 μ m'den küçük mikroplastiklerin membranlar boyunca göç edebildiği gösterilmiştir. Bununla birlikte, in vitro araştırmada tespit edilen 5 μ m'den küçük mikroplastiklerin son derece küçük olduğu ve kısa süreli şeffaf plak kullanımının güvenli kabul edilebileceği belirtilmiştir (Quinzi V. ve ark. 2023). Şu ana kadar, şeffaf plaklarla tedavi gören ortodontik hastalarda mikroplastiklerin varlığını inceleyen herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bununla birlikte, mikro ve nanoplastiklerle ilişkili potansiyel sağlık riskleri göz önünde bulundurulduğunda, bu tedavi yönteminin hasta güvenliği üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır (Yang X. ve ark. 2022).

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi (FEA), mühendislikte yapısal sistemlerdeki gerilme-gerinim problemlerini çözmek için kullanılan ileri düzey bir hesaplamalı simülasyon yöntemidir. Bu yöntem, “karmaşık sistemlerin daha yönetilebilir sayıda elemana bölünerek, gerçekliğe yakın sonuçların elde edilmesini sağlayan bir analiz yöntemi” olarak tanımlanmıştır (Hughes 1987, Moaveni 2003). Sonlu elemanlar analizi, ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmış ve zamanla inşaat ve makine mühendisliği gibi diğer mühendislik alanlarında da yaygın şekilde benimsenen bir analitik teknik haline gelmiştir. Bu yaklaşım; gerilme, gerinim, yer değiştirme ve sıcaklık dağılımı gibi problemlerin çözümünde faydalı olmuş, diferansiyel veya integral denklemlerle karakterize edilen sayısal problemlerde makul düzeyde doğruluk sağlamıştır. Başlangıçta karmaşık uçak yapılarındaki gerilmeleri hesaplamak amacıyla geliştirilen sonlu elemanlar analizi, zamanla ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetizma ve biyomekanik gibi birçok alanda uygulama alanı bulmuştur (Begg 1956, Hughes 1987, Moaveni 2003).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analiziyle ilgili ilk çalışma, 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, matematiksel olarak modellenmiş bir dişe farklı yönlerden kuvvet uygulandığında, dişi destekleyen kemik dokudaki gerinimler değerlendirilmiştir (Ledley ve Huang 1968). Ortodontide bu yöntem ilk kez 1971 yılında Davidian’ın diş modeli kullanılarak uygulanmış ve üst santral dişin teorik rotasyon merkezini belirlemeye yönelik analizler yapılmıştır. Bu

araştırma, dişe uygulanan kuvvetler karşısında periodonsiyumun mekanik tepkisini incelemiş ve rotasyon ile direnç merkezlerinin konumlarındaki değişiklikleri ortaya koymuştur (Davidian 1971). O zamandan bu yana, sonlu elemanlar analizi; dişler, periodontal membranlar, alveolar kemik ve dental implantlar gibi birçok yapının içindeki gerilme dağılımlarını incelemek amacıyla yaygın biçimde kullanılmaktadır (Tanne K. ve ark. 1987).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları ve Dezavantajları

Sonlu elemanlar analizinin (FEA) birçok avantajı bulunmaktadır. Bu yaklaşım; ısı transferi, manyetik alanlar ve gerilme analizi gibi çeşitli disiplinlerde uygulanabilirliği ile dikkat çeker. Düzensiz geometrilere sahip katı cisimlere ve farklı malzeme özellikleri barındıran yapılara uygulanabilir olması, gerçek yapıyı doğru şekilde yansıtan modellerin oluşturulmasını kolaylaştırır. Bu teknik, uyarlanabilirlik ve esneklik özellikleriyle öne çıkar; karmaşık sistemlerde analitik ve deneysel yöntemlere kıyasla daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar. Ayrıca, çok katmanlı yapılardan oluşan sistemlerin simülasyonunu gerçekleştirme yeteneğine de sahiptir. Sonlu elemanlar analizinin öne çıkan avantajları aşağıdaki şekilde sıralanabilir (Hughes 1987, Moaveni 2003):

- Katmanların fiziksel özellikleri ve katmanlar arası bağlanma karakteristiklerinin analiz edilebilmesi
- Farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve etkileşimlerin gerçekçi şekilde temsil edilebilmesi
- Gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerlerinin yüksek doğrulukla hesaplanabilmesi
- Modelin geometrisinin, sınır koşullarının, yükleme yönünün ve büyüklüğünün değiştirilebilmesi ve gerektiğinde analizin tekrar yürütülebilmesi
- Prototiplemesi mümkün olmayan ya da test sürecinde ciddi güvenlik riski oluşturabilecek tasarımların simüle edilebilmesi

Bununla birlikte, yukarıda belirtilen tüm avantajlara rağmen sonlu elemanlar analizi, akademik amaçlarla oluşturulmuş bir simülasyondur. Simülasyonun doğruluğu, modele girilen belirli parametrelerin, örneğin malzeme özellikleri ve sistem yükleri gibi, kesinliğine bağlıdır. Bu verilerin sağlanması, tamamen araştırmacının sorumluluğundadır. Bu da, bilgi birikimi, teknolojik donanım ve

zamanla birlikte kapsamlı veri aktarımını zorunlu kılar. Gerçek klinik ya da fiziksel durumların katı bir modele uygulanmasındaki başarı, bilgisayar donanımı ve kullanılan sonlu eleman yazılımlarının yetenekleriyle sınırlıdır (Holmgren E.P. ve ark. 1998).

Bu analiz yöntemi, mekanik bir sisteme uygulanan kuvvetlerin ilk anda oluşturduğu gerilme ve yer değiştirmeleri ortaya koyar. Devam eden hareketlerin doğası ise zamanla değişen sistem dinamiklerine bağlıdır. Bu değişimlerin öngörülebilmesi için zaman bağımlı çalışmalar yürütülmeli ve bu çalışmalar, modelden türetilen algoritmalarla desteklenmelidir (Schneider J. ve ark. 2002).

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizi Çalışma Sistemi

Sonlu elemanlar analizi (FEA) süreci şu adımlardan oluşur: Öncelikle incelenecek problemin özelliklerinin tam olarak anlaşılması gereklidir. Bu ilk aşama, konuya ilişkin verilerin toplanmasını içerir. Takip eden aşamada, problemin bir modeli oluşturulur. Ardından model, sınırlı sayıda eleman ve düğüm noktasına bölünerek bir ağ (mesh) yapısı elde edilir. Son olarak sınır koşulları ve fiziksel özellikler belirlenir. Daha sonra, koordinat sistemi tanımlanır. Bu yaklaşımda ilk adım, problemin kavramsallaştırılmasıdır. Bu teknik içinde ilk aşama, cebirsel denklemlerin formüle edilmesidir. Son adım ise, elde edilen denklemlerin çözülmesidir. Analizden elde edilen bulguların yorumlanması da gereklidir. Sonlu elemanlar analizindeki ilk adım, incelenecek yapının ve problemin tüm özelliklerinin tanımlanmasıdır. Bu yöntem, hem problemi betimleyen bir modelin belirlenmesini hem de olası çözüm yollarının ortaya konulmasını sağlar. Geometrik modelin doğruluğu, elde edilen analiz sonuçlarının güvenilirliği açısından kritik öneme sahiptir (Hughes 1987, Moaveni 2003).

- Üç boyutlu modeller, bilgisayar ortamında şu yöntemlerle oluşturulabilir:
 - Manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin dijital ortama aktarılması
 - Nesnenin yüzey tarayıcılarıyla taranarak bilgisayar sistemine aktarılması
 - Üç boyutlu modelleme yazılımlarıyla nesnenin temsil edilmesi

İncelenen nesnenin geometrik temsili, bilgisayar ortamında bir ağ (mesh) yapısına dönüştürülür. Bu yapı, matematiksel model olarak tanımlanır. Söz konusu

matematiksel model, genellikle düğüm noktalarında birleşen sınırlı sayıdaki elemandan oluşur. Bu elemanlar; geometri, serbestlik dereceleri ve belirli sayıda düğüm noktasıyla tanımlanır. Elemanlar, temel modelin ayrı geometrik formlara bölünmesiyle elde edilir ve bu sayede modelin tüm özellikleri eksiksiz biçimde temsil edilir. Kuvvet dağılımının doğru şekilde değerlendirilebilmesi için kapsamlı ve ayrıntılı bir eleman yelpazesi kullanılmalıdır. Sistemin fiziksel davranışı, bu sonlu elemanların geometrik yapıları ve malzeme özellikleri tarafından belirlenir.

Poisson oranı ve Young modülü gibi malzeme parametreleri yazılıma girilir. Tüm düğüm noktalarının x , y ve z eksenlerindeki koordinatları, belirlenen bir orijine göre tanımlanır ve bilgisayara aktarılır. Nesneye ait sınır koşulları belirlenir; bu koşullar, sabitlenen noktalar ile kuvvetlerin uygulanacağı yerleri tanımlar. Oluşturulan matematiksel modelde, düğüm noktalarında temel dış kuvvetler ve sınır koşulları uygulandığında oluşan değişimleri temsil eden matrisler inşa edilir. Bu problemler, bilgisayar tabanlı hesaplama yöntemleriyle çözülür. Böylece, her bir elemandaki gerilme, şekil değişikliği (deformasyon) ve yer değiştirme değerleri, dolayısıyla bu elemanlardan oluşan tüm yapıya ait mekanik yanıtlar belirlenmiş olur (Hughes 1987, Moaveni 2003).

Elde edilen sayısal veriler şu biçimlerde sunulur:

- Sayısal verilerin tablo ve grafik temsilleri
- Büyütülmüş yer değiştirme görselleri
- Animasyonlar
- Gerilme değerlerini gösteren yirmi iki adet renk skalalı görsel

Günümüzde kullanılan sonlu elemanlar modelleri, binlerce elemandan oluşmaktadır. Bu nedenle, her modelde düğüm sayısına bağlı olarak çok sayıda gerilme, gerinim ve yer değiştirme verisi elde edilir. Toplanan bu kapsamlı verilerin analiz ve yorumu için, önemli düğüm noktalarındaki yer değiştirme ve gerilme değerleri, modelin farklı açılardan görselleştirildiği renk skalalı görseller ve animasyonlar kullanılmaktadır. Tablo veya grafiklerle sunulan sayısal veriler, modelin kritik noktalarındaki üç uzaysal yöndeki (x , y , z) yer değiştirme değerlerini ve modele uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu gerilme düzeylerini gösterir. Renk skalası içeren görseller ise, tüm modelin farklı açılardan gerilme ve yer değiştirme dağılımlarını gösterir; renkler, görseldeki skala üzerinde belirtilen değer aralıklarıyla uyumludur.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

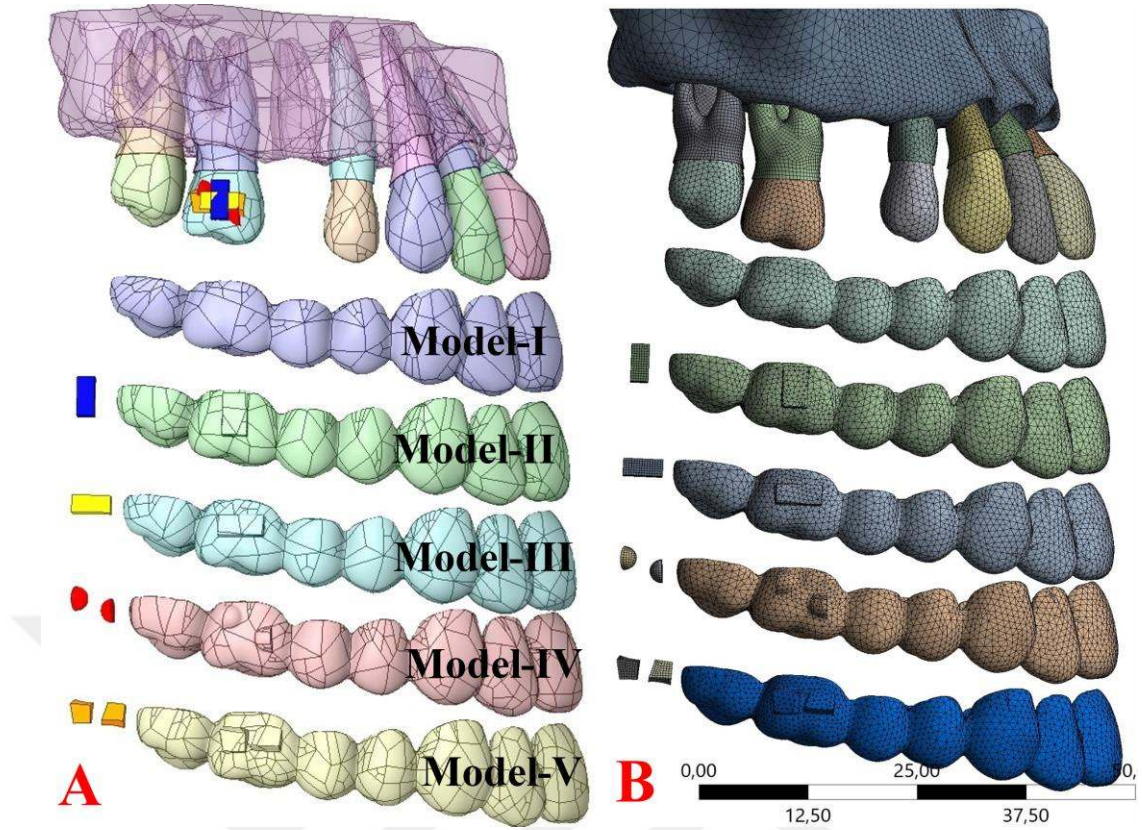
BodyParts projesi kapsamında, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) yöntemi ile elde edilen genç yetişkin bir erkek kafatasına ait maksilla ve diş modeli açık kaynak olarak, STL formatında indirildi (Center NBD. 2011).

Offset komutu yardımıyla diş geometrisi temel alınarak 0,25 mm kalınlığında periodontal ligament (PDL) ve kortikal kemikten 2 mm daha küçük kalınlığa sahip alveolar kemik modeli Ansys Workbench, Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) yazılımı kullanılarak oluşturuldu. PDL hacmini tanımlamak için 3D katı model yapısı daha sonra kortikal ve alveol kemikten çıkarılarak oluşturuldu. Senaryo modellerinde maksillada birinci molar dişin mezializasyon hareketi incelendiği için ataşmanlar birinci molar diş üzerine yerleştirildi ve ikinci premolar diş modele dahil edilmemiştir.

Ataşmansız ve farklı ataşman geometrisine sahip modellerin etkilerini karşılaştırmak için 5 farklı şeffaf plak tasarımı yapıldı. Senaryolar için kullanılacak şeffaf plak geometrisi, 0,75 mm kalınlıkta, diş kron yüzeyi ile tamamen uyumlu ve ataşmanları saracak şekilde 3Shape dijital tasarım yazılımı (3Shape, Copenhagen, Denmark) kullanılarak tasarlanmıştır.

4 farklı ataşman türü vertical (4x2x1.5 mm), horizontal (2x4x1.5 mm), optimize (r:1.4) ve yin-yang (2x2.5x0.5x1.75 mm) modeli Ansys Workbench, Spaceclaim (ANSYS Inc. Houston, PA, ABD) yazılımı kullanılarak modellendi. Aynı koordinat sistemi üzerinde maksilla (kortikal ve alveolar kemik), diş, periodontal ligament , ataşman, şeffaf plak birbirinden bağımsız olarak beş farklı senaryo modeli olarak bir araya getirildi (Şekil 9.A).

Maksillada birinci molar mezializasyonunu karşılaştırmak için ataşmansız şeffaf plak modeli (Model-I), vertical ataşmanlı (Model-II), horizontal ataşmanlı (Model-III), optimize ataşmanlı (Model-IV) ve yin-yang ataşmanlı (Model-V), 5 farklı FEA simülasyon senaryo modeli oluşturuldu (Şekil 9.A).



Şekil 3. 1. Ataşman tip ve modelleri

3.1. Sonlu Eleman Modeli ve Ağ Yapısı

Senaryo için oluşturulan sonlu eleman modeli (üst çene, dişler, pdl, ataşman, şeffaf plak modeli) Ansys Workbench (ANSYS Inc. 2024 R2, Houston, PA, ABD) programına aktarıldı. Daha sonra senaryo modelini oluşturan her parça tabloda gösterilen ağ eleman boyutuna ve yapısına bölündü.

Simetrik senaryo modeli toplamda 344186 düğüm ve 206509 elemana bölündü. Maksilla 1.6 mm, şeffaf plak ile dişler ve pdl modeli 0.8 mm 10 düğümlü, dört üçgen yüzlü (quadratic tetrahedral) ve molar dişlere ait pdl 0.4 mm, atacmanlar 0.3mm 20 düğümlü, altıgen (quadratic hexahedral) ağ eleman boyutuna ve tipine bölündü (Şekil 9.B).

Ağı iyileştirme için, maksilla yüzeyinde bazı bölgelerin ağ eleman boyutu 1 mm ve şeffaf plakta ataşman bölgelerinde eleman boyutu 0,4 mm küçültülerek ağ yakınsaması yapıldı (Şekil 9.B).

Eleman, düğüm ve ağ eleman boyutu değerleri tüm model için yaklaşık olarak aynıydı ve ortalama ağ çarpıklık eleman kalite yakınsama değeri 0.25'tir. (Tablo I).

Daha önce yapılmış FEA çalışmalarında ağ eleman kalite yakınsama değeri (ağ çarpıklık spektrum metriği) gösterilmiştir (Koç O. ve ark 2022).

Tüm modeli oluşturan anatomik parçaların düğüm ve eleman sayısı, ağ boyutu değerleri ve eleman kalite yakınsama aralığı Tablo I’de verilmiştir.

Tablo 3. 1. Sonlu eleman modelinin eleman, düğüm, ağ boyutu ve ortalama eğrilik eleman kalitesi yakınsama değerleri.

	Average skewness value	Nodes	Element	Mesh size (milimeters)	Mesh Element Type
Maksiller kemik	0.22	116019	78076	1,6	Tetrahedral
Periodontal ligament	0,6	23887	11760	0,8	Tetrahedral
Diş	0,18	104334	69236	0,8	Tetrahedral
Molar PDL	0,55	59388	20758	0,4	Hexahedral
Şeffaf Plak	0,36	38154	20234	0,8	Tetrahedral
Ataşman	0,45	2303	547	0,3	Hexahedral

3.2. Malzeme Özelliği

Malzemenin mekanik özelliklerinin belirlenmesi için elastisite modülü ve poisson oranı kullanılır ve yükleme koşullarının belirlenmesi için uygulanacak kuvvetinin yönü, büyüklüğü ve açısı tanımlanır.

Tüm model geometrisi birleştirildikten sonra (üst çene kemiği, diş, pdl, ataşman ve şeffaf plak için) literatürde daha önce belirlenmiş malzeme özelliği Ansys Workbench programına girildi. Her anatomik model için, malzemenin fiziksel özelliğini tanımlayan malzeme (elastisite modülü ve poisson oranı) değeri atanmıştır.

Maksillayı oluşturan kortikal ve alveolar (süngerimsi) kemik ile periodontal ligament anizotropik; diş, braket, şeffaf plak homojen ve izotropik malzeme modeli olarak kabul edilmiştir. Maksilla ve pdl modeli için nonlinear malzeme özelliği atandı/tanımlandı.

Tüm dişlere ait pdl modeli için malzeme olarak hiperelastik (üçüncü dereceden Ogden) modeli tanımlandı.

Kemiğin gerçekte davranışını daha iyi tanımlaya bilmek ve doğru sonuca yaklaşmak için nonlinear (anizotropik) malzeme özelliği atandı.

Daha önce bahsedilen her bir bileşenin fiziksel özelliğini tanımlayan malzeme özellikleri (elastisite modülü, poisson oranı vb değerler) Tablo II'de gösterilmiştir (Koç O. ve Bolat Gümüş E. 2024).

Tablo 3. 2. Sonlu elemanlar modelinin malzeme özellikleri

Malzeme özellikleri (Mpa)	Elastisite modülü	Poisson oranı	Shear modülü
Kortikal Maksiller Kemik	Ex:12000	V _{xy} : 0.18	G _{xy} : 3600
	Ey: 11640	V _{yz} : 0.40	G _{yz} : 5400
	Ez: 15600	V _{xz} : 0.30	G _{xz} : 4100
Süngerimsi Maksiller Kemik	Ex:1448	V _{xy} : 0.32	G _{xy} : 434
	Ey: 1448	V _{yz} : 0.05	G _{yz} : 68
	Ez: 210	V _{xz} : 0.05	G _{xz} : 68
Periodontal Ligament	μ_1 : - 3420.83	μ_2 : 1434.35	μ_3 : - 5.56E-04
	α_1 : - 0.506	α_2 : - 0.134	α_3 : 13.708
	D ₁ : 0 MPa ⁻¹	D ₂ : 0 MPa ⁻¹	D ₃ : 0 MPa ⁻¹
Dentin	19890	0.31	
Şeffaf Plak	528	0,36	
Ataşman	12500	0,36	

MPa: Megapascal

Ex, Ey, Ez: 3 yönde Elastisite modülü

V_{xz}, V_{yz}, V_{xz}: 3 yönde Poisson oranı

G_{xy}, G_{yz}, G_{xz}: 3 yönde Shear modülü

μ , α , D : Malzeme parametreleri

3.3. Sınır Şartları (Boundary Conditions)

x eksenini olarak bukko-palatal yönü, y eksenini olarak mezial-distal / anteroposterior (ön-arka) yön ve z eksenini olarak uzunlamasına/dikey (üst-alt) yönü koordinat sistemi olarak tanımlanmıştır. Farklı stres seviyelerindeki deformasyon miktarını göstermek için farklı renk skalası bantları kullanılmıştır.

Tüm senaryolarda birinci molar diş üzerinde mezial yönde 2 şeffaf plak etkisi (toplamda 0,5mm hareket miktarı) incelenmiştir. Şeffaf plak hareketini yansıtmak için ve çözümün kolay yakınsaması için analizde yer değiştirme hareketi 4 adımda (saniye) uygulandı.

FEA modelinde şeffaf plağın (CA) molar dişin mezial yönde diş üzerindeki etkisini taklit etmek için iki ayrı analiz çözümü yapıldı.

İlk analizde birinci molar dişin şeffaf plağa temas eden distal yüzeyine (molar dişler arasındaki bölgeye) 0,5 mm distal yönde yer değiştirme hareketi verildi. Bu sınır şartına göre analiz çözümü yapıldı ve analiz sonucunda şeffaf plak üzerinde oluşan yer değiştirme miktarı ölçüldü. İkinci analiz çözümünde plak üzerinde ölçülen yer değiştirme miktarı sınır şartı olarak şeffaf plağın birinci molar diş bölgesine mezial yönde yer değiştirme değeri (sarı okla gösterilen, +Y axis hareket) olarak girildi (Şekil 10). Şeffaf plağın mezial yönde ölçülen hareket miktarı Tablo III'de verilmiştir.

Tablo 3. 3. İlk analiz çözümü sonucunda senaryo modellerinde, şeffaf plak üzerinde oluşan yer değiştirme hareketi (reaksiyon kuvveti)

	Şeffaf Plak Hareketi (mm)	
	İlk Plak	Son Plak
Model-I	0,142	0,228
Model-II	0,119	0,191
Model-III	0,129	0,224
Model-IV	0,140	0,193
Model-V	0,137	0,214

Modelde oluşan yer değiştirme değeri milimetre (mm) ve von Mises gerilme değerleri (MPa) cinsinden ölçülmüştür.

Yer değiştirme ve von Mises gerilme dağılımını değerlendirmek için geometrik doğrusal olmayan teori, doğrusal olmayan temas teorisi ve doğrusal olmayan malzeme yöntemi dikkate alınmıştır. Problemin çözümünde zamana bağlı yapısal analiz (dinamik analiz) yöntemi kullanılmıştır. Senaryo modellerinde ANSYS Workbench yazılımı yardımı ile bir prob kullanılarak aynı eleman üzerinde yer değiştirme ve gerilme değerleri noktasal olarak ölçülmüştür.

Model üzerinde pterygomaxillary suture bölgesi başlangıç noktası olarak kullanılmak üzere tamamen sabitlenmiştir.



Şekil 3. 2. Şeffaf plak hareket bileşenleri

Bağlantılı (bonded) temas dişler ile periodontal ligament, atışman arasında ve maksilla ile pdl arasında tanımlandı. Bu temas şartında model bir bütün olarak hareket etmiştir. Yüzler ve kenarlar arasında kayma veya ayrılmaya izin verilmemiştir.

Bağlı bir temas sınır şartında, birbirinden ayrılamayan ve karşılık gelen düğüm noktalarına sahip temas yüzeyleri arasında mükemmel bir yapışmaya karşılık gelir. Ayrıca, karşılıklı bir kayma veya ayrışmanın olmadığı varsayılabilir.

Şeffaf plak ile dişler ve atışmanın temas eden yüzeyleri arasında sürtünme teması (sürtünme katsayısı $\mu:0,2$) tanımlandı. Bu yüzeyler ayrı ayrı ünite olarak hareket eder, yüzeylerin ve kenarların ayrılmasına veya kaymasına izin verilir.

Molar dişin 2 tüberkül tepe noktalarındaki düğümler seçilerek açısal değişikliklerden rotasyon miktarı üç yön için (X, Y, Z) ölçülmüştür.

FEA analizinin yapılabilmesi için modelin belli bir bölgesinin sabitlenmesi gerekmektedir. Çalışmada sınır koşulu olarak üst çene kemiği pterygomaksilla sutur

bölgesinden sabitlendi. Simülasyonunda bu bölgelerde bulunan düğüm noktaları X, Y ve Z eksenlerinde ötelenme ve dönme (translasyon ve rotasyon) hareketi engellenecek şekilde sabit olarak kabul edilmiştir. Modelimizin sabitlenme noktaları Şekil 10'da gösterilmiştir.

Şeffaf plak ve ataşman tarafından birinci molar dişe uygulanan mezial hareket sınır şartı sonunda oluşan kuvvet ve yer değiştirme miktarı tüm modeli oluşturan bütün parçalar için hesaplandı. Senaryoda kullanılan modellerin tasarımı ve analiz çözümleri HP marka Z840 (2.2GHz, 40 çekirdek, 64GB ram) iş istasyonunda yapıldı.

Tüm modellerde üst çene kemiğinde, birinci molar, pdl, şeffaf plak ve ataşman üzerinde von Mises ortalama gerilme değerleri ve yer değiştirme değeri Ansys Workbenc programı yardımıyla prob kullanılarak noktasal olarak ölçüldü. Ölçülen gerilme değerlerinin doğru şekilde karşılaştırılabilmesi için, tüm modellerde aynı bölgedeki eleman üzerinden ölçüm değeri alındı.

4. BULGULAR

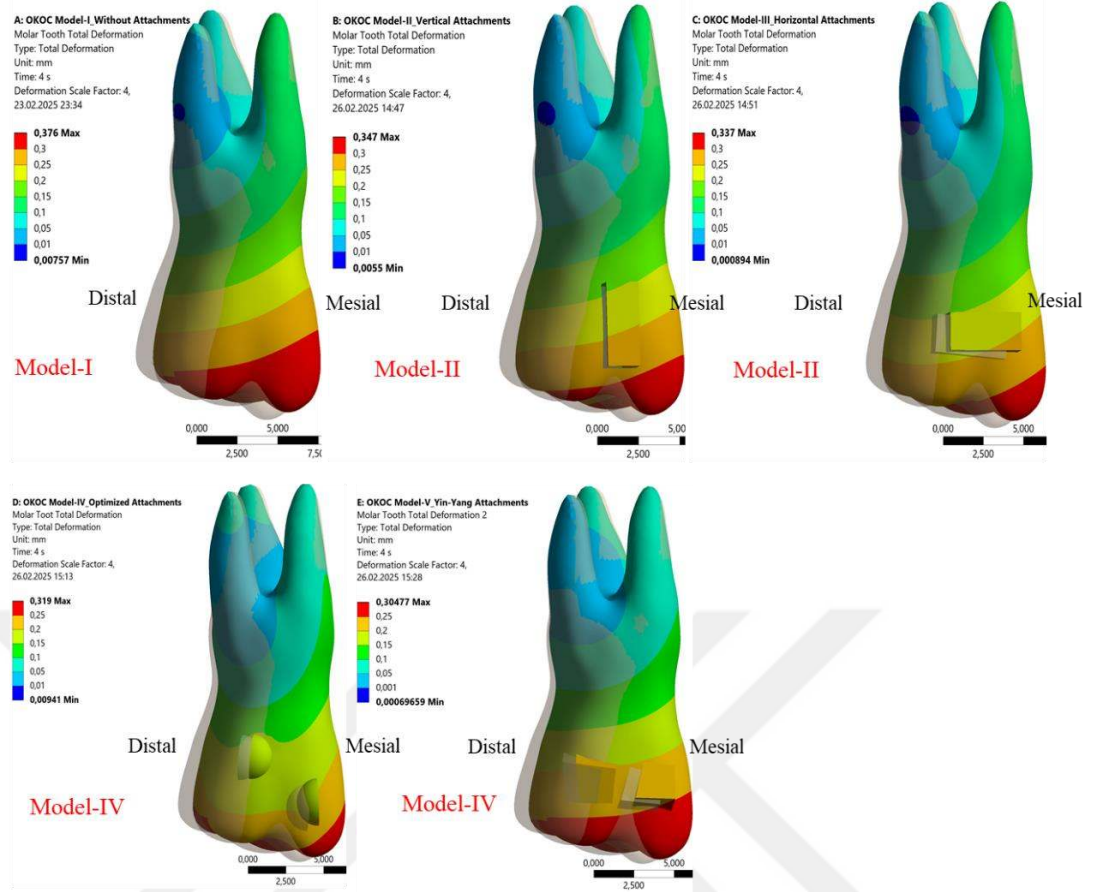
4.1. Toplam Yer Değiştirme Miktarı

Tüm senaryo modellerinde iki şeffaf plak yardımıyla mezial yönde molar diş uygulanan yer değiştirme hareketi sonucunda/sonunda, 4 adım (saniye) süresi boyunca oluşan toplam yer değiştirme miktarı ölçüldü. Tüm modellerde molar diş üzerinde en büyük yer değiştirme tüberkül tepesinde ve en küçük yer değiştirme dişin palatinal kökün distal bölgesinde bulundu.

İlk plak hareketi sonunda molar diş üzerinde ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı Model-1’de meziobukkal tüberkül tepesinde, diğer dört modelde distobukkal tüberkül tepesinde ölçüldü. Molar dişte maksimum toplam yer değiştirme miktarı en büyük Model-IV’de (0,242 mm), en küçük ise Model-I’de (0,179 mm) olarak ölçüldü (Tablo IV, Şekil 11).

Tablo 4. 1. 5 farklı senaryo modelinde dört saniye sürede 2 farklı şeffaf plak hareketi yardımıyla uygulanan toplamda 0,5 mm yer değiştirme hareketi sonucunda, molar diş üzerinde ölçülen total ve yöne bağlı yer değiştirme miktarı (milimetre).

Model Scenarios Clear Aligner	Molar Tooth Movement (mm)								
	Total Displacement mm			Buccal/Lingula Directional (X) mm		Mezial/Distal Directional (Y) mm		Occlusal Directional (Z) mm	
Clear Aligner Movements		First Plate	Last Plate	First Plate	Last Plate	First Plate	Last Plate	First Plate	Last Plate
Model-I_Without Attachments	Max	0,179	0,376	0,013	0,037	0,171	0,358	0,075	0,156
	Min	0,001	0,007	-0,008	-0,022	-0,045	-0,090	-0,041	-0,076
Model-II_Vertical Attachments	Max	0,206	0,347	0,060	0,022	0,201	0,332	0,067	0,141
	Min	0,007	0,005	-0,050	-0,017	-0,059	-0,092	-0,038	-0,077
Model-III_Horizontal Attachments	Max	0,215	0,337	0,041	0,014	0,208	0,321	0,078	0,141
	Min	0,010	0,000	-0,032	-0,014	-0,074	-0,082	-0,042	-0,073
Model-IV_Optimized Attachments	Max	0,242	0,319	0,063	0,053	0,237	0,320	0,071	0,110
	Min	0,005	0,009	-0,055	-0,036	-0,083	-0,062	-0,055	-0,077
Model-V_Yin-Yang Attachments	Max	0,199	0,304	0,048	0,005	0,195	0,300	0,057	0,110
	Min	0,006	0,000	-0,050	-0,025	-0,075	-0,068	-0,046	-0,046



Şekil 4. 1. Molar dişteki toplam yer değiştirme miktarları (mm)

Tüm modellerde molar dişin palatinal kök bölgesinde toplam yer değiştirme miktarı ölçülmüştür. En büyük yer değiştirme miktarı Model-III'de (0,010 mm), en küçük ise Model-I'de (0,001 mm) olarak bulundu.

İkinci plak hareketi sonunda molar diş üzerinde ölçülen maksimum toplam yer değiştirme miktarı Model-I'de tüm tüberkül tepelerinde, Model-II ve III'de meziobukkal ve meziopalatinal tüberkül tepelerinde, Model-IV'de sadece meziopalatinal tüberkül tepesinde ve Model-V'de ise meziobukkal tüberkül tepesinde ölçüldü.

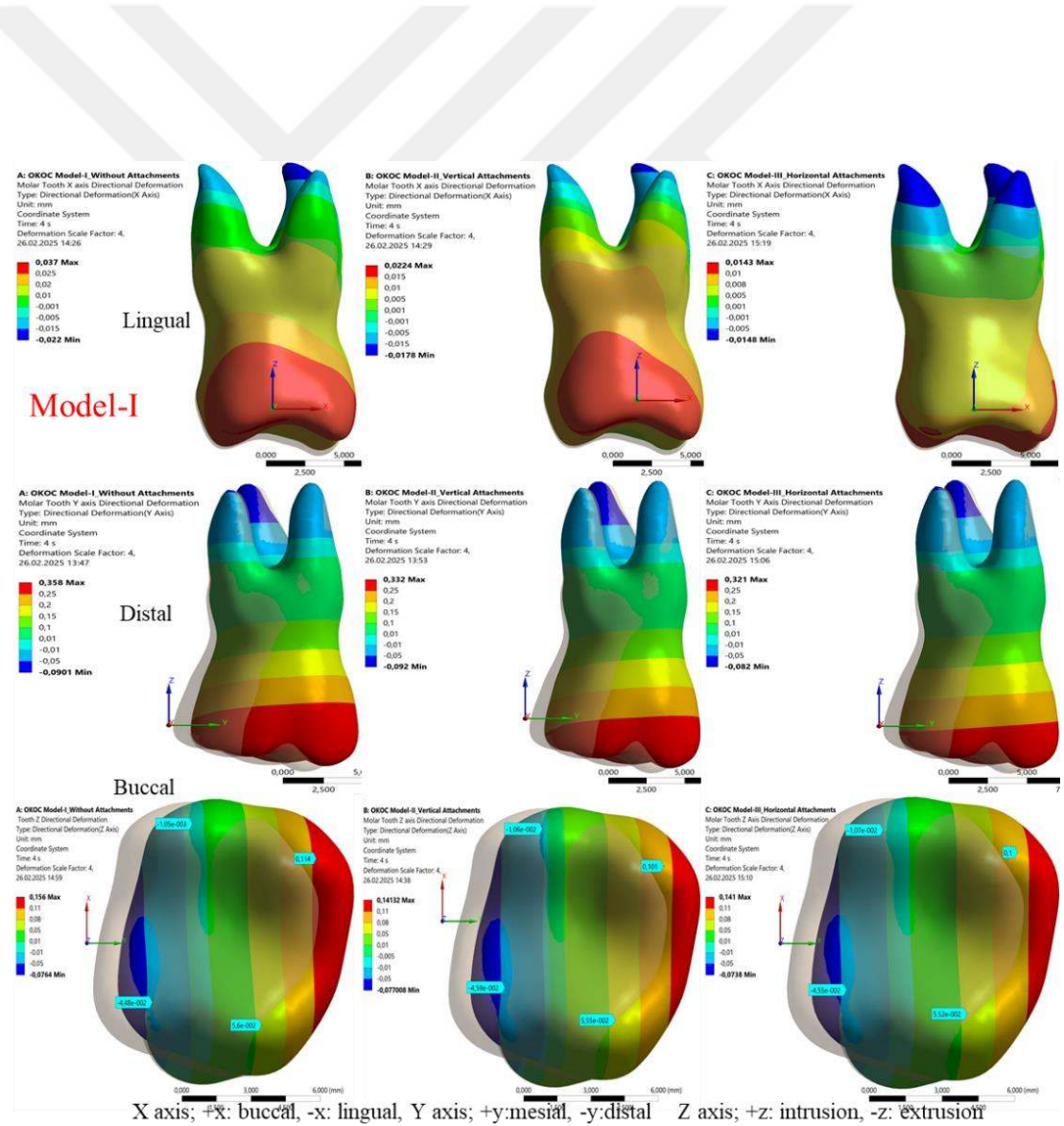
Molar dişte mezial yönde maksimum toplam yer değiştirme miktarı en büyük sırasıyla Model-I'de (0,376 mm), Model-II'de (0,347 mm), Model-III'de (0,337 mm), Model-IV'de (0,319 mm) ve en küçük Model-V'de (0,304 mm) ölçüldü (Tablo IV, Şekil 11).

Dişin palatinal kökün apekse yakın distal bölgesinde ölçülen toplam yer değiştirme miktarı en küçük Model-III ve V'de eşit (0), Model-I'de en büyük (0,007) bulundu.

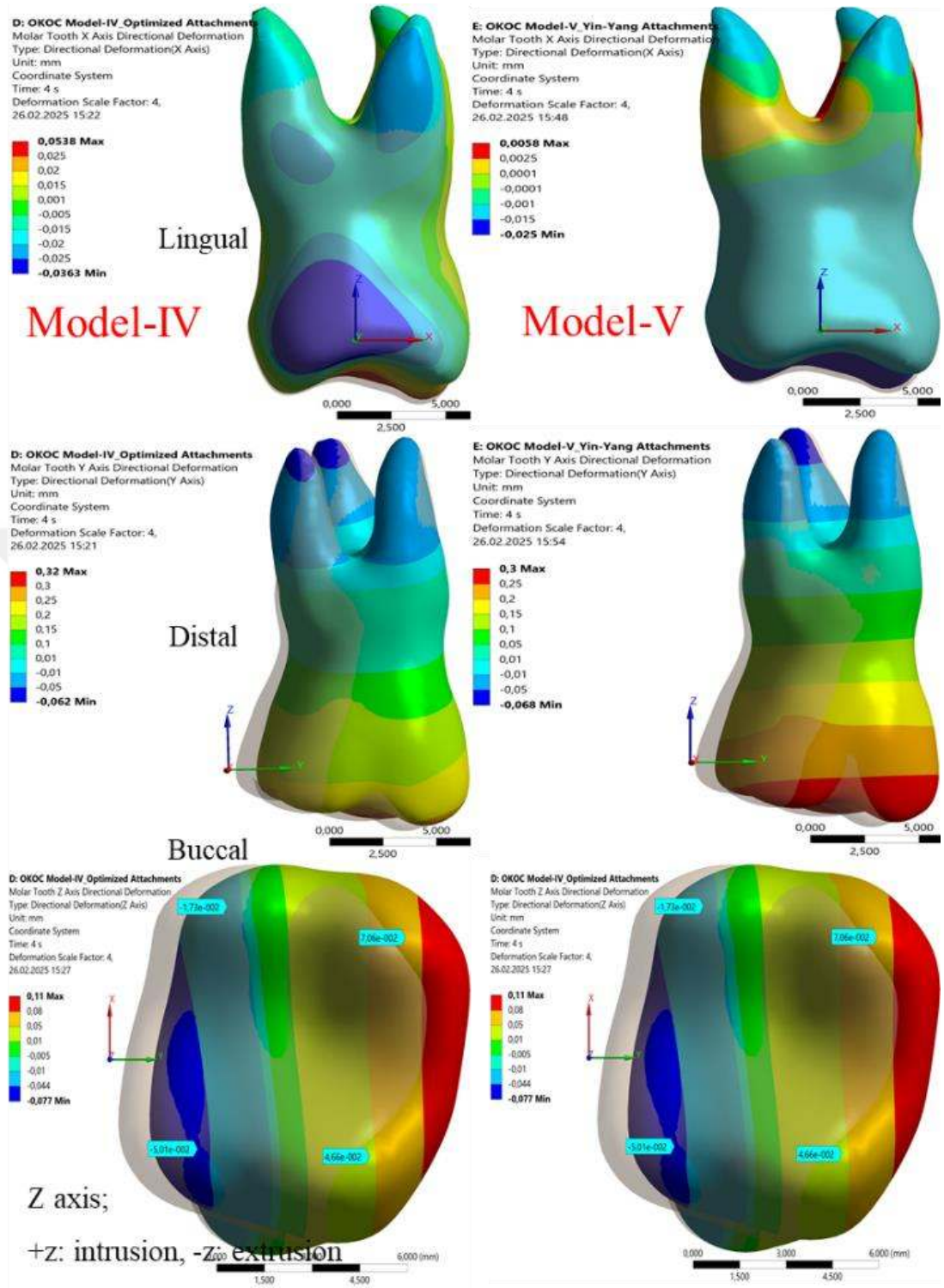
4.2. Yönlere Bağlı Yer Değiştirme Miktarı

Ataşmansız Model-I’de ikinci plak hareketinden sonra molar dişte bukkal ve lingual yönde yer değiştirme miktarı ilk plak hareketine göre artış gösterdi ve daha büyük ölçüldü. Ataşmanlı modellerde ise ikinci plak hareketinden sonra molar dişte bukkal ve lingual yönde yer değiştirme miktarı ilk plak hareketine göre daha küçük ölçüldü.

Modeller arasında molar dişte bukkal (+X) yönde ölçülen en büyük yer değiştirme miktarı iki plak hareketi için sırasıyla Model- IV’de (0,063 mm ile 0,053 mm) ve en küçük yer değiştirme miktarı birinci plak hareketi için Model-I’de (0,013 mm) ve ikinci plak hareketi için Model-V’de (0,005 mm) bulundu (Tablo IV, Şekil 12, Şekil 13).



Şekil 4. 2. Molar dişin yönlere bağlı yer değiştirme hareketleri (mm)



Şekil 4. 3. Molar dişin yönlere bağlı yer değiştirme hareketleri (mm)

İlk plak hareketi sonunda molar diş kökünde lingual (-X) yönde ölçülen en büyük yer değiştirme miktarı Model-II, IV ve V için benzerdi (0,05 mm), en küçük Model-I’de (0,008 mm) bulundu. İkinci plak hareketi sonunda en düşük yer değiştirme miktarı Model-IV’de (-0,036 mm), en yüksek Model-III’de (-0,014 mm) ölçüldü.

Tüm modellerde ikinci plak hareketinden sonra molar dişte mezial (+Y) yönde ölçülen yer değiştirme miktarı ve diş kökünde distal yönde (-Y) hareket miktarı artmıştır. İlk plak hareketinden sonra mezial (+Y) yönde ölçülen yer değiştirme miktarı en büyük Model-IV'de (0,237 mm) ve en küçük Model-I'de (0,171 mm) olarak bulundu. İkinci plak hareketinden sonra mezial yönde yer değiştirme miktarı en büyük Model-I'de (0,358 mm) ve en küçük Model-V'de (0,300 mm) olarak ölçüldü (Tablo IV, Şekil 12, Şekil 13).

İkinci plak hareketinden sonra tüm modellerde molar dişte intruzyon ve ekstruzyon yönde yer değiştirme miktarı ilk plak hareketine göre artış gösterdi ve daha büyük ölçüldü. Modeller arasında molar dişte intruzyon yaparak (+Z) yönde ölçülen en büyük yer değiştirme miktarı ilk plak hareketi için sırasıyla Model- III'de (0,078 mm) ve en küçük yer değiştirme miktarı Model-V'de (0,057 mm) bulundu. İkinci plak hareketinden sonra intruzyon yaparak (+Z) yönde yer değiştirme miktarı en büyük Model-I'de (0,156 mm), daha sonra Model-II ve III'de eşit (0,141mm) ve en küçük Model-IV ile V'de benzer (0,110 mm) olarak ölçüldü (Tablo IV, Şekil 12, Şekil 13).

4.3. Açılara Bağlı Yer Değiştirme Miktarı

Tüm modellerde molar diş, ilk ve ikinci şeffaf plak hareketinden sonra üç yönde de açısal değişiklikler gösterdi. İkinci plak hareketinden sonra, bukkal (+X) yönünde ölçülen açı değişikliği miktarı arttı. Bukkal (+X) yönünde en büyük açı artışı Model-I'de (0.744°) ve en küçük açı Model-V'de (0.389°) bulunmuştur. İkinci plak hareketinden sonra, mezial (+Y) yönde ölçülen açı değişikliği arttı, en büyük açı Model-I'de (4.236°) ve en küçük açı Model-IV'de (3.010°) bulunmuştur. Yine, moların rotasyon açısı (+Z) ikinci plaka hareketinden sonra arttı, en büyük açısal değişim Model-V'de (4.531°) ve en küçük açısal değişim Model-I (2.752°) ve Model-III'te (2.775°) birbirine yakın bulundu (Tablo V).

Tablo 4. 2. 5 farklı senaryo modelinde, molar dişte şeffaf aparey hareketi ile ölçülen rotasyon ve eğilme açıları. (X eksenindeki açısal değer, bukkolingual açıyı temsil eder, Y eksenindeki açısal değer, mesiodistal açıyı temsil eder ve Z eksenindeki açısal değer, mesiodistal açıyı temsil eder ve Z eksenindeki açısal değer, rotasyon açısını temsil eder).

Model Scenarios Clear Aligner	Molar Tooth Angle of rotation and tipping		
	Buccal tipping (X)	Mezial tipping (Y)	Rotation (Z)
Model-I_Without Attachments	0.744°	4.236°	2.752°
Model-II_Vertical Attachments	0.420°	3.648°	3.590°
Model-III_Horizontal Attachments	0.484°	3.801°	2.775°
Model-IV_Optimized Attachments	0.542°	3.010°	3.037°
Model-V_Yin-Yang Attachments	0.389°	3.806°	4.531°

5. TARTIŞMA

Şeffaf plaklarla gerçekleştirilen ortodontik tedavi, son yıllarda dijital teknolojilerdeki hızlı gelişmeler sayesinde, oldukça hassas üç boyutlu (3D) planlamalarla desteklenmektedir. Bu dijital planlama sistemleri, yüksek çözünürlüklü tarayıcılar ve özel yazılımlar aracılığıyla elde edilen hasta verileri doğrultusunda oluşturulmakta; böylece tedavi süreci önceden simüle edilebilmekte ve klinik açıdan daha öngörülebilir bir hale gelmektedir. Bu sayede hekimler, planlanan diş hareketlerini adım adım izleyebilmekte ve tedavi süresince oluşabilecek olası sapmaları daha erken fark edebilmektedir. Ancak, bu teknolojik ilerlemelere ve dijital ortamda gerçekleştirilen detaylı planlamalara rağmen, sanal ortamdaki hareketlerin birebir klinik karşılığını bulması her zaman mümkün olamamaktadır.

Özellikle kompleks diş hareketlerinin planlandığı durumlarda, sanal simülasyon ile klinikte gözlemlenen gerçek hareketler arasında belirgin uyumsuzluklar ortaya çıkabilmektedir. Dişin planlanan hareketi ile elde edilen sonuç arasındaki bu farklılıkların temelinde, günümüzde yaygın olarak kullanılan dijital ortodontik yazılımların hâlâ bazı biyomekanik kısıtlılıklara sahip olması yatmaktadır. Bu yazılımlar genellikle dişin mekanik davranışlarını idealize ederken, periodontal ligamentin (PDL) viskoelastik özelliklerini, kemik yapısının heterojenliğini ve şeffaf plak materyalinin zamana bağlı deformasyon (creep, stress relaxation) gibi mekanik davranışlarını tam anlamıyla modelleyememektedir. Özellikle şeffaf plakların polimerik yapısı nedeniyle zamanla şekil değiştirme eğiliminde olması, uygulanan kuvvetin azalmasına ve planlanan hareketin etkinliğinin düşmesine neden olabilmektedir (Dai FF. ve ark. 2019).

Buna ek olarak, bireyler arası farklılıklar da tedavi sonuçlarını doğrudan etkilemektedir. Dişlerin anatomik yapıları, kök konfigürasyonları, kemik yoğunluğu, yaş, cinsiyet ve oral alışkanlıklar gibi hasta bazlı değişkenler, planlanan tedavinin klinikte beklenen sonucu vermemesine yol açabilmektedir. Bu nedenle, dijital planlama yalnızca bir başlangıç noktası ve genel rehber olarak değerlendirilmelidir. Klinik süreç boyunca elde edilen gözlemler, radyografik takipler ve hastadan alınan geribildirimlerle planlamanın sürekli olarak revize edilmesi, daha başarılı sonuçlar elde edilmesine olanak tanır.

Bu bağlamda özellikle posterior bölgede konumlanan ve hacimsel olarak büyük olan molar dişlerin hareketleri, özel bir dikkat gerektirmektedir. Molar dişlerin mezializasyonu gibi kompleks hareketler sırasında yalnızca kron seviyesindeki değişimler değil, aynı zamanda köklerin de dengeli ve kontrollü biçimde yer değiştirmesi hedeflenmelidir. Aksi takdirde, dişin devrilme (tipping), kökün ark dışına yönelme (root divergence) ya da istenmeyen rotasyon hareketleri gibi biyomekanik açıdan sakıncalı durumlar ortaya çıkabilir. Bu tip kontrolsüz hareketler, hem tedavi süresini uzatmakta hem de elde edilen sonucun stabilitesini olumsuz etkileyebilmektedir (Dai FF. ve ark. 2021).

İşte bu noktada, ataşmanlar tedavinin sadece yardımcı değil, aynı zamanda yönlendirici ve destekleyici bir parçası haline gelmektedir. Ataşmanlar, şeffaf plakların diş yüzeyine ilettiği kuvvetin uygulama noktasını değiştirerek, kuvvetin doğrultusunu ve büyüklüğünü yönlendirmekte ve böylece daha kontrollü, öngörülebilir ve fizyolojik açıdan uyumlu diş hareketleri elde edilmesini sağlamaktadır. Özellikle optimize edilmiş ataşman tasarımları, kuvvet iletiminde oluşturdukları karşı momentler sayesinde yalnızca devrilme etkisini azaltmakla kalmayıp, aynı zamanda rotasyonel ve dikey hareketlerin daha stabil bir biçimde gerçekleştirilmesini mümkün kılmaktadır. Literatürde yapılan çeşitli çalışmalar da bu durumu desteklemektedir. Örneğin, Gomez JP. ve ark. (2015) ile Yokoi Y. ve ark. (2019) tarafından yapılan araştırmalarda, ataşman kullanımının üç boyutlu hareket kontrolünü anlamlı şekilde geliştirdiği ve tedavi sonuçlarını iyileştirdiği bildirilmiştir.

Ataşmanların sağladığı bu avantajlara rağmen, bazı karmaşık klinik vakalarda yalnızca ataşman kullanımı yeterli olmayabilir. Özellikle kök hareketinin daha güçlü şekilde yönlendirilmesi gereken durumlarda, mini vidalar (Temporary Anchorage Devices - TADs), power arm veya intermaksiller elastikler gibi ek biyomekanik destek sistemlerinin kullanımı önerilmektedir. Bu sistemler, özellikle köke yakın noktalardan kuvvet uygulanmasına olanak tanıyarak moment-kuvvet oranını arttırmakta ve istenen diş hareketini daha etkin bir şekilde gerçekleştirmeye yardımcı olmaktadır (Lyu X. ve ark. 2023). Ancak, bu yardımcı sistemlerin kullanımı her zaman pratik değildir; teknik beceri ve klinik deneyim gerektirmesinin yanı sıra, hastanın konforu ve iş birliği açısından da bazı zorlukları beraberinde getirmektedir. Örneğin, mini vidaların invaziv doğası, yerleştirme sırasında yumuşak dokuda irritasyon yaratma potansiyeli ve sabit bir yapı gereksinimi gibi dezavantajları klinik karar süreçlerini etkileyebilir.

Bu nedenle, yalnızca şeffaf plaklarla birlikte kullanılan, doğru şekilde yerleştirilmiş ve optimize edilmiş ataşman tasarımlarının kompleks diş hareketlerini kontrollü biçimde sağlayabilmesi, özellikle günlük klinik uygulamalarda oldukça değerli bir kazanım olarak karşımıza çıkmaktadır. Nitekim son yıllarda yapılan araştırmalarda, uygun ataşman konfigürasyonları sayesinde, ek destek sistemlerine olan gereksinimin anlamlı şekilde azaltılabildiği gösterilmiştir. Lyu X. ve arkadaşlarının (2023) çalışmasında da belirtildiği gibi, bireysel hasta özelliklerine göre özelleştirilmiş ataşman tasarımları, kök kontrollü hareketler ve rotasyonel denge sağlama açısından önemli avantajlar sunmakta; bu da hem tedavi süresini kısaltmakta hem de sonuçların kalıcılığını artırmaktadır.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar, ataşman kullanılmadığı durumlarda diş üzerinde oluşan döndürücü (rotasyonel) kuvvetlerin, mezial yöndeki hedeflenen hareket üzerinde beklenmeyen ve istenmeyen etkilere neden olduğunu açıkça ortaya koymuştur. Bu durum, diş hareketlerinin yalnızca tek bir düzlemde (örneğin yatay düzlemde) değil, tüm boyutları içerecek şekilde üç boyutlu olarak planlanması gerektiğini bir kez daha göstermektedir. Özellikle şeffaf plaklarla gerçekleştirilen kompleks ortodontik hareketlerde, basit bir lineer ilerlemenin ötesinde, her ekseninde gerçekleşebilecek olası sapmalar göz önünde bulundurulmalıdır. Bu kapsamda ataşman tasarımının ve konumlandırılmasının yalnızca destekleyici değil, yönlendirici ve hareketin kalitesini belirleyici bir unsur olarak değerlendirilmesi gerektiği anlaşılmaktadır.

Rotasyonel sapmaların önlenmesi için ataşmanların yalnızca dişle temas ettiği yüzey geometrisinin değil, aynı zamanda bu temas noktasının dişin biyomekanik kontrol merkezi olan direnç merkezi (center of resistance, CR) ile olan uzaklığının da büyük önem taşıdığı görülmektedir. Dişin CR'si, uygulanan kuvvetin etkisiyle dişin dengeli bir şekilde hareket etmesini sağlayan referans noktasıdır. Eğer kuvvet bu merkeze çok uzaktan uygulanırsa, aradaki mesafenin oluşturduğu moment kolu, dişin dönmesine ve planlanan hareketten sapmasına neden olabilir. Dolayısıyla, bu tür istenmeyen moment bileşenlerini ortadan kaldırmak veya en azından dengelemek amacıyla, ataşman tasarımı sırasında kuvvetin uygulama noktasının CR'ye olan mesafesi mutlaka dikkate alınmalıdır. Kuvvetin bu merkezle mümkün olduğunca hizalı veya dengeleyecek şekilde dağıtılması, daha stabil ve kontrollü diş hareketlerinin elde edilmesini sağlar (Ahmad W. ve ark. 2023).

Bu bağlamda etkili bir ataşman tasarımı, yalnızca kuvvetin büyüklüğünü değil, aynı zamanda uygulama yönünü ve noktasını da değiştirme kapasitesine sahip olmalıdır. Kuvvetin iletilme yönü üzerinde oynama yapabilen ataşman yapıları sayesinde, istenen hareket vektörlerine daha uygun bir kuvvet sistemi oluşturulabilir. Bu, özellikle kök kontrollü hareketlerin sağlanmasında büyük avantaj sağlar. Nitekim biyomekanik açıdan optimize edilmiş ataşman tasarımları, kuvvet sisteminde meydana gelen dengesizlikleri dengelemekte ve üç boyutlu olarak daha fizyolojik hareket desenleri oluşturarak tedavi sürecinin başarısını artırmaktadır. (D'Antò V. ve ark. 2024).

Okluzal düzlemden bakıldığında gözlemlenen rotasyonel hareketler, çoğu zaman tedavi planlamasında öngörülmeyen ve hekimin doğrudan kontrolü dışında gelişen etkiler olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu tür hareketler genellikle, uygulanan kuvvetin dişin direnç merkezi ile aynı doğrultuda olmamasından kaynaklanan moment dengesizlikleri sonucu ortaya çıkmaktadır. Özellikle mezializasyon gibi kuvvetin yönünün öngörülemez şekilde değişebileceği hareketlerde, plak kuvvetleri genellikle dişin kron kısmına daha yakın bir bölgeden iletildiği için, bu noktadan CR'ye kadar olan mesafenin oluşturduğu moment kolu, diş devrilme ve rotasyon gibi istenmeyen hareketlere yatkın hale getirmektedir. Bu sorunun önüne geçilebilmesi için, ataşmanların yalnızca yerleşim yerleri değil, aynı zamanda geometrik şekilleri de dikkatle seçilmeli ve kuvvet sistemini dengeleyecek şekilde tasarlanmalıdır. Özellikle rotasyonel momentleri azaltacak ya da dengeleyecek şekilde optimize edilen ataşman konfigürasyonları, dişin kontrollü ve fizyolojik olarak uyumlu hareket etmesini sağlamada kritik rol oynamaktadır. Zira bu tür kontrolsüz rotasyonlar, yalnızca estetik görünümü olumsuz etkilemekle kalmayıp, aynı zamanda köklerin uygun olmayan pozisyonlarda konumlanmasına, periodontal hasara ve tedavi sonrası stabilite sorunlarına neden olabilecek ciddi sonuçlara yol açabilir. Bu bağlamda, hem tedavi süresi hem de sonuçların kalıcılığı açısından rotasyonel kontrolün sağlanması son derece önemlidir (Cortona A. ve ark. 2020).

Bu çalışmada elde edilen bulgular, bu çerçevede değerlendirildiğinde oldukça dikkat çekicidir. Özellikle yatay dikdörtgen ataşmanın, rotasyonel hareketlerin kontrolü açısından diğer ataşman türlerine göre daha başarılı bir performans sergilediği belirlenmiştir. Bu ataşman yapısının, kuvvetin iletim yönünü değiştirerek rotasyonel momentleri azaltma noktasında daha etkili olduğu düşünülmektedir. Aynı şekilde, yin-yang olarak adlandırılan ve çift yönlü kuvvet dengesi sunan tasarıma sahip optimize

edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanların da benzer derecede başarılı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Bu ataşmanlar, farklı yönlerden gelen kuvvetleri dengeleyerek dişin dönmeye yatkınlığını azaltmakta ve daha stabil bir pozisyonlanma sağlamaktadır. Bu veriler doğrultusunda, ataşman geometrisinin yalnızca estetik kriterlere göre değil, aynı zamanda işlevsel ve biyomekanik gerekliliklere göre de tasarlanması gerektiği net bir şekilde ortaya konmuştur. Özellikle karmaşık üç boyutlu hareketlerin hedeflendiği vakalarda, ataşman tasarımının yalnızca bir eklenti değil, tedavi başarısını belirleyen temel bir parametre olduğu unutulmamalıdır (Dai FF. ve ark. 2019, 2021, Gao J. ve ark. 2023). Bu bağlamda, literatür verileriyle de uyumlu olarak, bireyselleştirilmiş ve optimize edilmiş ataşman konfigürasyonlarının, daha öngörülebilir ve fizyolojik açıdan uyumlu diş hareketleri elde etmede önemli katkılar sunduğu söylenebilir.

Vertikal dikdörtgen ataşman, klinik ortodontik uygulamalarda sıklıkla tercih edilen bir ataşman tipidir ve özellikle zorlu veya karmaşık diş hareketlerinde etkili bir kontrol sağlayabilme potansiyeli nedeniyle önem arz etmektedir. Bu ataşman tipi, rotasyon, intrüzyon ve ekstrüzyon gibi belirli yönlerde kuvvet gerektiren hareketlerde, şeffaf plaklarla birlikte kullanıldığında daha öngörülebilir sonuçlar elde edilmesine katkı sağlayabilir. Özellikle anterior bölgede yer alan kesici ve kanin dişlerin hareketlerinin yönlendirilmesinde, vertikal dikdörtgen ataşmanların sağladığı aktif yüzey alanı sayesinde kuvvet iletiminde artış sağlandığı, ortaya konmuştur. Ancak bu olumlu etkilerin, posterior bölgede yer alan çok köklü ve hacimli dişlerde, özellikle de molar dişlerin mezializasyonu veya distalizasyonu gibi üç boyutlu ve kompleks hareketlerinde benzer düzeyde sağlandığına dair bulgular sınırlı kalmakta, elde edilen veriler ise farklılık gösterebilmektedir. Teorik olarak değerlendirildiğinde, vertikal dikdörtgen ataşmanların dikey ekseninde daha geniş bir aktif yüzeye sahip olması, kuvvetin şeffaf plak tarafından daha etkili şekilde dişe iletilmesini sağlamalıdır. Bu varsayım, özellikle tek köklü dişler için geçerli olabilir; ancak çok köklü ve direnci yüksek olan molar dişler söz konusu olduğunda, bu etkinin azaldığı görülmektedir. Bunun başlıca nedenlerinden biri, söz konusu ataşmanların bukkal yüzeyde yeterli karşı moment oluşturamaması ve bu nedenle istenen bedensel (bodily) hareketin gerçekleşmemesidir. Bu yetersiz moment üretimi, kuvvetin daha çok dişin koronal bölgesine etki etmesine ve kök boyunca yeterli derecede iletilememesine yol açmaktadır. Sonuç olarak, dişin yalnızca kron kısmında öngörülen mezial hareketin oluşması, kökün bu harekete tam olarak eşlik edememesiyle sonuçlanmakta ve bu da devrilme (tipping) etkisini artırarak tedavi başarısını azaltmaktadır. Bu gibi

durumlarda dişin hareketi planlanan üç boyutlu vektörden sapmakta ve tedavi sonunda hedeflenen ideal pozisyona ulaşmak zorlaşmaktadır (Dai FF. ve ark. 2019, 2021, Gao J. ve ark. 2023).

Nitekim Dai ve arkadaşlarının 2019 yılında gerçekleştirdiği retrospektif bir çalışmada, premolar ve molar dişlerin şeffaf plaklarla tedavi edildiği çekim vakalarında, planlanan hareketin aksine önemli ölçüde mezial devrilme meydana geldiği bildirilmiştir. Bu bulgu, ataşman varlığına rağmen özellikle molar bölgede gövdesel hareketin elde edilmesinde güçlük yaşandığını ve uygulanan kuvvet sisteminin yeterince optimize edilmediğini göstermektedir. Aynı zamanda, bu durum ataşman tasarımı kadar, şeffaf plak malzemesinin rijitlik ve elastiklik özelliklerinin de hareket kontrolündeki sınırlayıcı rolünü gündeme getirmektedir. Bu çalışmada yer alan bulgular, planlanan hareket deseninden sapmaların özellikle devrilme şeklinde kendini gösterdiğini ve bunun da kök konumlandırmasında istenmeyen sonuçlara neden olduğunu ortaya koymuştur (Dai FF. ve ark. 2019).

Önceki çalışmalarda vertikal dikdörtgen ataşmanlar genellikle 3 mm uzunluğunda olacak şekilde standartlaştırılmış ve bu ölçü üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır (Lyu X. ve ark. 2023, Gao J. ve ark. 2023). Ancak bu sınırlı uzunluk, özellikle büyük hacimli dişlerde yeterli kuvvet aktarımı sağlayamayabilir. Bu düşünceden yola çıkılarak, bu çalışmada vertikal dikdörtgen ataşmanın boyutu 4 mm'ye çıkarılmış ve daha fazla aktif yüzey sunularak daha iyi bir kontrol sağlanması hedeflenmiştir. Ataşmanın yüzey alanındaki artışın kuvvet aktarımını artıracığı ve böylece devrilme gibi istenmeyen hareketlerin azaltılabileceği öngörülmüştür. Ancak elde edilen bulgular, bu beklentiyi tam olarak karşılamamıştır. Bu çalışma sonuçları, 4 mm uzunluğa sahip dikey dikdörtgen ataşmanın, mezial devrilme kontrolü açısından diğer ataşman tiplerine göre anlamlı bir üstünlük sunmadığını göstermiştir. Hatta bazı ölçütlerde, kısa boyutlu optimize ataşmanlarla benzer ya da daha az etkili olduğu gözlemlenmiştir.

Mezial devrilme miktarlarında istatistiksel açıdan anlamlı bir farkın bulunamaması, yalnızca ataşmanın boyutunun değil, aynı zamanda geometrisinin, diş yüzeyine konumlandırılma biçiminin, kuvvetin yönünün ve ataşman-plak etkileşim yüzeyinin de büyük önem taşıdığını ortaya koymaktadır. Özellikle moment-kuvvet oranının optimize edilebilmesi için ataşman şeklinin yalnızca dikdörtgen değil, eğimli yüzeyler veya eğrisel geçişler içerecek şekilde yeniden tasarlanması gerektiği önerilmektedir. Bu bağlamda, klinik uygulamalarda yalnızca ataşman uzunluğunu

artırmak yeterli olmayabilir; bunun yerine, kuvvet sisteminin biyomekanik prensiplerle uyumlu şekilde tasarlanması ve her bireyin anatomik özelliklerine göre özelleştirilmiş yaklaşımların benimsenmesi, tedavi etkinliğini artıran stratejiler olarak öne çıkmaktadır (Kawamura J. ve ark 2023).

Öte yandan, yatay dikdörtgen ataşmanların özellikle molar mezializasyonu sırasında daha etkili bir rotasyon kontrolü sağladığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, literatürde genellikle distalizasyon üzerine yoğunlaşmış olan çalışmalarla kısmen örtüşmektedir. Lyu ve arkadaşlarının 2023 yılında yaptığı çalışmada, yatay ataşmanların arka dişlerin distal hareketleri sırasında rotasyon kontrolünü geliştirdiği gösterilmiş, benzer şekilde Dai ve ekibinin 2021 tarihli çalışmasında da bu etki desteklenmiştir. Bununla birlikte, bazı çalışmalar (Gao ve ark. 2023) vertikal ataşmanların distalizasyon için daha uygun olduğunu bildirmiştir. Ancak bizim çalışmamızda elde edilen sonuçlar, hareket yönünün (mezializasyon veya distalizasyon) ataşmanın diş üzerindeki etkisini anlamlı şekilde değiştirdiğini ve bu etkinin rotasyonel moment bileşenleriyle doğrudan ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır. Bu bağlamda, ataşman geometrisinin değerlendirilmesinde yalnızca şekil veya hacim değil, aynı zamanda uygulanacağı hareketin yönü de dikkate alınmalıdır. Aynı ataşman, farklı yöndeki hareketlerde bambaşka biyomekanik tepkiler yaratabilir (Dai FF. ve ark. 2019, 2021, Gao J. ve ark. 2023).

Klinik ortodontik uygulamalarda, özellikle azı dişlerinin mezial yönde 2 mm'den fazla hareket ettirilmesinin gerektiği durumlarda, yalnızca kronun hareket ettiği klasik devrilme (tipping) hareketi yerine, kökün de dahil olduğu bir gövdesel (bodily) hareketin sağlanması hedeflenmektedir. Bu tür hareketler, dişin merkezinin yalnızca üst kısmında değil, aynı zamanda kök boyunca da dengeli biçimde yönlendirilmesini gerektirir. Bunu başarabilmek için, tedavi planlamasında oluşturulan kuvvet sisteminin doğru şekilde yapılandırılması hayati önem taşımaktadır. Özellikle kompleks diş hareketlerinde, rotasyon merkezinin yalnızca dişin koronal kısmında kalması yeterli olmamakta; bunun, kök ucuna ya da direnç merkezine (CR) daha yakın bir noktada yer alması, daha fizyolojik bir hareketin sağlanması açısından kritik hale gelmektedir. Böylece, dişin hareketi sırasında hem devrilme momenti azaltılmakta hem de hedeflenen mezial ilerleme kök boyunca daha dengeli bir şekilde dağıtılmaktadır (Kawamura J. ve ark. 2023).

Bu tür kompleks üç boyutlu hareketlerin başarıyla uygulanabilmesi için, sadece sagittal (ön-arka) düzlemde değil, aynı zamanda dikey düzlemde de kuvvetlerin

dengelenmiş olması gerekmektedir. Dikey düzlemde sağlanacak bu stabilizasyon, dişin rotasyonel veya ekstrüzyonel sapmalara karşı korunmasını sağlar ve tedavi sonunda istenmeyen pozisyonel hataları minimize eder. Klinik tecrübeler ve sabit ortodontik tedavi protokolleri, bu tür stabilizasyonun çeşitli mekanik düzenlemelerle sağlanabildiğini ortaya koymuştur. Örneğin, sabit tedavide yaygın olarak kullanılan gable bend uygulamaları, dişin mezial kök hareketini destekleyen ve devrilmeyi azaltan bir kuvvet çiftini oluşturmak için rutin olarak kullanılmaktadır. Bu mekanik sistem, dişin üzerine uygulanan kuvvetin açısını değiştirerek, moment-kuvvet oranını optimize eder ve böylece daha kontrollü bir kök hareketi elde edilmesine yardımcı olur (Nicozisis J., 2017).

Dijital ortodontide ise benzer kuvvet sistemlerinin, klasik sabit tedavi sistemlerinde olduğu gibi tel-braket etkileşimiyle değil, farklı ataşman tasarımlarıyla taklit edilmesi gerekmektedir. Bu noktada devreye giren özel ataşman geometrileri, dijital planlama ortamlarında mekanik avantaj sağlayacak şekilde tasarlanmalıdır. Bu kapsamda Yin-Yang tarzı simetrik ikiz ataşmanlar, sabit tedavide elde edilen tel-braket sürtünmesini ve kuvvet çiftlerini dijital sistemlerde yeniden üretmeye yönelik yenilikçi bir çözüm olarak öne çıkmaktadır. Bu ataşman tasarımı, plak aracılığıyla uygulanan kuvvetleri belirli yönlerde manipüle ederek, özellikle mezial kök hareketini teşvik edici yönde karşı momentler oluşturur. Böylece, yalnızca kronun itilmesiyle sınırlı kalmayan, kökün de dahil olduğu daha fizyolojik ve kontrollü bir hareket paterni elde edilebilmektedir. Bu sayede devrilme ve rotasyon gibi istenmeyen hareketler büyük ölçüde sınırlandırılmakta ve üç boyutlu kontrol sağlanmaktadır (Nicozisis J., 2017).

Yin-Yang ataşmanlarının bu potansiyeli, yalnızca teorik olarak değil, aynı zamanda geometrik olarak da ölçüsel parametrelerle desteklenmektedir. Örneğin, ataşmanın mezial (ön) tarafı 2.5 mm genişliğinde, yatay ekseninde konumlandırılmış dikdörtgen biçiminde tasarlanmıştır. Bu bölüm, oklüzal yönde 1.75 mm yüksekliğe sahip olup, dış yüzeyine doğru ilerledikçe yaklaşık 0.5 mm'lik bir incelmeyle sonlanmaktadır. Bu eğimli yapı, kuvvetin daha doğal bir şekilde yüzeye yayılmasını ve ataşman-plak temasının kontrollü bir şekilde sağlanmasını amaçlamaktadır. Distal (arka) taraf ise benzer şekilde 2.5 mm genişliğe sahiptir ancak dişetinin eğimine paralel olacak şekilde daha apikal yönde konumlandırılmıştır. Bu konumlandırma, ataşmanın gingival (dişetinden gelen) kuvvetlere karşı daha dirençli olmasını sağlamak ve şeffaf plak tarafından uygulanan rotasyonel kuvvetlere karşı denge oluşturmaktadır (Nicozisis J., 2017; Nikhilesh R. ve ark., 2022).

Bu çift yapı sayesinde, hem oklüzal (üst) hem de gingival (alt) yönlü dikey kuvvetlere karşı direnç artmakta, devrilme momentleri dengelenmekte ve molar mezializasyon sırasında daha stabil bir hareket elde edilmektedir. Neticede, diş yalnızca öne doğru itilmekle kalmaz; aynı zamanda oluşabilecek rotasyonel ve devrilme etkilerine karşı daha kontrollü bir yanıt verir. Bu etki, özellikle molar gibi büyük hacimli dişlerde, kök kontrolünün kritik olduğu klinik senaryolarda belirgin hale gelir (Nicozisis J., 2017; Nikhilesh R. ve ark., 2022).

Yin-Yang ataşmanın bu özgün tasarımı, literatürde daha önce herhangi bir üç boyutlu sonlu eleman analizi (FEA) çalışması kapsamında incelenmemiştir. Bu nedenle, bu ataşman tipine dair mevcut bilgiler çoğunlukla teorik açıklamalarla sınırlı kalmıştır. Çalışmamız, bu ataşmanın ilk kez FEA yöntemiyle sistematik olarak değerlendirilmesine olanak sağlayan öncü bir girişimdir. Modelleme sonucunda elde edilen bulgular, Yin-Yang ataşmasının meziodistal yöndeki hareket kontrolü açısından yatay dikdörtgen ataşman ile benzer düzeyde etkinlik gösterdiğini ortaya koymuştur. Ancak aynı çalışmada, mezializasyon sırasında meydana gelen rotasyonel sapmaların, yatay ataşmana kıyasla biraz daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bu durum, Yin-Yang ataşmasının rotasyonel momentleri dengeleme kapasitesinin belirli sınırları olabileceğini göstermektedir.

Ek olarak, bu tip bir ataşmanın üretimi ve şeffaf plak içine doğru şekilde entegre edilmesi, klasik dikdörtgen ataşmanlara kıyasla daha karmaşık ve hassas bir üretim süreci gerektirmektedir. Özellikle CAD/CAM sistemleriyle tam uyumlu olması için yazılımsal tanımların geliştirilmesi, modelleme hassasiyetinin artırılması ve ataşmanın plak içindeki pozisyonunun milimetrik düzeyde optimize edilmesi büyük önem taşımaktadır. Klinik uygulamada bu ataşmanın kullanılabilirliğini artırmak amacıyla, yazılım altyapısında yeni algoritmaların geliştirilmesi ve kişiye özel uyarlanabilir parametrelerin tanımlanması gereklidir. Bu tür teknolojik ve dijital optimizasyonlar, kişiselleştirilmiş ortodontik tedavi yaklaşımlarının yaygınlaşmasına katkı sağlayacak ve dijital ortodontide ileri düzey kontrol imkanlarının kapısını aralayacaktır.

Optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşman, şeffaf plaklarla gerçekleştirilen ortodontik tedavilerde daha etkili kuvvet aktarımı ve gelişmiş hareket kontrolü sağlamak amacıyla tasarlanmış yenilikçi bir ataşman modelidir. Bu tasarım, özellikle şeffaf plağın diş yüzeyine tutunmasını artırmak ve bu sayede daha stabil bir kuvvet sisteminin oluşturulmasını sağlamak için geliştirilmiştir. İki ayrı yarı elipsoidal yapıdan oluşan bu ataşman tipi, klasik tekli ataşmanlara kıyasla daha geniş bir yüzey

alanına sahiptir. Bu geniş yüzey alanı, şeffaf plağın dişle daha fazla temas etmesini sağlarken, kuvvetlerin daha yayılı ve yönlendirilmiş bir biçimde iletilmesine olanak tanır. Böylece hem devrilme hem de rotasyon gibi istenmeyen etkilerin azalması sağlanırken, diş hareketlerinin daha kontrollü ve fizyolojik sınırlar içinde gerçekleşmesi mümkün hale gelir (Yokoi Y. ve ark. 2019; Kawamura J. ve ark. 2023).

Şeffaf plağın dişle ilk yerleştirildiği an, sistemin elastik doğası gereği dişte hafif bir eğilme (tipping) ve rotasyon meydana gelir. Bu ilk deformasyon, plağın elastik özelliklerinden kaynaklanmakta olup, geçici ve başlangıçsal bir etkidir. Diş hareket etmeye başladıktan sonra, uygulanan kuvvetin yönü ve şiddeti zamanla değişir; bu da moment/kuvvet (M/F) oranının artmasına neden olur. Moment-kuvvet oranındaki bu artış, dişin yalnızca kron kısmında değil, aynı zamanda kök boyunca da dengeli bir şekilde hareket etmesini sağlayan bedensel (bodily) harekete katkıda bulunur. Zaman ilerledikçe, başlangıçta gözlemlenen eğilme ve rotasyonel sapma azalır, diş dikleşir ve kontrollü bir şekilde hedeflenen pozisyona doğru ilerler. Bu hareket modeli, daha önceki çalışmalarda özellikle uzun kronlu anterior dişlerde –özellikle santral kesiciler ve kaninlerde– gözlemlenmiş ve klinik başarı açısından umut verici sonuçlar vermiştir (Gomez JP. ve ark. 2015; Yokoi Y. ve ark. 2019; Kawamura J. ve ark. 2023).

Bu çalışmamızda, optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanın anterior bölgedeki başarısı üzerine odaklanmaktan ziyade, bu ataşmanın molar dişler üzerindeki etkilerinin sistematik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada elde edilen veriler, bu ataşmanın molar mezializasyonu sırasında benzer şekilde, başlangıçta hafif devrilme ve rotasyon ile başlayan, ardından dikleşme ve düzeltici rotasyon ile devam eden bir hareket modeli ortaya koyduğunu göstermektedir. Bu hareket paterni, anterior dişlerde daha önce bildirilen mekanik davranışla örtüşmekte olup, tasarımın çok köklü ve hacimli molar dişlerde de uygulanabilirliğini desteklemektedir. Ayrıca bu ataşmanın diğer ataşmanlarla karşılaştırıldığında, üç boyutlu kontrol açısından üstünlük gösterdiği ve özellikle mezial yöndeki devrilme miktarını en aza indirdiği belirlenmiştir. Bu bulgu, optimize edilmiş ataşman geometrisinin yalnızca anterior değil, posterior bölgelerde de klinik fayda sağlayabileceğini göstermektedir (Yokoi Y. ve ark. 2019; Kawamura J. ve ark. 2023).

Ancak bu avantajlara rağmen, çift yarı elipsoidal ataşmanın her vaka için uygun olmayabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. Özellikle kuren boyu kısa olan molar dişlerde, yeterli temas yüzeyi elde etmek güçleşebilir. Ataşmanın etkin bir şekilde yerleştirilebilmesi için belirli bir dikey alan gereklidir; bu nedenle kısa kurenlu

dişlerde ataşmanın diş düzgün adapte edilmesi ve plak içerisine entegre edilmesi teknik olarak zorlaşabilir. Bu durum, ataşmanın biyomekanik etkisini de azaltabilir. Öte yandan, uzun kuronlara sahip dişlerde bu ataşmanın uygulanması daha kolaydır ve daha fazla stabilite sağlanabilir. Bu da, tedavi planlamasında bireysel anatomik farklılıkların dikkate alınmasını zorunlu kılar. Klinik olarak, ataşmanın başarısı yalnızca tasarımına değil, aynı zamanda dişin morfolojisine, plağın üretim kalitesine ve yerleştirme hassasiyetine de bağlıdır.

Çalışmamızda kullanılan 0,5 mm'lik mezial yer değiştirme, klinik uygulamalarda yaygın olarak karşılaşılan ikinci premolar çekim boşluklarının kapatılması gibi senaryoları tam olarak temsil etmeyebilir. Tipik olarak, çekim boşlukları 6 ila 7 mm arasında olup, daha uzun süreli ve daha karmaşık diş hareketlerini gerektirir. Ancak çalışmada tercih edilen 0,5 mm'lik yer değiştirme, farklı ataşman tiplerinin oluşturduğu kuvvet sistemlerinin ilk aşamadaki etkilerini izole bir şekilde değerlendirmek için idealdir. Bu sınırlı yer değiştirme düzeyi, dişin başlangıç tepkilerini ve ataşman kaynaklı kuvvet dağılımını anlamak için değerli bir model sunar. İlk fazdaki hareketlerin doğru anlaşılması, tedavi boyunca gözlemlenecek durumları öngörmek ve planlamaları buna göre ayarlamak açısından önemlidir.

Bununla birlikte, yalnızca ilk safhalarda elde edilen verilerin, tüm tedavi sürecine genellenip genellenemeyeceği tartışmaya açıktır. Zira hareketin miktarı arttıkça, plağın deformasyonu da değişir ve buna bağlı olarak ataşmanın uyguladığı kuvvetlerin yönü ve şiddeti farklılaşabilir. Bu nedenle, ataşman tasarımının etkisinin tedavi süresince sabit kalıp kalmadığı veya zamanla azalıp azalmadığı ayrı bir araştırma konusudur. Ayrıca, ileri düzey yer değiştirmelerde daha büyük devrilme momentlerinin oluşması, ataşmanın dengeleyici etkisini sınırlayabilir. Bu bağlamda, erken aşamalarda gözlemlenen küçük farkların tedavi ilerledikçe klinik olarak anlamlı hale gelip gelmeyeceğini belirlemek, hem tedavi başarısını hem de ataşman tasarımlarının gelecekteki revizyonlarını doğrudan etkileyecektir.

Son olarak, optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşman, hem anterior hem de posterior diş hareketlerinde etkili bir alternatif olarak ön plana çıkmaktadır. Geniş yüzey alanı ve çift odaklı kuvvet iletimi sayesinde, kontrollü ve öngörülebilir diş hareketleri sağlama potansiyeli taşımaktadır. Ancak bu potansiyelin her hasta için eşit derecede geçerli olup olmadığını belirlemek ve ataşmanın zaman içindeki performansını analiz etmek için uzun süreli klinik gözlemlere ve daha geniş örneklem gruplarıyla yapılacak ileri FEA analizlerine ihtiyaç vardır. Ayrıca, kuron boyutuna göre

ataşman geometrisinin uyarlanabilirliği ve CAD/CAM sistemlerinde bu yapıların hassas şekilde modellenip üretilmesi de uygulama başarısı açısından belirleyici olacaktır.



6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan analizler, ataşman kullanılmayan modellerde molar dişlerin mezializasyonu sırasında daha fazla devrilme (tipping) ve rotasyon (dönme) eğilimi gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu durum, şeffaf plak sisteminin doğal olarak uyguladığı kuvvetlerin çoğunlukla dişin kron bölgesine yönelmesinden ve direnç merkezine yakın bir noktadan kuvvet uygulamasının sağlanamamasından kaynaklanmaktadır. Sonuç olarak, kuvvet iletimi sırasında oluşan moment-kol uzunluğu artmakta, bu da kontrolsüz devrilme ve rotasyon hareketlerini beraberinde getirmektedir. Bu bulgu, tedavi planlaması aşamasında ataşman kullanımının molar bölge için yalnızca opsiyonel bir seçenek değil, tedavi başarısını doğrudan etkileyen kritik bir unsur olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle şeffaf plaklarla yapılan kompleks hareketlerde, ataşmanlar yalnızca kuvvetin yönünü değil, aynı zamanda niteliğini de değiştirerek dişin biyomekanik yanıtını düzenleyebilir.

Tüm ataşman tiplerinin kullanımı, ataşman yerleştirilmeyen modellere kıyasla daha kontrollü bir hareket paterni sağlamış olsa da, buna rağmen istenmeyen devrilme ve rotasyon hareketlerinin tam olarak engellenemediği gözlemlenmiştir. Bu bulgu, mevcut ataşman tasarımlarının sınırlılıklarını ortaya koymakta ve gelecekte geliştirilecek ataşman biçimlerinin yalnızca tutuculuk değil, üç boyutlu kuvvet yönlendirmesi açısından da optimize edilmesi gerektiğini düşündürmektedir. Ayrıca, ataşmanların yerleştirilme konumu, boyutu, şekli ve hatta yüzey eğimi gibi parametrelerin her biri, tedavi süresince gözlemlenecek diş hareketlerini doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle ataşman seçimi, bireysel vakaya özgü olarak planlanmalı ve mümkünse üç boyutlu dijital analizlerle desteklenerek kişiselleştirilmiş bir tedavi yaklaşımı benimsenmelidir.

Karşılaştırmalı analiz sonuçları, optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanın, mezial yönde gerçekleşen devrilme hareketlerini önlemede diğer ataşman tiplerine kıyasla daha üstün bir performans sergilediğini göstermiştir. Bu başarı, ataşmanın iki parçalı yapısının oluşturduğu daha geniş yüzey alanı ve simetrik kuvvet dağılımına bağlanabilir. Özellikle mezial kökün kontrollü hareketini destekleyen bu ataşman formu, plağın uyguladığı kuvvetlerin daha dengeli bir şekilde diş yapısına iletilmesini sağlamış ve istenmeyen momentlerin etkisini azaltmıştır. Bu durum, kompleks posterior hareketlerde optimize ataşman geometrisinin yalnızca anterior dişler için

değil, molar bölgede de etkin bir seçenek olduğunu ortaya koymaktadır. Aynı zamanda bu bulgu, ataşman tasarımlarının üç boyutlu kuvvet sistemlerini yönlendirmedeki rolünü vurgulamaktadır.

Rotasyonel hareketlerin kontrolü açısından yapılan değerlendirmede, yatay dikdörtgen ataşmanın en etkili sonucu verdiği görülmüştür. Bu ataşman tipi, özellikle bukkolingual düzlemde oluşan dönme kuvvetlerini dengelemede diğer tasarımlara göre daha yüksek başarı göstermiştir. Bununla birlikte, optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanın da rotasyon kontrolü açısından yatay dikdörtgen ataşmanla benzer performans sergilediği ve sonuçların oldukça yakın olduğu belirlenmiştir. Bu bulgu, elipsoidal tasarımın yalnızca devrilmeyi değil, rotasyonu da klinik açıdan anlamlı düzeyde sınırlayabildiğini göstermektedir. Dolayısıyla her iki ataşman tipi de rotasyonel moment kontrolünde etkili olabilir; ancak tercih, hareketin yönüne, dişin konumuna ve hedeflenen tedavi sonucuna göre yapılmalıdır.

Bu çalışmada elde edilen tüm bu bulgular doğrultusunda, şeffaf plak tedavisi ile mezializasyonun planlandığı klinik vakalarda, özellikle molar dişler söz konusuysa, optimize edilmiş çift yarı elipsoidal ataşmanın tercih edilmesi biyomekanik açıdan daha uygun bir yaklaşım olarak değerlendirilmektedir. Söz konusu ataşman, hem devrilmeyi azaltma hem de rotasyonel kontrol sağlama açısından dengeli bir performans ortaya koymuştur. Bununla birlikte, bu tür hareketlerin genellikle birden fazla plak gerektirdiği ve tedavi süresinin uzun olabileceği unutulmamalıdır. Bu bağlamda, optimize ataşmanların uzun vadeli etkileri, kuvvet sisteminin zamanla değişimi ve plağın mekanik deformasyonu gibi faktörlerin dikkate alındığı geniş ölçekli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Elde edilen kısa dönemli verilerin tedavi süreci boyunca korunup korunamayacağı, ataşman etkisinin zamanla azalıp azalmadığı gibi sorular, ancak uzun süreli gözlemler ve randomize kontrollü araştırmalarla yanıtlanabilir.

I. KAYNAKÇA

- Alfawal AMH, Burhan AS, Mahmoud G, Ajaj MA, Nawaya FR, Hanafi I. The impact of non-extraction orthodontic treatment on oral health-related quality of life: clear aligners versus fixed appliances-a randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2022 Dec 1;44(6):595-602. doi: 10.1093/ejo/cjac012. PMID: 35395075.
- Ahmad W, Jiang F, Xiong J, Xia Z. The mechanical effect of geometric design of attachments in invisible orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2023 Aug;164(2):183-193. doi: 10.1016/j.ajodo.2022.11.019. Epub 2023 Mar 27. PMID: 36990956.
- Aman C, Azevedo B, Bednar E, Chandiramami S, German D, Nicholson E, Nicholson K, Scarfe WC. Apical root resorption during orthodontic treatment with clear aligners: A retrospective study using cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018 Jun;153(6):842-851. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.10.026. PMID: 29853242.
- Baik UB, Kim MR, Yoon KH, Kook YA, Park JH. Orthodontic uprighting of a horizontally impacted third molar and protraction of mandibular second and third molars into the missing first molar space for a patient with posterior crossbites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017 Mar;151(3):572-582. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.01.019. PMID: 28257742.
- Baldwin DK, King G, Ramsay DS, Huang G, Bollen AM. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: premolar extraction patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Jun;133(6):837-45. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.06.025. PMID: 18538247.
- Beers AC, Choi W, Pavlovskaja E. Computer-assisted treatment planning and analysis. *Orthod Craniofac Res.* 2003;6 Suppl 1:117-25. doi: 10.1034/j.1600-0544.2003.224.x. PMID: 14606544.
- Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1956;42: 481– 510.
- Beyling F, Schwestka-Polly R, Wiechmann D. Lingual orthodontics for children and adolescents: improvement of the indirect bonding protocol. *Head Face Med.* 2013 Sep 11;9:27. doi: 10.1186/1746-160X-9-27. PMID: 24025345; PMCID: PMC3846776.

- Boyd RL. Increasing the predictability of quality results with Invisalign. Proceedings of the Illinois Society of Orthodontists; Oak Brook, Ill; March 7, 2005. Available at: http://www.gpsso.org/events/2003_outline.pdf. Accessed March 10, 2005.
- Brielmann AA, Pelli DG. Aesthetics. *Curr Biol*. 2018 Aug 20;28(16):R859-R863. doi: 10.1016/j.cub.2018.06.004. PMID: 30130500.
- Buschang PH, Shaw SG, Ross M, Crosby D, Campbell PM. Comparative time efficiency of aligner therapy and conventional edgewise braces. *Angle Orthod*. 2013 Nov 18. doi: 10.2319/062113-466.1. Epub ahead of print. PMID: 24245817.
- Cai Y, He B, Yang X, Yao J. Optimization of configuration of attachment in tooth translation with transparent tooth correction by appropriate moment-to-force ratios: Biomechanical analysis. *Biomed Mater Eng*. 2015;26 Suppl 1:S507-17. doi: 10.3233/BME-151340. PMID: 26406042.
- Chan EK, McCrostie S, Petocz P, Darendeliler MA. Profile of lingual orthodontic users in Australia. *Aust Dent J*. 2007 Dec;52(4):288-94. doi: 10.1111/j.1834-7819.2007.tb00504.x. PMID: 18265684.
- Chandra A, Thosar NR, Parakh H. Clear Aligners in Pediatric Dentistry: A Scoping Review. *Cureus*. 2024 Apr 25;16(4):e58992. doi: 10.7759/cureus.58992. PMID: 38800189; PMCID: PMC11127637.
- Clements KM, Bollen AM, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 2: Dental improvements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Nov;124(5):502-8. doi: 10.1016/s0889-5406(03)00577-8. PMID: 14614416.
- Cortona A, Rossini G, Parrini S, Deregibus A, Castroflorio T. Clear aligner orthodontic therapy of rotated mandibular round-shaped teeth: A finite element study. *Angle Orthod*. 2020 Mar;90(2):247-254. doi: 10.2319/020719-86.1. Epub 2019 Aug 30. PMID: 31469592; PMCID: PMC8051248.
- Dai FF, Xu TM, Shu G. Comparison of achieved and predicted tooth movement of maxillary first molars and central incisors: *First premolar extraction treatment with Invisalign*. *Angle Orthod*. 2019 Sep;89(5):679-687. doi: 10.2319/090418-646.1. Epub 2019 Mar 28. PMID: 30920875; PMCID: PMC8111827.
- Dai FF, Xu TM, Shu G. Comparison of achieved and predicted crown movement in adults after 4 first premolar extraction treatment with Invisalign. *Am J Orthod*

- Dentofacial Orthop. 2021 Dec;160(6):805-813. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.06.041. Epub 2021 Jul 31. PMID: 34344557.
- Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *Am J Orthod* 1971; 59(6):581-8.
- D'Antò V, Bocchino T, Levatè C, Buono R, Razionale A, Barone S, Savignano R. Biomechanical Effects of Different Auxiliary–Aligner Designs on the Rotation of an Upper Canine: A Finite Element Analysis of a Specific Patient. *Applied Sciences*. 2024; 14(6):2308. <https://doi.org/10.3390/app14062308>
- Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Sep;128(3):292-8; discussion 298. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.06.002. PMID: 16168325.
- Gao J, Guo D, Zhang X, Cheng Y, Zhang H, Xu Y, Jin Z, Ma Y. Biomechanical effects of different staging and attachment designs in maxillary molar distalization with clear aligner: a finite element study. *Prog Orthod*. 2023 Dec 4;24(1):43. doi: 10.1186/s40510-023-00493-0. PMID: 38044352; PMCID: PMC10694119.
- Gao M, Yan X, Zhao R, Shan Y, Chen Y, Jian F, Long H, Lai W. Comparison of pain perception, anxiety, and impacts on oral health-related quality of life between patients receiving clear aligners and fixed appliances during the initial stage of orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 2021 Jun 8;43(3):353-359. doi: 10.1093/ejo/cjaa037. PMID: 32613250.
- Garino F, Castroflorio T, Daher S, Ravera S, Rossini G, Cugliari G, Deregibus A. Effectiveness of Composite Attachments in Controlling Upper-Molar Movement with Aligners. *J Clin Orthod*. 2016 Jun;50(6):341-7. PMID: 27475935.
- Gomez JP, Peña FM, Martínez V, Giraldo DC, Cardona CI. Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod*. 2015 May;85(3):454-60. doi: 10.2319/050714-330.1. Epub 2014 Sep 2. PMID: 25181252; PMCID: PMC8612436.
- Gu J, Tang JS, Skulski B, Fields HW Jr, Beck FM, Firestone AR, Kim DG, Deguchi T. Evaluation of Invisalign treatment effectiveness and efficiency compared

- with conventional fixed appliances using the Peer Assessment Rating index. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017 Feb;151(2):259-266. doi: 10.1016/j.ajodo.2016.06.041. PMID: 28153154.
- Hajeer MY, Millett DT, Ayoub AF, Siebert JP. Applications of 3D imaging in orthodontics: part I. *J Orthod.* 2004 Mar;31(1):62-70. doi: 10.1179/146531204225011346. PMID: 15071154.
- Halicioglu K, Toptas O, Akkas I, Celikoglu M. Permanent first molar extraction in adolescents and young adults and its effect on the development of third molar. *Clin Oral Investig.* 2014;18(5):1489-94. doi: 10.1007/s00784-013-1121-1. Epub 2013 Oct 22. PMID: 24146200.
- Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod.* 2016 Mar;43(1):68-76. doi: 10.1179/1465313315Y.00000000004. PMID: 25939782.
- Holmgren E.P., Seckinger R.J., Kilgren L.M., Mante F. Evaluating parameters of oseointegrated dental implants using finite element analysis-A two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantology* 1998; 24: 80-87.
- Hughes TJR, *The Finite Element Method.* New Jersey:Prentice-Hall; 1987
- Johal A, Bondemark L. Clear aligner orthodontic treatment: Angle Society of Europe consensus viewpoint. *J Orthod.* 2021 Sep;48(3):300-304. doi: 10.1177/14653125211006423. Epub 2021 Apr 16. PMID: 33860707.
- Jones ML, Mah J, O'Toole BJ. Retention of thermoformed aligners with attachments of various shapes and positions. *J Clin Orthod.* 2009 Feb;43(2):113-7. PMID: 19276582.
- Kawamura J, Ojima K, Nanda R. Effect of attachment type on distal bodily movement of the maxillary canine in aligner orthodontics: a finite element study. *Angle Orthod.* 2023 Sep 1;93(5):566-571. doi: 10.2319/120121-879.1. PMID: 37079796; PMCID: PMC10575637.
- Kesling HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946 May;32:285-93. doi: 10.1016/0096-6347(46)90053-1. PMID: 21027613.
- Kim SJ, Sung EH, Kim JW, Baik HS, Lee KJ. Mandibular molar protraction as an alternative treatment for edentulous spaces: Focus on changes in root length

- and alveolar bone height. *J Am Dent Assoc.* 2015 Nov;146(11):820-9. doi: 10.1016/j.adaj.2015.04.025. PMID: 26514887.
- Koç O, Pamukçu H, Kocabalkan A. A. Comparison of 3 different bone-borne type expansion appliances used in surgically-assisted rapid palatal expansion: A finite element analysis *American Journal Of Orthodontics And Dentofacial Orthopedics* , Cilt.1, Ss.1-15, 2022
- Koç O, Bolat Gümüş E. Effects of different distractor positions on the formation of expansion, stress and displacement patterns in surgically assisted rapid maxillary expansion without pterygomaxillary disjunction: a finite element analysis study *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* , cilt.27, sa.1, ss.56-66, 2024
- Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E, Obrez A, Agran B. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009 Jan;135(1):27-35. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.05.018. PMID: 19121497.
- Krieger E, Seiferth J, Marinello I, Jung BA, Wriedt S, Jacobs C, Wehrbein H. Invisalign® treatment in the anterior region: were the predicted tooth movements achieved? *J Orofac Orthop.* 2012 Sep;73(5):365-76. doi: 10.1007/s00056-012-0097-9. Epub 2012 Aug 11. PMID: 22890691.
- Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res.* 1968 May-Jun;47(3):427-32.).
- Li Y, Jacox LA, Little SH, Ko CC. Orthodontic tooth movement: The biology and clinical implications. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018 Apr;34(4):207-214. doi: 10.1016/j.kjms.2018.01.007. Epub 2018 Feb 3. PMID: 29655409.
- Long H, Wu Z, Yan X, Wang Q, Liu L, Wang Y, Jian F, Liao L, Li X, Lai W. An objective system for appraising clear aligner treatment difficulty: clear aligner treatment complexity assessment tool (CAT-CAT). *BMC Oral Health.* 2020 Nov 10;20(1):312. doi: 10.1186/s12903-020-01300-6. PMID: 33167950; PMCID: PMC7654177.
- Lyu X, Cao X, Chen L, Liu Y, Li H, Hu C, Tan J. Accumulated biomechanical effects of mandibular molar mesialization using clear aligners with auxiliary devices: an iterative finite element analysis. *Prog Orthod.* 2023 Apr 10;24(1):13. doi: 10.1186/s40510-023-00462-7. PMID: 37032410; PMCID: PMC10083150.

- Machado AW. 10 commandments of smile esthetics. *Dental Press J Orthod*. 2014 Jul-Aug;19(4):136-57. doi: 10.1590/2176-9451.19.4.136-157.sar. PMID: 25279532; PMCID: PMC4296640.
- Martínez D, Castellanos D. Configuración y análisis biomecánico de los ataches en la ortodoncia invisible. Una revisión narrativa. *Ortod. Esp*. 2023;61(3):93-115.
- Meros GC, Shoji A, Suzuki S, Paranhos LR, Manfroi R, Claus J, Garcez A. An Alternative Approach for Space Opening in a Bilateral Maxillary Lateral Incisor Agenesis Patient using Miniplates. *J Contemp Dent Pract*. 2017 Dec 1;18(12):1198-1205. doi: 10.5005/jp-journals-10024-2200. PMID: 29208799.
- Miller KB, McGorray SP, Womack R, Quintero JC, Perelmuter M, Gibson J, Dolan TA, Wheeler TT. A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Mar;131(3):302.e1-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.05.031. PMID: 17346581.
- Moaveni S. *Finite Element Analysis: Theory and Application with Ansys*. New Jersey: Prentice Hall; 2003.
- Morita Y, Koga Y, Nguyen TA, Yoshida N. Biomechanical considerations for uprighting impacted mandibular molars. *Korean J Orthod*. 2020 Jul 25;50(4):268-277. doi: 10.4041/kjod.2020.50.4.268. PMID: 32632046; PMCID: PMC7369381.
- National Bioscience Database Center. 2011 Center NBD. Bodyparts3d, the database center for life science licensed under cc attribution-share alike 2.1 Japan. 2009.
- Nicozisis J. The Yin-yang attachment: the clear path to molar zen. *The Progressive Orthodontist*. Published 2017. Available from: <https://princetonorthodontics.net/wp-content/uploads/2019/05/Nicozisis-Ying-Yang-Final.pdf> [Accessed Month day, year].
- Palone M, Casella S, De Sbrocchi A, Siciliani G, Lombardo L. Space closure by miniscrew-assisted mesialization of an upper third molar and partial vestibular fixed appliance: A case report. *Int Orthod*. 2022 Mar;20(1):100602. doi: 10.1016/j.ortho.2021.100602. Epub 2022 Jan 7. PMID: 35012896.
- Pepperell R. Connecting Art and the Brain: An Artist's Perspective on Visual Indeterminacy. *Front Hum Neurosci*. 2011 Aug 17;5:84. doi: 10.3389/fnhum.2011.00084. PMID: 21887141; PMCID: PMC3157022.

- Phan X, Ling PH. Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc.* 2007 Apr;73(3):263-6. PMID: 17439714.
- Proffit W.R, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. *Contemporary Orthodontics.* 5th ed. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2013.
- Quinzi V, Orilisi G, Vitiello F, Notarstefano V, Marzo G, Orsini G. A spectroscopic study on orthodontic aligners: First evidence of secondary microplastic detachment after seven days of artificial saliva exposure. *Sci Total Environ.* 2023 Mar 25;866:161356. doi: 10.1016/j.scitotenv.2022.161356. Epub 2023 Jan 2. PMID: 36603638.
- Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod.* 2015 Sep;85(5):881-9. doi: 10.2319/061614-436.1. Epub 2014 Nov 20. PMID: 25412265; PMCID: PMC8610387.
- Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod.* 2005 Jun;32(2):146-63. doi: 10.1179/146531205225021024. PMID: 15994990.
- Sabri R. Multidisciplinary management of permanent first molar extractions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2021 May;159(5):682-692. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.09.024. Epub 2021 Jan 22. PMID: 33495060.
- Schneider J, Geiger M, Sander FG, Numerical experiments on long-time orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:257-65 55:1004–1011.
- Sheridan JJ, LeDoux W, McMinn R. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod.* 1993 Jan;27(1):37-45. PMID: 8478438.
- Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique--regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health.* 2014 Jun 11;14:68. doi: 10.1186/1472-6831-14-68. PMID: 24923279; PMCID: PMC4068978.
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for gerilmes in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;92(6):499-505
- Vaid NR, Hansa I, Ferguson DJ. Customized adjuncts with clear aligner therapy: “The Golden Circle Model” explained! *J World Fed Orthod.* 2022;11(6):216–225.
- Van der Veen MH, Attin R, Schwestka-Polly R, Wiechmann D. Caries outcomes after orthodontic treatment with fixed appliances: do lingual brackets make a

difference? Eur J Oral Sci. 2010 Jun;118(3):298-303. doi: 10.1111/j.1600-0722.2010.00733.x. PMID: 20572865.

Wise GE, King GJ. Mechanisms of tooth eruption and orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2008 May;87(5):414-34. doi: 10.1177/154405910808700509. PMID: 18434571; PMCID: PMC2387248.

Yang X, Man YB, Wong MH, Owen RB, Chow KL. Environmental health impacts of microplastics exposure on structural organization levels in the human body. Sci Total Environ. 2022 Jun 15;825:154025. doi: 10.1016/j.scitotenv.2022.154025. Epub 2022 Feb 22. PMID: 35202683.

Yokoi Y, Arai A, Kawamura J, Uozumi T, Usui Y, Okafuji N. Effects of Attachment of Plastic Aligner in Closing of Diastema of Maxillary Dentition by Finite Element Method. J Healthc Eng. 2019 Mar 3;2019:1075097. doi: 10.1155/2019/1075097. PMID: 30944717; PMCID: PMC6421825.

II. EKLER

Ek-1. Etik Kurul Onayı

BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Ortodontik Şeffaf Plak Tedavisinde Ataçman Tiplerinin Maksiller Molar Dişlerin Mesializasyon Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar ile Değerlendirilmesi
-----------------------	---

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
	AÇIK ADRESİ:	Merkezefendi Mahallesi G/75 Sk. No: 1-13 Zeytinburnu/İstanbul
	TELEFON:	444 8 276 / 1585
	E-POSTA	etikkurul@biruni.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Hakan Gürcan Gürel	
	BAĞLI OLDUĞU KURUM	Biruni Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortodonti	
	ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Müdahale gerektirmeyen tüm gözlemsel çalışmalar (ilaç ve tıbbi cihaz hariç)	☐
		Dosya ve görüntü kayıtlarından elde edilen retrospektif arşiv taramaları	☐
		Anket Çalışması	☐
		Ölçek Çalışması	☐
		Grup Odak Çalışmaları	☐
		Mülakat Çalışması	☐
		Kan, idrar, doku, genetik materyal ve radyolojik görüntü gibi koleksiyon materyaliyle yapılan çalışmalar	☐
		Tetkik ve tedavi işlemleri sırasında elde edilmiş materyallerle yapılacak araştırmalar	☐
		Hücre/doku kültürü (in vitro) çalışmaları	☐
		Gen tedavisi klinik araştırmaları dışında kalan ve tanımlamaya yönelik olarak genetik materyalle yapılacak araştırmalar	☐
		Verilen bir eğitiminin sonuçlarını ölçen araştırmalar	☐
		Yaşam alışkanlıkları, Epidemiyolojik araştırmalar	☐
		Diğer ise belirtiniz: Sonlu Elemanlar Analizi	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: PRO
İmza:

Not: E... her sayfaya imza atmalıdır.

BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Ortodontik Şeffaf Plak Tedavisinde Ataçman Tiplerinin Maksiller Molar Dişlerin Mesializasyon Hareketine Etkisinin Sonlu Elemanlar ile Değerlendirilmesi
-----------------------	---

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2024-BİAEK/04-17	Tarih: 21.10.2024
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel açıdan bir sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir. Biruni Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurul Yönergesi kapsamında yer alan anket ve ölçek araştırmaları/çalışmaları ile kurum ya da kurumlardan alınması gerekli olan tüm izin ve sorumluluk etik kurul başvuru formunda belirtilen araştırmacı/lara aittir.	

BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	BİRÜNİ ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL YÖNERGESİ
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. AHMET BELCE

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	İmza
Prof. Dr. Ahmet Belce Etik Kurul Başkanı	Tıp Fakültesi / Tıbbi Biyokimya	Biruni Üniversitesi	
Prof. Dr. Nezihe Kızılkaya Beji	Sağlık Bilimleri Fakültesi / Hemşirelik	Biruni Üniversitesi	
Prof. Dr. İlker Tolga Özgen	Tıp Fakültesi / Çocuk Endokrinolojisi	Biruni Üniversitesi	
Doç. Dr. Zeynep Hoşbay Etik Kurul Başkan Yardımcısı	Sağlık Bilimleri Fakültesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	Biruni Üniversitesi	
Dr. Öğr. Üyesi Manolya Sağlam	Eğitim Fakültesi / İngilizce Öğretmenliği	Biruni Üniversitesi	
Dr. Öğr. Üyesi Nur Ekimci Gürcan	Mühendislik ve DB Fakültesi / Moleküler Biyoloji ve Genetik	Biruni Üniversitesi	
Dr. Öğr. Üyesi Tambay Taşkın	Eczacılık Fakültesi / Farmakoloji	Biruni Üniversitesi	
Dr. Öğr. Üyesi Fatma Büşra Doğan	Diş Hekimliği Fakültesi / Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi	Biruni Üniversitesi	
Dr. Öğr. Üyesi Safa Heybet	Meslek Yüksekokulu / Fizyoterapi	Biruni Üniversitesi	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: PR
İmza:

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer atmadığı her sayfaya imza atmalıdır.

III. İNTİHAL RAPORU

ORTODONTİK ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE ATAŞMAN TİPLERİNİN MAKSİLLER MOLAR DİŞLERİN MESİALİZASYON HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMENLAR İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Yazar RESUL VATANSEVER

Gönderim Tarihi: 04-Haz-2025 09:19AM (UTC+0300)

Gönderim Numarası: 2691849523

Dosya adı: RESUL_VATANSEVER.docx (26.15M)

Kelime sayısı: 7604

Karakter sayısı: 51895

ORTODONTİK ŞEFFAF PLAK TEDAVİSİNDE ATAŞMAN
TİPLERİNİN MAKSİLLER MOLAR DİŞLERİN MESİALİZASYON
HAREKETİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 4	% 1	% 1	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 2
2	Submitted to Ege Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% 1
3	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	756d243f-9742-4892-987f- 8834db07019e.filesusr.com İnternet Kaynağı	<% 1
6	Osman KOÇ, Nagihan KOÇ, Helder Baldi JACOB. "Effect of different palatal expanders with miniscrews in surgically assisted rapid palatal expansion: A non-linear finite element analysis", Dental Press Journal of Orthodontics, 2024 Yayın	<% 1
7	Yıldız Ünüvar, Aylin Çalış, Osman Koç. "Comparison of the Biomechanical Effect of Distal İmplants Placed at Different Angles in the All-On-Four Technique: A Nonlinear Finite Element Analysis", Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery, 2024	<% 1

8

Submitted to Beykent Üniversitesi
Öğrenci Ödevi

<% 1

9

dergipark.org.tr
İnternet Kaynağı

<% 1

Alıntıları çıkart

Kapat

Eşleşmeleri çıkar

< 10 words

Bibliyografyayı Çıkart

Kapat