

T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



İMLANT ÜSTÜ HAREKETLİ PROTEZLERDE ÇİĞNEME
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Dt. Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN

Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından 3782-D1-13 Proje numarası ile desteklenmiştir.

Tez No: 136

ISPARTA, 2016

KABUL ve ONAY

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı** çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 18/02/2016

Tez Danışmanı : Doç. Dr. S.Süha Türkaslan
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD

Üye : Prof. Dr. Özgür İnan
Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD

Üye : Prof. Dr. Timuçin Baykul
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi ve Tedavisi AD

Üye : Doç.Dr. Erdal Eroğlu
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD

Üye : Doç. Dr. Hasan Rifat Koyuncuoğlu
Süleyman Demirel Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nöroloji AD

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Enstitü Müdürü
Doç. Dr. Mustafa KAYAN

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

“İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Çiğneme Performansının Değerlendirilmesi” adlı Doktora tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Dt. Zeynep Başağaoğlu DEMİREKİN

İmza

Danışman

Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN

İmza

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman destek veren, yardımcı olan, gerektiğinde ailemden bir birey gibi olan danışmanım Sayın Doç. Dr. Süha TÜRKAŞLAN'a,

Tezim için materyal ve metod konusunda bana yardımcı olan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Ufuk HASANREİSOĞLU'na,

Tezim için istatistik konusunda bana yardımcı olan Süleyman Demirel Üniversitesi Ziraat Fakültesi Biyometri Genetik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Dr. Özgür Koşkan'a,

Doktora eğitimim esnasında, bitmek bilmeyen sorularıma; bıkmadan usanmadan yanıt veren değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Üstün Güldağ'a, Sayın Doç. Dr. Erdal EROĞLU, Sayın Prof. Dr. Timuçin BAYKUL ve Sayın Doç. Dr. Hasan KOYUNCUOĞLU'na,

Hem maddi hem de manevi olarak yıpratıcı olan doktora sürecinde yanımda olan ve desteklerini esirgemeyen canım arkadaşlarım Dt. Sibel Kan, Dt. Aykut Önel ve Dt. Kemal Çavdarlı'ya,

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görev yapan, yardımlarını esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve çalışanlara,

Tez projeme maddi destek sağlayan S.D.Ü. Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne,

Tüm yaşamımda sevgi ve destekleriyle yanımda olan, özveri ve sabırla beni yetiştirerek bugünlere gelmemi sağlayan, sevgili aileme, sevgili eşime ve sevgili kızlarıma gösterdikleri sabır, anlayış ve her türlü maddi, manevi desteklerinden dolayı,

Sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunuyorum.

Dt. Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	ii
BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vii
TABLolar DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
GRAFİKLER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Tam Protezlerin Tanımı ve Gelişimi	5
2.2. Dental İmplantlar.....	10
2.2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi.....	10
2.2.3. Osseointegrasyon	11
2.2.4. İmplant Üstü Protezlerde Planlama	12
2.2.4.1. Tam Dişsizlik Vakaları	13
2.2.4.2.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler (İDHP)	13
2.2.4.2.1.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları	14
2.2.4.2.1.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları.....	15
2.3. Tam Dişsizlik Vakalarında Model Analizi.....	16
2.4. İDHP için Tutucu Sistemlerin Seçimi	16
2.5. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri	16
2.5.1. Locator Tutucular	17
2.6. İDHP’lerde Okluzyon.....	18
2.7. Stomatognatik Sistem.....	19
2.7.1. Çiğneme Fonksiyonu	19
2.7.2. Kas Sistemi	20
2.7.3. Motor Ünite	21
2.7.4. Kas Fonksiyon Şekilleri.....	21

2.7.4.1. İzotonik Kasılma	21
2.7.4.2. İzometrik Kasılma	21
2.7.4.3. Kontrollü Gevşeme	22
2.7.5. Çiğneme Kasları	22
2.7.5.1. Alt Çeneyi Kapatıcı Kaslar	22
2.7.5.2. Alt Çeneyi Açıcı Kaslar	22
2.8. Elektromyografi (EMG)	23
2.8.1. EMG Tarihçesi	23
2.8.2. Elektromiyografi Tanımı	23
2.8.3. İskelet Kasının Yapısı ve Kontraksiyonu	26
2.8.4. Diş Hekimliğinde EMG Kullanım Alanları	27
2.8.5. EMG'nin Teknik Temeli	28
2.9. Çiğneme Performansını Değerlendirme Yöntemleri	30
2.9.1. Çiğneme Performansının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Materyalleri ve Testler	32
3. GEREÇ ve YÖNTEM	35
3.1. Elek Analizi Ölçümlerinin Yapılması	51
3.2. EMG Analizi Ölçümlerinin Yapılması	54
4.1. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri	56
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	85
ÖZET	87
ABSTRACT	88
KAYNAKLAR	89
EKLER	107
ÖZGEÇMİŞ	110

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Gr	: Gram
mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
mm²	: Milimetrekaire
cm²	: Santimetrekaire
mm³	: Milimetrekyüp
cm³	: Santimetrekyüp
μ	: Mikron
Na	: Sodyum
Ca	: Kalsiyum
mV	: milivolt
N/cm	: Newton/santimetre
Hz	: Hertz
KHz	: Kilohertz
SE	: Standart sapma
ASTM	: American Society for Testing and Materials (Amerikan Materyaller ve Test Kurumu)
TME	: Temporomandibular Eklem
EMG	: Elektromyografi
İDHP	: İmplant Destekli Hareketli Protez
TP	: Tam Protez
TD	: Tam Dişli
Max.	: Maksimum
Min.	: Minimum
Diff.	: Diferansiyon

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Çalışmada kullanılan elek numaraları, çapları, bir cm içerisinde bulunan gözenek adedi ve gözenek aralığı.....	51
Tablo 2. Elek boyutları ve eleklerin boş ağırlıkları.....	52
Tablo 3. Elek testi verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi ile elde edilen sonuçlar	57
Tablo 4. Elek testi verilerinin yapılan Friedman testi sonucunda eleklerin rank ortalamaları	59
Tablo 5. Hastalardan geri alınabilen test materyali yüzde dağılımı	61
Tablo 6. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası	62
Tablo 7. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası	63
Tablo 8. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin differansiyel değerlerinin metot hatası	64
Tablo 9. EMG değerlerinin Bonferroni Dunn testi ile değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar	65

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Bilateral balanslı oklüzyon	19
Şekil 2. Miyofibrilin içinde yer alan filamentler (134).....	27
Şekil 3. Tam dişli hasta.....	37
Şekil 4. Tam protez	38
Şekil 5. Tam protezlerin ağız içi görüntüsü	39
Şekil 6. Locator tutucuların ağız içi görünümü	42
Şekil 7. Locator tutucuların kullanıldığı overdenture protezin iç yüzü	42
Şekil 8. Hastanın dental ünite oturtulup rahat pozisyonunun sağlanması	44
Şekil 9. Hasta EMG uygulanmasından önce hastanın son kez klinik olarak değerlendirilmesi.....	44
Şekil 10. Hastanın test gıdasını denedikten sonra ağızını çalkalaması	45
Şekil 11. Test materyali olarak kullandığımız ceviz.....	46
Şekil 12. Hastadan EMG alınması için yerleştirilen aktif ve pasif elektrotların konumu.....	48
Şekil 13. Hastadan EMG alınması esnasında hastanın pozisyonu.....	49
Şekil 14. Materyallerin kahve filtresinden geçirildikten hemen sonraki süzölmüş ve tamamen kurutulmuş halleri.....	50
Şekil 15. Çalışmada kullanılan elekler.....	51
Şekil 16. Eleklerin aşağıdan yukarıya en küçük açıklığa sahip olandan en büyük açıklığa sahip olana doğru sıralanmış görüntüsü	52
Şekil 17. Elek ve üzerindeki parçalanmış test materyal hassas terazide tartılma aşamasında	53
Şekil 18. Arşive alınan materyal örneği.....	54
Şekil 19. Her bir hasta grubu için ve her bir hasta için ayrı ayrı açılan Excel çalışma sayfasına kaydedilen hasta verileri	54
Şekil 20. EMG ölçümlerinin hesaplanması	55

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Elek testi verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi ile elde edilen sonuçlar	57
Grafik 2. Elek testi verilerinin yapılan Friedman testi sonucunda eleklerin rank ortalamaları	60
Grafik 3. Hastalardan geri alınabilen test materyali yüzde dağılımı.....	61
Grafik 4. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası	63
Grafik 5. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası	63
Grafik 6. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin differansiyel değerlerinin metot hatası	64
Grafik 7. EMG değerlerinin Bonferroni Dunn testi ile değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar	65
Grafik 8. Gruplar arasında amplitüd diferansiyel değerlerin karşılaştırmasını gösteren grafik.....	66

1. GİRİŞ

Diş eksikliği, bireylerin estetik özelliklerini, fonksiyon ve fonasyonlarını kötü yönde etkilemektedir. Özellikle tam dişsizlik vakalarında, hazırlanacak protezler, çiğneme fonksiyonunu etkinleştirip gıdaların parçalanmasını kolaylaştırarak hayat kalitesini yükseltmelidir (1-4).

Tam protez kullanan hastaların büyük bölümü özellikle alt protezlerin tutuculuğu ve stabilitesinden şikayetçidirler. Tam protez kullanımıyla çiğneme kas aktivitelerinde belirgin bir azalma olduğu bilinmektedir. Bu hastaların maksimum ısırma kuvvetleri doğal dişli bireylerin %20-40'ı kadardır. Tam protez kullanan hastaların, hasta memnuniyetini artırmak amacıyla birçok yöntem denenmiş ve implant destekli tam protezlerle hasta memnuniyetinin belirgin bir düzeyde arttığı görülmüştür. Uygulanan tam protezlerin implant yardımıyla stabilitesinin artırılması ile kas aktivitelerinde artış sağlanarak, tam protez kullanan hastaların çiğneme etkinliklerinin artırılması amaçlanmıştır (1-4).

Literatürde, çiğneme performansının incelendiği pek çok çalışmaya rastlanmaktadır. Hastalarda çiğneme performansının artışını objektif olarak gösteren çalışma yöntemlerinden bir tanesi de, çiğneme etkinliği testleridir. Çiğneme etkinliği testleri sonucunda tam diş eksikliğine sahip bireylerin çiğneme etkinliklerinin, dişli bireylere göre daha düşük olduğu görülmüştür. Hekimlerin amacı, tam protez kullanan hastaların da çiğneme etkinliklerini dişli bireylerin çiğneme etkinliği düzeyine yaklaştırmaktır (5).

Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile belirlenmektedir. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır. Manly ve Braley (1950) bu iki terim arasında çok önemli farklar olduğunu bildirmişlerdir (6). Performans, verilen sayıdaki çiğnemenin sonra gözlenen partikül büyüklüğü dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu sayede dentisyonun ölçülebilmesi sağlanmıştır. Etkinlik ise, eksik dişe sahip bireylerin normal diş yapısına sahip bireylerin öğütme düzeyine ulaşabilmek amacıyla gereksinim duydukları fazladan çiğneme darbelerinin sayısı ile hesaplanmaktadır. Çiğneme performansının değerlendirilmesi ile

dentisyonun kapasitesi ve etkinliği, objektif ve tekrarlanabilir laboratuvar testleriyle incelenmektedir (7).

Çiğneme performansı ilk kez, 1901 yılında Gaudenz tarafından elek analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Çiğneme performansının tayininde araştırmacılar, bireylerin test materyallerini saniye düzeyinde belirli sürelerde (8), farklı sayıdaki çiğneme darbeleriyle ya da yutulmaya hazır hale gelinceye kadar çiğnemelerine izin vermişlerdir (6,9,10). Çiğneme performansının değerlendirilmesinde çok sayıda yöntem bulunmasına karşın, elek analizi yönteminin, en güvenilir ve sık uygulanan analiz şekli olduğu belirtilmektedir. Elek analizi ile çiğneme performansının değerlendirilmesinde standart bir protokol göze çarpmamaktadır. Araştırmacılar testlerinde doğal ve yapay pek çok materyal kullanmıştır (11).

Araştırmacılara göre ideal test materyeli; kolayca bulunabilir olmalı, su ve tükürük içinde çözünürlük göstermemeli, standart kalitede olmalı ve çiğneme sırasında içeriğinde belirli bir değişiklik olmadan parçalanabilir olmalıdır (12,13).

Yapılan pek çok araştırmada çiğneme performansı testleri sırasında kullanılan çiğneme sayıları, hastaların ağzındaki diş sayılarına ve kullanılan test materyallerinin nitelik ve sertlik durumlarına göre değişmektedir. Çiğneme performansının belirlenmesi amacıyla doğal test gıdaları için; 5,10, 20, 40, 60, 80, 100 çiğneme darbe sayısı kullanılırken, yapay test gıdaları için ise 10, 15, 20, 40, 55, 60, 80, 160 çiğneme darbesi kullanılmaktadır. Bu sayılarla ilgili Fontjin-Tekamp ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında, hastaların test gıdasını yutmadan önce kaç kez çiğnediklerini kaydetmişlerdir. Araştırmaya katılan tüm hastaların 200'den az çiğneme darbesi ile test gıdasını yutulmak üzere hazırladığını tespit etmişler ve araştırmalarda 200 çiğneme darbesinden fazlasının kullanılması durumunda fizyolojik şartların dışına çıkılacağını belirtmişlerdir (14-20).

Hollanda'lı Engelen Lina'nın 2012'de yaptığı bir çalışmasında, hastalara çeşitli sertlikte yiyecekler verilmiş ve bu yiyecekleri yutmaya hazır hale gelene dek çiğnemeleri istenmiştir. Çalışmada hastaların yutmaya hazır hale getirecekleri çiğneme sayısı hastaların insiyatifine bırakılmıştır (21). Yazarın, kekten havuca kadar pek çok sertlikte yiyecek kullanarak yaptığı bir başka çalışmada ise kuru ve

sert ürünlerin, yutulmadan önce daha çok çiğneme sayısına ihtiyaç duyduğu sonucuna varılmıştır (22).

Bu çalışmada ise, hastalara 6 gr ağırlığında bütün ceviz verilerek 40 çiğneme darbesi olacak şekilde çiğnetildi. Hastalar metronom ile standardize edilmeye çalışıldığında ise metronom sesine yetişmek için paniklediği ve habitüel çiğnemelerinden daha farklı mandibuler hareketler yaptığı gözlemlendi. Duyusal işaret kullanımı da hastalar üzerinde aynı etkiyi yaptığından dolayı, metronom ve benzer bir aygıt kullanılmadı. Doğal şekilde çiğnemelerini sağlamak amacıyla hastalar kısmen serbest bırakıldı. Hastalar habitüel çiğnemeleri yaparken araştırmacı tarafından çiğneme darbeleri sessizce sayıldı.

Çiğneme esnasındaki kas aktivitesinin objektif değerlendirilmesinin yapılabileceği metodlardan birinin EMG kayıtları olduğu bildirilmiştir (23,24).

Feine (2006), EMG'yi kasların etkinliği ile üretilen enerjinin kullanılması olarak açıklamıştır. EMG kaydı alınan kasın elektriksel aktivitesi ile kastaki kasılmayı sağlayan enerji miktarı doğru orantılıdır. Yemek yerken veya yutkunurken kaslar tarafından harcanan enerjinin hesaplanmasında, çiğneme kaslarından alınan EMG kayıtları büyük ölçüde fikir sahibi olmamızı sağlamaktadır (25).

Tam veya bölümlü protezlerin çiğneme kaslarına olan etkilerini EMG kullanarak araştıran pek çok çalışma mevcuttur. Fakat implant üstü hareketli protezlerde EMG ile çiğneme kaslarının aktivitesindeki değişikliklerin ölçüldüğü ve çiğnemedi elde edilen verilerin elek testiyle de değerlendirildiği araştırmaya literatürde rastlanılmamıştır.

Çalışmaya dahil edilen hastalardan alınan EMG ile hastaların kas aktiviteleri incelenmiştir. Hastalardan alınan EMG testleri sırasında hastaya çiğnetilen materyal elek metoduyla değerlendirilmiştir. İmplant üstü hareketli protez (İDHP) kullanan hastaların, geleneksel tam protez (TP) ve tam dişli (TD) hastalarla verileri karşılaştırılarak çiğneme performansları ve EMG sonuçları kıyaslanmıştır. Bu tez çalışmasında tam protezlerin implant ile desteklenmeleri halinde hastaların çiğneme performanslarının nasıl etkileneceğinin implant üstü hareketli protez kullanan hastaların çiğneme performanslarının tam protez kullanan ve tam dişli hastalar ile

kıyaslanarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu tez çalışmasında sıfır hipotez, implant üstü hareketli protez kullanan hastaların tam protez kullanan hastalardan daha etkin çiğneme performansı elde edilmesi ve tam dişli bireylere daha yakın sonuçlar elde etmektir.



2. GENEL BİLGİLER

Guichet “diş hekimliğinin amacı stomatognatik sistemin korunması, restorasyonu ve hastanın estetik, fonetik ve fonksiyonel gereksinmelerini karşılayarak onun hastalıklara karşı bağışıklığını sağlayan bir ilim ve sanat” olduğunu söyler. Bu ilim ve sanatı uygulayan kişiyi de Mouton (1726) “yaptığı yapay dişlerin dekoratif özelliklerine, rahatlığına ve sağlamlığına özel dikkat göstermesi gereken bir ağız mimarı” diye tanımlar. Diş hekimi, insan vücudundaki hasar görmüş veya eksik bir organ ya da parçanın yerine söz konusu parçanın görevlerini yapabilecek yapay maddelerle restore eder, bu yapay maddelere protez adı verilir (26).

2.1. Tam Protezlerin Tanımı ve Gelişimi

İnsan vücudundaki hasar görmüş veya eksik bir organ ya da parçanın yerine geçen ve o parçanın görevlerini yapan yapay maddeler protez olarak tanımlanır (27).

Diş hekimliğinde tam protezler, tüm dişlerini kaybetmiş hastalara, kalan dokuların bütünlüğünü koruması ve kaybedilmiş estetik ve fonksiyonun yeniden kazandırmasıyla beraber fonasyonu da sağlamak amacıyla uygulanan hareketli protezlerdir (26,28).

Uzak geçmişte çok basit ve ampirik olarak hazırlanan tam protezler 18. yüzyılın başlarında bilimsel diş hekimliğinin kurucusu sayılan Pierre Fauchard zamanında gelişmeye başlamış ve bir çok aşamalardan sonra günümüz koşullarında bilimsel olarak yapılmaya ve öğretilmeye başlanmıştır (29,30).

George Washington’un protezlerini yapan John Greenwood’un çabalarına rağmen kabul edilebilir kaide maddeleri geliştirilene kadar protetik tedavide başarı oldukça sınırlıdır. 1850'lere gelindiğinde Claudius Ash ve Seymour White’ın porselen dişleri icat etmesi, Nelson Goodyear’ın kaide maddesi olarak vulkanize kauçuğun patentini aldıktan sonra protetik diş hekimliğinde yeni bir dönem başlamıştır (31).

1950'lere gelindiğinde sağlık bilimlerinde bilimsel metotların uygulanmaya başlamasıyla diş çekimleri sonrası çene kemiklerinde ve bütün yüz iskeletinde meydana gelen deformasyonlar ön plana çıkmıştır. Diş çekimlerimden sonra, alt çenede üst çeneye göre daha fazla kemik kaybı olmakla beraber ön bölgelerde arka bölgelere oranla kemik kaybının daha fazla olduğunu gösteren bilimsel sonuçlar diş hekimlerini özellikle alt çene ön bölgede kemik kaybını en az seviyede tutabilmek için dişleri veya köklerini ağızda tutmaya özen göstermeye yönlendirmiştir (32,33). Basitleştirilmiş diş üstü protezlerin yapımını tarif eden ilk literatürler 1969 yılında Morrow ve ark.(34), Lord ve Teel tarafından bildirilmiştir (35). Ardından literatürde diş üstü protezlerin çeşitli endikasyonları, yapım şekilleri, amaçları ve sonuçları detaylı olarak anlatılmaya devam etmiştir (36,37).

Doğal dişlerin kaybı, özellikle yaşlı hastalarda beslenme yetersizliğine neden olmaktadır. Yapılan araştırmalarda, tam protez kullanan hastaların çiğneme performansının, doğal dişli bireylerin yaklaşık olarak %10-20'si kadar olduğu belirtilmiştir (38). Tam protezlerde, hasta ağızda protezin bağlanabileceği diş olmaması sebebiyle tutuculuk ve stabiliteyi sağlayabilmek oldukça zordur. Bununla beraber yaşlanmaya bağlı olarak, diş kaybının bir sonucu olarak, kret rezorbsiyonu, çiğneme etkinliğinde azalma, kas dengesinde değişim, dikey boyutun düşmesi, estetik ve fonetik yetersizlik de çiğneme sisteminde beklenen olası değişimlerdir. Tam protez uygulanacak hastalar genellikle yaşları ilerlemiş, adaptasyon yetenekleri azalmış, kas kontrol mekanizmaları zayıflamış hastalardır. Bu nedenle hacimce oldukça geniş olan ve ağızda hareket eden tam protezleri kullandırarak eskisi gibi fonksiyon görmelerini istemek oldukça güçtür (26).

Doundoulakis ve ark. (39) tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde sıralamaktadırlar:

- a. Stabilite eksikliği (özellikle alt protezde)
- b. Retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde)
- c. Retansiyon ve stabilite kaybını da arttıran sürekli devam eden kemik yıkımı

- d. Çiğneme fonksiyonunda bozukluk
- e. Sosyal problemler

Tam protez hastalarında yetersizlik (konuşma ve çiğneme yetersizliği) ve handikap (tam protez taşıdığı için sosyal çevreye girememe vb.) olduğu da bildirilmiştir (40). Bununla beraber, protetik diş hekimliğinin en önemli amacı kalan dokuların sağlık ve devamlılığının korunmasıdır. Bu amaca dayanarak, diş hekimleri özellikle alt çene ön bölgede kemik kaybının en az seviyede kalması için dişleri veya sağlıklı kökleri ağızda tutmaya özen göstermişlerdir (32,33). Kalan dişler veya diş köklerinden destek alan diş destekli hareketli protezler (overdenture) protetik diş hekimliğinde sıklıkla uygulanmaktadır.

Alveol kretlerinde rezorpsiyonun azalmasına, protezin retansiyon ve stabilitesinin artmasına ve hasta memnuniyetindeki artış gibi avantajlarına ve klinik yararlarına rağmen diş üstü protezlerin bazı dezavantajları da vardır. Bu dezavantajların başında destek dişte çürükler, periodontal rahatsızlıklar, protez yapımında karşılaşılan güçlükler ve/veya protez kırıkları gelmektedir (33-35,39).

Son yıllarda, implant destekli hareketli protezlerin başarısının ve güvenilirliğinin artması ve kullanımının giderek yaygınlaşması ile diş destekli hareketli protezler giderek daha az uygulanmaktadır (33). İmplant destekli tam protezlerle ilgili yapılan uzun dönem çalışmalardan çıkarılan ortak sonuç implant destekli tam protezlerin klasik tam protezlere göre her açıdan daha üstün olduğudur (41-47).

İmplant destekli tam protezlerde çiğneme performansı (41-43) ve hasta memnuniyetinin (40,44-48) geleneksel tam protezlere göre daha olumlu sonuçlar verdiği literatürde bildirilmektedir.

İmplant destekli tam protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik (rezilyens) miktarı birbirlerine göre farklılık göstermektedir (49,50).

Tutucu sistemlerdeki esneklik miktarı, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesini sağlamaktadır.

Alveol kret rezorbsiyonuna diş çekimi gibi lokal faktörler neden olabileceği gibi, normalde fizyolojik olarak dişlerle kemiğe ve alveol kretine iletilen çiğneme kuvvetlerinin, tam protez kullanımına bağlı olarak azalması sonucu da oluşabilir. Uzun süre hatalı protez kullanılması veya okluzal uyumsuzluğu olan protezin kullanılması gibi lokal faktörler alveol kemik rezorbsiyonunun nedeni olarak düşünülür (51,52).

Alt çene ön bölgede fizyolojik kemik kaybı miktarının yıllık olarak ortalama 0,4 mm olduğu bildirilirken (53,54), iki implant ile desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise aynı bölgede kemik kaybı miktarının yıllık olarak ortalama 0,1 mm ve 5 yıl sonunda ise ortalama 0,5 mm olduğu belirtilmektedir (48,52). Ayrıca, Kordatzis ve ark, alt tam protez kullanan hastalarda kret yüksekliğindeki azalma miktarının 5 yıl sonunda ortalama olarak 1,63 mm olduğunu, implant destekli tam protez kullanan hastalarda ise bu miktarın ortalama olarak 0,69 mm olduğunu bildirmişlerdir (55).

Devlin ve Ferguson yapmış oldukları çalışmalarında, alveol kemik rezorbsiyonunun beslenme, hormonal dengesizlik, sistemik nedenler, protezin meydana getirdiği okluzal travma, fonksiyonsuzluk atrofisi ve diş çekimi sonrası meydana gelen değişikliklerle de bağlantılı olduğunu belirtmişlerdir (56).

Kalk ve Baat (57) protezin gündüz ve gece boyunca kullanılmasının alveol kemiği rezorbsiyonu ile bağlantılı olmadığını bildirmelerine rağmen, birçok araştırmacı rezorbsiyon derecesinin protez kullanma süresi ile ilişkili olduğunu ve dişsizlik süresinin rezorbsiyon derecesini etkilediğini belirtmişler ve protezlerin gece kullanılmamasını önermişlerdir (58-61). Karkazis ve Lambadakis (62) dört yıl süre ile protez kullanan hastalarda alt çenenin ön bölgesinde kemik kaybının anterior yüz yüksekliği ile bağlantılı olduğunu bildirmişlerdir. Bu sürenin sonunda mandibulanın yukarı ve öne doğru hareketlendiğini belirtmişlerdir. Bianchi ve Sanfilippo (63) rezorbsiyon faktörlerini orijinal anatomiye, diş kaybını takiben çevre dokuların zarar görmesine, osteoporoz gibi metabolik kemik rahatsızlıklarına, kişinin yaşı ve cinsiyetine, dişlerinin çekiminden sonra geçen süreye, çiğneme- yutma- fonasyon

sırasında mekanik stimulusların değişmesine, bruksizm gibi parafonksiyonel hareketlere ve hareketli protezin mukozaya baskısıyla ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Alveolar kretteki kaybı önlemek için de bilateral balanslı bir okluzyonunun ve bir implant destekli hareketli protez (İDHP) kullanımının yararlı olacağını belirtmişlerdir. Bununla birlikte çiğneme kaslarında yaşlanmayla birlikte, kas tonusu azalması ve çiğnerken çabuk yorulma gibi kas kuvvetinde azalmanın neden olduğu durumlar da bu duruma eşlik edebilir. Ayrıca dişlerin varlığı hastaya daha güvenli bir çiğneme sağlarken diş eksikliğiyle ve tam dişsizlikte yaşlanmanın da getirdiği kas atrofiyle birlikte kullanılan tam protezin yetersiz stabilitesi sebebiyle daha güvensiz bir çiğneme sonucu kas aktivitelerinde belirgin bir azalmaya neden olur (64,65).

Yaşla birlikte kemik doku yoğunluğu azalır ve kortikal kemik incelir ve kemiğin protezi destekleme kapasitesini azaltır (66). Doğal dişlerin kaybının ardından zamanla alveol kret rezorpsiyonu üst çeneyle kıyaslandığında alt çenede daha fazla gerçekleşir, buna bağlı olarak protezi destekleyen dokulardaki hacim ve alan olarak küçülme birim alana düşen yükü artırarak istenmeyen kuvvet dağılımı ve iletimi ile sonuçlanır. Aynı zamanda alt çenede dilin varlığına bağlı olarak protezin stabilizasyon ve retansiyonunda meydana gelen azalma hastanın fonksiyon ve çiğneme etkinliğini azalmasına neden olur. Protezin yetersiz stabilite ve retansiyonu, çiğneme esnasında ağrı ve protezin hareket etmesi gibi alt çene protezleriyle ilgili problemler, hastaların memnuniyetini olumsuz etkilemektedir (67).

Aşırı rezorbe kretlerde protez stabilitesini ve hasta memnuniyetini arttırmak için alınacak önlemlerden biri de protez kaidesinin doku yüzeyine uygulanan yumuşak astar materyali uygulaması, ayrıca 'nötral zone' tekniği ile dil ve yanak kaslarının birbirini nötralize ettiği bölgede diş diziminin yapılmasıyla protezin stabilitesinin artırılması amaçlanır. Yeterince kemik yüksekliğinin olmadığı durumlarda bir başaka deyişle bazal kemiğe kadar rezorpsiyon ilerlemişse vestibüloplasti işlemleri ile de protezi destekleyen doku miktarı artırılabilir. Ancak alt çene kemik yüksekliğinin 15 mm den az olmasının vestibüloplasti uygulamalarında problem yaratabileceği literatürlerde varılan ortak karardır.

Bu konu ile ilgili yapılan birçok kontrollü klinik çalışmaya göre, 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda ortak bir görüş üzerinde uzlaşma sağlanmıştır. Bu görüş, tam dişsiz hastalara 2 adet kemik içi implantla desteklenen alt tam protezlerin ilk tedavi alternatifi olarak sunulması olarak kabul edilmiştir. Bütün dünyaya ilan edilen bu görüş McGill uzlaşısı olarak da bilinmektedir (68).

Tam dişsiz hastalarda en çok tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri alt çene implant üstü protezlerdir. Son yıllarda iki veya dört implantla desteklenen İDHP'lerin güvenilir bir tedavi yöntemi olduğu gösterilmiştir (68).

2.2. Dental İmplantlar

2.2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihçesi

Protez terimleri sözlüğünde dental implantlar, sabit veya hareketli protezler için, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal/materyaller, kemik dokusu içine yerleştirilen metal/metal alaşımları ve porselenden elde edilen biyomedikal elemanlar olarak tanımlanmaktadır (27,69-71).

1960'lı yıllarda Branemark, yaptığı çalışmaları sırasında titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunu bulmuş ve titanyumun dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya bildirmiştir. Bilimsel anlamda implantoloji konusunda ilk adım, ağız içi radyografilerin kullanılmaya başlanmasıyla atılmış ve alveoler kemiği içine yerleştirilen implantın radyolojik olarak sonuçları da bunu desteklemiştir (12,72,73).

İmplant uygulaması çeşitli nedenlerle kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olmak amacıyla, farklı yapı ve şekillerdeki alloplastik maddelerin çeşitli cerrahi işlemler ile ağız mukozası altına veya çene kemiklerinin içine yerleştirilmesi olarak tanımlanabilir. Yerleştirilen bu alloplastik maddelere implant adı verilir. İmplant uygulamalarının amacı osseointegre implantlar ve bunlardan destek alan implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin tedavi edilmesidir.

Brånemark ve arkadaşları mikroskobik seviyede osteointegrasyonu: “Yaşayan sağlıklı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlamışlardır (73). Bilim adamları yapay bir materyali patolojik semptom oluşturmada biyolojik bir sistem içine yerleştirmeyi ve fonksiyonel yüklenme durumunda da kemik içinde rijit bağlantıyı oluşturma konusunda başarılı olmuşlardır (74).

İmplantoloji günümüzdeki durumuna çeşitli cerrahi ve protetik yaklaşımların gelişme kaydetmesiyle, farklı implant materyalleri ve yüzey yapıları kullanılarak biyouyumluluk özelliğinin iyileştirilmesiyle ve fonksiyonel ihtiyaçların çözülmesiyle gelmiştir. Bu gün implantoloji tüm dünyada kabul gören güvenilir bir tedavi yöntemidir (75).

2.2.2. Dental İmplantların Tipleri

Dental implantlar kemikteki yerleşim yerlerine göre:

1. Subperiostal implant (Kemik üzeri)
2. Transosteal implant (Kemik boyunca)
3. Endosteal implant (Kemik içi) olarak sınıflandırılırlar (27,69)

Çalışmamızda kullanılan implant tipi endosteal (kemik içi) implanttır.

Endosteal İmplantlar: Kelimeyi incelediğimizde Endo “içinde”, osteal ise “kemik” anlamını vermektedir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant türüdür. Hem sabit hem de hareketli protezlerde destek olarak sürekli kullanılmaktadırlar (69).

2.2.3. Osseointegrasyon

Albrektsson, osseointegrasyonu ‘Fonksiyonel yükleme sırasında kemikte var olan alloplastik materyalin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyon reaksiyonlarının tümü olarak tanımlamışlardır (76).

Günümüzde osteointegrasyon klinik başarı ile ortak anlamda kullanılmaktadır. Osteointegrasyon, dental implantların uzun dönem başarısı için en önemli faktördür. Kemik ekstrasellüler matriksinin mineralizasyonu ile mature kemiği oluşturması osteointegrasyon ile yakın ilişkilidir (12,76-78).

Albrektsson osteointegrasyonun sağlanabilmesi için ise 6 faktör tanımlamıştır. Bunlar implant materyali, implant tasarımı, yüzey kalitesi, kemik durumu, cerrahi teknik ve implant yükleme prosedürüdür (3). Bu doğrultuda dental implantlar ilk tanıtıldıkları günden itibaren yenilenmekte ve geliştirilmektedir (12,72-78).

Branemark tarafından yapılan ilk araştırmalarda tam dissiz hastalarda alt çeneye yerleştirilen implantların büyük bir çoğunluğu mental foramenler arasındaki bölgeye yerleştirilmiştir (12).

Endosseus implantların dişsiz mandibulaya uygulanmasıyla tedavi konsepti büyük oranda değişmiştir; bu implantların kullanımıyla sabit ve hareketli protezlere tutuculuğun iyileştirilmesi mümkün olmuştur. Böylelikle, hem oral fonksiyonu geliştirilmiş hem de hasta memnuniyetinin artırılması sağlanmıştır (77-86).

2.2.4. İmplant Üstü Protezlerde Planlama

Endosseus implantların kemik birleşiminde dişlerdeki gibi sok absorbe edici periodontal membran bulunmaması nedeniyle yapılacak olan protez planlaması deneyim, dikkat ve beceri ister. Kemikte aşırı gerilimin oluşmaması için implant üstü protezin planlanması oldukça önemlidir. İmplant tedavilerinde başarıya ulaşabilmek için hem cerrahi hem de protetik açıdan doğru ve eksiksiz bir endikasyon ve hatasız uygulama önemlidir (12,86-90)

İmplant üstü protezler;

I- Kısmi dişsizlik vakaları

a- Tek diş eksiklikleri

b- Serbest sonlanan bölgeler

c- Ara dişsiz boşluklar

II- Tam dişsizlik vakaları

2.2.4.1. Tam Dişsizlik Vakaları

Tam dişsizlik, dişhekimliği pratiğinde hekimlerin hastalarını konvansiyonel protezlerle memnun etmekte en zorlandıkları alandır. Özellikle kreterin aşırı rezorbe olduğu mandibular dişsizlik vakalarında uygulanan protezlerin stabilite ve tutuculuğundaki yetersizlik ve buna bağlı olarak çiğneme problemlerinden dolayı tam dişsizlik vakaları implantolojide kesin endikasyon olarak görülmektedir.

Tam dişsizlik vakalarında protezin artan mekanik stabilitesi buna bağlı olarak hastanın memnuniyeti ve psikolojik rahatlığı ve önlenen dikey kemik rezorbsiyonu implant ile hastanın rehabilitasyonunu destekleyen önemli nedenlerdendir.

Günümüzde tam dişsizlik vakalarının tedavisinde genellikle iki farklı tedavi planı kullanılmaktadır.

a-İmplant destekli sabit protezler (İDSP)

b-İmplant destekli hareketli protezler (İDHP)

Bu tedavi alternatifleri arasında seçim yaparken hastanın estetik ve fonksiyonel beklentisi, ekonomik durumu, alveolar kemigin anatomik ve morfolojik durumu, çeneler arası ilişki, implantların ark üzerindeki dağılımı, lokalizasyonu ve sayısı gibi pek çok faktör göz önüne alınmalıdır (85-90).

2.2.4.2.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler (İDHP)

Genellikle 2-4 implant uygulanmasını takiben yapılan hareketli protezlerdir. Bu tip protezlerde implantlarla birlikte yumuşak dokudan destek alınması gerekir. İDHP'lerde planlamanın kolay olması, oral hijyenin sağlanmasının kolay olması, cerrahi işlemlerin daha basit ve ekonomik olması ve ayrıca oluşabilecek estetik problemlerin akrilik uzantılar ile telafisi avantaj olarak kabul edilmektedir (71,91-94,).

İDHP'ler, çeşitli ataşmanlarla implantların üzerine yerleştirilen protezlerdir. İDHP endikasyonları değerlendirildiğinde, üst çene ve alt çene için endikasyonların farklı olduğu belirtilmektedir. Özellikle uzun süre tam protez kullanan ve aşırı kemik rezorpsiyonu nedeni ile protezlerinde tutuculuğun ve stabilitenin bozulduğu yaşlı bireylerde alt çene İDHP'ler endikedir. Bununla beraber üst çene İDHP'lerin karşılıkta tam protez varlığında kullanımı tercih edilmez. İmplant üstü veya doğal dişle desteklenen sabit veya hareketli protez kullanan vakalarda endikedir (70,92).

2.2.4.2.1.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları

Misch (2005), implant destekli hareketli tam protezlerin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

- a. Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi
- b. Daha iyi estetik
- c. Daha iyi stabilite
- d. Daha iyi oklüzyon
- e. Yumuşak doku yaralanmalarında azalma
- f. Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış
- g. Okluzal etkinlikte artış
- h. Daha iyi retansiyon
- i. Daha iyi destek
- j. Daha düzgün fonetik
- k. Protez hacminde azalma

Ayrıca Misch (2005), implant destekli hareketli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlüklerini de şu şekilde belirtmiştir:

- a. İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha kolay cerrahi).
- b. Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
- c. Yumuşak dokulardaki üstünlük (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu).
- d. İmplantlara gelen yüklerde azalma
- e. Hem cerrahisinin hem de protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

2.2.4.2.1.2. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları

Misch (2005) implant destekli tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

- a. Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- b. İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- c. Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her 7 yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- d. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- e. Protezin altına gıda kaçması.
- f. Protezin hareket etmesi (50).

İDHP yapımında dişsiz mandibulada genellikle mandibular foramenler arasına implant yerleştirilir. Bu bölge rijiditeyi arttırmak için en uygun bölgedir, çünkü daha distal bölgelerde kas bağlantıları vardır ve geniş deformasyonlar olabilir. İDHP için genellikle iki veya dört adet implant uygulanımı tavsiye edilmektedir. Ekonomik nedenlerden dolayı iki implant uygulanımı oldukça yaygın ve popülerdir (48,94).

2.3. Tam Dişsizlik Vakalarında Model Analizi

İmplant destekli sabit ve hareketli üst yapının uygulamasına karar verilmesindeki önemli unsurlardan biri de model analizinin yapılmasıdır. Alt-üst dissiz çenelerde ısırma kayıtları alınarak modellerin ajuste edilebilen bir artikülatöre alınması teşhis için çok önemlidir. Teşhis modellerinin analizi ile hekim kesin vertikal ilişkileri ve alt çenenin üst çeneye göre sagittal ilişkilerini de kaydedebilir. Üst çene ve alt çenedeki alveolar rezorbsiyonun çeşitli derecelerde olması, implant protez ilişkisinde uygun olmayan durumlar oluşturabilir.

Dissiz hastalarda Class II ve Class III vakalarda teşhis ve tedavi işlemleri oldukça zordur. Bu vakalarda distal uzantılı sabit protezlerden kaçınılmalı bunun yerine İDHP tercih edilmelidir. Ayrıca iskeletsel problemin aşırı olduğu durumlarda İDHP uygulaması daha doğru olacaktır (70,71).

2.4. İDHP için Tutucu Sistemlerin Seçimi

İki implant yerleştirmek sureti ile yapılan İDHP, hekim ve hasta açısından en basit çözüm yoludur. İmplantlar üzerine topuz tutucular, barlar, magnetler veya teleskop destekler hazırlanabilir. Ancak günümüzde en çok kullanılan sistemler bar ve topuz tutuculardır. İmplant yerleştirilecek arkın şekli, İmplantların boyutu ve iki implant arası mesafe, hastanın ekonomik durumu, hastanın ağız hijyeni gibi faktörler tutucu seçiminde etkilidir (70,71,94).

2.5. İmplant Destekli Tam Protezlerde Tutucu Şekilleri

İmplant destekli tam protezlerde tutucu olarak topuz başlı tutucular, bar tutucular, mıknatıslar veya teleskop destekler kullanılmaktadır (49). Ancak günümüzde en çok kullanılan sistemler bar ve topuz başlı tutuculardır. İmplant yerleştirilecek kavsin şekli, implantların boyutu, iki implant arası mesafe, hastanın ekonomik durumu, hastanın ağız hijyeni gibi faktörler tutucu seçiminde etkilidir. Ayrıca tutucu seçiminde esneklik de çok önemlidir. Esnek olmayan rijit tutucular gelen kuvvetleri doğrudan implantlara ilettikleri için ancak implant sayısı fazla ise

yapılabilecek hibrit protezlerde kullanılabilirler. Tutuculardaki esneklik miktarı, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesini sağlar (50).

2.5.1. Locator Tutucular

Dişsiz kretler arası mesafe veya protezlerin yükseklikleri topuz tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, aşırı konturlu protezler, dikey boyutta mecburi artışlar, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlama veya kırılmalar, tutucuların protezlerden ayrılmaları, protezde çatlama veya kırılmalar ve tüm bunların sonucunda hasta memnuniyetinde azalmalar meydana gelebilmektedir. Bu tip durumlarda locator tutucular düşük profillerinden dolayı topuz tutucuların yerine tercih edilebilir (95,96).

Çeşitli dişeti yüksekliğine sahip dayanak alternatifleri bulunmaktadır. Locator tutucuların protez içerisinde yer alan renkli plastik parçaları farklı tutuculuk miktarına sahiptir. En fazla tutucuk şeffaf/beyaz, orta derecede tutuculuk pembe, en hafif tutuculuk ise mavi renkteki plastik tutucu parça kullanılarak elde edilir. Bu renk kodlamalarına alternatif olarak daha hafif tutuculuk miktarı sağlayan kırmızı ve yeşil plastik parçalar da bulunmaktadır. Bu parçalar implantların açılı yerleştirildiği durumlarda özellikle tercih edilir. Farklı renklerdeki plastik tutucu parçalar ile istenilen tutuculuk miktarı ayarlanabilir. Protezin uzun süreli kullanımına bağlı olarak dayanakların içlerinin temizlenmemesi plastik parçaların tam yerine oturamaması ve dolayısıyla tutuculuk miktarlarının azalmasına neden olabilir. Bazı çivi başlı tutucu sistemlerin kullanılmasıyla aşırı konturlu protez yapılması, dikey boyutun arttırılmak zorunda kalınması, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlama veya kırılmaların oluşması sorunlarıyla karşılaşılabilir. Tutucuların locator gibi düşük profilli tercih edilmesiyle söz konusu sorunların önüne geçilerek hasta memnuniyetsizlikleri engellenir (97).

İDHP bağlantısı fonksiyon esnasında ve ağızdan çıkarılırken harekete izin vermektedir. Bunun sonucunda tüm İDHP bağlantıları yıpranıp daha az retantif hale gelebilir. Üst yapıya veya implanta bağlı kısım değil, protez içindeki ataşman kısmı değişebilecek şekilde tasarlanmalıdır (98).

2.6. İDHP'lerde Okluzyon

İdeal oklüzyon; stomatogantik sistemle uyum içinde olan, etkin çiğnemeyi sağlayan, fizyolojik fonksiyonlarda anormallikler oluşturmadan iyi bir estetik sağlayan oklüzyon olarak tanımlanabilir. Günümüzde kabul edilen oklüzyon tipleri; bilateral balanslı oklüzyon, grup fonksiyonlu oklüzyon (unilateral balanslı oklüzyon) ve kanin koruyuculu oklüzyondur (99).

İDHP'de protetik kurallar ve oklüzyonun önemi göz ardı edilmemelidir. Yapılacak olan protez mevcut implantlara minimum yükün gelmesini sağlayarak implantların uzun dönem başarısını arttırmalıdır. Biyomekanik olarak kemik kaybına neden olmamak için implantın kemik korteksine giriş bölgesinde kuvvetin $2,5 \text{ N/mm}^2$ değerini aşmaması tavsiye edilmektedir. Hastanın alt veya üst çenesinde İDHP varlığında balanslı olmayan oklüzyon hem protezin dengesini bozar hem alttaki yumusak dokularda ağrıya neden olur hem de mevcut implantlara gelecek yükü artırır. Bu nedenle tek veya her iki çenede hareketli protez kullanan vakalarda bilateral balanslı oklüzyon tavsiye edilmektedir (Şekil 1) (100).

Misch; maksillada mukaza destekli geleneksel protez planlanan hastalarda mandibulaya mukoza-implant destekli protez, mediale pozisyone lingualize oklüzyon ve bilateral balans planlanmasını önermektedir (50).

Hobo ve Takayama; implant destekli protezlerde oklüzyonun düzenlenmesi hakkındaki görüşlerini, dişsiz vakalar için bilataeral balanslı artikülasyon oluşturulmalı şeklinde özetlemişlerdir (99).

Overdenture'larda normal krete sahip bir hastada bilateral balanslı lingualize oklüzyon kavramı bildirilmiştir ve önerilmiştir. Aşırı rezorbe kreterlerde ise monoplane oklüzyon kullanılmalıdır. Overdenture'nin stabilitesi açısından bilateral balanslı oklüzyonun avantajlı olduğu yönünde görüş birliği olmasına rağmen, bunu diğer oklüzyonlarla karşılaştıran çok fazla klinik çalışma bulunmamaktadır (101-102).



Şekil 1. Bilateral balanslı oklüzyon

2.7. Stomatognatik Sistem

Protez terimleri sözlüğünde stomatognatik sistem konuşma, yutma, algılama, çiğneme ve parafonksiyonel aktivitelerin yapılmasında görev yapan tüm yapıların oluşturduğu kombine bir sistem olarak geçmektedir. Çiğneme stomatognatik sistemin önemli fonksiyonlarından biridir. Çiğneme; besinlerin öğütülmesi, yutulması ve sindirilmesini sağlayan bir süreçtir. Çiğneme sistemi, çiğneme işlemi sırasında birincil olarak görev yapan organ ve yapılardan oluşmaktadır. Bu yapılar dişler, destek dokular, temporomandibular eklemler, mandibula, destek ve çiğneme kasları, dil, dudaklar, yanaklar, oral mukoza ve ilgili nörolojik kompleksten oluşur (103).

Çiğneme işlevini gerçekletiren bu yapılar arasında fizyolojik bir uyum mevcuttur. Bu uyumun herhangi bir nedenle bozulması bir takım problemleri ortaya çıkarır. Bu problemler 'kraniyomandibular düzensizlikler' olarak adlandırılır (104,105). Bu düzensizliklerde sıklıkla görülen semptom ağrıdır. Ağrıya ek olarak çiğneme kaslarında hassasiyet, çene hareketlerinde kısıtlılık ve asimetri, çene ekleminde ses gibi semptomların yanında ağrısız kas hipertrofisi, bruksizm gibi parafonksiyonlar, anormal diş aşınmaları da görülebilir (106-110).

2.7.1. Çiğneme Fonksiyonu

Çiğneme sistemi; dişler, çevre destek dokuları, çeneler, her iki taraftaki temporomandibular eklem, alt çeneye bağlı kaslar, dudak ve dil kasları ve bu dokular için kan ve sinir sağlayan sistemlerden oluşan bir bütünlüktür. Çiğneme sistemi, fonksiyon için gerekli isteklere bağlı olarak gelişmiştir. Çiğneme kasları,

kraniofasial yapılar ve dentisyonda değişiklik olmasına rağmen, bireysel çığneme eyleminde mskuloskeletal elemanlar arasındaki yakın ilişkilerde değişiklik olmaz.

Çığneme, alt çenenin ritmik ve iyi kontrol edilen açılma ve kapanma hareketlerinden oluşur. Bu hareket, beyin kökündeki merkezi pattern jeneratörünün kontrolü altındadır. Kesme ve çığneme hareketlerinde esas olarak 3 evre vardır: Alt çenenin açılması, alt çenenin kapanması ve dişlerin birbirleriyle teması. Bu üç evre bütün olarak çığneme siklusunu oluşturur. Birbirini takip eden siklusların amacı, besin kitlesinin parçalanarak öğütlebilmesini sağlamaktır (111).

Çığneme fonksiyonunun zamanlaması, santral ve periferik sinir sisteminden gelen uyarılar ile modifiye edilerek beyin sapında ritmik olarak meydana gelmektedir. Çevresel uyarıların saptayan duyuşal nöronların dışında, kas uzunluğu, gerginliği ve eklem pozisyonu gibi internal vcut pozisyonlarını saptayan ve genelde proprioseptif primer afferent nöronları ilgilendiren duyuşal nöronlardır. Proprioseptif reseptörler, stomatognatik sistemin pek çok yerine dağılmış olmasına rağmen en çok periodontal ligamentler içerisinde bulunmaktadır. Kas aktiviteleri, periodontal ligamentlerdeki reseptörlerden merkez alan sinyallerle düzenlenmektedir. Diş kaybı sonucu çığneme fonksiyonunda bir bozukluk meydana geleceği için, çığneme performansında da bozukluklar oluşabilmektedir (112). Kasın uzunluğu; kaslardaki özelleşmiş duyu organlarının içinde bulunan içcik denilen gerilme reseptörleri tarafından algılanmaktadır. Birçok kastaki kas gerilmesi, kaslara bağlanan tendonlarda yer alan golgi tendon organı tarafından algılanmaktadır.

2.7.2. Kas Sistemi

Kaslar, bağ dokusu ve fascia tarafından bir arada tutulan sinir lifleri, damarlar ve yüzlerce motor üniteden oluşan yapılardır. Kaslar düz ve çizgili kaslar olarak iki türdür. Stomatognatik sistemdeki hareketin oluşumunu sağlayan kaslar çizgili kaslardır. Bu kaslar fonksiyonel ve parafonksiyonel görevler üstlenmektedir. Parafonksiyon; istemli iskelet kaslarının fonksiyonel bir amaç olmaksızın davranışlar göstermesidir. Parafonksiyonlar fizyolojik olarak normal faaliyetlerdir ancak potansiyel olarak zararlıdırlar.

İskelet Kasının Kasılma Mekanığı

Çene hareketlerini yaptıran kaslar birçok sayıda liflerden oluşmuştur. Kas lifleri miyofibrillerden oluşmaktadır. Miyofibriller yan yana 1500 miyozin ve bunun iki katına uzanan aktin filamentlerinden ibarettir. Aktin filamentleri birbirlerinin üzerinden kayarak kasılma ve gevşeme olayını oluştururlar (113).

2.7.3. Motor Ünite

Nöromusküler sistemin temel elemanı olan motor ünite, bir motor nöron ve bu motor nöronun innerve ettiği kas liflerinden oluşmaktadır.

Kasların aktivasyonu, her bir kas lifinde nöromusküler bağlantı oluşturmak için motor çekirdekten çıkan miyelinli, geniş çaplı ve hızlı iletim sağlayan motor nöronlar tarafından gerçekleştirilmektedir. Nöromusküler bağlantının uç noktasındaki motor sinirden gelen elektrik sinyalleri kas kasılmasının uyarısını oluşturmaktadır. Motor ünite kasılma denilen tek bir eylemi gerçekleştirirken, kas bir bütün olarak üç farklı fonksiyon gerçekleştirebilmektedir (114).

2.7.4. Kas Fonksiyon Şekilleri

2.7.4.1. İzotonik Kasılma

Kesintisiz, sürekli yüklenme altında gerçekleşen kasılma izotonik kasılmadır. Alt çenenin kapanışı esnasında masseter kasında izotonik kasılma meydana gelir ve bu sadece dişler besin kitlesi ile temasa geçer.

2.7.4.2. İzometrik Kasılma

Kuvvet karşısında belirli sayıda motor ünitenin mandibulayı stabilize etmek üzere kas boyu kısalmadan gerçekleştirdiği kasılma türüdür. Dişlerin arasında bir cismi tutarken masseter kasında oluşan kasılma buna örnektir.

2.7.4.3. Kontrollü Gevşeme

Stimülasyon sona erdiğinde motor ünitenin lifleri gevşer ve kas normal uzunluğuna geri döner. Yeni bir besin kitlesinin alınması öncesi ağzın açılması sırasında masseter kasında kontrollü gevşeme oluşur (114).

2.7.5. Çiğneme Kasları

Mandibulaya bağlanan birçok kas bulunmaktadır. Baş ve boyundaki farklı kas gruplarının birlikte fonksiyonuyla alt çene hareketleri yerine getirilir.

Çiğneme kasları dört çift kastan oluşmaktadır. Bunlar masseter, temporal, medial pterygoid ve lateral pterygoid kaslardır. Çiğneme kası olmamasına rağmen digastrik kas da çiğneme işlemine katılır. Bu kaslar suprahiyoid, infrahiyoid ve yüz kasları ile birlikte fonksiyon görürler. Servikal kas grupları ise başı stabilize ederek alt çene hareketlerinde indirekt olarak rol alırlar (110,115).

2.7.5.1. Alt Çeneyi Kapatın Kaslar

- Masseter
- Temporal
- Medial Pterygoid

2.7.5.2. Alt Çeneyi Açın Kaslar

- Lateral Pterygoid
- Supra ve infrahiyoid kaslar

Masseter Kas: Zigomatik arkın başlayarak alt çenenin ramusunun alt kısmına uzanan, dikdörtgen şekli bir kas olan masseter mandibulayı kaldıran en güçlü çiğneme kasıdır. Derin ve yüzeysel olmak üzere ikiye ayrılır. Yüzeysel lifler alt çenenin kapanmasında ve protrüziv harekette, derin lifler ise dişlerin sıkılması sırasında ve alt çenenin geri hareketinde görev almaktadırlar (115,116).

Tam protez veya implant destekli protez hareketli protez kullanan bireylerde çiğneme fonksiyonunun objektif olarak değerlendirilmesi, elektromiyografik analizler, alt çene hareket kayıtları ve çiğneme kuvveti analizi yöntemleri kullanılarak çiğneme performansı ve etkinliğinin ölçülmesi ile yapılabilmektedir (57). Hastaya çiğneme fonksiyonunu yeniden kazandırmak amacıyla yapılan protetik tedavilerde, protezlerin çiğneme kaslarına, dolayısı ile çiğneme performansına olan etkisini değerlendirmek için elektromiyografik analizler uygulanmaktadır (116-119).

2.8. Elektromyografi (EMG)

2.8.1. EMG Tarihçesi

1741–1770 yılları arasında Ktarzstein, Deshais, Sauvages ve Bertholon elektriğin tedavi etkinliğini araştırmaya başlamıştır. Luigi Galvani, bu konudaki ilk ciddi adımları atan anatomist ve fizyologdur. Galvani, bakır telle astığı kurbağa bacağına sallanırken demir kancaya çarptıkça kasıldığını görünce, kurbağa bacağına kaslardan kaynaklanan elektrikle uyarıldığını bildirmiştir. 1842 yılında Matteucci, kesilmiş bir kastan sağlam tarafa doğru oluşan elektrik akımını galvanometreyle gösterince, Galvani'nin haklılığı ispatlanmıştır (120).

Piper, 1907 yılında insan kaslarındaki elektrik aktivitesini gösteren ve galvanometreyle ölçen ilk araştırmacıdır. Sonraki yıllarda Duchenne periferik sinir paralizlerinde elektromiyografi (EMG)'nin kullanımına ait girişimleri başlattığı belirtilmiştir. 1949'da Dawson ve Scott'un periferik duyuşal sinir aksiyon potansiyellerini kolayca elde edebilen bir yöntem geliştirmeleri, klinik EMG'nin değerini gösterdi. Diğer taraftan teknolojik gelişmeler sayesinde bilgisayar ünitlerinin ortaya çıkması ve EMG cihazlarına eklemesiyle birlikte gelişmelerin hızlandığı rapor edilmiştir (120).

2.8.2. Elektromiyografi Tanımı

Elektromiyografi elektrik, kas ve grafi kelimelerinden oluşmuştur. Kaslarda meydana gelen elektriksel aktivitenin grafik olarak görülmesi olarak da

tanımlanabilir. Kasların kasılmasını sağlayan elektriksel aktivitenin izlendiği ve yorumlandığı bir kas analizidir. Kasların kasılması, sinirler aracılığıyla beyinden iletilmiş olan uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP) olarak bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde gerçekleşir. Kasılmanın miktarı MÜAP sayısının ve sıklığının artması ile doğru orantılı olarak artar. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda MÜAP analizi, şeklinin veya sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması veya normalde karşılaşılmayan elektriksel aktivitelere rastlanması kaslardaki sorunları belirlemek için incelenen parametrelerdir. Günlük kullanımında EMG incelemesi denildiğinde kas incelemesi anlamının yanı sıra sinir incelemesini de kapsayan testler bütünü anlamına gelmektedir (121).

Çiğneme sırasında oluşan biyoelektriksel aktivite, ilgili kasların fonksiyonel durumu hakkında bilgi vermektedir. Bu aktivitelerin analizinde elektromyografi oldukça önemlidir. Herhangi bir kasın aksiyon potansiyellerinin incelenip kaydedilmesi bize o kas liflerinin durumu, motor nöron, sinir iletim hızı ve iletim kapasitesi hakkında bilgi verir. Bu teknik elektronöromyografi, cihaza elektromyograf ve kayıtlar da elektromyogram olarak adlandırılır. Tekniğe kısaca elektromyografi de (EMG) denir (122-124).

Kasılan kas liflerinin potansiyeli, motor ünitenin potansiyelini temsil eder. Kas lifin dekontraksiyona sebep olan aksiyon potansiyelinin bir kısmı kastan dışarıya, deriye kadar yayılır. Bütün kas lifleri birlikte kontraksiyon yapınca bu potansiyeller ölçülebilir hale gelir (124).

Klinik EMG temel olarak motor ünit ve bozukluklarını inceler. Bir çizgili kastaki parezi, atrofi, anormal yorgunluk, ya da kasılma anormalliği halinde, bu klinik bozukluğun fizyolojisive lokalizasyonunu gösterir. EMG bulguları bir etiyolojik tanı vermekten çok, klinik tablo ile birlikte teşhis konulabilmesine de yardımcı olur. Nöroloji, ortopedi, fizik tedavi, pediatri, iç hastalıklar, cerrahi, vb tıp dallarında kesin tanının konmasına da yardımcı olur.

Klinik EMG’de kullanılan kaydedici elektrodlar değişik şekillerde bulunurlar.

Bunlar:

1. Yüzeyel elektrodlar,
2. Konsantrik iğne elektrodlar,
3. Bipolar iğne elektrodlar,
4. Monopolar iğne elektrodlar,
5. Multilead elektrodlar (makro ve mikro tipte),
6. Teflon kaplı iğne elektrodlar ve uyarıcı elektrodlar,
7. İnce tel iğne elektrodlar,
8. Yarım ve tam mikroelektrodlardır (125).

Yüzeyel elektrodlar gümüş, altın, paslanmaz çelik hatta kalaydan yapılabilir. Bu tip elektrodların uygulanacakları bölgenin temizlenmesi ve kıldan arındırılması ve iletkenliği artırmak için elektrodların yerleştirildiği bölgeye özel pastalar veya jeller sürülmesi, vücut direncinin azaltılmasına ve daha iyi bir sinyal elde edilmesine katkı sağlar. Yüzeyel elektrotlar, incelenecek her kas için iki tane olacak şekilde, kas üzerindeki deriye yerleştirilir. Biri aktif biri referans olan elektrotların arasındaki voltaj farkı EMG sinyali olarak kaydedilir. Topraklama için gövdede yakın bir yere ayrıca bir adet elektrot daha yerleştirilir (125,126).

Yüzeyel elektrodlar kare ve yuvarlak metal tabakalardır fakat en sık kullanılan yüzeyel elektrod şekli yuvarlak şekilli olanlardır. Elektrodların iletkenlik alanları 1mm^2 ’den çeşitli cm^2 ’lere ulaşabilmektedir. Farklı boyutlarda olabilecekleri gibi ortalama boyutları $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ’dir. Teorik olarak küçük boyutlu yüzeyel elektrodların çok daha yüksek hassasiyete sahip oldukları öngörülmektedir (122).

Yüzeyel EMG, deri üzerine uygulanan yüzeyel elektrodlarla kas aksiyon potansiyellerinin kaydedilmesidir. Yüzeyel elektrotlarla kaydedilen sinyal, kasılan liflerin bileşik aksiyon potansiyelidir. Yüzeyel elektrotların kaydettiği sinyal yüzeyel kas veya kas gruplarındaki aksiyon potansiyellerinin toplamıdır. Dolayısıyla derin

kaslar konusunda yeterli bilgi alamayız. Sinyalin çoğunluğu ciltten en fazla 25 mm derinliğindeki kaslardan kaydedilmektedir.

Yapılan ölçümlerde çok geniş bir alandaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi alınabilir. Ağrısız ve zararsız bir yöntemdir. Fonksiyon sırasında meydana gelen kas aktivitesini objektif hale getirir, ölçme ve belgelemeye yardımcı olur (122,127).

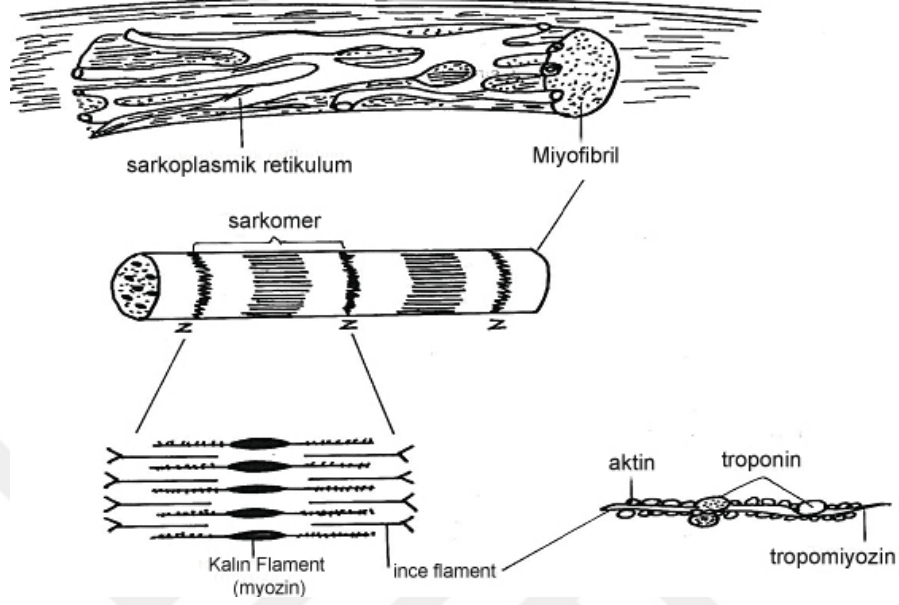
Yüzeysel kayıtlarda hareket artefaktları önemli sorunlara neden olur. Hareket artefaktlarının iki temel nedeninden biri elektrod yüzeyi ile deri ara yüzeyidir. Diğer önemli neden ise elektrodu amplifikatöre bağlayan kablonun oynamasıdır. Gümüş - gümüş klorid yüzeysel elektrodlar deriden kaynaklanan artefaktları en fazla azaltan türleridir. Deri hazırlığı yapmak, kablo uzunluğunu kısa tutmak ve metal sargı ile korunan kablolar kullanmak artefaktları en aza indirgenmesini sağlayacaktır (122,126).

Yüzeysel ölçümlerde elektrodların merkezleri arasındaki mesafe önemli bir parametredir. Artmış elektrodlar arası mesafede EMG sinyallerinin karakteristik spektral frekansları azalır, amplitüdlerinde artışlar izlenir (128-130). Daha geniş mesafeler ölçümlerin tekrarlanabilirliğini arttırsa da en sık tercih edilen elektrodlar arası mesafe 20-25 mm'dir (122,128,129). Dış hekimliğinde yapılan çalışmalarda non-invaziv olmasından dolayı sıklıkla yüzeysel elektrodlar kullanılarak yüzeysel EMG tercih edilir. Yüzeysel EMG kas hiperaktivitesini, hipoaktivitesini, spazmını, zayıflığını, kas dengesizliğini, istirahat ve okluzal pozisyonları değerlendirmek (131).

2.8.3. İskelet Kasının Yapısı ve Kontraksiyonu

İskelet kası uzun silindirik kas liflerinden meydana gelmektedir. Her kas lifinde yüzlerce veya binlerce miyofibril vardır. Her miyofibrilin içinde, yan yana yerleşmiş 1500 kadar "miyozin" ve bunun sayıca iki katı "aktin" filamentleri bulunmaktadır (Şekil 2). Bu miyoflamentler, büyük polimerize protein molekülleri olup kas kontraksiyonunda oldukça önemli rol oynamaktadırlar. Dinlenme esnasında, aktin ve miyozin filamentleri arasındaki çekim kuvvetleri engellenmiş durumdadır. Fakat kas lifi membranından bir aksiyon potansiyeli dalgası geçtiği zaman, bunun

etkisiyle miyofibriller çevresindeki sarkoplazma içine bol miktarda kalsiyum iyonları (Ca^{+}) salınmaktadır. Bu Ca iyonları filamentler arasındaki çekim kuvvetlerini etkinleştirip kasılmayı başlamasını sağlamaktadır (132,133)



Şekil 2. Miyofibrilin içinde yer alan filamentler (134)

2.8.4. Diş Hekimliğinde EMG Kullanım Alanları

Diş hekimliğinde EMG;

- Kişinin çiğneme kaslarının fonksiyonunu tespit etmede
- Çiğneme ve yutkunma esnasında çiğneme kaslarının davranışlarını analiz etmek için
- Protez veya splint yapımı sonrasında çiğneme kaslarında oluşan değişikliğin teşhisinde
- Alt çenenin istirahat durumunu belirlemede
- Nokturnal bruksizm ve mandibuler disfonksiyon belirti ve semptomlarına sahip hastaların kas cevaplarının ölçümünde, tanıya yardımcı teşhis aygıtı olarak
- Refleks aktiviteleri,

- TME hastalığı ve kas disfonksiyonu,
- Bazı anatomik maloklüzyon durumlarında kas aktivitesi incelenmesinde
- Biofeedback mekanizması kullanılabilir (135-139).

2.8.5. EMG'nin Teknik Temeli

EMG uygulanabilmesi için bazı temel teknik gereksinimlere ihtiyaç vardır. Bunlar; elektrodlar, amplifikatör, filtre, hoparlör, analog-dijital dönüştürücü, katod ışıklı osiloskop ve stimülatördür (120,140).

Kaydetme ve uyarma sağlayan, klinik EMG'de kullanılan elektrodlar; yüzeysel, konsantrik iğne, bipolar iğne, monopolar iğne, multilead (mikro ve makro tipte), teflon kaplı iğne elektrodlar ve uyarıcı elektrodlar, ince tel iğne, yarım ve tam mikroelektrodlardır (125).

Yüzeysel elektrodlar materyal olarak gümüş, altın, paslanmaz çelik ve kalay olabilir. Bu tip elektrodların uygulanacağı bölge temizlenip kıldan arındırılmalıdır. İletkenliğin artması için elektrodların yerleştirileceği bölgeye özel jel veya pastalar sürülebilir. Böylece vücut direnci azaltılarak daha iyi sinyallerin alınması sağlanabilir. Yüzeysel elektrodlar, incelenecek her kas için iki adet olacak şekilde, kasın üzerindeki deriye yerleştirilir. Biri aktif, diğeri referans olan elektrodların arasındaki voltaj farkı EMG sinyali olarak kaydedilir. Topraklama için gövdeye yakın bir yere ayrıca bir adet elektrod daha tutturulur (125,126).

Yüzeysel elektrodlar kare veya yuvarlak şekilli olabilirler. Teorik olarak küçük boyutlu yüzeysel elektrodlar daha yüksek hassasiyete sahiptir (126). Yüzeysel elektrodlarla kaydedilen sinyal, kasılan liflerin birleşik aksiyon potansiyelidir. Yüzeysel elektrodların kaydettiği sinyal, yüzeysel kas veya kas gruplarındaki aksiyon potansiyellerinin toplamıdır. Sinyalin büyük çoğunluğu, ciltte en fazla 25 mm derinliğinde yer alan kaslardan kaydedilmektedir. Zararsız ve ağrısız olan bu yöntemle, fonksiyon esnasında oluşan kas aktivitesi objektif olarak analiz edilebilmektedir (122,127).

Yüzeysel ölçümlerde elektrodların merkezleri arasındaki mesafe önemlidir. Artmış elektrodlar arası mesafede EMG sinyallerinin karakteristik spektral frekanslarını azalırken, amplitüdlerinde artışlar gözlemlenir (128-130). En sık tercih edilen elektrodlar arası mesafe 20-25 mm'dir (122,128,129). Diş hekimliğinde yapılan çalışmaların non-invaziv olması sebebiyle genellikle yüzeysel elektrodlar kullanılarak, yüzeysel EMG tercih edilmektedir. Yüzeysel EMG ile kas hiperaktivitesi, hipoaktivitesi, spazmı, zayıflığı, dengesizliği, istirahat ve oklüzal pozisyonlar değerlendirilebilmektedir (122,126,127).

Yüzeysel EMG'de, deriden kaynaklanan hareket artefaktlarını azalttığı belirtilen gümüş-gümüş klorid elektrodlar en sık tercih edilen elektrodlardır (122). Bipolar sistemlerde kas lifinin yönü sinyalin özelliklerini etkileyecektir. Yapılan çalışmalarda elektrodların kas lifine paralel yerleştirildiği bildirilmektedir (122,142,142). Bipolar kayıtlarda elektrodlar arası mesafe, elektrodların merkezlerinin birbirlerine olan uzaklığı olarak da ifade edilmektedir. Elektrodlar arasındaki mesafenin artması EMG amplitüdünde artmaya neden olacaktır. Çeneyi kapatan kaslarda, elektrodlar arasındaki mesafenin 2,5 mm gibi az miktarda değişmesiyle amplitüd miktarının değiştiği bildirilmiştir (122,128). Mesafenin artması yapılan ölçümün tekrar edilebilme olanağını artırır. Bipolar kayıt alınarak yapılmış çalışmalarda elektrodlar arası mesafe 10 mm (141), 15 mm (143), 20 mm (119) ve 25 mm (117) olarak değişkenlik gösterse de, en çok önerilen elektrodlar arası mesafe 20 mm'dir (122). Yüzeysel EMG çalışmalarında, elektrodmateryalinin özelliğini, lokasyonunu ve elektrodlar arası mesafeyi detayları ile belirtmek, yöntemin. standardizasyonunun sağlanmasında oldukça önemlidir (126).

Yüzeysel EMG'de çiğneme fonksiyonu aktivitesi genellikle masseter kasından, bazen de anterior temporal kastan ölçülmektedir. Pek çok araştırmacı, amplitüd, frekans veya EMG'nin kök ortalamasının karesini (RMS) karşılaştırmıştır (127). Bir kısım araştırmacı ise temporomandibular rahatsızlıkların varlığını ve şiddetini değerlendirmek amacıyla sessiz periodların karşılaştırılmasını önermiştir (144,145). EMS belirli bir zamandaki EMG sinyallerinin büyüklüğünün temel ölçümüdür. Periyodik ve sinusoidal olmayan gürültülü sinyallerin uyumlu, doğru ve tam ölçümüne izin verdiği için RMS altın standart olarak öngörülebilir. Motor ünite

potansiyellerinin süperpozisyonlarından etkilenmediği için diğer ölçüm yöntemlerine göre daha çok tercih edilir. Harekete katılan alfa motor nöron sayısını gösterir. Bu yöntem, ölçümlerde önerilmektedir (126).

Bir yüzeysel elektrod kas üzerine bağlandığında, kas kasılınca ekranda bir yanıt görünmektedir. Buna kas (K) yanıtı adı verilir. Elektodla oluşturulan uyarı ile kasta oluşan cevap arasında geçen zamana “latans, gecikme” denir ve latansın süresi değerlendirilebilmektedir. Birey dinlenme halindeyken EMG sinyalleri monitör üzerinde düz bir izoelektrik hat şeklinde görülmektedir. Kasta uyarı oluştuğunda izoelektrik hattın üzerinde ve altında sivrilikler şeklinde dalgalanmalar görülür (124). Bu dalgalardaki iniş ve çıkışlara “amplitüd” (diferansiyon) adı verilmektedir. Amplitüdü sayesinde aksiyon potansiyeller hakkında bilgi edinilir. Bu, izoelektrik hattın negatif olan (-) alt kısmı ile pozitif olan (+) üst kısmında sivrilikler şeklinde kendini göstermektedir. İki faz halinde ise difazik, üç faz ise trifazik, daha fazla ise polifazik olarak adlandırılır (132,146). Sinire verdiğimiz uyarı kasa doğru gittiği gibi geriye yani medulla spinalisteki ön boynuz motor nöronuna doğru da iletilmektedir. Bu geri giden akım tekrar kasa dönerek ikinci bir uyarı almamıza neden olmaktadır. Buna da F yanıtı adı denir. Kasların kasılı olmadığı veya kasılı olduğu durumlarda kaslara ait potansiyellerin incelenmesi, şeklinin ve sıklığının normal sınırlar içinde olup olmaması veya normalde olmayan elektriksel aktive ile karşılaşılması kaslardaki sorunları değerlendirmede kullanılan parametrelerdir.

Elektromiyografik aktivitenin amplitüd dağılımı ise çiğneme fonksiyonunun incelenmesi için birçok araştırmacı tarafından tercih edilmektedir (147,148).

2.9. Çiğneme Performansını Değerlendirme Yöntemleri

Çiğneme hareketleri incelendiğinde kişide ve kişiler arasında çok çeşitli olması, doğal çiğneme esnasındaki kas aktivitesini başlatan ve devam ettiren impulsların doğmasına sebep olan ve periodonsiyum, dil, diş eti ve eklem kapsülünün içindeki reseptörlerden gelen stimulusların çeşitli ve özellikle olmasından kaynaklanmaktadır.

Çiğneme öğrenilen bir olay olmakla birlikte, gelişimi çocukta dişlerin sürmesiyle başlar (149-151). Alışkanlıktan başka, çiğneme etkinliğini ve süresini belirleyen diğer koşullar; kişinin iştahı, yaşı ve genel sağlığı, dişlerin şekli ve uyguladıkları kuvvet, gıdaların sertliği, büyüklüğü ve tadı, ağızdaki tükürük miktarı, intraoral dokuların duyarlılığı da bunu etkileyen diğer faktörlerdir (9,152-154). Carlsson 1984 yılında yaptığı çalışmada yaşın çiğneme performansında çok küçük bir etkiye sahip olduğunu, ağızdaki diş durumunun en önemli etken olduğunu belirtmiştir (155). Helkimo ve arkadaşları yaptıkları çiğneme etkinliği değerlendirmelerinde erkek ve kadın denekler arasında önemli bir fark bulamamışlardır (8). Yurkstas yaptığı çalışmalarda, ağzın her iki tarafında aynı verim ve rahatlıkta olsa da kişilerin genellikle çiğneme fonksiyonu esnasında ağzın sağ tarafını tercih ettiklerini bulmuşlardır (156).

Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile belirlenmektedir. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır ancak, Manly ve Braley (6) bu iki terim arasında çok önemli farklar olduğunu bildirmişlerdir. Performans, verilen sayıdaki çiğnemenin sonra gözlenen partikül büyüklüğü dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu dentisyonun ölçülebilmesini sağlamaktadır. Etkinlik ise, eksik dişli bireylerin normal diş yapısına sahip bireylerin öğütme düzeyine ulaşabilmek amacıyla gereksinim duydukları fazladan çiğneme darbelerinin sayısı ile hesaplanmaktadır. Çiğneme performansı değerlendirilmesi ile dentisyonun kapasitesi ve etkinliği objektif ve tekrarlanabilir laboratuvar testleriyle incelenmektedir (7).

Çiğneme kaslarındaki aktivitenin elektromiyografik yöntemle değerlendirildiği çalışmalarda, test materyali olarak genellikle sakız, yer fıstığı, çiğ havuç ve kurutulmuş elma kullanılmaktadır (118,141,142,157-160). Isırma kuvveti ise genellikle hastanın dişlerini maksimum sıkması istenerek analiz edilir (116,117,128).

Çiğneme performansı ilk kez, 1901 yılında Gaudenz tarafından elek analizi yönteminin kullanılarak test edilmiştir (11,14). Çiğneme performansının değerlendirilmesinde çok sayıda yöntem bulunmasına karşın, elek analizi

yönteminin, en güvenilir ve sık uygulanan analiz şekli olduğu görülmektedir. Literatür incelendiğinde elek analizi ile çiğneme performansının değerlendirilmesinde, birbirinden farklı uygulamaların kullanılması henüz standart bir protokolün oluşturulmadığını düşündürmektedir (11).

2.9.1. Çiğneme Performansının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Materyalleri ve Testler

Çiğneme performansının değerlendirilmesinde genellikle doğal veya yapay olmak üzere çeşitli gıdalar ve test materyalleri kullanılmaktadır. Doğal test materyalleri olarak ceviz, badem, hindistan cevizi, çiğ havuç, haşlanmış yumurta akı, yerfıstığı, soya fasulyesi, kahve çekirdeği ve elma gibi gıdalar kullanılırken, yapay test materyalleri olarak doğal veya yapay kauçuk, sertleştirilmiş jelatin, silikon, aljinat ve sakız gibi materyaller kullanılmışlardır (38,161-163). Doğal gıdalar tarım koşullarına bağlı olarak fiziksel tutarlılık içinde yapıları değişebilir ve zamanla bozulabilir. Jelatin, yer fıstığı, badem ve havuç yüksek oranda su içerdiklerinden dolayı standardizasyonun etkilenmesine sebep olabilirler (161). İdeal test materyali sıradan gıdalara benzemeli ancak ne alveol kretine çarptığı anda ezilecek kadar yumuşak, ne de zayıf bir dentisyona sahip bireyi zorlayacak kadar sert olmalıdır. Ezilebilmelidir fakat su veya tükürük içinde şişmemeli veya çözünmemelidir, yapışkan olmamalıdır, standardize edilebilmelidir, bozulmamalıdır ve kokusu rahatsız edici olmamalıdır (163).

Bu gereksinimler yapay test gıdaları ile doğal olanlara göre daha iyi karşılanmaktadır (24,164). Aslında, doğal test gıdaları bireyin günlük yaşantısında alışık olduğu tatlar olduğu için hastalar tarafından kabul edilmeleri daha kolaydır. Ancak, bu tür doğal test gıdalarını dünyanın her yerinde ve her mevsimde bulmak çok zordur (15).

Çiğneme performansının tayininde araştırmacılar, bireylerin test materyallerini saniye düzeyinde belirli sürelerde (8), farklı sayıdaki çiğneme darbeleriyle (6,9,10,165) ya da yutulmaya hazır hale gelinceye dek (166,167) çiğnemelerine istemişlerdir. Erken dönem testlerinde araştırmacılar, haşlanmış yumurta beyazı, havuç, sentetik kauçuk, sertleştirilmiş jelatin, tuzlanmış yer fıstığı,

kıyılmış Hindistan cevizi, kuru üzüm gibi pek çok materyalle kullanılarak testler yapmışlardır (6). Daha sonraki çalışmalar incelendiğinde, şekerli sakızlar ile sakızdan salınan şeker miktarı ölçülerek çiğneme performansı ölçülmüştür (168). Yine iki renkli sakızlar kullanılarak, sakız kütleindeki renklerin karışma oranları belirlenerek çiğneme performansı ölçümleri yapılmıştır (169).

Musai ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında (170), hastaların çiğneme performansını değerlendirmek için bir poşet içerisinde, belirli bir kuvvet uygulandığında kırılan ve kırıldığında kırmızı pigment çıkaran kapsüllerden oluşan bir test gıdası oluşturmuşlardır. Poşet içerisinde sunulan test gıdası sayesinde, örnek kaybının önlenmesi hedeflenmiştir, ancak parçacıkların birbirine yapışması ile toplam parçacık yüzey alanının ölçülmesinde hatalar olduğu bildirilmiştir (11,171,172). Yüzey alanı ölçülmesinden başka bir diğer test de elek analiz yöntemidir (11).

Elek Analiz Yöntemi

Diş hekimliğinde çiğneme performansının değerlendirilmesi amacıyla sık kullanılan ve güvenilir bir yöntem olan elek analiz yöntemi, bir test gıdasının belirli sayıda çiğnenmesi sonucu oluşan parçacıkların elek düzeneğinden geçirilmesi ve değerlendirilmesi esasına dayanmaktadır (11).

Günümüzde, bu yöntem ile ilgili standardize bir protokol bulunmamaktadır. Çalışmalarda farklı elekler, test gıdaları ve çiğneme sayıları tercih edilmektedir (14).

Çiğneme Darbesi Sayısı

Yapılan belli başlı araştırmalarda çiğneme performansı testleri sırasında kullanılan çiğneme sayıları, hastaların ağızındaki diş sayılarına ve kullanılan test materyallerinin nitelik ve sertlik durumlarına göre değişmektedir. Çiğneme performansının belirlenmesi amacıyla doğal test gıdaları için; 5,10, 20, 40, 60, 80, 100 çiğneme sayısı kullanılırken, yapay test gıdaları için ise 10, 15, 20, 40, 55, 60, 80, 160 sayılarında çiğneme sayısı kullanılmaktadır (14-20). Bu sayılarla ilgili Fontjin-Tekamp ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları bir araştırmada hastaların test gıdasını yutmadan önce kaç kez çiğnediklerini kaydetmişlerdir (16). Araştırmaya

katılan tüm hastaların 200'den az bir çiğneme darbesi ile test gıdasını yutulmak üzere hazırladığını saptamışlar ve çalışmalarda 200 çiğneme darbesi fazlasının kullanılması durumunda fizyolojik şartların dışına çıkılacağını rapor etmişlerdir (14-20).

Elek Analiz Teknikleri

Belirli çiğneme sayısında ya da sürede çiğnenmiş olan test materyali, ağızdan geri alınarak çeşitli elek sistemlerinden geçirilmektedir. Elek analizinde tekli veya çoklu elek sistemleri kullanılabilir. Tek bir standart eleğin kullanıldığı ölçümlerde, belirli miktarda ve belirli sayıda çiğnenmiş test gıdasının elekten geçen miktarının yüzde ağırlığı değerlendirilmeye alınmaktadır. Tekli ve çoklu elek sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, tek elek kullanılarak yapılan ölçümlerde çok güvenilir sonuçlar elde edilemediği rapor edilmiştir (16,18). Ancak tekli elek düzeneğiyle yapılan testlerde, örnek ağırlığı sadece bir defa ölçüldüğü için, çoklu sisteme göre çok daha kolay ve hızlı bir ölçüm elde edilmiştir. Bu da özellikle çok sayıda bireyin performansının ölçülerinin yapılacağı çalışmalarda avantajlı olmaktadır (16,18,19). Çoklu sistemlerde ise bir elekten elde edilen örneklerin değerlendirilmesi ortalama 5 dakika zaman almaktadır. Kullanılan elek sayısına bağlı olarak her ölçüm ortalama 1 saat kadar sürebilmektedir. (5,172).

Elek sistemleri "Mesh ölçüsü" ile sınıflandırılmaktadır. Mesh; bir inç boyuttaki (2,54 cm) uzunluğa uyan, elek gözeneği sayısıdır (173). Eleklerin açıklıkları bir önceki eleğe göre belirli bir oranda azalacak şekilde ayarlanmaktadır. Pek çok araştırmacı çiğnenmiş test materyalini delik çapları 0.05 ile 10mm arasında değişen eleklerden geçirerek değerlendirmiştir (17,173,174). Jiffry dişli bireylerde elek açıklığının çapı 4,70 mm'den 0,5 mm'ye kadar değişen elekleri kullanarak, teste tabi tutulan besinin başlangıç ağırlığının ancak %80 kadarını geri alınabilmiştir. Bu tez çalışmasında da; 8, 16, 30, 45 ve 60 mesh gözenek çaplarına sahip elekler kullanılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniği, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Kliniği ve Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı Kliniği EMG laboratuvarlarında yürütüldü. Çalışma 03.07.2013 tarih ve 153 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı ile hastalardan onam formu alınarak yapıldı.

Hasta Seçimi

Araştırma kapsamında, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diyanoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'na başvuran tam dişli, 40 yaş üstü, 15 hasta çalışmaya dahil edildi. Ayrıca, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğine diş eksikliklerinin tedavisi için başvuran ve tam protez ile tedavi edilen 40 yaş üzeri 25 hasta ve tam dişsizlik tedavisi mandibulada mental foramenler arasına yerleştirilen 2 implant ve bu 2 implant ile desteklenmiş implant üstü hareketli protez ile tedavi edilmiş 25 hasta çalışmaya dahil edildi.

Klinik ve radyolojik muayeneleri yapılan hastaların sahip olması gereken kriterler aşağıda bildirilmiştir:

- Sistemik hastalıklara bağlı ağrının olmaması (romatoid artrit ve fibromiyalji),
- Kas aktivitesini etkileyecek hiçbir terapötik tedavi almamış olmak,
- Kalp rahatsızlığı bulunmaması ve kalp pili taşımamak,
- 30 günden daha az olacak şekilde fasiyal ya da servikal travma almamış olmak,
- Daha önceden herhangi bir eklem tedavisi görmemiş olmak,
- Herhangi bir ilaç tedavisi görmüyor olmak,

- Psikiyatrik rahatsızlığın olmaması,
- Merkezi ve/veya periferik nörolojik rahatsızlığın olmaması,
- İlaç bağımlılığı ve alkol bağımlılığının olmaması,
- Genel sağlık durumunun iyi olması
- 40 veya üzeri yaşta olması
- Tanı konulmuş nörolojik herhangi bir rahatsızlık bulunmaması
- Son bir yıl içerisinde kemoterapi veya radyoterapi almamış olması
- Alkol veya ilaç bağımlılığı bulunmaması, parafonksiyonel alışkanlığının olmaması
- TME disfonksiyon belirtileri sergilememesi
- Tam dişli hastaların Angle Sınıf I ilişkisi sergilemesi, mevcut dişlerinin arasında sağlıklı bir oklüzyon bulunması, periodontal problemin olmaması, dental patolojinin olmaması, 2. molar dahil en az 28 daimi dişin olması
- Tam diş eksikliği olan hastaların yapılacak implant tedavileri için herhangi bir engel bulunmaması, yapılacak tedavi sonrasında dişleri arasında Angle Sınıf I ilişkisinin oluşturulabilmesi.

Hastalar intraoral ve ekstraoral değerlendirmeler yapılarak incelendi. Ekstraoral değerlendirmede, yüz yükseklik oranları, dudak destekleri, asimetri, psödomandibular prognati varlığı kontrol edildi. İntraoral muayenede vestibül bölgesinde fibromlar, kas bağlantıları, frenilumlar incelendi. Kriterlere uyan hastalar çalışmaya dahil edildi.

Çalışmaya katılan hastalar 3 farklı grup olarak değerlendirildi:

1. Tam dişli hastalar: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Tanı ve Radyoloji Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasından 40 yaş ve üzerinde, Angle Sınıf I ilişkisi sergileyen mevcut dişlerinin arasında sağlıklı

bir oklüzyon bulunan, 2. molar dahil diş arklarında toplam 28 daimi dişin bulunduğu hastalar seçildi (Şekil 3). Periodontal tedaviye ihtiyaç duyan hastaların, tedavileri tamamlandı ve varsa çürükleri Endodontik olarak veya Restoratif olarak tedavi edildi. Herhangi bir dişin mobil olduğu gözlemlendiğinde, o hasta çalışmaya dahil edilmedi.



Şekil 3. Tam dişli hasta

2. Tam protez hastaları: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasından 40 yaş ve üzerinde, yapılacak tedavileri için herhangi bir engel bulunmayan, yapılacak tedavi sonrasında tam protezlerin dişleri arasında Angle Sınıf I ilişkisinin oluşturulabilecek hastalar seçilip tedaviye başlandı (Şekil 4,5). Hastalardan Standart metal ölçü kaşığı yardımıyla alt ve üst çenenin anatomik ölçüsü irreversible hidrokolloid ölçü maddesi kullanılarak (Alginoplast, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) alındı. Ardından ilk modeller elde edildi. Elde edilen modeller kullanılarak ışıkla sertleşen akrilik rezin ile bireysel ölçü kaşıkları hazırlandı (Imicryl, Diş malzemeleri San. veTic. Ltd. Şti. Konya, Türkiye). Kaşık kenarlarına hasta ağzında termoplastik ölçü maddesi (Kerr, Kerr Italia S.P.A., Salerno-İtalya) uygulanarak

kenar şekillendirilmesi işlemi gerçekleştirildi. Alt ve üst çenenin ölçüsü polieter ölçü maddesi (Impregum™ Penta™ Polieter Ölçü Materyali, 3M ESPE, US) ile yanak ve dudaklara çeşitli fonksiyonel hareketler yaptırılarak elde edildi. Ölçülerin etrafı pembe mum (Modelling Wax, Dentsply Detray, England) ile kutularak sert alçıdan nihai modeller hazırlandı. Elde edilen ana modeller üzerinde aksiyon sınırlarında olacak şekilde alt ve üst çenede ışıkla sertleşen akrilik rezin materyalinden kaide plakları hazırlandı. Hazırlanan kaide plakları üzerine pembe mumdan mum duvarlar hazırlanarak hastanın sentrik ilişkisi tespit edildi ve yarı ayarlanabilir bir artikülatöre transfer edildi. Tespit edilen sentrik ilişkiye uygun olarak diş dizimi yapıldı ve hasta ağızında prova yapıldı. Provedan sonra konvansiyonel protez bitim işlemlerine geçildi. Akrilik tepimi ve polimerizasyonundan sonra, tesviye ve cilası yapıldı. Protez hasta ağızında kontrol edildi ve gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra hastaya protez kullanımı ve bakımı hakkında bilgi verilip hasta kontrollere çağrıldı. Hastaya testler uygulanmadan önce, hastanın fonksiyonel olarak en az 1 ay protezlerini kullanması sağlandı. Bu sürede hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.



Şekil 4. Tam protez



Şekil 5. Tam protezlerin ağız içi görüntüsü

3. Overdenture hastaları: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasında 40 yaş ve üzerinde, tam dişsizliğe sahip, implant destekli hareketli protez yapılması önerilen hastalar seçilip Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'na yönlendirildi. Hastaların radyolojik ve intraoral incelemeleri sonucunda protetik planlamaları, Süleyman Demirel Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'yla birlikte gerçekleştirildi. Alınan grafiler üzerinde mandibular kanal ve mental foramenlerin yeri, intraforaminal bölgedeki kemik yüksekliği belirlendi. Gerekli görülmesi durumunda söz konusu tetkikler 3D cone beam gibi radyolojik uygulamalar ile desteklendi. İmplant tedavisi için hazır olan hastaya lokal anestezi uygulamasını takiben, mandibulaya uygun bölgelerde pozisyonlandırılmış 2 implant (DIO İmplants, Haeundae-gu, Kore) Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda tek bir hekim tarafından uygulandı. İmplantların birbirine paralel ve oklüzal plana dik konumlandırılmasına dikkat edildi. İmplantların üzeri kapama vidası (DIO İmplants Healing Abutments, Haeundae-gu, Kore) ile kapatıldı ve iyileşme için 3/0 ipek suture (Doğsan, İstanbul) ile yara kenarları birleştirildi. Cerrahi işlem sonrasında hastalara 4 saat boyunca ameliyat bölgesine buz uygulamaları ve %0,2 klorheksidin glukonat içeren Klorhex gargara (Drogsan İlaç Sanayi A.Ş, Türkiye) günde 3 kez kullanılmak üzere önerildi. Ayrıca

antibiyotik ve ağrı kesici hastaya reçete edildi. Operasyondan 1 hafta sonra hastanın dikişleri alındı. Dikişlerin alındığı haftayı takip eden 4. hafta, hastanın mevcut tam protezlerine doku düzenleyici (Ufi-gel P, Voco, Germany) uygulanarak geçici olarak kullanılmaları sağlandı. İmplantların osseointegrasyonu için en az 8-10 hafta beklendi. Bu süre içerisinde hastaların mevcut protezlerine uygulanan doku düzenleyiciler gerekli görüldüğünde değiştirildi ve protezlerin implantlar üzerine aşırı yük uygulamamaları için azami dikkat gösterildi. Hastanın implantlarının üzerini örten mukoza, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı'nda uygun yöntemle uzaklaştırıldı. İmplantın üzerindeki kapama vidası çıkarılıp, yumusak dokunun sekillendirilmesi için iyileşme başlıkları yerleştirildi. Hastalardan standart metal ölçü kaşığı yardımıyla alt ve üst çenenin anatomik ölçüsü irreversible hidrokolloid kullanılarak (Alginoplast, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) alındı. Ardından, ilk modeller elde edildi. Elde edilen modeller kullanılarak ışıkla sertleşen akrilik rezin (Imicryl, Diş malzemeleri San. ve Tic. Ltd. Şti. Konya, Türkiye) ile bireysel ölçü kaşıkları hazırlandı. Kaşık kenarlarına hasta ağzında termoplastik ölçü maddesi (Kerr, Kerr Italia S.P.A. Salerno-İtalya) uygulanarak kenar sekillendirilmesi işlemi gerçekleştirildi. Alt ve üst çenenin ölçüsü polieter (Impregum™ Penta™ Polieter Ölçü Materyali, 3M ESPE, US) ile yanak ve dudaklara çeşitli fonksiyonel hareketler yaptırılarak elde edildi. Ölçülerin etrafı pembe mum (Modelling Wax, Dentsply Detray, England) ile kutularak sert alçıdan nihai modeller hazırlandı. Elde edilen ana modeller üzerinde aksiyon sınırlarında olacak şekilde alt ve üst çenede ışıkla sertleşen akrilik rezin materyalinden kaide plakları hazırlandı. Hazırlanan kaide plakları üzerine pembe mumdan mum duvarlar hazırlanarak hastanın sentrik ilişkisi tespit edildi ve yarı ayarlanabilir bir artikülatöre transfer edildi. Tespit edilen sentrik ilişkiye uygun olarak uygun olarak diş dizimi yapıldı ve prova yapılarak protezlerin estetik ve fonetik açıdan değerlendirmeleri gerçekleştirildi. Provanın sonu konvansiyonel protez bitim işlemlerine geçildi. Akrilik tepimi ve polimerizasyonundan sonra, protezin tesviye ve cilası yapıldı. Locator abutmentlerin (DIO locator attachment, Dio Implant System Co. Ltd.) karşılığı olan ve protezin retansiyonuna yardımcı olacak retantif parçaların protez doku yüzeyine adaptasyonu hasta ağzında direkt teknik ile gerçekleştirildi. Protezlerin bitirilmesinin ardından protezleri hastaya teslim etmeden önce implantlar

üzerindeki iyileşme başlıkları uzaklaştırılarak yerlerine uygun dişeti yüksekliğindeki locator abutmentlar raşet (DIO Ratchet Wrench, Haeundae-gu, Kore) yardımıyla 35 N/cm tork değerine ulaşılarak yerleştirildi. Locator abutmentların üzerine block-out ringleri yerleştirildi. Ardından siyah renkli plastik retansiyon ünitesini içinde barındıran metal housingler abutmentlar üzerine uygulandı. Metal housingler üzeri sabit kalem ile işaretlenerek önceden iyileşme başlıkları sayesinde protez iç yüzeyine belirlenen bölgelere metal housingin temas edip etmediği kontrol edildi. Söz konusu bölgede akrilik rezin ile metal housing arasında en az 1 mm mesafe olması sağlandı. Fazla akrilik rezinin abutment çevresine sıkışarak protezin ağız içinde sıkışıp kalmaması için tutucular bölgesinin lingual kısımlarına kaçış yolu için birer adet delik hazırlandı. Bağlantı materyalini uygulamadan önce ağız içinde yer alan metal housingler kurutuldu, protez iç yüzeyinde yer alan bölgelere ise pre-impregnasyon için akrilik rezin likiti uygulandı. Bölgenin kurutulmasının ardından ışık ile polimerize olan bağlantı materyali (Quick-up, Voco, America) uygulanarak protez kret ve implantlar üzerine yerleştirildi ve hastaya ısırması söylenerek üst tam protez ile alt protezin sentrik ilişkiye gelmesi sağlandı. Bağlantı materyalinin sertleşmesinin ardından protez ağızdan uzaklaştırılarak tesviye ve cila işlemi yapıldı (Şekil 6,7).

Protezlerin hastaya tesliminden sonra hastalar protez bakımı ve oral hijyen bakımından eğitildi. Hastaya testler uygulanmadan önce, hastanın fonksiyonel olarak en az 1 ay protezlerini kullanması sağlandı. Bu sürede hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.



Şekil 6. Locator tutucuların ağız içi görünümü



Şekil 7. Locator tutucuların kullanıldığı overdenture protezin iç yüzü

Protezin teslim edilmesi seansında, 2 ve 3. grupta bulunan hastalara araştırmadan söz edildi. Hastaların araştırma ile ilgili bilgilendirilmelerinin ardından, çalışmaya dahil olmak için gönüllü olan hastalardan “gönüllü onam formu” (EK 1) alındı. Tam dişli hastalara ise tedavilerinin tamamlandığı seansta çalışma

konusundan söz edildi ve kabul eden hastalardan gönüllü onam formu alındı. Tam dişili hasta grubunda 15, diğer gruplarda 25 'er hasta olmak üzere toplam 65 hasta çalışmaya dahil edildi.

2. ve 3. gruptaki hastalara protezin hastaya tesliminden sonra testler yapılmadan önce, fonksiyonel olarak en az 1 ay protezleri kullandırıldı. Bu süreçte hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.

Tam protez ve implant destekli hareketli protez hastalarının protetik tedavileri aynı hekim tarafından gerçekleştirildi.

Çalışmaya dahil edilen 6 bayan ve 9 erkek tam dişli hastaların yaş ortalaması 60,2 olarak hesaplandı. Çalışmaya dahil edilen, 13 bayan ve 12 erkekten oluşan tam protez hastalarının yaş ortalaması 63,88 olarak hesaplandı. Çalışmaya dahil edilen, 11 bayan ve 14 erkek hastadan oluşan implant destekli hareketli protez hastalarının yaş ortalaması 59,68 olarak hesaplandı.

Çiğneme Materyalinin Hazırlanması

Çiğneme materyali olarak, cevizden yararlanıldı. Cevizler elektronik hassas terazi ile tartılarak tüm cevizler, ağırlıkları 6 gr olacak şekilde ayarlandı.

EMG Uygulanmasından Önce Hastanın Son Kez Klinik Olarak Değerlendirilmesi

Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Kliniği'ne başvuran hastalar, EMG uygulamasından hemen önce son bir kontrol amacıyla muayene edildi. Dental ünitlere oturtulduktan sonra, tetiyer başlığı kendilerine uygun olacak şekilde ayarlandı. Hastalardan "rahat" oldukları cevabı alındıktan sonra, intraoral muayeneye geçildi (Şekil8). İntraoral muayene ile dişlerin veya implantüstü dayanakların stabilizasyonu, dişler arasındaki oklüzyon, çevre yumuşak doku, TME, protetik restorasyonlarda herhangi bir kırık veya çatlak varlığı, bakteriyel veya virütik hastalıkların varlığı kontrol edildi (Şekil 9).



Şekil 8. Hastanın dental ünite oturtulup rahat pozisyonunun sağlanması



Şekil 9. Hasta EMG uygulanmasından önce hastanın son kez klinik olarak değerlendirilmesi

Tam protez ve implant destekli hareketli protez hastalarının klinik muayenesi:

Takip döneminde her kontrol seansında abutment çevresi dişeti sağlığı, tutucu parça değişimi, kaide plağında meydana gelen problemler veya okluzyon bozulması, protezlere astarlama yapılma gerekliliği veya protezlerin yenilenmesi gerekliliği açısından değerlendirildi.

Çiğneme Materyalinin Hazırlanması

Seçilmiş hastaların EMG esnasında çiğneyecekleri materyali öğrenmeleri için bir adet ceviz verildi ve hastalardan çiğneme alıştırmaları yapmaları istendi. Daha sonra asıl test materyalinin ağız içerisinde olası kalmış olan partiküller ile karışmaması için ağız içi hava-su spreyi ile hekim tarafından temizlendi. Hastaya 200 ml su verilerek suyu tüketene kadar ağızını çalkalaması ve yutması söylendi (Şekil 10). Ayrıca protez kullanan hastalarda protezi çıkartılıp temizlendi. Test materyali olarak kullandığımız 6 gr ceviz, hassas terazide tartılarak ağırlıkları ayarlandı (Şekil 11).



Şekil 10. Hastanın test gıdasını denedikten sonra ağızını çalkalaması



Şekil 11. Test materyali olarak kullandığımız ceviz

Hastalara EMG Uygulanması

Tam dişli, implant destekli hareketli protez ve tam protez hastalarına EMG değerlendirmesi için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı'nın EMG odasında gerçekleştirildi.

Hastalara EMG esnasında yapılacak işlemler detaylı olarak anlatıldı. Hastaların kayıt sırasında rahat olmaları, kafalarını sabit tutmaları, yutkunmamaları, çiğnedikleri test materyalini yutmamaları, çenelerini veya dillerini rutin dışında hareketlerden kaçınmaları konularında tavsiyelerde bulunuldu. Daha sonra, hastalar başları dik ve desteksiz, Frankfurt horizontal düzlemleri yere paralel olacak şekilde, oturma pozisyonu doğal diklikte, elleri kucaklarında ve ayak tabanları zemine rahat bir şekilde temas eder pozisyonda oturtuldu. Hastalardan kollarındaki mevcut takı ve saatlerini çıkarmaları istendi.

Test Protokolü

EMG kaydı alınmadan önce, hastanın derisindeki yağ ve kir tabakasını uzaklaştırmak amacıyla, elektrot temas noktaları tespit edilip söz konusu bölge 70° alkol solüsyonu ile temizlendi. Elektrot temas noktalarının tespiti, hasta dişlerini

sıkarken masseter kasın kasılması ile angulus mandibulada kabaran bölge elle palpe edilerek belirlendi. Elektrotların deriye temasını arttırmak ve derinin direncini düşük tutmak amacıyla gümüş- gümüş klorürden oluşan yüzeyel elektrotların (Nutrode-promo GE medical systems accessories Cedex, France) cilde temas eden yüzeylerine iletken jel (Konix gel İstanbul, Türkiye) sürüldü. Aktif olan elektrot, masseter kası boyunca yerleştirilirken; pasif elektrot aktivitenin hemen hemen hiç olmadığı burun yüzeyine yerleştirildi. (Şekil 12) Elektrotlar hastanın derisine flaster bant ile sabitlendi. Hastanın bileğine ise ıslatılmış topraklama şeridi sıkı bir şekilde tutturuldu. (Şekil 13) Yeşil elektrot kablosu, topraklama şeridine ve EMG cihazına (Micromed S.L.R Mogliano Veneto (TV) Italy) bağlandı. Özel EMG programı(System PLUS version 1.02.1054 Mogliano Veneto (TV) Italy) kullanılarak hastaların ad, soyad, yaş, ait oldukları hasta grubu ve cinsiyet bilgileri programa kaydedildi. Daha sonra EMG programı üzerinde, filtreler maksimum 20 Hz, minimum 5 KHz olacak şekilde, zaman temeli 5 saniye, duyarlılık ise 50 mikrovolt/Divizyon olarak ayarlandı.

Çiğneme performansının incelenmesi ile ilgili uygulamalar, hastaların dinlenmiş olarak teste tabi tutulmaları için sabah 9.00-11.00 saatleri arasında gerçekleştirildi.

Çiğneme işlemi tek periyotta gerçekleştirildi. EMG elektrotu masseter kası üzerine yerleştirildi ve hastalara test materyali olan 6 gr ağırlığındaki ceviz verildi. Daha sonra hastaya hem sağ hem sol olmak üzere alt ve üst dental arklarını kullanarak materyali 40 kez çiğnemesi ve parçalanmış materyalleri yutmaması söylendi. Hastaya “Başla” komutu verildi ve aynı anda hastadan EMG kayıtları alınmaya başlandı. Bu esnada çiğneme şekli serbest bırakıldı, herhangi bir metronom kullanılmadı veya süre kısıtlaması yapılmadı. Hastanın yaptığı çiğneme darbeleri araştırmacı tarafından hastaya mümkün olduğunca hissettirilmeden sayıldı. 40. çiğneme darbesi olduğunda, hastaya “Bitti” komutu verilerek, eş zamanı olarak EMG kaydı programdaki “Stop” komutuna tıklanarak kayıt durduruldu. Hastaya bir adet 200 ml su doldurulmuş ve bir adet boş olan plastik tek kullanımlık bardaklar verildi. Hasta test esnasında parçaladığı test materyalini boş bardağa aktardı. Protez kullanan hastalarda uygulanan testlerde öncelikle protezler hastanın ağzından çıkarılıp

temizlendi ve üzerindeki partiküller çalışmaya dahil edildi. Daha sonra, hasta bir miktar su ile ağzını çalkaladı. Böylece oral kavitede hastanın ilk denemesinde bardağa aktaramadığı küçük ya da belirli bölgelere takılmış test materyal parçalarının bir araya toplanması sağlandı. Hemen ardından hastanın bu kez partikülleri su ile birlikte bardağa tekrar aktarması istendi. Bu işlem hastanın oral kavitede herhangi bir partikül hissetmediğini ifade etmesine kadar tekrar edildi. Hastadan söz konusu onay alınmasının ardından oral kavite ağız aynası ve ışık altında tekrar kontrol edildi. Tüm bu işlemler sırasında hastanın yutkunmaması için çaba sarf edildi. Aktarma işleminin ardından bardağın üzerine hastanın adı, soyadı yazılmış bir etiket yapıştırıldı.



Şekil 12. Hastadan EMG alınması için yerleştirilen aktif ve pasif elektrotların konumu



Şekil 13. Hastadan EMG alınması esnasında hastanın pozisyonu

Çiğneme testi tamamlandıktan sonra materyallerin bardağın alt kısmına çökmesi beklendi. Bardakta test örneklerinin üst kısmında bulunan su dikkatli bir şekilde mikropipet kullanılarak uzaklaştırıldı. Tüm partiküller az miktarda su ile birlikte 150 ml su içeren farklı bir bardağa transfer edildi. Bu işlem en az 3 kez tekrarlanarak, partiküllerin tükürükten arındırılması sağlandı. Arındırma işlemi ardından, bardaktaki fazla su yine mikropipet yardımıyla uzaklaştırıldı. Daha sonra materyaller önceden ağırlığı ölçülmüş 2 numara filtre kahve kağıdı (Menalux 2 numara filtre kahve kağıdı, İsveç) üzerinde 48 saat bekletilerek kalan suyun süzülmesi ve filtre kağıdının tamamen kuruması sağlandı (Şekil 14). Kurumuş olan filtre kağıdı, test partikülleri ile birlikte hassas terazide tartıldı. Daha sonra kurumuş filtre içerisindeki materyal, boş bir beyaz dosya kağıdı üzerine aktarıldı ve dosya kağıdı üzerinde diş fırçası yardımıyla birbirine yapışan materyal parçacıkları ayrıldı.



Şekil 14. Materyallerin kahve filtresinden geçirildikten hemen sonraki süzölmüş ve tamamen kurutulmuş halleri

Elek Seçimi

Tez çalışmasında, hastaların çiğneme performanslarının belirlenmesinde elek analizi yönteminden yararlanıldı (11,14-16,18-20,24,164).

Yapılan pilot çalışmalar sonucunda 10 cm çapındaki bakırdan yapılmış eleklerle, ASTM (American Society for Testing Materials) numaralandırma sistemine göre 8, 16, 30, 45 ve 60 numaralı elek kombinasyonunun (Retsch, Almanya) çiğneme performansı testleri için uygun olduğu belirlendi (14). Söz konusu numaralandırma sisteminde kullanılan mesh ölçüsü 1 inch = 25,4 mm uzunluğunun eşit aralıklara bölünmesiyle elde edilmektedir. Bu çalışmada kullanılan elek numaraları, tel çapları, gözenek boyutları ve bir santimetre içerisinde bulunan gözenek sayısı Tablo 1’de, elekler ise şekil 15’de görölmektedir. Elekler seçilirken, gözenek boyutlarının bir önceki eleğin gözenek boyutlarından küçük olmasına dikkat edildi.

Tablo 1. Çalışmada kullanılan elek numaraları, çapları, bir cm içerisinde bulunan gözenek adedi ve gözenek aralığı

Elek numaraları	Tel çapı(mm)	Gözenek adedi/cm	ISO (mm) gözenek aralığı
8 mesh	0,65	3,14	2,38
16 mesh	0,47	6,29	1,2
30 mesh	0,30	11,81	0,6
45 mesh	0,20	15,74	0,45
60 mesh	0,14	23,62	0,25



Şekil 15. Çalışmada kullanılan elekler

3.1. Elek Analizi Ölçümlerinin Yapılması

Elek analizi yapılmadan önce, eleklerin ve toplama kabının ağırlıkları kaydedildi (Tablo 2). Elekler en büyük açıklığa sahip olan en üstte olacak şekilde, en küçük boyuta doğru sıralandı (Şekil 16). Toplama kabı ise en alta yerleştirildi. Elenecek materyal, kahve filtresinden temiz boş bir kağıda aktarıldı ve bir fırça ile birbirine yapışan partikülleri ayrıştırıldı. Çiğnenmiş ceviz parçacıkları en büyük açıklığa sahip en üstteki eleğe aktarıldı ve düzenek vibratör üzerine alınarak, 2 dakika süresince vibrasyona tabi tutuldu. Eleme işlemi bittikten sonra ayrı ayrı her bir elekte ve en alttaki toplama kabında kalan materyal parçacıkları, hassas terazide tartıldı. Tartıda yazan değer ve eleğin boyutu not edildi. Daha sonra tartıda yazılan değerden eleğin boş ağırlığı çıkartılarak, her bir elek üzerinde ayrı ayrı kaç gram

materyalin kaldığı not edildi (Şekil 17). Çiğneme performansı; her hasta grubu için her bir eleğin üzerinde ayrı ayrı kalan miktarların kıyaslanmasıyla belirlendi.

Tablo 2. Elek boyutları ve eleklerin boş ağırlıkları

Elek boyutları	Eleklerin boş ağırlığı
8 mesh	166,730 gram
16 mesh	140,938 gram
30 mesh	142,786 gram
45 mesh	149,778 gram
60 mesh	155,498 gram
Toplama kabı	111,001 gram



Şekil 16. Eleklerin aşağıdan yukarıya en küçük açıklığa sahip olandan en büyük açıklığa sahip olana doğru sıralanmış görüntüsü



Şekil 17. Elek ve üzerindeki parçalanmış test materyal hassas terazide tartılma aşamasında

Hassas terazide tartılan elekler tek tek temiz bir dosya kağıdı üzerine aktarıldı. Dosya kağıdında toplanan elenmiş materyaller; üzerinde hastanın ismi ve soy ismi ve hastanın ait olduğu test grubunun yazıldığı kilitli poşetlere yerleştirilerek arşive alındı (Şekil 18). Eleklerin telleri üzerinde kalan eklentilerin diğer hastaların değerlerini etkilememesi için; elekler 15 saniye boyunca 2,5 bar basınçlı hava ile temizlendi ve dezenfekte edildi. Bir sonraki test işleminden önce eleklerin ağırlıkları sterilizasyon işlemi ile olası değişiklik nedeniyle tekrar kaydedildi. Hassas terazinin üzeri bir sonraki inceleme için dezenfekte edildi.

Hastaya verilen 6 gramlık materyalden hastadan geri alınan ve her bir eleğin üzerinde kalan materyal ağırlığı her bir test grubu ve her bir hasta için ayrı ayrı açılan Excel çalışma sayfasına kaydedildi (Şekil 19).



Şekil 18. Arşive alınan materyal örneği

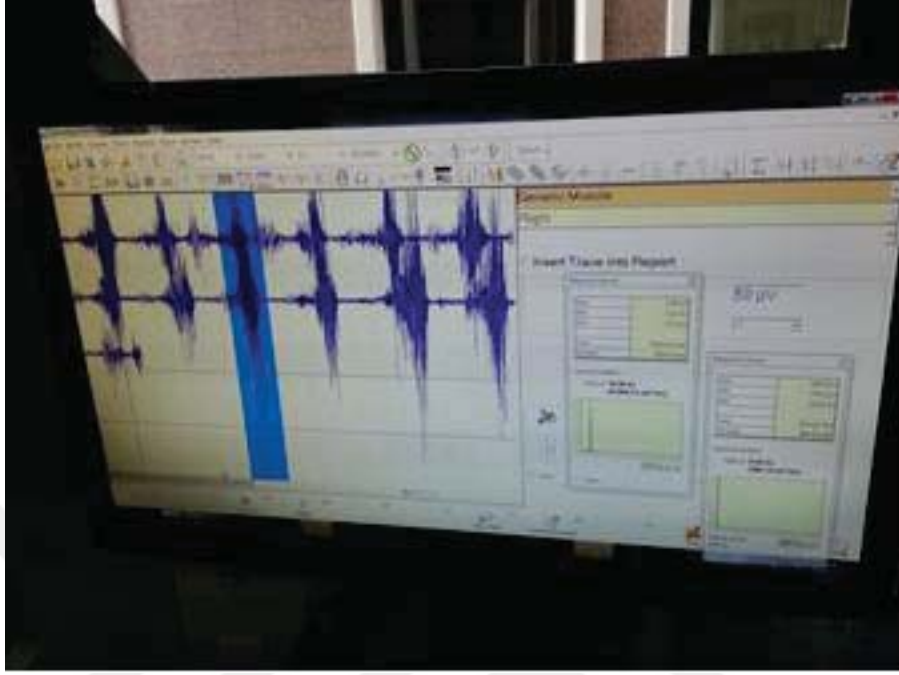
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
1		MAX	MIN	DIFF			8 NOLU	16 NOLU	30 NOLU	45 NOLU	60 NOLU	topkabi			
2	1	318	193,8	511,7			167,177	142,694	144,151	149,93	155,559	111,026			
3	2	332	283,6	615,6											
4	3	268	192,2	460,2											
5	4	254,7	332	586,7											
6	5	266,4	158,6	425											
7	6	264,8	268	532,8											
8	7	262,5	157	419,5											
9	8	236,7	132,7	369,5											
10	9	251,6	268	519,5											
11	10	246,9	231,3	478,1											
12	11	353,1	290,6	643,8											
13	12	245,3	237,5	482,8											
14	13	205,5	207	412,5											
15	14	243,8	269,5	513,3											
16	15	178,9	157,8	336,7											
17	16	166,4	174,2	340,6											
18	17	250,8	210,9	461,7											
19	18	181,3	171,1	352,3											
20	19	172,7	202,3	375											
21	20	148,4	150	298,4											
22	21	176,6	147,7	324,2											
23	22	171,9	185,2	357											
24	23	192,2	185,2	377,3											
25	24	400	224,2	624,2											

Şekil 19. Her bir hasta grubu için ve her bir hasta için ayrı ayrı açılan Excel çalışma sayfasına kaydedilen hasta verileri

3.2. EMG Analizi Ölçümlerinin Yapılması

Ölçümlerde masseter kasından alınan kayıtlardan; kasa ait yüzeyden elde ettiğimiz potansiyellerin EMG’de görülen maksimum ve minimum değerleri ve bu iki değerlerin farkları olan diferansiyon (amplitüd) değerleri hesaplandı. Her hastada ilk çiğneme darbesinden son çiğneme dablesine kadar, 40 çiğneme darbesi ayrı ayrı hesaplandı (Şekil 20). Hesaplanan çiğneme darbelerinin diferansiyonlarının

(amplitüd) ortalamaları alındı. Bütün değerler her bir test grubu ve her bir hasta için ayrı açılan excel çalışma sayfalarına kaydedildi.



Şekil 20. EMG ölçümlerinin hesaplanması

4. BULGULAR

4.1. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Elde edilen ölçüm verileri, istatistiksel analiz için SPSS 22.0 (SPSS Inc, USA) programı kullanılarak analiz edilmiştir.

Hastalardan alınan EMG ölçümlerinde, masseter kasına ait yüzeyden elde edilen potansiyellerin EMG'de görülen maksimum, minimum ve bu iki değerin farkları olan diferansiyon (amplitüd) değerleri hesaplandı.

Çalışmada 3 grupta ölçümleri yapılan toplam 65 hastanın (herbir hastada 40 çiğneme darbesi) elde edilen değerler öncelikle herbir grupta ayrı olmak üzere min.,max.,dif değerleri için metod hatası (grup içi korelasyon katsayısı) hesaplandı. Ardından herbir hasta için kaydedilen 40 çiğneme darbesi ortalamaları ile ortalama max., ortalama min., ortalama dif değerleri elde edildi. Ortalama değerlerin parametrik testlerin ön şartlarından olan normal dağılım ve varyansların homojenliği ön şartları sırasıyla Shapiro-Wilk testi, Levene's testiyle kontrol edildi. Ön şartlar sağlanmadığı için parametrik olmayan testlerden Kruskal –Wallis testi kullanıldı. Kruskal-Wallis testi sonucunda hangi grupların birbirinden farklı olduğu çoklu karşılaştırma yöntemlerinden Bonferroni Dunn testi ile irdelendi.

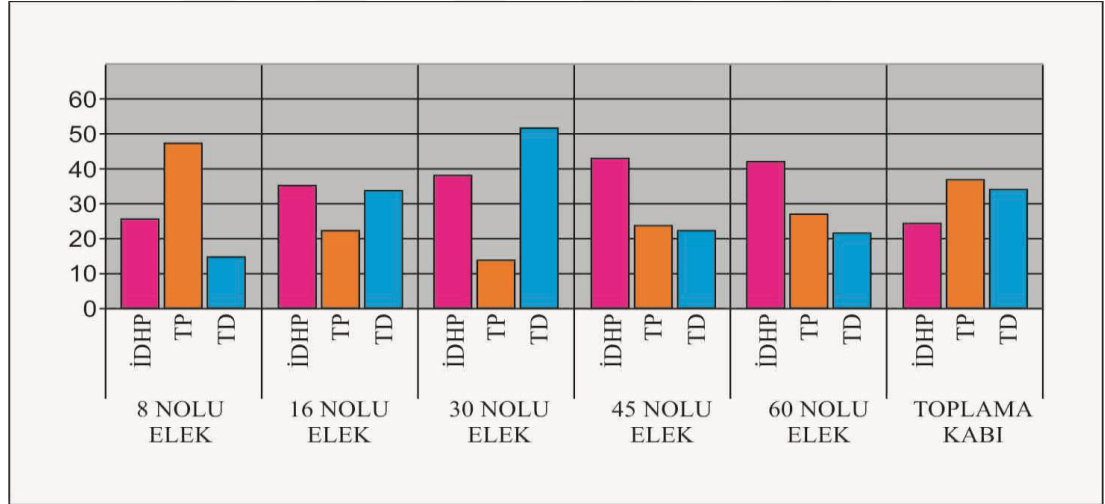
Elek testi sonucunda elde edilen değerler ise yine yapılan Shapiro-Wilk normallik testi sonucunda Box's M varyans-kovaryans matrisi homojenlik testi kullanılarak parametrik testlerin ön şartları kontrol edildi. Ön şartlar sağlanmadığı için her bir elekte tedavi gruplarının karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis testi, herbir tedavi grubunda eleklerin karşılaştırılmasında ise Friedman testi kullanıldı.

ELEK ANALİZİ

Hastaların elek testi sonucunda elde edilen değerler herbir elekte gruplar arasındaki karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis testi, herbir grupta mesh ölçülerine göre eleklerin aralarındaki karşılaştırılmasında ise Friedman testi ile irdelendi. Hangi grupların birbirinden farklı olduğu rank ortalamaları üzerinde latin harfleriyle gösterildi (Tablo 3, Grafik 1).

Tablo 3. Elek testi verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi ile elde edilen sonuçlar

TEDAVİ GRUPLARI	SAYI	8 NOLU ELEK	16 NOLU ELEK	30 NOLU ELEK	45 NOLU ELEK	60 NOLU ELEK	TOPLAMA KABI
İDHP	25	26,92B	35,72A	39,88B	43,68A	42,40A	25,12B
TP	25	47,42A	22,40B	14,76C	25,96B	28,36B	38,94A
TD	15	15,82C	44,79A	51,00A	24,21B	22,21B	34,18B



Grafik 1. Elek testi verilerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi ile elde edilen sonuçlar

8 nolu elekte en yüksek değeri TP hastaları gösterdi, İDHP ve TD sırasıyla daha düşük değerler gösterdi.

16 nolu elekte İDHP ve TD kullanan hastalar benzer değerler gösterdi. TP daha düşük değer gösterdi.

30 nolu elekte TD hastaları en yüksek değeri sergiledi, İDHP ve TP sırasıyla daha düşük değerler gösterdi.

45 nolu elekte İDHP hastalarından en yüksek değer elde edildi ve diğer gruplar benzer değerler gösterdi.

60 nolu elekte İDHP hastalarından en yüksek değer elde edildi ve diğer gruplar benzer değerler gösterdi.

Toplama kabında ise TP hastalarında en yüksek değer elde edildi ve diğer gruplar benzer değerler sergiledi.

Her 3 grup da söz konusu olduğunda 8 No'lu elekte tutunan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Her 3 grup da söz konusu olduğunda 16 No'lu elekte tutunan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Her 3 grup da söz konusu olduğunda 30 No'lu elekte tutunan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Her 3 grup da söz konusu olduğunda 45 No'lu elekte tutunan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Her 3 grup da söz konusu olduğunda 60 No'lu elekte tutunan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Her 3 grup da söz konusu olduğunda toplama kabına ulaşan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Kruskal-Wallis analizine göre istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,05$).

İDHP grubunda, mesh aralığına göre tüm eleklerde ve toplama kabına ulaşan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Friedman analizine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p<0,01$).

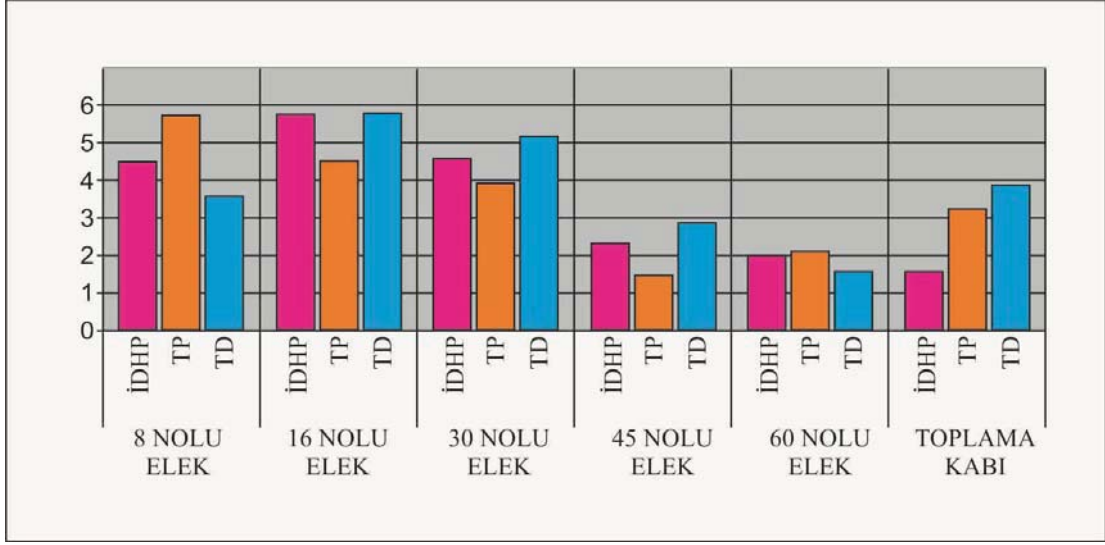
TP grubunda, mesh aralığına göre tüm eleklerde ve toplama kabına ulaşan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Friedman analizine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p<0,01$).

TD grubunda, mesh aralığına göre tüm eleklerde ve toplama kabına ulaşan test materyali ağırlıkları ortalama rank değerleri kullanılarak karşılaştırıldıklarında, gruplar arası fark yapılan Friedman analizine göre istatistiksel olarak önemlidir ($p<0,01$).

Hangi grupların birbirinden farklı olduğu rank ortalamaları üzerinde latin harfleriyle gösterilmiştir (Tablo 4, Grafik 2).

Tablo 4. Elek testi verilerinin yapılan Friedman testi sonucunda eleklerin rank ortalamaları

TEDAVİ GRUPLARI	SAYI	8 NOLU ELEK	16 NOLU ELEK	30 NOLU ELEK	45 NOLU ELEK	60 NOLU ELEK	TOPLAMA KABI
İDHP	25	4,64A	5,72A	4,64A	2,36B	2,00B	1,64B
TP	25	5,84A	4,60AB	3,92BC	1,46E	2,02DE	3,16CD
TD	14	3,61B	5,79A	5,21A	1,93C	1,64C	2,82BC



Grafik 2. Elek testi verilerinin yapılan Friedman testi sonucunda eleklerin rank ortalamaları

İDHP grubu 16 No'lu elekte en yüksek ortalama değeri gösterirken, 45 ve 60 nolu elekler ve toplama kabında en düşük ortalama değerleri gösterdi.

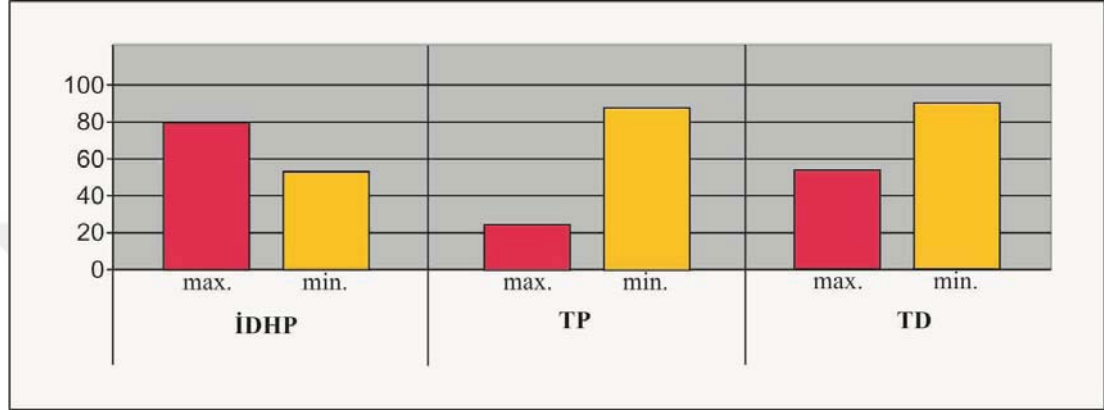
TP grubu 8 No'lu elekte en yüksek ortalama değeri gösterirken, 45 nolu elekte en düşük ortalama değerleri gösterdi.

TD grubu 16 ve 30 No'lu eleklerde en yüksek ortalama değeri gösterirken, 45 ve 60 nolu eleklerde en düşük ortalama değerleri gösterdi.

Elek yüzeyinde tutunan test partikülleri toplamı hastadan geri alınabilen test materyalini gösterir. Geri alınabilen miktarın hastaya verilen toplam miktarla karşılaştırılıp yüzdesi hesaplandıktan sonra elde edilen verilere parametrik testlerin ön şartları sağlayıp sağlanamadığına bakılıp ön şartlar sağlanamadığı için non-parametrik testlerden Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. Geri alınabilen materyale yüzde oranı olarak hesaplandığında elde edilen verilere yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda tedavi gruplarının rank ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli olmadığı tespit edildi (Tablo 5, Grafik 3).

Tablo 5. Hastalardan geri alınabilen test materyali yüzde dağılımı

	Minimum	Maximum
İDHP	,55	,78
TP	,24	,86
TD	,53	,87



Grafik 3. Hastalardan geri alınabilen test materyali yüzde dağılımı

İDHP hastalarında min.. %55 –max.. %78 test materyali geri alınabildi. TP hastalarında ise min. %24 -max. %86 test materyali geri alınabildi. TD hastalarında ise min. %53 -max. %87 test materyali geri alınabildi.

İDHP grubu, tam protez uygulaması olmasına rağmen kaydedilen ortalama değerler üzerinden yapılan yorumlama ile de daha çok TD grubuna benzer değerler sergilediği söylenebilir.

EMG ANALİZİ

Hastaların 40 çiğneme darbesinde elde edilen Max. EMG değerleri dikkate alındığında İDHP grubunda metod hatası 0,721 olarak bulundu ve bu gruptaki kaydedilen EMG değerlerinin diğer iki gruba göre daha benzer değerler aldığı görüldü.

TP grubunda ise metod hatasının 0,67 olduğu ve bu sonucun İDHP grubuna göre EMG analizinde, 40 çiğneme darbesinde kaydedilen ölçümlerden elde edilen verilere göre benzerliğinin nispeten azaldığı görüldü. TD grupta ise metod hatası

daha da düşük bir değer olarak 0,54 olarak bulundu ve çığneme darbeleri arasında benzerliğin diğer iki gruba göre oldukça düşük bulundu (Tablo 6,Grafik 4).

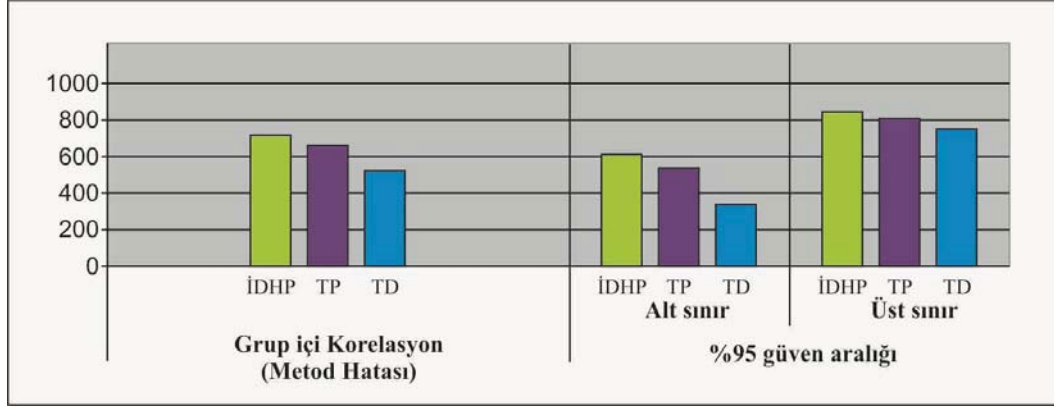
Min. EMG değerleri için hastaların 40 çığneme darbesi değeri dikkate alınarak İDHP grubunda metod hatası 0,783 olarak bulundu ve bu gruptaki lümler EMG değerlerinin diğer gruplara göre daha benzer değerler aldığı görüldü. TP grubu dikkate alındığında metod hatasının 0,662 olduğu ve İDHP grubuna göre bu 40 değerin benzerliğinin nispeten azaldığı görüldü. TD grupta ise metod hatası daha da düşük bir değer olarak 0,539 olarak bulundu ve çığneme darbeleri arasında benzerliğin diğer iki gruba göre oldukça düşük bulundu (Tablo 7,Grafik 5).

Dif EMG değerleri için hastaların 40 çığneme darbesi değeri dikkate alınarak İDHP grubunda metod hatası 0,741 olarak bulunmuş olup bu gruptaki lümler EMG değerlerinin diğer gruplara göre daha benzer değerler aldığı görüldü. TP grubu dikkate alındığında metod hatasının 0,703 olduğu İDHP grubuna göre bu 40 değerin benzerliğinin nispeten azaldığı görüldü. TD grupta ise metod hatası daha da düşük bir değer olarak 0,558 olarak bulundu ve ve çığneme darbeleri arasında benzerliğin diğer iki gruba göre oldukça düşük bulundu (Tablo 8,Grafik 6).

Bu hastaların 40 çığneme darbesi max, min. dif. Ortalamaları alındıktan sonra max. EMG, min. EMG, diff. EMG değerlerinde ayrı ayrı olmak üzere gruplar Kruskal-Wallis analizi ile karşılaştıırıldı.

Tablo 6. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metod hatası

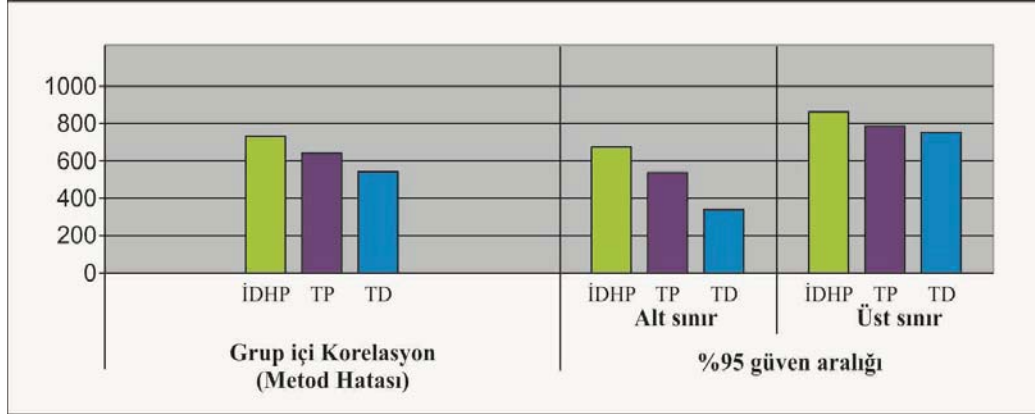
HASTA GRUPLARI	Grup içi Korelasyon (Metod Hatası)		%95 güven aralığı	
			Alt sınır	st sınır
İDHP	Tekli lümler	,721	,608	,834
TP	Tekli lümler	,673	,552	,801
TD	Tekli lümler	,540	,379	748



Grafik 4. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metod hatası

Tablo 7. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metod hatası

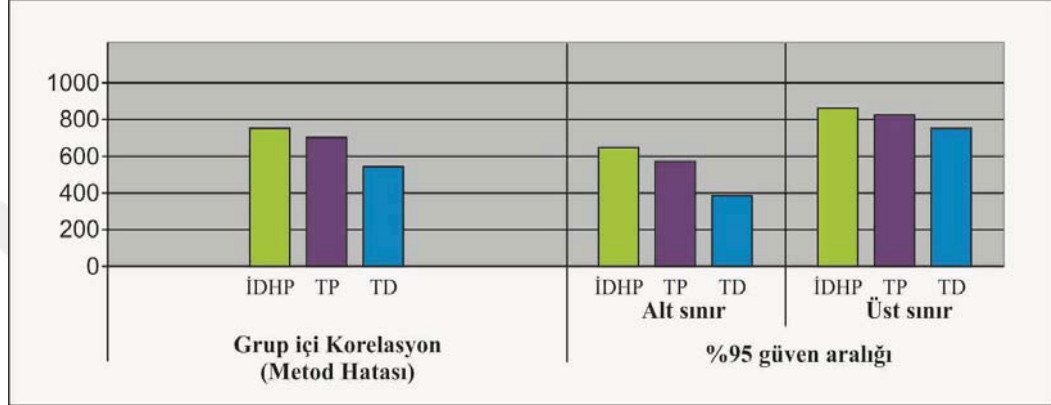
Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metod Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
İDHP	Tekli ölçümler	,783	,684	,876
TP	Tekli ölçümler	,662	,540	,793
TD	Tekli ölçümler	,539	,378	,748



Grafik 5. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metod hatası

Tablo 8. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin differansiyel değerlerinin metot hatası

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metod Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
İDHP	Tekli ölçümler	,741	,663	,848
TP	Tekli ölçümler	,703	,587	,822
TD	Tekli ölçümler	,558	,397	,762



Grafik 6. EMG sonuçlarında masseter kasına ait potansiyellerin differansiyel değerlerinin metot hatası

Max. EMG değerleri bakımından elde edilen verilere yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda grupların rank ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

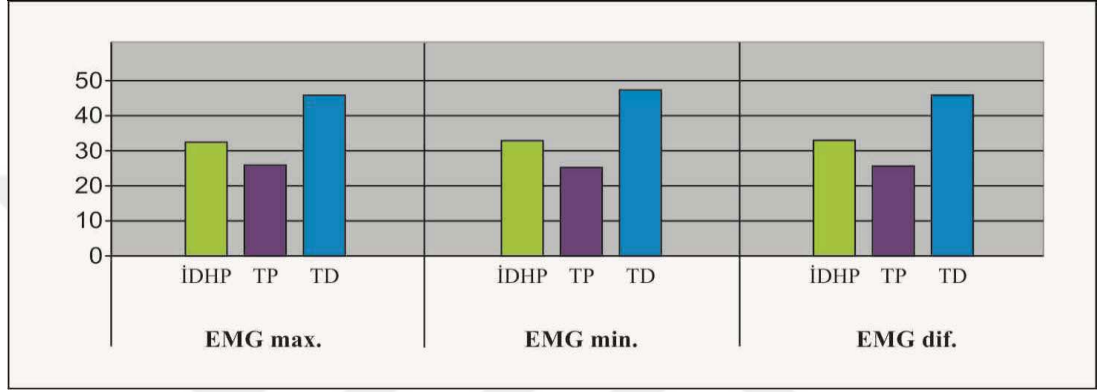
Min. EMG değerleri bakımından elde edilen verilere yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda grupların rank ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Diff. EMG değerleri bakımından elde edilen verilere yapılan Kruskal-Wallis testi sonucunda grupların rank ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli olduğu tespit edildi ($p<0,01$).

Bonferroni Dunn testi sonuçları tablo 9’da sıra sayı ortalamaları üzerinde latin harfleriyle gösterildi. Grafik olarak da grafik 7’de gösterildi.

Tablo 9. EMG değerlerinin Bonferroni Dunn testi ile değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar

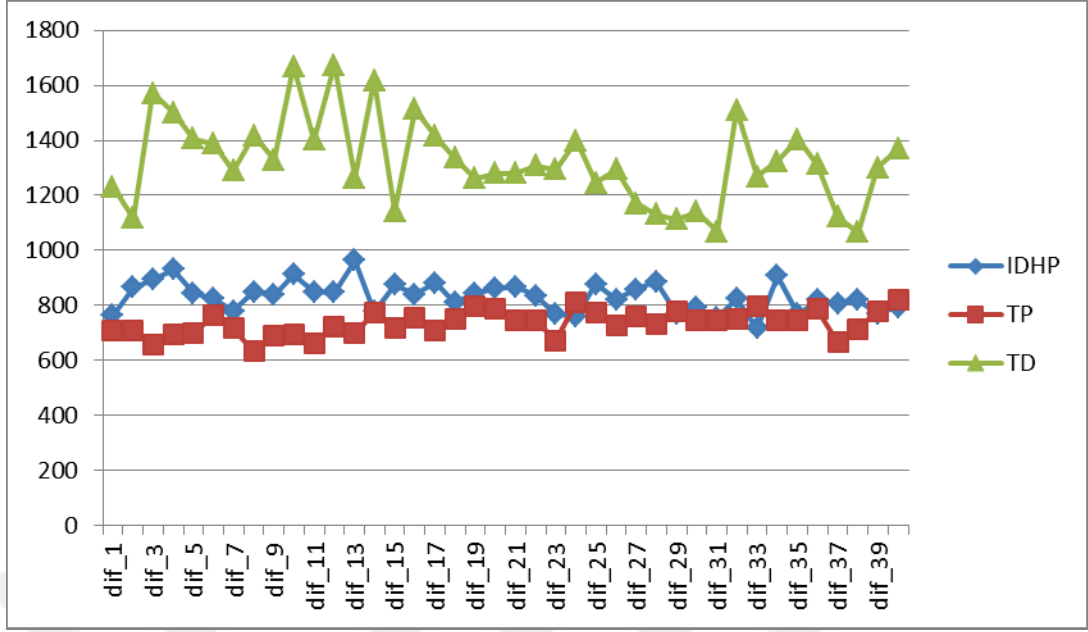
Hasta Grupları	EMG max. Rank ortalaması	EMG min. Rank ortalaması	EMG dif. Rank ortalaması
İDHP	31,24B	31,68B	32,00B
TP	26,28B	24,76B	25,24B
TD	47,13A	48,93A	47,60A



Grafik 7. EMG değerlerinin Bonferroni Dunn testi ile değerlendirilmesiyle elde edilen sonuçlar

Max., Min., Dif EMG ölçümleri için hasta gruplarından tam dişli grubun diğerlerinden daha yüksek değerler aldığı görüldü ($p<0,05$).

İDHP ile TP grupları arasında her ne kadar istatistik olarak bir farklılık bulunmasa da uygulamada bu iki grup ortalaması arasındaki farkın yüksek olduğu ve İDHP ortalamalarının daha yüksek değerler aldığı görüldü.



Grafik 8. Gruplar arasında amplitüd diferansiyel değerlerin karşılaştırmasını gösteren grafik

Grafik 8’de görüldüğü üzere gruplar arasında amplitüd diferansiyel arasında belirgin fark mevcuttur.

En yüksek amplitüd değeri TD,

Orta yükseklikte amplitüd değeri İDHP,

En düşük amplitüd değeri TP hastaları gösterdi.

TD grupta ise genel olarak diğer 2 gruptan belirgin olarak daha yüksek amplitüd değerlerine ulaştığı görüldü. İlk 16 çiğneme darbesinde diferansiyonlar her çiğneme darbesi arasında belirgin fark gösterip (özellikle 9-16), 16. Çiğneme darbesinden sonra (16-31 çiğneme darbeleri arasında) küçük çiğneme darbeleriyle ince öğütmeyi yapmakta ve 31’den sonra yutma hazırlığı için yüksek amplitüd değeri gösterdi.

Elek ve emg dif karşılaştırılması

Eleklerdeki kalıntı miktarı ile ortalama diferansiyel değerleri arasında hesaplanan spearman rank korelasyon katsayısı -0,204 olarak bulunmuş olup istatistik olarak önemli olmadığı tespit edildi ($p=0,103$).

5. TARTIŞMA

Tam protez kullanan hastalarda protezin daha iyi bir retansiyon ve stabilitenin iyileştirilmesi için günümüze kadar pekçok yöntem uygulanmıştır. Bu yöntemler arasında alt protez kaidesinin ağırlığının arttırılması, yaylar, ters kutuplu miknatis ataşmanları, süksiyonlar gibi yöntemler sayılabilir. Ancak, tam protezler için sarf edilen çabalar karşısında hastaların çiğneme etkinliğinde azalma hem hekimleri hem de hastaları yeni arayışlara sürükleyen asıl nedeni oluşturmuştur (26).

Yaşlanma nedeniyle meydana gelen çiğneme kaslarında tonus azalması ve çiğnerken yorulma gibi durumlarda gözlenebilir. Dişlerin varlığında hasta güvenli bir çiğneme yapabilirken hastalar dişsizlik durumunda kas atrofisinin de oluşumuyla tam protezlerini kullanmakta zorluk yaşayabilirler. Bununla beraber alt çenede dilin varlığına bağlı olarak, protezin retansiyon ve stabilizasyonunda meydana gelen sorunlar çiğneme etkinliğini azaltır (67,175).

Tam dişsizlikte implant uygulamaları, protezde retansiyon ve stabilitenin sağlanmasında etkili bir yöntem olarak kullanılabilir. Çalışmalarda tam dişsiz ağızlarda implant destekli protezlerin kullanılmasının güvenilir bir yöntem olduğunu, ayrıca çiğneme etkinliğini de arttırdığı rapor edilmiştir (176-180).

Dental implantların kullanımı günümüz teknolojisinin gelişimine bağlı olarak artmış, tam ve kısmi dişsiz vakalarda tercih edilen tedavi seçeneklerinin başında yer almaktadır. Dental implantların başarısında cerrahi manipülasyonun yanısıra en önemli payı, doğru yapılmış protetik planlama, üstyapı tasarımı ve gelen kuvvetin fizyolojik sınırlar içinde olması yer almaktadır (181).

Rezorbe kretlerde genellikle mandibulada anterior bölgenin implant uygulamaları açısından daha uygun olması, posterior bölgelerde kemik augmentasyonu gibi yöntemlere ihtiyaç duyulması, operasyonun ve protez yapım aşamalarının kolay olması nedeniyle implant üstü hareketli protezler diş hekimleri tarafından daha çok tercih edilme sebebi olmuştur (182). Bu nedenle diş hekimlerinin tam protezlerin retansiyonu ve stabilizasyonunu iyileştirmek adına uygulayacakları en temel ve ilk seçenekleri olan mental foramenler arasına yerleştirilen 2 implant ile

desteklenen alt tam protez vakalarının çiğneme performansları bu çalışmada incelenmiştir.

İDHP'lerde yapılması gereken implant sayısı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. İDHP implantlardan destek almakla birlikte, uygun durumlarda yumuşak dokulardan tarafından da desteklendikleri için implant sayısının artırılmasının protez tutuculuğuna önemli miktarda olumlu katkısının olmadığı tespit edilmiştir (183,184).

İmplant üstü hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı ile ilgili gerçekleştirilen bazı çalışmalarda, maksiller arkın tam dişli olduğu durumlarda, kullanılan implantların uzunluklarının 8 mm'den kısa, çaplarının 3.5 mm'den dar olduğu ve hassas mukoza ve yüksek kas bağlantısı varlığında, mylohyoid kemik çıkıntısının belirgin olduğu, geniş V-sekindeki kreterlerde veya ekstra tutuculuk istenen durumlarda alt çene İDHP'lerin desteklenmesi için 2 den fazla implantın kullanılması önerilmiştir (92,185).

Mericke-Stern'in yapmış olduğu araştırmada, iki implant üstü bar tutucu, iki implant üstü topuz tutucu ve 3 veya 4 implant üstü bar tutucu uyguladıkları toplam 67 hasta 3 ana grupta incelenmiştir. Araştırmanın sonucunda, implant sayı artışının protezin stabilitesine, tutuculuğuna ve okluzal dengesine ilave katkılarının kayda değer miktarda olmadığı rapor edilmiştir (184).

Esposito ve ark., 2007'de bildirimlerine göre ve 4. ITI Konsensus Konferansında kabul edilen implant yükleme protokolü; hemen yükleme, erken yükleme ve konvansiyonel yükleme olarak 3 aşamada ifade edilmiştir. Buna göre hemen yükleme için 1 hafta, erken yükleme için 1 hafta-2 ay, konvansiyonel yükleme için ise implant uygulamasından 2 ay sonra protez aşamasına geçilmesi tavsiye edilmektedir. Bu konsensusa göre maksilla için % 94,8-97,7 ve mandibula için % 97,1-100 başarı oranları bildirilmiştir (186). Tez çalışmasında da 4. ITI Konsensus Konferansında kabul edilen konvansiyonel yükleme protokolü tercih edildi.

İDHP'de tutucu sistemlerinin karşılaştırıldığı birçok invivo ve invitro çalışma, bar ve küresel tipi tutucuların İDHP tutuculuğu açısından oldukça başarılı olduğunu göstermiştir. Kampen ve ark. magnet, bar ve topuz tutucuların retansiyon

kuvvetlerinin karşılaştırdıkları in vivo çalışmalarında ise, magnetlerin tutuculuğunun 8,1 N, bar tutucuların 31,3 N ve topuz tutucuların ise 29,7 N olduğunu, protezlerin üç aylık kullanım sonucunda retansiyonunda belirgin bir azalma olmadığını rapor etmişlerdir (98).

Setz ve ark. yaptıkları invitro çalışmada en yüksek tutuculuk oranının sırasıyla topuz, bar ve magnet tipi tutucular olduğunu bildirmişlerdir (187).

Naert ve ark. çalışmada tutucuların yerleştirilmesinden 6 ay ve 10 yıl sonra ataşmanların tutuculukları karşılaştırıldığında bar ve magnet grubunun tutuculuğunda azalma görülürken, çivi başlı topuz tutucu grubunda belirgin bir artış olduğunu rapor etmişlerdir (44). Tez çalışmasında da, çivi başlı topuz tutucu olan locator tutucular tercih edilmiştir.

İmplant ile desteklenen overdenture protezin tutucu parçalarının overdenture doku yüzeyine entegrasyonunda direkt ve indirekt olmak üzere 2 yöntem kullanılmaktadır. Nissan J ve ark, Türkaslan S ve ark. ve Avinash S ve ark tarafından gerçekleştirilen 3 farklı çalışmada direkt yöntemin indirekt yöntemle kıyaslandığında direkt yöntemin daha güvenilir ve avantajlı bir yöntem olduğu bildirilmiştir (188-190).

Tez çalışmasında protezlerin hastaya teslim randevusunda direkt yöntemle ve locator tutucular için özel olarak üretilmiş olan block-out ringleri kullanılarak block-out işlemi yapılarak overdenture protezin hastaya teslimi gerçekleştirildi.

Tam protez kullanan hastalarda kemik rezorbsiyonunun kaçınılmaz olduğu, buna karşın İDHP kullanan hastalarda implantlara komşu anterior kemikte çok az rezorbsiyon olduğu bildirilmiştir (191). Gotfredsen ve Holm alt çenede implant üstü hareketli protezlerle ilgili yaptıkları 5 yıllık takip çalışmasında marjinal kemik kaybının 0,6mm'den az olduğunu bildirmişlerdir (100).

Wright ve ark. çalışmalarında alt çene İDHP ile tedavi edilen hastaların alt çene bölgesinde rezidüel kret rezorpsiyonunun çok az olduğunu bildirmişlerdir (192).

Quirynen ve ark. dental implant tedavisiyle ilişkili olan kemik kaybı derecesiyle ilgili yapmış oldukları araştırmalarında, implant yerleştirildikten sonraki

bir yıl içerisinde ortalama marjinal kemik kaybının 0,9 mm ve bunu takip eden yıllarda ise 0,1 mm olduğunu, fakat implant yerleştirilmemiş dişsiz mandibuladaki kemik rezorpsiyonu, aynı bölgeye implant yerleştirildiğinde oluşan kemik rezorpsiyonundan 4 kat daha fazla gerçekleştiğini bildirmişlerdir (193).

Alt çenede İDHP'ler kullanıldığında oluşan kemik rezorpsiyonunun miktarının oldukça az olması bu tedavi yönteminin tam protez kullanımına göre oldukça avantajlı bir durum olduğunu göstermektedir (194).

Batenburg ve ark. yaptıkları araştırmada, İDHP'lerde kullanılan farklı implant sistemlerinin başarı oranlarının %87-100 olduğunu, ve bu sonucun mandibulada uygulanan implant üstü hareketli protezlerin iyi bir prognoza sahip olduğunu belirtmişlerdir (185).

Boerrigter ve ark. (195) ve Burns ve ark. (196) da alt çene İDHP'leri konvansiyonel protezlerle karşılaştırdıklarında hasta memnuniyetinde belirgin bir artış olduğunu bildirmişlerdir. Meijer ve ark. (197) yaptıkları 5 yıllık takip sonucunda ise İDHP'lerde tam protezlere göre daha yüksek hasta memnuniyeti kaydedildiği bildirilmiştir.

Walton ve MacEntee (198-200), implant üstü hareketli protezlerle rehabilite edilen hastaların 6 yıllık takibinde, en sık rastlanan komplikasyonların, tutucu klipslerin gevşemesi, kaybedilmesi veya kırılması olduğunu, hatta bu komplikasyonların çoğunlukla ilk yıl ortaya çıktığını belirtmişlerdir.

Geertman ve ark. (201) araştırmalarında, en sık rastlanan komplikasyonların tutucu vidasının gevşemesi ve tutucu klipsinin yenilenme gereksinimi olduğunu, ayrıca üst çene protezine besleme yapılması ve okluzal uyumlama gereksinimi ve dişeti hiperplazisine de rastlandığını fakat bu komplikasyonlarla daha az karşılaşıldığını bildirmişlerdir.

Mericke-Stern ve Zarb (202) 2 veya 4 implant uyguladıkları 62 alt çene İDHP'leri değerlendirdikleri retrospektif çalışmalarında en çok komplikasyon olarak, retantif plastik komponentin yenilenmesinin gerekli olduğunu belirtmişlerdir.

Gotfredsen ve Holm (100) en önemli komplikasyonun implant üstü hareketli protezin kırılması olduğunu belirtirken, araştırmalarında 11 bar grubu hastasından 4 tanesinde, 15 ball grubu hastasından ise 2 tanesinde kırık oluştuğu ve protezlerinin yenilendiğini belirtmişlerdir

Burns (194), araştırmasında, alt çene İDHP'lerde en sık rastlanılan komplikasyonların peri-implant mukoza, abutment ve altın vidalar, akrilik rezin parçaları ve tutucu klipslerde oluştuğunu bildirmiştir.

İDHP'de komplikasyonları önleyebilmek için takip periyotlarının düzenli yapılması ve protezlerin kontrol edilerek besleme ihtiyacı olup olmadığının belirlenmesi gerekmektedir. Uzun dönemde başarının artması ancak düzenli kontrollerin yapılması ile sağlanabilir (194,198,201,203).

Diş kaybı sonucunda yapılan tedavilerdeki asıl amaç, diş kaybı sebebiyle çiğneme performansı bozulan hastalara, fonksiyonlarının geri kazandırılmasıdır. Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile bulunmaktadır. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır ancak, Manly ve Braley (6) bu iki terim arasında farklar olduğunu bildirmişlerdir. Performans, verilen sayıdaki çiğnemenin sonra gözlenen partikül büyüklüğu dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu sayede dentisyonun ölçülmesi mümkün olmuştur. Etkinlik ise, eksik dişli bireylerin normal diş yapısına sahip bireylerin öğütme düzeyine ulaşabilmek amacıyla gereksinim duydukları fazladan çiğneme darbelerinin sayısı ile hesaplanmaktadır. Çiğneme performansının değerlendirilmesi ile dentisyonun kapasitesi ve etkinliği, objektif ve tekrarlanabilir laboratuvar testleriyle incelenmektedir (7).

Yapılan araştırmalara göre, yaş ve cinsiyetin çiğneme performansı üzerinde güçlü bir etkisi olmadığı bildirilmiştir.1983, 1984 ve 2000 yıllarında yapılan araştırmalarda, azalan çiğneme performansını yaştan bağımsız olduğunu belirtilmiştir (16,19,155). Ancak, yaşlanma sürecindeki diğer faktörlerde değerlendirilmeye alındığında, yaşlanmayla beraber, lokal veya sistemik hastalıkların oluşması ve buna

bağlı olarak dişlerde kayıp veya çiğneme kaslarında patoloji ortaya çıkabilmekte ve bu etkenler de dolaylı olarak çiğneme fonksiyonlarını etkileyebilmektedir (204).

Çiğneme yeteneğini ölçmek için 2 ana yöntem olan çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği yöntemleri kullanılmaktadır. Günümüzde çiğneme performansının değerlendirilmesi için kullanılan çok sayıda farklı metod bildirilmiştir. Bunların arasında çiğnenmiş besinlerin bilgisayar destekli programlarla ölçümlerinin yapılması, çiğnenen şekerli sakız ya da besinlerden salınan renk değıştiren madde miktarlarının spektrofotometri ile incelenmesi, EMG aktivitesinin analizi, ısırma kuvvetlerinin ölçülmesi gibi birçok yöntem bulunmaktadır (5).

Çiğneme performansı ilk kez, 1901 yılında Gaudenz tarafından uygulanan elek analizi yöntemi ile test edilmiştir (11,14). Çiğneme performansının değerlendirilmesinde çok sayıda yöntem bulunmasına karşın, elek analizi yönteminin, en güvenilir ve sık uygulanan analiz şekli olduğu belirtilmiştir (11). Elek analizi ile çiğneme performansının değerlendirilmesinde literatürde standart bir protokol rastlanması mümkün değildir. Erken dönem testlerinde araştırmacılar, haşlanmış yumurta beyazı, havuç, sentetik kauçuk, sertleştirilmiş jelatin, tuzlanmış yer fıstığı, kıyılmış hindistan cevizi, kuru üzüm gibi pek çok materyalle testler uygulanmıştır (6).

Tez çalışması için yapılan pilot çalışmada çiğneme materyali olarak ilk önce silikon seçildi. Ancak tam protez kullanan hastaların, silikonu çiğnemedi, parçalamada başarısız olması sonucu çiğneme materyali olarak ceviz seçilmesine karar verildi.

Literatürde yapılan tez çalışmasıyla ilgili olan araştırmalar incelendiğinde çiğneme performansının ölçülmesi için doğal veya yapay olarak hazırlanmış pekçok test materyelinden yararlandığı gözlemlendi.

Araştırmacılara göre ideal test materyeli, kolayca bulunabilir olmalı, su ve tükürük içinde çözünürlük göstermemeli, standart kalitede olmalı ve çiğneme sırasında içeriğinde belirli bir değışiklik olmadan parçalanabilir olmalıdır (166,205).

Dahlberg 1942 de kaynamış yumurta beyazı, havuç, sentetik kauçuk ve sertleştirilmiş jelatini kullanmış ve en iyi test materyelinin jelatin olduğunu kabul etmiştir (6).

Manly ve Braley (6) çiğneme performansının ölçülmesi amacıyla doğal veya yapay olarak hazırlanmış birçok test materyelinden yararlanmışlardır. Tuzlanmış yer fıstığı, kıyılmış hindistan cevizi, havuç ve kuru üzümü test materyeli olarak kullanmışlardır. Ağızdan en fazla geri alınabilen madde olduğu için tuzlanmış yer fıstığını tercih etmişlerdir.

Araştırmacılar kullanılan test materyelinin % 80 ini deneysel çiğneme sonunda geri alabilmişler, materyelin ortalama olarak % 20 si yutma, yiyeceğin kendi nemi ile veya diğer nedenlerle geri alınamamıştır. Test materyeli olarak hindistan cevizi kullanıldığında kayıp %40, havuç ve kuru üzümde kayıp ise %90 seviyesine ulaşmıştır. Bu nedenlerle Manly ve Braley test materyeli olarak yer fıstığı kullanmayı tercih etmiştir.

Kapur (9) ise, fıstık, havuç, jambon, hindistan cevizi, marul, elma, badem, pirinç gibi yiyecekler kullanmıştır. Doğal dişli ve protez kullanan bireylerde havuç ve fıstığın bu konuda en iyi deneysel materyel olduğunu bildirmiştir.

Yurkstas (156) da 35 çeşit yiyecek maddesi ile çalışmış ve bunun sonucunda doğal dişli kişilerde en iyi deneysel çiğneme materyeli olarak havuç ve yer fıstığı olduğunu belirtmiştir.

Jiffry (173) kaynamış nohut, soya fasulyesi, yer fıstığı kullanmıştır.

Edlund ve Lam (166), Olthoff (14), Pancherz ve Anehus (206) yapay test materyeli olarak silikon esaslı ölçü maddesi tabletlerini kullanmışlardır.

Matsui ve ark şekerli sakızlar ile yaptıkları araştırmalarında, sakızdan salınan şeker miktarı ölçülerek çiğneme performansı ölçülmüştür (168). Prinz iki renkli sakız kullanarak yaptığı çalışmada, sakız kütleindeki renklerin karışma oranlarını belirleyerek çiğneme performansı ölçümlerini yapmıştır (169).

2000 yılında Murai ve arkadaşları (170), hastaların çiğneme performansını değerlendirmek için bir poşet içerisinde, belirli bir kuvvet uygulandığında kırılan ve kırıldığında kırmızı pigment salımı yapan kapsüllerden oluşan bir test gıdası oluşturmuşlardır. Poşet içerisinde sunulan test gıdası sayesinde, örnek kaybı önlenmesi amaçlanmıştır. Ancak parçacıkların birbirine yapışması ile toplam parçacık yüzey alanının ölçülmesinde hatalar oluşmuştur (11,171,172).

Jiffry dişli bireylerde elek açıklığının çapı 4,70 mm'den 0,5 mm'ye kadar değişen elekleri kullanarak, teste tabi tutulan kaynamış nohut, soya fasulyesi, yer fıstığı besinlerinin başlangıç ağırlığının ancak %80 kadarını geri alınabilmiştir (173). Yakın geçmişte yapılan bir çalışmada Altınbulak hastalara temin ettiği jelatin küp test materyalinin % 90 kadarını geri almıştır. Bu materyalleri incelemek için ise 3,15 mm ve 0,05 mm elek açıklığını kullandığını belirtmiştir (207). Bu tez çalışmasında da benzer bir test materyali olarak ceviz kullanıldı ve tam dişli grupta min. % 53 max. % 87, İDHP grubunda ise min. % 55 max. % 78 ve tam protez hastalarında ise min. % 24 max. % 86 oranında test materyali geri alındı. Kullanılan elek gözenek boyutları dikkate alındığında bu tez çalışmasında daha dar çaplı gözenekler nedeniyle parçacıkların daha çok miktarda sıkışarak kaybedildiği deneyler sırasında fark edilmiştir. Çalışmalar arasındaki gözenek farkları düşünüldüğünde elde edilen sonuçların Altınbulak'ın ve Jiffry'nin çalışmalarıyla benzerlik gösterdiği ifade edilebilir. Ayrıca bu tez çalışmasında İDHP grubunda tam dişli bireylerin sonuçlarına yakın sonuçlar alınmış olması, implant destekli protezlerle hastaların çiğneme performansının geliştiğini düşündürmektedir.

Çiğneme performansının tayininde araştırmacılar, değerlendirilen bireylerin test materyellerini, saniye düzeyinde belirli sürelerde (8), farklı sayıdaki çiğneme darbeleriyle (6,9,10,165), ya da yutulmaya hazır hale gelinceye kadar (166,167) çiğnemelerine izin vermişlerdir.

Yapılan pek çok araştırmada çiğneme performansı testleri sırasında kullanılan çiğneme sayıları, hastaların ağızdaki diş sayılarına ve kullanılan test materyallerinin nitelik ve sertlik durumlarına göre değişmektedir. Çiğneme performansının belirlenmesi amacıyla doğal test gıdaları için; 5, 10, 20, 40, 60, 80, 100 çiğneme sayısı kullanılırken, yapay test gıdaları için ise 10, 15, 20, 40, 55, 60, 80, 160

sayılarında çiğneme darbesi yapılmaktadır (14-20). Bu sayılarla ilgili Fontjin-Tekamp ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında, hastaların test gıdasını yutmadan önce kaç kez çiğnediklerini kaydetmişlerdir. Araştırmaya katılan tüm hastaların 200'den az çiğneme darbesi ile test gıdasını yutulmak üzere hazırladığını tespit etmişler ve araştırmalarda 200 çiğneme darbesinden fazlasının kullanılması durumunda fizyolojik şartların dışına çıkılacağını belirtmişlerdir (16).

Hollanda'lı Engelen Lina'nın 2012'de yaptığı bir çalışmasında, hastalara çeşitli sertlikte yiyecekler verilmiş ve bu yiyecekleri yutmaya hazır hale gelene dek çiğnemeleri istenmiştir. Çalışmada hastaların yutmaya hazır hale getirecekleri çiğneme sayısı hastaların kendi insiyatiflerine bırakılmıştır. Elde edilen sonuca göre hastalar, büyük bir Gauda peynirini ortalama 27 kez, margarinli kızartılmış ekmeği ortalama 32 kez, sade kızartılmış ekmeği ise ortalama 38 kez çiğnedikten sonra yutmaya hazır hale getirdiği bulunmuştur (21). Yazarın, kekten havuca kadar pek çok sertlikte yiyecek kullanarak yaptığı bir başka çalışmada ise kuru ve sert ürünlerin, yutulmadan önce daha çok çiğneme sayısına ihtiyaç duyduğu sonucuna varılmıştır (22).

Bu tez çalışmasında, test materyali olarak sert gıdalar yerine doğal bir gıda olan cevizin tercih edilmesi nedeniyle doğal gıdalarla yapılan diğer çalışmalara benzer çiğneme sayısı tercih edildi. Yapılan pilot çalışmada test materyali cevizin çiğnenmesinde optimum çiğneme darbesi 40 olarak belirlenip, 40 çiğneme darbesi ardından hastaların yutkunmaya hazırlandığı tespit edildi. Bu nedenle 6 gr ağırlığında bütün ceviz hastalara çiğnemeleri için verilerek 40 kez çiğneme yapmaları sağlandı. Ayrıca, hastaların doğal şekilde çiğnemelerini sağlamak amacıyla hastalar kısmen rahat bırakıldı. Hastaların metronom sesine yetişmek için paniklediği ve habitüel çiğnemelerinden daha farklı mandibuler hareketler yaptığı gözlemlendi. Duyusal işaret kullanımını da hastalar üzerinde aynı etkiyi yaptığından dolayı, metronom ve benzer bir aygıt kullanılmadı. Hastalar habitüel çiğnemeleri yaparken araştırmacı tarafından çiğneme darbeleri sessizce ve hastaya fark ettirmeden sayıldı.

Elek sistemlerinde sınıflandırma birimi olarak "Mesh ölçüsü" kullanılmaktadır. Mesh; bir inç (2,54 cm) uzunlukta bulunan, elek gözenegi sayısıdır (173). Eleklerin gözenek açıklıkları, bir önceki eleğe göre belirli bir oranda azalacak

şekilde düzenlenmektedir. Pek çok araştırmacı çiğnenmiş test materyalini gözenek çapları 0,05 ile 10 mm arasında değişen eleklerden geçirerek değerlendirmiştir.

Jiffry (173) tam dişli bireylerde elek açıklığının çapı 4,70 mm'den 0,5 mm'ye kadar değişen elekleri kullanarak, hastalara çalışmanın başında verdikleri ağırlığın %80'ni geri alabilmiştir.

Gunne ark. (174) yaptıkları araştırmada, delik çapları 7,85, 5,80, 3,80, 3,10, 2,30 mm olan elekleri kullanmıştır.

Julien ve arkadaşları (17) ise test materyali olarak 5 mm kenar uzunluğuna sahip küpleri kullanmış, en geniş elek açıklığı 5,6 mm olan elekten başlayarak 4,0, 2,8, 2,0, 0,85, 0,425, 0,25 mm elek açıklığına sahip 7 elek kullanarak çalışmalarını gerçekleştirmişlerdir.

Tez çalışmasında kullanılan elekler sırasıyla 8, 16, 30, 45 ve 60 mesh açıklığa sahiptir. Bu eleklerin delik çapları ise sırasıyla 2,38, 1,2, 0,6, 0,45, 0,25 mmdir. Çalışmamızda da diğer çalışmalara (17,173,174,207) benzer şekilde farklı mesh boyutlarında birden fazla elek kullanıldı ve değerlendirmeye sırasında elekler geniş gözenekli olandan dar gözeneğe doğru yukarıdan aşağıya dizilerek değerlendirme yapıldı.

Belirli miktarlarda çiğnenmiş olan test materyali, hastadan geri alınarak çeşitli eleme sistemlerinden geçirilmektedir. Elek analizinde tekli veya çoklu elek sistemleri kullanılmaktadır. Tek bir standart eleğin kullanıldığı ölçümlerde, belirli miktarda ve belirli sayıda çiğnenmiş test gıdasının elekten geçen miktarı değerlendirilmektedir. Tekli ve çoklu elek sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, tek elek kullanılarak yapılan ölçümlerde çok güvenilir sonuçlar elde edilemediği bildirilmiştir (18). Tekli elek düzeneğinin avantajı, yapılan testlerde örnek ağırlığı sadece bir defa ölçüldüğü için, çoklu sisteme göre çok daha kolay ve hızlı bir ölçüm elde edilmesidir (18,19). Çoklu sistemlerde ise bir elekten elde edilen örneklerin değerlendirilmesi ortalama 30 dakika sürmektedir. Kullanılan elek sayısına bağlı olarak her ölçüm ortalama 1 saat sürmektedir (5,172).

Tez çalışmasında, tam protez hastalarından 8 mesh'lik elek üzerinde diğer gruplara göre istatistiksel olarak fark yaratacak şekilde çiğneme materyali elde edildi. Ancak, diğer elekler arasında istatistiksel fark bulunamadı. Buradan tam protez hastalarının çiğnedikleri parçacıkların boyutlarının birbirine yakın olmadığı, hem çok büyük hem de çok küçük parçacıklar içerdiği yargısına varılabilir. Özellikle en küçük boşluklu 45 ve 60 meshlik elekler ve toplama kabında kalan materyal söz konusu olduğunda tam dişli bireylerde, diğer gruplardan daha fazla çiğneme materyali toplandığı ve implant destekli hareketli protez hastalarında da tam protez kullanan hastalara göre tam dişli bireylere daha yakın sonuçlar alındığı gözlemlendi. Elde edilen söz konusu değerler tam protez retansiyonunu iyileştirmek için kullanılan implantların, retansiyon katkılarının çiğneme performansına da olumlu yönde etkilediğini düşündürmektedir. Tüm bu bilgilerin ışığı altında mental foramenler arasına yerleştirilmiş iki adet implantın mekanoresepsiyon gibi görev yaparak çiğneme performansını bu yönde de olumlu olarak etkileyip etkilemediği ancak yapılacak ilave araştırmalar ile belirlenebilir.

Kemik iliği ve periosteumda küçük sinir fibrilleri bulunmasına rağmen, mekanik stimülasyona katkıları halen belirsizdir. Dental implantlarla direkt ilişkideki sinir fibrillerinin, zaman içerisinde sayılarının azaldığı hayvan deneylerinde gösterilmiştir. Bunların, fizyolojik olarak görev yapmayan ve zamanla yok olan rezidüel periodontal yapılar olduğu düşünülmektedir. Osseopersepsiyonu açıklamaya çalışan bir başka teori, mandibular deformasyonun periosteum ve mukoza reseptörleri tarafından algılandığını öne sürmektedir. Aynı zamanda, titreşime çok hassas olan kas içciklerinin de osseopersepsiyonda önemli bir rolü olup olmadığı da hala tartışmalıdır. Söz konusu teori, implanta veya antagonist dişe uygulanan lokal anestezinin; implantların aktif dokusal duyarlılığını belirgin bir şekilde değiştirmedeğini gösteren çalışmalarla desteklenmektedir (208,209).

Mekanizma ne olursa olsun, implantlardaki duyarlılığın, doğal dişlerden yaklaşık 8 kat daha az olduğu gösterilmiştir (210). İmplant destekli hareketli protez hastalarında tam protez kullanan hasta grubuna göre, daha küçük boşluğa sahip elekler ve toplama kabında daha fazla çiğneme materyali toplanmasının sebebi olarak implantların çevresinde periodontal ligament olmamasına karşın, hastaların

uygulanan mekanik stimülasyonların olası osseopersepsiyon sayesinde algılanması ile açıklanabilir.

Yapılan pek çok çalışma çiğneme esnasındaki kas aktivitesinin objektif değerlendirmesinin yapılabileceği metotlardan birinin de EMG kayıtları olduğu bildirilmiştir (23,24). Feine, etkinliği üretilen enerjinin kullanılması olarak açıklamıştır. EMG kaydı alınan kasın elektriksel aktivitesi ile kastaki kasılmayı sağlayan enerji miktarı doğru orantılıdır. Yemek yerken veya yutkunurken kaslar tarafından harcanan enerjinin hesaplanmasında, çiğneme kaslarından alınan EMG kayıtları büyük ölçüde fikir sahibi olmamızı sağlamaktadır (25).

Bu tez çalışmasında İDHP'lerin çiğneme kasları üzerine etkileri yüzeyel EMG ile değerlendirildi. Yüzeyel EMG invaziv olmaması, ölçüm seanslarında hastalarda gerginliğe sebebiyet vermemesi, bir kas grubunun değerini verebilmesi ve tekrarlanabilir olması bakımından önemlidir (127,128,211). Ancak kas üzerindeki yağ dokusu kalınlığının her hastada farklı olması sebebiyle hasta karşılaştırma çalışmalarında farklılıklar ortaya çıkabilmektedir. Hemen hemen yapılan tüm çalışmalar yüzeyel elektrodlar kullanılarak yapılmıştır (138,141,212-217). Farklı çalışmalarda yağ dokusunun EMG değerlerini etkileyebileceğinden bahsedilse de çalışmamızda EMG kaydı yağ dokusunun göreceli olarak az olduğu bölgeye yerleştirilen elektrotlar ile gerçekleştirildiği için sonuçlarımızın daha kabul edilebilir olduğu görüşündeyiz.

Çeneyi kapatan kaslardan olan masseter ve anterior temporal kaslar, çiğneme sırasında oldukça büyük role sahiptir. Bununla birlikte non-invazif olan yüzeyel EMG'nin uygulanabilmesi için buldukları lokasyon, yüzeye yakın konumlanmış olmaları, çene hareketleri sırasında palpasyonla kolaylıkla tespit edilebilmeleri ve EMG ölçümlerinin kolay olması nedeniyle, çiğneme kaslarında yapılan yüzeyel EMG çalışmalarında en çok tercih edilen kaslardır (58,61,218-220).

Goiato ve arkadaşları (116) tam protez kullanan hastalarda yeni protez yapımının çiğneme kaslarındaki aktivitesine olan etkisini ve yeni proteze olan adaptasyon süresini inceledikleri çalışmalarında, kas aktivitesini anterior temporal ve masseter kaslarından elde etmişlerdir. Slagter ve arkadaşları (24) dişli ve dişsiz

bireylerde çiğneme performansı ve kas aktivitesini değerlendirdikleri çalışmalarında, yüzeyel EMG kullanmışlar ve kayıtları anterior temporal ve masseter kaslarından almışlardır.

Bu sebeple çalışmamızda gruplar arası çiğneme performansının kasla ilişkisini ölçmek amacıyla masseter kasından yüzeyel EMG kaydı alındı.

Literatür incelemelerinde, elektrot seçiminin incelenecek konuya ve kas morfolojisine bağlı olduğunu ve masseter kasının aksiyon potansiyelinin incelenmesi amacıyla yüzeyel elektrotların kullanılması gerektiği bildirilmiştir (221-236).

Masseter kasının aksiyon potansiyeli ve performansı hakkında değerlendirme yapılması için yüzeyel elektrotların kasın karın bölgesine yerleştirilmesi gerekmektedir. Yüzeyel elektrotların kasın karın bölgesine yerleştirilmesi amacıyla pek çok yöntem kullanılmasına karşı (229-236) birçok yazar, bizim de çalışmamızda kullandığımız bimanuel palpasyon yöntemini tercih etmiştir (224,237-241).

Bu tez çalışmasında, yaptığımız pilot çalışmalarda, hastaların çiğneme darbesi sürelerini standardize etmek için bir metronom kullanıldı. Ancak hastaların metronom sesine yetişmek için paniklediği ve habitüel çiğnemelerinden daha farklı mandibuler hareketler yaptığı gözlemlendi. Nitekim, Wintergerst ve arkadaşlarının çiğneme esnasında duyusal işaretleri inceledikleri çalışmalarında da metronom kullanımında hastaların metronomu takip ederken ağız açma sürelerinin belirgin bir şekilde azalırken, kapatma sürelerinin belirgin bir şekilde arttığını tespit etmişlerdir. Çiğneme esnasında bir duyusal işaret kullanımının, düşük hızlarda küçük çiğneme siklusuna sebep olduğu belirtilmiştir (242). Plesh ve arkadaşları; metronomu hastanın kendi çiğnemesine göre ayarladıklarında bile, masseter kasılmalarında bir azalma olduğunu belirtmişlerdir (242).

Buzinelli ve Berzin yapmış oldukları çalışmalarında sürekli çiğneme sırasında temporal ve masseter kaslarındaki yorulmayı kaydettikleri çalışmalarında, EMG kayıtlarını hastalar sakız çiğnerken almışlar ve kasa ait potansiyellerin maksimum, minimum ve diferansiyon (amplitüd) değerlerini alarak sonuçları değerlendirmişlerdir (141).

Sposetti ve arkadaşları, Zest ankor tutucu üzerine yapılmış İDHP'lerin, tutucu yerleştirmeden önce ve sonraki kas aktivitelerini analiz ettikleri çalışmalarında; temporal ve masseter kaslarının elektromiyografik aktivite seviyelerinin çalışan tarafta, dengeleyen tarafa göre % 27-36 daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Ayrıca Temporal kas aktivitesi, protezin tutucular fonksiyondayken kullanılmasıyla, fonksiyonda olmadıkları incelemeye göre artış göstermiş, aynı durum masseter kasında da tespit edilmiştir (217).

Tam protez kullanan hastaların çiğneme kaslarındaki kuvvet diş kaybı ile birlikte azalmaktadır. Çiğneme kaslarının en önemlisi olan masseter kasındaki aktivite azalması, hastaların çiğneme etkinliğini de doğru orantılı olarak etkileyerek azalmasına neden olmaktadır. Çiğneme etkinliğinin azalması da hastanın protez kullanımındaki konforunu olumsuz yönde etkilemektedir (64-66,75).

Jacobs ve ark.'nın yaptıkları araştırmada doğal dişli, tam protez kullanan, İDHP kullanan ve implant destekli tam ark sabit protez kullanan bireylerde masseter kasından alınan EMG kayıtları sonucu tam protez kullanan hastaların kas aktivitelerinin, İDHP kullanan bireylere oranla anlamlı derecede düşük olduğunu ve bu dört grubun içinde en düşük kas aktivitesinin tam protez kullanan hastalarda olduğunu bildirmişlerdir (243).

Santos ve arkadaşları (130) implant üstü overdenturelar ile tam protezleri kıyasladıkları çalışmalarında, hasta dinlenme pozisyonundayken elde ettikleri EMG sonuçlarında implant üstü overdenture hastalarında daha yüksek EMG değerleri tespit etmişlerdir.

Karkazis (118), 2 implantla desteklenmiş hareketli protez kullanan 6 hastadan, havuç ve elma yerken masseter kasından aldığı EMG kayıtlarında tam protez kullanan hastalara göre belirgin düzeyde kas aktivite artışı olduğunu belirtmiştir. Ayrıca Karkazis bu çalışmasında hasta memnuniyetinin de yüksek olduğunu bildirmiştir. Bu tez çalışmasında elde edilen EMG sonuçları Karkazis'in (118) bu çalışması ile uyumludur.

Ingervall ve Hedegard (214), çalışmalarında çiğneme ve dudak kaslarının tam protez kullanan hastalardaki EMG aktivitesini değerlendirmişlerdir. Hastalara hem

eski proteziyle, hem de yeni yapılmış protezleriyle elma, ekme ve et çiğnetilmiş ve bu sırada kas aktiviteleri kaydedilmiştir. Buna göre; hastaların eski proteziyle çiğnemeleri sırasında yeni protezlerine göre, genel olarak belirgin miktarda artmış olarak tespit edilmiştir. Maksimum ısırma sırasında elektromiyografik aktivite, yeni protez kullanımı sırasında eski protezine göre bir miktar düşük olarak tespit edilmiştir. Elde edilen bu veri, hastanın yeni protezinin tüm prosedüre uygun yapıldığında adaptasyonunun kolay olacağı, ama kasların yeni protezle eskisinden daha az aktivite göstermesinin kas adaptasyonu ile ilgili olduğu çalışmacılar tarafından belirtilmiştir.

Bu tez çalışmasında hastalar test materyalini çiğnerken masseter kaslarından EMG kayıtları alınmış ve kasa ait potansiyellerin maksimum, minimum ve diferansiyon (amplitüd) değerleri alınarak tablolara yansıtılmıştır. Tam dişli grup ile diğer gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak önemlidir ($p < 0,01$).

TP'de amplitüd değişimi hemen hemen izlenmezken, İDHP'de 12-15 çiğneme darbeleri arasında hafif bir amplitüd değişimindeki artış TD gruptakine kısmen benzer değişim gibi izlenmektedir. Bu da aradaki farkın 1. Ay kullanım sonucu olduğuyla da ilişkili olduğunu düşündürüyor. 1. ay kontrollündeki incelemelerin 6 ay-1 yıllık kontrol incelemeleriyle tekrarlanması durumunda TD gruba daha da çok benzeyeceğini düşündürmektedir.

İDHP ile TP grupları arasında her ne kadar istatistik olarak bir farklılık bulunmasa da uygulamada bu iki grup ortalaması arasındaki farkın yüksek olduğu İDHP ortalamalarının daha yüksek değerler aldığı görülmektedir. TP ve İDHP hastalarının değerleri birbirine yakın ancak İDHP'nin daha yüksek değer göstermesi daha hızlı adaptasyon gerçekleşmesi ve/veya implantın varlığı nedeniyle kemik içindeki derin duyu reseptörlerinin uyarılması ve adaptasyonu ile ilişkili olduğunu düşündürmektedir.

Söz konusu sonuçlar erken dönemde yapılan testler nedeniyle elde edilmiştir. Fakat elde edilen sonuçlar eğer aynı testlerin uzun süreli takiplerinden sonra gerçekleştirilirse korelasyonun daha güçlü olabileceğini düşündürmektedir.

Van Kempen ve ark. tarafından yürütülen bir çalışmada, başarılı bir protetik rehabilitasyonun ardından hastalar 3 ay içerisinde, implantasyondan önceki değerlerini iyileştirerek, maksimum ısırma kuvveti sırasında alınan EMG ölçümlerinde dişli hastalarla benzer sonuçlar vermişlerdir (244). Gartner ve ark. araştırmalarının da hastaların kassal koordinasyonlarının temini için 1 ay sürenin bile yeterli olduğu göstermiştir (245). Van Kampen ve ark.'nın yaptıkları çalışmanın verdiği bilgilerin ışığı altında çalışmamızda da çiğneme performansları değerlendirilmesinden önce bireylere protezlere alışmaları için 1 ay süre tanındı.

Kaslarda görülen elektriksel aktivite işlemi yaparken harcanan enerjiyle doğru orantılıdır. Bu nedenle çiğneme sırasında harcanan enerjinin değerlendirilebilmesi için çiğneme kaslarından elde edilen yüzeysel EMG değerleri kullanılmaktadır (25,122). Çiğneme kasları yiyeceğin büyüklüğüne ve çiğneme sırasında göstermiş olduğu dirence bağlı olarak kasılırlar. Yiyeceğin yapısı, özellikle sertliği çiğneme sırasında kaslarda meydana gelen aktiviteyi etkilerler (24,118,159,216). Hastalardan EMG kayıtları alınırken kullanılan yiyecekler, yapılan çalışmalarda farklılık göstermektedir. Genellikle seçilen yiyeceklerin sertlik ve boyutunun her hastada standardize edilebilmesi gerekliliği yiyecek seçimini etkilemektedir. Ancak en sık kullanılan yiyecekler fıstık, havuç, sakızdır (118,141,142,214,216,217).

Veyrone ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 4 farklı sertlikte yapay gıdayı hem dişsiz bireylerde hem de kontrol grubu olarak dişli bireylerde yutana kadar çiğneterek kas aktivitesini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda, hem dişli hem de dişsiz bireylerde yiyeceğin sertliği arttıkça kas aktivitesinde artış olduğu görülmüştür (246). Diaz-Tay ve arkadaşları genç bireylerde çiğneme esnasında masseter ve temporal kas aktivitesini yüzeysel EMG ile değerlendirdikleri çalışmalarında, test materyali olarak yer fıstığı kullanmışlardır (23). Garret ve arkadaşları, tam protez kullanan bireylerde yüzeysel EMG aktivitesini değerlendirdikleri çalışmalarında fıstık ve havuç kullanmışlardır (158).

Karkazis'in (118) alt çenede implant üstü hareketli protez kullanan hastaları dahil ettiği çalışmasında, masseter kas aktivitesi yüzeysel EMG ile değerlendirilmiştir. EMG kayıtları için sert gıda olarak havuç, yumuşak gıda olarak kabuksuz elma

kullanılmıştır. Bu çalışmada elde edilen amplitüd değerlerinin, Karkazis ve Kossioni'nin (159) tam protez kullanan hastalarla yaptığı benzer çalışmada elde ettikleri değerlerden daha yüksek olduğu ve buna bağlı olarak eski tam protezlerin daha tutucu ve daha stabil protezlerle değiştirilmesinin çiğneme aktivitesindeki değerlerde yükselme meydana getirdiğini belirtilmiştir (118).

Van Kampen ve arkadaşları yaptıkları çalışmada implant üstü hareketli protezlerde kullanılan ataşman çeşitlerinin maksimum ısırma kuvveti ve bu esnada çiğneme kaslarının EMG değerleri üzerine olan etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre maksimum ısırma kuvvetlerinin, bu esnada anterior temporal ve masseter kaslardan elde edilen EMG değerleri ile doğrusal bir ilişkide olduğunu ve alt tam protezlerin implantlarla desteklendiğinde maksimum ısırma kuvveti ve çiğneme kaslarındaki EMG değerlerinde artış görüldüğünü bildirmişlerdir (244).

Ingervall ve Hedegard, tam protez kullanan hastaların çiğneme kaslarındaki EMG aktivitesini incelemişlerdir. Hastalara hem eski protezleriyle hem de yeni yapılmış protezlerle elma, ekme ve et çiğnetilmiş ve bu sırada kas aktiviteleri kaydedilmiştir. Buna göre hastaların eski protezleriyle çiğnemeleri sırasında elde edilen değerler yeni protezlerle elde edilen değerlerden yüksek bulunmuştur. Maksimum ısırma sırasında elde edilen EMG değerleri de aynı şekilde yeni protezlerle daha düşük bulunmuştur. Bu durumu, çiğneme kaslarının yeni proteze adaptasyonunun zaman gerektirdiği şeklinde açıklamışlardır (214).

Elsyad ve arkadaşlarının 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada, 16 hasta tam protez ile tedavi edilerek 3 ay süre ile protezlerini kullanmaları sağlanmıştır. Ardından hastalar, 2 implant üzeri bar tutuculu, 2 implant üzeri topuz tutuculu ve 4 implant üzeri bar tutuculu overdenture kullanan hasta şeklinde 3 gruba ayrılmış ve çiğneme performansı testi sakız ve EMG kullanılarak yapılmıştır. Overdenture kullanan hastaların EMG değerlerinin tam protez kullananlara göre belirgin artış gösterdiği tespit edilmiştir (247). Söz konusu çalışmada implant üstü overdenture kullanımı ile artış gösteren çiğneme performansı değerleri çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Ashmawy ve arkadaşlarının 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada, alt çeneye uygulanan implant üstü hareketli protezleri tam protezlerle karşılaştırmışlar ve overdenture protezleriyle sert ve yumuşak gıda çiğneme testlerinde tam protezlere kıyasla daha olumlu değerler elde edildiğini bildirmişlerdir (248).

Boven ve arkadaşlarının 2014 yılında yapmış oldukları araştırmalarında, pubmed üzerinden taranan 920 makalenin sonuçlarını değerlendiren derlemelerinde tam protez kullanan hastalara implant destekli hareketli protez yapıldığında hastaların çiğneme etkinliğinde, maksimum ısırma kuvvetinde ve hasta memnuniyetinde belirgin artış olduğunu rapor etmişlerdir (249).

Yaptığımız tez çalışmasında, hastalara yapılan protezler hastalar tarafından en az 1 ay süre ile kullanıldı. Sonrasında alınan EMG verileri incelendiğinde, tam dişli grup ile diğer gruplar arasındaki istatistiksel olarak anlamlı farklar tespit edildi. İDHP ile TP grupları arasında her ne kadar istatistiksel olarak bir farklılık bulunmasa da uygulamada bu iki grup ortalaması arasındaki farkın yüksek olduğu İDHP ortalamalarının daha yüksek değerler sergilediği tespit edildi. TP ve İDHP hastalarının değerleri birbirine yakın ancak İDHP'nin daha yüksek değer göstermesi daha hızlı adaptasyon olması ve/veya implantın varlığı nedeniyle implantlar çevrelerinde periodontal ligament olmamasına karşın, osseopersepsiyon sayesinde gerçekleşen algının da adaptasyonu kolaylaştırdığını düşündürmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1-Max., Min., Dif EMG ölçümleri için hasta gruplarından tam dişli grubun diğerlerinden daha yüksek değerler aldığı görülmektedir ($p<0,05$). İDHP ile TP grupları arasında her ne kadar istatistiksel olarak bir farklılık bulunmasa da uygulamada bu iki grup ortalaması arasındaki farkın yüksek olduğu İDHP 'ler ile daha yüksek değerler kaydedilmiştir. TP ve İDHP hastalarının değerleri birbirine yakın ancak İDHP'nin daha yüksek değer göstermesi daha hızlı adaptasyon olması ve/veya implantın varlığı nedeniyle kemik içindeki derin duyu reseptörlerinin uyarılması ve adaptasyonu ile ilişkili olduğunu düşündürmektedir.

2- Hasta gruplarından geri alınan çiğneme materyalinin elekte kalan ortalama miktar interaksiyonunda istatistiksel olarak fark önemlidir ($p<0,01$). Ayrıca elek testi ve 3 hasta grubu interaksiyonu istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,01$). Hasta gruplarının elek üzerinde kalan materyal miktarlarının ortalamaları arasındaki farklılıklar, elekten eleğe sabit kalmayıp, değişmektedir. Benzer şekilde, elek üzerinde kalan materyal miktarlarının ortalamaları arasındaki farklılık da hasta grupları arasında sabit kalmayıp, değişmektedir. Bunun sonucu olarak, hasta gruplarının elekler üzerinde kalan materyal miktarları karşılaştırılırken her bir elekte ayrı ayrı karşılaştırılmalıdır, elekler üzerinde kalan materyal miktarlarının ortalamaları karşılaştırılırken de her bir hasta grubunda ayrı ayrı karşılaştırılmalıdır.

Tam protez kullanan hasta grubu elek açıklığı en geniş olan 8 nolu elekte en yüksek değeri göstermiştir. Bu veri dikkate alındığında tam protez hastalarının gıdaları daha küçük boyutlara getirebilecek yeterli çiğneme performansının olmadığı söylenebilir.

Daha dar açıklığa sahip olan 45-60 nolu eleklerde İDHP hastalarının TD hastalarıyla benzer sonuçlar göstermesi, İDHP hastalarının implantın retansiyona ve stabiliteye katkı sağlaması nedeniyle daha iyi çiğneme performansı gösterdiğini ve hastaların daha stabil protezler ile daha rahat çiğneyebildiklerini düşündürmektedir.

3-Elekte tutunan örnek miktarı ile EMG ortalama diferansiyel değerleri arasında istatistiksel olarak fark mevcut değildir. Ancak zamana bağlı olarak hastaların göstereceği adaptasyon ile çiğneme performans değerleri hastalar tarafından geliştirilerek EMG ile uyum gösterecek değerler kaydedilebilir. Söz konusu uyum ancak uzun süreli ve periodik çiğneme performans testleri yürütülerek tespit edilebilir.

4- Bu tez çalışmasında, implant üstü hareketli protez kullanan hastalar tam protez kullanan hastalardan daha etkin ve tam dişli bireylere daha yakın çiğneme performans değerleri gösterdi. Elek testi değerlerinde istatistiksel olarak fark önemli bulundu ($p<0,01$). Elde edilen sonuçlar hipotezi destekler nitelikteydi.

İDHP grubunun hem elek testinde hem de EMG testinde tam protez kullanan hastalara kıyasla daha yüksek değerler sergilemesi ve çiğneme performansının daha etkin olması sebebiyle tam protez kullanan hastaların implant destekli hareketli protez ile tedavi edilmesini hasta yararına bir seçenek olarak ifade edilebilir

Santral sinir sistemi adaptasyon süresi açısından kısa vadeli sonuçlar uzun vadeli sonuçlar ile desteklenmelidir.

ÖZET

İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Çiğneme Performansının Değerlendirilmesi

Diş eksikliği, bireylerin estetik özelliklerini, fonksiyon ve fonasyonlarını kötü yönde etkilemektedir. Özellikle tam dişsizlik vakalarında, hazırlanacak protezler, çiğneme fonksiyonunu etkinleştirip kolaylaştırarak hayat kalitesini yükseltmelidir.

Tam protez kullanan hastaların büyük bölümü özellikle alt protezlerin tutuculuğu ve stabilitesinden şikayetçidirler. Tam protez kullanımıyla çiğneme kas aktivitelerinde belirgin bir azalma olduğu bilinmektedir. Tam protez kullanan hastaların, hasta memnuniyetini artırmak amacıyla birçok yöntem denenmiş ve implant destekli tam protezlerle hasta memnuniyetinin belirgin bir düzeyde arttığı görülmüştür. Uygulanan tam protezlerin implant yardımıyla stabilitesinin artırılması ile kas aktivitelerinde artış sağlanarak, tam protez kullanan hastaların çiğneme etkinliklerinin artırılması amaçlanmıştır.

Anatomik koşullar göz önüne alınarak, tam dişsiz hastaların her iki çenesine de 2 adet implant yerleştirildi. İmplantların osseointegrasyonunun ardından protezleri uygulandı. Protezlerin uyum süreci olan 1 aylık kullanımdan sonra test materyali olarak ceviz verildi, hastalar tarafından çiğnemeleri istendi ve hastaların çiğneme performanslarının değerlendirilmesi amacıyla, elek analizi yöntemi kullanıldı. Bu işlem sırasında hastaların masseter kaslarına yüzeysel EMG uygulandı. Bu testler, implant destekli hareketli protez hastalarının dışında, tam protez ve tam dişli hastalara da uygulandı.

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, hasta gruplarından çiğneme siklusları esnasında alınan EMG sonuçları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak, hasta grupları arasında alınan tüm EMG ölçümlerinde tam dişli grubun değerleri daha yüksektir. İDHP ile TP grupları arasında her ne kadar istatistiksel olarak bir farklılık bulunmasa da uygulamada bu iki grup ortalaması arasındaki farkın yüksek olduğu İDHP 'ler ile daha yüksek değerler kaydedilmiştir. TP ve İDHP hastalarının değerleri birbirine yakın ancak İDHP'nin daha yüksek değer göstermesi daha hızlı adaptasyon olması ve/veya implantın varlığı nedeniyle kemik içindeki derin duyu reseptörlerinin uyarılması ve adaptasyonu ile ilişkili olduğunu düşündürmektedir.

Hasta gruplarının elek üzerinde kalan materyal miktarlarının ortalamaları arasındaki farklılıklar değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmiştir.

Tam protez kullanan hasta grubu elek açıklığı en geniş olan 8 nolu elekte en yüksek değeri göstermiştir. Bu veriye göre tam protez hastalarının daha küçük boyutlara test materyalini getirebilecek yeterli çiğneme performansının olmadığını göstermektedir. Daha dar açıklığa sahip olan 45-60 nolu eleklerde İDHP hastalarının TD hastalarıyla benzer sonuçlar göstermesi, İDHP hastalarının implantın retansiyona ve stabilizeye katkı sağlaması nedeniyle daha iyi çiğneme performansı gösterdiğini ve hastaların daha stabil protezler ile daha rahat çiğneyebildiklerini gösterdi.

Anahtar Kelimeler: Mastikatör performans, implant üstü hareketli protezler, çiğneme performansı, dental implant, EMG, elek testi

ABSTRACT

Evaluation of Chewing Performance with Implant Supported Overdentures

Missing teeth affects aesthetic characteristics of individuals besides the function and phonation in a bad way. Especially, in the case of edentulous patient, prepared dentures activate the chewing function, and they also facilitate. What's more, they improve the quality of life for individuals.

The majority of patients treated with complete dentures are particularly suffering from the lower denture retention and stability. It is known that a marked decrease in activity of the muscles of mastication with the use of complete dentures. Many methods have been tried to increase the satisfaction of patients using complete dentures and a significant degree of patient satisfaction has been shown to increase in complete dentures to implant – supported prosthesis. Patients treated with complete dentures are intended to increase the chewing efficiency with providing an increase in muscular activity by increasing the stability with the help of implant in implement the complete dentures.

According to anatomical conditions, 2 implants were placed in both jaws for edentulous patients. Following the osteointegration, prosthesis are performed. After 1 month use of the prosthesis, which is the adaption process, test material was given as walnut. Patients were asked to chew and sieving analysis method was used for evaluating the chewing performances. During this process, applied the surface EMG of the masseter muscle of patients. These tests, outside of patients treated with implant supported and removable prosthesis, it was administered patients in full gear and complete dentures.

When the results are evaluated, a significant statistical difference between the EMG results obtained from patients during the chewing cycle was not found. However, although statistically significant difference does not exist; the value of the full natural teeth is higher than other group. Although statistically significant difference does not exist between IDHP and TD group; the value of the IDHP group is higher than TD group in practical was recorded. The values of TP and IDHP close to each other but IDHP group demonstrate higher value and are thought to be more rapid adaptation to dentures because of related to the stimulation and adaptation of the deep sensory receptors in the bone due to the presence of the implant.

When groups were evaluated the results of the differences between the mean of the amount of material remaining on the sieve, a significant statistical difference was found. TP group was showed highest value in the widest sieve (mesh size of 8) . According to this data TP group have not sufficient chewing performance to bring test material to smaller size. IDHP group showed similar results with the TD group in more narrow opening sieve (mesh size of 45 and 60), according to this data IDHP group can chew more comfortable due to implant retention and with more stable prosthesis with the help of implants retention and also implant contribute to stability.

Key Words: Masticatory performance, implant supported removable prostheses, chewing performance, dental implants, EMG, sieving analysis method

KAYNAKLAR

1. Boucher CO. (Ed), Complete denture prosthodontics-The state of the art. J Prosthet Dent. 2004; 92(4):309-315.
2. Kawai Y, Murakami H, Shariati B, Klemetti E, Blomfield JV, Billette L, Lund JP, Feine JS. Do traditional techniques produce better conventional complete dentures than simplified techniques? J Dent. 2005; 33(8):659-668.
3. Waliszewski M. Restoring dentate appearance: A literature review for modern complete denture esthetics. J Prosthet Dent. 2005; 93(4):386-394.
4. Yoshida M, Sato Y, Akagawa Y, Hiasa K. Correlation between quality of life and denture satisfaction in elderly complete denture wearers. Int J Prosthodont. 2000; 14(1):77-80.
5. Huggare J, Skindhøj B. A new method for assessing masticatory performance: A feasibility and reproducibility study. J. Oral. Rehabil.1997; 24: 490-495.
6. Manly R, Bralei L.C. Masticatory performance and efficiency, J Dent Res.1950; 29: 448-462.
7. Elias A C, Sheiham A. The relationship between satisfaction with mouth and number and position of teeth. J. Oral. Rehabil.1998; 25: 649-661.
8. Helkimo S J. The effect of removable partial dentures on mastication and dietary intake, Acta Odontol Scand.1985; 43: 269-278.
9. Kapur KK, Soman S, Yurkstas A. Test foods for measuring masticatory performance of denture wearers, J Prosthet Dent.1964;14: 483-491.
10. Kapur KK, Soman S, Stone K. The effect of denture factors on masticatory performance Part.1: Influence of denture base extension, J Prosthet Dent.1965; 15: 54-64.
11. Al-Ali F, Heath MR, Wright PS. Simplified method of estimating masticatory performance. J. Oral Rehabil.1999; 26: 678-683.
12. Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (eds): Tissue-Integrated Protheses. Chicago, IL: Quintessence.1985, p. 11-76.
13. Gunne J, Astrad P, Lindh T, Borg K. Tooth- implant supported fixed partial dentures: A 10-year report. Int J Prosthodont. 1995;12: 216-221.
14. Olthoff LW, Van der Bilt F, Kleizen HH. Distribution of particle sizes in food comminuted by human mastication. Archs Oral Biol. 1984; 29: 899-903.
15. Van der Bilt A. Human oral function: A review. Braz J Oral Sci. 2002; 1: 7-18.
16. Fontijn- Tekamp FA, Slagter AP, Van der Bilt A, Van't Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures and natural dentitions. J Dent Res. 2000; 79: 1519-1524.

17. Julien KC, Buschang PH, Throckmorton GS, Dechow PC. Normal masticatory performance in young adults and children. *Archs Oral Biol.* 1996; 41: 69-75
18. Van der Bilt A, Fontjin-Tekamp FA. Comparison of single and multiple sieve methods for the determination of masticatory performance. *Arch Oral Biol.* 2004; 49: 155-160.
19. Hatch JP, Shinkai RSA, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Archs Oral Biol.* 2000; 46: 641-648.
20. Kapur KK, Soman SD. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 107-111.
21. Engelen L, de Wijk R. Food oral processing and texture perception. In: *Food Oral Processing: Fundamentals of Eating and Sensory Perception.* Jianshe C, Engelen L, Eds. UK: Wiley-Blackwell Publishing Ltd. 2012, p: 159-176.
22. Engelen L, Fontjin-Tekamp A, Van der Bilt A. The influence of product and oral characteristics on swallowing. *Archives of Oral Biology.* 2005; 50: 739-746.
23. Diaz-Tay J, Jayasinghe N, Lucas PW, McCallum JC, Jones JT. Association between surface electromyography of human jaw-closing muscle and quantified food breakdown. *Arch Oral Biol.* 1991; 36: 893-898.
24. Slagter AP, Bosman K, Van der Glas HW, Van der Bilt A. Human jaw elevator muscle activity and food comminution in the dentate and edentulous state. *Arch Oral Biol.* 1993; 38: 195-205.
25. Feine JS, Lund JP. Measuring chewing ability in randomized controlled trials with edentulous populations wearing implant prostheses. Review article. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 301-308.
26. Çalıkocagolu S. Tam Protezler 5. Baskı Quintessence Yayıncılık İstanbul. 2010, s.19-26
27. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10-92.
28. Kulak Özkan Y. Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler. Problemler ve Çözüm Yolları. *Vestiye Yayın Grubu, İstanbul, Türkiye.* 2012, s.30-40
29. Özdemir Ö, Akören C, Atatürk Üniv. Hek. Fak. Derg. 2010;3,60-69
30. Al Jabbar Y, Lacopino AM. Implant dentistry for geriatric patients: A review of the literature, *Quintessence Int.* 2003;34:281-285
31. Lord JL, Teel S. The overdenture. *Dent Clin North Am.* 1969;13:871-81.
32. Crum RJ, Rooney GE. Alveolar bone loss in overdentures: a 5 year study. *J Prosthet Dent.* 1978;40:610-3.
33. Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980 *J Prosthet Dent.* 1998;79:31-36.

34. Morrow RM, Feldmann EE, Rudd KD, Trovillion HM. Tooth-supported complete dentures: an approach to preventive prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1969;21:513-22.
35. Lord JL, Teel S. The overdenture. *Dent Clin North Am* 1969;13: 871-81.
36. Prieskel H. Overdentures made easy. Berlin: Quintessence. 1996,p.83-97
37. Zarb GA, Bolender CL, Carlsson G, editors. Bouchers prosthodontic treatmentfor edentulous patients. 11th ed. St Louis: Mosby Year Book. 1997,p.48-69
38. Allen F, McMillan A. Food selection and perceptions of chewingability following provision of implant and conventional prostheses in complete denture wearers. *Clin. Oral Impl. Res.* 2002;13: 320-326.
39. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134: 1455-1458.
40. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent.* 2001; 85: 141-147.
41. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int J Prosthodont.* 2002; 15: 575-581.
42. Stellingsma K, Slagter AP, Stegenga B, Raghoobar GM, Meijer HJ. Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 403-410.
43. Van Kampen FM, Van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res.* 2004; 83: 708-711.
44. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 401-410.
45. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 195-202.
46. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16: 277-287.

47. Watson RM, Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE. Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: an appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont.* 1997; 10: 345-354.
48. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 468-473.
49. Shafie HR. Principles of attachment selection. Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Blackwell, Oxford.2007,p.31-36.
50. Misch CE. Mandibular implant overdentures design and fabrication. Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics.* Mosby, St. Louis. 2005,p. 228-251.
51. Xie Q, Wolf J, Soikkonen K, Ainoma A. Height of mandibular basal bone in dentate and edentulous subjects. *Acta Odontol Scand.*1996; 54: 379-383.
52. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clin Oral Imp Res.* 1998; 9: 170-177.
53. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 119-125.
54. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 427-435.
55. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18: 447-452.
56. Devlin H, Ferguson M W. Alveolar ridge resorption and mandibularatrophy. A review of the role of local and systemic factors. *Br. Dent. J.* 1991; 170:101-104.
57. Kalk W, Baat C. Some factors connected with alveolar bone resorbtion. *J. Dent.* 1989; 17: 162-165.
58. Kelsey CC. Alveolar bone resorption under complete dentures. *J.Prosthet. Dent.*1971; 25: 152-161.
59. Jozefowicz W. The influence of wearing dentures on residual ridges:a comparative study. *J. Prosthet. Dent.* 24: 137-144, 1970.
60. Campbell RL. A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture wearers and non-denture warers. *J. Am. Dent. Assoc.* 1960; 60:143-153, 1960.
61. Carlsson GE, Persson G. Morphological changes of the mandibleafter extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical and X-raycephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy.*1967; 18: 27-54.

62. Karkazis HC, Lambadakis J. Changes in mandibular alveolar bone and anterior face high after four years of complete denture wearing. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 1994; 2: 109-111.
63. Bianchi A, Sanfilippo F. Osteoporosis: the effect on mandibular bone resorption and therapeutic possibilities by means of implant prostheses. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 2002; 22: 231-239.
64. Anastassiadou V, Robin Heath M. The effect of denture quality attributes on satisfaction and eating difficulties. *Gerodontology.* 2006; 23: 23-32.
65. Tatematsu M, Mori T, Kawaguchi T, Takeuchi K, Hattori M, Morita I, Nakagaki H, Kato K, Murakami T, Tuboi S, Hayashizaki J, Mukurami H, Yamamoto M, Ito Y. Masticatory performance in 80-year-old individuals. *Gerodontology.* 2004; 21: 112-119.
66. Schuller AA, Thomsen IO, Holst D. Adjusting estimates of alveolar bone loss for missing observations: developing and testing a general model. *J. Dent. Res.* 1999; 78: 661-666.
67. Raghoobar G M, Meijer H J A, Stegenga B, Van't Hof M A, Van Oort R P, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. *Clin. Oral Impl. Res.* 2000; 11: 195-201.
68. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 601-602.
69. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004; 15: 240-248.
70. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and occlusal rehabilitation.* Tokyo: Quintessence Publ Co Ltd. 1989, p.56-78.
71. Spiekermann H, Donald K, Hassel T. *Color atlas of dental medicine implantology.* New York: Ed Rateitschak KH. 1995, p.33-47.
72. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1977; 16: 1-132.
73. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 1969; 3: 81-100.
74. Zarb GA. Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament. *Int. J. Periodontics & Restorative Dent.* 1991; 11: 88-91.

75. Uçankale Mert, Farklı implantlar ve tutucu elemanlar kullanıldığında implant üstü tam protezlerin ısırma kuvvetlerinin ve çiğneme kaslarının aktivitelerinde oluşturdukları değişikliklerin EMG (electromyograf) ile incelenmesi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, İstanbul, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Yasemin. Kulak Özkan), 2006.
76. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants – past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005; 71: 327-327.
77. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontology.* 2000; 47: 15-26.
78. Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Brånemark implant. *Int J Oral Maxillofacial Implants.* 1997; 12: 504-14
79. Glauser R, Zembic A, Hammerle CH. A systematic review of marginal soft tissue at implants subjected to immediate loading or immediate restoration. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17: 2: 82-92.
80. Nkenke E, Fenner M. Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17 : 2: 19-34.
81. Balleri P, Cozzolino A, Ghelli L, Momicchioli G, Varriale A. Stability measurements of osseointegrated implants using Osstell in partially edentulous jaws after 1 year of loading: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002; 4: 128-132.
82. Tarnow DP, Emitaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: Ten consecutive case reports with 1-5 year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 319-324.
83. Salama H, Rose LF, Salama M. Immediate loading of bilaterally splinted titanium root-form implants in fixed prosthodontics. A technique reexamined: two case reports. *Int J Periodontics Dent.* 1995; 15: 344-361.
84. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res.* 1997; 8: 48-57.
85. Lozada JL, Tsukamoto N, Farnos A. Scientific rationale for surgical and prosthodontics protocol for immediately loaded root form implants in the completely edentulous patient. *J Oral Implantol.* 2000; 26: 51-58.
86. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patientsatisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont.* 2002; 15: 575-581.
87. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. Single-tooth replacement: bridge vs. implant supported restoration. *J. Can. Dent. Assoc.* 2000; 66: 435-438.
88. Becker CM. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. *Quintessence Int.* 2004; 35:437-41.

89. Belser UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Impl Res.*2000;1: 126-45.
90. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*1986; 1: 11-25.
91. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J.Prosthet. Dent.*1993; 69: 386-390.
92. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Impl. Res.*2000; 11: 108-125.
93. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int. J. Prosthodont.*2002; 15: 65-72.
94. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa-and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int.J. Prosthodont.*2000; 13: 238-243.
95. Alsıyab AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. *J.Prosthodont.* 2005; 14(3): 184-90.
96. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two implant retained mandibular overdenture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*2006; 95(2):102-5.
97. Aktaş G, Canay Ş. İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontol Turc.* 2015;32(3):158-64.
98. Van Kampen F, Cune M, Van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin. Oral Implants Res.*2003; 14: 720-726.
99. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation.* Tokyo: Quintessence Pub.1990,p.63-82.
100. Gotfredsen K, Holm B. Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. *Int. J.Prosthodont.*2000; 13: 125-130.
101. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Feb;16(1):26-35.
102. Vanlıoğlu B, Özkan Y, Kulak Özkan Y. İmplant destekli restorasyonlarda oklüzyon, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2011;4:57-64

103. Bates JF. Masticatory function – A review of literature 2 Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehab.*1975; 2: 349-361.
104. Carlsson GE, Magnusson T. Management of Temporomandibular Disorders in the General Dental Practice. 1.ed, Quintessence Publishing Co. Inc, Chicago. 1999,p.113-125.
105. Mc Neill C. Temporomandibular Disorders: Guidelines for Classification, Assessment and Management. 1.ed, Quintessence Publishing Co. Inc. 1993,p.37-56.
106. Okeson JP. Management of Temporomandibular disorders and occlusion. 4th ed. St. Louis: Mosby Company. 1998,p.69-92.
107. Bumann A, Lotzmann U. TMJ Disorders and Orofacial Pain: The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach. 1.ed. Thieme, Stuttgart, New York. 2002,p.47-76.
108. Forssell H, Kalso E, Koskela P, Vehmanen R, Puukka P, Alanen P. Occlusal treatments in temporomandibular disorders: a qualitative systematic review of randomized controlled trials. *Pain.*1999; 83: 549- 560.
109. Kaplan AS, Assael LA: Temporomandibular Disorders; Diagnosis and Treatment W.B. Saunders Co. 1991,p.53-85.
110. Yengin E. Temporomandibular rahatsızlıklarda teşhis ve tedavi. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul. 2000,s.74-85.
111. Oral Motor Behavior: Impact on Oral Conditions and Dental Treatment. US Department of Health. Workshop Proceedings.1979; p.87.
112. Klineberg L. Influences of Temporomandibular articular mechanoreceptors on functional jaw movements. *J Oral Rehab.*1980; 7: 307.
113. Netherlands Universities. *Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde.*1989; 96: 389-394.
114. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi- Klasik Tam Protezler. Bölüm 4. Stomatik sistem. 5. baskı Quintessence Yayıncılık Ltd Şti. İstanbul. 2010,s.95-110.
115. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 5th ed. Mosby. 2003,p.88-95.
116. Goiato MC, Garcia AR, Dos Santos DM. Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in resting position and during maximum tooth clenching of edentulous patients before and after new complete dentures. *Acta Odontol Latinoam.*2007; 20(2):67-72.
117. Grubwieser G, Flatz A, Grunert I, Kofler M, Ulmer H, Gausch K, Kulmer S. Quantitative analysis of masseter and temporalis EMGs: a comparison of anterior guided versus balanced occlusal concepts in patients wearing complete dentures. *J Oral Rehabil.*1999; 26(9):731-736.

118. Karkazis HC. EMG activity of the masseter muscle in implant supported overdenture wearers during chewing of hard and soft food. *J Oral Rehabil.*2002; 29(10):986-991.
119. Piacino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, Bracco P. Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *J Oral Rehabil.*2005; 32(12):863-870.
120. Akyüz G, Özaras N, Gündüz H. *Elektrodiagnoz Güneş Kitap Evi.* 2003,s.25-33.
121. Zenbilci N. *Sinir Sistemi Hastalıkları. 3.Baskı, İstanbul, İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi.* 1995, s.27-32.
122. Castroflorio T, Bracco P, Farina D. Review Article, Surface Electromyography InThe Assessment Of Jaw Elevator Muscles. *J of Oral Rehabilitation.* 2008; 35: 638-645.
123. Hiyama S, Ono T, Ishiwata Y, Kato Y, Kuroda T. First Night Effect Of AnInterocclusal Appliance On Nocturnal Masticatory Muscle Activity. *J. Oral Rehabil.*2003; 30:139-145.
124. Tümen DS, Arslan SG. Çiğneme Kas Aktivitesi Ve Ölçüm Yöntemleri. *Dicle Tıp Dergisi.*2007; 34: 4, 316-322.
125. Ertekin C. *Klinik Elektromyografi. Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Yayınları, İzmir.*1977, s.18-25.
126. Armijo-Olivo S, Gadotti I, Kornerup M, Lagravere MO. Quality Of Reporting Masticatory Muscle Electromyography In 2004: A Systematic Review. *J of OralRehabilitation.* 2007; 34: 397-405.
127. Buxbaum J, Mylinski N, Parente FR. Surface EMG Reliability Using Spectral Analysis. *J of Oral Rehabilitation.*1996; 23: 771-775.
128. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piacino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of Jaw Elevator Muscles: Effect Of Electrode Location And Inter-ElectrodeDistance, *J of Oral Rehabilitation.* 2005; 32: 411-417.
129. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debenardi C, Bracco P.Reproducibility Of Surface EMG Variables In Isometric Submaximal Contractions OfJaw Elevator Muscles. *J Electromyogr Kinesiol.*2006; 16: 498-505.
130. Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence Of Anatomical, Physical, And Detection-System Parameters On Surface EMG. *Biol Cybern.*2002; 86: 445-456.
131. Ganeles J, Rosenberg MM, Holt RL, Reichman LH. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: Report of 27 patients from a private practice. *Int J Oral and Maxillofac Implants.* 2001; 16: 418-426.
132. Ertem O, Bilgiç F. *Klinik Elektromyografi. GATA Bülteni.* 1976; 18: 313-325.

133. Guyton A.C. Fizioloji. 1. cilt, 1. baskı, İstanbul: Güven Kitabevi Matbaası. 1977,s. 195-239, 242.
134. Guyton A.C. Fizioloji. 1. cilt, 1. baskı, İstanbul: Güven Kitabevi Matbaası. 1977,s. 196-238.
135. Bumann A, Lotzmann U. Color Atlas of Dental Medicine: TMJ Disorders and Orofacial Pain. The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach. Ed: Rateitschak KH, Wolf HF, Stuttgart. 2002,p.35-54.
136. Dworkin SF, Turner JA, Mancl L, Wilson L, Massoth D, Huggins KH, LeResche L,Truelove E. A randomized clinical trial of tailored comprehensive care treatment program for temporomandibular disorders. J Orofac Pain.2002; 16: 259-276.
137. Gay T, Piecuch JF. An electromyographic analysis of jaw movements in man. Electromyogr. Clin. Neurophysiol.1986; 26: 365-384.
138. Gibbs CH, Mahan PE, Wilkinson TM, Mauderli A. EMG activity of the superior belly of the lateral pterygoid muscle in relation to other jaw muscles. J. Prosthet. Dent.1984; 51: 691-702.
139. Schaerer P, Stallard RE, Zander HA. Occlusal interferences and mastication: an electromyographic study. J. Prosthet. Dent.1967; 17: 438-449.
140. Gözneli R, Kazazoğlu E, Uçankale M. Elektromiyografi. Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi.2005; 25: 7-11.
141. Buzinelli RV, Berzin F. Electromyographic analysis of fatigue in temporalis and masseter muscles during continuous chewing. J Oral Rehabil.2001; 28(12):1165-1167.
142. Uçankale M, Akoğlu B, Ozkan Y, Ozkan YK. The effect of different attachment systems with implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. Gerodontology.2012; 29(1):24-29.
143. Lindauer SJ, Gay T, Rendell J. Effect of jaw opening on masticatory muscle EMG-force characteristics. J Dent Res. 1993;72(1):51-55.
144. Laat A. Reflexes Excitable In Jaw Muscles And Their Role During Jaw Function And Dysfunction: A Review Of The Literature. Part III: Reflexes In Human Jaw Muscles During Function And Dysfunction Of The Masticatory System. Journal of Craniomandibular Practice.1987; 5: 333.
145. Lund JR, Lavigne G. Human Jaw Reflexes. In: Motor Control Mechanisms In Health And Disease. Raven Press, New York. 1983,p.739-755.
146. Broux G, Steens A. Consideration sur L'Electromyographie. Clinique Folia Byk. 1971; 4: 22.
147. Hagberg C. The amplitude distribution of electromyographic activity in masticatory muscles during unilateral chewing. J Oral Rehabil. 1986; 13: 567-74.

148. Hagberg C. The amplitude distribution of electromyographic activity in painful masseter muscles during unilateral chewing. *J Oral Rehabil.* 1987; 14: 531-40.
149. Köylüoğlu AÖ. Yeni terimler ve tanımlar ile oklüzyon teorileri, Ege Üniversitesi Basım.1980,s.30-41
150. Ortuğ G. Çiğneme nedir, A.Ü. Diş. Eek. Fak. Dergisi.1976; 3: 75-83.
151. Silverman SI. Oral physiology, The C.V.Mosby Company, St. Louis. 1961;74-87.
152. Kawamura Y, Nobuhara M. Studies on masticatory function. 2. The swallowing threshold of persons with normal occlusion and malocclusion, *Med J Osaka Univ.*1957; 8: 241-246.
153. Sauser UW, Yurkstas AA. The effect of various geometric occlusal patterns on chewing efficiency, *J Prosthet Dent.*1957; 7: 634-645.
154. Yurkstas AA, Emerson WH. Dietary selections of persons with natural and artificial teeth, *J Prosthet Dent.*1964; 14: 695-697.
155. Carlsson GE. Masticatory efficiency: the effect of age, the loss of teeth and prosthetic rehabilitation, *Tnt Dent J.*1984; 34: 93-97.
156. Yurkstas AA. The masticatory act, *J Prosthet Dent.*1965; 15: 248-260.
157. Dubojaska AM, White GE, Pasiak S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. *Quintessence Int.*1998; 29(6):389-394.
158. Garrett NR, Kaurich M, Perez P, Kapur KK. Masseter muscle activity in denture wearers with superior and poor masticatory performance. *J Prosthet Dent.*1995; 74(6):628-636.
159. Karkazis HC, Kossioni AE. Surface EMG activity of the masseter muscle in denture wearers during chewing of hard and soft food. *J Oral Rehabil.*1998; 25(1):8-14.
160. Wood WW, Takada K, Hannam AG. The electromyographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing. *Arch Oral Biol.*1986; 31(4):245-253.
161. Albert TE, Buschang PH, Throckmorton GS. Masticatory performance: a protocol for standardized production of an artificial test food. *J Oral Rehabil.*2003; 30(7):720-722.
162. Ohara A, Tsukiyama Y, Ogawa T, Koyano K. A simplified sieve method for determining masticatory performance using hydrocolloid material. *J Oral Rehabil.*2003; 30(9):927-935.
163. Schneider G, Senger B. Coffee beans as a natural test food for the evaluation of the masticatory efficiency. *J Oral Rehabil.*2001; 28(4):342-348.
164. Buschang PH, Throckmorton GS, Travekers KH. The effect of bolus size and chewing rate on masticatory performance with artificial test foods. *J. Oral. Rehabil.*1997; 24: 522-526.

165. Nausawa T, Tsuru H. A comparative evaluation of masticatory efficiency of fixed and removable restorations replacing mandibular first molars, *J Prosthet Dent.*1973; 30: 265-273.
166. Edlund J, Lamm CJ. Masticatory efficiency, *J Oral Rehabil.*1980; 7: 123-130.
167. Gunne HSJ. Masticatory efficiency of complete denture patients, A clinical examination of potential changes at the transition from old to new dentures, *Acta Odontol Scand.*1982; 40: 289-297.
168. Matsui Y, Ohno K, Michi K, Hata H, Yamagata K, Ohtsuka S. The evaluation of masticatory function with low adhesive colour-developing chewing gum. *J. Oral Rehabil.*1996; 23:251-256.
169. Prinz JF. Quantitative evaluation of bolus size and number of chewing strokes on the intra-oral mixing of a two-colour chewing gum. *J. Oral Rehabil.*1999; 26:243-247.
170. Murai K, Okimoto K, Matsuo K, Tereda Y. Study on masticatory movement and its ability: efficacy of a test capsule in the evaluation of masticatory movement. *J. Oral Rehabil.*2000; 27:64-69.
171. Mowlana F, Heath MR, Van Der Bilt A, Van Der Glas HW. Assesment of chewing efficiency: A comparison of particle size distribution determined using optical scanning and sieving of almonds. *J. Oral Rehabil.*1994; 21:545-551.
172. Mowlana F, Heath MR, Auger D. Automated optical scanning for rapid sizing of chewed food particles in masticatory tests. *J Oral Rehabil.*1995; 22:153-158.
173. Jiffry MTM. Analysis of particles produced at the end of mastication in subjects with normal dentition. *J Oral Rehabil.* 1981; 8: 113-19.
174. Gunne, HSJ. Masticatory efficiency. A new method for determination of the breakdown of masticated test material. *Acta Odontol Scand.* 1983; 41: 271-76.
175. Sierpinska T, Golebiewska M, Dlugosz, JW. The relationship between masticatory efficiency and the state of dentition at patients with non rehabilitated partial lost of teeth. *Advances in Medical Sciences.* 2006; 51: 196-199.
176. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry.*2002; 30:271-282.
177. Gökçen-Röhlig B, Yalçırık M, Özer S, Tuncer ED, Evlioğlu G. Survival and success of ITI implants and prostheses: Retrospective study of cases with 5 year follow up. *European Journal of Dentistry.* 2009;3: 42-49.
178. Blomberg S, Linquist LW. Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone anchored bridges. *ACTA Psychiatrica Scand.*1983; 68: 251-262.

179. Kiyak HA, Beach BH, Worthington P, Taylor T, Bolender C, Evans J. Psychological impact of osseointegrated dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.1990; 5: 61-69.
180. Meijer GJ, Cune MS, Van Dooren M, Putter CD, Blitterswijk CA. A comparative study of flexible (Polyactive) versus rigid (hydroxylapatite) permucosaldental implants. I. Clinical aspects. *Journal of Oral Rehabilitation*.1997; 24: 85-92.
181. Mammadzada S. İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ege Üniv. SağlıkBilimler Enstitüsü. 2009.
182. Sandallı P.Oral İmplantoloji Kitabı. İstanbul.2000,s.78-90.
183. Batenburg RH, Raghoobar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*.1998; 27:435-439.
184. Mericske-Stern R.Clinical evaluation of overdenture restoration supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *Int. J.Oral Maxillofac. Impl*.1990;5: 375-383.
185. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*.1998; 13: 539-545.
186. Wishmeijer D, Buser D, Belser U. ITI Treatment Guide, Loading Protocols in Implant Dentistry, Edentulous Patients, Volume 4, Quintessence Publishing Co, Ltd, Germany.2010;39.
187. Setz J, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J. Prosthet. Dent*.1998; 80: 323-329.
188. Nissan J, Oz-Ari B, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long- term prosthetic after care of direct vs. indirect attachment incorporation techniques to mandibular implant-supported overdenture. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011;22: 627-630.
189. Avinash S, Agar J, Taylor T, Lee C, Ortegón S, Techniques for incorporation of attachments in implant-retained overdentures with unsplinted abutments, *J Prosthet Dent*. 2012;107:288-299
190. Turkaslan S, Deger Y, Akan E, Demirekin Z, Kan S, Uysal E. Dental practitioner performance when incorporating attachments into implant-retained overdentures with unsplinted abutments, *J Int Dent Med Res*. 2015;8:1-6.
191. Carlsson GE. Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures. *J. Prosthet. Dent*.1998; 79: 17-23.
192. Wright PS, Glantz PO, Randow K, Watson RM. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clin. Oral Implants Res*.2002; 13: 169-174.

193. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. A up to 6-years retrospective study. *J. Clin. Periodontol.* 1992; 19: 118-126.
194. Burns DR. Mandibular Implant Overdenture Treatment: Consensus and Controversy. *J. Prosthodont.* 2000; 9: 37-46, 2000.
195. Boerrigter EM, Geertman ME, Van Oort RP, Bouma J, Raghoobar GM, Van Waas MA, Van't Hof MA, Boering G, Kalk W. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants--a multicentre randomized clinical trial. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* 1995; 33: 282-288.
196. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability and tissue response. *J. Prosthet. Dent.* 1995; 73: 354-363.
197. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Geertman ME, Van Oort RP. Implant-retained mandibular overdentures compared with complete dentures: a 5-years' follow-up study of clinical aspects and patient satisfaction. *Clin. Oral Implants Res.* 1999; 10: 238-244.
198. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, Van Steenberghe D, Taylor R. Factors related to success and failure rates at 3-year follow-up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 1995; 10: 33-42.
199. Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: A retrospective study. *J. Prosthet. Dent.* 1994; 71: 283-288.
200. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J. Prosthet. Dent.* 1983; 50: 271-276.
201. Geertman ME, Boerrigter EM, Van Waas MAJ, Van Oort RP. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *J. Prosthet. Dent.* 1996; 75: 194-204.
202. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int. J. Prosthodont.* 1993; 6: 203-208.
203. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.* 1994; 9: 191-196.
204. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontology* 2000. 1994; 4: 81-86.
205. Watson CJ. Masticatory performance before and after mandibular vestibuloplasty. *Br Dent J.* 1987; 167: 417-421.

206. Pancherz H, Anehus M. Masticatory function after activator treatment, *Acta Odontol Scand.* 1978; 36: 309-315.
207. Altınbulak H. Erişkinlerde posterior diş grubu eksikliklerinin mastikatör indeks (çiğneme katsayısı) üzerine etkisinin araştırılması. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, (Prof. Dr. Bora Altınel Ataman). 1989.
208. Lundqvist S, Haraldson T. Occlusal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. *Scandinavian Journal of Dental Research.* 1984; 92: 88-92.
209. Enkling N, Heussner S, Nicolay C, Bayer S, Mericske-Stern R, Utz KH. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth under local anesthesia of the natural antagonistic teeth. *Clinical Implant Dentistry & Related Research.* 2012; 14(2): 273-280.
210. Davies SJ, Gray RJM, Young MPJ. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *British Dental Journal.* 2002; 192: 79 – 88.
211. Gervais RO, Fitzsimmons GW, Thomas NR. Masseter and temporalis selectromyographic activity in asymptomatic, subclinical, and temporomandibular joint dysfunction patients. *Cranio.* 1989; 7: 52-57.
212. Chandu A, Suvinen TI, Reade PC, Borromeo GL. The effect of an interocclusal appliance on bite force and masseter electromyography in asymptomatic subjects and patients with temporomandibular pain and dysfunction. *J. Oral Rehabil.* 2004; 31: 530-537.
213. Haraguchi M, Mukohyama H, Reisberg DJ, Taniguchi H. Electromyographic activity of masticatory muscles and mandibular movement during function in marginal mandibulectomy patients. *J. Med. Dent. Sci.* 2003; 50: 257-264.
214. Ingervall B, Hedegard B. An electromyographic study of masticatory and lip muscle function in patients with complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1980; 43: 266-271.
215. Mantyvaara J, Sjöholm T, Kirjavainen T, Waltimo A, Iivonen M, Kemppainen P, Pertovaara A. Altered control of submaximal bite force during bruxism in humans. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 1999; 79: 325-330.
216. Miyawaki S, Ohkochi N, Kawakami T, Sugimura M. Changes in masticatory muscle activity according to food size in experimental human mastication. *J. Oral Rehabil.* 2001; 28: 778-784.
217. Sposetti VJ, Gibbs CH, Alderson TH, Jagers JH, Richmond A, Conlon M, Nickerson DM. Bite force and muscle activity in overdenture wearers before and after attachment placement. *J. Prosthet. Dent.* 1986; 55: 265-273.
218. Buser D, Von Arx T, Bruggenkatte C, Weingart D. Basic surgical principles with ITI implants. *Clin. Oral Impl. Res.* 2000; 11: 59-68, 2000.
219. Gay T, Picuch JF. An electromyographic analysis of jaw movements in man. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 1986; 26: 365-384.

220. Ludlow BJ, Nason HR, Hutchens HL. Radiographic evaluation of alveolar crest obscured by dental implants. *Impl. Dent.* 1995; 4: 13-18.
221. Moyers RE. Temporomandibular muscle contraction patterns in angle class 2, div 1 malocclusions: An EMG analysis. *Amer J Orth.* 1950; 35: 837-857.
222. Ahlgren J. Kinesiology of the mandible: An EMG study. *Acta Odont Scand.* 1967; 25: 593-611.
223. Brown BH. Theoretical and experimental waveform analysis of human compound nerve action potentials using surface electrodes. *Med Biol Engng.* 1968; 6: 375.
224. Ceyhan O. İnsanda m. Masseter ve m. Temporalis'in fonksiyonlarının elektromyografik yöntemle incelenmesi. *Ankara Üniv Dişhek Fak Dergisi.* 1975; 2(2): 13-36.
225. Davis JF. Manual of surface EMG, WADC technical report. 1964; 59: 184.
226. Figar S. An electrode for electrically conductive connection with the body surface in particular for surface polyelectromyography. 1965; 5: 96.
227. Greenfield BE, Wike BD. Electromyographic studies of some of the muscles of the mastication. *Br Dent J.* 1956; 100: 129- 143.
228. Hickey JC, Stacy RW, Rinear LL. Electromyographic studies of mandibular muscles in basic jaw movements. *J Prosthet Dent.* 1957; 7(4): 565-570.
229. Kapur KK. Studies of biologic parameters for denture design Part I: Comparison of masseter muscle activity during chewing of crisp and soggy wafers in denture and dentition groups. *J Prosthet Dent.* 1975; 33(3): 242-249.
230. Latif A. An electromyographic study of the temporalis muscle in normal persons during selected positions and movements of the mandible. *Amer J Orth.* 1957; 43(8): 577-591.
231. Licht S. *Electrodiagnosis and electromyography*, Connecticut, USA. 1971, p. 66, 153, 297, 452.
232. Macdaugall JDB, Andrew BL. An electromyographic study of the temporalis and masseter muscles. *J Anat.* 1953; 87: 37.
233. Moyers RE. An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. *Amer J Orth.* 1948; 36(7): 481-514.
234. Nakajima I, Ohnishi T. Relationship between the values of masticatory efficiency and biting pressure in children with cerebral palsy (interrelationship between the maximum biting pressure, chewing cycle and the value of masticatory efficiency). *J Nihon Univ Sch Dent.* 1988; 30(3): 244-259.
235. Perry HT. Functional electromyography of the temporal and masseter muscles in class 2 div 1 malocclusion and excellent occlusion. *Angle Orthodont.* 1955; 25: 49.

236. Ringqvist M. Fibre size of human masseter muscle in relation to bite force. *J Neurol Sci.* 1973; 19: 297-305.
237. Berry DC, Singh BP. Effect of electromyographic biofeedback therapy on occlusal contacts. *J Prosthet Dent.* 1984; 51(3): 397-403.
238. Devlin H, Wastell DG, Duxbury AJ, Grant AA. Chewing side preference and muscle quality in complete denture-wearing subjects. *J Dent.* 1987; 15: 23-25.
239. Tallgren A, Holden S, Lang BR, Ash MM. Jaw muscle activity in complete denture wearers- A longitudinal electromyographic study. *J Prosthet Dent.* 1980; 44(2): 123-131.
240. Vural F. Dişsel eksikliklere ve kullanılan hareketli protezlere bağlı olarak m. masseterlerin refleks aktivitelerinde oluşan değişimlerin incelenmesi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi. 1978.
241. Wassberg GA, Epker BN, Elliott AC. Comparison of mandibular rest positions induced by phonetics, transcutaneous electrical stimulation and masticatory electromyography. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(1): 100-105.
242. Wintergerst AM, Buschang PH, Hutchins B, Throckmorton GS. Effect of an auditory cue on chewing cycle kinematics. *Archives of Oral Biology.* 2006, p.50, 51, 57.
243. Jacobs R, Van Streenberge D. Masseter muscle fatigue during sustained clenching in subjects with complete dentures, implant-supported prostheses, and natural teeth. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 69: 305-313.
244. Van Kampen FMC, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant retained overdentures on maximum bite force and EMG. *Journal of Dental Research.* 2002; 81: 170–173.
245. Gartner JL, Mushimoto K, Weber HP, Nishimura I. Effect of osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 2000; 84: 185–193.
246. Veyrune JL, Lassauzay C, Nicolas E, Peyron MA, Woda A. Mastication of model products in complete denture wearers. *Arch Oral Biol.* 2007; 52(12):1180-1185.
247. Elsyad MA1, Hegazy SA, Hammouda NI, Al-Tonbary GY, Habib AA., Chewing efficiency and electromyographic activity of masseter muscle with three designs of implant-supported mandibular overdentures. A cross-over study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25:6,p. 742-8.
248. Ashmawy TM, El Talawy DB, Shaheen NH., Effect of mini implant-supported mandibular overdentures on electromyographic activity of the masseter muscle during chewing of hard and soft food. *Quintessence Int - September 1.* 2014; 45 (8): 663-71

249. Boven GC, Raghoobar GM, Vissink A & Meijer HJA, Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: a systematic review of the literature, *Journal of Oral Rehabilitation*. 2015; 42: 220-233



EKLER

T.C
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

SAYI : 72867572/050/ 2472


05 Temmuz 2013

KONU : Etik Kurul Kararı

Sayın : Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ
Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi A.D.Öğretim Üyesi

Sorumlu araştırmacı olduğunuz “İmplant üstü hareketli protezlerde çiğneme performansının değerlendirilmesi” isimli çalışmanızın kurulumuz tarafından uygun görüldüğüne ilişkin 03.07.2013 tarih ve 153 sayılı Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kararı yazımız ekinde gönderilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.


Prof. Dr. Mustafa AKÇAM
Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı

EKİ: 1 Adet Etik Kurulu Kararı (2 Sayfa)

Doğu Yerleşkesi Morfoloji Binası 32260 - ISPARTA
Tel : 0 (246) 2113704 Faks : 0 (246) 2371165
e-posta : tipetik@sdu.edu.tr İnternet Adresi : www.tip.sdu.edu.tr

Bilgi için : İbrahim Etem YETİŞEN
Bilgisayar İşletmeni
Tel : 0 (246) 2113704

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı			
	AÇIK ADRESİ:	S.D.Ü. Doğu Kampüsü Tıp Fakültesi Dekanlığı Binası – ISPARTA			
	TELEFON	246.2113704			
	FAKS	246.2371165			
	E-POSTA	tipetik@sdu.edu.tr			
BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	İmplant üstü hareketli protezlerde çiğneme performansının değerlendirilmesi			
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Sorumlu : Prof. Dr. M. Üstün GÜLDAĞ Yardımcılar: Doktora Öğr.Zeynep BAŞAĞAOĞLU DEMİREKİN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Protetik Diş Tedavisi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ				
	ARAŞTIRMANIN FAZI VE TÜRÜ	FAZ 1	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 2	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 3	<input type="checkbox"/>		
		FAZ 4	<input type="checkbox"/>		
Gözlemsel ilaç çalışması		<input type="checkbox"/>			
İlaç dışı klinik araştırma		<input type="checkbox"/>			
Diğer ise belirtiniz : Prospektif Klinik Çalışma ve Anket					
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>	



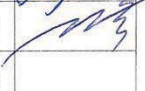


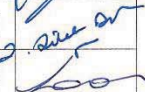




DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	27.06.2013		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe <input type="checkbox"/> İngilizce <input type="checkbox"/> Diğer <input type="checkbox"/>
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	Belge Adı	Açıklama		
	SİGORTA	<input type="checkbox"/>		
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	<input type="checkbox"/>		
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	<input type="checkbox"/>		
	İLAN	<input type="checkbox"/>		
	YILLIK BİLDİRİM	<input type="checkbox"/>		
	SONUÇ RAPORU	<input type="checkbox"/>		
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	<input type="checkbox"/>		
DİĞER	<input type="checkbox"/>			

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 153	Tarih: 03.07.2013
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmann/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmann/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	
	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik kapsamında yer alan araştırmalar/çalışmalar için Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'ndan izin alınması gerekmektedir.	

KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Mustafa AKÇAM

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
			E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa AKÇAM	Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Halil AŞCI	Farmakoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. A. Nesimi KİŞİOĞLU	Halk Sağlığı	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mustafa TÜZ	Kulak Burun Boğaz Hast.	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Fatih GÜLTEKİN	Tıbbi Biyokimya	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Serpil DEMİRCİ	Nöroloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Doğan ERDOĞAN	Kardiyoloji	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Mekin SEZİK	Kadın Hast. ve Doğum	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Zeynep Dilek AYDIN	İç Hastalıkları	SDÜ Tıp Fakültesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Yrd. Doç. Dr. Derya YILDIRIM	Ağız Diş ve Çene Radyoloji	SDÜ Diş Hek. Fak.	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. Metin TOPCUOĞLU	Hukuk	SDÜ Hukuk Fakültesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Kenan Ahmet TÜRKDOĞAN	Acil Tıp	Isparta Devlet Hast.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Uzman Dr. Kadir KARAKUŞ	Ruh Sağlığı ve Hastalıkları	Isparta Devlet Hast.	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Uzman Halil KARAKOÇ	Biyomedikal	SDU Rektörlüğü	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Osman PARÇAOĞLU	Sivil Üye	Esnaf	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı:	Zeynep	Soyadı: Başağaoğlu Demirekin
Doğum Yeri:	Isparta	Doğum Tarihi: 12.04.1982
Uyruğu:	T.C.	Tel: 0 535 5581851
EMAİL:	dtzeynepbasagaoglu@yahoo.com.tr	

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurum	Mezuniyet Yılı
Doktora	Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi	2016
Yüksek Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2005
Lise	Isparta Anadolu Lisesi	2000

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
	Özel Şifa Hastanesi	2005-2010
Yabancı Dilleri	KPDS/ÜDS PUAN 83	DİĞER PUAN