

AYŞEGÜL URAL ÖZAY

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2022



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**AĞIZ İÇİ DEĞİŞEN SICAKLIK DEĞERLERİNİN ŞEFFAF
PLAK MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNVİTRO OLARAK İNCELENMESİ**

AYŞEGÜL URAL ÖZAY

**DANIŞMAN
PROF.DR.GÜLNAZ MARŞAN**

**ORTODONTİ ANABİLİM DALI
ORTODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL-2022

İTHAF

Aileme ve tüm sevdiklerime ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin tez süreci boyunca desteğini benden hiç esirgemeyerek bana yol gösteren, mesleğindeki başarısını ve insani özelliklerini örnek aldığım, değerli danışman hocam Prof. Dr. Gülnaz Marşan'a

Bugünlere gelmemde çok büyük emek veren, büyük bir sevgi, sabır ve özveriyle beni büyüten ve her koşulda yanımda olup daha ileriye gidebilmem için yolumu aydınlatan annem Meral Ural ve babam Uzm. Dr. Osman Fatih Ural'a, her zaman yanımda olan kardeşim Halit Fırat Ural'a,

Hayatımın her alanında olduğu gibi, doktora eğitimi ve tez sürecinde de sevgisi ve desteğiyle her zaman yanımda olan sevgili eşim Dt. Furkan Özay'a,

Destekleri ile doktora ve tez sürecimi kolaylaştıran ve güzelleştiren canım arkadaşlarım, Ahmet Murat Artuç ve Necati Kemal başta olmak üzere zorlukları ve mutlulukları paylaştığımız Ortodonti Anabilim dalındaki asistan arkadaşlarıma,

Tezin deney aşamasındaki desteklerinden ötürü TÜBİTAK MAM çalışanlarına ve tezimin deney aşamalarında, deney sonuçlarının yazımında ve yayın yapmamda bana yardımcı olan ve desteğini benden hiç esirgemeyen çok değerli hocam Doç. Dr. Bülent Aydemir'e,

Tezimin deney aşamasında hem materyal teminindeki hem de laboratuvar çalışmalarındaki desteklerinden ötürü Cihan Halil Bey başta olmak üzere bütün OrthoMagic ailesine,

Teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
BEYAN.....	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	viii
ÖZET	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Termoplastik Şeffaf Plakların Tanımı ve Tarihsel Gelişimi.....	3
2.2. Şeffaf Plak Sistemleri	5
2.2.1. Essix Sistemi	5
2.2.2.CAD/CAM Sistemleri.....	7
2.3. CAD/CAM Yöntemiyle Hazırlanan Şeffaf Plaklarla Yapılan Ortodontik Tedavi Aşamaları	10
2.3.1.Kayıtların Alınması.....	10
2.3.2.İnteraktif Sanal Tedavi Planlaması	11
2.4.Şeffaf Plaklarla Yapılan Ortodontik Tedavinin Avantajları, Dezavantajları ve Sınırlamaları.....	13
2.5.Termoplastik Şeffaf Plak Materyallerinin Biomekanik Özellikleri.....	16
2.6.Şeffaf Plaklarla Diş Hareketi	17
2.6.2.1.Ekspansiyon	20
2.6.2.2.Tork.....	21
2.6.2.3. İntrüzyon	22
2.6.2.4.Ekstrüzyon	23
2.6.2.5.Rotasyon.....	23
2.6.2.6.Devrilme- Tipping Hareketi.....	24
2.6.2.7.Paralel – Gövdesel Hareket.....	25

2.6.4.Şeffaf Plaklarla Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler.....	28
2.6.4.1.Şeffaf Plak Materyali	28
2.6.4.2.Hasta Uyumu.....	28
2.6.4.3.Aktivasyon Zamanı	28
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1.Şeffaf Plak Numuneleri.....	29
1. Grup; İşlem Görmemiş Şeffaf Plak Numuneleri; Kontrol Grubu:.....	29
2. Grup; Termal Siklusa Tabii Tutulmuş Şeffaf Plak Numuneleri:	29
2. Grup: Termal Siklusa tabii tutulmuş	30
3.1.2.Şeffaf Plak Materyalleri	30
3.2.Şeffaf Plak Numunelerinin Oluşturulması.....	33
3.3.Termal Siklus	35
3.4.Çekme Deneyi.....	35
4.BULGULAR.....	38
5.TARTIŞMA	46
KAYNAKLAR	52
HAM VERİLER	64
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	72
ÖZGEÇMİŞ	73

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Deney Grupları.....	30
Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan 6 farklı şeffaf plak materyali	31
Tablo 4-1: İşlem Türlerine Göre Çekme Sonuçlarının Karşılaştırılması.....	40
Tablo 4-2: Çekme testi sonucu elde edilen değerler.....	45



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Flex-O-Tite apareyi (20).....	4
Şekil 2-2: Güç Sırtlarının ağız içinde görüntüsü (82)	21
Şekil 2-3: Ekstrüzyon ataşmanındaki aktif yüzey ve ekstrüzyon kuvvetinin yönü gösterilmiştir (39).	23
Şekil 2-4: Elipsoid ataşmanların şematik gösterimi. Kanin ve premolar dişlerinde kullanılan optimize kök kontrol ataşmanı (82).	26
Şekil 2-5: Kanin dişine rotasyon yaptırmak için kullanılan tek elipsoid ataşmanın şematik gösterimi (104).	27
Şekil 2-6: Eğimli ataşmanların şematik gösterimi (104).	27
Şekil 2-7: Dikdörtgen ataşmanların şematik çizimi (104).	27
Şekil 3-1: Çalışmamızda kullanılan 6 farklı şeffaf plağın fotoğrafı.	31
Şekil 3-2: Mınistar S (Scheu Dental) plak vakum cihazı.	33
Şekil 3-3: Plakların kare kalıplara basılmış hali.	34
Şekil 3-4: Numunelerin kesildiği Ay-Ka marka lazer cihazı	34
Şekil 3-5: Kare kalıplara basılmış plaklar üzerinden lazer kesimle çekme deneyine uygun numunelerin elde edilmiş hali	35
Şekil 3-6: Termal Siklus Cihazı	35
Şekil 3-7: Z250 Zwick Universal Test Cihazı Fotoğrafı	36
Şekil 4-1: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - CA Pro kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	41
Şekil 4-2: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - Zendura kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	42
Şekil 4-3: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği – Zendura flex kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	42
Şekil 4-4: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - Zendura kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	43
Şekil 4-5: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği – GT flex kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	43
Şekil 4-6: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - TAGLUS kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)	44

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

°C: Celcius

CA: Clear Aligner

ISO: International Organization for Standardization.

CAD/CAM: Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

mm: Milimetre

yy: Yüzyıl

PET-G: Polietilen tereftalat glikol

TPU: Termoplastik üretiler

TPE: Termoplastik elastomer

PU: Poliüretan

Tg: Geçiş sıcaklığı

IPR: Interproximal Reduction

g: gram

kw: kiloWatt

W: Watt

V: Volt

Kg: Kilogram

Sn: Saniye

Dk: Dakika

SD: Standart Sapma

MPa: MegaPaskal

ÖZET

Ural Özay, A.. Ağız içi değişen sıcaklık değerlerinin şeffaf plak materyalinin mekanik özellikleri üzerine etkisinin invitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortodonti ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2022.

Bu çalışmanın amacı, termoplastik şeffaf plak materyallerinin mekanik özelliklerinin simüle edilmiş bir ağız içi ortamda değerlendirilmesidir. Araştırmanın materyalini oluşturan altı farklı şeffaf plak materyali üzerinde oda sıcaklığında ve ağız içi ortamı simüle eden termal siklus işlemi sonrasında çekme testleri yapılmıştır. 0.76 mm kalınlığında kare şeklinde temin edilen malzemeler üzerinden lazerle kesilerek numuneler alınmıştır. Numuneler şeffaf plaklar ile sıcak yiyecek ve içecek tüketildiğinde, ağız ortamında oluşacak sıcaklık değişimlerini invitro olarak taklit etmek amacıyla termal siklus cihazına sokulmuştur. 1.000 termal döngü ile yaşlandırılan bu plak numunelerine, ardından çekme deneyi yapılmıştır. Altı grubun her birinde 5 örnek olmak üzere toplam 30 örnek vardır. Numunelerin elastisite modülü, çekme dayanımı ve kopma uzamasını belirlemek için çekme testleri kullanılmış ve gerilme uzama eğrisi analizi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, termal döngüden sonra CA PRO ve GT Flex materyallerinin elastisite modülü artmıştır. Gerilme-uzama eğrileri analiz edildiğinde, her bir materyalin termal siklus uygulandıktan sonraki kuvvete karşı esnemesinin azaldığı görülmüştür. Şeffaf plak materyallerinin mekanik özellikleri sıcaklık dışındaki faktörlerden de etkilenmektedir. İnsan tükürüğünün etkisini içeren ağız içi ortamı simüle etmenin bu malzemelerin mekanik özelliklerini anlamada kritik olduğu keşfedilmiştir. Bu bulgular göz önüne alındığında, şeffaf plakların mekanik özellikleri üzerine yapılacak in vivo insan çalışmalarının gerekli olduğuna inanılmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Ortodonti, Ortodontik aygıtlar, Çıkarılabilir, Poliüretanlar, Elastisite Modülü

ABSTRACT

Ural Özey, A.. In vitro investigation of the effect of changing intraoral temperature values on the mechanical properties of the clear aligner material. Istanbul University Institute of Health Sciences, Department of Orthodontics. Doctoral Thesis. Istanbul. 2022.

The aim of this study is to evaluate the mechanical properties of thermoplastic materials. The materials were evaluated in a simulated intraoral environment in this study. Tensile tests on six different thermoplastic products were performed at room temperature and after the thermoforming process, which simulated the intraoral environment. The materials were supplied in the form of a square with a thickness of 0.76 mm, and samples were obtained by laser cutting this square. The samples were inserted into the thermal cycle device in order to mimic the temperature changes that will occur in the oral environment when hot food and beverages is consumed with clear aligners in vitro. These samples, which had been aged for 1.000 thermal cycles, were then tensile tested. There are a total of 30 samples, with 5 samples in each of the six groups. Tensile tests were used to determine the modulus of elasticity, tensile strength and elongation at break of the samples and stress-strain curve analysis was performed. According to the results of the study, after thermocycling, the elastic modulus of CA PRO and GT Flex materials increased. When the stress-strain curves were analyzed, it was seen that the stretching of each material against the force after thermal cycling decreased. The mechanical properties of clear aligner materials are affected by factors other than temperature. It has been discovered that simulating the intraoral environment, which includes the effect of human saliva, is critical in understanding the mechanical properties of these materials. Given these findings, it is believed that in vivo human studies on the mechanical properties of clear aligners are required.

Key Words: Orthodontics, Orthodontic Appliances, Removable, Polyurethanes, Elastic Modulus

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Şeffaf plaklar, şeffaf görünümde ve takılıp çıkarılabilen aygıtlardır. Ortodontik tedaviden estetik ve konfor beklentisi yüksek olan hastalar için, geleneksel sabit tedavi mekaniklerine bir alternatif sunmaktadır (1). Şeffaf plaklar ile tedavi günümüzde hastaların estetik beklentisini büyük ölçüde karşılamakta olup, alanında görülen hızlı gelişmeler ile giderek daha fazla vakanın tedavisinde kullanılmaktadır (2).

1945 yılında Kesling tarafından ısıyla şekillendirilen şeffaf apareylerle küçük diş hareketleri yapılabileceği prensibi tanıtılmıştır (3). Bu prensip, daha sonra birçok araştırmacı tarafından kullanılarak geliştirilmiştir. Şeffaf plak teknolojisinin öncüsü olan Invisalign sisteminde, her randevuda ölçü alıp set-up yapmak yerine bilgisayar destekli bir tasarımla yani CAD/CAM teknolojisiyle 3 boyutlu olarak modeller elde edilmektedir (4).

Günümüzde, termoplastik malzemeler, şeffaf plak üretimi için yaygın olarak kullanılmaktadır (5,6,7). Özellikle, polyester, kopolyester, polikarbonat, termoplastik poliüretanlar ve polipropilen, şeffaf plak üretimi için kullanılan baskın termoplastik malzeme karışımlarıdır (8). Bu malzemeler ile hasta modellerinde bir termoform işlemi ile son derece hassas apareyler üretilmektedir (9).

Genel olarak, şeffaf plak materyalleri, ağız ortamındaki sıcaklık, nem ve çiğneme kuvvetleri değişimlerine ve tükürük enzimleriyle uzun süreli temasa maruz kalan inert olmayan reçine polimerleridir (10).

Hastalardan normalde oda sıcaklığındaki su dışında herhangi bir içecek içtikleri veya herhangi bir şey yedikleri ya da dişlerini fırçaladıkları veya diş ipi kullandıkları durumlar dışında plaklarını tam zamanlı takmaları istenir (11,12). Ancak, ortodontistlerin ve üretici firmaların önerilerine rağmen, birçok hasta plaklarıyla yiyecek ve içecek tüketmektedir (5,13).

Ağızdaki termoplastik malzemelerin mekanik özellikleri ısıyla şekillendirme, su emilimi ve sıcaklıktan etkilenmektedir. Termoplastik polimerler yüksek derecede viskoelastik malzemeler olduğundan, sıcaklık, nem, elastik deformasyondan sonraki süre ve şekillendirme prosedürlerinin mekanik özellikleri üzerinde belirgin etkileri vardır (11).

Bu nedenle, bu malzemelerin mekanik özellikleri ağız içi ortam ve oda sıcaklığı arasında farklılık gösterebilir. Bununla birlikte, malzeme üreticileri tarafından sağlanan ‘Malzeme Güvenlik Veri’ sayfasında belirtilen fiziksel değerler, standart atmosferik koşullar altında ölçülen ISO standartlarına uygundur. Simüle edilmiş ağız içi ortamda bu malzemeler için hiçbir fiziksel değer bildirilmemiştir (14).

Çalışmamızda, şeffaf plaklar ile sıcak yiyecek ve içecek tüketildiğinde, ağız ortamında oluşan sıcaklık değişimlerinin günümüzde en çok kullanılan plak sistemlerinden seçilen 6 farklı markada şeffaf plakların mekanik özellikleri üzerine etkisinin invitro olarak değerlendirilmesi planlanmıştır. Plakları ağızdan çıkarmadan sıcak yiyecek ve içecek tüketilmesi ile, ağız içi sıcaklık değerlerinde oluşan artışı in vitro olarak taklit etmek için, plaklar termal siklus cihazında 1.000 termal döngüye tabii tutulmuştur. Plakların mekanik özelliklerindeki değişimi görebilmek için de çekme deneyi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın temel amacı, şeffaf plaklar ağız ortamından çıkarılmadan sıcak yiyecek ve içecek tüketim ile ağız ortamında değişen sıcaklık değerlerinin, şeffaf plakların fiziksel ve mekanik özelliklerine olan etkisinin invitro olarak incelenmesi ve oluşan bu farklılıkların klinik olarak sağlayacağı avantaj ya da dezavantajların da yorumlanmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

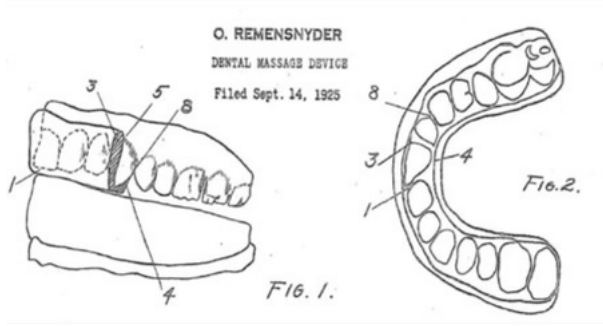
2.1. Termoplastik Şeffaf Plakların Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

Özellikle son yıllarda dişleri çene kemiği içerisinde düzgün konumlandırılmasını hedefleyen ortodontik tedavideki gelişmelere, hastaların estetik taleplerinde oluşan önemli bir artış da eklenmiştir. Hastalar genellikle sabit ortodontik aygıt gibi geleneksel ortodontik yöntemlerin ağızdaki görünümünden şikayet etmektedir. Bu nedenle, bu sınırlamaların üstesinden gelmek amacıyla klinik uygulamaya estetik malzeme ve teknikler de eklenmiştir. Bu gelişmelerden biri olan şeffaf plaklar diş telinin görünmez bir alternatifi olmuştur. Şeffaf plaklar günümüzde estetik ihtiyacın yanı sıra kişiye sunduğu sabit aygıtlara göre artan konforu sebebiyle de tercih edilmektedir. Ağız içinde herhangi bir tel olmadığından batma ve yaralanma gibi istenmeyen etkiler görülmemektedir. Hasta tarafından takılıp çıkarılabilen şeffaf plakların avantajı, hastanın plağını çıkartıp dişlerini fırçalayıp diş ipi kullanmaktan yemek yemeye kadar normalde yaptığı her şeyi yapmaya devam edebilmesidir. Şeffaf plakların braketlerden daha az ağrılı olduğu ve geleneksel sabit ortodontik aygıt tedavisine oranla daha kısa bir sürede sonuçlandığı yapılan bazı çalışmalarda bildirilmektedir (2,15,16,17).

Termoplastik materyaller ilk olarak 1896 yılında üretilmişlerdir. Termoplastik veya ısıyla yumuşayan plastik belirli sıcaklıkta bükülebilir veya kalıplanabilir hale gelen ve soğuduktan sonra katılaştıran bir plastik polimer malzemedir (18).

İlk olarak 1944 yılında Kesling tarafından ‘positioner’ apareyinin piyasaya sürülmesinden günümüze kadar hafif ila orta dereceli ortodontik diş hareketleri için şeffaf plaklara benzer termoplastik materyallerden yapılan, takılıp çıkarılabilir apareyler kullanılmıştır (3).

Bu aygıtın 20.yy’ın ortalarına kadar kullanım amacı dişleri düzeltmek olmamıştır. Hareketli şeffaf apareylerle diş hareketinin kökeni Orrin Remensnyder’in “Flex-O-Tite” diş eti masaj aletini icat ettiği 1926 yılına kadar uzanmaktadır (19). (Şekil 2-1).



Şekil 2-1: Flex-O-Tite apareyi (19)

Flex-O-Tite apareyi, hastaların tüm klinik kronunu ve marjinal dişetini kaplayacak şekilde yumuşak esnek kauçuk materyalden üretilmiştir. Remensnyder (19), hastaların periodontal problemlerini bu apareyin dişetlerine masaj yaparak oluşturduğu stimuluslar ile tedavi etmeyi hedeflemiştir. Remensnyder ilerleyen yıllarda gözlemlediği bir yan etki olarak bu tedavide bazı dişlerin minör düzeyde hareket ettiğini bildirmiştir. Bu keşif, diş hareketinin hareketli apareylerle sağlanabildiği bilgisini literatüre kazandırmıştır (20).

1944 yılında Kesling (3), ortodontik aygıtın çıkarılmasından sonra tedavinin bitim safhasında kullanılan bir yöntem olarak positioner apareyini üretmiştir. Hastanın ortodontik tedavisinin bitimine yakın alınan ölçüler üzerinde set up yapılarak planlanan ve esnek kauçuk malzemeden üretilen bu hareketli apareyle dişlerde minör hareket elde edilebileceği kanıtlanarak şeffaf apareylerin ilk kullanımı gerçekleşmiştir. Bu gelişmeler Nahoum isimli araştırmacının 1960 yılında, Marshall ve Horvay tarafından üretilen ‘Vacuum Former’ (basınçlı kalıplama cihazı) aygıtını kullanarak ilk ‘aligner’ı üretmesi ve bir hasta üzerinde deneyerek sonuçlarını yayınlamasıyla devam etmiştir (21).

Sonraki yıllarda da birçok araştırmacının üzerinde çalıştığı şeffaf plastik plaklar üretilmiştir (22,23). Bunlar arasında en fazla bilineni, Raintree Essix tarafından 1993 yılında geliştirilen Essix apareyidir (Dentsply, Raintree Essix, Metairie, LA, ABD) (24).

Ponitz 1971 yılında (23), ‘invisible retainer’ adıyla tanıttığı benzer bir apareyin sınırlı diş hareketi sağlayabildiğini bildirmiştir.

Sheridan ve ark. (24) ise 1993 yılında şeffaf essix plakların, air-rotor stripping (ARS) ile beraber kullanılarak dişleri düzeltibildiklerini rapor etmişlerdir. Bu sistem Kesling'in tekniğine dayanmaktadır.

Neredeyse her diş hareketi yeni bir set up gerektirdiği için her randevuda ölçü alıp set up yapmak çok zaman kaybına neden olmakta olup, pratik değildir (24).

Kesling'in bu tekniğine göre çok daha fazla pratik olan 1997 yılında tanıtılan Invisalign sistemi, 1999 yılında ortodonti hekimleri tarafından kullanılmaya başlanmıştır (25,26,27).

Her randevuda ölçü alıp model üzerinde set-up yapmak yerine, bilgisayar destekli bir tasarım olan CAD/CAM teknolojisi ile 3 boyutlu modeller elde edilerek, bu modeller üzerinden tedavi planı oluşturulmakta ve dişler hareket ettirilmektedir (25,28).

L. Joffe isimli araştırmacının 2003 yılında yayınladığı verilere göre, ABD ve Kanada'da Invisalign tedavisi gören yaklaşık 40.000 hasta ve ABD'de Invisalign tedavisi yapan eğitilmiş yaklaşık 6000 ortodontist bulunmaktadır. Bu sistemin kullanımı Avrupa ve diğer ülkelerde de yaygınlaşmaktadır (29).

2.2. Şeffaf Plak Sistemleri

Günümüzde kullanılan çok sayıda şeffaf plak sistemi mevcuttur. Yaygın olarak kullanılan sistemler Invisalign (Align Technology, San Jose, California, ABD 1999), CA-Clear Aligner (ScheuPDental GmbH, Iserlohn, Germany), E-CliGner (eClear International, Seoul, Korea), ClearPath (ClearPath Orthodontics, ABD), MTM Clear Aligner (Dentsply International, NY, ABD) ve ASO Aligner (ASO International, Tokyo, JAPAN) 'dır (30).

Piyasada birçok ticari isimlerle görülen bu sistemler genel olarak birbirlerine benzer olsalar da üretim biçimleri, 3 boyutlu yazılım sistemleri, hekime ve hastaya olan profesyonel yaklaşımları bakımından farklılıklar gösterebilmektedirler (31).

2.2.1. Essix Sistemi

Essix plağı, 1993 yılında ilk olarak John Joseph Sheridan isimli Amerikalı ortodontist araştırmacı tarafından sunulurken Raintree essix firması (Raintree Essix, Inc., 4001 Division St, Metairie, LA-USA) tarafından geliştirilmiştir (24).

Essix sisteminde plaklar, hastadan alınan ölçüden elde edilen alçı modeller üzerinde ısı veya basınç yoluyla şekillendirilerek üretilmektedir. Essix plaklar keşfedildiği ilk yıllarda genellikle ortodontik tedavi sonunda pekiştirme apareyi olarak kullanılmıştır. Günümüzde ise aktif diş hareketi oluşturan düzeltici tedavi plakları olarak da kullanılmaktadır (32).

Bu sistemde plaklar, Kesling'in "set-up" tekniğine dayanarak, hastanın mevcut modelinden ayrı ayrı kesilerek yeniden konumlandırılan dişleri "set-up" pozisyonuna getirmek için yapılmaktadır.

Essix sistemi, tekli plakların üretimine dayanmaktadır. Yani dişleri tedavi hedeflerine göre hareket ettirmek için önceki sistemlerde olduğu gibi neredeyse her randevuda alınan ölçülerden sıralı bir şekilde elde edilen modeller üzerinde plak üretimi yapılarak değil, aynı plak üzerinde uyumlamalar yapılarak sağlanır (33). Sheridan'ın tekniğinde dişleri Essix sistemi ile hareket ettirmek için aparey içinde ve dental arklar içinde boşluk yaratılması gerekir. Plak içinde dişlere hareket edebilecekleri yerin sağlanması amacıyla, alçı model üzerinde block-out yapılarak veya düşük devirli el aletleri ile plakta bir pencere açılarak boşluk oluşturulur. Dental arklar içindeki boşluk genişletme, IPR veya diş çekimi ile oluşturulabilir. Essix sistemi ile diş üzerinde yeterli ortodontik kuvvet oluşturabilmek için iki yöntem mevcuttur. Biri plağın belli bölgelerinin üzerinde çıkıntılar oluşturmak için Hilliard Thermoplier isimli özel pensi kullanmak, diğeri ise dişin yüzeyine çıkıntılar oluşturmak için ince kompozit tabakalar yerleştirmektir (34,35,36).

Essix plaklar ile hedeflenen ayda 1mm diş hareketidir. Tek bir essix plağın aktifleştirilmesiyle 2-3 mm'lik diş hareketi sağlanabilir. Daha fazla düzeltme istendiğinde tekrar hastadan ölçü alınıp üretilen alçı model üzerine yeni essix plak basılmalıdır. Essix plakları ile dişlere rotasyon, tipping, tork, intrüzyon ve ekstrüzyon hareketleri yaptırılabilir (37). Essix plaklar, dişeti undercutlarının içine uzanarak ön dişlere oturmasını sağlayan fiziksel bir hafızaya ve esnekliğe sahiptir (25).

Uzun yıllar boyunca kullanılan bu tekniklerin dezavantajı, hemen hemen her diş hareketinin (veya birkaç dişin hareketinin) yeni bir model "kurulumu" gerektirmesidir ve bu nedenle hemen hemen her ziyarette hasta için yeni bir ölçü seti gerektirir. Bu hasta için rahatsız edici olup, ortodontist için de zaman ve emek kaybına sebep olmaktadır (25).

2.2.2.CAD/CAM Sistemleri

1999 yılında Invisalign Align teknolojisi, hekimin teknisyenle birlikte planlama yapabilmesine, belirli diş hareketlerini talep edebilip tedaviyi sonlandırma veya daha ileriye götürme kararını verebilmesine olanak tanıyan, klinisyenin dijital tedavi planlamasını entegre edebilen CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım-bilgisayar destekli üretim) teknolojisini kullanarak şeffaf plak tedavi teknolojisini daha da ileri götürmüştür.

CAD CAM teknolojisindeki bu gelişmelerle birlikte, her firmada kullanılan termoplastiğin farklı olabilmesine ve firmalar arasında teşhis/tedavi planlama yazılımlarının farklı olabilmesine rağmen benzer teknolojilerle başka firmalar da piyasada yer almaya başlamıştır (38).

2.2.2.1.Invisalign Sistemi

Invisalign, 1997 yılında bilgisayar mühendisliği öğrencileri Zia Chisti ve Kelsey Wirth tarafından bir fikir olarak ortaya atılmıştır (39). Essix sisteminin prensiplerini CAD/CAM teknolojisi ve özel laboratuvar teknikleriyle birleştirerek, dişleri hareket ettiren estetik şeffaf plaklar üretmişlerdir (40).

Bu sistemde kullanılan hareketli, şeffaf, çok katmanlı, termoplastik poliüretan yapıda semielastik plaklar, dişler üzerine bukkal, lingual ve oklüzal yüzeylerini kaplayacak şekilde oturmaktadır. Plakların kalınlığı ortalama 0,76 mm'dir (41,42). İstenilen sonucun elde edilebilmesi için günde en az 20-22 saat takılması 2 haftada bir değiştirilmesi önerilir. Her bir plak, bir dişi veya küçük bir diş grubunu yaklaşık 0,25–0,3 mm hareket ettirmek için tasarlanmıştır (29,43).

Invisalign sistemde (Align Technology, Inc., Santa Clara,CA), hassas ölçülerden elde edilen yüksek hassasiyetli kalıplar taranılıp görüntülenir. Bu, hastanın dişlerinin, özel yazılım aracılığıyla invisalign tarafından oluşturulan ortodontist tarafından değiştirilip geliştirilen bir tedavi planı olarak ekrana yansıtılan 3 boyutlu model olarak çoğaltılmasına olanak tanır (29).

Klinisyen, 'ClinCheck®' adlı bir İnternet bağlantı programı aracılığıyla hastanın tedaviyle ilgili onayını alana kadar, gözden geçirilip düzeltmeler yapılabilir. Hekim onayladıktan sonra plaklar üretilmeye başlanmakta ve kargo ile gönderilmektedir. ClinCheck programı hekimin, tedavinin sonunda maloklüzyonda elde edilecek düzeltmeyi ve her plak ile gerçekleşecek diş hareketlerini sanal model üzerinde görmesini sağlar (29).

2.2.2.2. Clear Aligner (CA) Sistemi

Clear Aligner (CA) sistemi, sabit ortodontik tedaviye bir alternatif olarak basit mekaniklere sahip, tedavi zamanının ve maliyetinin azaldığı, estetik hareketli şeffaf plakların kullanıldığı rahat bir tedavi yöntemidir. Çekimli ve zor vakaların tedavilerinde tercih edilemeyen Clear Aligner sistemi ile ancak minör diş hareketleri yapılabilir. Bu sistemin, 4mm'den az çapraşıklık veya diastema vakalarında, ekspansiyon, intrüzyon veya çok az miktarda olan kesici diş rotasyonunun düzeltilmesi yapılacak vakalarda ve relaps vakalarında kullanılması önerilmektedir (44).

Seri halinde şeffaf plaklardan oluşan ve bütün plakların tedavi başında basılıp gönderildiği Invisalign sisteminden farkı, hastadan 3-4 haftada bir alınan yeni ölçülere sert alçı dökülerek elde edilen çalışma modelleri üzerinde set-up işlemi yapıldıktan sonra, modellerin üzerine inceden kalına (yumuşak-0,5 mm, orta-0,625 mm ve sert-0,75 mm) 3 plak (Duran, Scheu-dental, Germany) basılarak tedavinin devam etmesidir. Bu 3 farklı kalınlıktaki plaklar, basınç (Biostar, Scheu-dental, Germany) veya vakum (Essix, Dentsply, Reintree Essix, Metairie, LA) cihazları kullanılarak hazırlanmaktadır (45).

Günümüzde ise CA-Clear Aligner (Scheu- Dental GmbH, Iserlohn, Germany) plakları bilgisayar destekli yazılımla üretilmektedir. İlk hafta inceden başlanılıp kalına doğru devam edecek şekilde, her bir plak hastaya 1 hafta kullandırılır (46). Plakların günde en az 17 saat takılması önerilir (47,48). Clear Aligner plaklarının ilk takıldığı anda rahatsız eden sıkılığı zamanla oldukça rahatlar. Bu durum, oda sıcaklığında üretilen plakların ağız içi sıcaklıkla hafifçe genişlemesine bağlanmaktadır (49).

Bu sistemde tek bir plağın yapabileceği en fazla 1mm diş hareketidir. Önerilen başlangıç plağı ile 0,5 mm başlangıç diş hareketi daha sonra bunu takip eden her plakta tedavinin aktif aşamasında dişler 1mm'ye kadar hareket ettirilebilir (44).

Bu diş hareketi miktarını hatasız ölçebilmek ve uygun hareket miktarını uygulayabilmek için, başlangıç çalışma modelinin ve düzeltilmesi istenen dişlerin kesilip istenilen konuma getirilip sabitlendiği set up yapılmış çalışma modelinin dijital fotoğrafları alınarak, Aligner Aid Program-APP (IV-Tech, Seoul, Korea)'a aktarılmıştır. Bu programda, set up değişiklikleri fotoğrafların karşılaştırılmasıyla ölçülür. Ve tedavi boyunca kaç adet plak kullanılacağı da belirlenmiş olur (50).

Clear Aligner'ın Invisalign sisteminden bir diğer önemli farkı ise klinikte kontrol randevularında alınan ölçülerden elde edildiğinden, tedavi istenilen şekilde gitmediğinde

tedavi planını ara safhalarda değiştirmek mümkün olmaktadır. İnvisalign sisteminde plaklar sadece marjinal diş etini örterken, Clear Aligner sisteminde diş etinin 3 mm'lik kısmını da örtmektedir (51).

2.2.2.3. ECligner Sistemi

Dr. Kim Tae Won tarafından geliştirilen Ecligner sistemi özet olarak, Clear Aligner sistemine dijital 3 boyutlu tarama, tasarım ve baskı yazılımının eklenmesidir.

Bu sistemde, hastanın ölçülerinden elde edilen modelleri, 3 boyutlu taranarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve dijital set-up gerçekleştirilmektedir. Hekim internet üzerinden tedavinin bütün aşamalarına ulaşabilmekte, şirketin özel yazılımı sayesinde tedavi planında değişiklikler yapabilmektedir. Hekim tedaviyi sanal ortamda onayladıktan sonra plaklar, şirket tarafından stereolithografi adı verilen yöntemle 3 boyutlu yazdırılan fiziksel model üzerinde basılarak üretilmekte ve hekime gönderilmektedir. Kullanılan plakların kalınlığı, sertliği, yaptırdığı diş hareketi miktarı ve 1 hafta ara ile değiştirilmesi Clear Aligner sistemiyle aynıdır. Bu sistemde de plakların günde en az 17 saat takılması önerilmektedir (44).

2.2.2.4. MTM (Minör Tooth Movement) Clear Aligner

MTM ® (Minör Tooth Movement) Clear Aligner sisteminde, ismini de aldığı basit diş hareketlerini, yapabilen şeffaf hareketli termoplastik plaklar kullanır. Bu sistem, sadece basit çapraşıklık veya diastema gibi dişlerin çok az hizalanması gereken vakaların tedavisinde kullanılmalıdır. Ortalama tedavi süresi üç ila altı aydır (49).

2.2.2.5. ClearCorrect

ClearCorrect sistemi, bir dizi şeffaf, takılıp çıkarılabilir plak kullanarak, dişleri aşamalı olarak hareket ettirerek düzeltir. Günümüzde bu sistemde, ClearQuartz adı verilen Zendura'nın geliştirilmiş hali, 3. nesil son teknoloji ürünü çok katmanlı plak materyali kullanılmaktadır. Bu materyal, ortada elastik bir iç katman, en üst ve en altta sert ve az gözenekli dış katmanlar olmak üzere hepsi eşit kalınlıkta olan 3 katmana sahiptir. Dış katmanların sertliği plak aşınmasını, düşük gözenekli yapısı ise lekelenmeyi azaltır. Elastik iç katmanın sağladığı geliştirilmiş esneklik sayesinde daha öngörülebilir uygun ve devamlı kuvvet elde edilir. Aynı zamanda bu elastik tabaka fazla kuvvetleri emdiği için dayanıklılığı da artırır. Bu esneklik hastaya kullanım kolaylığı da sağlar. Şirket, plak kesiminin diş etinin 2mm'lik kısmını örtecek şekilde olmasının plağın

tutuculuğunu ve diş hareket kontrolünü arttırdığını, böylece daha az ataşman kullanımı gerektirdiğini öne sürmektedir (52).

Hekim hastanın kayıtlarını ve reçete formunu ClearCorrect'e gönderdikten sonra, bu kayıtlar dişlerin 3 boyutlu dijital modellerini oluşturmak için kullanılır. ClearCorrect sistemi, hastanın dişlerinin istenen son konumunu temsil eden bir "tedavi setup'ı" oluşturur. ClearCorrect, hastaların plak takmaya alışmasına yardımcı olmak için bir tane "0. faz " pasif plak gönderir. Klinisyen tedaviyi onayladıktan sonra, ClearCorrect sistemi dişleri aşamalı olarak hareket ettirmek için her adımı oluşturur. Ve plakları basacağı 3 boyutlu modeli oluşturmak için bir 3 boyutlu yazıcı kullanır. Hastanın plaklarını 22 saat, yani yemek yenilen ve diş fırçalanan zamanlar dışında her zaman takması önerilir (53).

2.2.2.6. Simpli5

Simpli5, hafif ila orta dereceli çapraşıklık veya boşlukların tedavisinde kullanılan, sipariş işlemeyi beklemeden ve uzun üretim süresi olmadan 5 adede kadar sıralı şeffaf, çıkarılabilir plaktan oluşan basit bir sistemdir. Ormco AOA Laboratuvarı (Simpli 5 Express Aligner System, Ormco Corp., Orange, CA) tarafından geliştirilmiş bu sistemde, hekimler hastalarının ölçülerini ve tedavi planlamasını içeren reçeteyi firmaya göndermektedir. Ardından ortodonti laboratuvarı teknisyenleri dijital sanal tedavi planı oluşturmaktadırlar. Her plak 0,5 mm'e kadar diş hareketi sağlamaktadır (54).

2.3.CAD/CAM Yöntemiyle Hazırlanan Şeffaf Plaklarla Yapılan Ortodontik Tedavi Aşamaları

2.3.1. Kayıtların Alınması

Invisalign plak tedavisinin üç boyutlu teşhis ve tedavi planlaması ilk olarak 2001 yılında Boyd ve Vlaskalic tarafından bildirilmiştir. Bu çalışma yayınlandıktan sonra teknolojiye gelişmelerle birlikte çok ileriye götürülmüştür (55).

Geleneksel alçı çalışma modellerinin yerine yakın zamanda piyasaya sürülen ve klinisyene anında dijital model sağlayabilen ağız içi kamera ve tarayıcılar, klinisyenlerin vakaları üzerinde anında daha bilinçli karar vermelerine yardımcı olabilmektedir.

Çağdaş ortodontik tanı ve tedavi planlaması, aşağıdaki kayıtların alınmasını içermektedir (38):

1. Hastanın medikal ve dental öyküsü,
2. Hastanın esas şikayeti,

3. Klinik muayene,
4. Modeller (alçı veya dijital),
5. Radyografik değerlendirme,

İnvisalign tedavisi öncesi, hastanın alınmış hassas ve yüksek kalitedeki ölçüleri ile sentrik oklüzyonda ısırma kaydını içeren gönderim seti, panoramik ve lateral sefalometrik röntgenleri ve yüz ile ağız içi fotoğraflarını içeren kayıtları Align Teknoloji'ye gönderilmektedir (26). Dijital röntgenler ve fotoğrafların, sanal ortamda online olarak iletilebilmesi bir avantajdır.

Ölçüler, tek fazlı bir ölçü tekniği olan Aquasil (Dentsply, Weybridge, UK) veya çift fazlı bir ölçü tekniği olan Pentamix 2 (ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) gibi bir polivinil silikon malzeme ile alınabilir. Alternatif olarak, tek fazlı bir ölçü tekniği olan Impregum (ESPE Dental AG, Seefeld, Almanya) gibi bir polieter malzeme kullanmak da mümkündür. Hastanın maksimum interküspidasyonunu kaydetmek için bir silikon ısırma malzemesi de gereklidir (29).

2.3.2. İnteraktif Sanal Tedavi Planlaması

Vakanın değerlendirilmesi ve teşhisi tamamlandıktan sonra, daha önceden eğitimle sertifikasını alan ortodontist kendi kişisel hesabıyla Invisalign® web sitesine giriş yapmaktadır. Burada, kapsamlı tedavi planlama formu yani reçete adım adım girilip Align Technology'ye gönderilmektedir.

Bu sırada teknoloji laboratuvarına gönderilen ölçülere dental alçı dökülerek elde edilen modeller, bir tepsiye yerleştirilir ve epoksi üretilen ile kaplanır. Tarayıcının dönen bıçağı tepsideki model üzerinden ince bir tabaka kaldıracak şekilde çok sayıda geçer. Bu tarayıcıya bağlı bilgisayar da taranan bilgileri birleştirerek modelin 3 boyutlu görüntüsünü oluşturur.

Invisalign sanal ortodonti teknisyenleri (VOT), ortodontistin reçetesini takip ederek, sanal modelleri 0,075 mm'lik kalınlıklarda kesip dişleri ayrı hareket edebilmeleri için ayırıp ve bu kestiği dilimleri tekrar birleştirerek maloklüzyonu görsel olarak düzeltmektedir. Bu düzeltim üzerinde plakların üretiminde kenar görevi görmesi için, klinik kuronun dişeti çizgisi boyunca sanal bir dişeti yerleştirilir. Gerekli plak sayısı, hareketin miktarına ve karmaşıklığına bağlıdır. Sonrasında teknisyen, ortodontiste Invisalign Web sitesinde önerilen tedaviyi göndermektedir.

Hekimin kayıtları göndermesi ve düzeltmeler tamamlandıktan yaklaşık 10-14 gün sonra, hekim hastanın sanal modellerini aşama aşama ve her açıdan 3 boyutlu olarak görüntüleyebilmektedir. Klinisyen sanal tedaviden memnun kalana kadar değişiklik talebinde bulunabilir. Hatta kendisi eliyle de sistemin geliştirilmiş araçlarını kullanarak değişiklik yapabilir. Bu sürece ClinCheck® adı verilir. Align Teknolojisine ait olan ve Invisalign® sürecinin temel çekirdeğini oluşturan yazılım, her diş bireyselleştirir, böylece her diş ayrı ayrı yeniden konumlandırılabilir. Üst ve alt dişleri birbiriyle ilişkilendirilerek kapanış kontakt noktaları saptanır. Böylece üst ve alt dental arklar arasında koordinasyon sağlanarak ideal kapanış ilişkisi elde edilebilir. Sistemdeki diş hareketinin hızı ve sınırı firma tarafından belirlenen şekilde ayarlanır.

Ortodontist tedavi planını onayladığında bilgisayar ekranında görülen hareketlerin klinik olarak hastaya aktarılabilmesi için plaklar üretilecektir. Tedavi bir seri algoritmik aşamalara ayrılmakta ve aşama sayısı hareket miktarı veya hareketin karmaşıklığına bağlı olmaktadır. Tedavinin her bir aşamasının 3 boyutlu modelleri yani bilgisayar görüntüleri, lazer kullanılarak stereolitografi adı verilen bir işlemle fiziksel modellere dönüştürülür. Bu modellere daha sonra bir Biostar basınçlı kalıplama makinesinde (Great Lakes Orthodontic Products, Tonawanda, NY) plaklar basılır. Üretilen plaklara hastanın baş harfleri, vaka numarası, hizalayıcı numarası ve ark (üst veya alt) lazerle kazınır. Plaklar dezenfekte edilip, paketlenerek ortodontistin ofisine gönderilmektedir (26,29,56,57).

2.3.3. Plakların Uygulanması

İşlem süreci olan yaklaşık 4-6 hafta sonunda, başlangıçtan sona kadar tam plak seti, bir hasta bakım setiyle beraber ortodontiste teslim edilmiş olur.

İlk ziyarette, ilk plaklar takılarak uyum ve rahatlığı kontrol edilmektedir. Align Technology tarafından verilen programa göre gerekiyorsa interproksimal redüksiyon (IPR) yapılarak hastaya gerekli kullanma ve temizleme talimatları verilir ilk kontrolü için 2-3 hafta sonraya çağrılmaktadır. 2. randevuda, IPR, diş ipi kullanılarak kontrol edilip gerekirse yine uygulanmaktadır. 2. Plak verilir sistemin talimatlarına göre 1 ya da 2 hafta süreyle plağı takması önerilmektedir. İki haftalık kullanımdan sonra değiştirebilmesi için hastaya 3. Plak da verilmektedir. Böylece hasta 4 haftada bir görülmüş olmaktadır. Dişlerin klinikteki hareketleri, mümkünse her randevuda bilgisayar ortamındaki simülasyonları ile karşılaştırılmalıdır.

Genellikle ilk randevuda plak setiyle gelen ataşman şablonu kullanılarak, diş rengindeki kompozit restoratif materyallerden plakların tutuculuğuna yardımcı olmak ve diş hareketi esnasındaki kontrolünü iyileştirmek için indirekt yöntemle dişlerin bukkal yüzeylerine ataşmanlar yapıştırılır. Bazı klinisyenler 1. plağı ataşmansız planlayıp 2. plak takılacağı zaman ataşmanları yapıştırmaktadırlar. Bu şekilde hastanın plaklarına alışmasının ve uyumunun arttığını öne sürmektedirler (26,29,57).

2.4.Şeffaf Plaklarla Yapılan Ortodontik Tedavinin Avantajları, Dezavantajları ve Sınırlamaları

Şeffaf plak tedavisiyle hangi tür vakaların tedavi edilebileceği ile ilgili çok çeşitli görüş vardır. Vaka seçimi ile ilgili ilk görüş bildiren kişi Boyd (58), şeffaf plakların kalıcı dentisyondaki hafif ve orta dereceli çapraşıklıklarda kullanımını önermiştir.

Şeffaf plaklarla tedavinin daha başarılı olduğu ve plak tedavisinde en yaygın tercih edilen maloklüzyon tipleri:

- Hafif ve orta dereceli çapraşıklık (1-5 mm) vakaları,
- Diastema problemleri (1-5 mm),
- Sınıf II divizyon 2 vakaları gibi derin kapanış vakaları,
- Dişleri çok fazla devirmeden genişletilebilecek dar arklar,
- Sabit ortodontik tedavi sonrası relaps vakalarıdır (25,26,50).

2.4.1. Şeffaf Plak Tedavisinin Avantajları

Şeffaf plak tedavisinin önemli bir avantajı, hastaların beslenmesini kısıtlamadan istediği zaman apareylerini ağızdan çıkarabilmeleridir. Bunun yanı sıra İnvisalign plak sisteminin sunduğu en önemli ek avantaj, tedavi planının işleyişinin ve süresinin öngörülebilir olmasıdır (26).

Şeffaf oldukları için bukkal yüzeylere yapıştırılan sabit apareylerin görünmez bir alternatifi olmuşlardır (43). Hastalara ideal estetik görünüm sağlarlar (29).

Bu estetik avantajı sağlayan bir başka tedavi alternatifi olan lingual aygıtlara göre dil hareketlerini ve konuşmayı minimum düzeyde etkilerler (43).

Şeffaf plakların hasta tarafından takılıp çıkartılmaları oldukça kolaydır. Konuşmanın en fazla ilk gün etkilendiği gözlemlenmiştir. Şeffaf plakların bu kullanım kolaylığı hastanın tedaviye kabulünü ve uyumunu arttırmaktadır (29).

Şeffaf plakların temizlenmesinin ve hastaların ağız bakımlarının kolaylığı tedavi boyunca daha iyi bir ağız hijyeni sağlar. Dişler fırçalanırken plaklar çıkarıldığında sabit ortodontik aperiyelede olduğu gibi diş yüzeylerinde ekstra bakım gerektirecek aperiyeleler yoktur (29). Bu avantaj, tedavi süresinde periodontal problemlerin ve tedavi sonunda diş çürüğünün görülme sıklığını azaltmaktadır (60). 2003 yılında Clements ve ark. tarafından, şeffaf plak tedavisinin diş eti sağlığı üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı gösterilmiştir (61).

Sabit tedavi mekaniklerinden olan braket ve tellerin neden olabildiği ağız içi mukozal irritasyon ve iltihap, şeffaf plaklarda oldukça nadir gözlemlenmiştir (60). 2005 yılında Nedwed ve ark.'larının 3-6 aylık invisalign tedavisi görmüş 54 hasta üzerinde yaptıkları anket çalışmasında, dişlerdeki ve temporomandibular eklemdaki ağrı ve dildeki ve mukozadaki tahrişler açısından değerlendirildiğinde plakların hastalar tarafından yüksek oranda kolayca kabul edildiği gösterilmiştir (62).

Klinikte hasta başında geçirilen süre oldukça kısadır.

Acil müdahale gereksinimini oldukça azaltırlar (61).

Parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda plaklar olabilecek aşınmaları önler.

Tedavide kullanılacak malzeme ihtiyacı oldukça azdır.

Sistemin bilgisayar yazılımlarının sağladığı sanal tedavi planlamasında tedavinin başı, sonu ve her plaktaki aşaması hasta ve hekim tarafından görüntülenebilir. Gelişen teknolojiyle, kliniklerde geleneksel ölçü yöntemlerinin yerine kullanılan tarayıcılardaki ağız içi kamera ile hastanın dijital ölçüsünün alındığı ilk seansta simülasyon programlarıyla tedavi sonucunun simülasyonu oluşturulup hastaya gösterilebilir. Bu hastanın tedaviyi kabul etmesini ve başlangıç motivasyonunu arttırmaktadır (61).

2.4.2. Şeffaf Plak Tedavisinin Dezavantajları

Takılıp çıkarılabilen, hareketli aperiyeleler olan şeffaf plaklarda istenilen tedavi sonucunu elde edebilmek hastanın kooperasyonuna bağlıdır.

Dişlerin ekstrüzyon hareketinin, şiddetli rotasyonların düzeltiliminin, diş dikleştirilmesinin ve paralel hareket gibi kök hareketlerinin plaklar tarafından kontrolü sınırlıdır. Bu hareketlerdeki kontrolü arttırmak için ataşmanlara ihtiyaç duyulur.

Bu yöntemle tedavi şiddetli iskeletsel çeneler arası bozuklukların düzeltiliminde tek başına yetersiz kalmaktadır. Ancak ön arka yönde bulunan 2mm'ye kadar olan overjet ilişkisi plaklarla birlikte intermaksiller elastik kullanımıyla düzelebilir.

Invisalign sistemde şeffaf plakların tümü tedavi başında gönderildiği için hekime tedavi sürecinde değişiklik yapma olanağı verilmemektedir. Eğer tedavide bir sorun çıkarsa, o aşamada yeniden ölçü alınıp baştan tedavi planlaması yapıp yeniden plak üretimi yapılabilir. Bu da maliyet açısından klinisyeni olumsuz etkileyerek hasta ve hekim için zaman kaybına sebep olmaktadır (29). Bu nedenle baştan iyi bir tedavi planlamasının yapılması çok önemlidir.

Şeffaf plakların kalınlığı nedeniyle posterior bölgede intrüzyon görülebilir.

Şeffaf apareylerle kolaylıkla sağlanan hareket türü daha çok tipping şeklindedir (25).

Dişin kronunu kolaylıkla hareket ettirebilirken kök hareketlerinde istenilen sonucu verememektedirler (63).

2007 yılında Kuncio ve ark.'larının yaptığı karşılaştırmalı kohort çalışmasında sabit geleneksel ortodontik tedaviye göre tedavi sonrası relaps riski daha fazla bulunmuştur (64).

2.4.3. Şeffaf Plak Tedavisinin Limitasyonları

Şeffaf plaklarla tedavinin daha zor olduğu veya yetersiz olacağı düşünülen durumlar;

- 5 mm'den fazla diastema veya yer darlığı olan vakalar,
- Sentrik ilişki ve sentrik oklüzyon uyumsuzlukları,
- 20 dereceden fazla rotasyonu olan dişlerin düzeltilimi,
- 45 dereceden daha eğimli devrik dişler,
- Kısa klinik kurona sahip dişler,
- Çoklu diş eksikliklerinin olduğu oligodonti vakaları,

- Ön-arka yönde. 2mm'den fazla iskeletsel uyumsuzluğun olduğu vakalar,
- Dişlerde ekstrüzyon hareketi gereken vakalar ,
- Ön ve arka açık kapanış vakaları (25, 26, 29, 61, 65, 66).

Genel olarak, Invisalign yöntemi basit ve moderate çekimsiz vakalarda çekimli vakalara göre daha başarılıdır. Bunun temel nedeni, Invisalign'ın boşluk kapatma sırasında dişleri paralel hareket ettirebilmek için gereken dikleştirme hareketini yaptırma konusunda zorlanmasıdır (29).

Bu duruma yardımcı olmak böylelikle plakları daha çok vakanın tedavisinde kullanabilmek için dişe yaptırılacak harekete göre özel dizayn edilmiş gerekli görüldüyse uygun açılarda eğimlendirilmiş 3 boyutlu ataşmanlar kullanılır. Ataşmanlarla plaklara daha fazla rotasyon ve angulasyon kontrolü verilebilir.

Şeffaf plak materyallerindeki gelişmeler ve bu ataşmanların kullanımı, plakların diş hareketleri üzerinde çok daha fazla kontrolünün olmasını sağlayarak tedavinin sınırlamalarını azaltmaktadır.

Şeffaf plaklarla düzeltilmesi zor olan maloklüzyonlarda, geleneksel apareylerin yardımıyla kombinasyon tedavisi yaparak yine şeffaf plakları kullanabiliriz. Geleneksel hareketli veya sabit apareylerle bir kısım düzeltme sağlandıktan sonra plak tedavisiyle kalan düzeltme yapılabilir. Ya da tam tersi ya da aynı anda iki yöntemin kullanımı da mümkündür. Sabit ortodontik mekaniklerde kullanılan minivida uygulaması gibi tedaviye yardımcı unsurlar, şeffaf plak tedavisiyle de beraber kullanılarak tedavinin limitasyonlarının üstesinden gelinebilir.

2.5.Termoplastik Şeffaf Plak Materyallerinin Biomekanik Özellikleri

Günümüzde şeffaf termoplastik plakların üretiminde en çok kullanılan materyallerin çoğu modifiye edilmiş polietilen tereftalat glikoldür (PET-G). Bunun dışında polipropilen, polikarbonat, poliüretanlar, kopolyester gibi materyaller de kullanılmaktadır. Yapısal olarak, PET-G malzemeleri amorf ve şeffaftırlar (67).

Termoplastik malzemelerin mekanik özellikleri hem moleküler ve kristal yapıları gibi yapısal faktörlerden hem de sıcaklık, nem ve basınç gibi çevresel faktörlerden etkilenir (68). Bu nedenle mekanik özellikleri kullanım koşullarının etkisi altında değişmektedir.

Yapılan bazı çalışmalarda şeffaf plakların materyal özelliklerinin, ağız boşluğundaki ısı değişimlerine bağlı olarak değişikliğe uğrayabildiği gösterilmiştir (69,70).

Bunun dışında aygıtların ağıza takıp çıkarılırken defleksiyona uğramaları ve klinik kullanıma bağlı olarak apareylerin elastikiyet değerlerinde azalmalar meydana gelebilmektedir. Plakların esneklikleri azaldığında, uyguladıkları kuvvet miktarları da değişebilir (71).

Şeffaf plak materyalleri yapısal olarak, ya amorf ya da kısmen kristalli polimer malzemelerdir. Plastikler, cam geçiş sıcaklığından (T_g) daha düşük sıcaklıklarda bir cam materyale geçerek katılaşır, ancak T_g 'yi aştığında hızla yumuşar. Bu noktada mekanik özelliklerdeki değişiklikler, amorf ve kristal plastikler arasında önemli ölçüde farklılık gösterir. T_g 'deki kristal plastikler sağlam kalırken, zayıf moleküller arası kuvvetlere sahip amorf bölgeler hareket eder. Bu nedenle, mekanik özellikler kristalizasyon derecesine göre değişir. Buna karşılık, amorf plastiklerin kristal bölgeleri olmadığı için, T_g 'nin üzerinde yumuşak ve esnek elastomerler veya oldukça viskoz sıvılar haline gelirler. Oda sıcaklığının altında T_g değerine sahip malzemelerin mekanik özellikleri, sıcaklıktaki değişikliklerden önemli ölçüde etkilenebilir. Ek olarak, polimer malzemeler kullanılan işleme yöntemlerine ve koşullara bağlı olarak moleküler oryantasyona sahip olabilir. Moleküler oryantasyon, genellikle çoklu elastik modüllere sahip olan anizotropik malzemeler üzerinde fiziksel özellikler sağlar (72,73).

Ortodontik termoplastik materyaller, biyouyumluluk, şeffaflık, düşük sertlik, iyi elastikiyet, esneklik ve tükürüğe karşı direnç gibi belirli özelliklere sahip olmalıdır (74).

Literatürde Essix, Invisalign ve farklı şirketler tarafından kullanılan termoplastiklerin esnekliği ve sertliği açısından değerlendirilmesi ve tedaviden daha iyi sonuç alabilmek için son zamanlarda geliştirilen termoplastik malzemenin kimyasal bileşimi hakkında fazla bilgi yoktur. Bunun nedeni, çoğu şirketin bilimsel literatürde açıklamamayı tercih ettiği pazar rekabeti ve üretim sırları olabilir.

2.6.Şeffaf Plaklarla Diş Hareketi

Brezniak ve ark.'larının 2008 yılında yayınladıkları makalede şeffaf termoplastik plaklarla elde edilen diş hareketlerini biyomekanik olarak değerlendirmiş ve bu apareylerle gerçekleştirebilen ve gerçekleştiremeyen diş hareketlerini sebepleriyle

açıklamışlardır. Şeffaf plaklarla elde edilen ilk tedavi tecrübelerinde, özellikle ekstrüzyon ve gövdesel diş hareketinin istenilen şekilde gerçekleştirilemediği görülmüştür. Brezniak'a göre, elastik yapıdaki şeffaf plaklar, ağıza yerleştirildiklerinde hareket ettirilmek istenen diş tarafından bir miktar yukarıya doğru itilmektedirler. Bu etkiyi, kabaca bir karpuz çekirdeğinin başparmak ve işaret parmağı arasında sıkıldığında fırlamasına benzettiği için watermelon seed effect (karpuz çekirdeği etkisi) olarak tanımlamıştır. Bu etkinin sonucu esnekliği sebebiyle diştten uzaklaşan aparey, çiğneme kuvvetleri ile tekrar dişe doğru baskı yapar. Bu şekilde intrüzyon hareketi meydana gelmektedir (post-terapötik intrüzyon). Bu etki ile diştten oklüzale doğru itilen aparey, aynı zamanda gingival bölgede de diş yüzeyinden uzaklaştığı için o bölgede hiçbir kuvvet uygulamaz. Bu nedenle de kuvvet çifti ya da herhangi bir gövdesel hareket oluşturmaları oldukça zorlaşmaktadır. Yazar bu zorluğun üstesinden gelebilmek için, diş ile şeffaf plak arasındaki kontakt yüzey alanını artırarak apareyin tutuculuğunu arttıran ataşmanların diş yüzeyine uygulanmasını önermektedir. Yazara göre şeffaf plaklarla dişe intrüzyon ve tipping hareketi yaptırmak çok kolay iken, gövdesel hareket ve ekstrüzyon hareketi yaptırmak oldukça zordur (75).

İdeal bir ortodontik tedavide aranan kuvvetler, periodontal dokuda kanlanmayı durdurmayan, çevre dokularda hasara yol açmayan ve maksimum diş hareketi sağlayan optimal kuvvetlerdir. Diş hareketi oluşturmak için gereken optimum kuvvet miktarı diş hareketi tipine göre değişmektedir. Translasyon, ekstrüzyon, rotasyon ve tork hareketi 50 g ile 150 g arasında değişen ağır kuvvetler gerektirirken, intrüzyon hareketi oldukça düşük 10-25g kadar kuvvet miktarları ile elde edilir. Sadece tek kuvvet ile yapılabilen tipping hareketi için 50-75 g kuvvet yeterlidir. Gövdesel diş hareketi oluşturabilmek için 2 ya da daha fazla kuvvet sistemi gerekmektedir.

Şeffaf plaklarla diş hareketinin tipi, plağın dişe kuvveti uyguladığı yere göre değişir. Kuvvet, insizalden uygulanırsa dişte devrilme hareketi oluşmaktadır. Gingivalden uygulanırsa daha paralel diş hareketi elde edilir. Distalden uygulanırsa, mezial vertikal ekseninde, mezialden uygulanırsa distal vertikal ekseninde diş hareketi oluşmaktadır (76).

Şeffaf plak tedavisinde hareket ettirilmek istenilen dişe, esnek yapıdaki termoplastiğin eski haline dönmeye çalışırken uyguladığı kuvvetler etki etmektedir. Bu nedenle bu plakların esneklik özellikleri yeterli diş hareketi sağlamak için çok önemlidir.

Termoplastik şeffaf plakların oluşturduğu kuvvet miktarında plağın esneklik özelliği dışında programlanmış aktivasyon miktarı da önemlidir (77,78). Bu tedavilerin her safhasında yapılan aktivasyon miktarları firmalar arasında farklılık gösterdiği gibi kullanılan plak materyalinin cinsi, kalınlığı ve katman sayısı da farklılık göstermektedir.

Şeffaf plakların dişleri hareket ettirebilmek için uyguladıkları kuvvet, dişin şekline, plak malzemelerinin özelliklerine, plağın dişlerin üzerine uygun olarak oturmasına ve plağın önceden sanal ortamda programlanmış aktivasyonuna bağlıdır (79).

Termoplastik şeffaf plaklarla diş hareketi iki temel sistemle sağlanmaktadır (80);

Moulding Yöntemi:

Moulding yönteminde, şeffaf plaklarda bir değişiklik yapılmaksızın diş hareketini gerçekleştirmek amacıyla boşluk açma mekanizmasını kullanarak dişlerin yüzeylerine 1 mm olacak şekilde kompozit yerleştirilmelidir. Kompozit kalınlığı 1mm'yi geçmemeli ve bunun kontrolü Boley Gauge ile ölçülerek yapılabilir. Kompozit her kontrol randevusunda birer milimetre olarak aşamalı artırılmazsa plak diş yüzeyine oturamayabilir (80).

Termopliers Yöntemi:

Termopliers yönteminde diş hareketi plağın ısı yoluyla yapısında oluşturulan değişiklikler ile yapılmaktadır. Kolay uygulanabilen bu yöntem, klinisyene zaman kazandırır. Dişe uzayın üç düzleminde de hareket oluşturulabilir.

Hekim plakla kuvvet oluşturabilmek için istenen kuvvetin tipine göre özel seçilen pensin ucunu 80-90 °C ısıtıp şekillendirme diş yüzeyine doğru olacak şekilde pensi yerleştirmelidir. Isı 80-90 °C'den fazla olursa plak plastiği yanmakta, daha az olursa plastik sadece sıkışıp kuvvet oluşturamamaktadır. Bu doğru ısıyı sağlayabilmek için Hakko Dijital Termometre ile ölçülmektedir (80).

2.6.1. Şeffaf Plaklarla Diş Hareketinin Sabit Mekaniklerden Farkı

Sabit mekanikler verdiği kuvvetle dişi çekerek, şeffaf plaklar ise diş üzerine itme kuvveti uygulayarak hareket ettirir. Sabit mekaniklerde esnek ark telinin orijinal haline dönmek isterken dişe verdiği kuvvet, telin esnekliğine ve dişe bağlanmak için maruz kaldığı bükülme miktarına bağlıdır. Plaklar ise dişlerin üzerinde deforme olur ve materyalindeki elastikiyet dişleri yerine iter. Optimize edilmiş ataşmanlar, ekstrüzyon

veya rotasyon gibi diş hareketlerini sağlayabilmek için plakların itebileceği aktif, düz bir yüzey sağlar.

Sabit apareyler, braket slotuna bağlanan bir ark teli aracılığıyla dişleri birbirine bağlar. Ark teli ne kadar kalın ve rijit olursa bağlanma o kadar iyi olur. şeffaf plaklar ise, dişlerin etrafını termoplastik plak malzemesi ile sararak dişleri birbirine bağlar. Dişlerin etrafını ne kadar çok plastik kaplarsa, o kadar iyi bağlanma olur. Dolayısıyla uzun klinik kronlu ve daha geniş yüzeylere sahip dişlerde daha iyi tutuculuk sağlandığı için kısa klinik kronlara göre şeffaf plaklar ile diş hareketi daha kolay elde edilir. Küçük morfolojiye sahip dişlerde istenilen hareketin elde edilebilmesi amacıyla dişlerin üzerine, şeffaf plağın dişe kuvvet uygulayacağı ve dişi kaplayacağı yüzey alanını arttıracak ataşmanlar yerleştirilir.

Sabit apareylerde en yaygın ankraj modeli, Newton'un üçüncü yasasına dayanan karşılıklı (resiprokal) ankraj modelidir. Bir diş, başka bir diş segmentinin sağladığı ankraj ile hareket eder. şeffaf plak tedavisinde ise ankraj segmentleri önceden belirlenebilir ve bu tedavinin farklı aşamalarında değişebilir. Bu şekilde ankraj dişleri tedavinin farklı aşamalarında hareketsiz hale getirilebileceğinden iyi bir ankraj kontrolü sağlanır (81).

2.6.2. şeffaf Plaklarla Yapılan Diş Hareketi Tipleri

2.6.2.1.Ekspansiyon

şeffaf plak tedavisiyle ortalama 2-4mm ekspansiyon elde edilebilir (57). Pavoni ve ark.'nın çalışmasında self-ligating braketler ile, Invisalign'a göre daha iyi yatay dentoalveolar genişlik değişimi elde edildiği bulunmuştur. Genel olarak bu çalışmanın Invisalign grubunda, maksiller arklarda belirgin genişleme görülmemiştir (82).

Aksine, Krieger ve ark. 2012'deki çalışmasında, n bölgedeki apraşıklığın Invisalign tedavisi, protrüzyon , distalizasyon ve IPR ile tüm çalışma gruplarında başarılı bulunmuştur. Mandibular apraşıklık olgularının %47'sinin IPR ve protrüzyon kombinasyonu ile başarılı bir şekilde tedavi edildiği görülmüştür (83).

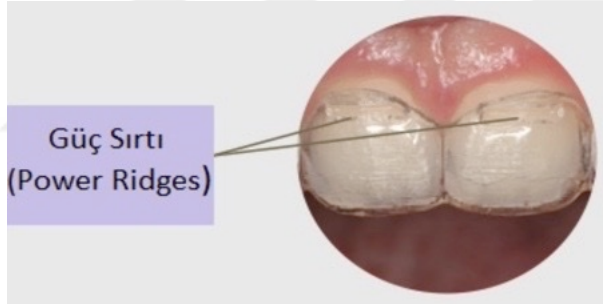
şeffaf plak tedavisi ile planlanabilen dentoalveolar ekspansiyon miktarı maksiller dişler için %72,8 olarak bulunmuşken, mandibular dişler için ise %87,7'dir. Ekspansiyon için bilgisayar üzerinde yapılan dijital planlamada daha çok gövdesel hareket görülürken, klinik olarak dişlerde daha fazla devrilme gözlenmiştir. Ekspansiyon hareketinin başarı oranı n dişlerden arka dişlere doğru gidildikçe azalmaktadır. Başarılı bir ekspansiyon

elde edebilmek için, overcorrection içeren doğru bir planlama ve yardımcı metotların kullanılması önerilmektedir (84).

2.6.2.2. Tork

Tork hareketi elde edebilmek için, dişin krununun kesici kenarına labial bölgeden, kökünün gingivaline ise lingual bölgeden olacak şekilde, dişe kuvvet çifti uygulanmalıdır (80). Şeffaf plaklar ile tork hareketi elde etmek diğer hareket tiplerine göre oldukça zordur (85). Simon ve ark. 2014 yılında yaptığı bir çalışmada kesici dişlerde şeffaf plaklarla yapılan tork hareketinin başarı oranını %42 olarak bulmuşlardır (86,31).

Castroflorio ve ark.'nın çalışmasında, İnvisalign plaklarının güç sırtları (power ridge) ile birlikte kullanıldığı zaman bazı vakaların üst ön dişlerinin kök torkunun kontrolünün daha iyi sağlandığı görülmektedir (87). (Şekil 2).



Şekil 2-2: Güç Sırtlarının ağız içinde görüntüsü (81)

Şeffaf plaklarla istenilen tork hareketini oluşturma'nın 3 yolu vardır (38);

1. Bunun bir yolu, plakların üretim aşamasında veya gerektiği zamanlarda özel pensler yardımıyla yapılan, Dahr ve Align teknolojisi tarafından power ridge olarak tanımlanan güç sırtlarının kullanımıdır. Üst kesici dişlerin retraksiyonunda güç sırtlarının lingual basınç noktaları kesici torkunun korunmasını sağlar (88).

Güç sırtlarının, diş krununun servikal kısmına lingual veya palatinal yönde bir kuvvet uygulayacağı varsayılır, bu kuvvet aynı dişin kesici kenarını kaplayan plastik tarafından karşılandığında bir kuvvet çifti oluşturulur ve bu çiftin lingual kök torku ürettiği varsayılır (88).

Genellikle güç sırtları plağın labial yüzeyinin dişeti kısmına yakın ve lingual yüzeyinin insizalinde oluşturulur. Bu güç sırtları ve basınç noktaları ile oluşturulan rotasyonel kuvvet çiftinin, plağın oklüze doğru dişten ayrılma eğilimine sebep olabileceği unutulmamalıdır (89).

2. Tork üretmenin ikinci bir yöntemi, kuronu kök hareketinin yönüne zıt yönde hareket ettirme eğiliminde iken kuronun konumunu kısıtlamaktır. Örneğin; alt kesici dişlerin kuron konumunu sabit bir ark teli veya şeffaf plak ile sabitleyip ve yeterli bir overbite varken üst kesici dişleri lingual olarak hareket ettirmeye çalışırsak, üst kesici dişlerin lingual hareketi alt kesici dişlerin köklerini labial olarak torklayacaktır (38).

3. Şeffaf plaklarla diş köklerine tork hareketi yaptırabilmenin üçüncü bir yolu, kuronları başlangıçta amaçlanan kök torku yönünün tersi yönünde hareket ettirmektir. Örneğin, üst kesici dişlerin köklerine palatinal tork vermemiz gerekirse, önce kuronunu labiyal yönde hareket ettiririz (önce karşı moment). Ardından, tüm diş palatinal olarak hareket ettirilir. Bu, Sınıf II bölüm 2 vakalarını geleneksel düzeltme yöntemine benzemektedir (38).

2.6.2.3. İntrüzyon

İntrüzyon hareketi, şeffaf plaklarla kolayca elde edilebilir olmasına rağmen, genelde göreceli olarak üretilir. Örneğin, Spee eğrisi düzleştirilmek istendiğinde, proklinasyon (kuronların labiale devrilmesi) ve premolar ekstrüzyonu ile alt kesici dişlerin hafif intrüzyonu yapılır (90).

Kravitz ve ark.'larının 2009 yılındaki şeffaf plaklar ile elde edilen intrüzyon hareketinin sanal ortamda planlanan ile klinikte gerçekte elde edilebilen miktarlarının karşılaştırıldığı çalışmasında klinikte elde edilebilen gerçek intrüzyon miktarı ortalama 0,72 mm bulunmuştur (91).

Şeffaf plaklarla intrüzyon hareketi bazı durumlarda, özellikle fazla miktarda intrüzyon istendiğinde, ankraj amaçlı ataşman gerektirmektedir. Örneğin, alt kesici dişlerin intrüzyonu istendiğinde, alt premolar dişlere ankraj ve göreceli ekstrüzyonları için yatay dikdörtgen ataşman yapılması gerekir (38).

Bowman ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi bazı vakalarda, şeffaf plaklarda özel bir pens yardımıyla oluşturulan çıkıntılardan minivida ya takılan vertikal lastikler sayesinde başarılı intrüzyon hareketi gerçekleştirilebilir (92).

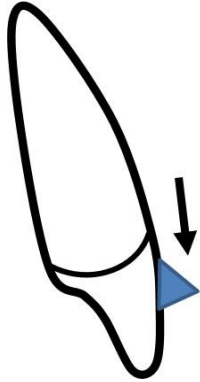
2.6.2.4.Ekstrüzyon

Şeffaf plaklarla elde edilen en zor hareketlerden olan ekstrüzyon hareketinin, dişin kendiliğinden sürmesi için plaklarda boşluk oluşturularak, özel tip ataşmanlar kullanılarak veya kuronun gingival kısmına yerleştirilen butonlardan verilen elastikler ile elde edilmesi mümkündür.

Üst yan veya alt kesici dişler gibi küçük dişlerin planlanan ekstrüzyonu, plaklar tarafından kavranmaları zor olup kuvvet uygulama alanı dar olduğu için elde etmek zordur. Şeffaf plak uygulandığı zaman ekstrüviziv kuvvetleri diş yüzeyine uygulayan ataşmanlar, aktif yüzeyleri gingivale eğimli ataşmanlardır (93). (Şekil 2-3).

Şeffaf plaklarla yapılan ön dişlere ekstrüzyon hareketinin başarı oranı, Kravitz ve arkadaşlarının çalışmasında %29.6, Nguyen ve Cheng'in çalışmasında %29 olacak şekilde benzer bulunmuştur (92,95). Arka dişlere yaptırılan ekstrüzyon hareketinin başarı oranı ön dişlerden daha yüksek %52 olarak bulunmuştur (94).

2005 yılında Djeu ve arkadaşları, Invisalign ve sabit diş tellerinde yaptıkları karşılaştırmada, dişlerin marjinal kenarlarının hizalanmasını eşdeğer bulmuştur. Ancak şeffaf plaklar, sabit diş tellerine göre düzgün bir oklüzyon oluşturamaz. Çünkü dişlerin oklüzal yüzeylerini kapatarak oklüzyonun oturmasını engeller (95).



Şekil 2-3: Ekstrüzyon ataşmanındaki aktif yüzey ve ekstrüzyon kuvvetinin yönü gösterilmiştir (38).

2.6.2.5.Rotasyon

Yapılan birçok çalışmada, rotasyonun şeffaf plaklarla düzeltilmesinin çok zor olduğu bildirilmiştir (31,91,96).

Şeffaf plaklar ile rotasyon hareketinin yapılmasının, dişin anatomik şeklinden etkilenecek premolar ve kanin dişleri gibi yuvarlak şekilli ve 15 dereceden fazla

rotasyonlu dişlerde daha zor olduğu belirtilmiştir. İstenilen sonucun elde edilebilmesi için bu dişlere ataşman yapılması ve rotasyon düzeltilmeden önce interdental bölgede aşındırma (IPR) veya ekspansiyon ile boşluk açılması birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir (91,94,97,98).

Kravitz ve arkadaşlarının bir çalışmasında, rotasyon hareketinin başarısı en yüksek maksiller santral kesici dişlerde %54.2 ve en düşük mandibular kaninlerde %29.1 bulunmuştur (91).

Align teknolojisi, rotasyon için optimize edilmiş ataşmanları, dişe rotasyon yaptırmak için gerekli kuvvetin yönüne bağlı olarak farklı şekillerde üretmektedir (93).

15 derece üzerinde rotasyona sahip dişlerin şeffaf plaklar ile başarılı şekilde düzeltilebilmesi için 2-3 derece aşırı düzeltme yapılması ve plak başına düzeltilecek rotasyon miktarının 1,5 derece ya da daha az tutulması önerilmektedir (38,99).

Şeffaf plaklar üzerinde özel pensler ile yapılan çıkıntıların oluşturduğu rotasyonel kuvvetler de dişte istenilen rotasyon düzeltiminin sağlanmasına yardımcı olmaktadır (65).

2.6.2.6.Devrilme- Tipping Hareketi

Şeffaf plaklarla dişlerin boşluğa kademeli olarak devrilerek 6 mm'ye kadar hareket ettirildiği gösterilmiştir (95).

Yapılan birçok çalışmada, şeffaf plaklar, kontrollü ve kontrolsüz devrilme hareketini gerçekleştirmede başarılı bulunmuştur. 2009 yılında Kravitz ve ark., mesiodistal devrilme hareketinin %41 oranında elde edilebildiğini ve labiolingual devrilme hareketinin de yüksek derecede öngörülebilir olduğunu göstermişlerdir (91).

Pavoni ve arkadaşlarının 2011'deki çalışmasında, şeffaf plaklar ile dişin kuron kısmının kolayca itilebildiği ancak diş hareketinin kontrolünün olmaması nedeniyle kökünün devrilemediği gösterilmiştir (63).

Şeffaf plaklar ile dişlerde devrilme hareketi elde edebilme oranı %40,5 ile %55 arasında değişmektedir. Nguyen ve Cheng'in çalışmasına göre devrilme hareketinin başarı oranı premolar dişler için ortalama %55 ve kaninler için %44'tür (94).

Boyd, Sınıf II divizyon 2 hastada, 3 mm'den fazla distalizasyon vakası bildirmiştir, ancak Djeu ve ark ve Clements ve ark şeffaf plaklar ile ön-arka uyumsuzlukları düzeltmenin zor olduğunu savunmuştur (60,95).

2.6.2.7.Paralel – Gövdesel Hareket

Gövdesel hareket programlanmış olmasına rağmen, bazı klinik sonuçlar diş hareketinin kontrolsüz devrilme hareketi olarak gerçekleştiğini göstermektedir (100). Buna karşılık Simon ve ark. 'nın (31) üst molar distalizasyonu üzerine yaptığı bir çalışmada, üst molar dişlerindeki paralel hareketin ataşmanların yardımıyla yüksek oranda gerçekleştiği bildirilmiştir. Literatüre bakıldığında, plaklar ile kuvvet çifti oluşturmak zor olduğu için çekim boşluklarının paralel diş hareketi ile tam olarak kapatılabilmesi tahmin edilememiştir (61,66,101). Bu şekilde çekim boşluğu tamamen kapatılabilirse bile özellikle alt çenede köklerin paralellliğini sağlamak hala büyük bir zorluktur (31,101).

Align Teknolojisi bu zorluklarla başa çıkabilmek için, kuvvet çifti oluşturabilen meziodistal kök hareketi ataşmanlarını tanıtmıştır. Her bir ataşmanın üzerindeki aktif yüzeyin plaklar tarafından itilerek diş köklerini meziodistal olarak hareket ettirdiği öne sürülür (38).

Align Teknoloji'nin yakın zamanda tanıttığı bir diğer özellik, Sınıf II veya Sınıf III ilişkinin düzeltilmesindeki molar distalizasyonu gibi diş hareketlerini paralel hareket şeklinde yapabilmek amacıyla, elastik kuvvetlerini doğrudan plaklara veya dişlere yapıştırılmış butonlara uygulamak için hassas kesimlerin kullanılmasıdır. Örneğin, Sınıf II molar ilişkisini düzeltmek için üst azı dişleri distalize edilirken, üst kanin dişlerinde ve alt azı dişlerindeki hassas kesimlerden sınıf II elastiklerin kullanılması önerilmektedir (38).

2.6.3. Ataşmanlar

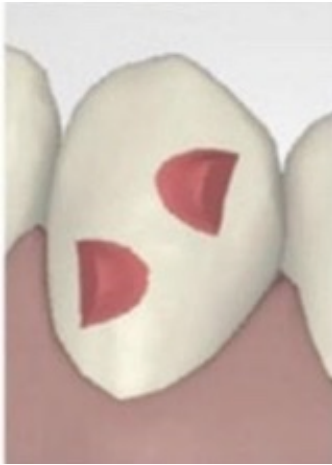
Ataşmanlar, plakların tutuculuğunu arttırmak, kuvvet iletimini değiştirmek ve özel bazı diş hareketlerinin gerçekleştirilmesine yardımcı olmak amacıyla plakların içine oturacak şekilde dişlerin yüzeylerine yapılan rezin materyallerdir. Tedavinin başlangıç aşamasında oluşturulan rehber plakların ataşman girintilerine yerleştirilen kompozitin indirekt olarak dişlerin üzerine yapıştırılmasıyla oluşturulurlar (102).

Yaygın bir hata, ataşmanların braketler gibi işlev gördüğünü, plakların dişleri kavraması ve dişlerin hareket edebilmesi için her bir dişin bir ataşmana ihtiyaç duyduğunu varsaymaktır. Ancak, bazı kompleks diş hareketleri, rotasyonlar veya çeşitli nedenlerle ataşmanların uygulanması gereklidir (81).

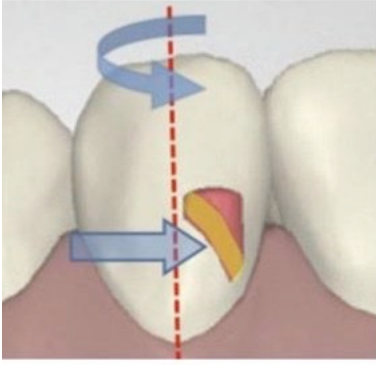
Şeffaf plaklarla diş hareketinin kontrolünü ve başarısını arttırmak amacıyla ataşmanlar kullanılır. Kullanılan üç yaygın ataşman türü vardır: elipsoid, eğimli ve dikdörtgen ataşmanlar (103).

2 mm genişliğe, 3 mm yüksekliğe ve 0,75-1 mm kalınlığa sahip olan elipsoid ataşmanlar, diş yüzeyine tek olarak yerleştirildiklerinde rotasyonları çözmek, çift olarak yerleştirildiğinde ise kuvvet çifti oluşturarak kök hareketi elde etmek amacıyla kullanılmaktadırlar (103). Bunlar, özellikle üst yan kesici dişlerin labial yüzeyi gibi diş yüzey alanı yeterli boyutta olmadığıda kullanılmaktadır (81).

Eğimli (beveled) ataşmanlar, 3-4-5 mm genişliğe, 2 mm yüksekliğe ve 0,25-1,25 mm kalınlığa sahiptir (103). Hem dikey hem de yatay ataşmanlar eğimli olabilir. Ataşmanın eğimli yüzeyi, aktif yüzeydir ve istenen diş hareketini sağlamak için plağın iteceği düz bir yüzey sağlar. Genellikle ekstrüzyon veya intrüzyon hareketi istenen dişlerde kullanılır. Arka azı dişlerinde ekstrüzyon diş hareketi yapılmak istendiğinde diş etine eğimli yatay bir ataşman, intrüzyon istendiğinde ise oklüzale doğru eğimli yatay bir ataşman etkili olacaktır (81). (Şekil 2-4,2-5 ve 2-6).



Şekil 2-4: Elipsoid ataşmanların şematik gösterimi. Kanin ve premolar dişlerinde kullanılan optimize kök kontrol ataşmanı (81).



Şekil 2-5: Kanin dişine rotasyon yaptırmak için kullanılan tek elipsoid ataşmanın şematik gösterimi (103).



Şekil 2-6: Eğimli ataşmanların şematik gösterimi (103).

Dikdörtgen (rectangular) ataşmanlar, 2 mm genişliğe, 3-4-5 mm yüksekliğe ve 0,5-1 mm kalınlığa sahiptir. Diş yüzeyine dikey veya yatay olarak yerleştirilebilirler. Dikey dikdörtgen ataşmanlar kök kontrolü için kullanışlıdır. Bu ataşmanlarla dişin meziodistal yönde hareket etmesi sağlanabilir. Yatay dikdörtgen ataşmanlar, özellikle azı dişleri üzerinde bukkal kök torku istendiğinde bukko-lingual kök kontrolünde kullanılabilir. Bu ataşmanlar plak tutuculuğunu arttırabilir. Kısa bir klinik kronun veya oklüzal etkileşimin dikey dikdörtgen bir ataşmanın yerleştirilmesine izin vermediği durumlarda da kullanılabilirler (81). (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Dikdörtgen ataşmanların şematik çizimi (103).

2.6.4. Şeffaf Plaklarla Ortodontik Diş Hareketini Etkileyen Faktörler

2.6.4.1.Şeffaf Plak Materyali

Yapılan bazı çalışmalarda, plak tedavisi başarısında sert ve yumuşak plak malzemeleri arasında önemli bir fark bulunamamıştır (60,101). Bunun yanında, dört farklı tedavi protokolü grubunda, sert materyallerin kombinasyonu ve iki haftalık aktivasyon süreleri, tüm oklüzal düzelme ve seviyeleme ölçümlerinde en iyi sonuçları vermiştir (60).

Plak bozulması ile zamanla verdiği kuvvetin azaldığı görülmektedir. Materyal yorgunluğu üzerine yapılan araştırmalarda, iki haftalık aktivasyon süresi grubu ile iki haftalık aktivasyon süresinden bir hafta sonra yeni bir plak takan grup arasında diş hareketinde herhangi bir fark tespit edilmemiştir (100).

2.6.4.2.Hasta Uyum

Hastaların günde 22 saat şeffaf plaklarını takmaları önerilir. Bu nedenle tedavinin başarısı hastanın uyumuna ve motivasyonuna bağlıdır (15).

Hastanın uyumunu kontrol edebilmek için plak firması tarafından sunulan bir uyum göstergesi kullanılabilir (104).

2.6.4.3.Aktivasyon Zamanı

Bunun için yeterli kanıt olmamasına rağmen, hastaların çoğunluğuna iki haftada bir plaklarını değiştirmesi tavsiye edilmektedir.

2012 yılında yapılan bir çalışmada her hafta veya iki haftada bir plak değişimi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (100).

Şeffaf plak tedavisinde 1 haftalık ve 2 haftalık olan iki farklı aktivasyon zamanını karşılaştırmak için 51 denek üzerinde yapılan bir çalışmada ise, 2 haftalık aktivasyon rejimine sahip deneklerin başlangıç plak setini tamamlama olasılıklarının daha yüksek başarılı olduğu gösterilmektedir (105).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı şeffaf plak materyalleri önceden belirlenen ölçülerde 3 boyutlu yazıcıda oluşturulmuş kare kalıplara basılarak, bu kare kalıp üzerinden lazer kesim ile çekme testine uygun ölçülerde köpek kemiği şeklinde numuneler elde edilmiştir. Bu numuneler, ağız içinde maruz kalacakları sıcaklık değişimlerini invitro olarak taklit etmek amacıyla termal siklus cihazında 1.000 termal döngüye tabii tutulup , bu işlem sonrası uygulayacakları ortodontik kuvveti etkileyebilecek mekanik özelliklerindeki değişimi gözlemlemek amacıyla çekme deneyi ile değerlendirmeye alınmışlardır. Çalışmamızdaki deneysel testler termoplastik malzemelerin çekme özelliklerini belirlemek için genel ilkeleri, koşulları ve prosedürleri belirten EN ISO 527-1:2019'a göre tasarlanmıştır (106).

6 grup işlem görmemiş ortodontik şeffaf plak materyali yani kontrol grupları ve 6 grup termal siklusa tabii tutulmuş ortodontik şeffaf plak numuneleri şeklinde tanımlanan toplam 12 grup numune üzerinde çekme deneyi yapılmıştır. Yapılan power analizi sonucunda her bir grupta 5 numune olacak şekilde toplam numune sayısı 60 olarak belirlenmiştir.

3.1.Şeffaf Plak Numuneleri

3.1.1. Deney Grupları

1. Grup; İşlem Görmemiş Şeffaf Plak Numuneleri; Kontrol Grubu:

Bu gruptaki plak numunelerine öncesinde hiçbir işlem yapılmadan sadece çekme deneyi yapılmıştır. Bu grup, deney sonuçlarının 2. grupta karşılaştırılıp farkın ortaya konulabilmesi için kullanılmıştır.

Bu birinci grupta her biri farklı şeffaf plak materyalinden oluşan toplam 6 tane alt grup mevcuttur. Her bir alt gruptaki materyalden 5 er adet numune elde edilmiştir. Bu şekilde gruptaki toplam numune sayısı 30 olmuştur. (Tablo 3-1).

2. Grup; Termal Siklusa Tabii Tutulmuş Şeffaf Plak Numuneleri:

Bu grubun 6 adet alt grubu ve herbirindeki şeffaf plak materyalinden elde edilen 5 er adet numune, standardizasyonu sağlamak amacıyla 1. gruptakiyle birebir aynıdır. Bu şekilde bu grup da 30 adet numuneden oluşmaktadır. (Tablo 3-1).

Bu gruptaki plak numuneleri, hastaların sıcak içecek ve yiyecek tüketmeleri ile ağız içinde oluşacak sıcaklık değişimlerini invitro olarak taklit etmek amacıyla termal siklus cihazına sokulmuştur. 1.000 termal döngü ile yaşlandırılan bu plak numunelerine, ardından çekme deneyi yapılmıştır.

Tablo 3-1: Deney Grupları

TOPLAM 60 NUMUNE: 12 ALT GRUP		
	1. Grup: Kontrol Grubu Toplam 30 numune	2. Grup: Termal Siklusa tabii tutulmuş Toplam 30 numune
1.ALT GRUP	CA Pro şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	CA Pro şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune
2.ALT GRUP	Zendura şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	Zendura şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune
3.ALT GRUP	Zendura FLX şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	Zendura FLX şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune
4.ALT GRUP	Taglus şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	Taglus şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune
5.ALT GRUP	GT FLEX şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	GT FLEX şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune
6. ALT GRUP	GT FLEX PRO şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune	GT FLEX PRO şeffaf plaktan elde edilmiş 5 adet numune

3.1.2. Şeffaf Plak Materyalleri

Bu çalışmada piyasada kullanılan farklı firmaların aynı kalınlık ve boyutlardaki 6 farklı şeffaf plak materyali birbiriyle karşılaştırılmıştır. (Tablo 3-2), (Şekil 3-1).

Tablo 3-2: Çalışmamızda kullanılan 6 farklı şeffaf plak materyali

Plak Materyali Kodu	Üretici Firma	Materyalin İçeriği	Katman Sayısı	Plak Kalınlığı
CA Pro	Scheu Dental	Copolyester-TPE-Copolyester	Çok	0,03 inch- 0,76 mm
GT FLEX	GoodFit Technologies	Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PETG)	Tek	0,03 inch- 0,76 mm
Zendura FLX	Bay Materials	Thermoplastic polyurethanes (TPU)	Çok	0,03 inch- 0,76 mm
Zendura	Bay Materials	Thermoplastic polyurethanes (TPU)	Tek	0,03 inch- 0,76 mm
Taglus	Vedia Solutions	Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PETG)	Tek	0,30 inch- 0,76 mm
GT PRO	GoodFit Technologies	Polyethylenterephthalat-Glycol Copolyester (PETG)	Tek	0,03 inch- 0,76 mm

**Şekil 3-1: Çalışmamızda kullanılan 6 farklı şeffaf plağın fotoğrafı.**

3.1.2.1. Zendura FLX

Çok katmanlı elastomerik bir yapıya sahip olan Zendura FLX materyali, esnekliği artırmak ve dişleri sıkıca kavramak için sert bir dış katman ile elastikiyet sağlamak için elastomerik bir iç katmandan oluşmaktadır.

Sert dış katman, dişleri tam olarak sararak rotasyon, ekstrüzyon ve intrüzyon gibi zor diş hareketlerinin yapılmasına yardımcı olur. Aynı zamanda, sert bir bariyer görevi görerek dayanıklılığını artırır. Elastomerik orta katman hasta konforunu arttırmak ve uygun kuvvet oluşturabilmek için esneklik sağlamaktadır.

Zendura FLX plak materyali, 220°C’de 40 saniye süreyle 4 Bar ve üzeri basınç altında şekillendirilmektedir (107).

3.1.2.2. Zendura

Zendura A, poliüretan (PU) reçinesinden yapılmış tek katmanlı bir plak materyalidir. Sert poliüretanlar, yüksek mukavemet ve yumuşaklığı, düşük gerilim gevşemesi ve dayanıklılık ile birleştirir. Zendura plakları, pekiştirme plakları olarak ortodontide kullanılmaktadır. Zendura plak materyali, 220°C’de 40 saniye süreyle 4 Bar ve üzeri basınç altında şekillendirilmektedir (108).

Zendura plaklarının aşınmaya karşı yüksek direnç ve uygun esneklik, yüksek mukavemet ve iyi şeffaflık sağladığı belirtilmiştir (3,14,66).

3.1.2.3. CA Pro

Üç katmanlı bir materyal olan CA Pro, her biri 0.25 mm kalınlığında olan sert kopolyester katmanlar arasında yine 0.25 mm kalınlıkta olan, daha yumuşak termoplastik elastomer (TPE) tabakadan oluşmaktadır. Bu esnek elastomer katmanı ile ilk kuvveti azaltıp hasta konforunu artırırken, yüksek elastikiyet ve kırılma direnci sağlamaktadır.

CA Pro plak materyali, 150°C-170°C sıcaklık altında 25 saniyede şekillendirilmektedir (109).

3.1.2.4. Taglus Premium

Taglus, PETG kopolyester özellikte, esnek, dayanıklı, şeffaf ve kokusuz bir materyaldir. Ortodontide şeffaf plak ve pekiştirme materyali olarak kullanılmaktadır. Oldukça stabil olan bu materyal 220°C’de 4 Bar ve üzeri basınç altında şekillendirilmektedir (110).

3.1.2.5. Good Fit (GT) Flex/Pro

GT FLEX ® şeffaf plak ve pekiştirme plakları için tasarlanmış esnek yeni nesil termoplastiklerdir. GT FLEX malzemeleri, plastiklere karşı alerjik reaksiyon öyküsü olan hastalarda kullanılmamalıdır.

Bazı plak materyallerinin, koruyucu poşetlerinden çıkarıldıktan sonra 15 dakika içinde işlenmesi gerekmektedir. Yüksek su emilim özelliği olan materyal, işlenmeden önce çok fazla su emerse, termoform makinesinden gelen ısı bu suyu plağın hem hassasiyetini hem de dayanıklılığını azaltan kabarcıklar yaratacak buhara dönüştürür. Ultra düşük su emme özelliği ile GT FLEX'in 15 dakikalık işlem kısıtlaması olmadığı ve şekillendirme sırasında kabarcık oluşturmamasının pek olası olmadığı üretici firma tarafından öne sürülmüştür.

Bu materyal, 220°C'de 25 saniye süreyle 4 Bar basınç altında şekillendirilmektedir (111).

3.2.Şeffaf Plak Numunelerinin Oluşturulması

3D yazıcıda, 8 cm kenar uzunlukları ve 1,5 cm yükseklik ile 1,5 cm kalınlıkta 3 boyutlu kare şeklinde plastik kalıplar basılmıştır. Bu kare plastik kalıplara, Ministar S (Scheu Dental) plak vakum cihazında 0.76 mm kalınlıktaki 125 mm dairesel çaplı şeffaf plaklar basılmıştır. 500 x 210 x 400 mm boyutlarındaki Ministar S (Scheu Dental) plak vakum cihazı, 0.5 – 4.0 bar basınç aralıklarında, 230/115/100 V, 750 W güçte çalışmaktadır. (Şekil 3-2 ve 3-3).



Şekil 3-2: Ministar S (Scheu Dental) plak vakum cihazı.



Şekil 3-3: Plakların kare kalıplara basılmış hali.

Aynı kalınlıktaki bu basılmış kare şekilli plak numunelerinin her birinin üzerinden, Ay-Ka marka 130 W CNC Galvo lazer cihazıyla (Şekil 3-4) kesilerek çekme testine uygun standartlarda EN ISO 527-2, numune tipi 5B (106,112) 'ye göre tasarlanmış 5'er adet çekme testine uygun köpek kemiği şeklinde numune elde edilmiştir. Bu şekilde 30 adet kontrol deney grupları, 30 adet de işlem görmüş gruplar için numuneler elde edilmiştir. (Şekil 3-5).



Şekil 3-4: Numunelerin kesildiği Ay-Ka marka lazer cihazı

Teknik özellikleri:

Çalışma sıcaklığı	: 10°C - 45°C
Toplam güç	: <3.5 kW
Lazer gücü	:100-130 W (Ayarlanabilir)
İşaretleme hızı	: ≤6000 mm/sn
Lazer tüpü	: ABD GSI Lazer Cam Tüpü
Soğutma tarzı	: Su soğutma

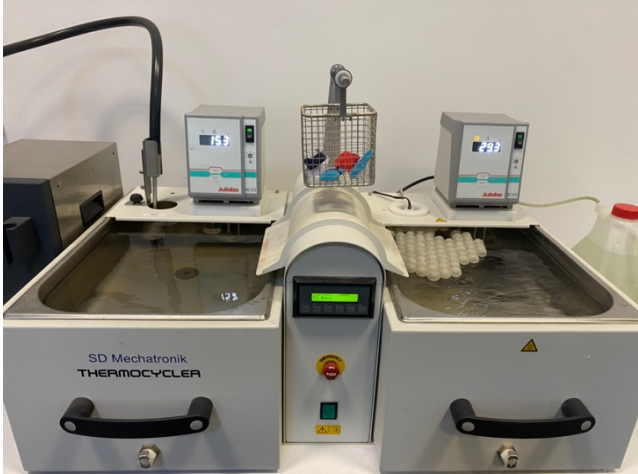


Şekil 3-5: Kare kalıplara basılmış plaklar üzerinden lazer kesimle çekme deneyine uygun numunelerin elde edilmiş hali

3.3.Termal Siklus

İşlem görecekt gruplardaki toplam 30 numuneye Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Laboratuvarındaki SD Mechatronik Thermocycler cihazında 1.000 termal siklus yapılmıştır. (Şekil 3-6).

Termal döngünün uygulanma protokolü, dental materyaller biliminde standart bir prosedür olan ISO Norm TS 11405:2015'e (113) göre belirlenmiştir. Bu prosedürün uygulandığı farklı çalışmalarda (114-120), termal siklus sayısı olarak 500 veya katları kullanılmıştır. Buna göre, 5 °C'de 20 sn, 55 °C'de 20sn ve 37 °C'de 11,8 snlik transfer süresi ile 1.000 termal döngü 17 saat 40 dakika sürmüştür.



Şekil 3-6: Termal Siklus Cihazı

3.4.Çekme Deneyi

Hiç işlem görmemiş 1. Grup olan kontrol grubunun, farklı şeffaf plak materyallerinden oluşan 6 tane alt grubuyla beraber toplam 30 numunesi basılıp lazerle kesildikten hemen sonra, hiç yaşlandırma yapmadan çekme deneyine tabi tutulmuştur.

Termal Siklusa tabii tutulmuş Ortodontik Şeffaf Plak materyali isimli 2. Grubun farklı şeffaf plak materyallerinden oluşan 6 tane alt grubuyla beraber toplam 30 numune, 1.000 termal döngüye tabi tutulduktan sonra çevre koşullarından etkilenmeden oda sıcaklığındaki distile su içerisinde plastik saklama kaplarında laboratuara götürülüp çekme deneyi yapılmıştır.

Her iki grup için de çekme deneyi TÜBİTAK Gebze Ulusal Metroloji Enstitüsü Kuvvet Ölçümleri Laboratuvarındaki Zwick Z250 Üiversal test cihazı (ZwickRoell) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Toplam 12 grup numunenin çekme deneyinde test hızı 5 mm/dk alınmıştır. 23 °C’de oda sıcaklığında, 250 x 300 mm’lik test odası bulunan tam otomatik özellik gösteren bu cihazla paralel eksen hatası olmaksızın ölçüm gerçekleştirilmiştir. Bu cihazın teknik özelliklerine bakıldığında; Test yükü miktarı: 1 – 250 kg, Elektrik gerilimi: 100 – 250V’ dur. (Şekil 3-7).



Şekil 3-7: Z250 Zwick Universal Test Cihazı Fotoğrafı

Çekme deneyi sonucunda numunelerin elastisite modülü, çekme dayanımı ve kopma uzaması değerleri belirlenmiştir. Numunelerin gerilim-uzama eğrileri oluşturularak malzemelerin mekanik davranış analiz edilmiştir.

3.5.İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 24.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) yanısıra normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi, üç ve üzeri grup karşılaştırmalarında ise Kruskal Wallis Testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0.01$ ve $p<0.05$ düzeylerinde değerlendirildi.



4. BULGULAR

Çalışmamızda 6 farklı şeffaf plak materyalinden elde edilen işlem görmemiş kontrol gruplarının ve termal sıklusa tabii tutulmuş plak gruplarının çekme deneyinden elde edilen elastisite modülü, çekme dayanımı ve kopma uzaması değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Termal siklus cihazında 1.000 termal döngüye tabii tutulmuş ve işlem görmemiş grupların çekme değerlerinin karşılaştırılması tablo 4-1’de gösterilmiştir.

4.1.GT Pro

İşlem türlerine göre elastisite modülü ve kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

İşlem türlerine göre çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,028$; $p<0,05$). Termal sıklusa tabii tutulmuş işlem türünde çekme dayanımı ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

4.2. Zendura FLX

İşlem türlerine göre elastisite modülü ve çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

İşlem türlerine göre kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,016$; $p<0,05$). İşlem görmemiş grubunda kopma uzaması ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

4.3. CA Pro

İşlem türlerine göre elastisite modülü ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,016$; $p<0,05$). Termal sıklusa tabii tutulmuş işlem türünde elastisite modülü ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

İşlem türlerine göre çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,009$; $p<0,01$). Termal sıklusa tabii tutulmuş işlem türünde çekme dayanımı ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

İşlem türlerine göre kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,009$; $p<0,01$). İşlem görmemiş grubunda kopma uzaması ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

4.4.GT Flex

İşlem türlerine göre elastisite modülü ve kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

İşlem türlerine göre çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı bir artış göstermektedir ($p=0,009$; $p<0,01$)

4.5.Zendura

İşlem türlerine göre elastisite modülü ve kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

İşlem türlerine göre çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,010$; $p<0,05$). Termal sıklusa tabii tutulmuş işlem türünde çekme dayanımı ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

4.6. Taglus

İşlem türlerine göre elastisite modülü ve kopma uzaması ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir ($p>0,05$).

İşlem türlerine göre çekme dayanımı ölçümleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir ($p=0,016$; $p<0,05$). Termal sıklusa tabii tutulmuş işlem türünde çekme dayanımı ölçümleri daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 4-1: İşlem Türlerine Göre Çekme Sonuçlarının Karşılaştırılması

		İşlem Görmemiş		Termal Siklusa Tabii Tutulmuş		^a p
		Mean±SD	Min-Max (Median)	Mean±SD	Min-Max (Median)	
GT PRO	<i>Elastisite Modülü</i>	1182,4±74,64	1098-1299 (1168)	1222,4±35,3	1173-1260 (1216)	0,175
	<i>Çekme Dayanımı</i>	39,4±1,63	36,8-41 (39,8)	42,14±1,46	40,6-43,7 (42,3)	0,028*
	<i>Kopma Uzaması</i>	12±4,8	8-19 (9)	55±26,99	7-71 (66)	0,116
Zendura FLX	<i>Elastisite Modülü</i>	735,8±60,88	700-844 (715)	783,29±18,62	760-807 (780)	0,088
	<i>Çekme Dayanımı</i>	24,8±1,48	23,8-27,4 (24,3)	25,79±0,82	24,6-26,5 (26,1)	0,291
	<i>Kopma Uzaması</i>	27,2±12,85	15-43 (21)	20,29±13,38	8-40 (16)	0,016*
CA PRO	<i>Elastisite Modülü</i>	963,6±35,11	927-1009 (949)	1039,8±35,01	1005-1088 (1033)	0,016*
	<i>Çekme Dayanımı</i>	27,6±0,86	26,4-28,6 (27,9)	32,38±1,93	30,2-35,1 (32,7)	0,009**
	<i>Kopma Uzaması</i>	75,6±62,47	29-146 (32)	17±3,61	12-22 (17)	0,009**
GT Flex	<i>Elastisite Modülü</i>	1479,8±110,8	1378-1639 (1421)	1500,80±65,74	1421-1569 (1528)	0,530
	<i>Çekme Dayanımı</i>	46,34±2,52	44,2-50,1 (45,3)	52,80±1,31	50,8-52,20 (52,3)	0,009**
	<i>Kopma Uzaması</i>	71,8±53,49	19-142 (77)	20,29±13,38	8-40 (16)	0,061
Zendura	<i>Elastisite Modülü</i>	1370,4±74,35	1303-1460 (1340)	1432,83±24,2 6	1399-1465 (1432)	0,273
	<i>Çekme Dayanımı</i>	51,32±2,45	49,3-55,6 (50,6)	58,08±3,81	51,1-62,5 (58,8)	0,010**
	<i>Kopma Uzaması</i>	13,4±5,32	9-21 (10)	15,17±6,82	5-25 (14)	0,582
Taglus	<i>Elastisite Modülü</i>	1363,2±90,72	1243-1495 (1360)	1461,8±58,27	1379-1515 (1491)	0,076
	<i>Çekme Dayanımı</i>	41,64±3,75	37,8-47,9 (41)	50,06±2,13	47,8-53,4 (49,2)	0,016*
	<i>Kopma Uzaması</i>	29±23,79	12-71 (20)	15,8±5,81	11-25 (13)	0,207

^aMann Whitney U Testi

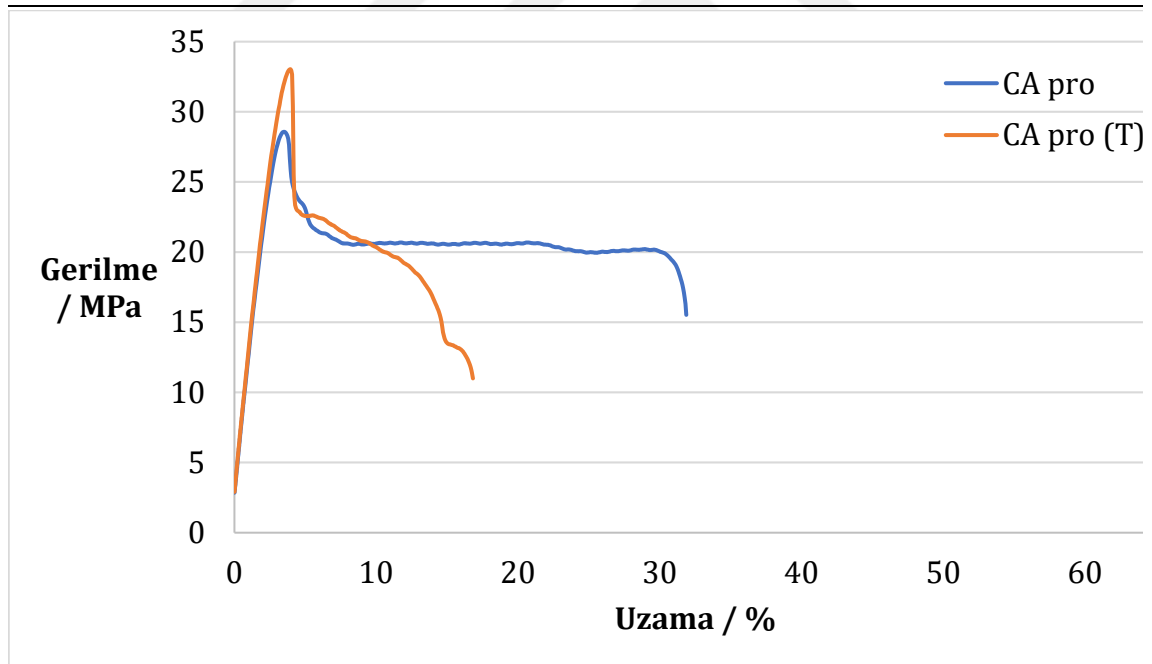
*p<0,05

**p<0,01

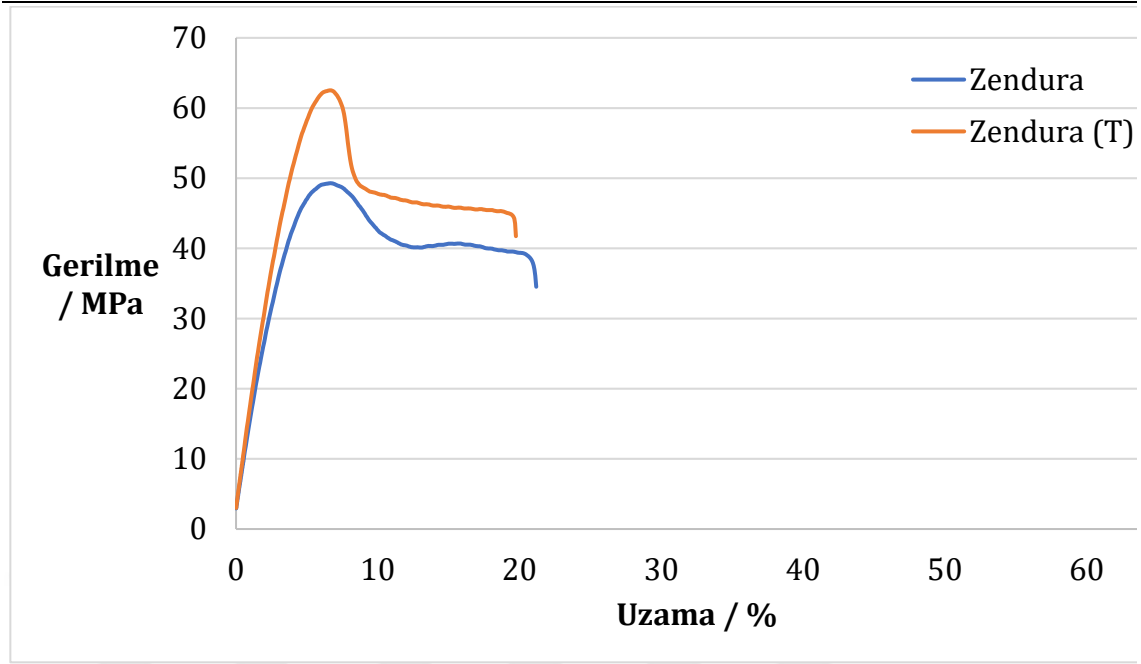
Yapılan istatistiksel analizlerde, işlem görmemiş ve termal sıklusa tabii tutulmuş numunelerin her birinin arasında da çift katmanlı yapıda bulunan Zendura FLX ve CA Pro materyallerinin diğer materyallere göre en düşük elastisite modülüne sahip olduğu bulunmuştur. Her iki grupta da kendi içinde karşılaştırıldığında, Zendura FLX materyalinin elastisite modül değeri en düşük bulunmuştur.

İşlem görmemiş ve termal sıklusa tabii tutulmuş her iki grupta da çekme dayanımı incelendiğinde; elastisite modülünde olduğu gibi çift katmanlı olan Zendura FLX ve Ca Pro materyallerinin çekme dayanımının diğer malzemelere kıyasla anlamlı bir şekilde düşük olduğu gözlenmiştir.

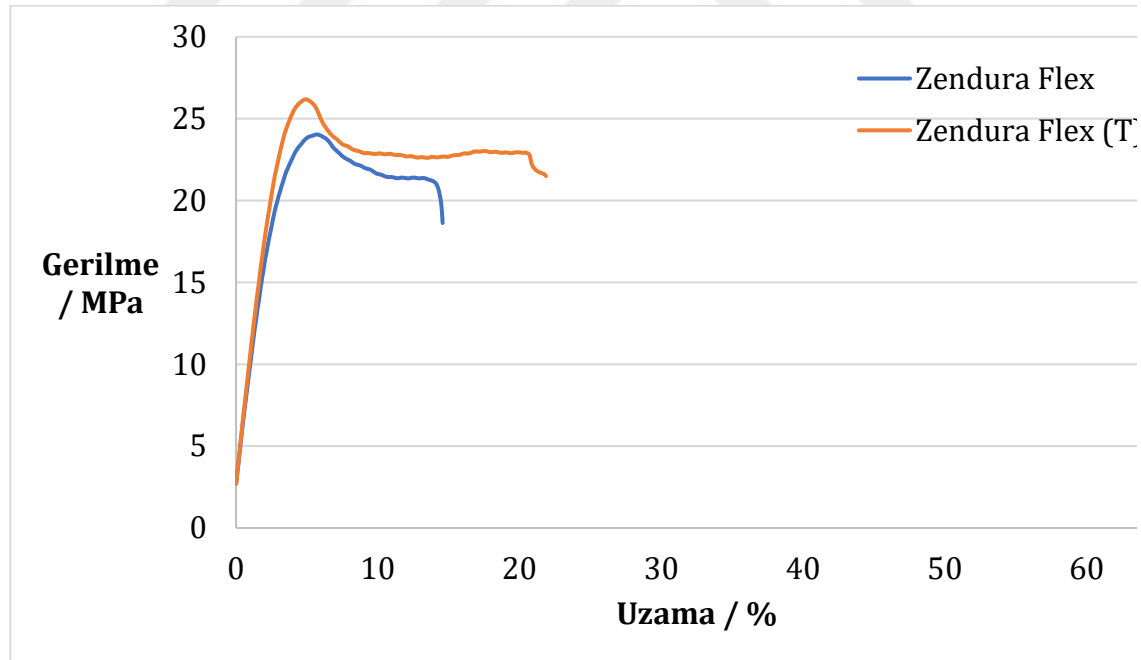
Gerilme Uzama Grafikleri



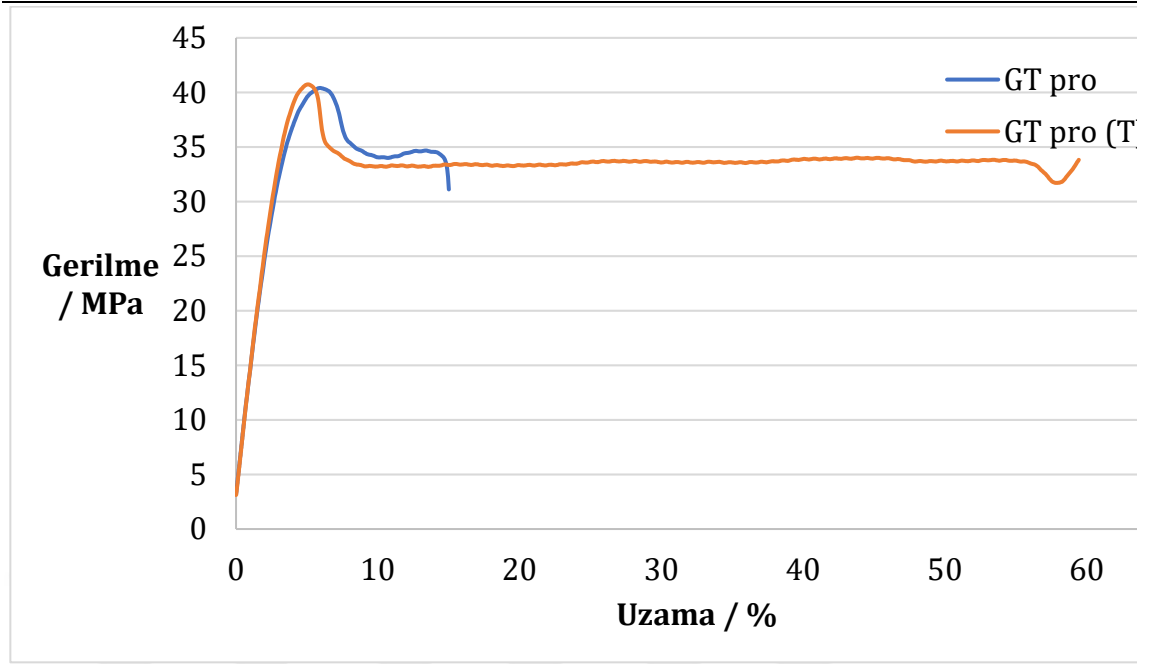
Şekil 4-1: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - CA Pro kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)



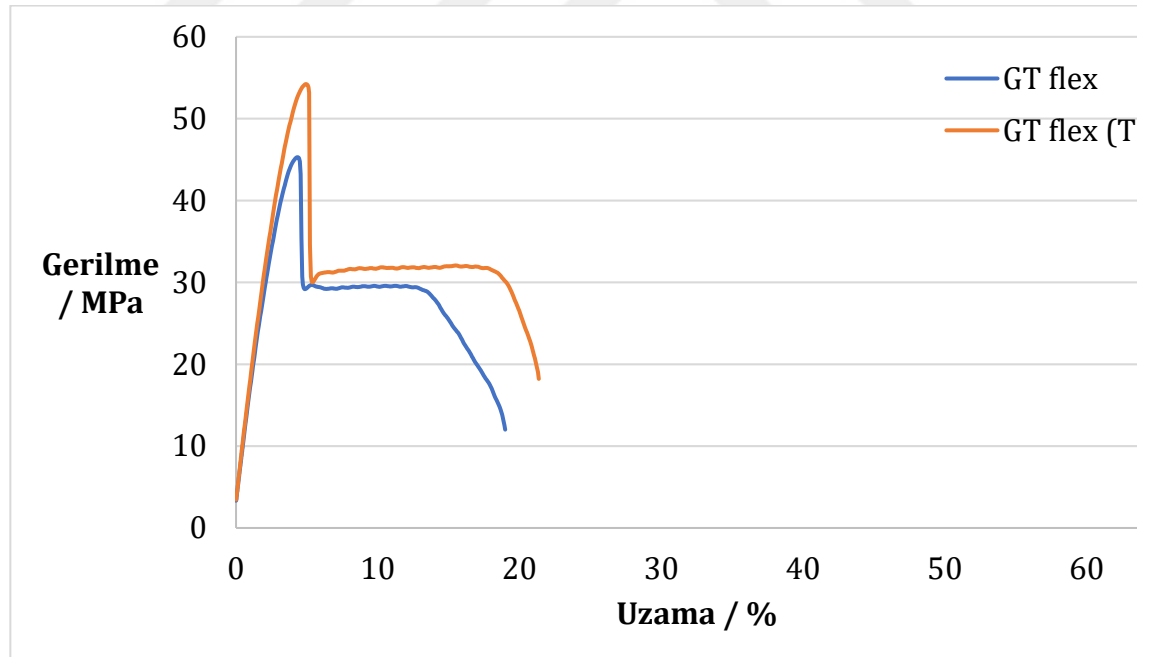
Şekil 4-2: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - Zendura kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)



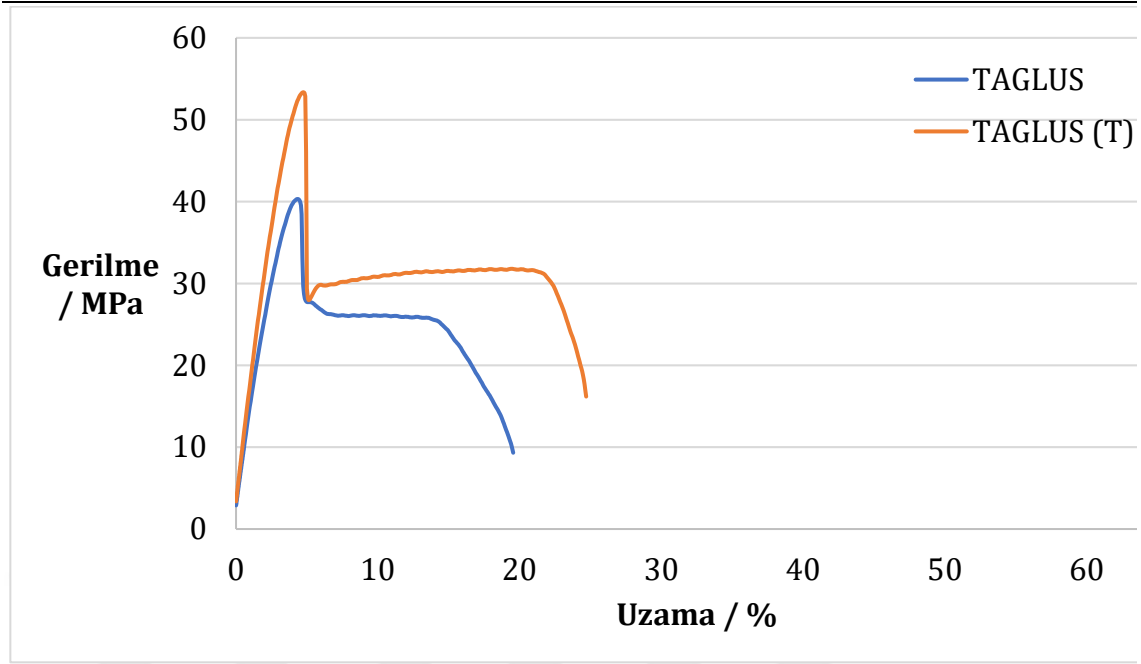
Şekil 4-3: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği – Zendura FLX kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)



Şekil 4-4: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - Zendura kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)



Şekil 4-5: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği – GT flex kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)



Şekil 4-6: Çekme deneyi gerilme-uzama grafiği - TAGLUS kodlu numune Termal Siklus uygulanmamış ve Termal Siklus uygulanmış (T ile gösterilmiş)

Test edilen 6 malzemenin herbirinin termal siklus uygulanmamış ve termal siklus sonrası gerilme-uzama grafikleri, mekanik davranışlarını göstermek için şekil 4-1, 4-2, 4-3, 4-4, 4-5 ve 4-6'da gösterilmiştir. Gerilme uzama eğrilerini analiz edersek, her bir malzemenin termal siklus uygulandıktan sonraki kuvvete karşı esnemesi azalmıştır. Şekillerde görülen eğri tek bir testi temsil etmesine ve elastisite modülü ortalama bir değer olmamasına rağmen, bu gözlem aynı zamanda tablo 4-2'deki artışlarla da uyumludur.

Tablo 4-2: Çekme testi sonucu elde edilen değerler

Numune kodu	Elastisite Modülü, MPa	Çekme Dayanımı, MPa	Kopma Uzaması, %
CA Pro	963	27,6	76
CA Pro (T)	1040	32,4	17
Zendura	1370	53,9	15
Zendura (T)	1433	58,2	15
Zendura FLX	736	24,8	27
Zendura FLX (T)	783	25,8	20
GT Pro	1182	39,4	12
GT Pro (T)	1222	42,1	56
GT flex	1480	46,3	72
GT flex (T)	1501	52,6	17
TAGLUS	1363	41,6	29
TAGLUS (T)	1462	50,1	16

Elastisite modül sonuçları incelendiğinde, termal siklus uygulanmış numunelerde elastisite modül değerlerinde tüm numuneler için %5,2'lik bir artış gözlenmiştir. Elastisite modülündeki bu değişim malzemenin esnekliğinin azalması olarak değerlendirilebilir.

Çekme dayanım değerleri açısından sonuçlarda termal siklus uygulanmış numunelerde çekme dayanımlarında tüm numunelerde ortalama % 11'lik bir artış gözlemlenmiştir. Çekme dayanımdaki artış ise malzemenin deformasyona yol açan kuvvet değerinin arttığını yani malzemenin deformasyon için daha fazla bir kuvvete ihtiyacı olacağını göstermektedir. Bir başka deyişle, materyal daha az esnediğinden şekillendirebilmek için daha fazla kuvvet gerekmektedir.

Kopma uzaması değerleri sonuçlarına göre genelde uzama değerlerinde azalma görülmüştür. Ancak Zendura kodlu malzemelerde değişim gözlenmemiş olup, GT pro malzeme grubunda ise uzama değerlerinde artış tespit edilmiştir. Kopma uzama değerlerindeki azalma ise termal siklus sonrası malzemenin kopması için gerekli uzama değerinin düştüğünü yani malzemenin daha düşük uzama değerinde kopacağını göstermiştir.

5. TARTIŞMA

Şeffaf plak tedavisinin başarısında termoplastik plak materyalinin mekanik özelliklerinin kritik bir rol oynadığı bilinmektedir (77). Plak materyali, özellikle şiddetli çapraşıklığın olduğu vakalarda, plakların ısırılması veya tedavi nedeniyle plakların kırılmasını en aza indirmek için uygun sertlikte olmalıdır. Bunun yanında, şeffaf plakların aşırı çapraşık dişlerde kolayca esneyip bu dişleri kolayca kavrayabilmesi için uygun esnekliğe ve şekil hafızasına sahip olması gerekmektedir. Şeffaf plak tedavisinde hareket ettirilmek istenilen dişe, esnek yapıdaki termoplastığın eski haline dönmeye çalışırken uyguladığı kuvvetler etki etmektedir. Eğer plak esneyemezse, dişleri hareket ettirmesi zorlaşacaktır. Bu nedenle bu plakların esneklik özellikleri yeterli diş hareketi sağlamak için çok önemlidir (78). Periodontal dokulara zarar vermeden istenilen ortodontik diş hareketini sağlayacak optimum ortodontik kuvvet, şeffaf plak materyalinin polimer zincirlerinin kimyasal bileşimi ve düzenine, materyalin kalınlığına ve tedavinin klinik protokoline bağlıdır (121,122). Beers ve ark. bu ortodontik kuvvetin, dişin şekline, plak materyalinin mekanik özelliklerine, plağın dişlerin üzerine uygun olarak oturmasına ve plağın önceden sanal ortamda programlanmış aktivasyonuna bağlı olduğunu bildirmiştir (79).

Viskoelastik özelliği yüksek olan termoplastik polimerlerin mekanik özellikleri, sıcaklık, nem, elastik deformasyondan sonraki süre ve şekillendirme prosedürlerinden etkilenmektedir (123). Bunun yanı sıra, plaklar ağız içi ortamda, mekanik özelliklerinin yüksek oranda bozulmasına yol açabilecek olumsuz etkilere maruz kalmaktadır (124). Bu nedenle bu materyallerin mekanik özellikleri, ağız içi ortam ve oda sıcaklığı arasında farklılık göstermektedir.

İncelenen benzer çalışmalar arasındaki 2006 yılında yapılan Ryokawa ve ark.'nın çalışmasında, termoplastik malzemelerin oluşturduğu ortodontik kuvvetleri belirlemek için, 23 ° C oda sıcaklığındaki farklı termoplastik malzemelerin mekanik özellikleri, 37 ° C'de simüle edilmiş ağız içi ortamdakilerle karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, 23 ve 37 ° C'de su emme, ısıyla şekillendirme ile kalınlık değişiklikleri ve çekme testi sonuçları değerlendirilmiş ve termoplastik malzemelerin mekanik özelliklerinin ısıl şekillendirme, su emme ve sıcaklık değişikliklerinden etkilendiğini bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçları, PETG bazlı materyallerin ağız içi ortamda elastisite modül değerlerinin arttığını ve simüle edilmiş ağız içi ortamdaki sıcaklık ve su emilimindeki değişikliklerin termoplastik

malzemelerin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin şiddetinin, farklı malzemeler arasında farklılık gösterdiğini ortaya koymaktadır (14).

Ihssen ve ark.'nın 2019'da yaptıkları çalışmalarının sonuçları, ortodontik şeffaf plakların ağız içi ortamda bozulmasının anlaşılmasına katkıda bulunmaktadır. Ağız içinde aşırı değişken sıcaklıklar ve su emilimi nedeniyle malzemenin Young modülünün azalmasına ve plağın uygulayacağı ortodontik kuvvetlerin azalmasına sebep olabileceğini bildirmişlerdir. Çalışmalarının sonuçlarına dayanarak, plak materyalinin mekanik özelliklerinin değişmesini önlemek ve plağın uygulayacağı kuvvet sistemlerinin öngörülebilirliğini arttırmak için plak kullanımı sırasında yiyecek ve içecek tüketiminden kaçınılmasını önermişlerdir (125).

İn vitro benzer bir çalışmada kullanılan 5 farklı plak malzemelerinin stres karşısındaki deformasyonunun zamanla azaldığı ve bu sürecin ortam sıcaklığına kıyasla 37 ° C deki su banyosunda önemli ölçüde daha hızlı olduğu bildirilmiştir (126).

Birçok çalışmada, şeffaf plak materyallerinin elastisite modülü, çekme akma gerilimi ve stres altında deformasyonu da dahil olmak üzere mekanik özelliklerinin, termoplastik tipine göre farklılıklar gösterdiğini bildirilmiştir (8,14,127,128).

Başka bir çalışmada, sıcak bir içecek içilmesi ile ağız ortam sıcaklığının 57 ° C'ye çıkabildiği ve termoplastik malzemelerin mekanik özelliklerinin çevresel sıcaklık değişikliklerinden etkilendiği bildirilmiştir (129).

Kwon ve ark.'nın 2008 yılında yaptıkları, termoplastik plak materyallerinin, bizim çalışmamıza benzer şekilde invitro olarak simüle edilmiş ağız içi koşullar altındaki mekanik özelliklerini inceleyen çalışmasında, 5 ile 50 ° C arasında değişen sıcaklıklarda termal siklus uygulanan termoplastik aygıtların elastisite modül değerlerinin değiştiği gösterilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları, bu aygıtların ortodontik kuvvetinin klinik olarak ilgili sıcaklık değişiklikleri ile azalma olasılığını ortaya koymaktadır. Bunun yanı sıra bu çalışmada, birbirinden farklı termoplastik materyallerin cam geçiş davranışlarındaki ve kristal yapılarındaki farklılıkların, sıcaklık karşısındaki mekanik özelliklerindeki bozulmaları etkilediği savunulmuştur (78).

Masahiro Iijima ve ark.'nın 2015 yılındaki çalışmasında ise, termoplastik aygıtlardan gelen ortodontik kuvvetin, sıcaklık değişiklikleriyle azalabileceği,

materyallerin cam geçiş sıcaklığından etkilenebileceği, ancak kristal yapıdan etkilenmeyeceği sonuçları çıkarılmıştır (130).

Termoplastik malzemelerin mekanik özellikleri, cam geçiş davranışını etkileyen moleküler ve kristal yapılara göre değişir (14). Termoplastikler, cam geçiş sıcaklığından (T_g) daha düşük sıcaklıklarda bir cama katılaşıp, bu sıcaklığı aştığında ise hızla yumuşar. Buradaki mekanik özelliklerdeki değişiklikler kristallik derecesine göre değişir. Cam geçiş sıcaklığında kristal plastikler sağlam kalırken, zayıf moleküller arası kuvvetlere sahip amorf bölgeler hareket eder. Oda sıcaklığının altında T_g değerine sahip termoplastik materyallerin mekanik özellikleri, sıcaklıktaki değişikliklerden önemli lde etkilenebilir (123,131).

Bizim alışmamızda ağız içi ortamdaki sıcaklık değişikliklerinin in vitro olarak taklit edilebilmesi, varsa olası etkilerinin llebilmesi amacıyla şeffaf plak numunelerine termal siklus cihazında 1.000 termal döngü uygulanmıştır (114-120). Termal siklus protokolü ISO Norm TS 11405:2015 (113) standardına uygun yapılmıştır.

Termal döngü sayısı belirlenirken, plaklar ağızda takılıyken yiyecek ve içecek tüketimiyle ağız içi sıcaklıkta oluşan değişiklikler düşünülmüştür. Plakların nerilen 2 haftalık kullanım süresine uygun olarak günlük maksimum 24 saat kullanımı varsayılmıştır (132). Bir günlük normal yiyecek ve içecek tüketimini taklit edebilen ve literatürden elde edilebilecek en yüksek sayı olan 50 termal döngü kullanılmıştır (133). Bu şekilde bu çalışmada, Ihssen ve ark. 2019 yılındaki çalışmalarına benzer şekilde (125), plağın 14 gün kullanılacağı düşünülerek 50 termal döngüden daha büyük olan 500'n en küçük katı, yani 1000 döngü sayısı olarak seçilmiştir.

Çalışmamızda kullanılacak numune sayısı belirlenirken power analizi kullanılmış ve yapılan analizde benzer çalışmalar (14,78,125,130) referans alınıp her bir grupta 5 numune olacak şekilde toplam 60 numune kullanılmıştır.

Çalışmamızda yer alan materyallerin işlem görmüş hali, çekme deneyi yapılan TÜBİTAK merkezindeki test cihazında daha önce hiç çalışılmadığı için işlem görmüş grupta ilk deneyin yapıldığı Zendura ve Zendura Flex materyalinde veri kaybını önlemek ve en düşük örneklem büyüklüğü 5 adet in altına düşmemek için 6. ve 7. numuneler de kullanılmıştır. Daha sonra cihazda herhangi bir sorun yaşanmadığı gözlemlenince 5 adet olan numune sayısına sadık kalınarak çekme deneyleri devam ettirilmiştir. Elde edilen fazla numunelerin verileri de TÜBİTAK tarafından rapora eklenmiştir.

Tüm numunelerimiz, 0.76 mm olacak şekilde aynı kalınlıkta seçilmiştir. Bu sayede şeffaf plak materyallerinden elde edilen numunelerin kalınlıktan bağımsız olarak mekanik özellikleri değerlendirilebilmiştir.

Çalışmamızda, farklı şeffaf plak materyallerinin mekanik özelliklerine sıcaklığın etkisinin klinikte oluşturabileceği sonuçlarının yorumlanabilmesi için plakların uyguladıkları ortodontik kuvveti değerlendirebilmek amacıyla çekme deneyi sonuçlarından elastisite modülü incelenmiştir. Diğer yapılan benzer çalışmalarda da bildirildiği üzere, elastisite modülü ve esneklik arasında ters bir orantı vardır (14,134,135). Plak malzemesinin yüksek esneklik göstermesi avantaj olmaktadır. Bunun yanı sıra malzemenin esneklik özelliğiyle açıklanabilen çekme dayanımı ve kopma uzaması sonuçları da incelenmiştir.

Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, işlem görmeyen ve termal siklus uygulanan her 2 koşulda da diğer materyallere kıyasla oldukça düşük elastisite modül değeri gösteren Zendura FLX isimli plak materyali, çalışmada seçilen 6 farklı materyal arasındaki en esnek materyal olarak bulunmuştur. 2020 yılında Nebraska Üniversitesi'nde yapılan bir invitro tez çalışmasında da Zendura FLX plak materyali, diğer materyallere (Zendura ve Taglus) göre en düşük elastisite modül değeri göstermiştir (136). Numunelere plak katman sayısına göre bakıldığında, Zendura FLX materyali ve ondan sonra her 2 koşulda da en düşük elastisite modül değerini gösteren CA Pro isimli plak materyali çift katmanlı yapıdan oluşmaktadır. Çok katmanlı yapıya sahip plak numuneleri, tek katmanlı olanlara göre daha düşük elastisite modülü yani daha fazla esneklik göstermiştir. İşlem türlerine göre bakıldığında, termal siklus sonrası tüm numunelerde elastisite modül değerlerinde %5,2'lik bir artış gözlenmiştir. Daha önce bahsedilen benzer çalışmalarda da (14,78,130) gözlenen elastisite modülündeki bu artış, malzemenin esnekliğinin azalması olarak değerlendirilebilir. Esnekliğin azalması da plakların uygulayacağı ortodontik kuvvetin azalma olasılığını ortaya koymaktadır (78).

Çekme deneyinden elde ettiğimiz diğer değerlerden biri olan çekme dayanımı değerlerinin sonuçlarına bakıldığında, hem işlem görmemiş hem de termal siklus uygulanmış numuneler arasında Zendura Flex materyalininki en düşük bulunmuştur. Termal siklusa tabii tutulmuş tüm numunelerde çekme dayanımlarında ortalama % 11'lik bir artış gözlemlenmiştir. Çekme dayanımdaki artış ise malzemenin deformasyona yol açan kuvvet değerinin arttığını yani malzemenin deformasyon için daha fazla bir kuvvete

ihtiyacı olacağını gösterir. Bir başka deyişle materyal daha az esnediğinden şekillendirebilmek için daha fazla kuvvet gerekmektedir. Numunelerin termal siklus sonrası çekme dayanımlarındaki bu artış, elastisite modülü sonuçlarından çıkarılan esnekliklerinin azaldığı yorumumuzu desteklemektedir.

Kopma uzaması değerleri sonuçlarına bakıldığında, CA Pro materyali işlem görmemiş grupta en yüksek değere sahiptir. Bu materyalin daha yüksek uzama değerlerinde kopacağını gösterir. Termal siklus sonrası kopma uzaması değerlerinde genelde azalma görülmüştür. Ancak Zendura isimli plak materyalinde değişim gözlenmemiş ve GT pro materyal grubunda ise uzama değerlerinde artış tespit edilmiştir. Kopma uzama değerlerindeki azalma ise termal siklus sonrası malzemenin daha düşük uzama değerinde kopacağını göstermektedir.

Şeffaf plakların üretimi esnasında, içeriğindeki yüksek su emici polimerler olarak bilinen PET-G materyallerine poliüretan eklendiğinde su emiliminin arttığı bildirilmiştir (137,138). Termoplastik plakların su emiliminin mekanik özelliklerine etkisini incelemek amacıyla yapılan çalışmalara bakıldığında, suyun polimer zincirlerinin arasında reaksiyona girerek polimer malzemelerde değişiklikler yarattığı (139), termoform işleminden sonra plakların su emme kabiliyetinin arttığı (8), sıvı emiliminin plak boyutunu etkileyerek arkta uyum problemi yaşatabileceği (134) ve bu durumda dişlere uygulanan ortodontik kuvvetin etkinliğinde kayıp yaşanabileceği sonuçları çıkarılmıştır. Bu örnek çalışmaların sonuçlarından yola çıkarak bu çalışmada da plak numunelerinin çekme özelliklerindeki termal siklus sonrası görülen değişimlere, sıcaklığın yanında su emiliminin de sebep olabileceğini düşünmekteyiz.

Bunun yanı sıra, değişken pH'a sahip ve mineral, lipid ve protein bileşiminden oluşan insan tükürüğünün, bu özellikleriyle şeffaf plak materyalinin mekanik özellikleri üzerinde etkisi olabileceğini düşünmekteyiz. Bu varsayım, Eliades ve Bourauel'in 2005 yılındaki ve Ihssen ve ark. 2019 yılındaki çalışmalarında (140) bu durumla ilgili daha fazla çalışma olması görüşleri tarafından da desteklenmektedir.

Tamburrino ve ark.'nın 2020 yılındaki çalışmasında, güvenilir ve etkili ortodontik tedavi için, materyaller, ağız içi ortamda simüle edilmiş mekanik özellikleri karakterize edildikten sonra seçilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır (134).

Tüm bu sonuçlara bakıldığında, şeffaf plakların mekanik özelliklerinin incelenmesinde in vivo insan çalışmalarına ihtiyaç duyulduğunu düşünmekteyiz.

Üretici firmalar şeffaf plak materyallerinin ağız içi ortamda kullanımıyla ilgili herhangi bir fiziksel değer paylaşmamaktadır. Şeffaf plak materyallerinin mekanik özelliklerinin sadece sıcaklıktan etkilenmediği düşünülerek, insan tükürüğünün de etkisini içeren simüle edilmiş intraoral ortamın bu materyallerin mekanik özelliklerini anlamada ve daha başarılı bir tedavi için bilinçli seçimi ve kullanımında oldukça önemli olduğu bulunmuştur.



KAYNAKLAR

1. Zhao ZH. Clear aligner therapy: risks and clinical strategies. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 2019;54(12):798-802.
2. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Aust Dent J.*, 2017;62:58- 62.
3. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod*, 1945;31:297-304.
4. Grossman W, Moss JP. Removable appliance therapy. *JPO J Pract Orthod*, 1968;2(1):28-36.
5. Lombardo L, Martini M, Cervinara F, Spedicato GA, Oliverio T, Siciliani G. Comparative SEM analysis of nine F22 aligner cleaning strategies. *Prog Orthod*, 2017; 18(1): 26.
6. Condo R, Pazzini L, Cerroni L, Pasquantonio G, Lagana G, Pecora A, Mussi V, Rinaldi A, Mecheri B, Licoccia S, Maiolo L. Mechanical properties of "two generations" of teeth aligners: Change analysis during oral permanence. *Dent Mater J*, 2018; 30; 37(5): 835-842.
7. Martina S, Rongo R, Bucci R, Razionale AV, Valletta R, D'Antò V. In vitro cytotoxicity of different thermoplastic materials for clear aligners. *Angle Orthod*, 2019; 89(6): 942-945.
8. Zhang N, Bai Y, Ding X, Zhang Y. Preparation and characterization of thermoplastic materials for invisible orthodontics. *Dent Mater J*, 2011; 30(6): 954-9.
9. Bucci R, Rongo R, Levatè C, Michelotti A, Barone S, Razionale AV, D'Antò V. Thickness of orthodontic clear aligners after thermoforming and after 10 days of intraoral exposure: a prospective clinical study. *Prog Orthod*, 2019; 20(1):36.
10. Eliades T, Eliades G, Watts DC. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. *Eur J Orthod*, 1999; 21(6): 49–58.
11. Moshiri M, Eckhart JE, Mcshane P, German DS. Consequences of poor oral hygiene during clear aligner therapy. *J Clin Orthod*, 2013; 47(8): 494–8.

12. Gracco A, Mazzoli A, Favoni O, Conti C, Ferraris P, Tosi G, Guarneri MP. Short-term chemical and physical changes in invisalign appliances. *Aust Orthod J*, 2009; 25(1): 34–40.
13. Tsomos G, Ludwig B, Grossen J, Pazera P, Gkantidis N. Objective assessment of patient compliance with removable orthodontic appliances: a cross-sectional cohort study. *Angle Orthod*, 2014; 84(1): 56–61.
14. Ryokawa H, Miyazaki Y, Fujishima A, Miyazaki T, Maki K. The mechanical properties of dental thermoplastic materials in a simulated intraoral environment. *Orthod Waves*, 2006; 65: 64-72.
15. Malik OH, McMullin A, Waring DT. Invisible orthodontics part 1: invisalign. *Dent Update*, 2013; 40: 203-4, 207-10, 213-5.
16. Fujiyama K, Honjo T, Suzuki M, Matsuoka S, Deguchi T. Analysis of pain level in cases treated with Invisalign aligner: comparison with fixed edgewise appliance therapy. *Prog Orthod*, 2014; 15(1): 64.
17. Miller KB, Mc Gorry SP, Womack R, Quintero JC, Perelmuter M, Gibson J. ve ark. A comparison of treatment impacts between Invisalign aligner and fixed appliance therapy during the first week of treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007; 131(3) :302.
18. *Termoplastik*. Erişim 10.06.2021, Wikipe di: <https://tr.wikipedia.org/wiki/Termoplastik>
19. Remensnyder O. A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea. *Dent Cosmos*, 1926; 68(7): 28:381-84.
20. Remensnyder O. A gum-massaging appliance in the treatment of pyorrhea. *Dent Cosmos*, 1926; 48: 381-384.
21. Nahoum HI. The vacuum formed dental contour appliance. *N Y State Dent J*, 1964; 9: 385-390.
22. McNamara JA, Kramer KL, Juenker JP. Invisible retainers. *J Clin Orthod*, 1985; 19(8): 570-578.
23. Ponitz RJ. Invisible retainers. *Am J Orthod*, 1971; 59 (3): 266-272.

24. Sheridan JJ, LeDoux W, McMin R. Essix retainers: fabrication and supervision for permanent retention. *J Clin Orthod*, 1993; 27(1): 37-45.
25. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of invisalign. *J Can Dent Assoc*, 2007; 73 (3): 263-266.
26. Wong BH. Invisalign A to Z. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2002; 121(5): 540-541.
27. Rinchuse DJ. Active tooth movement with Essix-based appliances. *J Clin Orthod*, 1997; 31(2): 109-112.
28. Kuo E, Miller RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003; 123 (5): 578-581.
29. Joffe L. Invisalign: early experiences. *J Orthod*, 2003; 30: 348-52.
30. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Paquette DE. *Clear Aligner Treatment, Current principles and technique*. Philadelphia, ABD: Elsevier; 2012, pp. 639-688.
31. 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; 14: 68.
32. Sheridan JJ, Hilliard K, Armbruster P. The Essix appliance technology: applications, fabrication and rationale. *CTAC International*, 2003; 124(6): 45-95.
33. Sheridan JJ, Armbruster P, Nguyen P, Pulitzer S. Tooth movement with Essix mounding. *J Clin Orthod*, 2004; 38(8): 435-441.
34. Sheridan JJ. Air-rotor stripping update. *J Clin Orthod*, 1987;21:781-8.
35. Sheridan JJ, Hastings J. Air-rotor stripping and lower incisor extraction treatment. *J Clin Orthod*, 1992; 26: 18-22.
36. Sheridan JJ, McMin R, LeDoux W. Essix thermosealed appliances: various orthodontic uses. *J Clin Orthod*, 1995; 29: 108-13.
37. Sheridan JJ, LeDoux W, McMin R. Essix appliances: minor tooth movement with divots and windows. *J Clin Orthod*, 1994; 28: 659-663.

38. El-Bialy T, Galante D, Daher S. *Recent Advances in Dentistry Vol. 1. Orthodontic Biomechanics: Treatment Of Complex Cases Using Clear Aligner*. Sharjah, United Arab Emirates: Bentham Science Publishers; 2016.
39. Boyd RL. *John Valentine Mershon Lecture*. Presentation at the annual meeting of the American Association of Orthodontists: San Diego, CA; 1999.
40. Papadimitriou A, Mousouleas S, Gkantidis N, Kloukos D. Clinical effectiveness of Invisalign orthodontic treatment: A systematic review. *Prog Orthod*, 2018; 19(1): 37.
41. Mantovani E, Castroflorio E, Rossini G, Garino F, Cugliari G, Deregibus A ve ark. Scanning electron microscopy analysis of aligner fitting on anchorage attachments. *J Orofac Orthop*, 2019; 80(2): 79-87.
42. *Material Safety Data Sheet, SmartTrack Aligner Material*. Erişim 12.08.2015, https://c3-preview.prosites.com/242082/wy/docs/MSDS_SmartTrack_Aligner_Material.pdf
43. Meier B, Wiemer KB, Miethke RR. Invisalign: patient profiling-analysis of a prospective survey. *J Orofac Orthop*, 2003; 64(5): 352-8.
44. Kim TW, Echarri P. Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World J Orthod*, 2007; 8 (1): 13-18.
45. Kim TW, Park JH. An aesthetic orthodontic treatment option: fabrication and applications. *Dent Today*, 2008; 27(7): 132-135.
46. Kim TW. *Clear Aligner Manual*. South Korea: Myung Mun Publishing, 2007:10.
47. Kim TW. *Principle and clinical application of clear aligner*. South Korea: Myung Mun Publishing, Inc.; 2007:77-95.
48. Kim TW. *Illustrated clear aligner fabrication procedure*: Myung Mun Publishing, Inc.; 2007:38-79.
49. *Densply International*. FAQ. Erişim 9.01.2014, <http://www.mtmclearaligner.com/pub/FAQs>.
50. Kim T, Öztürk Y. Clear Aligner Appliances: Fabrication and Clinical Application. *Turkish Journal of Orthodontics*, 2009; 22 (2): 256-266.

51. Echarrri P. In: *Echrrri P. Introduction; Chapter I*. Madrid, Spain: Editorial Ripano, S.A.;2013. pp. 13-20.
52. *Clear Correct Aligners*. Erişim 10.01.2014,
<https://support.clearcorrect.com/hc/en-us/articles/4410091639063-ClearQuartz-ClearCorrect-s-third-generation-state-of-the-art-tri-layer-aligner-material>.
53. *ClearCorrect*, How does it works? Erişim 10.01.2014,
<http://clearcorrect.com/what/HowItWorks.aspx>.
54. *Ormco Corporation*, Simpli5. Erişim 10.01.2014,
<http://ormco.com/products/simpli5/index.php>.
55. Lu CH, Ko EW, Huang CS. The accuracy of video imaging prediction in soft tissue outcome after bimaxillary orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003; 61(3): 333-42.
56. Chorak A. İnterproximal Reduction in Conjunction With Plastic Aligner Theraphy: A Retrospective Pilot Study. *Electronic Theses and Dissertations*, 2011; 247.
<https://ir.library.louisville.edu/etd>
57. Vlaskalic V, Boyd RL. Orthodontic treatment of a mildly crowded malocclusion using the Invisalign System. *Aust Orthod J*, 2001; 17 (1): 41-46.
58. Boyd LR, Miller RJ, Vlaskalic V. The Invisalign system in adult orthodontics: mild crowding and space closure cases. *J Clin Orthod*, 2000; 34 (4): 203- 212.
59. Miethke RR, Vogt S. A comparison of the periodontal health of patients during treatment with the İnvisalign system and with fixed orthodontic appliances. *J Orofac Orthop*, 2005; 66(3): 219-229.
60. 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; 124(5): 502–508.
61. Ali SA, Miethke HR. Invisalign, an innovative invisible orthodontic appliance to correct malocclusions: advantages and limitations. *Dent Update*, 2012; 39(4): 254- 260.
62. Nedwed V, Miethke RR. Motivation, Acceptance and Problems of Invisalign Patients. *J Orofac Orthop*, 2005; 39(4): 66.2:162-173.

63. Pavoni C, Lione R, Lagana G, Cozza P. Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. *Ann Stomatol (Roma)*, 2011; 2 (1-2): 23- 27.
64. Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, Freeman K. Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American Board of Orthodontics objective grading system. *Angle Orthod*, 2007; 77 (5): 864-869.
65. Wheeler TT. Orthodontic clear aligner treatment. *Seminars in Orthodontics*, 2017; 23(1): 83-89.
66. Vlaskalic V, Boyd RL. Clinical evolution of the Invisalign appliance. *Journal of the California Dental Association*, 2002; 30(10): 769-776.
67. Lu H, Tang H, Zhou T, Kang N. Assessment of the periodontal health status in patients undergoing orthodontic treatment with fixed appliances and invisalign system: A metaanalysis. *Medicine (Baltimore)*, 2018; 97(13): e0248.
68. Nielsen LE. Mechanical properties of polymers and composites (Onogi S), 1st ed., Kyoto: Kagakudojin; 1976.
69. Lindauer SJ, Shoff RC. Comparison of Essix and Hawley retainers. *J Clin Orthod*, 1998;32(2):95-7.
70. Waked EJ, Lee TK, Caputo AA. Effects of aging on the dimensional stability of custom-made mouthguards. *Quintessence Int*, 2002; 33: 700-5.
71. Schuster S, Eliades G, Zinelis S, Eliades T, Bradley TG. Structural conformation and leeching from in vitro aged and retrieved Invisalign appliances. *Am J. Ortho and Dentofac Orthop*, 2004; 126(6): 725-728.
72. Walele SPA, Chaudhari A, Patil C, Yarangamblimath P, Survase R. Leaching from Thermoplastic Sheets-A Quantitative Assessment. *Int. J. Contemp. Med Res*, 2016; 3: 1518–1521.
73. Duffo GS, Quezada-Castillo E. Development of an Artificial Saliva Solution for Studying the Corrosion Behavior of Dental Alloys. *Corrosion*, 2004; 60: 594–602.
74. Alexandropoulos A, Al Jabbari YS, Zinelis S, Eliades T. Chemical and mechanical characteristics of contemporary thermoplastic orthodontic materials. *Aust. Orthod. J*, 2015; 31: 165–170.

75. Brezniak N. The clear plastic appliance: a biomechanical point of view. *Angle Orthod*, 2008; 78: 381-2.
76. Graber T, Vanarsdall R, Vig K. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. St. Louis, MO: Elsevier; 2000.
77. Kohda N, Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Ahluwalia KS, Mizoguchi I. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod*, 2013; 83(3): 476-83.
78. Kwon JS, Lee YK, Lim BS, Lim YK. Force delivery properties of thermoplastic orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008; 133(2): 228-34.
79. Beers A, Duong T. In: Tuncay OC, ed. *Mechanics of Tooth Movement with Invisalign*. New Malden, United Kingdom: Quintessence Publishing Company; 2006. pp.149-151.
80. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KW, Huang GJ. *Orthodontics: current principles and techniques*. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 2016.
81. Tai, Sandra. *Clear aligner technique*. Hanover Park, IL, ABD: Quintessence Publishing; 2018.
82. Pavoni C, Lione R, Laganà G, Cozza P. Self-ligating versus Invisalign: analysis of dento-alveolar effects. *Ann Stomatol (Roma)*, 2011; 2(1-2): 23-7.
83. 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; 73(5): 365-76.
84. Houle JP, Piedade L, Todescan RJr, Pinheiro FH. The predictability of transverse changes with Invisalign. *Angle Orthod*, 2017; 87(1): 19-24.
85. Castroflorio T, Garino F, Lazzaro A, Debernardi C. Upper-incisor root control with Invisalign appliances. *J Clin Orthod*, 2013; 47(6): 346-387.
86. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2014; 145(6): 728-736.

87. Castroflorio T, Garino F, Lazzaro A, Debernardi C. Upper-incisor root control with Invisalign appliances. *J Clin Orthod*, 2013; 47(6): 346-51.
88. Dahr S. Dr Sam Daher's Techniques for Class II Correction with Invisalign and Elastics. *Clinical tips and techniques by Align technology*, Erişim 2011, <https://s3.amazonaws.com/learn-invisalign/docs/0684000000Fp2xAAC.pdf>
89. Bowman SJ. Improving the predictability of clear aligners. *Sem Orthod*, 2017; 23: 65-75.
90. Turatti G, Womack R, Bracco P. Incisor intrusion with Invisalign treatment of an adult periodontal patient. *J Clin Orthod*, 2006; 40(3): 171-4.
91. 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; 135(1): 27-35.
92. Bowman SJ, Celenza F, Sparaga J, Papadopoulos MA, Ojima K, Lin JC. Creative adjuncts for clear aligners, part 2: intrusion, rotation, and extrusion. *J.Clin Orthod*, 2015; 49(3): 162-172.
93. Align technology. *Attachment Protocol Summary online*. Erişim: 2013, www.aligntechinstitute.com/.../Documents/pdf/attachment_protocol.pdf
94. Nguyen CV, Cheng J. Chapter 14. In: Tuncay OC, ed. *The Invisalign system*. New Malden, United Kingdom: Quintessence Publishing Company, Ltd; 2006 pp. 12-32.
95. 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; 128: 292–298.
96. Lagravère MO, Flores-Mir C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners: a systematic review. *J Am Dent Assoc* 2005; 136(12): 1724-9.
97. Echarri P. Chapter 10. In: Echarri P. *Treatment of rotation, inclination and torque*. Madrid, Spain: Editorial Ripano, S.A.; 2013 p. 229-254
98. Kravitz ND, Kusnoto B, Agran B, Viana G. Influence of attachments and interproximal reduction on the accuracy of canine rotation with Invisalign. A prospective clinical study. *Angle Orthod*, 2008; 78(4): 6827.

99. 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; 85(5): 881-889.
100. Drake CT, McGorray SP, Dolce C, Nair M, Wheeler TT. Orthodontic tooth movement with clear aligners. *ISRN Dent*, 2012; 2012: 657973.
101. Bollen AM, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: Ability to complete treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003; 124(5): 496-501.
102. Machado RM. Space closure using aligners. *Dent J Orthod*, 2020; 25(4):85-100.
103. Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod*, 2016; 3125: 1-9.
104. Duong T, Tricca R. Chapter 23. In: Tuncay OC, ed. Force application with Invisalign: constancy and compliance. New Malden, United Kingdom: Quintessence Publishing Company Ltd; 2006. pp. 207-211.
105. Bollen AM, Huang G, King G, Hujoel P, Ma T. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: Ability to complete treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003; 124(5): 496-501.
106. Standardization IOF. ISO 527-1:2012 Plastics-Determination of Tensile Properties-Part 1:General principles. ISO. <https://www.iso.org/standard/56045.html>. Yayınlanma tarihi Şubat 2012. Güncellenme tarihi Temmuz 2019.
107. *What's Zendura FLX All About?* Erişim Tarihi: 2022 <https://www.zenduradental.com/pages/zendura-flx-properties>
108. *Zendura A Properties*. Erişim Tarihi: 2022 <https://www.zenduradental.com/pages/zendura-a-properties>
109. *Product Data Sheets CA-Pro*. Erişim Tarihi: 2022 <http://products.scheu-dental.com/novelties/ca-clear-aligner/ca-pro>
110. *Taglus Premium*. Erişim Tarihi: 2022 <https://www.taglus.com/taglus-premium/>
111. *GT FLEX material*. Erişim Tarihi: 2022 <https://www.gtflex.it/en/material/>

112. Ma YS, Fang DY, Zhang N, Ding XJ, Zhang KY, Bai YX. Mechanical Properties of Orthodontic Thermoplastics PETG/ PC2858 after Blending. *Chin J Dent Res*, 2016; 19(1): 43-8.
113. ISO International Organization for Standardization. *ISO/TS 11405:2015 Dentistry—Testing of adhesion to tooth structure*. Geneva, Switzerland (internette) 2015. Erişim 24.02.2015, <https://www.iso.org/standard/62898.html>.
114. Arici S, Arici N. Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: an in vitro comparative study. *Angle Orthod*, 2003; 73(6): 692-696.
115. Canbek K, Karbach M, Gottschalk F, Erbe C, Wehrbein H. Evaluation of bovine and human teeth exposed to thermocycling for microleakage under bonded metal brackets. *J Orofac Orthop*, 2013; 74(2): 102-112.
116. Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod*, 2006; 76(2): 295-300.
117. De Abreu Neto HF, Costa AR, Correr AB, Vedovello SA, Valdrighi HC ve ark. Influence of light source, Thermocycling and Silane on the shear bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J*, 2015; 26(6): 685-688.
118. Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig*, 2013; 17(2): 609-617.
119. Sheibaninia A. Effect of thermocycling on nickel release from orthodontic arch wires: an in vitro study. *Biol Trace Elem Res*, 2014; 162(1–3): 353-359.
120. Richter C, Jost-Brinkmann PG. Shear bond strength of different adhesives tested in accordance with DIN 13990-1/-2 and using various methods of enamel conditioning. *J Orofac Orthop*, 2015; 76(2): 175–187.
121. Ke Y, Zhu Y, Zhu M. A comparison of treatment effectiveness between clear aligner and fixed appliance therapies. *BMC Oral Health*, 2019; 19(1): 24.
122. Shalish M, Cooper-Kazaz R, Ivgi I, Canetti L, Tsur B, Bachar E ve ark. Adult patients' adjustability to orthodontic appliances. Part I: a comparison between Labial, Lingual, and Invisalign. *Eur J Orthod*, 2012; 34(6): 724-730.

123. Landel RF, Nielsen LE. Mechanical properties of polymers and composites, 2nd ed., Boca Raton: CRC Press; 1993.
124. De Almeida Pdel V, Gregio AM, Machado MA, de Lima AA, Azevedo LR. Saliva composition and functions: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract*, 2008; 9(3): 72-80.
125. Ihssen BA, Willmann JH, Nimer A, Drescher D. Effect of in vitro aging by water immersion and thermocycling on the mechanical properties of PETG aligner material. *J Orofac Orthop*, 2019; 80(6): 292-303.
126. Fang D, Zhang N, Chen H, Bai Y. Dynamic stress relaxation of orthodontic thermoplastic materials in a simulated oral environment. *Dental Materials Journal*, 2013; 32: 946-951.
127. Goldberg AJ, Libler SA, Burstone CJ. Viscoelastic properties of an aesthetic translucent orthodontic wire. *Eur J Orthod*, 2010; 33: 673-678.
128. Gould TE, Piland SG, Shin J, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: Physical and mechanical properties of commercialized products. *Dent Mater* 2009; 25: 771-780.
129. Airoidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1997; 112: 58-63.
130. Iijima M, Kohda N, Kawaguchi K, Muguruma T, Ohta M, Naganishi A ve ark. Effects of temperature changes and stress loading on the mechanical and shape memory properties of thermoplastic materials with different glass transition behaviours and crystal structures. *Eur J Orthod*, 2015; 37(6): 665-70.
131. Kikutani T, Ito H. Analysis of crystalline orientation by wide-angle X-ray diffraction. *J Jpn Soc Polym Process*, 2000; 12: 556–60.
132. Scheu-Dental GmbH. *CA Clear Aligner Treatment Process*. Erişim: 2019, <https://www.ca-clear-aligner.com/b2c/index.html>. Accessed 10 Mar 2019
133. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 1999; 27(2): 89–99.

134. Tamburrino F, D'Antò V, Bucci R, Alessandri-Bonetti G, Barone S, Razionale AV. Mechanical Properties of Thermoplastic Polymers for Aligner Manufacturing: In Vitro Study. *Dent J (Basel)*, 2020; 8(2): 47.
135. Nguyen AT. Quantitative Evaluation Criteria for the Mechanical Properties of Orthodontic Clear Aligners [master's thesis]. Los Angeles, ABD: Science in Oral Biology, University of California; 2020.
136. Keller KJ. Stress Relaxation in Orthodontic Aligner Plastics; An In Vitro Comparison Study [thesis]. Omaha, ABD: Medical Sciences Interdepartmental Area, University of Nebraska Medical Center; 2020.
137. Porojan L, Vasiliu RD, Porojan SD, Birdeanu MI. Surface Quality evaluation of removable thermoplastic dental appliances related to staining beverages and cleaning agents. *Polymers (Basel)*, 2020; 12(8): 1736.
138. Lombardo L, Arreghini A, Maccarrone R, Bianchi A, Scalia S, Siciliani G. Optical properties of orthodontic aligners-spectrophotometry analysis of three types before and after aging. *Prog Orthod*, 2015; 16: 41.
139. Ryu JH, Kwon JS, Jiang HB, Cha JY, Kim KM. Effects of thermoforming on the physical and mechanical properties of thermoplastic materials for transparent orthodontic aligners. *Korean J Orthod*, 2018; 48(5): 316-325.
140. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2005; 127(4): 403-412.

HAM VERİLER

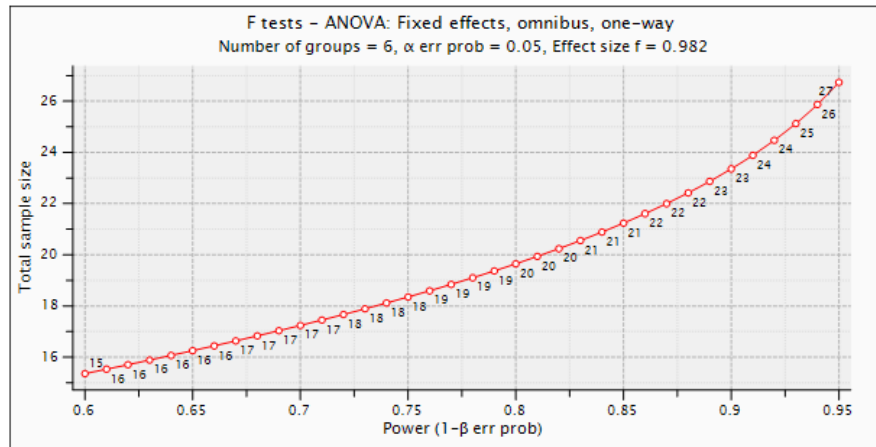
GPower Protokolü

F tests – ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Effect size f = 0.982
 α err prob = 0.05
 Power ($1 - \beta$ err prob) = 0.95
 Number of groups = 6

Output: Noncentrality parameter λ = 28.9297200
 Critical F = 2.6206541
 Numerator df = 5
 Denominator df = 24
 Total sample size = 30
 Actual power = 0.9755425



İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

AĞIZ İÇİ DEĞİŞEN SICAKLIK DEĞERLERİNİN ŞEFFAF PLAK
MATERYALİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİNİN
İNVİTRO OLARAK İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 12	% 11	% 2	% 5
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 3
2	dspace.biruni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
3	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 2
4	shmyo.gelisim.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	acikerisim.medipol.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
6	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	% 1
7	acikerisim.gelisim.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
8	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<% 1

Submitted to Izmir Katip Äelebi Äniversitesi