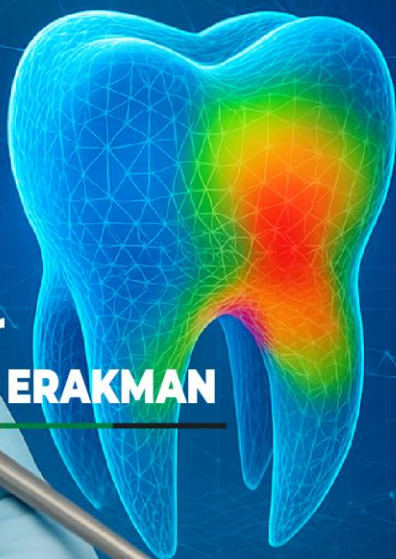


DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN OKLÜZAL KAYIT VE STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ



Editör
HATİCE ÇİĞDEM ERAKMAN



BİDGE Yayınları

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN OKLÜZAL KAYIT VE
STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ**

Editör: HATİCE ÇİĞDEM ERAKMAN

ISBN: 978-625-372-729-1

1. Baskı

Sayfa Düzeni: Gözde YÜCEL

Yayınlama Tarihi: 26.06.2025

BİDGE Yayınları

Bu eserin bütün hakları saklıdır. Kaynak gösterilerek tanıtım için yapılacak kısa alıntılar dışında yayıncının ve editörün yazılı izni olmaksızın hiçbir yolla çoğaltılamaz.

Sertifika No: 71374

Yayın hakları © BİDGE Yayınları

www.bidgeyayinlari.com.tr - bidgeyayinlari@gmail.com

Krc Bilişim Ticaret ve Organizasyon Ltd. Şti.

Güzeltepe Mahallesi Abidin Daver Sokak Sefer Apartmanı No: 7/9 Çankaya /
Ankara



İçindekiler

MANDİBULA HAREKETLERİNİN KAYIT YÖNTEMLERİ	4
AHMET OĞUZ AYDOĞDU	4
DİŞ HEKİMLİĞİNDE STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ	16
MEHMET FATİH GÜVEN	16
AHMET OĞUZ AYDOĞDU	16
TAM PROTEZLERDE OKLÜZYON	35
TANER TÜRKAY	35

MANDİBULA HAREKETLERİNİN KAYIT YÖNTEMLERİ

AHMET OĞUZ AYDOĞDU

Günümüzde mandibular hareketlerin üç boyutlu ve zaman bazlı olarak kaydedilmesi, özellikle kompleks protetik rehabilitasyonlarda, kişiye özgü fonksiyonel oklüzyonun sağlanması açısından vazgeçilmez bir prosedür haline gelmiştir. Bu hareketlerin dijital ya da analog yollarla elde edilen verileri, programlanabilir artikülatörlere entegre edilerek, hasta özelinde gerçekçi bir çene simülasyonu yapılmasına olanak tanımakta ve böylece oklüzal-interferans kaynaklı hataların minimize edilmesi mümkün olmaktadır (Schierz ve ark., 2014).

Mandibular hareketlerin objektif olarak saptanmasına yönelik cihazlar, tarihsel gelişimi içerisinde çeşitli teknolojik prensiplere göre sınıflandırılmaktadır. Bu bağlamda; radyografik analiz teknikleri, elektro-optik sistemler, mekanik izleme cihazları, stereofotogrametrik analiz, optoelektronik konumlandırma sistemleri, ultrasonografik (sonografik) tespit yöntemleri, manyetik alan temelli izleyiciler (magnetometreler) ve mekanoelektronik sensör sistemleri gibi geniş bir teknolojik yelpazede değerlendirme yapılmaktadır (Soboleva ve ark., 2005; Nallaswamy, 2017).

Klinik uygulamalarda mandibular kinetiğın nicel olarak ölçömlenmesine imkân veren başlıca sistemler arasında pantograf, aksiograf, kinesiograf ve sirognatograf gibi cihazlar yer almaktadır. Bu cihazlar sayesinde kondiler hareket yolları, rotasyonel ve translasyonel çene hareketleri ile maksillomandibular ilişkiler yüksek doğrulukla analiz edilebilmektedir (Özdemir, 2011).

Aksiyografik Kayıtlar

Aksiograf, temporomandibular eklemin (TME) fonksiyonel hareketlerinin kaydedilmesini sağlayan mekanik bir cihazdır. Temel prensibi, mandibulanın belirli hareketleri sırasında kondilin izlediğı yolun grafiksel olarak dökümanite edilmesidir. Bu işlem sırasında cihaz, hastanın başına sabitlenerek referans düzlemle ilişkili olarak hareket kayıtlarını alır. Kayıtlar, RCP (Retruded Contact Position) konumundan başlatılır ve açma-kapama ya da protrüzyon gibi fonksiyonel hareketler sırasında oluşan kondil yolunu kaydeden bir yazıcı uç ile çizim tablası üzerine aktarılır.

Kayıtlar sırasında açma-kapama ve protrüzyon hareketleri beşer kez tekrarlanır ve bu hareketlerin izleri grafiksel olarak analiz edilir. Açma-kapama hareketi için kayıt, mandibulanın en gerideki rahat konumdan (RCP) başlayarak maksimum açıklığa kadar gerçekleştirilir. Aynı şekilde protrüzyon hareketi, alt çenenin RCP'den başlayarak ileriye doğru kaydırılmasıyla gerçekleştirilir. Her iki hareket için de ölçömler referans düzlemi kullanılarak yapılır; bu düzlem, kondiler menteşe ekseninden orbital noktalara kadar uzanan hayali bir düzlemdir.

Aksiyografik kayıtların değerdendirilmesinde çeşitli parametreler kullanılır. Açma-kapama mesafesi, çizim yumağının bitiş noktası ile condilion noktası arasındaki mesafeyi ifade ederken; açma-kapama açısı, çizimin başlangıç eğimine çizilen teğet ile referans düzlemi arasındaki açıyı belirtir. Kalınlık ölçömleri ise

hareketin tekrarlanabilirliğine dair veri sunar; artan kalınlık, hareketin daha az tekrarlanabilir olduğunu gösterir. Benzer şekilde protrüzyon mesafesi, protrüzyon çiziminin sonlandığı nokta ile condilion noktası arasındaki mesafeyi ifade eder.

Bu kayıtların analizi sayesinde, TME fonksiyonunun değerlendirilmesi non-invaziv ve kantitatif olarak mümkün hale gelir. Aksiograf ile özellikle klik, takılma, hareket kısıtlılığı gibi disk-kondil uyumsuzlukları objektif olarak belgelendirilebilir. Literatürde aksiografinin, TME bozukluklarının erken tanısı ve ortognatik cerrahi sonrası eklem adaptasyonunun izlenmesi açısından anlamlı bir araç olduğu vurgulanmıştır.

Sonuç olarak aksiograf, hem tanı hem de postoperatif takip amacıyla kullanılabilen, hasta toleransı yüksek, teknik olarak pratik ve ekonomik bir yöntemdir. Bu özellikleri nedeniyle özellikle ortodontik ve ortognatik cerrahi uygulamalarında TME fonksiyonlarının değerlendirilmesinde güvenle kullanılmaktadır.

Kinesiografik Kayıtlar

Kinesiograf, mandibular hareketlerin üç boyutlu düzlemde zamana bağlı olarak kaydedilmesini sağlayan elektromanyetik takip sistemine dayalı bir cihazdır. Temel olarak cihaz, hastanın mandibulasına sabitlenen bir mıknatıs (genellikle mandibular protezin labial yüzeyine yerleştirilir) ve hastanın başına pozisyonlandırılan sensör diziliminden oluşur. Bu yapı sayesinde alt çenenin dikey (V), anteroposterior (A-P) ve lateral (L) düzlemlerdeki tüm fonksiyonel hareketleri dijital ortamda eş zamanlı olarak izlenebilir hale gelir.

Cihaz tarafından kaydedilen temel hareketler; açma-kapama, çiğneme siklusu, istirahat konumu ile maksimal interkuspal pozisyon arası hareketler, protrüzyon ve lateralizasyonlardır. Kinesiografik analizler sırasında hasta belirlenen hareketleri

(örneğin serbest açma-kapama veya test gıdası ile çiğneme) birkaç kez tekrarlar ve her hareketin izleri kaydedilir. Cihaz bu hareketlerin hızını, yönünü, tekrarlanabilirliğini ve hareket limitlerini belirler. Kayıtlar hem maksima hem ortalama değerlere göre değerlendirilir ve bu sayede dinamik mandibular davranış objektif olarak analiz edilebilir.

Kinesiograf, edentül bireylerde özellikle total protez uygulamalarının fonksiyonel uyum sürecini izlemek için tercih edilmektedir. Protez sonrası ilk günlerde görülen fonksiyonel bozuklukların (örneğin çiğneme koordinasyonunda azalma veya postüral istirahat kayma) mandibular hareketin kendisinden çok, protezin retansiyon, stabilite ve oklüzal doğruluğuna bağlı olduğu gözlenmiştir. Araştırmalar, protez sonrası dönemde hareket paternlerinin büyük oranda sabit kaldığını ve asıl adaptasyonun nöromüsküler kompensasyon yoluyla gerçekleştiğini göstermektedir (Leles ve ark., 2003).

Kinesiograf, elde ettiği veriler sayesinde protez kullanıcılarının çiğneme etkinliği, mandibular hız, çiğneme döngüsünün düzenliliği ve lateral limit hareketler gibi parametrelerinin zamana bağlı değişimini izlemeye imkân tanır. Bu yönüyle cihaz sadece hareketin fizyolojik yönlerini değil, aynı zamanda tedavi başarısını etkileyen nöromüsküler adaptasyon sürecini de objektif olarak yansıtabilir. Kayıtların analizi ile klinik olarak fark edilmeyen asimetrliler, koordinasyon bozuklukları ve uyumsuz hareket kalıpları da erken dönemde teşhis edilebilir.

Sonuç olarak, kinesiograf; mandibular fonksiyonların çok boyutlu ve zamansal olarak kaydedilmesine olanak sağlayan, yüksek hassasiyetli bir tanısal araçtır. Özellikle total protez uygulamalarında, hastaların adaptasyon sürecini değerlendirme, protez kaynaklı fonksiyonel yetersizlikleri ayırt etme ve bireysel motor kontrol düzeylerini nesnel olarak analiz etmede önemli

katkılar sunar. Bu nedenle, kinesiografi hem klinik tanı hem de tedavi sonuçlarının izlenmesinde modern protetik uygulamalarda vazgeçilmez bir pozisyonudur.

Sirognatografik Kayıtlar

Sirognatograf, mandibulanın üç boyutlu hareketlerini yüksek hassasiyetle kaydeden, manyetik alan temelli elektrognatografik bir cihazdır. Siemens AG (Bensheim, Almanya) üretimi bu sistem, özellikle sagittal düzlemde retrusiv hareketlerin kantitatif olarak ölçülmesini mümkün kılar. Sirognatografin çalışma prensibi, mandibulaya sabitlenen bir mıknatısın hareketiyle oluşan manyetik alan değişikliklerinin, başa sabitlenmiş Hall etkili sensörler tarafından elektrik sinyallerine dönüştürülmesine dayanır. Bu sinyaller, bilgisayar destekli bir sistem tarafından x, y, z eksenlerinde ayrıştırılarak analog voltaj değerleri şeklinde işlenir.

Cihaz üç ana bileşenden oluşur: (1) mandibulanın orta hattına, genellikle alt kesici dişlerin labial yüzeyine yerleştirilen bir sabit mıknatıs; (2) başa sabitlenen ve sekiz Hall etkili sensörü taşıyan başlık sistemi; ve (3) elde edilen verileri işleyen ve üç boyutlu koordinat düzlemine dönüştüren bir hesaplama birimi. Hall sensörleri, manyetik alan değişimini algılayarak hareketin yönünü ve büyüklüğünü belirler. Bu yapı sayesinde cihaz, mandibular hareketleri dikey (vertical), ön-arka (anteroposterior) ve yanal (lateral) düzlemlerde yüksek doğrulukla kaydedebilir.

Klinik kullanım sırasında hasta, cihaz takılıyken retrusiv mandibular hareketi gerçekleştirir. Cihazın kalibrasyonu ve pozisyonlaması çok önemlidir; başlık zemine paralel ve interpupiller hatta hizalanmış olmalıdır. Kayıt işlemi sırasında hastadan beş tekrarlı retrusiv hareket yapması istenir, ardından kısa bir dinlenme süresi verilir ve üç ardışık hareket diyagramı kaydedilir. Bu protokol, kas yorgunluğunu minimize etmek ve kayıtların standardizasyonunu

sağlamak amacıyla uygulanır. Veriler, Esterline Angus XY575 tipi analog grafik yazıcı ile kağıda dökülerek analiz edilir.

Sirognatografin hassasiyeti, 20 mm'lik vertikal açıklıkta ± 0.5 mm olarak belirtilmiştir. Bu düzeydeki hassasiyet, retrusiv hareket gibi düşük genlikli mandibular fonksiyonların analizinde yeterli doğruluk sağlar. Cihazla kaydedilen retrusiv hareketin yönü ve büyüklüğü, kondil hareketlerinin analizine olanak tanır ve bu sayede interkusal pozisyon (ICP) ile retrüde kontak pozisyonu (RCP) arasındaki fark nesnel biçimde ölçülebilir. Ölçümler sırasında en uzun hareket paterni dikkate alınarak milimetrik doğrulukla değerlendirilen sonuçlar, istatistiksel analizlere uygun formda raporlanır.

Sonuç olarak, sirognatograf; TME fonksiyonlarının değerlendirilmesinde invaziv olmayan, son derece duyarlı bir yöntemdir. Söz konusu sistem, protetik rehabilitasyon planlamasında retrusiv rehberliklerin analizine, bruksizm kaynaklı interferansların saptanmasına ve yaşa bağlı retrusiv hareket sınırlamalarının belirlenmesine olanak sağlar. Bu nedenle sirognatograf, özellikle kompleks protetik tedavi planlarında mandibular hareketlerin fizyolojik sınırlarının tanımlanmasında önemli bir tanı aracıdır.

Pantografik Kayıtlar

Pantograf, mandibulanın kondiler hareket yollarını frontal, sagittal ve horizontal düzlemlerde izleyerek bu yolları grafiksel olarak kaydeden elektro-mekanik bir cihazdır (Ferro ve ark., 2017). Cihaz, mandibulaya ve maksillaya sabitlenen kayıt kolları ve yüz arkı sisteminden oluşur; bu kolların hareketi, mandibulanın fonksiyonel hareketleri sırasında oluşturduğu rotasyonel ve translasyonel değişimleri izler. Elde edilen üç boyutlu hareket izleri, programlanabilir artikülatörlerin kondil yolları ve eğimleri gibi

bireye özgü parametrelerle ayarlanmasına olanak tanır. Böylece hasta özelinde fonksiyonel bir oklüzyon planlaması sağlanır ve protetik restorasyonların fizyolojik uyumu artırılır.

Teknik olarak pantograf, RCP-ICP geçişi, protrüzyon, retrüzyon ve lateral hareketlerin hem miktarını hem de yönünü milimetrik düzeyde saptayabilir. Bu sayede sagittal kondiler eğim, Bennet hareketi açısı, laterotruzyon yönü gibi kritik fonksiyonel parametreler doğrudan ölçülerek artikülatlörlere aktarılır. Analog ya da dijital versiyonları mevcuttur. Analog sistemlerde kayıtlar doğrudan asetat tabakalara çizilirken, dijital pantograflar bu verileri bilgisayar ortamına aktarıp sayısal analiz sağlar (Shillingburg ve ark., 2012; Madhavan ve ark., 2018).

Pantograf kullanımı özellikle kompleks protetik rehabilitasyonlarda, tam ayarlanabilir artikülatlörlerin gerektirdiği bireyselleştirilmiş kondiler ayarların yapılmasında endikedir. Ayrıca oklüzal uyumsuzlukların dinamik analizinde, temporomandibular eklem disfonksiyonlarının fonksiyonel boyutunun değerlendirilmesinde ve ileri düzey ortognatik cerrahi planlamalarında da kullanılmaktadır. Ayrıca aşırı aşınmış dentisyonların rehabilitasyonunda ve vertikal boyutun yeniden belirlenmesi gereken olgularda oklüzal rehberliğin doğru tespiti açısından klinik değeri yüksektir (Nallaswamy, 2017).

Bununla birlikte pantograf sistemlerinin klinikte yaygın kullanımını sınırlayan bazı önemli faktörler bulunmaktadır. Cihazların yüksek maliyeti, kayıt işlemlerinin zaman alıcı olması, uygulayıcıdan ileri düzey teknik bilgi ve manuel beceri gerektirmesi bu faktörler arasında yer almaktadır. Ayrıca kaydedilen verilerin klinik anlamlılık kazanabilmesi, yalnızca bu verilerin birebir aktarılabilirdiği tam ayarlanabilir artikülatlörlerle mümkündür. Bu nedenle pantografik kayıtlar, yarı-ayarlanabilir ya da standart

artikülâtörlerle kullanıldığında sınırlı bilgi sağlar (Ferro ve ark., 2017; Shillingburg ve ark., 2012; Nallaswamy, 2017).

Sonuç olarak, pantograf sistemleri, mandibular hareketlerin yüksek doğrulukla kaydedilmesini sağlayarak protetik planlamada hasta bazlı oklüzal tasarımı mümkün kılan ileri düzey bir tanısal araçtır. Ancak klinik uygulanabilirliği, donanım, maliyet ve operatör tecrübesi gibi faktörlere sıkı şekilde bağlıdır. Bu nedenle, kullanım kararı vaka özellikleri ve tedavi planlama gereksinimleri doğrultusunda dikkatle verilmelidir.

Yeni Geliştirilen Pantografik Kayıt Sistemleri

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemlerindeki gelişmeler protetik üretim süreçlerinin dijitalleştirmiş ve bu da kişisel oklüzyon/artikülasyonun dijital ortamda simüle edilerek üretilebilmesinin önünü açmıştır. Ancak bu kişisel oklüzal morfolojinin doğru dizaynı için mandibular hareketlerin dijital ortama taşınması anlamına gelir ki bu da dijital bireysel parametrelerin elde edilmesi ihtiyacını ortaya çıkarmıştır. (Gugward ve ark 2011, Bhayana ve ark 2015). Kişisel anterior ve posterior rehberlik parametrelerinin eldesine yönelik geliştirilen pantografik kayıt cihazları ve uyumlu oldukları artikülâtör sistemleri Tablo 1’ da özetlenmiştir.

Tablo 1 Pantografik Kayıt Sistemleri, üretici firma bilgileri ve artikülâtör sistemleri

Pantografik Kayıt Sistemleri, üretici firma bilgileri ve artikülâtör sistemleri		
ARCUSdigma II	KaVo Dental GmbH, Biberach, Almanya	PROTARevo 2, PROTARevo 3, PROTARevo 5 ve 5B, PROTARevo 7, PROTARevo 9, PROTARevoDigma.
AxioQuick Recorder	SAM Präzisionstechnik GmbH, Fussbergstrasse, 182131 Gauting, Almanya	SAM2P, SAM2PX, SAM3.

JMA Analyser	Zebris Medical GmbH Am, Galgenbühl 14 88316, Isny, Almanya	
CADIAX Compact 4	GAMMA Medizinisch- wissenschaftliche Fortbildungs- GmbH, Almanya	GAMMA Reference SL.
Condylcomp	DENTRON GmbH Dental Measuring and Information Systems	Dentatus ve Hanau, Artex AN, Artex AV, Artex Bamberger Weg 5, D-97204 Hoechberg, Almanya Reference, Artex AN, Artex AV, Artex Reference, Condylator, Denar Mark 2, Panadent, Protar, Sam2 ve Sam3, Stratos 200, Stuart.
MODJAW	11 Avenue Albert Einstein, 69100 Villeurbanne, Fransa	CAD-CAM sanal artikülatörler; Kavo, Artex, SAM vs.

Mandibular hareketlerin ölçümü için kullanılan bu sistemler; elektronik, optoelektronik, ultrasonik ya da görüntü kaydetme prensiplerine göre çalışmaktadırlar (Carossa ve ark 2020).

ARCUSdigma II sistemi

ARCUSdigma II, Kavo (KaVo EWL GmbH, Biberach, Almanya) firması tarafından üretilmiş ve üç boyutlu bir navigasyon sistemi ile çalışarak mandibular hareketler doğrultusunda TME’e ait kişisel dinamik verilerin hızlı bir şekilde ölçülmesini sağlayan bir cihazdır (Türkay ve ark 2021). (Şekil 1)

Şekil 1. ARCUSdigma II sistemi.



ARCUSdigma II, üç boyutlu ultrasonik ölçüm prensibiyle çalışan bir mandibular hareket kaydedicidir. Mandibula hareketleri kaydedilerek gerekli kondiler ve dişsel parametreler hesaplanır ve bu parametreler ile bireysel tam ayarlanabilen artikulatörün programlanması ile de fonksiyonel restorasyonların üretilmesi mümkün olur (Kiss ve ark 2005).

ARCUSdigma II'nin yazılım özelliklerine göre SD, USB ve WİRELESS (kablosuz) modelleri bulunmaktadır. Sistem temel olarak USB sinyal vericilerini taşıyan alt ark, sinyal alıcılarını taşıyan üst ark ve bu arkın bağlanabildiği ARCUSEvo yüz arkı, bir ana kontrol ünitesi (monitör), ayak kontrol pedalı, distribütör kutusu, mandibular atçman parça ve referans nokta işaretleyicisi ve KID programından oluşmaktadır.

KAYNAKÇA

Bhayana G, Atraje SH, Atraje G, Juneja A, Kumar A, 2015. Virtual articulators in prosthodontics: A future oriented technology. Am J Oral Medicine Rad., 2(4):217-20.

Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, Farias-Neto A, Carreiro Ada F, 2013. Complete Denture Occlusion: An Evidence-Based Approach. J Prosthodont, 22:94-97.

Gugward RS, Basawakumar M, Abhijeet K, Arvind M, Sudhindra M, Ramesh C, 2011. Virtual articulators in prosthodontics. Int J Dent Cli., 3(4):39-41.

Lemos CAA, Verri FR, Gomes JML, Santiago Junior JF, Moraes SLD, Pellizzer EP, 2018. Bilateral balanced occlusion compared to other occlusal schemes in complete dentures: A systematic review. J Oral Rehabil, 45:344-354.

Nallaswamy D, 2017. Textbook of prosthodontics. JP Medical Ltd., 153-166.

Özdemir Ö. Serbest Sonlu Vakalarda TME Sesleri ve Mandibula Hareketlerinin Değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011, Ankara (Danışman: Prof. Dr. C Akören).

Schierz O, Klinger N, Schon G, Reissmann DR, 2014. The reliability of computerized condylar path angle assessment. Int J Comput Dent. 17(1):35-51.

Shillinburg HT, Hobo S, Whitssatt LD, 2012. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 4 th ed.

Chicago: Quintessence Pub Co, p:11-72.

Soboleva U, Laurina L, Slaidinia A 2005. Jaw tracking devices historical review of methods development. Stomatologia Baltic Dent Maxillofac J.,7:67-71.

DİŞ HEKİMLİĞİNDE STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

**MEHMET FATİH GÜVEN
AHMET OĞUZ AYDOĞDU**

Stres analiz yöntemleri, belirli bir yapıya uygulanan kuvvetlerin söz konusu yapı üzerinde oluşturduğu iç gerilmelerin hem niteliksel hem de niceliksel olarak değerlendirilmesini amaçlayan sistematik tekniklerdir. Bu yöntemler sayesinde, kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeler tespit edilerek, yapısal zayıflık alanları öngörülebilir hale getirilir. Böylelikle, pratik uygulamalara geçilmeden önce yapının dayanıklılığı hakkında öngörülebilir ve gerekli mühendislik önlemleri alınabilir (Van Staden ve ark., 2006; Bilgin, 2008).

Diş hekimliğinde tedavi başarısını doğrudan etkileyen faktörlerin başında, oral kavite içerisinde oluşan fonksiyonel kuvvetler ve bu kuvvetlerin bileşenleri yer almaktadır. Literatürdeki pek çok çalışmada; diş, restoratif materyal ve alveolar kemik gibi yapılar üzerine etki eden stres dağılımı ve bu dağılımın tedavi sonuçlarına etkisi araştırılmıştır. Ancak, biyolojik sistemlerin doğası gereği, canlı dokular üzerinde doğrudan stres ölçümü yapmak etik, teknik ve güvenlik açısından sınırlıdır. Bu nedenle, in vivo

uygulamalar yerine sıklıkla in vitro modelleme teknikleri tercih edilmektedir (Ramoğlu ve ark., 2014).

Klinisyenlerin, ağız içerisindeki fonksiyonel yüklenmeleri tanımlayabilmesi ve analiz edebilmesi; elde edilen sonuçlara göre restoratif tasarımlarını biyomekanik açıdan optimize etmesi, başarılı ve uzun ömürlü protetik restorasyonların planlanabilmesi açısından kritik önem taşır. Bu bağlamda, restoratif tedavilerin oral rehabilitasyon koşullarıyla biyomekanik olarak uyumlu hale getirilmesi, ancak stres analizleri sonucunda elde edilen veriler ışığında mümkündür (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Stres analizi amacıyla kullanılan modeller genellikle iki temel yaklaşımla elde edilmektedir: Birincisi, analiz edilecek materyalin fiziksel öncül modellerinin üretilerek doğrudan test edilmesi; ikincisi ise, tek bir fiziksel modelden elde edilen verilerin dijital ortama aktarılmasıyla sanal analizlerin gerçekleştirilmesidir. Bununla birlikte, fiziksel model üretimi hem zaman hem de maliyet açısından yüksek yük getirmekte, ayrıca intraoral ortamda doğrudan analiz etik ve güvenlik gerekçeleriyle çoğu zaman mümkün olamamaktadır (Eskitaşçıoğlu ve ark., 1995).

Bu nedenlerle, stres analizlerinin doğrudan ağız içerisinde yapılmasından ziyade, dokuların simülasyon modelleri üzerinde gerçekleştirilmesi daha uygun ve güvenli bir yaklaşımdır (Adıgüzel, 2010). Ayrıca, analiz edilen materyalin çiğneme kuvvetleri karşısında göstereceği stres ve deformasyon tepkisini doğru şekilde öngörebilmek için, materyalin mekanik özelliklerinin – elastisite modülü, akma sınırı, Poisson oranı gibi – doğru bir şekilde bilinmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, mekanik özelliklerin detaylı şekilde modellenmesi, analiz sonuçlarının geçerliliği üzerinde belirleyici rol oynamaktadır (Craig ve ark., 2000).

Dış hekimliğinde kullanılan başlıca stres analiz yöntemleri aşağıda sıralanmıştır (Ulusoy ve Aydın, 2003):

1. Fotoelastik stres analizi: Şeffaf ve izotropik malzeme içerisindeki gerilme bölgelerinin ışık kırılma deseni üzerinden değerlendirilmesi.
2. Gerinim ölçer (Strain Gauge) yöntemi: Elektriksel direnç değişimlerini ölçerek deformasyonun belirlenmesi.
3. Kırılğan vernik yöntemi: Vernik tabakasındaki çatlaklardan gerilme yoğunluğunun tespit edilmesi.
4. Holografik interferometri yöntemi: Lazer interferans paternleri ile deformasyonun üç boyutlu olarak ölçülmesi.
5. Termografik stres analizi: Termal görüntüleme yoluyla stres kaynaklı ısı değişimlerinin izlenmesi.
6. Radyotelemetri yöntemi: İnternal gerilmelerin kablosuz sensörlerle real-time izlenmesi.
7. Sonlu Elemanlar Analizi (FEA): Bilgisayar destekli sayısal simülasyon yöntemiyle stres ve deformasyon dağılımının üç boyutlu modellenmesi.

Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizi, optik özelliklere sahip transparan polimerlerin çift kırılma (birefringence) prensibine dayanan bir mekanik analiz yöntemidir. Bu yöntemle; destek dişler, dental restorasyonlar, alveolar kemik ve dental implantlara iletilen stresin şiddeti, yönü ve lokalizasyonu, gerilme bölgelerinde oluşan izokromatik çizgiler aracılığıyla görsel olarak değerlendirilmektedir. Strese maruz kalan bölgelerde, ışığın polarize edilmesiyle oluşan bu

izokromatik çizgiler – fringe olarak da adlandırılır – kırmızı ile yeşil arasında değişen renk spektrumunda belirir ve gerilme şiddetine göre farklı yoğunluklarda gözlemlenir (Aydın ve ark., 1995; Çehreli ve ark., 2004).

Ancak bu çizgiler doğrudan çıplak gözle algılanamaz. Dolayısıyla stres alanlarının net olarak tespit edilebilmesi için polarize filtre sistemleri ya da özel optik cihazlar olan polariskoplar kullanılmalıdır. Polariskop yardımıyla analiz edilen fotoelastik modeller, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne bağlı olarak farklı sayıda ve yoğunlukta izokromatik çizgiler üretir. Bu çizgiler ne kadar sık ve birbirine yakınsa, o bölgede oluşan stresin o derece yüksek olduğu kabul edilir. Bu sayede kırılma riski taşıyan alanlar, mekanik zafiyet bölgeleri ve biyolojik yapıların stres altında patolojik reaksiyon verme potansiyeli değerlendirilmiş olur (Aydın ve ark., 1995; Çehreli ve ark., 2004).

Yöntemin temel avantajı, stres dağılımının doğrudan gözlemlenebilmesini sağlamasıdır. Özellikle makroskopik düzeyde mekanik problemlerin lokalizasyonunun hızlı ve ekonomik şekilde belirlenmesine olanak tanır. Modelin hazırlanması görece basit olup, karmaşık hesaplamalara ihtiyaç duyulmadan stres davranışı hakkında niteliksel bilgi edinilebilir. Bu nedenle, erken tasarım aşamalarında restoratif materyallerin ve yapısal konfigürasyonların mekanik değerlendirmelerinde sıkça tercih edilmektedir (Karl ve ark., 2009).

Buna karşın yöntemin bazı sınırlılıkları da mevcuttur. Öncelikle bu analiz tekniği yalnızca *in vitro* koşullarda uygulanabilir; çünkü canlı dokuya entegre edilmesi teknik ve etik açılardan mümkün değildir. Ayrıca analizlerde kullanılmak üzere özel fotoelastik rezinlerin hazırlanması gerekir. Bu rezinler yalnızca belirli dalga boylarında ışık geçirgenliği sağladığından, biyolojik dokuların mekanik özelliklerini tam anlamıyla temsil etmeyebilir. Ek

olarak, internal rezidüel stres ölçümlerinde sapmalar oluşabilmekte, bu da metodun niceliksel doğruluğunu sınırlamaktadır. Sayısal stres analizi açısından da yetersiz olması, özellikle parametrik optimizasyon çalışmalarında kullanımını kısıtlamaktadır (Karl ve ark., 2009).

Sonuç olarak, fotoelastik stres analizi; düşük maliyetli, hızlı ve görsel odaklı bir stres değerlendirme yöntemi olup, temel biyomekanik analizler ve restoratif planlama öncesi ön değerlendirme amacıyla klinik ve laboratuvar ortamlarında değerli bilgiler sunmaktadır. Ancak yöntem, nicel doğruluk ve biyolojik gerçeklik açısından sınırlandırıldığından, modern dijital analiz teknikleriyle desteklenerek hibrit yaklaşımlar geliştirilmesi önerilmektedir.

Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer sistemleri, bir yapıya uygulanan dış kuvvetlerin neden olduğu elastik deformasyonların elektriksel dirençte yarattığı değişimleri tespit ederek gerinim (strain) miktarını ölçmeye dayalı stres analiz yöntemleridir. Bu cihazların temel prensibi, iletken bir malzeme üzerine entegre edilen ince direnç tellerinin, mekanik deformasyona uğradığında boyutsal değişime bağlı olarak elektriksel direncinin de değişmesidir. Bu direnç değişimi Wheatstone köprüsü gibi elektriksel devrelerle ölçülerek sayısal değerlere dönüştürülür (Farah ve ark., 1988; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Gerinim ölçerler, yapıya uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü ve yönüne bağlı olarak oluşan deformasyonları mikron düzeyinde tespit edebilme hassasiyetine sahiptir. Bu özellik sayesinde, dental materyallerin ve biyolojik dokuların mekanik davranışları hakkında kantitatif veriler elde edilebilir. Özellikle diş hekimliğinde restoratif materyallerin yük altındaki davranışlarını değerlendirmek, implant-

stent sistemlerinin stres dağılımını analiz etmek ve ortodontik kuvvetlerin yumuşak ve sert dokular üzerindeki etkilerini ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (Farah ve ark., 1988).

Bu yöntemin en belirgin avantajı, elde edilen verilerin doğrudan sayısal formatta olmasıdır. Böylelikle analiz çıktıları istatistiksel değerlendirme, karşılaştırmalı analiz ve mühendislik hesaplamalarında rahatlıkla kullanılabilir. Ayrıca, hem *in vitro* deney düzeneği kurulumlarında hem de uygun koşullar sağlandığında *in vivo* uygulamalarda kullanılabilme esnekliği sunar. Özellikle biyomekanik araştırmalarda klinik gerçekliğe yakın sonuçlar elde etmek için etkili bir araçtır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Ancak gerinim ölçerlerin kullanımında bazı sınırlılıklar da söz konusudur. Öncelikle cihazın ölçüm ucunun boyutlarının belli bir minimum düzeyde olması, özellikle küçük hacimli dental yapılar ve mikro-kompleks morfolojilerde montajı zorlaştırmaktadır. Ayrıca sistem, yalnızca belirli yönlerdeki deformasyonlara duyarlıdır; bu nedenle birden fazla yönlü kuvvet etkisi altında, benzer tek yönlü deformasyon değerleri verebilme olasılığı yöntemin analitik doğruluğunu kısıtlayabilir. Bu durum, özellikle çok eksenli gerilme durumlarının analizinde yöntemin sınırlayıcı bir faktörüdür (Karl ve ark., 2009).

Sonuç olarak, gerinim ölçer sistemleri, diş hekimliğinde mekanik stresin kantitatif olarak incelenmesi için yüksek hassasiyetli ve esnek uygulama alanına sahip bir yöntemdir. Ancak analiz edilen yapının boyutları, geometri karmaşıklığı ve gerilme yönleri göz önünde bulundurularak cihazın doğru şekilde konumlandırılması ve ölçümlerin yorumlanması büyük önem taşımaktadır.

Kırılğan Vernik Kullanımı ile Stres Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik yöntemi, malzeme yüzeyinde meydana gelen gerilmelerin görsel olarak lokalize edilmesini sağlayan, fiziksel gözleme dayalı bir stres analiz tekniğidir. Bu yöntemde, analiz edilecek numunenin yüzeyi, özel olarak formüle edilmiş düşük gerilme dayanımına sahip kırılğan bir vernikle kaplanır. Vernik uygulaması sonrası yüzey, kontrollü sıcaklık altında fırınlanarak sertleştirilir ve ölçüme hazır hale getirilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Hazırlanan numuneye mekanik yükleme uygulandığında, yüzeydeki vernik tabakası, maruz kaldığı gerilme malzemenin yüzeyinde bulunan çatlakların oluşmasına neden olur. Bu çatlaklar, verniğin elastik limitini aşan kuvvetlerin uygulandığı bölgelerde ve yönlerde meydana gelir. Oluşan çatlak paternleri, gerilmenin lokal yoğunluğunu ve kuvvetin uygulandığı doğrultuyu temsil eder. Bu sayede, kuvvetlerin hangi bölgelerde maksimum yoğunluk oluşturduğu ve stres hatlarının yönelimi doğrudan gözlemlenebilir.

Analiz sürecinde çatlakların dağılımı, sıklığı ve oryantasyonu detaylı olarak incelenerek, uygulanan kuvvetlerin yönü ve görelî büyüklüğü hakkında niteliksel bilgi elde edilir. Bu yöntem özellikle gerilme konsantrasyon bölgelerinin, yani olası kırılma, çatlama ya da biyolojik bozulma riski taşıyan alanların hızlı tespiti açısından klinik ve deneysel ortamlarda kullanışlıdır. Kuvvet hatlarının yüzey üzerinde doğrudan izlenebilmesi yöntemin görsel avantajlarından biridir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bununla birlikte, kırılğan vernik yönteminin önemli bir sınırlılığı mevcuttur: analiz işlemi sırasında vernik tabakası geri dönüşümsüz şekilde çatladığından, aynı model üzerinde tekrar ölçüm yapılamaz. Bu durum, her analiz için yeni bir örnek hazırlama zorunluluğu doğurur ve yöntemin maliyet-etkinliğini azaltır. Ayrıca, sadece yüzeysel stres dağılımı hakkında bilgi verilebildiğinden, derin dokulardaki gerilme transferi hakkında bilgi edinilemez.

Sonuç olarak, kırılğan vernik yöntemi; basit, düşük maliyetli ve hızlı bir görsel stres analiz tekniği olup, yüzeysel gerilme bölgelerinin lokalizasyonunda pratik avantajlar sunar. Ancak yöntemin tek kullanımlık olması ve sadece yüzeyle sınırlı bilgi sağlaması nedeniyle, daha kapsamlı ve kantitatif analizlerin gerektiği durumlarda tamamlayıcı yöntemlerle birlikte değerlendirilmesi önerilir.

Holografik İnterferometri ile Stres Analiz Yöntemi

Holografik interferometri, yüksek hassasiyetli ve temassız bir optik stres analiz yöntemidir. Bu teknik, lazer ışınları kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün özel holografik bir film üzerine kaydedilmesine dayanır. Uygulanan yöntem, cismin yükleme öncesi ve sonrası yüzey deformasyonlarını karşılaştırarak stres dağılımını tespit etmeyi amaçlar. Elde edilen hologram, cisim yüzeyinden yansıyan koherent lazer ışığının girişim desenlerinin (interferens) film üzerinde oluşturduğu kayıt ile elde edilir (Outwater ve Van Hamersveld, 1974; Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu teknikte en yaygın kullanılan sistem "çift poz holografik interferometri"dir. Analiz süreci iki aşamalı olarak gerçekleştirilir. İlk aşamada, cismin dış kuvvet uygulanmadan önceki (başlangıç) hali kaydedilir. Ardından cisme belirli bir yük uygulanır ve aynı holografik filme ikinci bir pozlama yapılır. Böylece aynı fiziksel ortamda, yükleme öncesi ve sonrası durumlara ait iki ayrı optik bilgi üst üste kaydedilmiş olur. Bu çift pozlama sonucu, film üzerinde oluşan interferens çizgileri (fringe pattern), cismin deformasyon profiline ait hassas verileri yansıtır.

Holografik interferometri, nanometre düzeyindeki deformasyonları bile ayırt edebilme kapasitesine sahip olmasıyla öne çıkar. Bu özelliği sayesinde, son derece düşük gerilmelerin dahi görsel olarak saptanması mümkündür. Ayrıca analiz edilen modele

hiçbir fiziksel temas veya hasar uygulanmaz; bu yönüyle invaziv olmayan bir yöntemdir. Holografik film üzerine birden fazla kayıt alınabilmesi, yöntemin ekonomik açıdan da tekrar kullanılabilirliğini artırır (Outwater ve Van Hamersveld, 1974).

Bu yöntem özellikle malzeme biliminde, ince film kaplamalarda, mikro yapı analizlerinde ve yüksek çözünürlüklü stres tespiti için gerekli olduğu dental uygulamalarda kullanılabilir. Protetik yapılar, implant üstü süperstrüktürler veya hassas bağlantı elemanları gibi karmaşık geometrik yapılarda oluşan gerilmelerin üç boyutlu dağılımı bu yöntemle detaylı şekilde analiz edilebilir.

Sonuç olarak holografik interferometri, yüksek duyarlılık, temassızlık ve geniş analiz kapasitesi ile diş hekimliği biyomekaniğinde ileri düzey stres analizleri için son derece değerli bir yöntemdir. Bununla birlikte, uygulama sırasında çevresel faktörlere (titreşim, sıcaklık, ışık yoğunluğu) oldukça duyarlı olması ve ileri düzey optik sistemler gerektirmesi, yöntemin klinik ortamlarda yaygın kullanımını sınırlayabilmektedir.

Termografik Stres Analiz Yöntemi

Termografik stres analiz yöntemi, homojen ve izotropik yapıdaki malzemeler üzerine periyodik olarak uygulanan kuvvetlerin, iç yapıda neden olduğu ısı değişimleri ölçerek stres dağılımını belirlemeyi amaçlayan, temassız ve optik temelli bir ölçüm sistemidir. Temel prensip olarak, bir malzemenin yüzeyinde meydana gelen sıcaklık değişimlerinin, maruz kaldığı asal gerilmeler ile doğru orantılı olduğu kabul edilir. Bu yaklaşım sayesinde, yapı içerisindeki mikroskobik düzeydeki deformasyonlar bile, yüzey sıcaklığı değişimleri üzerinden dolaylı olarak tespit edilebilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu analizlerde, malzeme yüzeyi kızılötesi (IR) termal kameralarla ya da yüksek hassasiyetli termal sensörlerle izlenir. Dış

yükleme uygulandığında, deformasyona uğrayan bölgelerde mikroskobik iç sürtünme ve yapısal enerji kayıpları sonucu ısı oluşur. Bu termal yanıt, yüzeydeki sıcaklık farklılıkları olarak termal görüntülerde belirir. Görüntüler analiz edilerek malzeme üzerindeki stres yoğunluklarının lokalizasyonu yapılabilir. Özellikle yapısal karmaşıklığı yüksek ve mekanik yüklemeye altında çalışan biyomalzemelerde, bu yöntem oldukça faydalı sonuçlar vermektedir.

Termografik yöntem ile yapılan analizlerde genellikle üç aşamalı bir sıcaklık-zaman eğrisi gözlemlenir. İlk aşamada hızlı bir sıcaklık artışı meydana gelir, ardından sabit sıcaklık bölgesi oluşur ve nihayetinde plastik deformasyonun başladığı kırılma öncesi bölgeye ulaşılır. Bu aşamaların dikkatle incelenmesi, malzemenin yorulma sınırının doğru biçimde tespit edilmesini sağlar. Ayrıca yöntem, klasik yorulma testlerine kıyasla çok daha kısa sürede sonuç verme avantajı taşır.

Diş hekimliği özelinde, implant üstü protez sistemleri gibi kompleks yapılar üzerindeki yük dağılımının ve stres konsantrasyonlarının değerlendirilmesinde termografik yöntem potansiyel bir araçtır. Restoratif materyallerin mekanik performansları, çığneme kuvvetlerinin oluşturduğu lokal sıcaklık artışları yoluyla incelenebilir. Bu sayede, olası başarısızlık riskleri klinik öncesi düzeyde öngörülebilir hale gelir. Ayrıca yöntem, invaziv olmaması nedeniyle hem akademik hem de endüstriyel uygulamalarda giderek artan bir tercih haline gelmektedir.

Bununla birlikte, bu yöntemin bazı sınırlamaları da mevcuttur. Termal ölçüm sonuçları; ortam sıcaklığı, yüzey emisyon katsayısı, çevresel ısı kaynakları ve konvektif akımlar gibi birçok dış faktörden etkilenebilir. Dolayısıyla yüksek doğrulukta ölçüm yapılabilmesi için deneysel koşulların dikkatle kontrol edilmesi gereklidir. Yine de, gelişmiş IR kamera sistemleri ve görüntü işleme

algoritmaları sayesinde bu sınırlamaların çoğu minimize edilebilmektedir.

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Canlı dokuların maruz kaldığı biyomekanik kuvvetlerin doğrudan tespiti, invaziv yöntemlerin sınırlılıkları nedeniyle çoğu zaman mümkün olmamaktadır. Ağız içi yapılar gibi kompleks ve hassas sistemlerde bu kuvvetlerin canlı dokular üzerinde doğurabileceği etkilerin deneysel olarak analiz edilmesi etik, teknik ve maliyet açısından kısıtlayıcıdır. Bu nedenle, biyolojik yapıların dijital temsillerinin oluşturulması ve bu temsiller üzerinde ileri düzey sayısal analizlerin yapılması, çağdaş biyomekanik araştırmaların temelini oluşturmuştur (Van Staden ve ark., 2006). Bu bağlamda, Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemi, biyomedikal mühendislik ile diş hekimliğinin kesişiminde kritik bir pozisyona sahiptir.

Teorik Altyapı: Modelleme Prensibi ve Sayısal Çözüm

SESA, temel olarak bir fiziksel sistemin diferansiyel denklemler yardımıyla tanımlanması ve bu sistemin, sonlu sayıda elemanlara bölünerek her bir elemanda denge, malzeme ve geometrik uyum denklemlerinin çözülmesi mantığına dayanır. Bu yöntem, karmaşık yapıdaki sistemlerin üç temel fiziksel bileşen olan gerilme (stress), şekil değişimi (strain) ve deformasyon dağılımlarının sayısal olarak simülasyonunu sağlar. Modelde her bir eleman düğüm noktaları ile tanımlanır ve bu noktalar arasında doğrusal ya da daha gelişmiş şekil fonksiyonları aracılığıyla yer değiştirme fonksiyonları tanımlanır.

Yükleme ve sınır şartları belirlenen sistem, rijitlik (stiffness) matrisleri aracılığıyla bütünleştirilerek çözülür. Elde edilen çıktı değerleri, analiz edilen yapının hangi bölgelerinde stresin

yoğunlaştığını, elastik sınırın aşıp aşılmadığını ve potansiyel kırılma ya da deformasyon alanlarını ortaya koyar.

Tarihsel Gelişim ve Diş Hekimliğine Uygulanışı

SESA, ilk olarak 1950'lerde havacılık ve nükleer enerji gibi yüksek hassasiyet gerektiren mühendislik alanlarında geliştirilmiş; zamanla tıp ve diş hekimliği gibi disiplinlere entegre edilmiştir (Moaveni, 2011). Diş hekimliğinde ilk SESA uygulaması, 1960'lı yıllarda bir dişin dijital modellemesinin yapılarak kemik içi stres dağılımının incelenmesiyle gerçekleşmiştir (Eskitaşcıoğlu ve ark., 1995). 1976 yılında ise Weinstein ve arkadaşları, dental implant sistemlerinde stres dağılımını analiz etmek için SESA'yı kullanarak bu yöntemin implantoloji alanındaki temelini atmıştır (Geng ve ark., 2001).

Günümüzde SESA, protez dizaynı, ortodontik kuvvet sistemleri, implant stabilitesi, restoratif materyal davranışları ve temporomandibular eklem (TME) dinamiklerinin modellenmesinde standart yöntem haline gelmiştir. Ayrıca bu yöntem, fiziksel prototiplemenin yerini alan sanal test ortamlarını mümkün kılarak klinik riskleri azaltır.

Karmaşık Geometrilerde Kullanım ve Optimizasyon Yeteneği

Dental yapılar anatomik olarak yüksek geometrik karmaşıklık gösterir: çok köklü dişler, kron-restorasyon bağlantıları, sinüs komşuluğundaki implantlar gibi farklı yoğunluklara ve sertlik derecelerine sahip dokular tek bir sistem içinde yer alır. Bu tür heterojen yapıların klasik yöntemlerle analizi neredeyse imkânsızdır. SESA bu noktada, analiz yapılacak yapıyı binlerce hatta milyonlarca küçük elemanlara bölerek her birinin ayrı ayrı yük tepkisini hesaplar. Bu mikro düzeyde çözümleme sayesinde,

en zayıf bölgenin tespiti, malzeme dağılımı optimizasyonu ve alternatif tasarımların simülasyonu mümkündür (Baiamonte ve ark., 1996; Nicali ve ark., 2021).

Ayrıca SESA yöntemi; farklı malzeme kombinasyonlarının (örneğin: titanyum implant + zirkonya abutment + kemik), çoklu bağlantı bölgelerinin ve eğrisel anatomik yapılar içeren sistemlerin analizine olanak sağlar. Böylece implant planlamasında bireysel hasta profiline göre özelleştirilmiş mühendislik hesapları yapılabilir.

Yöntemin Avantajları

- Karmaşık anatomik ve geometrik yapılarda yüksek doğrulukta analiz yapılabilir.
- Farklı malzeme özellikleri, geometrik formlar ve yükleme tipleri birlikte değerlendirilebilir.
- Yükleme parametreleri, sınır şartları ve geometri kolayca değiştirilebilir; bu da parametrik analiz imkânı sunar.
- Tek, iki ya da üç boyutlu modelleme yapılabilir.
- "Parçadan bütüne" yaklaşımı ile lokal sorunların sistem genelindeki etkileri değerlendirilebilir.
- Prototip üretimine gerek kalmadan alternatif senaryolar test edilebilir.
- Simülasyon tekrarlanabilirliği yüksektir ve güvenilir veriler üretir (Adıgüzel, 2010; Ramoğlu, 2014).

Sınırlılıkları ve Uygulama Zorlukları

- Yöntem çoğunlukla lineer elastisite varsayımıyla çalışır; oysa biyolojik dokular non-lineer ve viskoelastik özellikler taşır (Geng ve ark., 2001).

- Homojen ve izotropik malzeme kabulü, gerçek dokuların heterojen doğasıyla tam örtüşmez (Lin ve ark., 2009).
- Modelleme sırasında %100 kemik-implant teması gibi idealize edilmiş varsayımlar gerekebilir.
- Üç boyutlu modellerin oluşturulması yüksek düzeyde teknik bilgi ve hassasiyet gerektirir.
- Yüksek performanslı bilgisayar donanımı ve lisanslı mühendislik yazılımlarına ihtiyaç vardır.
- Her aşamasında uzmanlık gerektiren bir süreçtir; analiz hataları yanlış klinik kararları tetikleyebilir (Holmgren ve ark., 1998; Gümüş, 2007).

Sonlu Eleman Stres Analizi (SESA) yönteminde, analiz edilecek modeller basit geometrik şekillere ayrılarak "elemanlar (elements)" oluşturulur. Modelin daha fazla sayıda elemana bölünmesi, analiz sonuçlarının gerçeğe daha yakın olmasını sağlar (Adıgüzel 2010). Elemanlar, geometrilerine göre üçgen, paralelkenar ve dörtgen; boyutlarına göre ise tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik olarak sınıflandırılırlar (Koroth ve Versluis 1997).

SESA yönteminde, bu elemanlar "düğüm (node)" adı verilen noktalar aracılığıyla birbirine bağlanır. Düğümler, elemanların üzerlerine uygulanan kuvvetleri birbirlerine aktarmalarını sağlar. Bu düğüm noktaları belirli yerlerden sabitlenir ve uygulanan sanal kuvvetlerin oluşturduğu stresler sonucunda yer değiştirirler. Bu yer değiştirmeler SESA'nın temel hesaplama unsurlarındandır (Logan 2007; Korkmaz 2007; Geng ve ark. 2001). Araştırmalar, gerçekçi sonuçlar için en az 30.000 eleman ve düğümün kullanılması gerektiğini ve bu elemanların boyutlarının 300 µm'den küçük olması

gerektiğini belirtmektedir (Teixeira ve ark. 1998; Sato ve ark. 1999a).

SESA analizinde, matematiksel model bilgisayar ortamına aktarılır ve ağ yapısı (mesh) oluşturulur. Bu süreçte elemanlar ve düğüm noktalarının koordinatları belirlenir. Ağ yapısı oluşturma işlemi yazılımlar tarafından otomatik olarak veya kullanıcı tarafından manuel olarak yapılabilir. Ağ yapısının küçültülmesi ve düğüm sayısının artırılması, sonuçların doğruluğunu yükseltir (Korioth ve Versluis 1997; Adıgüzel 2010; Geng ve ark. 2001).

Analizde sınır koşulları (boundary conditions), gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınırlarını belirler. Bu koşullar, modelin hangi bölgeden sabitleneceğini ve kuvvetin uygulanacağı noktayı tanımlar (Moaveni 2011; Ebrahimi 2012).

SESA analizlerinde ortaya çıkan gerilme tekillikleri (stress singularities), gerilim değerlerinin sınırsız olarak yükseldiği konumlardır ve genellikle model basitleştirmelerinden kaynaklanır. Gerçek yapılar gerilme tekillikleri içermez ve bu tekillikler hesaplama hatalarından kaynaklanan sanal gerilim değerleri oluşturabilir (Bi 2017; Konez ve ark. 2019).

KAYNAKÇA

Adıgüzel Ö, 2010. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi, 11, 18-23.

Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E, 1995. Metal Destekli ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem ile Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2.

Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R, 1996. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. The Journal of oral implantology, 22, 2, 104-10.

Bergendal T, Engquist B, 1998. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study.

International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 13, 2, 253-62.

Bi Z, 2017. Finite element analysis applications: a systematic and practical approach. Academic Press.

Bilgin MS, 2008. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

Craig RG, Welker D, Rothaut J, Krumbholz KG, Stefan KP, Dermann K, Rehberg HJ, Franz G, Lehmann KM, Borchert M, 2000. Dental materials, Wiley Online Library, p.

Çehreli M, Şahin S, Akça K, 2004. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. Journal of dentistry, 32, 2, 123-32.

Ebrahimi F, 2012. Finite Element Analysis: New Trends and Developments, BoD–Books on Demand, p. 21-54.

Eskitaşçioğlu G, Yurdukoru B, 1995. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg; 22: 201-205.

Farah J, Craig R, Meroueh K, 1988. Finite element analysis of a mandibular model. Journal of oral rehabilitation, 15, 6, 615-24.

Geng J-P, Tan KB, Liu G-R, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. Journal of Prosthetic Dentistry, 85, 6, 585-98.

Gümüş HÖ, 2007. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F, 1998. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology, 24, 2, 80-8.

Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N, 1996. In vitro study of mandibular implant-

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A, 2009. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 17, 2, 50-7.

Konez O, Metin M, Demir Ö, 2019. Y32 Bojisinin Yapısal Analizleri, Bölüm 2: Yorulma Analizleri. Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, (17), 395-411.

Korkmaz HH, 2007. Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics, 103, 6, e1-e13.

Lin D, Li Q, Li W, Swain M, 2009. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 2, 5, 410-32.

Logan DL, 2007. A First Course in the Finite Element Method 5th Edition. Nelson Education Ltd, 1- 27.

Moaveni S, 2011. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e, Pearson Education India, p.

Ramoğlu S, Ozan O, 2014. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 24.

Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N, 1999a. The effectiveness of a new algorithm on a three- dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. Journal of Oral Rehabilitation, 26 (8), 640–3.

Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E, 1999b. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. Journal of oral rehabilitation, 26, 4, 288-91.

Teixeira E, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N, 1998. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. Journal of oral rehabilitation, 25, 4, 299-303.

Ulusoy M, Aydın K, 2003. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara 2003; 487, 498.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC, 2006. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 9 (4), 257-70.

TAM PROTEZLERDE OKLÜZYON

TANER TÜRKAY

Doğal dentisyon varlığında, oklüzal düzlemin sagittal seyri, özellikle protrüziv mandibular hareketlerde anterior dişlerle uyumlu ve senkronize bir temas paterni göstererek posterior segmentlerin ayrılmasına olanak tanır. Bu fizyolojik senkronizasyon sayesinde erken temaslar engellenir ve temporomandibular eklem üzerine gelen yükler dengeli bir biçimde dağıtılır. Ancak bu fizyolojik oklüzal düzen, bireysel anatomik varyasyonlara ve nöromüsküler kontrollere bağlı olarak son derece subjektif nitelik taşımaktadır.

Tam protez rehabilitasyonlarında, kaybedilen oklüzal düzlemin yeniden tesisi klinik açıdan oldukęa önemlidir. Bu bağlamda literatürdeki biręok ęalıřma, protez hastalarında yapay oklüzal düzlemin yeniden yapılandırılmasında, bireyin doğal dentisyonuna ait pozisyon verilerinin temel alınmasını savunmaktadır. Bu yaklaşıma göre, başlıca anatomik referans noktaları (rneğin: campfer düzlemi, ala-tragus ęizgisi, retromolar ped ve hamular ęentik gibi) kullanılarak, doğal dentisyonun bulunduğu zamandaki oklüzal düzlemin simülasyonu hedeflenmektedir.

Boucher (1964), bu doğrultuda geliştirdiği yaklaşımda; protezleri çevreleyen yumuşak dokuların –özellikle yanak, dudak, dil kasları ve ağız tabanı– fonksiyonel olarak doğal dış çevresindeki dokular gibi davranabilmesi için, yapay oklüzal düzlemin bireyin önceki dışlı dönemiyle uyumlu pozisyonda yeniden oluşturulmasının zorunluluğuna dikkat çekmiştir. Bu yeniden konumlandırma, sadece nöromüsküler dengeyi korumakla kalmaz; aynı zamanda protezin mekanik stabilitesini artırır, fonetik uyumu sağlar ve yutkunma gibi kompleks oral fonksiyonların fizyolojik biçimde gerçekteşmesine destek olur.

Yapay dışlerin ideal pozisyonlandırılması, hastanın daha önceki doğal dış pozisyonlarıyla mümkün mertebe örtüşmelidir. Bu hedef doğrultusunda, yüzeysel yumuşak doku konturlarının doğal anatomik formları ile uyumlu şekilde yeniden şekillendirilmesi sağlanarak, bu dokuların protez üzerine uyguladığı kas tonusu kaynaklı basınç, retansiyonun artırılmasında avantaj olarak kullanılır. Böylece protezin stabilitesi sadece mekanik bağlantılara değil, aynı zamanda nöromüsküler uyuma da dayandırılarak desteklenmiş olur (Boucher, 1964; Hayakawa, 2007).

Bu bağlamda, tam protez hastalarında oklüzal düzlemin restorasyonu yalnızca mekanik bir yeniden yapılandırma değil, aynı zamanda yumuşak doku dengesi, estetik görünüm, fonetik yeterlilik ve fonksiyonel stabilitenin birlikte sağlandığı çok disiplinli bir süreçtir. Protezin oral kavite içerisindeki nötral zon içerisinde konumlandırılması; protez tutuculuğu, hasta konforu ve genel rehabilitasyon başarısı açısından stratejik bir gereklilik olarak öne çıkmaktadır.

Tam protez rehabilitasyonlarında, kaybedilen oklüzal düzlemin yeniden oluşturulması sürecinde hangi oklüzal şemanın kullanılacağı konusu literatürde halen tartışmalı bir konudur (Carlsson, 2009). Bu durumun temelinde, bireyler arası anatomik ve

fonksiyonel varyasyonların yanı sıra, protez kullanımı sürecinde protezin tutuculuğu, stabilitesi ve hasta konforu gibi faktörlerin klinik kararları doğrudan etkilemesi yatmaktadır. Dolayısıyla, oklüzal düzlemin rekonstrüksiyonunda kullanılacak şemanın belirlenmesi, bireysel değerlendirme ve klinik deneyim ile şekillendirilen çok yönlü bir planlamayı gerektirir.

Tam protezlerde kullanılan oklüzal şemalar, temel olarak iki ana grupta incelenmektedir: **balanslı oklüzyon** ve **balanssız oklüzyon**. Bu şemalar, protezlerin eksentrik hareketlerdeki oklüzal temas paternlerine göre sınıflandırılmakta olup, her birinin klinik endikasyonları, avantaj ve dezavantajları farklıdır.

Balanssız oklüzyon şemaları, eksentrik mandibular hareketler sırasında çift taraflı oklüzal temas hedeflemeyen, daha sade yapıli sistemlerdir. Bu grup içerisinde:

1. **Kanın rehberliği ile anterior disklüzyon:** Mediolateral hareketlerde posterior dişlerin devre dışı kaldığı, yalnızca kanin ve anterior dişlerin rehberliğinde gerçekleşen eksentrik oklüzyon tipi yer alır.
2. **Monoplane oklüzyon (kompansatuar eğrisiz):** Telafi edici eğrilikler ve dengeleme rampası içermeyen, düz bir oklüzal düzleme sahip posterior diş dizilimidir.
3. **Balanslı oklüzyon** şemaları ise, eksentrik tüm mandibular hareketlerde çift taraflı (bilateral) oklüzal temasların sağlanmasını hedefler. Bu şemalar içerisinde:
4. **Anatomik oklüzyon:** Sağlıklı doğal dentisyonu taklit eden, yüksek tüberküllü yapay dişlerle oluşturulmuş,

fonksiyonel ve estetik açıdan doğala en yakın çözümdür.

5. **Lingualize oklüzyon:** Maksiller posterior dişlerin yalnızca palatinal tüberküllerinin, mandibular dişlerin oklüzal yüzeyleri ile temas ettiği, stabiliteyi artırmayı hedefleyen kontrollü bir temas sistemidir.
6. **Bukkalize oklüzyon:** Mandibular bukkal tüberküllerin, maksiller dişlerin oklüzal yüzeyleri ile temas kurduğu, ancak lingual tüberküllerle temasın dışlandığı sistemdir (Moradpor ve ark., 2018).
7. **Monoplane oklüzyon (kompansatuvar eğrili):** Posterior dişler, medio-lateral ve antero-posterior düzlemde telafi edici eğriliklerle dizilerek, düz yüzeyli ama dinamik dengeli bir oklüzal temas sağlanır.

Her ne kadar **anatomik oklüzyon**, yapay dişlerin doğal formlarına yakın çiğneme yüzeyleri ile oluşturulan ideal bir dizilim olarak tanımlansa da, bu tip dizilimler **bilateral balanslı oklüzyon** ile doğrudan eş anlamlı değildir. Bu nedenle protetik planlamada, yalnızca dişlerin morfolojisine değil, eksentrik hareketlerdeki temas paternlerine de dikkat edilmelidir.

Protetik terimler sözlüğüne (2017) göre:

- **Bilateral balanslı oklüzal şema**, maksimum interküspal pozisyonda ve eksentrik mandibular hareketlerde hem çalışan hem dengeleyen taraflarda eş zamanlı oklüzal temasların sağlanmasıdır.
- **Lingualize oklüzyon**, sadece maksiller palatinal tüberküllerin mandibular oklüzal yüzeylerle temasta olduğu kontrollü temas formudur.

- **Monoplane artikülasyon**, yapay dişlerin hiçbir eğrilik içermeyen tek bir düzlemde dizildiği, mekanik olarak sadeleştirilmiş bir sistemdir.
- **Bukkalize oklüzyon**, mandibular bukkal tüberküllerin oklüzal temas sağladığı; lingual tüberküllerin temas dışı bırakıldığı spesifik bir düzenlemeyi ifade eder.

Sonuç olarak, tam protez hastalarında tercih edilecek oklüzal şema, yalnızca teorik uygunlukla değil, hastanın nöromüsküler kontrolü, ridge morfolojisi, protezin tutuculuğu, estetik ve fonetik gereksinimler gibi çok sayıda parametre göz önünde bulundurularak belirlenmelidir.

Tam protezlerde tercih edilen oklüzal düzenlemeler, alveolar kemik kaybı üzerinde doğrudan etkili olabilir. Bu bağlamda yapılan çalışmalar, anatomik oklüzyonun, düz yani monoplane oklüzyona kıyasla alveolar kemik rezorpsiyonunu daha az tetiklediğini göstermektedir (Winter ve ark., 1974). Bu durum, oklüzal yüklerin daha fizyolojik bir şekilde dağıtılmasına bağlı olarak anatomik oklüzyonun kemik korunumu açısından daha avantajlı olduğunu düşündürmektedir.

Kanin rehberliği, eksentrik çene hareketleri sırasında mandibular protezlerin daha stabil kalmasını sağlayabilse de, bu oklüzyon tipi retansiyon kaybı ve yumuşak doku ülserasyonları gibi komplikasyonlara daha sık neden olmaktadır. Özellikle lateral ve protrüviz hareketlerde protezin stabilitesi artsa da, mekanik travmaya bağlı hasta konforunun azaldığı bildirilmiştir (Peroz ve ark., 2003).

Lingualize ve bilateral balanslı oklüzyonlar arasında yapılan karşılaştırmalı pilot çalışmalarda; her iki sistemin çiğneme fonksiyonu, stabilite ve genel hasta memnuniyeti açısından benzer performans gösterdiği ancak lingualize oklüzyonun tutuculuk

açısından daha fazla hasta memnuniyeti sağladığı ifade edilmiştir (Kimoto ve ark., 2006).

Farklı oklüzal şemaların klinik etkinliğini değerlendiren çalışmalar, hastaların subjektif deneyimlerini merkeze almaktadır. Özellikle üç farklı oklüzyon türünün sekiz haftalık kullanımı sonrası yapılan değerlendirmelerde hastaların, lingualize oklüzzyona sahip protezleri daha konforlu bulduğu ve bu grupta yumuşak dokuya bağlı lezyonların daha az görüldüğü belirtilmiştir (Sutton ve ark., 2007).

Bilateral balanslı oklüzyon, kanin rehberliğine kıyasla protezlere hasta uyumunu kolaylaştıran bir şema olarak tanımlanmıştır. Bu durum, özellikle yaşlı bireylerde kas kontrolünün azalmasıyla birlikte oklüzal temastan maksimum denge elde etme gereksinimini ortaya koymaktadır (Rehmann ve ark., 2008).

Kanin rehberliği ile bilateral balanslı oklüzyon arasında hasta memnuniyeti ve çene hareketlerinin izlenmesine olanak sağlayan kinesiyoğrafik parametreler açısından anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu bulgu, her iki oklüzyon sisteminin bireysel adaptasyonla benzer klinik sonuçlar verebileceğini göstermektedir (Paleari ve ark., 2012).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda, lingualize oklüzyonun çiğneme verimliliği ve stabilite açısından bilateral balanslı oklüzyonla eşdeğer olduğu, ancak hasta memnuniyetinde daha iyi sonuçlar sunduğu bildirilmiştir. Özellikle ileri derecede rezorbe alveol kretlerine sahip vakalarda, lingualize oklüzyonun klinik performansını destekleyen veriler artmaktadır (Abduo, 2013; Kawai ve ark., 2017; Zhao ve ark., 2013).

Kanin rehberliğiyle birlikte premolarların da temas ettiği grup fonksiyonel düzenlemelerde, hastalarda ağrı ve rahatsızlık hissinin daha fazla olduğu belirtilmiştir. Bu bulgu, kompleks

eksentrik kontakların protez uyumunu zorlaştırabileceğini ortaya koymaktadır (Moradpor ve ark., 2018).

Literatür genelinde balanslı ve balanssız oklüzyonlar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı; çiğneme fonksiyonu, hasta memnuniyeti ve yaşam kalitesi gibi parametrelerde oklüzal şemanın tek başına belirleyici olmadığı yönünde görüşler öne çıkmaktadır (Goldstein ve ark., 2021; Heydecke ve ark., 2008; Deniz ve Kulak Özkan, 2013).

Yapay dişlerin oklüzal yüzey tasarımına dair yapılan bir çalışmada, hastaların büyük çoğunluğu lingualize oklüzyonu tercih etmiştir. Bu durum, hasta merkezli yaklaşımlarda sadece teknik başarı değil, algılanan konfor ve fonksiyonun da kritik olduğunu göstermektedir (Clough ve ark., 1983).

Farklı yıllarda yayımlanan sistematik değerlendirmeler, tam protezlerde bilateral balanslı oklüzyonun başarı için zorunlu olmadığını, bunun yerine bireyselleştirilmiş tedavi planlamasının daha etkili olduğunu ortaya koymuştur (Farias-Neto ve ark., 2013; Kilenberg ve ark., 2007; Lemos ve ark., 2018).

Konsensüs sonuçlarında, hasta memnuniyetini etkileyen faktörlerin yalnızca oklüzal düzenlemelere indirgenemeyeceği; hasta-hekim iletişimi, vertikal boyutun optimizasyonu ve hastanın rezidüel kret durumu gibi faktörlerin de klinik başarıyı etkilediği vurgulanmaktadır (Landesman, 2004; Pala, 1997; Carlsson, 1998). Ayrıca, balanslı oklüzyonun anterior rehberlik ile entegrasyonunun teknik gereklilikler doğurduğu ve güçlü kanıtlarla desteklenmediği ifade edilmiştir (Goldstein ve ark., 2021).

Tam Protezlerde Balans

Latince kökenli “bilanx” sözcüğünden türeyen "balans" terimi, Türkçeye “denge” olarak geçmiştir. Ancak protetik diş hekimliğinde "balans" kavramı, yalnızca statik bir dengeyi değil,

sentrik ve eksentrik tüm mandibular hareketler esnasında dişler arasında eş zamanlı temasların bulunması durumunu ifade etmektedir (Protetik Terimler Sözlüğü, 2005).

Temporomandibular eklem (TME), medio-lateral ve vertikal düzlemlerde fonksiyonel hareketlerin yanı sıra, herhangi bir işlevsel amaca hizmet etmeyen ekskursif hareketler de sergiler. Bu kompleks yapısı nedeniyle TME, tam protez tedavilerinde oklüzal balans kavramını klinik gündeme taşımaktadır (Çalikkocaoğlu, 1998). Tam protezlerde suni dişler sabit bir kaide üzerine monte edildiğinden, sistem bütüncül bir yapı olarak değerlendirilir. Dolayısıyla protezin herhangi bir bölgesinde oluşan travmatik bir kuvvet, tüm protez sistemini etkileyebilir (Kapur ve Somon, 1965; Dubojaska ve ark., 1998).

Balansın tam protezlerde gerekliliğinin altında yatan temel unsur, parafonksiyonel hareketlerin varlığıdır. Proteze adaptasyon sürecinde hasta, yeni protezle birlikte yeni bir çiğneme paterni öğrenme sürecine girer. Bu öğrenme süreci, oklüzal yüzey morfolojisiyle doğrudan ilişkilidir. Her yeni oklüzal temas, sinir-kas koordinasyonunda yeni bir motor program gerektirdiğinden, bu adaptasyon süresi uzayabilir. Tedavide temel amaç, hastanın en kısa sürede, en az çaba ile adapte olabileceği bir oklüzal düzen kurmaktır. İnsan vücudu refleks kontrol mekanizmasıyla donatılmıştır; ancak parafonksiyonlar bu mekanizmayı inhibe edebilir ve ortaya çıkan kas kasılmaları, normal fizyolojik kasılmalardan daha yoğun ve travmatiktir. Bu nedenle, protez teslim edilmeden önce hem fonksiyonel hem de parafonksiyonel temasların hastaya özgü olarak ayarlanması klinik başarı açısından kritik önemdedir (Federici ve Centofani, 1977; Federici ve Geiger, 1982; Federici ve De Nuccio, 1989).

Tam protezlerde balans oluşturulurken dikkate alınması gereken çeşitli hasta faktörleri vardır: alveol kretlerinin boyutları,

hastanın estetik talepleri, çene iskelet ilişkileri, nöromüsküler kontrol seviyesi ve parafonksiyonel alışkanlıklar, protezin oklüzal dizaynında mutlaka göz önünde bulundurulmalıdır (Çalikkocaoğlu, 2010; Appelbaum, 1984; Ivanhoe ve ark., 2002; Shanahan, 2004).

Balans kavramı sadece temas ilişkileriyle sınırlı olmayıp, birbiriyle ilişkili çeşitli parametreleri kapsayan prensiplere de dayanmaktadır. Bu bağlamda protetik diş hekimliğinin temellerinden biri olan "artikülasyon prensipleri", ilk kez Rudolph Hanau tarafından sistematik hale getirilmiştir (Hanau, 1926). Günümüzde hâlâ geçerliliğini koruyan bu prensipler, literatürde “Hanau’nun beşlisi” ya da “artikülasyon beşlisi” olarak bilinmektedir (Hanau, 1927).

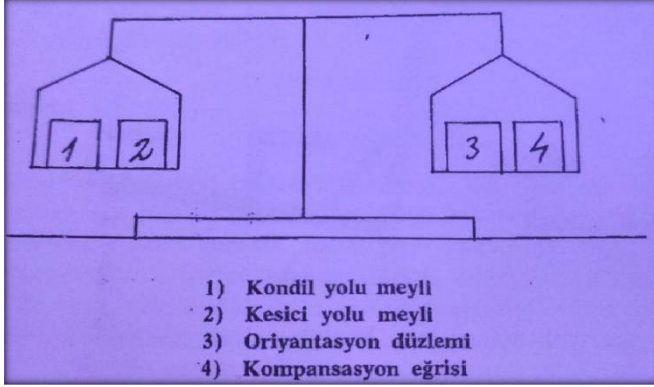
Trapozzano, Hanau’nun bu beş faktöründen ikisini pasif olarak sınıflandırmış ve geri kalan üç aktif faktör üzerinden “Trapozzano Üçlüsü” olarak adlandırdığı yeni bir formül ortaya koymuştur (Trapozzano, 1963). Benzer şekilde Konrad Thielemann da Hanau’nun teorisini matematiksel bir yapıya oturtarak kendi adıyla anılan formülü geliştirmiştir (Thielemann, 1932).

$$\text{Balanslı Artikülasyon} = \frac{\text{Kondil Y. Eğimi} \times \text{Kesici Y. eğimi}}{\text{Oklüzyon D.} \times \text{Tüb. Eğimi} \times \text{Spee eğrisi}}$$

Şekil 1: Thielemann’ın Dengeli Oklüzyon Formülü.

1954 yılında, Earle S. Smith üç tablo hazırlayarak durumun daha iyi anlaşılabilir olmasını sağlamaya çalışmıştır. Smith dengeli oklüzyonu bir terazi ile anlatmıştır. (Smith 1954) (Şekil 2)

Şekil 2: Smith'in Dengeli Oklüzyon Terazisi



Literatür takip edildiğinde balanslı oklüzyon/artikülasyon kavramının farklı şekillerde değerlendirilerek tanımlanmaya çalışıldığı görülmektedir:

- Levin, Hanau'nunkine benzer bir formül tanımladı (Levin 1978). Hem Trapozzano hem de Levin dengeli oklüzyonun önemini Hanau'nunkine benzer şekilde önerdiler.
- Lott, Hanau yasalarını korumuş, posterior ayrışma ve posterior maloklüzyonun/disklüzyonun artan kondil yolu eğimi sebebi ile olduğunu belirtmiştir (Lott 1962).
- Lauritzen, diş dizimini Hanau'nun kullandığı teknikten farklı bir teknikle yapmıştır.
- Dorier, Hanau beşlisine göre mum kayıtlar ile dişsiz bir hastada bireysel değerlerin kayıt tekniğini araştırmıştır ve diş dizimini Lauritzene'e göre yaparak balansı sağlamaya çalışmıştır (Dorier 1970).
- Tasao, dengeli oklüzyonu elde edebilmek için düz bir oklüzal düzlem önermiştir (Tasao 1986).

Bilateral Balanslı Oklüzyon

Tam protez rehabilitasyonlarında ve özellikle karşılıklı gelen bilateral serbest sonlu vakalarda, oklüzal kuvvetlerin mandibulanın hem sentrik hem de eksentrik hareketleri sırasında istenmeyen temaslardan arındırılarak daha geniş bir diş yüzeyine dengeli bir şekilde dağıtılması hedeflenmektedir. Bu amaçla **bilateral balanslı oklüzyon**, tercih edilen oklüzyon düzeni olarak öne çıkmaktadır (Hobo ve ark., 1989). Ancak, bu oklüzyon tipinin diğer alternatiflerle karşılaştırıldığı kapsamlı klinik çalışmaların sayıca sınırlı olduğu ve literatürde bu yaklaşımı güçlü biçimde destekleyen net bilimsel kanıtların eksik olduğu da belirtilmiştir (Kim ve ark., 2005; Goldstein ve ark., 2021).

Her ne kadar bilateral balanslı oklüzyonun tam protezlerde kullanılmasının etkinliğine dair yüksek kalitede kanıta dayalı veriler sınırlı olsa da, klinik deneyimler bu şemanın hastaların hem fonksiyonel hem de parafonksiyonel çene hareketlerini daha rahat ve kontrollü bir şekilde gerçekleştirmelerine olanak sağladığını ortaya koymaktadır (Appelbaum, 1984; Grubweiser ve ark., 1999; Kumagal ve ark., 1999; Lang, 2004).

Doğal dentisyonda bilateral balanslı oklüzyon, genellikle 50 yaş ve üzerindeki, mandibular kas gelişimi iyi olan bireylerde ve uzun süreli fonksiyonel aktivitelere bağlı olarak dişlerinde belirgin aşınmalar (abrazyonlar) gelişmiş bireylerde spontan olarak gözlenmektedir (Rahn ve ark., 2009; Taylor ve ark., 2005).

Bu oklüzyon düzenlemesi sayesinde, protez kaidelerinin devrilmesi veya rotasyonel hareketleri büyük ölçüde engellenerek protezlerin retansiyonu ve stabilitesi artırılabilir. Böylece özellikle alt protezlerde hareketli yapının kontrolü kolaylaşır ve klinik başarı oranı yükselir (Appelbaum, 1984; Kulak Özkan, 2012).

Bilimsel literatürde farklı zamanlarda birçok araştırmacı, bilateral balanslı oklüzyonun tam protez uygulamalarındaki avantajlarını vurgulamış ve bu yöntemin klinik faydalarını detaylandırmıştır (Lang, 2004; Taylor ve ark., 2005; Çalikkocaoğlu, 2010; Appelbaum, 1984; Kulak Özkan, 2012; Jacobson ve Krol, 1983b).

Son olarak, bilateral balanslı oklüzyona ait avantajlar ve dezavantajlar detaylı şekilde **Tabloda** özetlenmiştir. Bu tablo, protetik tedavi planlamasında karar verici sürece destek sunmak amacıyla önemli bir başvuru kaynağı niteliğindedir.

Tablo 1: *Balanslı Oklüzyonun Avantaj ve Dezavantajları*

Balanslı Oklüzyonun Avantaj ve Dezavantajları	
AVANTAJLAR	DEZAVANTAJLAR
1. Yük dağılımı,	1. Dişlerin uyumlu bir oklüzal harmoniyesahip olarak düzeltilmelerindeki zorluk
2. Stabilité,	2. Stabil kaide plakları gerektirir.
3. Azaltılmış travma,	3. Tüberkül eğimlerinin varlığı nedeniyleartmış horizontal kuvvetler
4. Fonksiyonel hareket,	4. Klas-1 çene ilişkisi dışındaki vakalardaadaptasyondaki zorluk, olarak bilinmektedir.
5. Verimlilik,	
6. Konfor, olarak bilinmektedir.	

Tam protezlerde çiğneme sırasında kullanılan "lokma içeri, balans dışarı" ifadesine dayanarak, bazı araştırmacılar balans kavramının yalnızca fonksiyonel temaslarla sınırlı bir anlam taşıdığını ve gerçek çiğneme sırasında öneminin azaldığını savunmaktadır. Ancak bu görüşe karşı çıkan birçok klinisyen ve araştırmacı, özellikle eksentrik hareketler sırasında protezlerin stabilitesinin korunabilmesi açısından balanslı artikülasyonun

protezin retansiyonuna ve genel stabilitesine olumlu katkı sağladığını ileri sürmektedir (Appelbaum, 1984; Jordan, 1978; Rahn ve ark., 2009).

Oklüzal temaslara ilişkin araştırmaların çoğu, tüm dişlerin aynı anda temasta olduğu pozisyonun sentrik oklüzyon olduğunu belirtmiştir. Aynı zamanda, çiğneme kuvvetlerinin en yoğun hissedildiği pozisyonun da bu olduğu ifade edilmektedir. Bu nedenle, tam protezlerde sentrik oklüzyonun doğru şekilde oluşturulması, stabilitenin sağlanmasında belirleyici bir faktör olarak kabul edilmektedir (Appelbaum, 1984; Dubojaska ve ark., 1998; Jacobson ve Krol, 1983b; Kulak Özkan, 2012).

Bilateral balanslı oklüzyonun gerekliliğini destekleyen bir diğer argüman da eksentrik çene hareketleri ve yutkunma fonksiyonuyla ilişkilidir. Yapılan çalışmalar, 24 saatlik bir zaman diliminde dişlerin çiğneme sırasında temasta olduğu toplam sürenin yalnızca yaklaşık 10 dakika olduğunu; ancak çiğneme dışı (fonksiyon dışı) temaslarda bu sürenin 2 ila 4 saate kadar uzayabildiğini göstermektedir. Bu bağlamda, fonksiyon dışı temasların oluşturduğu yüklerin dengeli bir şekilde dağıtılması, protezlerin uzun dönem başarısı açısından önemlidir (Yavuzylmaz, 2003). Çene retrüzyonunun ortalama 1 mm olduğu bildirilmişse de, bu değerin bireyler arasında farklılık gösterebileceği de ortaya konmuştur (Türkay ve Demir, 2023). Ayrıca bazı kaynaklar, yutkunma sırasında çenenin çoğunlukla sentrik oklüzyona çok yakın bir pozisyona geldiğini belirtmektedir. Bu gibi durumlarda ortaya çıkan kuvvetlerin yıkıcı etkisini azaltmak için, protezlerde bilateral balanslı oklüzyonun sağlanmasının yararlı olduğu vurgulanmaktadır (Federici ve Centofani, 1977; Federici ve Geiger, 1982; Federici ve De Nuccio, 1989; Boucher, 2004; Çalikkocaoğlu, 2010).

Tam protezlerde balans elde etmek amacıyla uygulanan prensipler, ilk olarak Hanau tarafından tanımlanmış ve günümüze

kadar geçerliliğini koruyarak birçok araştırmacı tarafından geliştirilmiştir. Bu prensipler; kondil yolu eğimi, kesici yolu eğimi, oklüzyon düzlemi, tüberkül eğimi ve spee eğrisi olmak üzere beş temel parametreyi içermektedir. Güncel klinik uygulamalarda bu beşli hâlâ referans alınmaktadır. Kondil yolu eğimi hastaya özgü sabit bir parametre olarak değerlendirilirken, diğer dört parametre vakaya göre uyarlanarak dengeli oklüzyon elde edilebilir hale getirilmektedir.

Bilateral balanslı oklüzyonun klinik olarak düzenlenmesi büyük ölçüde artikülatör kullanımıyla sağlanmaktadır. Kondil yolu eğimi ayarlanabilen artikülatörler, istenilen düzeyde balans teminini mümkün kılarken; ortalama değerli artikülatörlerde bu balans sınırlı düzeyde sağlanabilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010; Dubojska ve ark., 1998). Bu kişiselleştirilmiş ayarların klinik ortama aktarılabilmesi için yüz arkı kullanımı önem arz eder. Üst çene modelinin laboratuvar ortamına doğru biçimde aktarılması, yüz arkının yardımıyla gerçekleştirilmekte ve ardından alt çene modeli konumlandırılmaktadır (Türkay ve ark., 2022). Ancak, tam protez yapımında yüz arkı kullanımının gerekliliği konusunda literatürde fikir birliği bulunmamaktadır (Zarb ve ark., 1977).

Tam Protezlerde Oklüzyonun Düzenlenmesi

Oklüzal Analiz

Protetik diş hekimliğinde, karşılıklı diş temaların belirlenmesi ve tanımlanması için oklüzal analiz kullanılır. Oklüzyon kontrolü, diş hekimliğinin başlangıcından beri en çok tartışılan konulardan biri olmuştur. Tam protetik rehabilitasyonlarda destek dokulara gelen statik ve dinamik oklüzal kuvvetlerin dengeli dağılması, protez stabilitesini ve hastanın protezleri kullandığı rahatlığını etkileyen en önemli faktörlerdendir (Jacobson ve Krol (1983b), Olivieri ve ark 1998).

Protetik diş hekimliğinde oklüzal ilişkiler kalitatif ve kantitatif yöntemler kullanılarak değerdendirilir. Kalitatif yöntemler yalnız oklüzal temas noktalarının lokalizasyonlarını belirlemede kullanılmaktadır. Ancak bu temasların oluşma sırası ve basınç yoğunlukları hakkında bilgi sunmaz. Temasların yoğun olması basıncın fazla olduğu anlamına gelmeyebilir. (Saraçoğlu ve Özpınar 2002, Sutter 2018).

Protetik tedavilerde oklüzal uyumun sağlanması ve kontrolünde günümüzde, birçok teknik ve bu teknikler için geliştirilmiş kayıt materyalleri bulunmaktadır. Günümüzde kullanılan oklüzal analiz materyalleri ve teknikleri; bilgisayarlı oklüzal analiz sistemler, artikülasyon kağıtları, silikon materyaller, oklüzyon mumları ve foto oklüzyon silikon materyaller, foto oklüzyon'dur. Kullanılan tekniklerin hassasiyeti ve güvenilirlikleri, materyallerin kalınlığına, direncine, kayıt materyallerinin esnekliğine, ağız içi koşullara ve hekimin uygulamasına bağlı olarak değışiklik gösterebilir (Millstein 1983, Saraçoğlu ve Özpınar 2002, Schelb ve ark 1985, Brizuela-Velasco A ve ark 2015).

Artikülasyon Kağıdı

Klinikte en sık kullanılan oklüzal temas belirleme aracıdır. 100 mikron kalınlığında olup, oklüzal yüzeylere bastırıldığında temas noktalarında koyu ve geniş boyanma izleri bırakır. Klinik uygulamada yaygın bir inanişa göre bu izlerin büyüklüğü ve koyuluğu, temasın şiddetini göstermektedir. Ancak bu değerdendirme, yüksek oranda **subjektif** olup sıklıkla **yanıltıcıdır**. Çünkü yüksek kuvvetle oluşan temaslar çoğu zaman küçük ve yoğun izler bırakırken, düşük kuvvetli temaslar daha geniş ama hafif işaretle gösterilebilir. Dolayısıyla yalnızca AP verileri ile yapılan oklüzal düzenlemelerde hatalı kontak düzeltme riski yüksektir (Kerstein ve Grundset, 2001; Harper ve Okeson, 2003).

Artikülasyon Folyosu

Daha ince yapısıyla (12 µm) çok daha hassas temas tespiti yapılmasına olanak tanır. Özellikle mikroskobik temas noktalarını belirlemede articulating paper'a göre üstünlük sağlamaktadır. Araştırmalar, AF kullanıldığında diş başına tespit edilen temas sayısının daha fazla ve temas alanlarının daha küçük olduğunu ortaya koymuştur. Bu durum, gerçek temas noktalarının daha doğru saptanmasına katkı sağlar. Ancak AF de tıpkı AP gibi yalnızca temasın **yeri ve sayısı** hakkında bilgi verir; **kuvvet şiddeti, sırası ve zamanlaması** bu yöntemle tespit edilemez. Ayrıca, her iki yöntemin de görsel izleri değerlendirme süreci operatörün deneyimine bağlı olduğundan dolayı **yüksek oranda subjektif** yorum içerir (Bozhkova ve ark., 2021).

Bilgisayar destekli Oklüzal analiz

Geleneksel oklüzal analiz yöntemleri (örneğin artikülasyon kağıdı, shimstock ve silikon materyaller) yalnızca temas noktalarının konumunu gösterebilirken, bu temasların zamanlaması, şiddeti ve süresi gibi dinamik parametreleri ölçemezler. Bu yöntemlerde gözlenen temas şiddeti genellikle renk yoğunluğu üzerinden yorumlansa da, bu görsel değerlendirmelerin bilimsel temelli olmadığı; ayrıca saliva, kağıt kalınlığı ve yırtılma gibi faktörlerin sonuç güvenilirliğini olumsuz etkilediği bildirilmektedir. Dolayısıyla, bu nitel yöntemler subjektif değerlendirmelere dayalı olduğundan, tekrarlanabilirliği düşük ve klinisyenler arası varyasyonu yüksektir (Afrashtehfar & Qadeer, 2016).

Bu sınırlamaların aşılması amacıyla geliştirilen **bilgisayar destekli oklüzal analiz sistemleri**, oklüzal temasların sırasını, süresini ve görelî kuvvet dağılımını dijital olarak ölçebilme kapasitesi sunar. Bu sistemlerden biri olan **foto-oklüzyon yöntemi**, ısırma sırasında fotoelastik bir film tabakasında oluşan gerilme desenlerini polarize ışık altında değerlendirerek temas yoğunluğu

hakkında bilgi verir. Ancak bu sistem posterior bölgede temasları abartılı gösterirken, anterior bölgede teması yetersiz raporlayabilmektedir. Ayrıca film kalınlığı ve tek kullanımlık oluşu klinik kullanımda dezavantaj oluşturmaktadır (Afrashtehfar & Qadeer, 2016).

Günümüzde en yaygın bilgisayar destekli sistemlerden biri olan **T-Scan**, yaklaşık 1500 mikro sensör barındıran bir piezo-rezistif sensör aracılığıyla, temasların zamanlamasını ve göreceli kuvvetlerini milisaniyelik düzeyde kaydedebilmektedir. Sensörden elde edilen veriler yazılım aracılığıyla görsel grafiklere dönüştürülerek hekime temas sırasını, temas süresini ve her bir dişe düşen yük dağılımını ayrıntılı olarak sunar. T-Scan sistemi sayesinde erken temaslar, lateral yük dağılımları ve aşırı stres altındaki bölgeler hassas biçimde belirlenebilir. Bu sayede restoratif tedaviler, implant üstü protezler, ortodontik sonuçların değerlendirilmesi ve TME disfonksiyonlarının yönetiminde daha etkili bir planlama yapılabilir (Afrashtehfar & Qadeer, 2016).

Bununla birlikte T-Scan gibi dijital analiz sistemlerinin de bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Öncelikle bu sistemler yalnızca **göreceli kuvvetleri** ölçebilir; mutlak Newton cinsinden kuvvet bilgisi sağlamazlar. Sensör kalınlığı (yaklaşık 0.1 mm), bazı hastalarda oklüzal kapanışı etkileyebilir ve cihazın doğru kullanımında klinik deneyim gereklidir. Ayrıca donanım ve yazılım maliyetleri, bazı kliniklerde entegrasyon için engel teşkil edebilir. Bununla birlikte, uzun vadede tekrarlayan ayarlamaların önüne geçmesi ve tedavi kalitesini artırması nedeniyle bilgisayar destekli oklüzal analiz sistemleri modern diş hekimliği uygulamaları açısından oldukça değerlidir (Afrashtehfar & Qadeer, 2016).

OccluSense® Sistemi

Geleneksel kalitatif oklüzyon analiz yöntemleri, özellikle artikülasyon kağıtları ve folyolar, yalnızca maksimum interküspidasyon pozisyonundaki oklüzal temasların lokalizasyonlarını belirleyebilmektedir. Ancak bu yöntemlerle oklüzal temasların oluş sırası, süresi ve çiğneme kuvvetlerinin dağılımı gibi zaman-temelli dinamik bilgiler elde edilememektedir. Bu da özellikle karmaşık protetik vakalarda oklüzyonun daha hassas analiz edilmesini sınırlandıran önemli bir faktördür. Günümüzde bu yetersizlikleri aşmak adına dijital sistemlerin kullanımı yaygınlaşmıştır ve bu bağlamda **OccluSense®** sistemi dikkat çeken yenilikçi çözümlerden biridir.

OccluSense® (Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Almanya), hem statik hem de dinamik oklüzyona ilişkin temas noktalarının **lokalizasyonunu, süresini** ve bu temaslarda oluşan **basınç kuvvetlerinin dağılımını** dijital olarak kaydedebilen bir sistemdir. Sistemin entegre yazılımı sayesinde, çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan ilk temas noktasından başlayarak maksimum interküspidasyon anına kadar meydana gelen tüm temaslara zamansal bir çizelge içinde takip edilebilir. Bu zamanlama verisi, sadece hangi dişlerin temas ettiğini değil, temasın hangi sırayla ve hangi kuvvet düzeyinde gerçekleştiğini de analiz etmeye olanak tanır.

OccluSense® sisteminde kullanılan sensör, ağız içinde uygulandığında hastanın çiğneme hareketlerini doğal biçimde gerçekleştirmesine imkân verecek kadar incedir. Ölçüm sırasında elde edilen veriler, **iPad uygulaması üzerinden gerçek zamanlı olarak** izlenebilmekte ve renk kodlarıyla temas kuvvetlerinin büyüklüğü görselleştirilebilmektedir. Bu özellik, hekime restoratif veya protez tedavi sırasında gerekli oklüzal düzeltmeleri hızlı, hassas ve objektif olarak yapma imkânı tanır. Aynı zamanda hasta uyumunu ve klinik başarısını artırıcı bir unsur olarak değerlendirilir.

Özellikle komplike rehabilitasyon vakalarında, implant üstü protez planlamalarında ve temporomandibular disfonksiyonların değerlendirilmesinde, OccluSense® gibi dijital analiz sistemleri, yalnızca temas noktalarının saptanmasında değil, fonksiyonel kuvvet dengesi ve aşırı yüklerin belirlenmesinde de kritik rol oynar. Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında, daha yüksek doğruluk, zamanlama analizi ve dinamik veriler sunması açısından klinik değeri yüksektir. **Şekil 3**'de, OccluSense® cihazı ve sensörü görsel olarak sunulmuştur.

***Şekil 3:** OccluSense® cihazı ve OccluSense® sensörü.*



Tam protezlerde mevcut kuvvet dağılımını incelemek ve yapılan ölçüm sonrası düzenlemek için kullanılan bu tip cihazlar ile düzenlenen oklüzyon ile protezin stabilitesinin de artırılması mümkün olur (Olivieri ve ark 1998, Boening ve Walter 1992)

KAYNAKÇA

Abduo J, 2013. Occlusal schemes for complete dentures: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 26:26-33.

Appelbaum M, 1984. Plans of occlusion. *Dent Clin North Am*, 28(2):273-285.

Boening KW, Walter MH, 1992. Computer-aided evaluation of occlusal load in complete dentures. *J Prosthet Dent*, 67(3):339-344.

Boucher CO, 1964. Swenson's Complete Dentures, 5th edn, pp. 246-251. Mosby, St Louis.

Boucher CO, (Ed), 2004. Complete denture prosthodontics-The state of the art. *J Prosthet Dent*, 92(4):309-315.

Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Ellakuria-Echevarria J, Río-Highsmith J, Santamaría-Arrieta G, Martín-Blanco N, 2015. Influence of articulating paper thickness on occlusal contacts registration: A preliminary report. *Int J Prosthodont*, 28(4):360–362. [PubMed] [Google Scholar]

Carlsson GE, 1998. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *J Prosthet Dent*, 79:17–23.

Carlsson GE, 2009. Critical review of some dogmas in prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 53:3-10.

Clough HE, Knodle JM, Leeper SH, Pudwill M L, Taylor D T, 1983. A comparison of lingualized occlusion and monoplane occlusion in complete dentures. *J Prosthet Dent*, 50:176–179.

Çalikkocaoğlu S, 1998. Bölüm IV, 5. Tam protezlerde balans. *Tam Protezler*. Cilt II. 3. Baskı. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayını, p.437-50.

<https://www.nadirkıtap.com/tam-protezler-cilt-1-ve-2-prof-dr-senih-calikkocaoglu-kitap13494554.html>

Çalikkocaoglu S, 2010. Dışsız Hastaların Protetik Tedavisi. Klasik Tam Protezler. 5. baskı, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul.

Deniz DA, Kulak Ozkan Y, 2013. The influence of occlusion on masticatory performance and satisfaction in complete denture wearers. J Oral Rehabil, 40:91-98.

Dorier M, 1970. Modified Hanau technic; setting up of teeth; modified occlusal adjustment (Lauritzen's technic)]. Zahntechnik (Zur), 28(6):57

Dubojska AM, White GE, Pasiak S. (1998). The importance of occlusal balance in the control of

Federici E, Centofanti S, 1977. Occlusion according neuromuscular function. Mondo Odontostomatol, 19(4):8–29.

Federici E, Geiger A, 1982. Therapeutic prosthesis. Riv Ital Stomatol, 51(3):229–44.

Federici E, De Nuccio C, 1989. Mandibular dysfunction syndrome: relation to orthodontics. Mondo Ortod, 14(2):145–56.

Goldstein G, Kapadia Y, Campbell S, 2021. Complete Denture Occlusion: Best Evidence Consensus Statement. Journal Of Prosthodontics, 30(S1); 72-77. <https://doi.org/10.1111/jopr.13309>

Grubwieser G, Flatz A, Grunert I, M Kofler, Ulmer H, Gausch K, Kulmer S, 1999. Quantitative analysis of masseter and temporalis EMGs: a comparison of anterior guided versus balanced occlusal concepts in patients wearing complete dentures. J Oral Rehabil, 26(9):731-736.

Hanau R, 1926. Articulation defined, analyzed, and formulated. J Am Dent Assoc. 1926; 13:1964. Hanau RL, 1927. Hanau intraoral method vs Gysi extraoral method. Private printing by author, Buffalo, 1927:51.

Hayakawa I, 2007. Principles and Practices of Complete Dentures: Creating the Mental Image of a Denture. Total Protezlerin Temel İlkeleri ve Pratiği: Protezlerin Zihinde Canlandırılması. Çeviren: Kazazoğlu E, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul.

Heydecke G, Vogeler M, Wolkewitz M, Türp J C, Strub J R, 2008. Simplified versus comprehensive fabrication of complete dentures: patient ratings of denture satisfaction from a randomized crossover trial. Quintessence Int, 39:107-116.

Hindocha AD, Vartak VN, Bhandari AJ, Dudani M, 2010. A cephalometric study to determine the plane of occlusion in completely edentulous patients: Part I. J Indian Prosthodont Soc, 10(4):203- 207.

Hobo S, Ichida H, Garcia LT, 1989. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation. 1st ed. Tokyo: Quintessence Publishing, Co, Ltd, p. 322.

Ivanhoe JR, Cibirka RM, Parr GR. (2002). Treating the modern complete denture patient: a review of the literature. J Prosthet Dent, 88(6):631-635.

İsmail YH, Bowman JP, 1968. Position of the occlusal plane in natural and artificial teeth. J Prosthet Dent, 20: 407-11.

Jacobson TE, Krol AJ, 1983. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part I: Retention. J Prosthet Dent, 49(1):5-15.

Jordan LG, 1978. Arrangement of anatomic-type artificial teeth into balanced occlusion. J Prosthet Dent, 39(5):484-494.

Kapur KK, Lestrel PE, Chauncey HH, 1982. Development of prosthodontic craniofacial standarts: occlusal plane location (Abstract). J Dent Res, 61; 222.

Kawai Y, Ikeguchi N, Suzuki A, Kuwashima A, Sakamoto R, Matsumaru Y, Kimoto S, Iijima M, Feine J S, 2017. A double blind randomized clinical trial comparing lingualized and fully bilateral balanced posterior occlusion for conventional complete dentures. J Prosthodont Res, 61:113-122.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL, 2005. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res, 16(1):26-35.

Kimoto S, Gunji A, Yamakawa A, Ajiro H, Kanno K, Shinomiya M, Kawai Y, Kawara M, Kobayashi K, 2006. Prospective clinical trial comparing lingualized occlusion to bilateral balanced occlusion in complete dentures: a pilot study. Int JProsthodont, 19:103-109.

Klineberg I, Kingston D, Murray G, 2007. The bases for using a particular occlusal design in tooth and implant-borne reconstructions and complete dentures. Clin Oral Implants Res, 18 Suppl 3:151- 167.

Kumagal H, Watanabe T, Kobayashi K, Suzuki T, Nagao M, Nikawa H, Hamada T, 1999. Incidence of occlusal contacts with complete dentures during mastication using a 6-channel telemetry system: preliminary measurements. J Oral Rehabil, 26(11):918-922.

Kumar S, Garg S, Gupta S, 2013. A determination of occlusal plane comparing different levels of the tragus to form ala-tragal line or Camper's line: a photographic study. J Adv Prosthodont, 5(1):9–15.

Kulak Özkan Y, 2012. Tam Protezler ve İmplant üstü Hareketli Protezler. Problemler ve Çözüm Yolları. İkinci cilt, Vestiyer Yayın Grubu, İstanbul, Türkiye, 294-5.

Landesman HM, 2004. Building rapport: the art of communication in the management of the edentulous predicament. Zarb GA, Bolender CL. Prosthodontic treatment for edentulous patients. 12th ed., St. Louis: Mosby, p: 177–189.

Lang BR, 2004. Complete denture occlusion. Dent Clin North Am, 48(3): 641-665.

Levin B, 1978. A reevaluation of Hanau's Laws of Articulation and the Hanau Quint. J Prosthet Dent, 39(3):254–8.

Lott FM, 1962. Personal communication. September.

Millstein PL, 1983. An evaluation of occlusal contact marking indicators: a descriptive, qualitative method. Quintessence Int Dent Dig, 14(8):813-836.

Moradpoor H, Salari F, Ebadian B, Raissi S, Shirani M, 2018. Patient satisfaction with occlusal scheme of conventional complete dentures: A randomised clinical trial (Part II). J Oral Rehabil, 45:702-709.

Morgano SM, VanBlarcom CW, Ferro KJ, & Bartlett DW, 2018. The history of the glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent, 94:10-19.

Olivieri F, Kang KH, Hirayama H, Maness WL, 1998. New method for analyzing complete denture occlusion using the center of force concept: A clinical report. J Prosthet Dent, 80(5):519-523.

Palla S, 1997. Occlusal considerations in complete dentures. McNeill C. Science and practice of occlusion. Chicago: Quintessence; p: 457–467.

Park C, 2016. Application of ARCUS digma I, II systems for full mouth reconstruction: Case report. *J Dent Rehabil Appl Sci*, 32(4):353-8.

Payne JA. Condylar determinants in a patient population: electronic pantograph assessment. *J Oral Rehabil*. 1997;24(2):157-63.

Piermatti J, 2006. Tooth positions in full mouth restorations: a case report. *Gen Dent* 54:209–213. Posselt U, 2001. Terminal hinge movement of the mandible. *J Prosthet Dent*. 86(1):2-9.

Rahn AO, Heartwell CM, 1986. Textbook of complete dentures, 5th edn. Wolters Kluwer Co, p 352.

Rehmann P, Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B, 2008. Influence of the Occlusal Concept of Complete dentures on Patient Satisfaction in the Initial Phase After Fitting: Bilateral Balanced Occlusion vs Canine Guidance. *Int J Prosthodont*, 21:60-61.

Rich H, 1982. Evaluation and registration of the HIP plane of occlusion. *Aust Dent J* 27:162.

Saraçoğlu A, Özpinar B, 2002. In vivo and in vitro evaluation of occlusal indicator sensitivity. *J Prosthet Dent*, 88(5):522-526.

Schelb E, Kaiser DA, Brukl CE, 1985. Thickness and marking characteristics of occlusal registration strips. *J Prosthet Dent*, 54(1):122-126.

Shanahan TE, 2004. Physiologic jaw relations and occlusion of complete dentures. *J Prosthet Dent*, 91(3):203-205.

Sutton AF, Worthington HV, McCord JF, 2007. RCT comparing posterior occlusal forms for complete dentures. *J Dent Res*, 86:651-655.

Sutter BA, 2018. A digital poll of dentists testing the accuracy of paper mark subjective interpretation.

Cranio-Journal of Craniomandibular Practice. 2;36(6):396–403.

Taylor TD, Wiens J, Carr A, 2005. Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: a literature review. J Prosthet Dent, 94(6):555-560.

Taylor TD, Bidra AS, Nazarova E, Wiens JP, 2016. Clinical significance of immediate mandibular lateral translation: A systematic review. J Prosthet Dent. 5(4):412-18.

The British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. Guidelines in prosthetic and implant dentistry, 1996. London: Quintessence Publishing Co. Ltd. London, p.243-8. <https://www.bsspd.org/File.ashx?id=13928>

The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005. J Prosthet Dent, 94(1):10-92.

The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017. Ninth Edition. J Prosthet Dent, 117: e1-e105. The Glossary of Prosthodontic Terms, 2017. Ninth Edition: J Prosthet Dent. e15-e58.

Thielemann K, 1932. Die Artikulationsformel, ein Hilfsmittel der Hanau-Artikulationslehre, Zahnärztl.Rundschau, 41: 358-362.

Trapozzano VR, 1955. Occlusal records. J Prosthet Dent, 5:325–332 40.

Trapozzano VR, 1963. Laws of articulation. J Prosthet Dent. 1963;13(1):34–44.

Tsao DH, 1986. Variation of hinge interocclusal clearance and modifying mechanisms. J Prosthet Dent, 56(5):606–16.

Türkay T, Demir N, Yöndem İ, 2021. Total-Alt Parsiyel Protez: ARCUSDigma II ve PROTAR Digma ile Tedavisi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci, 28(1):237-44 doi: 10.5336/dentalsci.2021-82167.

Türkay T, Demir N, Yöndem İ, 2022. Dinamik Protokolle Rehabilit Edilen İmplant Destekli Overdenture. Türkiye Klinikleri J Dental Sci, 28(3):723-30.

Türkay T, Demir N. 2023. Bölüm 14. Total Protezlerde Bilateral Balanslı Oklüzyon. Sağlık Bilimleri Alanında Akademik Çalışmalar (1. Baskı) içinde (s.227-247). Ankara: Gece Kitaplığı

Winter CM, Woelfel JB, Igarashi T, 1974. Five-Year Changes in the Edentulous Mandible as Determined on Oblique Cephalometric Radiographs. J Dent Res, 53:1455-1467.

Yavuzılmaz H, 2013. Oküzyon (Occlusion-Diş Kapanışı). 1.Baskı. Ankara: Gazi Kitabevi Tic. Ltd.Şti.

Zarb GA, Bolender CL, Carlsson GE, 1977. Boucher's Prosthodontic Treatmentfor Edentulous Patient. 11th ed. St. Louis: Mosby.

Zhao K, Mai QQ, Wang XD, Yang W, Zaho L, 2013. Occlusal designs on masticatory ability and patient satisfaction with complete denture: a systematic review. J Dent, 41:1036-1042.

DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN OKLÜZAL KAYIT VE STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ

