

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



**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE ÇİĞNEME
PERFORMANSININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Sibel KAN

DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN

Bu tez Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Yönetim Birimi tarafından 3847-D1-14 Proje numarası ile desteklenmiştir.

Tez No: 120

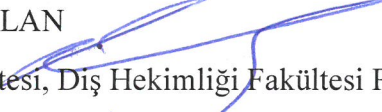

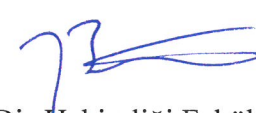
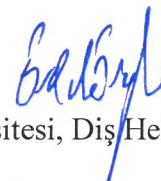

ISPARTA, 2015

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: 16 / 06 / 2015

- Tez Danışmanı : Doç. Dr. S. Süha TÜRKASLAN
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi AD. 
- Üye : Prof. Dr. Bülent ŞERMET 
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
AD.
- Üye : Prof. Dr. Timuçin BAYKUL 
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve
Çene Cerrahisi AD.
- Üye : Doç. Dr. Erdal EROĞLU 
Süleyman Demirel Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi AD.
- Üye : Doç. Dr. R. Hasan KOYUNCUOĞLU 
Süleyman Demirel Üniversitesi, Tıp Fakültesi Nöroloji AD.

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

Doç. Dr. Mustafa KAYAN
Enstitü Müdürü

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 Sabit 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. Sibel KAN



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 TÜRKASLAN'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,

Doktora eğitimim esnasında, bitmek bilmeyen sorularıma; bıkmadan usanmadan yanıt veren değerli hocalarım 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. Burcu AYDIN, Dt. Emir YILMAZ ve Dt. Zeynep DEMİREKİN'e,

Verdiğim -doğru veya yanlış- her kararda arkamda duran, varlıklarıyla bana güç veren ve bu gücü bana hissettiren aileme özellikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KABUL VE ONAY	ii
BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	ix
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
GRAFİKLER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantlar.....	3
2.1.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihiçesi.....	3
2.1.2. Endosteal İmplantlar (Kemik İçi)	4
2.1.3. Osseointegrasyon	4
2.1.4. Doğal Diş ve İmplant Arasındaki Farklar.....	6
2.1.5. İmplant Destekli Protezlerde Planlama	7
2.1.5.1. Tek Diş Eksiklikleri ve Ara Dişsiz Boşluklar	7
2.1.5.2. Serbest Sonlanan Bölgeler	8
2.1.5.3. Tam Dişsizlik Vakaları	9
2.1.5.3.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler	10
2.1.5.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezler.....	10
2.1.5.3.2.1. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri	11
2.1.5.3.2.2. İmplant Destekli Üst Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri	13
2.2. Oklüzyon	15
2.2.1. Oklüzyon Terimleri	15
2.2.2. Sentrik İlişki.....	16
2.2.3. Oklüzyon Tipleri.....	17
2.2.3.1. Bilateral Balanslı Oklüzyon	19
2.2.3.2. Grup Fonksiyon Oklüzyonu (Unilateral Balanslı Oklüzyon)	19
2.2.3.3. Karşılıklı Koruyucu Oklüzyon.....	20

2.2.3.3.1. Kanin Rehberliği	21
2.2.3.3.2. Anterior Grup Rehberliği	21
2.2.4. İşlevsel Oklüzal Morfoloji Uygulamalarındaki Analizler	21
2.2.4.1. Tüberkül Grupları.....	21
2.2.4.2. Tüberkül- Karşıt Ark Oklüzal İlişkileri.....	22
2.2.4.2.1. Tüberkül Kenar – Sırt Oklüzal Planı	22
2.2.4.2.2. Tüberkül – Fossa Oklüzal Planı	22
2.2.4.3. Sentrik Temas Tipleri.....	23
2.2.4.3.1. Tripod (Üçlü Temas)	23
2.2.4.3.2. Tüberkül Tepesi – Fossa Teması.....	24
2.2.4.3.3. Yüzey Yüzeye Temaslar.....	24
2.2.5. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon.....	24
2.2.5.1. Tam Ark İmplant Destekli Sabit Protezlerde Oklüzyon	25
2.2.5.2. Metal Destekli Porselenlerin Protez Dizaynı	27
2.2.6. İmplant ve Doğal Dişlerin Fizyolojik Farklılıkları.....	28
2.2.7. İmplantta Aşırı Yüklenmeye Sebep Olan Nedenler ve Bunları Engellemek İçin Oklüzyonda Yapılan Ayarlamalar.....	29
2.2.8. Kısaltılmış Dental Ark Yaklaşımı	30
2.3. Stomatognatik Sistem.....	31
2.3.1. Çiğneme Fonksiyonu	31
2.3.2. Kas Sistemi	32
2.3.3. Motor Ünite	33
2.3.4. Kas Fonksiyon Şekilleri.....	34
2.3.4.1. İzotonik Kasılma	34
2.3.4.2. İzometrik Kasılma.....	34
2.3.4.3. Kontrollü Gevşeme	34
2.3.5. Çiğneme Kasları	34
2.3.5.1. Alt Çeneyi Kapatıcı Kaslar.....	34
2.3.5.1.1. Masseter Kas	34
2.3.5.1.2. Temporal Kas	35
2.3.5.1.3. Medial Pterygoid Kas	36
2.3.5.2. Alt Çeneyi Açıcı Kaslar	36
2.3.5.2.1. Lateral Pterygoid Kas	36
2.3.5.2.2. Digastrik Kas	37

2.3.5.2.3. Geniohyoid, Mylohyoid ve Stylohyoid Kaslar.....	37
2.4. Elektromiyografi (EMG).....	37
2.4.1. EMG Tanımı ve Tarihçesi	37
2.4.2. İskelet Kasının Yapısı ve Kontraksiyonu	39
2.4.3. Diş Hekimliğinde EMG Kullanım Alanları.....	40
2.4.4. EMG'nin Teknik Temeli	41
2.5. Çiğneme Performansını Değerlendirme Yöntemleri.....	44
2.5.1. Çiğneme Performansının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Materyalleri ve Testler.....	45
2.5.2. Elek Analiz Yöntemi	47
2.5.3. Çiğneme Vuruşu Sayısı	47
2.5.4. Elek Analiz Teknikleri.....	48
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	49
3.1. Hasta Seçimi.....	49
3.1.1. Çiğneme Materyalinin Hazırlanması	54
3.1.2. EMG Uygulanmasından Önce Hastanın Son Kez Klinik Olarak Değerlendirilmesi	55
3.1.3. Hastalara EMG Uygulanması	57
3.1.4. Test Protokolü.....	58
3.1.5. Elek Seçimi	61
3.1.6. Elek Analizi Ölçümlerinin Yapılması	62
3.2. EMG Analizi Ölçümlerinin Yapılması.....	67
3.3. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri	67
4. BULGULAR	69
4.1. Hasta Gruplarının Çiğneme Yönlerine Göre EMG Ölçümlerinin Ortalamasına Ait İstatistik Verileri (Tanıtıcı İstatistik Verileri)	69
4.2. Hasta Gruplarından Geri Alınan Çiğneme Materyallerinin Grup*Yön* Elekte Kalan Ortalama Miktar Alt Gruplarında Eleklerde Kalan Madde Miktarlarına Ait İstatistik Verileri.....	71
4.3. Hasta Gruplarına Verilen Çiğneme Materyallerinin Çiğneme Yönlerine Göre Ortalama Kayıp Miktarı ve Standart Hatasına Ait İstatistik Verileri.....	74
4.4. EMG Ölçümlerinin Ortalamalarının Kendi Arasındaki Korelasyonları	75
4.5. Grup İçi Korelasyon Ölçümlerinin (Metot Hatası) İstatistik Verileri	76
5. TARTIŞMA	79
6. SONUÇLAR	93
7. ÖNERİLER	95

ÖZET	96
KAYNAKLAR	98
EKLER	114
Ek 1. Gönüllü Onam Formu	114
ÖZGEÇMİŞ	115

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

mm	: Milimetre
cm	: Santimetre
mm²	: Milimetrekaire
cm²	: Santimetrekaire
mm³	: Milimetreküp
cm³	: Santimetreküp
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)
KDA	: Kısaltılmış dental ark
TME	: Temporomandibular Eklem
EMG	: Elektromyografi
TAİDS	: Tam ark implant destekli sabit
DDDTAS	: Doğal diş destekli tam ark sabit
CAD-CAM	: Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing
Max	: Maksimum
Min	: Minimum
Diff	: Diferansiyon

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Alveol kretin kavis formuna göre premaksillaya uygulanacak implant sayısı ve pozisyonları	13
Tablo 2. Fonksiyonel ünite sayısına göre seviyeler.....	31
Tablo 3. Çeşitli çalışmalarda kullanılan ölçü maddesi, kullanılan küp adedi, boyutu, çiğneme sayısı ve elek düzenekleri.....	47
Tablo 4. Çalışmada kullanılan elek numaraları, çapları, bir cm içerisinde bulunan gözenek adedi ve gözenek aralığı.....	61
Tablo 5. Elek boyutlarına göre eleklerin boş ağırlıkları.....	63
Tablo 6. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG ölçümlerinin ortalamasına ait elde edilen ortalama veriler	69
Tablo 7. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup*yön*elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait elde edilen ortalama veriler	72
Tablo 8. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup* elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait elde edilen ortalama veriler	73
Tablo 9. Hasta gruplarına verilen materyallerin çiğneme yönlerine göre ortalama madde kaybı miktarları	75
Tablo 10. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası verileri	76
Tablo 11. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası verileri	76
Tablo 12. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin diferansiyon (amplitüd) değerlerinin metot hatası verileri.....	77
Tablo 13. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası verileri	77
Tablo 14. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası verileri	78
Tablo 15. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin diferansiyon (amplitüd) değerlerinin metot hatası verileri.....	78

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Doğal diş ve implantın kemikle bağlantısı arasındaki farkları	7
Şekil 2. A. Spee Eğrisi B. Wilson Eğrisi	16
Şekil 3. Tripod (Üçlü Temas)	23
Şekil 4. Miyofibrilin içinde yer alan filamentler.....	39
Şekil 5. Pleksiglas materyalinden yapılan kalıp	54
Şekil 6. Test öncesi elastomerik ölçü maddesinden hazırlanmış küpler.....	55
Şekil 7. Hastadan EMG alınması için yerleştirilen aktif ve pasif elektrotların konumu.....	59
Şekil 8. Hastadan EMG alınması esnasında hastanın pozisyonu.....	59
Şekil 9. Materyallerin kahve filtresinden geçirildikten hemen sonraki süzölmüş ve tamamen kurutulmuş halleri.....	61
Şekil 10. Çalışmada kullanılan elekler.....	62
Şekil 11. Eleklerin en küçük açıklığa sahip olandan en büyük açıklığa sahip olana doğru sıralanmış görüntüsü	63
Şekil 12. Elek ve üzerindeki parçalanmış test materyal hassas terazide tartılma aşamasında	64
Şekil 13. Arşive alınan materyal örneği.....	65
Şekil 14. Her bir hasta grubu için ve her bir hasta için ayrı ayrı açılan Excel çalışma sayfasına kaydedilen hasta verileri	66
Şekil 15. EMG ölçümlerinin hesaplanması	67

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG max değerlerinin ortalamasına ait grafik.....	70
Grafik 2. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG min değerlerinin ortalamasına ait grafik.....	70
Grafik 3. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG diff değerlerinin ortalamasına ait grafik.....	70
Grafik 4. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG değerlerinin tümünün ortalamasına ait grafikler.....	71
Grafik 5. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup*yön*elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait grafikler	72
Grafik 6. Her bir elekte gruplar arası farklılıklara ait grafikler	73
Grafik 7. Her bir grupta elekler arası farklılıklara ait grafikler	74
Grafik 8. Hasta gruplarına verilen materyallerin çiğneme yönlerine göre ortalama kayıp miktarlarını belirten grafikler	75

1. GİRİŞ

Tam dişsizlik vakalarına fonksiyonlarını geri kazandırmak için uygulanabilecek pek çok tedavi yöntemi vardır. Dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda tam protez uygulamalarıyla hasta memnuniyetini sağlamak her zaman mümkün değildir. Ayrıca hastaların yaşı ilerledikçe, diş kaybının bir sonucu olarak, kret rezorbsiyonu, çiğneme etkinliğinde azalma, kas dengesinde değişim, dikey boyutun düşmesi, estetik ve fonetik yetersizlik gözlenmektedir. Bunun sonucunda da yapılan protezlerde tutuculuk ve stabilite sağlarken problemler ortaya çıkmaktadır. Tam dişsiz hastalara sunulan tedavi yöntemleri arasında en yüz güldürücü ve tercih edilen yaklaşım tam ark implant destekli sabit protezlerdir. Ancak implant uygulamaları cerrahi ve protetik fazı içeren uzun süreli, hem de ekonomik olarak hastaya diğer tedavi yöntemlerine göre daha fazla yük getiren uygulamalardır. Ayrıca; uygulanacak tedavi yöntemini seçerken hastanın yaşı, genel sağlık durumu, sosyokültürel özellikleri ve maddi olanakları, intraoral durumu gibi pek çok faktör implant uygulamalarını sınırlamaktadır. Tedaviyi yapacak hekimin konuya hakimiyeti, bilgi ve becerisi de planlamada etkili olan diğer kriterleri oluşturmaktadır.

Dental arkta herhangi bir ya da birkaç diş kaybedildiğinde yapılan tedavilerdeki esas amaç, diş kaybı sebebiyle çiğneme performansı bozulan hastalara, fonksiyonlarının geri kazandırılmasıdır. Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile saptanmaktadır. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır ancak, Manly ve Braley bu iki terim arasında çok önemli farklar olduğunu belirtmişlerdir. Performans, verilen sayıdaki çiğnemededen sonra gözlenen partikül büyüklüğü dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu sayede dentisyonun ölçülmesi mümkün olmuştur. 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.

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

Diş hekimliğinde ölçü almak amacıyla kullanılan kondensasyon silikonlarının, değişik şekillerde polimerize edilmiş örneklerinden, çiğneme performansı ölçümlerinde faydalandığı görülmüştür. Bu araştırmacıların çalışmaları sırasında test başına hastalara verdikleri küp sayısı ve çiğneme metodu da farklılıklar göstermiştir.

Çiğneme esnasındaki kas aktivitesinin objektif değerlendirmesinin yapılabileceği metotlardan birinin EMG kayıtları olduğu gösterilmiştir. 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.

Bu tez çalışması ile, implant üstü sabit protezlerin hastaların çiğneme performanslarını ve çiğneme kaslarının aktivitesini nasıl etkileyeceğinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca alınan EMG ile hastaların kas aktiviteleri incelenmiştir. Hastalardan alınan EMG sırasında hastaya çiğnetilen materyal elek metoduyla değerlendirilmiştir. İmplant üstü sabit protez kullanan hastaların, tam dişli ve tam ark sabit protez kullanan hastalarla verileri karşılaştırılarak; çiğneme performansları ve EMG sonuçları kıyaslanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. 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 (1,2,3,4).

1960'lı yıllarda İsveçli araştırmacı Branemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasının ardından birçok dental implant sistemi geliştirilmiştir (5). Branemark ve arkadaşları kemik ve titanyum arasındaki ilişkiye "osseointegrasyon" terimini kullanmışlardır. Osseointegrasyon; canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmadan gelişen yapısal ve işlevsel bağlantıdır (6,7). Osseointegrasyon klinik anlamda; fonksiyonel yükleme esnasında kemik içerisinde olan ve alloplastik materyallerin asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı bir işlem olarak tanımlanmakla birlikte; kemik oluşumu ve tutulumunu sağlayan hücre-sel ve moleküler boyuttaki biyolojik işlem kısmını da içermektedir (8). Bu yıllarda birçok araştırmacı farklı yapılarda ve dizaynlarda implantlar geliştirmiştir (9, 10). Branemark ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda titanyumun kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunu ve dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını fark etmeleri üzerine, titanyumun dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır (11, 12).

Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre;

- 1) Eposteal implantlar (Kemik üzeri)
- 2) Transosteal implantlar (Kemik boyunca)
- 3) Endosteal implantlar (Kemik içi)

olarak sınıflandırılmaktadır (1).

Çalışmamızda kullanılan implant tipi endosteal (kemik içi) implanttır.

2.1.2. Endosteal İmplantlar (Kemik İçi)

Aynı zamanda endosseöz implantlar olarak da ifade edilen endosteal implantlar, alveol kret içerisine frezle açılan bir yuvaya yerleştirilmektedir. Kemik içerisinde kalan ve osteointegre olan ana parça ve kemik dışında kalan dayanak olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır.

Kemik içi implantlar, kemiğin içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre 4 gruba ayrılır (13):

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar

Günümüzde klinikte rutin olarak kullanılan implantlar, vida şeklindeki implantlardır. Kemik içerisine özel, standardize edilmiş enstrümanlarla yerleştirilirler. Kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterdiği için, bu implantlarda primer stabilizasyon, diğer tiplere göre daha iyi sağlanmaktadır (14). Yapılan bir araştırmada, vida tipi implantlara gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletiildiği gösterilmiştir (15). Farklı bir araştırmada ise, vida tipi implantlarla kemiğe gelen streslerin daha az ve homojen olarak iletiildiği belirtilmiştir (14). Bu avantajlarından dolayı tez çalışmamızda vida tip implantlar tercih edilmiştir.

2.1.3. Osseointegrasyon

Branemark 1950li yıllarda tavşan fibulalarında yaptığı bir çalışmada, titanyumun kemiğe kalıcı bir şekilde bağlandığını gözlemiştir. Canlı kemik ve titanyum oksit tabakası birbirine o kadar iyi bağlanmıştır ki, bir fraktür olmaksızın ayrılmaları mümkün değildir (16). Söz konusu, ortopedik çalışmalar sonucunda bu bağlantıya osseointegrasyon adı verilmiştir ve “canlı kemik dokusu ile yüklem altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın gelişen, ışık mikroskobu ile

görülen yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır. Biyolojik olarak meydana gelen osseointegrasyon, implantın retansiyon ve stabilizasyonu için şarttır. Başarılı bir osseointegrasyon, implantın geometrik şekli, yüzey özellikleri ve uygun bir cerrahi tekniğin uygulandığı kemik varlığında gerçekleşmektedir (7, 17).

Branemark ve arkadaşları yaptıkları araştırmalar sonucu implantların kemiğe uygulanmasından sonra, en az 3 ay oklüzal yüklere maruz bırakılmadan kalması gerektiğini belirtmişlerdir (12). Yükleme olmaksızın geçen bu süre içerisinde mezenkim hücreleri osteoblastlara dönüşmekte ve kemik oluşumu başlamaktadır (18, 19). Bu görüş günümüzde halen geçerliliğini korusa da implant yüzey yapıları ile ilgili yapılan çalışmalar ve yüzeylerin hücre göçüne daha uygun hale getirilmesi ile hemen yükleme veya erken yükleme söz konusu olmuştur. Yapılan pek çok çalışma; hemen yükleme veya erken yüklemenin, osteointegrasyon süresi sonucundaki başarıya yakın sonuçlar verdiğini göstermektedir (20, 21). İmmediat yüklemenin başarısında primer stabilite, kemik kalitesi ve mikro hareketlerin önemli olduğu vurgulanmıştır (22). Erken yükleme düşünülen implantların yivli veya yüzeyi girintili implantlar olması önerilmektedir (23, 24). Böylece, primer stabilitenin artırılması hedeflenmektedir. İmplantların mikro hareketini azaltmaya yönelik alınacak önlem ise implantları birbirine bağlayarak splintlemektir (25, 26).

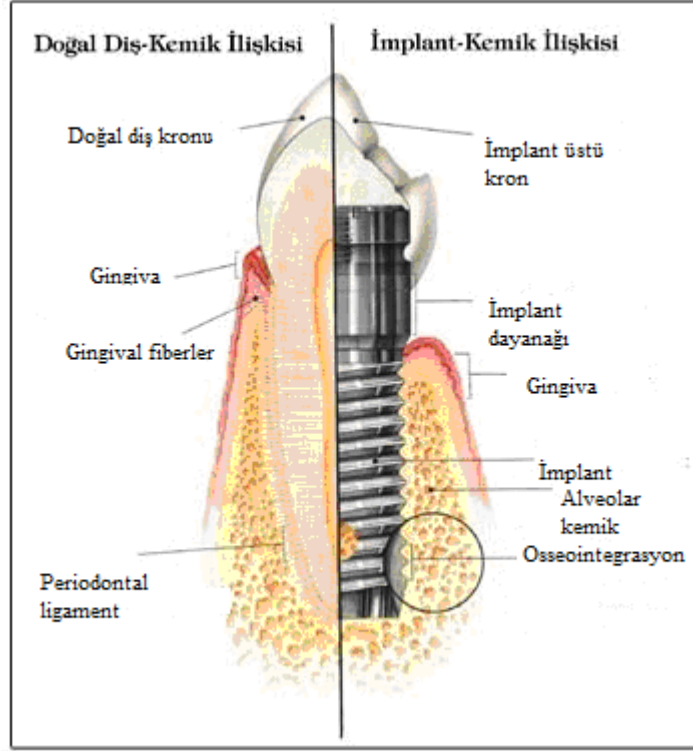
Albrektsson ve Wennerberg’e göre, osteointegrasyonun başarı ile sağlanmasında 7 ana faktör etkili olmaktadır (7):

- Hastanın genel sağlık durumu
- İmplant yerleştirilecek kemiğin niteliği
- İmplant materyalinin doku uyumu
- İmplantın şekli
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplantın genişliği ve uzunluğu
- Cerrahi teknik

2.1.4. Doğal Diş ve İmplant Arasındaki Farklar

Osteointegre olmuş bir implant ile alveol soket içerisinde bulunan bir dişin ataşmanları arasındaki en önemli fark, implantta periodontal ligamentin bulunmamasıdır. İmplantlar ankiloze olan dişler gibi davranmaktadır. Dişler alveoler soket içerisinde fizyolojik olarak 25-100 μ yer değiştirebilirken, implantlar destek kemiğin izin verdiği ölçüde 3-5 μ yer değiştirmektedir. Periodontal ligament, dişlerin uzun aksı boyunca fizyolojik ve fonksiyonel oklüzal streslerle sonuçlanan aksiyel yüklere adapte olabilmekte ve değişen stres koşullarına uyum sağlayabilmektedir. Yük altında periodontal ligamentin sıkıştırılabilirliği ve deformasyon yeteneği, implant ve dişlerin kuvvet karşısındaki uyum yeteneklerinin farklı olmasına sebep olmaktadır. Dişler fizyolojik olarak 56-108 μ arasında hareket edebilmekte ve lateral yükler altında kökün apikal 1/3lük kısmında rotasyon hareketi yapmaktadırlar. Oysa implantlar, aynı lateral yükler karşısında ancak 10-50 μ harekete ulaşabilmektedir. Streslerin koronal bölgede yoğunlaşmasının sonucu olarak, implantı çevreleyen kemik daha büyük kuvvetlere maruz kalmaktadır. Ayrıca implantlar rotasyon hareketi yapmamaktadır. Richter, çevre kemikte en fazla stresi, transversal yüklerin ve sentrik ilişki konumunda çiğnemenin yarattığını bildirmiştir (27).

İmplantın etrafında aksonların varlığı belirlenmesine karşın, bunların fonksiyonel önemi tam olarak bilinmemektedir. İmplant çevresindeki proprioseptif duyunun, implantın yüklemesi sonucunda periosteal mekanoreseptörlerdeki deformasyon ile geliştiği düşünülmektedir. Mekanizma ne olursa olsun, implantlardaki duyarlılığın, doğal dişlerden yaklaşık 8 kat daha az olduğu gösterilmiştir (28). Doğal diş köklerinde bulunan periodontal ligament, reflekslerin kontrolünde olan sinir sonlanmalarındaki bilgileri santral sinir sistemine ileten nörofizyolojik reseptörlere sahiptir. Jacobs ve van Steenberghe, oklüzal engellemelerin algı mekanizmasını araştırdıkları bir çalışmada, antagonist dişlerde oluşan engellemelerin algılanmasını doğal dişlerde 20 μ , implantlarda ise 48 μ olarak bulmuşlardır (29).



Şekil 1. Doğal diş ve implantın kemikle bağlantısı arasındaki farkları (30)

2.1.5. İmplant Destekli Protezlerde Planlama

İmplant tedavisi, tek diş eksikliklerinin de içinde bulunduğu kısmi dişsizlik vakalarından, fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımdan üstün, hastanın özgüvenini arttıran sabit ve hareketli restorasyonların yapımına da imkan sağlayan bölümlü veya tam dişsiz hastalarda uygulanmaktadır.

İmplant destekli protezlerin endikasyonları:

1. Kısmi dişsizlik vakaları
 - a- Tek diş eksiklikleri
 - b- Serbest sonlanan bölgeler
 - c- Ara dişsiz boşluklar
2. Tam dişsizlik vakaları

2.1.5.1. Tek Diş Eksiklikleri ve Ara Dişsiz Boşluklar

Özellikle maksiller anterior bölgede tek diş eksikliklerinin tedavisi için sabit bölümlü protezler, rezin bağlantılı köprüler ve implant üstü restorasyonlar

uygulanabilmektedir (31). Dişsiz boşluğa komşu olan ve konvansiyonel sabit protetik restorasyon yapmak amacıyla destek olarak kullanılacak dişlerin prepare edilmesi, gerek hasta gerekse hekim tarafından tercih edilmemektedir. Gelişen teknolojiyle birlikte rezin bağlantılı restorasyonların kullanımı da gündeme gelmiştir, ancak; bu tür restorasyonlar, proksimal yüzeylerin temizliğindeki zorluk, debonding ve komşu dişlerin üzerinde yapılan aşındırma işlemleri gibi dezavantajlara sahiptir. Bu sebeple yapılan pek çok araştırmada tek diş eksikliği durumunda dental implant uygulamalarının ideal bir tedavi yöntemi olduğu belirtilmiştir (32, 33, 34, 35, 36, 37).

Bazen dişsiz boşlukların mesial ve distalinde diş veya dişler bulunmasına rağmen, boşluğun uzunluğu ve/veya destek dişlerin periodontal durumunun yetersizliği konvansiyonel bir köprü yapımını kontrendike kılar. Böyle bir durumda da dişsiz boşluğa implantlar yerleştirilebilir (38). Ayrıca, destek dişlerin prepare edilmesi ve sekonder çürük oluşumuna daha da yatkın hale gelmeleri nedeniyle implant uygulamalarıyla dişsiz boşluğun rehabilite edilmesi dişsiz boşluğa komşu doğal dişler için koruyucu bir yaklaşım olacaktır (33).

2.1.5.2. Serbest Sonlanan Bölgeler

Kennedy sınıf I veya II sınıflamasına dahil olan vakalar, geçmişte hareketli bölümlü protezler ile restore edilmelerine rağmen, günümüzde söz konusu tedavi seçeneği ilk tercih olarak sunulan tedavi seçeneği değildir. İmplant uygulamaları sayesinde bu vakalara, implant-implant destekli veya implant-diş destekli restorasyonlar uygulanabilmektedir.

Dişsiz boşluğa yerleştirilecek implantların boyu, çapı, sayısı ve pozisyonunu belirleyen parametreler lokal anatomik oluşumlar ve protetik parametrelerdir. Bitişik 3 veya 4 diş eksikliğinin tedavisi en az 10 mm uzunluğa sahip 4 mm çapındaki 2 adet implant ile gerçekleştirilebilir. Daha kısa implantların kullanılacağı vakalarda, her eksik diş için bir implant yerleştirilerek uygulanan kron restorasyonların splinte kronlar şeklinde hazırlanması tavsiye edilmektedir (39).

Anatomik nedenlerden dolayı dişsiz boşluğun mesial tarafına implant yerleştirilemeyen durumlarda, mesiale kantilever olacak şekilde sabit protez

planlanır. Distal kantilever, posterior bölgelerde çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olması sebebiyle tavsiye edilmese de yapılan son araştırmalara göre 10mm'yi aşmayacak şekilde uygulanabilir. Özellikle karşıt arkta ikinci moların bulunduğu ve boşluk bölgesine uzamasının engellenmesinin amaçlandığı vakalarda distal kantilever kullanılır (40).

İmplant-diş destekli protezler, diş ve implantların farklı reziliens karakterlerine sahip olmaları sebebiyle tercih edilmemektedir. Doğal dişler periodontal ligament desteği sayesinde fizyolojik olarak esnerken, implantlar tamamen rijit yapıdadır. Biyomekanik özelliklerinin farklı olmasından dolayı implant-diş destekli bir protezde, implantın uzun aksının dışına gelen yüksek stresler oluşmaktadır (41, 42, 43, 44, 45, 46). Söz konusu sebepler göz önünde bulundurulduğunda, günümüzde implant tedavilerinde ilk tercih implant-implant destekli köprüler olmasına rağmen, özellikle anatomik engellemelerin olduğu durumlarda diş-implant destekli köprülerin de kullanılabileceği bildirilmektedir. Bu tür bir bağlantı ile yapılacak köprü protezlerinde oklüzal temasların daha iyi planlanması gerekmektedir (47).

2.1.5.3. Tam Dişsizlik Vakaları

2002 yılında McGill Üniversitesi'nde gerçekleştirilen konsensüs bildiriminde; tam dişsiz hastalara 2 adet endosteal (kemik içi) implantla desteklenen alt tam protezlerin asgari tedavi alternatifi olarak sunulması kabul edilmiştir (48). Tam protezde implant uygulamasının ardından; mekanik stabilitenin ve tutuculuğun artışı ve buna bağlı olarak hasta memnuniyetinin de iyileşme göstermesi, ayrıca kemik rezorbsiyonunun da azalması implant tercihini arttıran nedenlerdir.

Hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerinin yanı sıra ekonomik durumu, alveolar kemiğin anatomisi ve çeneler arası ilişkilerin de göz önüne alınarak, tam dişsiz hastaların implant destekli protezler ile rehabilitasyonunda iki farklı tedavi planı uygulanabilmektedir:

- a. İmplant destekli hareketli protezler
- b. İmplant destekli sabit protezler

2.1.5.3.1. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Genellikle 2-4 adet implant uygulamasını takiben çeşitli bağlayıcı veya tutucuların stabilizasyonu ve retansiyonu arttırmak amacıyla kullanıldığı hareketli protezlerdir. Teleskop, küresel başlı, bar, manyetik, locator ve ERA tutucu sistemleri ile protezin hem vertikal hem de horizontal retansiyonu artırılır. Genel olarak bar tipi tutucular, diğer tutucu sistemlere göre daha rijit bir destek sağlamaktadır. Birbirine splintlenen implantlar ile primer stabilizasyon elde edilir ve doku desteğine duyulan ihtiyaç azalır. 4 adet implantın destek olarak alındığı hareketli protezlerde, kuvvetlerin 2 adet implant ile desteklendiği protezlere göre daha dengeli dağıtılarak kemiğe iletildiği belirtilmiştir. İmplant sayısının artması ile protezin tutuculuğu da artmıştır. Özellikle karşıt arkın dişli olduğu vakalarda, biyomekanik açıdan implant sayısının artırılması önerilmektedir.

İmplant destekli hareketli protezlerde yumuşak doku da proteze destek olmaktadır. Daha az sayıda implant uygulandığı için ekonomiktirler ve tedavi daha kısa sürede tamamlanmaktadır. Estetik ve fonksiyonun sağlanması, dudağın daha iyi desteklenmesi, oral hijyenin daha kolaylıkla sağlanması gibi avantajları vardır. Yine de bu tip protezler bir miktar harekete izin verir ve bu hareket hastaları rahatsız edebilir. Zaman içinde çeşitli sebeplerden dolayı, protezin doku uyumu bozulmaktadır ve ısırma kuvveti ve çiğneme etkinliği azalmaktadır. Bu tür protezlerin 7 yılda bir yenilenmesi önerilmektedir (49, 50, 51).

2.1.5.3.2. İmplant Destekli Sabit Protezler

Tam dişsizliğe sahip hastalar için bir diğer seçenek de implant destekli sabit protezlerdir. Sabit restorasyon, genellikle 6-8 adet implant yerleştirildikten sonra uygulanmaktadır. Bu protezlerin, destek alana ihtiyaç olmaması ve bulantı refleksi oluşturmaması daha çok tercih edilmelerini sağlamaktadır. Ancak planlamanın zorluğu, oral hijyen sağlamada güçlük, cerrahi kısıtlamalar, özellikle aşırı rezorbe kretlerde estetik sağlamadaki güçlük ve maliyet fazlalığı başlıca dezavantajları arasındadır (2, 3, 52, 53, 54, 55).

2.1.5.3.2.1. İmplant Destekli Alt Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri

Tedavi seçeneği 1:

Mandibulada, mental foramenler arasındaki bölgede, çenenin açılması ve protrüzyonu esnasında belirgin bir bükülme veya eğilme söz konusu değildir. Dolayısıyla, mental foramenler arasına yapılan ve splintlenen implantlarda sorun gözlenmez. Mental foramenler arasına yerleştirilen 4-6 adet implant sonrasında molar dişlerin yerine uygulanan kantilever uzantılar aracılığıyla oluşturulan tedavi planı Branemark yaklaşımında uzun yıllar devam etmiştir (56).

Genel bir kural olarak mental foramenler arasına yerleştirilen 5 adet implant üzerine uygulanan restorasyondaki, dişsiz arkın distaline fabrike edilen kantilever uzunluğu diğer tüm stres faktörlerinin düşük olduğu durumda anterior-posterior mesafenin 2,5 katını geçmemelidir. Anterior-posterior mesafe en anteriorda bulunan implantın merkezi ile en distalde bulunan implantın distali arası mesafenin ölçülmesiyle elde edilir. Anterior-posterior mesafe ne kadar uzun olursa, kantilever uzantı açısından o kadar elverişli olur. Çapı dar implantlar kullanıldığında veya kron boyunun 15 mm'yi geçtiği durumlarda, kantilever uzantı tercih edilmez (56).

Tedavi seçeneği 2:

Bu tedavi seçeneğinde, ilk öne sürülen tedavi seçeneği biraz modifiye edilmiştir. Mental foramenler üzerine birer adet implant daha yerleştirilerek, implant sayısı 7'ye çıkarılır, destek miktarı ve anterior-posterior mesafe arttırılmaktadır. Ayrıca implantların bu pozisyonları sayesinde, kantilever uzunluğunun yarattığı sınıf 1 kaldıraç etkisi de azalmaktadır. Ancak, fulkrum etkisinden dolayı kantilever uzantıların olduğu durumlarda, en fazla yükü taşıyan en distaldeki implantların uzunluğunun en az 9 mm olması ve implant çapının olabildiğince arttırılarak yüzey genişliğinin de arttırılması gerektiği önerilmektedir (56).

Tedavi seçeneği 3:

Mental foramenler arasındaki 4 veya 5 adet implanta ilave olarak, birinci molar veya ikinci premolar bölgesine 2 adet implant yerleştirilerek yapılan planlamadır. Anahtar pozisyondaki implantlar, tek taraflı birinci molar bölgesindeki,

çift taraflı kanin bölgesindeki ve karşıt arktaki premolar bölgesindeki implantlar tarafından oluşturulmaktadır. İkinci derecedeki implant pozisyonları molar implant bölgesi veya orta kesici bölgesi gibi aynı taraftaki birinci ve ikinci premolarlardır. İmplantlar üzerinde tek parça döküm yapılarak üst yapı hazırlanır ve tek taraflı posterior dişler için kantilever uygulanabilir. Bu şekilde, alt çenenin hareketleri esnasında meydana gelebilecek komplikasyonlar önlenmiş olur. Bu tedavi seçeneğinin uygulanabilmesi için, hastanın asgari unilateral olarak molar bölgesinde uygun kemik bulunmalıdır (56).

Tedavi seçeneği 4:

Bu tedavi seçeneğinde, implantlar iki taraflı olarak posterior bölgeye de uygulanmaktadır. Böylece kantilever uygulaması elimine edilmiş olur. En az 6 adet implantın üzerine fabrike edilen sabit restorasyon, foramenler arasında bulunan bir yerde iki segmente ayrılmalıdır. Anahtar pozisyonundaki implantlar, çenenin sağ ve sol tarafındaki birinci molarlar ve kanin dişlerin bulunduğu bölgede lokalizedir. İkincil pozisyonundaki implantları ikincil premolarlar veya kesiciler oluşturmaktadır. Üçüncü sırada ise birinci premolar bölgesindeki implant yer almaktadır. Protezin uzun segmentinde, anteriordaki implantlar ve unilateral posterior bölgedeki implantlar birbirine splintlenir. Kısa segmentte ise, arkın diğer tarafındaki posterior bölüm splintlenir. Genellikle, kısa segmentte kuvvet faktörlerinin karşılanması ve düz bir hat elde edilebilmesi açısından 3 adet implant kullanılır (56).

Kantilever uzantıların uygulanmadığı bu tedavi seçeneğinde, restorasyonun desimantasyon riski ve implantlara gelen aşırı oklüzal yükler azaltılmıştır. Ancak, bu tedavi seçeneğinin uygulanabilmesi için alt çenede bilateral olarak posterior bölgede yeterli kemik miktarı bulunmalıdır (56).

Tedavi seçeneği 5:

Birbirinden bağımsız 3 parça şeklinde yapılan planlamada, alt anterior bölgeye 4-5 adet implant yerleştirilmektedir. Anahtar implantlar, her iki birinci premolar ve kanin bölgelerindedir. Gerekli görülen vakalarda, santral diş pozisyonuna da implant yerleştirilmektedir. Posterior bölgedeki implantlar genellikle, bilateral olarak birinci molar dişin distaline ve ikinci premolar bölgesine uygulanmaktadır. Protezin anterior bölgedeki segmenti, bilateral olarak birinci

premolar bölgeleri arasında planlanır ve posterior bölgedeki restorasyonlar da bağımsız segmentler şeklinde yapılır. Kısa segmentler halinde ayrı ayrı yapılan restorasyonlar onarım kolaylığı sağlamaktadır (56).

2.1.5.3.2.2. İmplant Destekli Üst Çene Tam Ark Sabit Protez Restorasyonları İçin Tedavi Seçenekleri

Üst çenenin kavis formu dişsiz premaksillanın tedavi planını belirlemektedir. Maksillanın kavis formu kare, oval veya üçgen şeklindedir. Estetik sebeplerden dolayı, dental kavis formu dişsiz alveol kret formuyla aynı olmayabilir. Hastanın dental kavis formu, premaksillasındaki son dişlerin pozisyonu ile belirlenmektedir. Dişsiz kret kare şeklindeki, yapılan protezde en son diş pozisyonlarının öne doğru eğimli olması gerekebilir. Böyle bir vakada, kare şeklinde bir alveol kret üzerine oluşturulacak diş kavsi oval olabilir. İmplantların pozisyonu ve sayısı, restorasyonun kavis formu ile belirlenir (56) (Tablo 1).

Tablo 1. Alveol kretin kavis formuna göre premaksillaya uygulanacak implant sayısı ve pozisyonları

Kavis formu	İmplant sayısı	İmplant Pozisyonu
Kare	2	Kaninler
Oval	3	2 Kanin ve 1 kesici
Üçgen	4	2 Kanin ve 2 kesici

Kare bir diş kavsinde, lateral ve santraller kanine göre daha öne doğru eğimli yapılmazlar. Kanin bölgesine yerleştirilen implantlar ile alt çenin sentrik dışı hareketleri ve oklüzal kuvvetler azaltılabilir. Kesiciler bölgesindeki kuvvetlerin diğer bölgelerden daha az olması sebebiyle, posterior bölgedeki implantlara splintlenmesi durumunda, kanin pozisyonundaki implantlar yeterlidir. Üst çenedeki kavsin kare formda olması, kesicilere daha da az eğimli kuvvet iletir (56).

Diş kavsinin üçgen olduğu formun restorasyonunda, bilhassa kesicilerin gövde olduğu durumlarda en büyük kuvvetler anterior bölgede bulunan implantlara gelmektedir. Anterior dişler kanin pozisyonundan daha önde konumlandırılır. Bu konumlandırma, sentrik oklüzyon ve alt çenenin sentrik dışı hareketlerinde implantların daha fazla kuvvete maruz kalması anlamına gelir. Bu yüzden anterior 6

diş eksikliğinde, 4 adet implant uygulanması gerekir. İki kanin ve santrellerin pozisyonu biyomekanik olarak en iyi seçeneği sunmaktadır (56).

Dişsiz premaksillada kanin bölgesinin implant uygulanmasına uygun olmadığı durumda, birinci premolar ve lateral olmak üzere en az 2 adet implant eksik kaninin iki tarafına yerleştirilmelidir (56).

İmplant lokalizasyonu:

Tam dişsiz üst çenenin tedavisinde implant çapı ve pozisyonunun seçimini etkileyen bazı faktörler bulunmaktadır. Genelde, 2 komşu implant gövdesi birbirinden 3 mm uzakta olmalıdır. Yapılan çalışmalarda implantın yanındaki krestal kemik kaybının horizontal yönde ölçüldüğünde 1,5 mm olduğunu gözlemlemiştir. Bu sebepten, iki implant birbirine yakın mesafede konumlandırılırsa, vertikal açılı defekt sonucu implantlar arasında horizontal kemik kaybı meydana gelir (56).

Alt çeneye göre, kalite ve kantite olarak daha zayıf olan üst çene kemiğinde, bu durumun karşılanması için daha fazla sayıda implant planlanmalıdır. Bazı vakalarda posteriora sinüs greftlemesi ve premaksillada rekonstrüksiyonlar gerekmektedir.

Dişsiz üst çenede sabit restorasyon yapılabilmesi için kullanılacak implant sayısı genellikle 7-10 arasında olmalıdır. En az bir tane santral kesici, 2 adet bilateral olarak kaninler, 2 adet bilateral ikinci premolar ve 2 adet bilateral birinci molarların distal bölgesine olmak üzere minimum 7 tane implant yerleştirilmelidir (56).

Kuvvet faktörlerinin arttığı vakalarda, implant sayısı artırılmalıdır. 8 adet implant seçildiğinde, ilave implant genellikle diğer santral dişin yerine konulur. Yüksek kuvvet faktörleri ve daha zayıf kemik yoğunluğuna sahip hastalarda 10 adet implant kullanıldığı zaman ise ikinci büyük azılar bölgesine yerleştirilen implantlar sayesinde, çok iyi bir biyomekanik dizayn elde edilir (56).

6 adet implantın yerleştirildiği vakalarda, en distaldeki implant ancak 6 numaralı diş yerleştirilmeli ve kısaltılmış dental ark konsepti tercih edilmelidir. Kanin bölgesine yerleştirilen implantlar, oklüzal kuvvetlerin karşılanmasını ve dengelenmesini sağlamaktadır (53).

2.2. Oklüzyon

İmplant uygulamalarında başarının anahtarı, oklüzyon biyomekaniğinin vakaya uygun bir şekilde değerlendirilmesidir. İmplant destekli bir protezin tedavi planından önce, hangi oklüzyon tipinin vakada kullanılacağı belirlenmelidir (57). Oklüzyon tipinin tercihinde hastanın bireysel özellikleri ve önceden mevcut oklüzyon tipi göz önüne alınmalıdır (58). Uygun oklüzyon tipine karar verebilmek için doğal dişlerde gözlenen oklüzyon tiplerinin bilinmesi gerekmektedir (59). Bu nedenle, implant destekli protezlerde oklüzyonun düzenlenmesinden önce, oklüzyon terimlerinden ve doğal dişlerde gözlenen oklüzyon tiplerinden bahsetmek gerekmektedir.

2.2.1. Oklüzyon Terimleri

Oklüzyon kelimesinin sözlük karşılığı kapanma hareketi veya kapanmış olmaktır. Diş hekimliğinde ise maksiller ve mandibuler dişlerin statik ilişkisidir. Artikülasyon ise, mandibulanın öne ve yana kayma hareketlerinde alt ve üst dişlerin birbirine temas etmesidir.

2005 yılı Protez Terimleri Sözlüğü'nde şu tanımlamalar yer almaktadır (4):

Oklüzyon: 1) Kapanma hareketi.

2) Maksiller ve mandibuler dişlerin veya analoglarının kesici ve çiğneyici yüzeylerinin birbiriyle statik ilişkisi.

Artikülasyon: Fonksiyon esnasında dişlerin oklüzal yüzeyleri arasındaki statik ve dinamik temas ilişkisi.

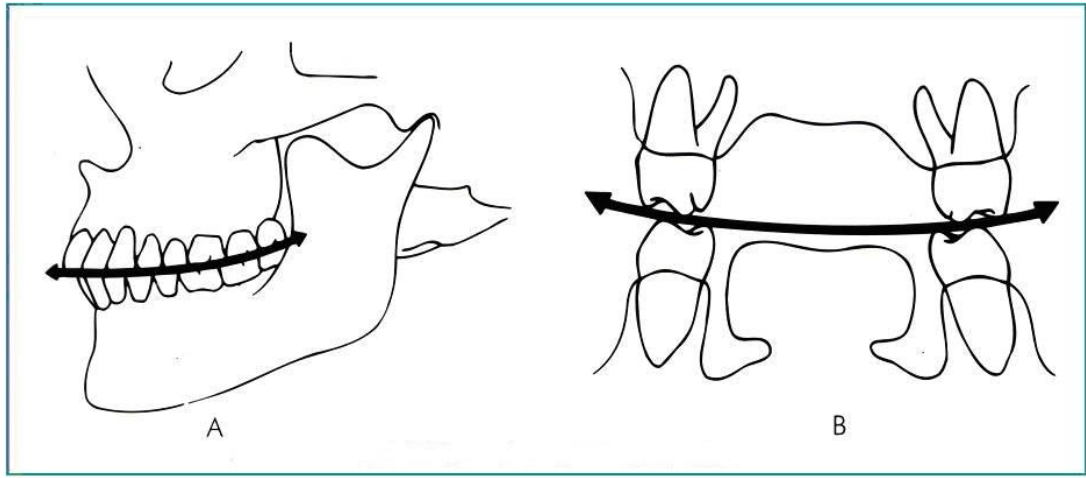
Maksimum interküspidasyon: Kondiler pozisyondan bağımsız olarak, dişlerin karşılıklı, uyumlu, sıkı kapanış hali.

Habitüel oklüzyon: Maksimum interküspal pozisyon

Sentrik oklüzyon: Mandibula sentrik ilişkiyken, karşılıklı dişlerin kapanış durumu.

Maksimal interküspal pozisyon ve sentrik oklüzyon çakışabilir veya çakışmayabilir (4).

Dişler ve arklar optimal bir şekilde dizildikleri takdirde, sagittal düzlemde bakıldığında, mandibuler arkın posterior tüberküllerinde *Spee Eğrisi* olarak bilinen, alt kanin dişin tepesinden başlayan, premolar ve molarların bukkal tüberküllerini izleyen ve ramusun anterior sınırına kadar devam eden, içbükey, antero-posterior bir eğri oluşmaktadır (60). Frontal düzlemde bakıldığında, dişlerin bucco-lingual tüberküllerine temas eden, medio-lateral yönde uzanan bir eğri olan *Wilson Eğrisi* karşımıza çıkmaktadır (61). Her iki eğri birlikte “*Oklüzyon Düzlemi*”ni oluşturmaktadır (Şekil 2). Oklüzyon düzlemi, anterior dişlerin kesici kenarları ve posterior dişlerin oklüzal yüzeylerine temas eden bir hayali düzlemdir.



Şekil 2. A. Spee Eğrisi B. Wilson Eğrisi (60, 61)

2.2.2. Sentrik İlişki

Okeson 2008 yılında yaptığı, ortopedik olarak en stabil eklem pozisyonu tanımını; “kondiller artiküler eminensin posterior eğiminde, artiküler fossa içinde en supero-anterior pozisyonda iken, diskin düzgün konumlandığı gerilimsiz durum (MS pozisyonu)” olarak belirtmektedir. Bu tanım, sentrik ilişki ile aynı tanımla oluşturmakta ve günümüzde geniş bir şekilde kabul görmektedir. Diskin düzgün konumlandığı gerilimsiz durum pozisyonunda, eklem yüzeyleri ve dokuları; kaslar tarafından uygulanan kuvvetin zarar oluşturmayacağı şekilde dizilmişlerdir (62).

Sentrik ilişkinin 2005 Protez Terimleri Sözlüğü’ndeki tanımı ise şu şekildedir: “Kondillerin artiküler diskin en ince, damarsız kısmında yerleştiği,

artiküler eminensin eğimi karşısında, anterior-superior pozisyonda bulunduğu maksillomandibuler ilişkidir.” Bu pozisyon, diş temaslarından bağımsızdır (4).

2.2.3. Oklüzyon Tipleri

Pek çok farklı oklüzal konsept olmasına rağmen, oklüzyon çalışmaları çok karmaşıktır. Bu konuda literatüre bakıldığında stomatognatik sistemle ilgili bilgiler arttıkça hangi oklüzyonun ideal, hangi oklüzyonun kabul edilebilir ve zararlı olduğu konusundaki bilgiler sürekli değişmekte ve gelişmektedir.

Günümüze dek, oklüzal ilişki kavramları ve teorileri ile ilgili olarak birçok açıklama yapılmıştır. Okeson, optimum fonksiyonel oklüzyon kriterlerini şu şekilde sıralamıştır.

1. Ağız kapalı durumdayken, kondiller en supero-anterior konumda ve disk düzgün bir yerleşimdeyken, artiküler eminensin posterior eğiminde gerilimsiz konumdadır. Bu durumda, yani sentrik ilişkideyken, posterior dişlerin düzgün ve kendiliğinden temasları söz konusudur. Anterior dişler de temas etmeli ancak posterior dişlerden daha hafif temas olmalıdır.
2. Bütün temaslar oklüzal kuvvetleri dişin uzun aksına yönlendirecek şekilde olmalıdır.
3. Mandibula laterotüziv pozisyonda hareket ettiği zaman çalışan tarafta yeterli diş rehberli temaslar olmalı, dengeleyen tarafı derhal oklüzyon dışı bırakmalıdır. En çok tercih edilen rehberlik; kanin koruyuculu oklüzyondur.
4. Mandibula protrüziv pozisyona bağlı hareket ettiği zaman, anteriorda yeterli sayıda diş rehberliği teması olmalı ve bu rehberlik posterior dişleri derhal oklüzyon dışı bırakmalıdır.
5. Baş dik veya 30 derece önündeki beslenme pozisyonunda iken, posterior diş temasları anterior diş temaslarından daha kuvvetli olmalıdır (62).

Dawson 1974 yılında oklüzyonu 3 ana grup altında incelemiştir (63):

1. Grup fonksiyonu
2. Bilateral balanslı oklüzyon

3. Posterior disklüzyon
 - a- Anterior grup fonksiyonu
 - b- Kanin koruyuculu oklüzyon

Tylman 1978’de, Solberg 1990’da insandaki dentisyonda üç genel tip oklüzal fonksiyon bulunduğundan söz etmektedir. Okseon da 2008’de tam bir sınıflama yapmamakla birlikte oklüzyonu yine bu üç sınıf içinde değerlendirmiştir (62).

1. Kanin koruyuculu oklüzyon
2. Grup fonksiyonu oklüzyon
3. Balanslı oklüzyon

Stomatognatik sistemle uyum içerisinde olan, etkili çiğneme sağlayan, fizyolojik fonksiyonlar esnasında problem oluşmadan estetik sağlayabilen oklüzyon; ideal oklüzyon olarak tanımlanmıştır (2). Hobo ve Guichet’e göre ideal oklüzyon, kondiller sentrik ilişki konumunda, maksimum interküspidasyonda meydana gelmektedir (64). Hobo, Ichida ve Garcia 1989’da oklüzyonu yine üç grup altında incelemişlerdir (64). Rosenstiel 2006’da aynı sınıflamayı kullanmasına rağmen, oklüzyon yerine artikülasyon terimini kullanmıştır (65):

1. Balanslı oklüzyon
2. Karşılıklı koruyuculu oklüzyon
3. Grup fonksiyon oklüzyonu

Bu oklüzyon tiplerini ayrı ayrı inceleyecek olursak:

1. Bilateral balanslı oklüzyon
2. Grup fonksiyon oklüzyonu (Unilateral balanslı oklüzyon)
3. Karşılıklı koruyuculu oklüzyon
 - a-Kanin rehberliği (Kanin koruyuculu oklüzyon)
 - b- Anterior grup rehberliği (Anterior grup koruyuculu oklüzyon)

2.2.3.1. Bilateral Balanslı Oklüzyon

Balanslı oklüzyon veya tam balanslı oklüzyon olarak da ifade edilmektedir. Balanslı oklüzyon ilk olarak 1925 yılında Sears tarafından açıklanmıştır. Von Spee ve Manson'un çalışmaları esas alınarak geliştirilen bu konseptte, maksimum tüberküller arası ilişki ve bütün lateral ve protrüziv hareketler esnasında dengeleyen ve bilateral diş temaslarının olması gerektiği savunulmaktadır (66, 67). Tüm dişlerde temas mevcuttur. Çiğneme kuvvetlerinin vertikal yerine horizontal olarak dağıtılması esasını temel almaktadır. Lateral basınçların azaltılması ve kuvvetlerin dengeli dağılımı için sentrik ilişki ve tüm eksentrik hareketlerde maksimum temas alanı gereklidir. Bu oklüzyon tipi genellikle yaşın ilerlemesiyle aşınmaya bağlı olarak ortaya çıkan ve fizyolojik olmayan bir oklüzyondur. Tam protez restorasyonları için ideal oklüzyon şekli olarak nitelendirilmektedir. Tam protezlerde bu düzenleme, stabilitenin sağlanmasında önemli bir unsur olarak karşımıza çıkmaktadır (66, 67).

Bu oklüzyon tipi önceki yıllarda sabit protezlerde de kullanılmaya çalışılmıştır ancak ortaya çıkan sorunlar sebebiyle vazgeçilmiştir. Bu sorunlar:

- Uygulanmasının oldukça zor ve hata oranının yüksek olması
- Oklüzal aşınma ve periodontal yıkımın artması
- Temporomandibular eklem (TME) rahatsızlıklarının ortaya çıkması
- Bazı vakalarda tam balansın oluşturulabilmesi için dikey boyutun tehlikeli boyutta arttırılması gerekliliğidir.

Bu sorunların bir kısmı dengeleyen taraf posterior temasları ortadan kaldırıldığında genel olarak giderilmiştir ve böylece unilateral balans veya grup fonksiyon kavramı ortaya çıkmıştır.

2.2.3.2. Grup Fonksiyon Oklüzyonu (Unilateral Balanslı Oklüzyon)

Bu oklüzyon tipinde, lateral kuvvetlerin bir grup diş tarafından birlikte karşılanması söz konusudur. Özellikle çalışmayan taraftaki diş temaslarının, periodontal yıkıma yol açtığını söyleyen Schuyler'in çalışmaları esas alınmıştır. Protrüziv harekette keserler başa baş konumdayken, kanin ve posterior dişlerde temas yoktur. Lateral harekette, en çok tercih edilen grup fonksiyonu, kanin ve

premolarlar ve bazen de 1. molarların mesiobukkal tüberkül temasını içermektedir. 1. moların mesial kısmından daha posteriorunda bulunan herhangi bir çalışan temas istenmez çünkü fulkrum hattına yani TME'ye yaklaştıkça, kuvvet miktarında artış ortaya çıkmaktadır. Çalışan taraftaki dişlerin grup fonksiyonu, oklüzal yükü karşılamakta ve dengeleyen taraf yıkıcı ve oblik kuvvetlerden korunmuş olmaktadır (68). Grup fonksiyon oklüzyonu, ark ilişkilerinin anterior rehberliğin dengeleyen tarafın disklüzyonunu sağlamasına izin vermediği durumlarda endikedir ki bu rehberlik şu durumlarda görevini yerine getiremez: aşırı overjetli vakalar, mandibular anterior dişlerin maksiller anterior dişlerin önünde olduğu vakalar, başa baş kapanışlı vakalar ve anterior açık kapanış vakaları.

Grup fonksiyon oklüzyonu;

- Uzun sentrik teorisini,
- Lateral hareketler esnasında, lateral kuvvetlerin çalışan taraftaki dişlerle karşılanmasını
- Lateral hareketlerde dengeleyen taraf dişlerinin temasta olmamasını içerir.

Schuyler, mandibula sentrik ilişkiden, anterior teması oluşturmak üzere hareket ettiği zaman, posterior dişlerde uyumlu kayan temasların olmasının önemli olduğunu belirtmiştir. Belli bir vertikal boyutta 0.5-1.5mm arasında değişen uzun sentrik söz konusudur. Unilateral balanslı oklüzyon teorisi, kondillerin aşağı doğru hareket etmeden önce birbirleriyle aynı şekilde gerçekleşen ortak bir yol izleyerek horizontal yönde kayabildiği öngörüsüne dayanmaktadır (68).

2.2.3.3. Karşılıklı Koruyuculu Oklüzyon

D'Amico, Stuart ve Lucia ile Gnatoloji Derneği üyelerinin çalışmalarından köken alan oklüzyon tipidir (69, 70, 71, 72). Karşılıklı koruyuculu oklüzyon, sentrik ilişkide posterior dişlerin anterior dişlerden daha güçlü temas ederek anterior dişleri koruması, bütün gezinme hareketleri esnasında anterior dişlerin posterior dişleri oklüzyon dışı bırakarak posterior dişleri lateral zararlı kuvvetlerden koruması esasına dayanır. Bu düzenlemede sentrik ilişki, interküspal pozisyonla çakışmalıdır. Karşılıklı koruyuculu oklüzyon iki grupta incelenir:

2.2.3.3.1. Kanin Rehberliği

Kanin koruyuculu oklüzyon, kanin disklüzyonu, canine rise, canine lift isimleri altında da incelenmektedir. Kanin koruyuculu oklüzyonda sentrik stoplar bulunmakta, ancak lateral gezinmelerde, bütün dişler disklüzyona uğrarken alt kanin dişi üst kanin dişinin lingual yüzü ile temasa geçmektedir. Protruziv hareketlerde ise kanin ve posterior dişler disklüzyonda olmalıdır. Böylece, sentrik ilişkide posterior dişler anterior dişleri; protruziv harekette anterior dişler kanin ve posterior dişleri; lateral hareketlerde de kanin dişleri anterior ve posterior dişleri oklüzyon dışı bırakarak korur.

2.2.3.3.2. Anterior Grup Rehberliği

Anterior grup rehberliğinde, maksiller anterior dişler, mandibuler anterior dişler ile birlikte mandibulanın gezinme hareketlerine rehberlik ederler. Lateral ve protruziv hareketlerde hiçbir posterior oklüzal temas oluşmaz. Dawson, kanin dişlerinin tek başına yeterli kullanılamayacağı durumlarda, lateral hareket esnasında yalnız kanin rehberliği yerine, çalışan taraf anterior dişlerinin rehberliğinde posterior disklüzyonun oluşturulmasını önermektedir. İlk bakışta çiğneme sırasında çok köklü dişler dururken, tek köklü anterior dişlere bu şekilde yük bindirmenin mantıklı olmadığı düşünülebilir, ancak, kanin ve kesici dişlerin posterior dişlere göre belirgin mekanik avantajları bulunmaktadır. Temaslar anteriora doğru daha ilerledikçe, çiğneme kaslarına etki eden kuvvetler belirgin derecede azalır.

Karşılıklı koruyuculu oklüzyon, çiğneme siklusu horizontal özellikte ve periodonsiyum sağlıklı ise kontrendikedir. Anterior dişlerin kaybedilmesi veya periodontal olarak yetersiz olması durumunda, bu oklüzyon kullanılmamalıdır (69, 70, 71, 72).

2.2.4. İşlevsel Oklüzal Morfoloji Uygulamalarındaki Analizler

2.2.4.1. Tüberkül Grupları

Üst çene arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerinde palatinaldeki tüberküller ve alt çene arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerindeki bukkal tüberküller, doğrudan çiğneme işlevine katılır. Bu tüberküller “fonksiyonel tüberküller” olarak adlandırılır.

Oklüzyon kuvvetlerinin oluşmasından sorumludur. Morfolojik olarak destekleyici tüberküllere oranla hacimleri daha büyüktür. Ayrıca fonksiyonel tüberküller, buldukları dişin oklüzalinde, santral fossaya dengeleyici tüberküllerden daha yakın yerleşimlidir (58).

Üst çene arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerinde bukkalde yer alan tüberküller ile alt çene arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerindeki lingual tüberküller “destekleyici tüberküller” olarak adlandırılmaktadır. Arka grup dişlerin oklüzal yüzeylerinde yer almalarına rağmen, çiğneme işlemine doğrudan katkıları yoktur. Asıl görevleri çiğneme esnasında dil ve yanak mukozasının dişlerin arasına sıkışmasını engellemektir. Bu tüberküller çiğneme işlemi esnasında karşıt çene dişleri ile doğrudan bir temas gelmezler, dolayısıyla oklüzal kuvvetler hiçbir zaman fonksiyonel tüberküller yüzeyinde oluşmamaktadır. Çiğneme işlevi sırasında oluşan kayma ve makaslama türünden kuvvetlerin %40ını karşılamaktadır (58).

2.2.4.2. Tüberkül- Karşıt Ark Oklüzal İlişkileri

2.2.4.2.1. Tüberkül Kenar – Sırt Oklüzal Planı

Dentisyonda yer alan dişin oklüzal yüzeyindeki fonksiyonel tüberkülün, karşıt arkta yer alan iki dişin marjinal sırtı ile kapanışa gelmesiyle oluşmaktadır (58). Doğal dentisyonların %95inde görülmektedir. Bu sebepten fizyolojik oklüzal ilişki adı da verilmektedir. Bu tür bir ilişkide çiğneme işlevi esnasında gıdalar dişetine doğru itilmektedir. Bu da gıda birikimine sebep olmaktadır.

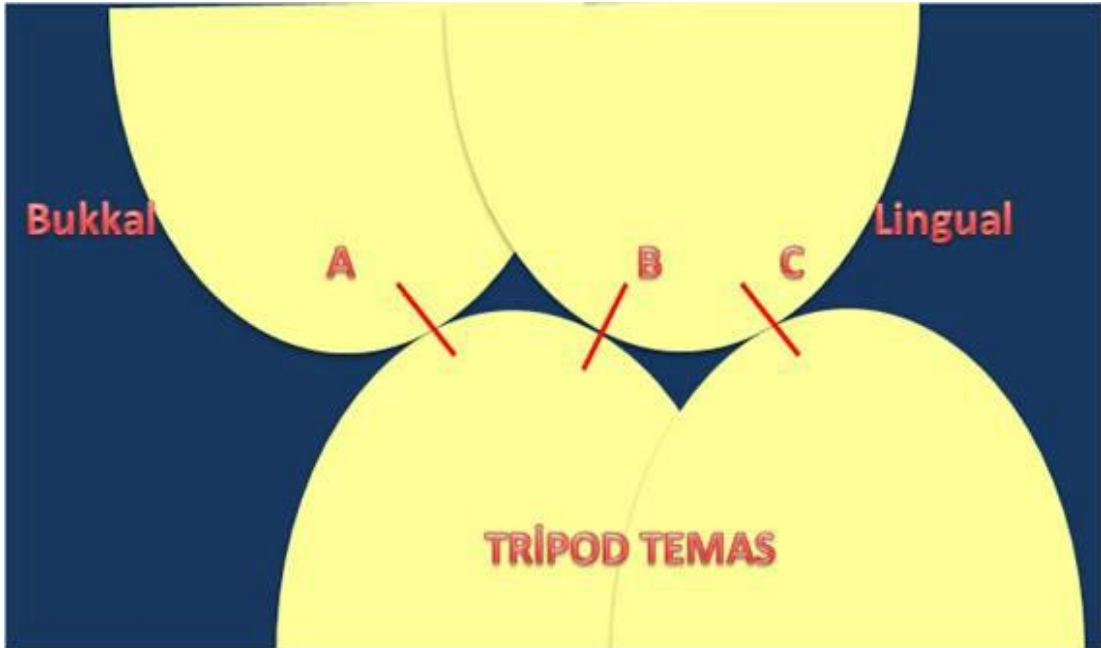
2.2.4.2.2. Tüberkül – Fossa Oklüzal Planı

Dentisyonda yer alan bir dişin oklüzal yüzeyindeki fonksiyonel tüberkülün, karşıt arktaki dişin oklüzal tablasındaki fossayla kapanışa gelmesidir. Hem mandibuler hem de maksiller fonksiyonel tüberküller karşıt dişlerin bukkolingual yönde santral oluğa doğru şekillendirilmişlerdir, bu sayede oklüzal kuvvetler dişlerin uzun eksenleri boyunca iletilmektedir (58).

2.2.4.3. Sentrik Temas Tipleri

2.2.4.3.1. Tripod (Üçlü Temas)

Bu tip temasta tüberkül tepesi kesinlikle karşıt dişlere temas etmez. Temaslar, dışbükey şekillenmiş tüberkül kenarlarında oluşur (Şekil 3). Gnatolojik açıdan en çok kabul gören tüberkül fossa temas tipidir (64, 73). Üst dişin fonksiyon görmeyen bukkal tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel bukkal tüberkülü arasında resimde görülen A kontağı, üst dişin fonksiyonel lingual tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel bukkal tüberkülü arasında B kontağı, üst dişin fonksiyonel lingual tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel olmayan lingual tüberkülü arasında C kontağı elde edilebilirse iyi bir stabilizasyon sağlanmış olur. Sadece A/B veya B/C temasları elde edilirse yine iyi bir stabilizasyon sağlanmış olur, çünkü oklüzal kuvvetler dişin uzun aksıyla aynı çizgide iletilir. Sentrik ilişkide B kontağı olmaksızın A veya C ya da hem A hem C temasları elde edilirse kuvvetin etkili bileşkesi alt dişin lingualine üst dişin bukkaline doğru olacaktır. Tripod temas oluşması için B kontağının elde edilmesi zorunludur (58).



Şekil 3. Tripod (Üçlü Temas) (64)

2.2.4.3.2. Tüberkül Tepesi – Fossa Teması

Tüberkül tepeleri fossalar içine konumlandırılır, sentrik stoplar tüberkül tepelerindedir. Hem kanin koruyuculu oklüzyon hem de grup fonksiyonu oklüzyon tipinde başarı ile kullanılır (58).

Tüberkül - fossa temasında çiğneme kuvvetleri dik yönde oluşmaktadır ancak tripod temasta görülen olumlu kuvvet dağılımına bu tür temasta rastlanmaz. Bunun esas sebebi, karşıt dişler arasındaki temas sayısının azalmasıdır. Ayrıca, alt çene hareketleri esnasında tüberküllerin fossalarındaki hareketleri sırasında engellemeler oluşabilmektedir.

2.2.4.3.3. Yüzey Yüzeye Temaslar

Özellikle yaşlı hastalarda görülen, yan ve arka dişlerin oklüzal yüzeyindeki tüberkül ve fossaların fizyolojik aşınmaları sonucu geometrik formlarında farklılaşmaların meydana geldiği temaslardır. Tüberküllerin yükseklikleri azalır ve tepeleri yuvarlaklaşır. Böylece dişler karşı karşıya geldiğinde tüm oklüzal yüzeyler birbirleriyle temas eder. Anatolojik açıdan en tercih edilmeyen temas türüdür. Çiğneme esnasında vertikal yönde oluşan kuvvetler söz konusu değildir (73). Ayrıca, alt çenenin hareketleri sırasında engellemeler göze çarpmaktadır. Vertikal düzlemde açma-kapama hareketi haricinde tüm eksentrik hareketlerde engellemeler gözlenir (64).

Karşıt dişler arasındaki temas alanları genişlemesine rağmen, dişlerdeki oklüzal plan bozulmuştur. Bu sebeple tüberküllerin fossalarında engellemeler olmadan gezinme hareketleri yapılması imkansızdır.

Eskitaşçıoğlu; farklı temas tiplerinin, fonksiyonel kuvvetler karşısında diş ve periodonsiyumda oluşan deplasman, gerilim ve yoğunlukların ortaya çıkışında etkili olduğunu ve tripod sentrik temas tipinin olumlu yönde farklılığının olduğunu bildirmiştir (74).

2.2.5. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon

İmplant destekli protezler dentisyonun durumuna göre aşağıdaki gibi yapılabilir (57, 75, 76):

- 1- Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler
- 2- Bölümlü parsiyel dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli protezler
 - İmplant-implant destekli (single) protezler
 - Diş-implant destekli (kompozit) protezler
- 3- Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler
 - Tam ark implant destekli sabit protezler
 - Overdenture protezler
 - a- Mukoza destekli overdenture protezler
 - b- Mukoza-implant destekli overdenture protezler
 - c- İmplant destekli overdenture protezler.

2.2.5.1. Tam Ark İmplant Destekli Sabit Protezlerde Oklüzyon

İmplant destekli protezlerde oklüzyon oluştururken uygulanması gereken temel prensipler vardır:

- Sentrik oklüzyonda bilateral stabilizasyon sağlanmalıdır.
- Oklüzal temasların ve kuvvetlerin eşit olarak dağılımı sağlanmalıdır.
- Posterior bölgede, sentrik oklüzyonda çatışmalar olmamalıdır.
- Sentrik oklüzyonda geniş serbestlik sağlanmalıdır.
- Anterior rehberlik sağlanmalıdır.
- Çalışan ve çalışmayan taraflarda çatışma olmadan lateral gezinme hareketleri yapılmalıdır (17).

Sabit tam ark protez tedavisinde kullanılan parametrelerin pek çoğu oklüzal kuvvetleri destekleyen kemiğe dağılımını kontrol etmeye yöneliktir. Doğru bir kuvvet dağılımı ile implanttaki fazla kuvvet birikimi engellenerek, erken temasların oluşmasının önüne geçilebilir. Fonksiyon esnasında erken temasların önüne geçecek bir diğer uyulmama ise, sentrikte geniş serbestlik sağlanması ve kuvvetlerin elverişli

dikey doğrultuda gelmesini sağlamaktır. Dental implantlar kendi uzun aksları doğrultusunda gelen kuvvetleri iyi tolere edebilmelerine karşın, aks dışı gelen kuvvetler karşısında zayıftır. Proteze uygulanan kuvvetlerin en yoğun stres oluşturduğu nokta; implantın korteksten çıktığı bölgedir. Bu durumda en önemli destek kortikal kemik tarafından sağlanmaktadır (77). Gibs ve arkadaşları anterior veya kanin rehberliğin, posterior rehberliğe göre çiğneme kuvvetlerini daha iyi dağıttığını tespit etmiştir (17). Tam ark implant destekli sabit restorasyonlarda, anterior temasın oluşturulmadığı oklüzyon dizaynlarında, posterior implantlarda marjinal kemik kaybı gözlenmiştir. Anterior rehberliğe ek olarak, posterior bölgede kantileverlerin temas etmediği düz ve homojen çalışan taraf temasları uygun kuvvet dağılımını sağlamak ve anterior bölgeyi korumaktadır (78). Aks dışındaki kuvvetler, devrilme momentini azaltmak için mümkün olduğunca daha çok sayıda implant üzerine ve anterior bölgede lokalize implantlara yönlendirilmelidir (79).

İmplant üstü protez dizayn ederken, diş morfolojisi aksiyal yüklemenin gerçekleştirilmesinde önemli bir faktördür. Başarı için, aks dışında gelen kuvvetleri azaltmaya yönelik uygun bir oklüzal tabla formu şarttır. Santral fossa ve tripod tüberkül temasları sığ olmalıdır (28). Tüberkül eğimindeki 10 derecelik artış, implantta 30 dereceye eşit olan tork kuvvetine sebep olmaktadır (80, 81). Weinberg, tüberkül eğimlerinin dönme momentini oluşturan önemli bir faktör olduğunu belirtmiştir (80). Kaukinen ve ark. yaptıkları bir araştırmada 33° eğimli bir dişin başlangıçtaki ortalama kırılma değerini 3,846kg bulmuştur. 0° dişlerde ise bu değer 1,938 kg olarak ölçülmüştür (82). Azaltılmış tüberkül eğimi, sığ oklüzal anatomi ve geniş yiv ve fossalar implant üstü protezler için avantaj sağlamaktadır.

Dişlerin oklüzal tablaları düz ve gingivaya doğru daralan bir formda hazırlanmalıdır. Estetik ve materyal kalınlığı göz önünde bulundurulmak kaydıyla, fasiolingual diş boyutları mümkün olduğunca azaltılmalıdır. Özellikle molar bölgede %30-40 oranında daraltılan oklüzal tabla, dönme momentini ve offset yük ihtimalini de azaltmaktadır (17). Maksilladaki dişlerin palatinal tüberkülleri düzleştirilmelidir, aksi takdirde sivri olduğu durumlarda kırık görülme riski artar. Bukkal tüberküller ise belirgin olabilir ancak kısa hazırlanmalıdır ve estetik açıdan yuvarlatılmış olmalıdır. Bu tüberküllerde mandibulanın lateral hareketlerinde temas olmaması

gerekmektedir (80, 81). Protruziv harekette posterior dişlerin disklüzyonu mutlaka sağlanmalıdır.

2.2.5.2. Metal Destekli Porselenlerin Protez Dizaynı

Uzun bir sabit köprü protezin fabrikasyonu esnasında, köprüde belirgin boyutsal değişiklik gözlenebilir ve metal alt yapının uyumu bozulabilir. Metal destekli porselen restorasyonlarda, döküm sırasındaki büzülme miktarını kompanse etmek için ünite sayısı azaltılmalıdır. Metal alt yapı pasif olmasının yanı sıra, implant ve destek dokulara kama ve baskı kuvvetleri iletmemelidir. Metal alt yapı, porseleni destekleyecek yeterli kalınlığa sahip olmalıdır (0,5-2,0 mm). Porselen ise kırılmayacak ve estetiği sağlayacak kalınlıkta olmalıdır (1,5-2,0 mm).

Metal destekli porselen restorasyonlar implant üstü dayanaklar üzerine simante edilir ya da vidalı olabilir. Simante yapılar için oklüzal mesafe implant üstü dayanağın yerleştirilmesi açısından yeterli olmalıdır. Oklüzalinde vida için açılmış bir yuva olmadığı için daha estetikdir. Laboratuvar işlemleri vidalı üst yapılara göre daha kolaydır. Mali olarak daha hesaplıdır. Ayrıca protetik üst yapının pasif oturması da önemli bir avantajdır. Ancak bir problem oluştuğunda kesilerek çıkarılması gereklidir ve bu sebeple üst yapının yeniden yapılması şarttır.

Vidalı üst yapılarda ise vida yuvası genellikle kompozit ile restore edilmektedir, bu sebeple estetiği simante yapılar kadar iyi değildir. Vidalı tutucular interoklüzal mesafenin yeterli olmadığı vakalarda tercih edilir. Laboratuvar işlemleri zor ve maliyetlidir. Vida yuvası nedeniyle ideal bir oklüzal yüzey hazırlanamamakta ve metal alt yapıda gerilimler oluşmaktadır. Metal alt yapıda oluşan bu gerilimler bazı vakalarda porselen fraktürlerine sebep olmaktadır (3). Simante restorasyonlarda ise pasif uyumu sağlamak daha kolaydır (83).

Çenenin açılma ve protruzyon hareketleri esnasında, medial pterygoid kasın kasılması sonucunda, mandibula ramusun alt kısmında mediale eğilir. Mediale doğru olan bu eğilmenin miktarı 0,049- 0,137 mm olarak ölçülmüştür (84). Mandibular eğilme göz önüne alınmadan, rijit ve tek parça bir köprü aracılığıyla splintlenmiş implantlarda, implant-kemik arayüzeyinde stres alanları oluşur. 150 μ 'luk tolerans sınırının dışında oluşan hareketler, implant ve kemik arasında bir boşluk oluşmasına

ve bu bölgede mikrohemoraji ve kolajen infiltrasyonuna neden olur. Bu yıkımı azaltmak için kanin ya da premolar bölgesinden protez ayrılmalıdır (83, 85).

İyi dizayn edilmiş bir protetik üst yapı için ilk şart, doğru lokalizasyona uygulanan implantlardır. Dişeti ve kemiğin vaskülarizasyonunun sağlanabilmesi için implantların 3 mm aralıkla yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu durum, anterior bölgede her diş için bir implant yerleştirileceği vakalarda problem oluşturabilir ve dişeti bölgesinde siyah üçgenler oluşabilir. Bu problem, bir bölgede implant yerleştirmeyerek çözülebilir veya embrasür bölgesine pembe renkli porselen eklenebilir (2, 86).

2.2.6. İmplant ve Doğal Dişlerin Fizyolojik Farklılıkları

Doğal dişler apikal yönde 150-500 μ , lateral yönde 56-108 μ hareket ederler. İmplantlar ise 2-7 μ intruzyona uğrarlar, lateral yönde ise 10-50 μ hareketleri söz konusudur. İmplantlar ile dişlerin arasındaki bu farklılık, implantlarda periodontal ligamentin bulunmamasından kaynaklanmaktadır. Doğal dişlerde var olan periodontal ligament, dişlerin uzun aksı boyunca fizyolojik ve fonksiyonel oklüzal stresler yaratan aksiyel yüklere karşı adapte olabilmektedir. Sonuç olarak implantı çevreleyen kemikte daha çok stres birikmektedir. Kemik-implant arayüzünde biriken stres miktarı arttığında, implant uygulanmış bazı hastalar, zamanla implantlardan hassasiyet duyduklarını belirtebilirler. Bu hassasiyet, dişetindeki ya da TME'deki nöral aktiviteden kaynaklanmaktadır (77, 83).

İmplantın etrafında aksonların varlığı belirlenmiştir ve periosteal mekanoreseptörlerdeki deformasyon sonucunda, yaklaşık olarak doğal dişlerden 8 kat az da olsa, bir proprioseptif beceri vardır. Doğal dişlerde bulunan periodontal ligament, reflekslerin kontrolünde olan sinir sonlanmalarındaki bilgileri santral sinir sistemine iletek nörofizyolojik reseptörlere sahiptir (28). Jacobs & van Steenberghe 1993 yılında yaptıkları bir çalışma ile oklüzal engellemelerin algı mekanizmasını araştırmışlardır. Antagonist dişlerle oluşan bu engellemelerin algılanmasının doğal dişlerde 20 μ , implantlarda ise 48 μ olduğunu belirtmişlerdir (29).

2.2.7. İmplantta Aşırı Yüklenmeye Sebep Olan Nedenler ve Bunları Engellemek İçin Oklüzyonda Yapılan Ayarlamalar

Aşırı uzun kantilever varlığı: İmplant üstü protezlere uygulanan, alt çenede 15mm'den, üst çenede ise 12 mm'den uzun distale uygulanan kantilever varlığı, implantlarda aşırı yüklenmeye, implant çevresinde kemik kaybına ve protetik tedavide başarısızlığa sebep olmaktadır. Kantilever uygulanan bölgelerde 100µ infraoklüzyon sağlanması, proteze gelen yükü azaltacaktır (40, 83).

Parafonksiyonel hareketler: Bu tür hareketlerin (bruksizm ve/veya uzun süre dişsiz kalma sonucu oluşan anormal oklüzal hareketler); kemik kaybı, implant kaybı, implant kırığı ve protez başarısızlıklarıyla ilişkili olduğu tespit edilmiştir (87, 88).

Prematür temaslar: İnsan çalışmalarında 100 µ yükseklikte prematür oklüzal temasların bile, osseointegrasyonun ve marjinal kemiğin kaybına sebep olduğu bildirilmiştir. Kantilever uzantıların bulunduğu oklüzal kontaklarda sentrik ilişkide 1-1.5 mm serbestlik sağlanması fonksiyon sırasında oluşacak prematür kontakları engelleyecektir. Posteriora fazla yüklenmeyi engellemek için anteriora yerleştirilen çalışan taraf temasları önerilmektedir (40).

Uygun olmayan oklüzal dizayn: Oklüzal tablanın molar bölgelerde %30-40 oranında daraltılması önerilmektedir. Bu sayede implantın uzun aksı dışında gelecek olan kuvvetler ve devrilme momenti azaltılmaktadır (89, 90).

Tüberkül eğiminin fazla olması: Devrilme momenti oluşmasında önemli bir etken de tüberkül eğiminin fazla olmasıdır. Sentrik kontakların çevresindeki bölgenin düz olması, gelen oklüzal kuvvetlerin apikal yönde iletilmesini sağlamaktadır (89, 90).

Düşük kemik yoğunluğu kalitesi: Düşük yoğunluktaki kemik, oklüzal kuvvetler karşısında daha dayanıksızdır ve bu durum iyileşme süresini uzatmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra, kompakt kemik oluşumunun stimule edilmesi için, osseointegrasyon sırasında; aşırı ve erken yüklemelerden kaçınmak gereklidir. Ayrıca, maksillada sinüs bölgesinde gözlenen rezorbsiyon sebebiyle, implant tedavisinden önce greft operasyonu yapılması gerekebilir (83).


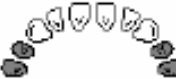

Yetersiz sayıda implant: Kemiğin kalite ve yoğunluğuna göre, uygulanması gereken implant sayısı ve çapı da değişmektedir. Kuvvetin, implantlar arasında uygun bir şekilde dağıtılmasıyla başarı oranı artmaktadır. Yetersiz sayıda implant ile desteklenmiş bir protez, normal oklüzal yükler karşısında bile başarısız olur (83).

2.2.8. Kısaltılmış Dental Ark Yaklaşımı

Posterior dişlerini kaybetmiş bireyler için, ilk olarak 1979 yılında Hollanda'da Nijmegen niversitesi'nde Kayser ve arkadaşları tarafından başlatılan, fonksiyonel ve sosyal talepleri yerine getirebilecek bir dentisyon tanımlanmış ve buna "Kısaltılmış Dental Ark- KDA" adı verilmiştir (91). KDA konsepti sayesinde yerleştirilen implant sayısının tam ark sabit restorasyona olanak sağlamadığı vakalarda protez premolar dişler hizasına kadar uzanır, tek çenede 10 diş hazırlanır veya bazen 3 adet premolar hazırlanarak kuvvet dağılımını düzenlenir.

KDA konseptinde, dental arkın uzunluğu, fonksiyonel ünite sayısı ile ifade edilen; oklüzyona gelen karşılıklı dişler baz alınır. Bir ift alt ve üst premolar diş 1 fonksiyonel ünite, bir çift alt ve üst molar diş ise 2 fonksiyonel ünite olarak değerlendirilmektedir (92, 93). Optimal seviyede, 20-50 yaş arası bireylerde, gereken oral fonksiyonların sağlanabilmesi için asgari 12 adet fonksiyonel ünite varlığı gerekmektedir. Suboptimal seviye, 40-80 yaş arası bireylerde en az 4 fonksiyonel ünitenin bulunmasıyla oluşmaktadır. 70-100 yaş arasında olan minimal fonksiyonu ifade eden düzey ise, optimal seviyenin oldukça altında ancak kabul edilebilir bir uygulamadır (Tablo 2).

Tablo 2. Fonksiyonel ünite sayısına göre seviyeler

YAŞ	FONKSİYONEL ÜNİTE	FONKSİYONEL ÜNİTE SAYISI
20-50 Optimal		12 (Optimum Oklüzyon)
40-80 Sub-optimal		4 (KDA) Suboptimal seviye
70-100 Minimal		(AKDA) Aşırı kısaltılmış dental ark

KDA konseptinde, simetrik bir diş dizimi arzu edildiği halde, gereken oklüzal ünite sayısının sağlandığı koşullarda, asimetrik diş dizimleri de kullanılabilir (91, 92, 94, 95).

2.3. Stomatognatik Sistem

Stomatognatik sistem; çiğneme, konuşma, yutma, solunum ve mimik gibi fonksiyonların yanında tat ve koku alma, dokunma duyuları yardımıyla duyuşal yönden de hizmet veren karmaşık bir sistemdir. Çiğneme işleminde; alt ve üst çene, dişler, TME, çiğneme kasları, dudak, yanak ve dil kasları ile bu yapıları besleyen ve innerve eden damar ve sinirsel yapılar ve bu yapılara bağlı yumuşak dokular tarafından sağlanmaktadır (63). Bu yapılar arasında fizyolojik bir uyum mevcuttur ve bu uyumun herhangi bir sebeple bozulması durumunda ortaya çıkan problemlere “karaniyomandibuler düzensizlikler” adı verilmektedir (96, 97). Genellikle ağrıya eşlik eden; çiğneme kaslarında hassasiyet, çene hareketlerinde kısıtlılık ve asimetri, çene eklemine ses gibi semptomların yanı sıra; ağrısız kas hipertrofisi, brüksizm, anormal diş aşınmaları da görülebilmektedir. Bu rahatsızlıkların teşhisi için ilgili bölgenin anatomisinin iyi bilinmesi gerekir (62, 98, 99, 100, 101).

2.3.1. Çiğneme Fonksiyonu

Çiğneme sistemi; dişler, çevre destek dokular, alt ve üst çene, sağ ve sol taraftaki TME, alt çeneyle ilgili kaslar, dudak ve dil kasları ve bu dokuları besleyen

kan ve sinir iletimini sağlayan sistemlerden oluşan bir bütündür. Çiğneme kasları, kraniyofasiyal yapılar ve dentisyonda değişiklik olmasına rağmen, bireysel çiğneme işlemleri esnasında muskuloskeletal öğeler arasındaki yakın ilişkilerde değişiklik görülmemektedir (102).

Çiğneme, mandibulanın ritmik ve kontrol edilebilen açılma ve kapanma hareketlerinden oluşmaktadır. Bu hareket, beyin kökündeki merkezi pattern jeneratörünün kontrolü ile gerçekleşmektedir. Kesme ve çiğneme hareketleri 3 temel evreden oluşur: Alt çenenin açılması, alt çenenin kapanması ve dişlerin birbirleriyle temasları. Birbirini takip eden bu 3 evre ile çiğneme siklusu oluşur. Yinelenen sikluslar ile besin kitlesi parçalanarak çiğnenmesi sağlanmış olur (102).

Çiğneme fonksiyonunun zamanlaması, santral ve periferik sinir sisteminden gelen uyarılar ile modifiye edilerek beyin sapında ritmik olarak meydana gelmektedir. Çevresel uyarıları saptayan duyuusal nöronların dışında, kas uzunluğu, gerginliği ve eklem pozisyonu gibi internal vücut pozisyonlarını saptayan ve genelde proprioseptif primer afferent nöronları ilgilendiren duyuusal nöronlar da mevcuttur.

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, çiğneme fonksiyonunda bir bozukluk meydana geleceği için, çiğneme performansında da bozukluklar oluşmaktadır (103). Kasın uzunluğu; kaslardaki özelleşmiş duyu organlarının içinde bulunan içcik denilen gerilme reseptörleri tarafından algılanmaktadır. Birçok kasta kas gerilmesi, kaslara bağlanan tendonlarda yer alan golgi tendon organı tarafından algılanmaktadır.

2.3.2. Kas Sistemi

Kaslar, bağ dokusu ve fasiya tarafından bir arada tutulan sinir lifleri, damarlar ve yüzlerce motor üniteden oluşan yapılardır. Her kas derin fasiya adı verilen fibröz bağ dokusuyla çevrilidir. Kası çevreleyen bağ dokusu, kas yapısının içine uzanarak kası, kas lifi veya fasikül adı verilen alt bölümlere ayırmaktadır. Her fasikülü saran bir bağ dokusu yapısında kılıf bulunmaktadır. Perimisyum adı verilen bu kılıftan kasın içerisine doğru uzanan bağ doku fibrilleri, kas içciklerini çevreleyen kılıfa

benzeyen bir yapı oluşturur ki bu yapıya da endomisyum adı verilmektedir. Perimisyum ve endomisyum kas yapısının innervasyonunu ve kan dolaşımını sağlamaktadır.

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 zararlıdır (104, 105).

2.3.3. 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. Fazla hassasiyet gerektiren kaslarda motor ünite küçükken, fazla hassasiyet gerektirmeyen kaslardaki motor ünite daha büyüktür.

Her motor nöron, bir akson ve birkaç dendritten oluşmaktadır. Dendritler, afferent sinyalleri ön boynuzda motor nöron gövdesine (gri madde hücrelerine) ulaştırırken, aksonlar efferent sinyali ön boynuzdan nöromusküler bağlantı bölgesine iletmekten sorumludur. (Nöromusküler bağlantının uç noktasındaki motor sinirden gelen elektrik sinyalleri kas kasılmasının uyarısını oluşturmaktadır.) Motor sinir aksonlarıyla gelen sinyaller nöromusküler bağlantı ile ilgili kas liflerine aktarılır ve belirli bir eşiğin üstüne çıkarsa kas lifinde kasılmaya yol açar. Kasılan kas liflerinin sayısı ile ilişkili olarak kasılma güçlü veya zayıf olur.

Motor ünite, kasılma denilen tek bir eylemi gerçekleştirirken; kas bir bütün olarak üç farklı fonksiyon gerçekleştirmektedir (106).

2.3.4. Kas Fonksiyon Şekilleri

2.3.4.1. İzotonik Kasılma

Çok sayıda motor ünitenin stimülasyonu ile oluşmaktadır. Kas bir bütün olarak kısalır ve kas boyunca kitlesel bir kısalma oluşur. Kesintisiz, sürekli yüklenme altında gerçekleşen bu kasılma izotonik kasılmadır. Alt çenenin kapanışı esnasında masseter kasında izotonik kasılma meydana gelir ve bu sayede dişler besin kitlesi ile temasa geçer.

2.3.4.2. 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.

2.3.4.3. Kontrollü Gevşeme

Stimülasyon sona erdiğinde motor ünitenin lifleri gevşer ve kas normal uzunluğuna geri döner. Kasların böyle kontrollü gevşemesi sonucu net ve ölçülü hareketler sağlayan hassas kas uzaması oluşur. Yeni bir besin kitlesinin alınması öncesi ağzın açılması sırasında masseter kasında kontrollü gevşeme oluşur (106).

2.3.5. Çiğneme Kasları

2.3.5.1. Alt Çeneyi Kapatıcı Kaslar

- Masseter kas
- Temporal kas
- Medial Pterygoid kas

2.3.5.1.1. Masseter Kas

Zigomatik arkta başlayan ve aşağıya doğru uzanarak mandibulanın angulus bölgesine yapışan dikdörtgen şekilli bir kastır. Zigomatik proçesten çıkan yüzeyel lifleri altta ramusun alt yarısı ve mandibula açısına tutunurken, derin lifleri ramusun

üst yarısına tutunmaktadır. Yüzeysel lifler alt çenenin kapanmasında ve protrüviz hareketinde, derin lifler ise dişlerin sıkılması sırasında ve alt çenenin geri hareketinde görev almaktadırlar (98, 101).

Masseter kas, mandibuler sinirin bir dalı olan masseterik sinir tarafından innerve edilir ve maksiller arterin masseterik dalı ve süperfisiyal temporal arterin transvers fasiyal dalı tarafından beslenir.

2.3.5.1.2. Temporal Kas

Temporal fossadan ve kafatasının lateral yüzeyinden başlayan, yelpazeyi andıran bir kاستır. Lifleri zigomatik arkın ve kafatasının lateral yüzeyi arasından aşağıya doğru inerek bir araya gelir ve koronoid proses ve ramusun ön sınırına bir tendon oluşturarak yapışır. Lifleri 3 farklı yöndedir.

Fizyolojik kesit alanı en geniş olan ön bölüm (dikey) kasıldığında mandibula vertikal bir hareketle yükselir ve alt çeneyi yükseltici kas olarak görev yapar (108).

Oblik (orta) bölüm çenelerin kapanmasında ve geri dönüş vektörü ise retrüzyonda etkilidir (109).

Arka (yatay) bölümdeki liflerin kesit alanı dardır. Bu liflerin kasılmasıyla alt çenenin minimal retraksiyonu ile birlikte, belirgin bir kapanma hareketi gerçekleşmektedir. DuBrul'a göre posterior kısım esas olarak çenelerin kapanmasında rol almaktadır (110). Zwijnenburg ve arkadaşları, yaptıkları deneysel çalışmada posterior kısmın alt çenenin retrüzyonu esnasında görev yaptığını göstermiştir (111).

Diş sıkma ve normal açma-kapama esnasında temporal kasın her üç bölümü de fonksiyon halindedir. Çiğneme sırasında ise kasın dikey ve yatay kısımları arasında büyük farklılıklar görülür. Kas kontraksiyonu çalışan tarafta, dengeleyen tarafa göre daha fazladır (109).

Temporal kasın innervasyonu mandibuler sinirin derin temporal dalları tarafından gerçekleştirilirken, maksiller arterin ikinci bölümünün derin temporal dalları da bu kasın beslenmesini sağlamaktadır (106).

2.3.5.1.3. Medial Pterygoid Kas

Pterygoid fossadan başlayıp aşağı, geri ve dışa doğru uzanarak mandibuler açının medial yüzeyine yapılır. Lifleri kasıldığında mandibula yukarı kalkar ve dişler temas eder, aynı zamanda bu kas protrüzyonda aktiftir ve tek taraflı kasılması mandibulayı mediotrüzyona yönlendirir (98, 101).

Mandibular sinirin medial pterygoid dalı tarafından innerve edilir ve maksiler arterin pterygoid dalı tarafından beslenir (106).

2.3.5.2. Alt Çeneyi Açan Kaslar

- Lateral Pterygoid kas
- Supra ve infrahyoid kaslar (98, 107).

2.3.5.2.1. Lateral Pterygoid Kas

Lateral pterygoid çıkıntının lateral yüzeyinden başlar ve geriye, yukarıya ve dışa uzanarak kondil boynuna yapışır. Superior ve inferior olarak iki kısmı vardır. Sağ ve sol inferior pterygoid kaslar birlikte kasıldığında kondiller aşağıya, artiküler eminense doğru çekilir ve mandibula protrüzyona geçer. Tek taraflı kasılması kondilin mediotrüzyon hareketine ve mandibulanın karşıt yöne doğru lateral hareketine neden olur. Bu kas depresör kaslarla birlikte fonksiyondayken mandibula alçalır ve kondiller artiküler eminens üzerinde ileri ve aşağı doğru hareket eder (98, 101). Superior lateral pterygoid kas, daha küçüktür. Çenenin açılması esnasında inaktiftir. Elevatör kaslarla birlikte çalıştığında aktifleşir. Her iki lateral pterygoid kas kasıldığında disk ve kondil mediale çekilir. Kondil daha ileriye giderse bu kasların medial açılanması artar ve çok açılmış ağız pozisyonunda kaslar tamamen tamamen mediale doğru çekilir (98, 101).

Lateral pterygoid kasın alt ve üst karınlarının lateral kısmı bukkal sinir tarafından, alt bölümünün medial kısmı ise mandibuler sinirin anterior uzantısı tarafından innerve edilmektedir. Maksiller arterin pterygoid dalları ve fasiyal arterin yükselen dalı tarafından beslenmektedir.

2.3.5.2.2. Digastrik Kas

Ön ve arka olarak iki karnı vardır. Arka karnı mastoid proçesten başlar ve lifleri ileri ve aşağı doğru uzanarak intermediat tendonuyla hyoid kemiğe yapışır. Ön karnı ise mandibulanın lingualinde, alt sınıfın hemen üzerine ve orta hatta yakın bir fossadan başlar. Lifler aşağı ve geriye doğru uzanarak aynı intermediat tendona bağlanır (98, 101).

2.3.5.2.3. Geniohyoid, Mylohyoid ve Stylohyoid Kaslar

Digastrik kaslar bilateral olarak eş zamanlı kasıldığında, infra ve suprahyoid kaslar tarafından sabitlendiğinde, alt çene aşağı ve geriye doğru çekilerek dişler arasındaki temas ortadan kalkar. Mandibula sabitlendiğinde ise digastrik kas, infra ve suprahyoid kaslar hyoid kemiği ve larinksi yukarı doğru kaldırarak yutkunma işleminin yapılmasını sağlar (98, 101).

2.4. Elektromiyografi (EMG)

2.4.1. EMG Tanımı ve Tarihçesi

Elektromiyografi, kas veya periferik sinir biyoelektrik potansiyellerinin görüntülenmesi ve incelenmesi kavramlarını içerir. Temel olarak tanı amaçlıdır. Elektrik enerjisinin farklı hastalıkların tedavisinde kullanılması fikri ilk kez 1741-1770 yılları arasında Ktartzstein, Deshas, Sauvages ve Bertholon tarafından ileri sürülmüştür. 1791 yılında Galvani, kurbağalar üzerinde yaptığı bir deney ile, kasların elektrikle uyarımının kasılmaya ve güç artışına neden olduğunu göstermiştir. 1842 yılında Matteucci, galvanometre ile; kesilmiş bir kasta sağlam tarafa doğru oluşan elektrik akımını göstererek Galvani'yi kanıtlamıştır (112). 1907 yılında insan kaslarında elektrik aktivitesi gösterilmiştir. Teknolojideki gelişmeler ile bilgisayar ünitelerinin ortaya çıkması ve EMG cihazlarına eklenmesiyle birlikte, Duchenne periferik sinir paralizi durumunda da EMG kullanımına ait girişimleri başlatmıştır (112).

Çiğneme esnasında oluşan biyoelektrik aktivite, bu işlemi yapan/yapması gereken kasların fonksiyonel durumu hakkında bilgi vermektedir. Bir kasın aksiyon potansiyelinin incelenerek kaydedilmesi, o kas lifinin durumu, motor nöron, sinir

iletim hızı ve kapasitesi hakkında bilgi vermektedir. Bu tekniğe elektronöromyografi, cihaza elektromyograf ve kayıtlara da elektromyogram adı verilmektedir. Tekniğe kısaca elektromyografi (EMG) de denilmektedir (113, 114, 115). Test edilecek kas üzerini kaplayan deriye yüzey elektrotları yerleştirilerek EMG işaretleri alınmaktadır. Sonrasında, yüzey elektrotları ile kasın dinlenme ve kasılma halinde oluşan biyopotansiyel işaretleri kaydedilir.

Elektromyografi kelimesi; elektrik, kas ve grafi kelimeleri tarafından oluşturulmuştur. Kaslarda meydana gelen elektriksel aktivitenin grafik olarak görülmesi anlamı taşır. Kasların kasılması, sinirler aracılığıyla beyinden iletilen uyarıcı potansiyellerin kaslarda oluşturduğu o kasa ait elektriksel potansiyeller sayesinde olmaktadır. Potansiyellerin sayısının ve sıklığının artması, kasılmanın artması demektir. Potansiyeller kasların kasılı olduğu veya olmadığı durumlarda; şeklinin ve sıklığının normal sınırlar içinde olup olmamasını veya normalde olmayan elektriksel aktivite ile karşılaştırılarak, kaslardaki sorunları belirlemek için kullanılan değişkenlerdir. EMG incelemesi denildiği zaman, kas incelemesinin yanı sıra sinir incelemesini de içeren bir testler bütünü anlamı taşımaktadır (116, 117, 118).

İstirahat durumundaki bir kasın sahip olduğu gerginliğe “tonus” adı verilmektedir. Anlaşıldığı üzere, kaslarda devamlı bir fonksiyon vardır. Kasta tam bir gevşeme olması için, ancak motor sinirinin kesilmesi gerekmektedir. İstirahat durumunda kasların tonusu; kası oluşturan kas liflerinin hepsinin aynı anda değil, nöbetleşe kasılmasıyla oluşmaktadır. Tonusta kas lifleri nöbetleşe kasıldıkları için kasta bir yorgunluk meydana gelmez. Tonus kasılması refleks yolla olmaktadır (119)

Kas lifinde kontraksiyona neden olan aksiyon potansiyelinin bir kısmı, kastan dışarıya, deriye kadar yayılır. Kasılan kas liflerinin potansiyeli, motor ünitenin potansiyelini temsil etmektedir. Bütün kas lifleri hep birlikte kontraksiyon yaptığında, bu potansiyeller ölçülebilir hale gelir (115).

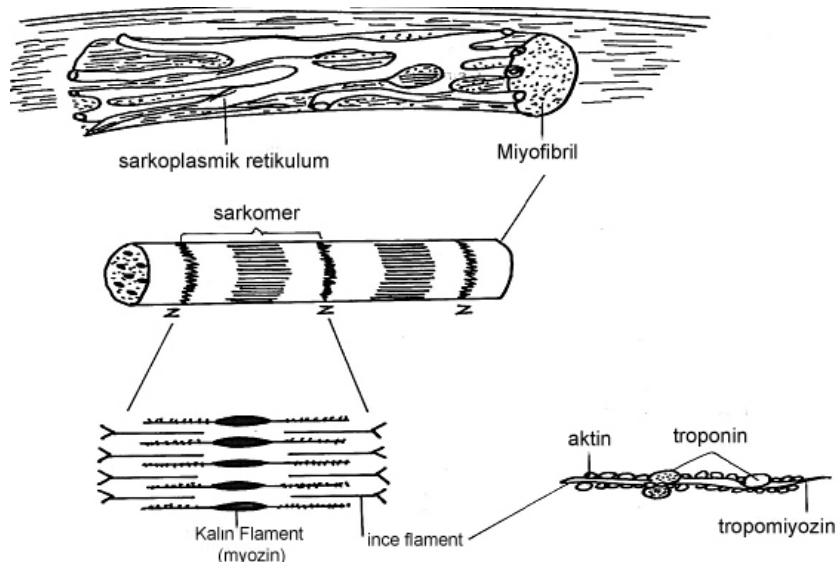
Klinik EMG temel olarak motor ünite ve bozukluklarını incelemektedir. Bir çizgili kasta meydana gelen paralizi, atrofi, anormal yorgunluk veya kasılma anormalliği varsa, bu bozukluğun fizyolojisi ve lokalizasyonunu gösterir. EMG bulguları etiyolojik bir tanı vermekten çok, klinik tablo ile birlikte tanı konmasına

yardımcı olmaktadır. Tıp alanında nöroloji, ortopedi, fizik tedavi, pediatri, dahiliye, cerrahi gibi dallarda tanı konmasına katkıda bulunmaktadır.

2.4.2. İskelet Kasının Yapısı ve Kontraksiyonu

İskelet kası uzun, silindirik kas liflerinden oluşmaktadır. Bu liflerin çapı 10-80 μ arasında değişmektedir. Kas telinin üzerini sarkolemma adında bir membran örtmekte ve bu membranın permeabilite ve transport özellikleri sayesinde, kontraktıl elementlerin içinde buldukları ortam ayarlanmaktadır ve impulsun kontraktıl elementlere kadar iletilmesi sağlanmaktadır. Kas telinin içinde birçok miyofibril bulunmaktadır ve bunlar kasın kontraktıl yapılarını oluşturmaktadır. Miyofibrillerin aralarını sarkoplazma doldurmaktadır (120).

Her kas lifinde yüzlerce veya binlerce miyofibril bulunmaktadır. Her miyofibrilin içinde, yan yana yerleşmiş 1500 kadar "miyozin" ve bunun sayıca iki katı "aktin" filamentleri vardır. Bu miyoflamentler, büyük polimerize protein molekülleri olup, kas kontraksiyonunda başlıca rol oynamaktadırlar. Dinlenme esnasında, aktin ve miyozin filamentleri arasındaki çekim kuvvetleri inhibe edilmiş 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 başlatmaktadır (Şekil 4) (121, 122).



Şekil 4. Miyofibrilin içinde yer alan filamentler (122)

Sinir lifinin membranı hiçbir uyarıcı etki altında olmadığı zaman, membran potansiyeli 85 milivolt (mV) düzeyinde sabit olarak devam eder. Bu, "dinlenim potansiyeli" olarak adlandırılır. Dinlenim durumundayken, herhangi bir faktör sinir membranının Na⁺ iyonlarına karşı geçirgenliğini birdenbire artırırsa, membran potansiyelinin dengesi bozulur ve birbiri ardına belirli değişimler geçirerek saniyeden daha az bir süre içinde olup biten bir seri dalgalanmalardan sonra, orijinal membran potansiyeli düzeyinde denge yeniden kurulur. İşte membran potansiyelinin geçirdiği bu tür değişimlerin bir serisine "aksiyon potansiyeli" adı verilir. İskelet kasında kasılmanın başlaması, kas lifinde yayılan aksiyon potansiyelleri ile olur. Bir aksiyon potansiyelinin oluşmasını sağlayan başlıca faktörlere örnek olarak; zarın elektriksel uyarılması, zarın sodyum permeabilitesini arttıracak kimyasal maddelerin etkisi, mekaniksel zedelenme, sıcak, soğuk veya herhangi bir şekilde zarın normal dinlenim dengesini bozan bir etken gösterilebilir (120).

Aksiyon potansiyeli başlıca 2 ayrı aşamada oluşur. Bunlar, "depolarizasyon" ve "repolarizasyon"dur. Zarin dinlenim durumunda dışta (+) içte (-) yük bulunmaktadır. Eksitasyon olayında zarın Na⁺ iyonlarına karşı geçirgenliği birdenbire artınca, Na⁺ iyonları o kadar ani ve hızlı içe akarlar ki, dış ve iç yüzler arasındaki potansiyel farkı yok olur ve hatta iç yüzde dışa göre daha fazla bir pozitif yük toplanır. Böylece normal dinlenim potansiyeli ortadan kalkar ve depolarizasyon meydana gelir. Depolarizasyonun oluşumundan hemen sonra, zarın porları Na⁺ iyonlarına karşı geçirgenliğini yine kaybeder ve tümüyle geçirmez (impermeabl) hale gelir. Bu durumda lif içindeki (+) ters potansiyel ortadan kalkarak normal dinlenim potansiyeli geri gelir. Buna olay da "repolarizasyon" olarak adlandırılır (120, 121, 122).

2.4.3. Diş Hekimliğinde EMG Kullanım Alanları

Diş hekimliğinde EMG;

- Çiğneme kaslarının fonksiyonunu tespit edilmesinde
- Çiğneme ve yutkunma esnasında çiğneme kaslarının davranışlarının incelenmesinde

- Protez veya splint yapımı sonrasında çiğneme kaslarında oluşan değişikliğin tespit edilmesinde
- Alt çenenin istirahat durumunun tayininde
- Nokturnal bruksizm ve mandibuler disfonksiyon belirti ve semptomlarına sahip hastaların kas cevaplarının ölçülmesi amacıyla, tanıya yardımcı teşhis aygıtı olarak
- Bazı anatomik maloklüzyon durumlarında kas aktivitesi incelenmesinde
- Biofeedback mekanizmasında

kullanılabilir (98, 107, 123, 124, 125, 126).

2.4.4. EMG'nin Teknik Temeli

EMG uygulanabilmesi için bazı temel teknik gereksinimlere ihtiyaç vardır. Bunlar;

Elektrotlar, amplifikatör, filtre, hoparlör, analog-dijital dönüştürücü, katot ışınli osiloskop ve stimülatördür (112, 127, 128).

Kaydetme ve uyarma sağlayan, klinik EMG'de kullanılan elektrotlar; yüzeyel, konsantrik iğne, bipolar iğne, monopolar iğne, multilead (mikro ve makro tipte), teflon kaplı iğne elektrotlar ve uyarıcı elektrotlar, ince tel iğne, yarımay ve tam mikroelektrotlardır (129).

Yüzeyel elektrotlar materyal olarak gümüş, altın, paslanmaz çelik ve kalay olabilir. Bu tip elektrotların uygulanacağı bölge temizlenip kıldan arındırılmalıdır. İletkenliğin artması için elektrotların yerleştirileceği bölgeye özel jel veya pastalar sürülür. Böylece vücut direnci azaltılarak daha iyi sinyaller elde edilir. Yüzeyel elektrotlar, incelenecek her kas için iki adet olacak şekilde, kasın üzerindeki deriye tutturulur. Biri aktif, diğeri referans olan elektrotların arasındaki voltaj farkı EMG sinyali olarak kaydedilir. Topraklama için gövdeye yakın bir yere ayrıca bir adet elektrot daha yerleştirilir (129, 130).

Yüzeyel elektrotlar kare veya yuvarlak şekillidir. Elektrotların iletkenlik alanları 1 mm²den cm² lere kadar ulaşabilir. Ortalama boyutları 1x1 cm² olsa da,

farklı boyutları mevcuttur. Teorik olarak, küçük boyutlu yüzeyel elektrotlar daha yüksek hassasiyete sahiptir (113). Yüzeyel elektrotlarla kaydedilen sinyal, kasılan liflerin birleşik aksiyon potansiyelidir. Yüzeyel elektrotların kaydettiği sinyal, yüzeyel 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 incelenmektedir (113, 131).

Dokulardan elde edilen elektriksel sinyallerin diferansiyonu (amplitüd) mikro ile milivolt düzeyinde olduğu için kaydedilmeden önce büyütülmeleri, diğer bir deyimle amplifiye edilmeleri gereklidir. Amplifikatör bu büyütme işlemini gerçekleştirmekle görevlidir. Amplifikasyon, kazanç (gain) veya duyarlılık (sensitivite) şeklinde ifade edilir. Amplifikasyonda kazanç, sinyalin amplifikatörden çıkışı anındaki büyüklüğünün amplifikatöre giriş anındaki büyüklüğüne oranıdır (112, 128).

Filtreleme işlemi sayesinde EMG cihazı sadece belirli bir frekans aralığındaki dalgaları kaydetmektedir. Belirlenen aralığın dışındaki dalgaları, gürültü (artifakt) olarak algılamaktadır. Bir alçak, bir de yüksek frekans fitresi bulunur. Bu filtrelerin değerleri istenilen şekilde ayarlanabilir. Bu sayede cihaz yüksek frekans filtresinin üzerinde ve alçak frekans filtresinin altında gördüğü potansiyelleri gürültü olarak algılar ve siler. Yüzeyel kayıtlarda hareket artifaktları önemli sorunlar yaratacağından, deri hazırlığı yapmak, kablo uzunluğunu kısa tutmak ve metal sargı ile korunan kablolar kullanmak artifaktları en aza indirir (113, 130).

Alçak frekans fitresi arttırıldığında veya yüksek frekans fitresi azaltıldığında kaydedilen potansiyelin diferansiyonu (amplitüd) düşmektedir (128). Filtre ayarları konusunda evrensel değerler bulunmamaktadır. Bir cihazda aktif ve referans elektrotlara bağlı iki ayrı amplifikatör bulunmaktadır. Biyolojik sinyal filtreledikten sonra bir hoparlöre iletilmektedir.

Analog-dijital dönüştürücü ile elde edilen gerçek zaman görüntüsü dijital hale getirilmektedir. Bu işlemi yapabilmek için cihaz kaydedilen potansiyeli belirli bir hız veya frekansta incelemekte ve dalganın dijital bir görüntüsünü bilgisayarın hafızasına

işlemektedir. İşlemler çok değişkenli ve karmaşık olduğu için dönüştürücünün hızının yüksek olması gerekmektedir.

Yüzeyel ölçümlerde elektrotların merkezleri arasındaki mesafe önemlidir. Artmış elektrotlar arası mesafede EMG sinyallerinin karakteristik spektral frekansları azalırken, diferansiyonlarında (amplitüd) artışlar izlenir (132, 133, 134). En sık tercih edilen elektrotlar arası mesafe 20-25 mm'dir (113, 132, 133). Diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda, non-invaziv olması sebebiyle genellikle yüzeyel elektrotlar kullanılarak, yüzeyel EMG'den yararlanılmaktadır. Yüzeyel EMG ile kas hiperaktivitesi, hipoaktivitesi, spazmı, zayıflığı, dengesizliği, istirahat ve oklüzal pozisyonlar değerlendirilir (113, 131, 132).

Yüzeyel EMG'de çiğneme fonksiyonu aktivitesi genellikle masseter kasından, bazen de anterior temporal kastan ölçülmektedir. Pek çok araştırmacı, diferansiyonun (amplitüd) maksimum değeri, diferansiyonun (amplitüd) minimum değeri, diferansiyon (amplitüd) veya frekanslarını karşılaştırmıştır (131). Bir kısım araştırmacı ise temporomandibular rahatsızlıkların varlığını ve şiddetini değerlendirmek amacıyla sessiz periyodların karşılaştırılmasını önermiştir (135, 136).

Bir yüzeyel elektrot kas üzerine bağlandığında, kas kasılınca ekranda bir yanıt görünmektedir. Buna kas (K) yanıtı denir. Elektrotlarla oluşturulan uyarı ile kasta oluşan cevap arasında geçen zamana "latans, gecikme" adı verilir ve latansın süresi gerekli durumlarda EMG ile değerlendirilir. Birey dinlenme halindeyken EMG sinyalleri monitör üzerinde düz bir izoelektrik hat şeklinde görülür. Kasta uyarı oluştuğunda izoelektrik hattın üzerinde ve altında sivrilikler şeklinde dalgalanmalar gözlenir (115). Bu dalgalardaki iniş ve çıkışlara "diferansiyon" (amplitüd) adı verilmektedir. Diferansiyonlar (amplitüd), aksiyon potansiyelleri hakkında bilgi verir. Bu bilgiler, 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 ismi verilmektedir (121, 137). Sinire verdiğimiz uyarı; kasa doğru ilerlediği gibi, medulla spinalisteki ön boynuz motor nöronuna doğru da ilerlemektedir. Motor nörona doğru yol alan akım tekrar kasa dönerek ikinci bir uyarı almamıza neden olmaktadır. Buna da F yanıtı adı

verilmektedir. 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 belirlemek için değişkenlerdir.

Elektromyografik aktivitenin diferansiyon (amplitüd) dağılımı ise çiğneme fonksiyonunun analizinin incelenmesi için pek çok araştırmacı tarafından kullanılmaktadır (138, 139).

2.5. Çiğneme Performansını Değerlendirme Yöntemleri

Çiğneme incelendiğinde bireyin kendi hareketleri arasında ve kişiler arasında çok çeşitli olarak hareketler gözlenmektedir. Bu farklılık, 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 farklı nitelikte olmasından kaynaklanmaktadır.

Çiğneme öğrenilen bir olay olmakla birlikte, gelişimi çocukta dişlerin mevcudiyetine bağlıdır (140, 141, 142). Alışkanlıktan başka, çiğneme etkinliğini ve süresini belirleyen diğer koşullar; dişlerin şekli ve uyguladıkları kuvvet, gıdaların sertliği, büyüklüğü ve tadı, ağızdaki tükürük miktarı, intraoral dokuların duyarlılığı, kişinin iştahı, yaşı ve genel sağlık durumudur (143, 144, 145, 146). Carlsson 1984 yılında yaptığı çalışmada yaşı çiğneme performansında çok küçük bir etkiye sahip olduğunu, en önemli faktörün ağızdaki diş durumu olduğunu tesbit etmiştir (147). Helkimo ve arkadaşları yaptıkları çiğneme etkinliği değerlendirmelerinde erkek ve diş denekler arasında önemli bir farka rastlamamışlardır (148). Yurkstas yaptığı çalışmalarda, ağzın her iki tarafında aynı verim ve rahatlıkta olsa da kişilerin genellikle çiğneme fonksiyonu esnasında ağzın sağ tarafını tercih ettiklerini saptamıştır (149).

Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile saptanmaktadır. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır ancak, Manly ve Braley bu iki terim arasında çok önemli farklar olduğunu belirtmişlerdir (150). Performans, verilen sayıdaki çiğnemenin sonra gözlenen partikül büyüklüğü

dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu dentisyonun ölçülmesini mümkün kılmaktadır. 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 (151).

Çiğneme performansı ilk kez, 1901 yılında Gaudenz tarafından elek analizi yöntemi kullanılarak test edilmiştir (152, 153). Çiğneme performansının değerlendirilmesinde çok sayıda yöntem bulunmasına karşın, elek analizi yönteminin, en güvenilir ve sık uygulanan analiz şekli olduğu görülmektedir (154). Elek analizi ile çiğneme performansının değerlendirilmesinde literatür incelendiğinde, birbirinden farklı uygulamaların kullanılması henüz standart bir protokolün oluşturulmadığını düşündürmektedir.

2.5.1. Çiğneme Performansının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Materyalleri ve Testler

Çiğneme performansının ölçülmesi amacıyla doğal veya yapay olarak hazırlanmış pek çok test materyali kullanılmaktadır.

Araştırmacılara göre ideal test materyali;

- Kolay elde edilebilir olmalı
- Su ve tükürük içinde çözünürlük göstermemeli
- Standart kalitede olmalı
- Çiğneme sırasında kıvamında belirgin bir değişiklik olmadan parçalanabilmelidir (155, 156).

Bu gereksinimler yapay test gıdaları ile doğal olanlara göre daha iyi karşılanmaktadır (157, 158). 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 (159). Ayrıca, gıdaların boyut, sertlik ve homojenlik açısından standardize edilmesi de pek mümkün değildir.

Sertleştirilmiş jelatin tabletlerin yanı sıra, diş hekimliğinde ölçü almak amacıyla kullanılan kondensasyon silikonlarının, değişik şekillerde polimerize edilmiş örneklerinden faydalandığı görülmüştür. Edlund ve Lamm, Olthoff, Panherz ve Anehus yapay test materyali olarak C tipi elastomerik ölçü maddesinden oluşturulan (Optosil) tabletleri kullanmıştır. Fontjin-Tekamp ve arkadaşları ile van der Bilt ve Fontjin-Tekamp Optocal plus, Julien ve arkadaşları Cuttersil ölçü maddelerinden hazırlanan test kapsüllerini çalışmalarında kullanmışlardır (153, 155, 160, 161, 162, 163). Genellikle küp şeklinde hazırlanan test gıdalarının kenar uzunluğu dişli bireylerde 8mm, tam protez hastalarında ise 5,6 mm olarak önerilmektedir. Tam protez hastalarının bu materyalleri daha zor parçalayacakları düşüncesi ile boyutu küçültülmüştür (153, 164, 165, 166). Julien ve arkadaşları ise, 5 mm kenar uzunluğuna sahip küpleri kullanmışlardır. Bu araştırmacıların çalışmaları sırasında test başına hastalara verdikleri küp sayısı ve çiğneme methodu da farklılıklar göstermiştir (163). Olthoff ve arkadaşları, her hastaya 8 mm kenar uzunluğuna sahip 8 küp kullanırken, bu küpleri 3 defada hastaya çiğnetmişler ve parçalanmış materyali bir kaptaki toplayarak değerlendirmeye almışlardır (153). Slagter ve arkadaşları, 5.6mm³ boyutunda 17 adet küpü hastalara iki defada vermişler ve 20, 40, 80 çiğneme vuruşu sonrasında toplayarak değerlendirmişlerdir (164).

Daha güncel çalışmalar incelendiğinde, şekerli sakızlar ile sakızdan salınan şeker miktarı ölçülerek çiğneme performansı ölçülmüştür (167). Yine iki renkli sakızlar kullanılarak, sakız kütleindeki renklerin karışma oranları belirlenerek çiğneme performansı ölçümleri yapılmıştır (168).

2000 yılında Murai ve arkadaşları, hastaların çiğneme performansını değerlendirmek için bir poşet içerisinde, belirli bir kuvvet uygulandığında kırılan ve kırıldığında kırmızı pigment çıkaran kapsüllerden oluşan bir test gıdası oluşturmuşlardır (169). Poşet içerisinde sunulan test gıdası kullanılmasının amacı örnek kaybını önlemektir. Ancak parçacıkların birbirine yapışması ile toplam parçacık yüzey alanının ölçülmesinde hatalar oluşmuştur (170, 171, 152).

Yüzey alanı ölçülmesinden başka bir diğer test de elek analiz yöntemidir.

2.5.2. 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 (152).

Günümüzde, bu yöntem ile ilgili standardize edilmiş bir protokol mevcut değildir. Çalışmalarda farklı elekler, test gıdaları ve çiğneme sayıları kullanılmaktadır (153). Belli başlı çalışmalarda kullanılan ölçü maddesi, kullanılan küp adedi ve boyutu, çiğneme sayısı ve elek düzeneği aşağıdaki çizelgede gösterilmektedir (Tablo 3).

Tablo 3. Çeşitli çalışmalarda kullanılan ölçü maddesi, kullanılan küp adedi, boyutu, çiğneme sayısı ve elek düzenekleri

	Kullanılan ölçü maddesi	Kullanılan küp adedi	Gıda boyutu mm ³	Hasta grubu	Çiğneme sayısı	Elek düzeneği
Olthoff ve ark., 1984	Optosil Green	8	8	KDA Tam dişli	80	11.2-8.25 mm
Slagter ve ark., 1992	Optosil	17	5.6	Tam dişsiz	20,40,80	—
Slagter ve ark., 1993	Optosil, Optocal	17	5.6	Tam dişsiz Tam dişli	20,40, 60,80	5.6-0.5 mm
Julien ve ark., 1996	Cuttersil	3	5	Tam dişli	20	5.6-0.25mm
Fontijn-Tekamp ve ark., 2000	Optosil Plus	17	5.6	Tam dişsiz Tam dişli	5,10,20,40 10,20,40,60	—
Engelen ve ark., 2004	Optocal Plus	17	5.6	Tam dişli	15	5.6-0.25 mm

2.5.3. Çiğneme Vuruşu Sayısı

Yapılan araştırmalarda çiğneme performansı testleri sırasında kullanılan çiğneme sayıları, yayının niteliğine, 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 vuruşu sayısı kullanılırken, yapay test gıdaları için ise 10, 15, 20, 40, 55, 60, 80, 160 çiğneme vuruşu kullanılmıştır (153, 159, 161, 163, 166, 172, 173).

Bu sayılarla ilgili Fontjin-Tekamp ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları bir araştırmada hastaların test gıdasını yutmadan önce kaç kez çiğnediklerini kaydetmişlerdir (161). Araştırmaya katılan tüm hastaların 200'den az bir çiğneme vuruşu ile test gıdasını yutulmak üzere hazırladığını saptamışlar ve çalışmalarda 200 vuruştan fazlasının kullanılması durumunda fizyolojik şartların dışına çıkılacağını bildirmişlerdir.

2.5.4. Elek Analiz Teknikleri

Belirli çiğneme vuruşu sayısı ile çiğnenmiş olan test materyali, hastadan 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 değerlendirilmektedir. Tekli ve çoklu elek sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda, tek elek kullanılarak yapılan ölçümlerde çok güvenilir sonuçlar elde edilmemiştir (166). 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 ölçümlerinin yapılacağı çalışmalarda avantaj sağlamaktadır (166, 172). Çoklu sistemlerde ise bir elekten elde edilen örneklerin değerlendirilmesi ortalama 5 dakika sürmektedir. Kullanılan elek sayısına bağlı olarak her ölçüm ortalama 1 saat sürmektedir (171, 174).

Elek sistemleri "Mesh ölçüsü" ile sınıflandırılmaktadır. Mesh; bir inç uzunlukta (2,54 cm) bulunan elek gözeneği sayısıdır (175). Bir elekten geçen en büyük parça mesh ölçüsü ile ölçülür. Eleklerin açıklıkları bir önceki eleğe göre belirli bir oranda azalacak şekilde düzenlenmektedir. Pek çok araştırmacı çiğnenmiş test materyalini gözenek çapları 0.05 ile 10mm arasında değişen eleklerden geçirerek değerlendirmiştir (175, 176, 163). Bu tez çalışmasında da; 8, 16, 30, 45 ve 60 mesh gözenek çaplarına sahip elekler kullanılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Tez çalışmamız Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Kliniği, Süleyman Demirel Üniversitesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Kliniği ve Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı Kliniği EMG laboratuvarlarında yürütüldü.

3.1. Hasta Seçimi

Araştırma kapsamında, Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'na başvuran hastalar içerisinde seçilmiş, 40 yaş üzeri 12 tam dişli hasta; Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı kliniğine diş eksikliklerinin tedavisi için başvuran hastalar içerisinde seçilmiş, 40 yaş üzeri 12 doğal diş destekli tam ark sabit (DDDTAS) protez hastası ve tam dişsiz, her bir ark için en az 6 endosteal implant ile tedavi edilmiş 40 yaş üzeri 12 tam ark implant destekli sabit (TAİDS) protez hastası değerlendirmeye dahil edildi.

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

- Genel sağlık durumunun iyi olması
- 40 veya üzeri yaşta olması
- Tanı konulmuş nörolojik herhangi bir rahatsızlık bulunmaması
- Tam dişli hastaların Angle Sınıf I ilişki sergilemesi, mevcut dişlerinin arasında sağlıklı bir oklüzyon bulunması, dental arklarında protetik restorasyon bulunmaması
- Diş eksikliği tedavisi olan hastaların yapılacak sabit tedavi sonrasında dişleri arasında Angle Sınıf I ilişkinin oluşturulabilmesi ve mevcut dişleri arasında sağlıklı bir oklüzyonun oluşturulabilmesi
- Tam diş eksikliği olan hastaların yapılacak implant tedavileri için herhangi bir engel bulunmaması, yapılacak sabit tedavi sonrasında dişleri

arasında Angle Sınıf I ilişkisinin oluşturulabilmesi ve mevcut dişleri arasında sağlıklı bir oklüzyonun oluşturulabilmesi.

- Hastaların alt ve üst çenelerinde, simetrik olarak en az 4 fonksiyonel ünitenin bulunması (oklüzyona gelebilen 1 çift büyük azı dişi 2 fonksiyonel ünite, 1 çift küçük azı dişi ise 1 fonksiyonel ünite olarak değerlendirilmektedir.)
- Son bir yıl içerisinde kemoterapi veya radyoterapi almamış olması
- Alkol veya ilaç bağımlılığı bulunmaması, parafonksiyonel alışkanlığının olmaması
- TME disfonksiyon belirtileri sergilememesi

Hastalar klinik olarak 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.

Fonksiyonel ünite sayısı; oklüzyonda karşılıklı olarak temas eden bir çift oklüzal yüz sayısı baz alınarak hesaplanır. Bir çift alt ve üst premolar dişi 1 fonksiyonel ünite, bir çift alt ve üst molar dişi ise 2 fonksiyonel ünite olarak değerlendirilmektedir (92, 93).

Çalışmaya katılan hastalar 3 farklı grup olarak değerlendirildi:

1.Tam dişli hastalar: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasından 40 yaş ve üzerinde, dental arka simetrik olarak en az 4 fonksiyonel ünitenin bulunduğu hastalar seçildi. Dental arklarında protetik restorasyon bulunmayan ve protetik restorasyona ihtiyacı olmayan hastalar çalışmaya dahil edildi. 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.

2.Doğal diş destekli tam ark sabit protez hastaları: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasından 40 yaş ve üzerinde, periodontal, endodontik, restoratif ve

cerrahi tedavileri tamamlanmış ve protetik tedavi sonunda uygulanan kron-köprü restorasyonlarıyla dental arkta simetrik olarak en az 4 fonksiyonel ünitenin oluşturulabileceği hastalar seçildi. Hastanın destek dişlerinin preparasyonundan sonra, hastaya uygun fabrikasyon ölçü kaşıkları ile daimi restorasyonlarının yapılması amacıyla ilave tip silikon ölçü maddesi (Elite HD+, Zhermack Clinical, Badia Polesine, Rovigo, İtalya) kullanılarak ölçü alındı. Aynı seansta hastalardan tam ark geçici protez yapılması amacıyla, hastaya uygun ölçülerde fabrikasyon kaşık ile irreversibl hidrokolloid (Cavex CA37; Cavex Holland BV, Haarlem, Hollanda) ölçü maddesi kullanılarak, hastaların tam ark ölçüleri alındı. Hastalardan alınan ölçülerden, Tip 2 sert alçı kullanılarak (Durguix, Tip III, Protechno, Vilamalla, Girona, İspanya) ana modeller elde edildi. Bu aşamada dikey boyut ve sentrik ilişkinin tespiti mum duvarlar ve interoklüzal kayıt materyali (Deli-bite, HappyDen Corporation, Sherpa, Kore) aracılığıyla yapıldı. Hastaların protetik tedavileri devam ederken, kasların fonksiyonel devamlılığının sağlanması için hastalara tam ark sabit akrilik materyalden elde edilmiş köprüler geçici olarak simante edildi. Hastaların doğal diş destekli daimi sabit protetik restorasyonların metal alt yapıları CAD-CAM tekniğinden yararlanılarak lazer sinter yöntemi ile 20µ boyutundaki partiküllerin (EOSINT M EOS, Co-Cr SP2, EOS GmbH, Almay) 200 Watt ytterbium- fiber optik lazer ile birleştirilmesi sonucu elde edildi. Restorasyonların dentin prova işlemleri sırasında, oklüzal ve fonetik düzenlemeleri yapıldı. Tedavi sırasında ve sonrasında hastanın dikey boyutunun korunmasına özen gösterildi. Protezlerin destek dişlere simantasyonundan önce uygun sentrik ilişki, lateral ve protruziv hareketlerde uygun oklüzyon tesis edildi. Tüm düzenlemeler yapıldıktan sonra sabit restorasyona glaze işlemi uygulanarak protez simantasyon için elverişli hale getirildi. Protez daimi olarak simante edildikten sonra; hastalar, protezlerinin idamesi ve oral hijyen bakımlarını gerçekleştirmeleri için, hasta motivasyon modeli aracılığıyla eğitildi. Protezin daimi simantasyon işleminden sonra, hastaya testler uygulanmadan önce, hastanın fonksiyonel olarak en az 1 ay protezlerini kullanması sağlandı. Bu sürede hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.

3.Tam ark implant destekli sabit protez hastaları: Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'na başvuran hastalar arasından 40 yaş ve üzerinde, tam dişsizliğe sahip, tam ark implant

destekli sabit protez yaptırmayı düşünen hastalar seçildi. Hastaların radyolojik ve intraoral incelemeleri sonucunda dental arklarına yapılacak olan 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 grafler üzerinde mandibular kanal ve mental foramenlerin yeri, intraforaminal bölgedeki kemik yüksekliği, maksiller sinüsün konumu, durumu ve premaksillanın 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, her bir dental arkı için uygun lokalizasyonlarda pozisyonlandırılmış en az 6 adet 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 hastanın ağrı kesici hastaya reçete edildi. Operasyondan 1 hafta sonra hastanın dikişleri alındı. Dikişlerin alındığı haftayı takip eden 3. hafta, hastanın mevcut tam protezlerine doku düzenleyici (Ufi-gel P, Voco, Germany) uygulanarak geçici olarak kullanılmaları sağlandı. İmplantların osseointegrasyonu için en az 8 hafta beklendi. Bu süre içerisinde hastaların mevcut protezlerine uygulanan doku düzenleyiciler haftalık olarak değiştirildi ve protezlerin implantlar üzerine aşırı yük uygulamalarına azami dikkat edildi. Hastanın implantlarının üzerini örten mukoza, aynı cerrah tarafından uygun yöntemle uzaklaştırıldı. İmplantın üzerindeki kapama vidası çıkarılıp, yerine gingival şekillendirici başlık implant üstü sabit protezin estetik ve fonksiyonel uyumluluğunun sağlanması amacıyla yerleştirildi. İstenen diş eti formu elde edildikten sonra, hastanın diş eti şekillendirme başlıkları çıkarılıp yerine implantüstü dayanakları (DIO Solid Abutments, Haeundae-gu, Kore) raşetle 35N/cm tork uygulanarak (DIO Ratchet Wrench, Haeundae-gu, Kore) yerleştirildi. Daimi implant destekli sabit restorasyonların yapılması amacıyla, her

implant üstü dayanak için özel plastik ölçü keplerinin (DIO Impression Caps, Haeundae-gu, Kore) yerleştirilmesini takiben, uygun fabrikasyon ölçü kaşıkları ve ilave tip silikon ölçü materyali (Elite HD+, Zhermack Clinical, Badia Polesine, Rovigo, İtalya) kullanılarak ölçü alındı. Ölçülerin içerisine, implant analogları (DIO Dental Implant Analogs, Haeundae-gu, Kore) uygun yön ve pozisyonda yerleştirildi. Hastalardan alınan ölçülerden, Tip 2 sert alçı kullanılarak (Durguix, Tip III, Protechno, Vilamalla, Girona, İspanya) ana modeller elde edildi. Elde edilen modeller üzerinde ışıkla sertleşen kaide plakları ve mum duvarlar hazırlandı. Bilinen yöntemler ile dikey boyut ve sentrik ilişkinin tespiti yapıldı. Hastaların protetik tedavileri devam ederken, kasların fonksiyonel devamlılığının sağlanması için hastalara tam ark implant destekli sabit akrilik materyalden elde edilmiş köprüler geçici olarak simante edildi. Hastaların implant destekli daimi sabit protetik restorasyonlarının metal alt yapıları CAD-CAM tekniğinden yararlanılarak lazer sinter yöntemi ile 20µ boyutundaki partiküllerin (EOSINT M EOS, Co-Cr SP2, EOS GmbH, Almaya) 200 Watt ytterbium- fiber optik lazer ile birleştirilmesi sonucu elde edildi. Restorasyonların dentin prova işlemleri sırasında, oklüzal ve fonetik düzenlemeleri yapıldı. Tedavi sırasında ve sonrasında hastanın dikey boyutunun korunmasına özen gösterildi. Protezlerin, implantüstü dayanaklara simantasyonundan önce uygun sentrik ilişki, lateral ve protruziv hareketlerde uygun oklüzyon tesis edildi. Tüm düzenlemeler yapıldıktan sonra sabit restorasyona glaze işlemi uygulanarak protez simantasyon için elverişli hale getirildi. Protez daimi olarak simante edildikten sonra; hastalar, protezlerinin idamesi ve oral hijyen bakımlarını gerçekleştirmeleri için, hasta motivasyon modeli aracılığıyla eğitildi. Protezin daimi simantasyon işleminden sonra, hastaya testler uygulanmadan önce, hastanın fonksiyonel olarak en az 1 ay protezlerini kullanması sağlandı. Bu sürede hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.

Protezin simantasyonu 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” alındı (Ek 1). Tam dişli hastalara ise tedavilerinin tamamlandığı seansta çalışma konusundan söz edildi ve kabul eden hastalardan gönüllü onam formu alındı. Her

grupta 12 adet hasta olacak şekilde toplamda 36 adet hasta çalışma için değerlendirildi.

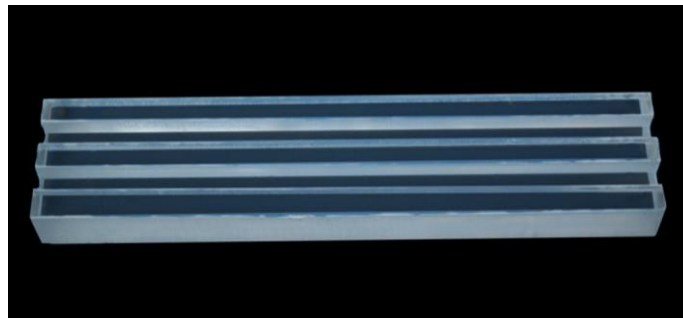
2. ve 3. gruptaki hastalara protezin daimi simantasyonundan sonra testler yapılmadan önce, fonksiyonel olarak en az 1 ay protezleri kullanıldı. Bu sürede hastaların protezleri ile ilgili şikayetleri varsa giderildi.

Doğal diş destekli tam ark sabit ve tam ark implant destekli sabit hastalarının protetik tedavileri aynı hekim tarafından gerçekleştirildi.

Çalışmaya dahil edilen tam dişli hastaların yaş ortalaması 53.6 olarak hesaplandı. Söz konusu hasta grubunda 7 bayan ve 5 erkek mevcuttur. Çalışmaya dahil edilen, 8 bayan ve 4 erkekten oluşan doğal diş destekli sabit protez hastalarının yaş ortalaması 50.4 olarak hesaplandı. Çalışmaya dahil edilen, tam ark implant destekli sabit protez hastalarının yaş ortalaması 58.5 olarak hesaplandı. 4 bayan ve 8 erkek hasta söz konusu grupta incelemeye alındı.

3.1.1. Çiğneme Materyalinin Hazırlanması

Çiğneme materyali olarak, yoğun kıvamlı polisiloksan ölçü maddesinden (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) yararlanıldı. Ölçü maddesinden 1cm³ büyüklüğünde standart küpler elde edildi. Küplerin şekillendirilmesi için bir pleksiglas kalıptan yararlanıldı. 4x2x2 cm ölçülerinde pleksiglas materyalin üzerine hassas torna cihazı ile 10 mm genişliğinde, 10 mm derinliğinde oluklar açıldı (Şekil 5) (163).

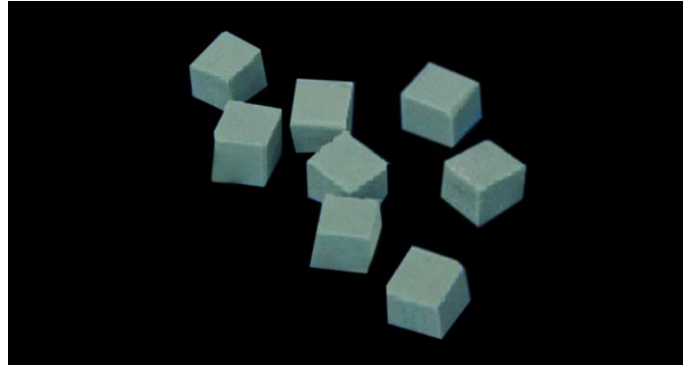


Şekil 5. Pleksiglas materyalden yapılan kalıp

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan ölçü maddesi uygun oranlarda karıştırılarak, kalıp üzerindeki oluğa parmak basıncıyla yerleştirildi ve kalıba homojen şekilde yayılması ve düzgün bir yüzey oluşturması için üzerini

tamamen kaplayan bir cam parçası aracılığıyla basınç uygulandı. Pleksiglas kalıbın şeffaf olması sayesinde, hazırlanan karışımın kalıp içerisinde homojen ve hava kabarcığı olmadan şekillendiği kontrol edildi. Ölçü maddesinin polimerizasyonunun tamamen sağlanması amacıyla, kalıp üretici firmanın önerisi doğrultusunda 24 saat oda ısısında bekletildi. Bu süre sonunda polimerizasyonu tamamlanan ölçü maddesi bir spatül yardımıyla kalıptan çıkarıldı. Hava kabarcığı oluşan ya da kalıptan uzaklaştırma sırasında madde kaybına uğrayan örnekler araştırmada kullanılmadı. Tüm bu işlemler süresince ölçü materyalinin deforme olmaması için azami özen gösterildi.

Kalıptan çıkartılan test materyali, düz ve temiz bir zemin üzerinde incelendi. Milimetrik bir cetvel ve bir bistüri kullanılarak 10 milimetre uzunluğunda küpler elde edildi (Şekil 6). Elde edilen küpler elektronik hassas terazi ile tartılarak tüm küpler, ağırlıkları 2.35 gram olacak şekilde bir bistüri kullanılarak kesildi. Polimerizasyonu ve şekillendirilmesi tamamlanan küpler aynı gün içerisinde kullanıldı. Kullanılmayan küpler aynı gün sonunda imha edildi.



Şekil 6. Test öncesi elastomerik ölçü maddesinden hazırlanmış küpler

3.1.2. 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. İntraoral muayene ile destek dişlerin veya implantüstü dayanakların stabilizasyonu, dişler arasındaki oklüzyon, çevre

yumuşak doku, TME, protetik restorasyonlarda herhangi bir kırık veya çatlak varlığı, dişeti uyumsuzlukları veya yaralanmalar, bakteriyel veya virütik hastalıkların varlığı kontrol edildi.

Doğal diş destekli tam ark sabit protez ve tam ark implant destekli sabit protez hastalarının klinik muayenesi:

Hastaların plak indeksi, gingival indeks, mobilite indeksleri ve perküsyona hassasiyetleri ölçüldü.

Plak indeksi= Loe ve Silness'in 1963 ve 1967 yıllarında yaptığı çalışmalar sonucunda kullanılmaya başlanan plan indeksi kullanıldı (177). Dişeti kenarı dört bölgeye ayrıldı (Bukkal, lingual, mesial ve distal). Dört bölgenin her biri aşağıdaki kriterlere göre 0-3 arasında değerlendirildi.

0: Dişeti bölgesinde plak yok

1: Serbest dişeti kenarına ve buna bitişik diş yapışan film tabakası mevcut

2: Çıplak gözle görülen, dişeti kenarındaki dişeti cebi içinde ve/veya bitişik diş yüzeyinde orta derecedeki eklenti birikimi mevcut

3: Dişeti cebi içindeki ve/veya dişeti kenarında ve bitişik diş yüzeyinde fazla miktarda yumuşak madde mevcut.

Plak indeksi 0 veya 1 olan hastalar çalışmaya dahil edildi.

Gingival İndeks= Yine Loe ve Silness'in çalışmaları sonucu kullanılmaya başlanan gingival indeks kullanıldı (177). Diş etinin vestibül, lingual, mesial ve distal kısımlarına bakılarak değerlendirme yapıldı. Diş eti hastalığı şu şekilde değerlendirildi:

0: Normal

1: Hafif iltihap; hafif ödem, sondlamada kanama yok, renkte hafif değişiklik

2: Orta derece iltihap; kırmızılık, ödem ve parlaklık, temasta kanama

3: Şiddetli iltihap; belirgin kırmızılık ve ödem, ülser ve kendi kendine kanamaya eğilim

Bir diş için gingival indeks; mesial, distal, lingual ve vestibül kısımlarına verilen puanların toplanarak, dörde bölünmesi ile bulundu. Bir kişinin gingival indeksi ise, bütün dişlerin aldığı puan toplamının diş sayısına bölünmesiyle bulundu.

Gingival indeksi 0 veya 1 olan hastalar çalışmaya dahil edildi.

Mobilite İndeksi= Sond ve aynanın sapları kullanılarak ayak dişlere/implantlara hafifçe vurularak değerlendirme yapıldı.

0: Hiç mobilite yok

1: Az miktarda mobilite var

2: Mobilite belirgin düzeyde var

Mobilite indeksi 0 olan hastalar çalışmaya dahil edildi.

Perküsyon hassasiyeti= Sond sapı ile dişin/implantın uzun aksına dik gelecek şekilde hafifçe vurularak değerlendirme yapıldı. Özellikle implantlar için metalik ses (fonksiyonel ankiloz) veya tok ses (fibro-integrasyon) olup olmadığı kontrol edildi (178).

Seçilen hastalarda hiçbir dişe/implantta perküsyona hassasiyeti tespit edilmedi. Hassasiyet şikayeti olan hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

Seçilmiş hastaların EMG esnasında çiğneyecekleri materyali öğrenmeleri için bir adet küp 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. Tüm aproksimal yüzeyler sond ile kontrol edilerek hastaların ağızları içinde hiçbir materyal parçacığının kalmaması temin edildi.

3.1.3. Hastalara EMG Uygulanması

Doğal diş destekli tam ark sabit protez ve tam ark implant destekli sabit protez hastalarıyla, tam dişli hastalar EMG değerlendirmesi için Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı'nın EMG odasına alındı.

Hastaya EMG esnasında yapılacak işlemler tek tek anlatıldı. Hastalar kayıt sırasında rahat olmaları, kafalarını sabit tutmaları, yutkunmamaları, çiğnedikleri test

materyalini yutmamaları, çenelerinin veya dillerinin protrüzyonundan kaçınmaları konularında bilgilendirildi. 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 bastıkları pozisyonda oturtuldu. Hastalardan kollarındaki mevcut takı ve saati çıkarmaları istendi.

3.1.4. Test Protokolü

EMG kaydı alınmadan önce, hastanın derisindeki yağ ve kir tabakasını uzaklaştırmak amacıyla, elektrot temas noktaları tespit edilip 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 elektrotlara (Nutrode-promo GE medical systems accessories Cedex, France) iletken jel (Konix gel İstanbul, Türkiye) sürüldü. Aktif olan elektrot, masseter kası boyunca yerleştirilirken; pasif elektrot aktivitenin hemen hemen hiç olmadığı buruna yerleştirildi (Şekil 7). Elektrotlar hastanın derisine flaster bant ile sabitlendi. Hastanın bileğine ise ıslatılmış topraklama şeridi sıkı bir şekilde tutturuldu (Şekil 8). Yeşil elektrot kablosu, topraklama şeridine ve EMG cihazına (Micromed S.L.R Mogliano Veneto (TV) Italy) bağlandı (Şekil 9). Özel EMG programı (SystemPLUS 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.



Şekil 7. Hastadan EMG alınması için yerleştirilen aktif ve pasif elektrotların konumu



Şekil 8. Hastadan EMG alınması esnasında hastanın pozisyonu

Çiğneme işlemi sağ ve sol taraf olmak üzere 2 periyotta gerçekleştirildi. Hastalara ilk önce bir adet silikon küp test materyali verildi ve EMG elektrotu sol masseter kası üzerine yerleştirildi. Daha sonra hastaya sadece alt ve üst sol 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 vuruşları araştırmacı tarafından gözle sayıldı. 40. vuruş 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. Daha sonra, hasta bir miktar su alarak, 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. Varsa hastanın hissetmediği partiküller presel yardımıyla toplandı ve bardağa aktarıldı. Tüm bu işlemler sırasında hastanın yutkunmaması için çaba sarf edildi. Aktarma işleminin ardından bardağın üzerine bir etiket yapıştırılarak üzerine hastanın adı, soyadı ve alınan materyalin hangi dental arklar kullanılarak parçalamaya tabi tutulduğu yazıldı. Hasta 2. periyoda geçmeden önce en az 1 gün dinlendirildi. Daha sonra aynı işlemler sağ taraf için de tekrarlandı. Sağ taraftan alınan EMG verileri sırasında toplanan partiküller de bir başka bardağa aktararak üzerine hastanın adı, soyadı ve alınan materyalin hangi dental arklar kullanılarak parçalamaya tabi tutulduğu bilgilerini içeren bir etiket yapıştırıldı.

Çiğneme testi tamamlandıktan sonra materyallerin bardağın alt kısmına çökmesi beklendi. Bardaktaki su üst kısımda 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 5 saat bekletilerek kalan suyun süzülmesi ve filtre kağıdının tamamen kuruması sağlandı (Şekil 9). Kurumuş olan filtre kağıdı, içerisindeki parçalanmış test materyali ile birlikte hassas terazide tartıldı. Daha sonra kurumuş filtre içerisindeki materyal, boş bir beyaz dosya kağıdı üzerine aktarıldı ve fırçayla birbirine yapışan materyal parçacıkları ayrıldı.



Şekil 9. Materyallerin kahve filtresinden geçirildikten hemen sonraki süzölmüş ve tamamen kurutulmuş halleri

3.1.5. Elek Seçimi

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. 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 4'te, elekler ise şekil 10'da görölmektedir. Elekler seçilirken, gözenek boyutlarının bir önceki eleğin gözenek boyutlarından küçük olmasına dikkat edildi.

Tablo 4. 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 10. Çalışmada kullanılan elekler

3.1.6. Elek Analizi Ölçümlerinin Yapılması

Elek analizi yapılmadan önce, eleklerin ve toplama kabının ağırlıkları kaydedildi (Tablo 5). Elekler en büyük açıklığa sahip olan en üstte olacak şekilde, en küçük boyuta doğru sıralandı (Şekil 11). Toplama kabı ise en alta yerleştirildi. Elenecek materyal, kahve filtresinden temiz boş bir kağıda aktarıldı ve bir fırça ile birbirine yapışan partikülleri ayrıştırıldı (152). Çiğnenmiş silikon 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 12). Çiğneme performansı; her hasta grubu için, her bir eleğin üzerinde ayrı ayrı kalan miktarların kıyaslanmasıyla belirlendi.



Şekil 11. Eleklerin en küçük açıklığa sahip olandan en büyük açıklığa sahip olana doğru sıralanmış görüntüsü

Tablo 5. Elek boyutlarına göre 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 12. 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 soyismi, alınan materyalin hangi dental arklar kullanılarak parçalamaya tabi tutulduğu ve hastanın ait olduğu test grubunun yazıldığı kilitli poşetlere yerleştirilerek arşive alındı (Şekil 13). Eleklerin telleri üzerinde kalan eklentilerin diğer hastaların değerlerini etkilememesi için; elekler 15 saniye boyunca 2,5 bar basınçlı hava ile temizlendi ve dezenfekte edildi. Her hastadan sonra elekler sterilize 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 2,35 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 sağ ve sol taraf olmak üzere kaydedildi (Şekil 14).



Şekil 13. Arşive alınan materyal örneği

Microsoft Excel - sibel tez full implantlar

Yardım için soru yazın

Q42 fx 3.46775

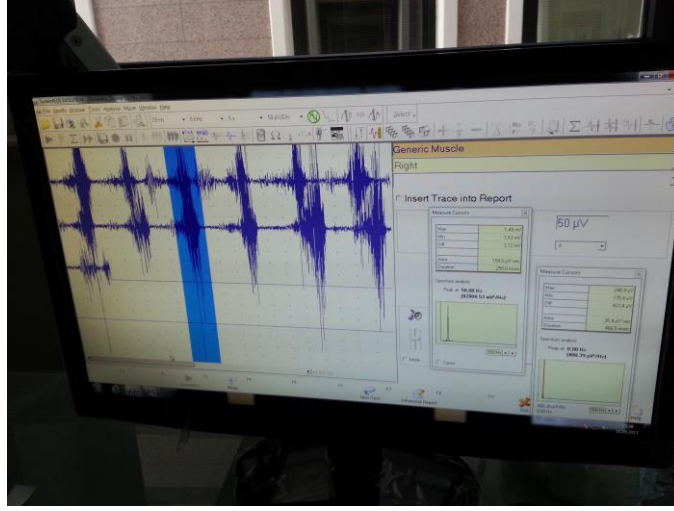
1	2	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S
1	2	SAĞ	MAX	MIN	DIFF		8 NOLU	16 NOLU	30 NOLU	45 NOLU	60 NOLU	TOPLAMA KABI		SOL	MAX	MIN	DIFF		8 NO	
2	1	1,95	1,45	3,4	kap + materyal		167,153	141,965	143,015	149,789	155,504	111,023	868,449		1	1,16	2,14	3,3	kap + materyal	166,839
3	2	1,65	1,8	3,45	boş ağırlıklar		166,73	140,938	142,786	149,778	155,498	111,001	869,081		2	1,55	2,16	3,71	boş ağırlıklar	166,73
4	3	1,87	1,64	3,51	ham materyal		0,423	1,027	0,229	0,011	0,006	0,022	0,632		3	1,47	1,82	3,29	ham materyal	0,109
5	4	1,54	1,87	3,41									Materyal kaybı		4	1,61	1,72	3,33		
6	5	1,97	1,42	3,39											5	1,5	2,08	3,58		
7	6	1,31	1,14	2,45											6	1,88	1,67	3,55		
8	7	1,5	1,28	2,78											7	1,57	1,35	2,92		
9	8	1,98	1,71	3,69											8	1,8	1,61	3,41		
10	9	2,37	2,44	4,81											9	1,76	2	3,76		
11	10	2,45	1,8	4,25											10	2,1	1,47	3,57		
12	11	1,99	2,04	4,03											11	1,56	1,87	3,43		
13	12	1,65	2,12	3,77											12	1,51	2,12	3,63		
14	13	1,87	1,88	3,75											13	2,73	1,96	4,69		
15	14	1,9	1,9	3,8											14	2,73	2,22	4,95		
16	15	2,47	1,5	3,97											15	1,82	2,26	4,08		
17	16	1,75	2,04	3,79											16	1,12	1,68	2,8		
18	17	2,2	2,1	4,3											17	1,21	2,21	3,42		
19	18	1,88	1,67	3,55											18	1,89	2,16	4,05		
20	19	1,65	2,16	3,81											19	2,65	2,52	5,17		
21	20	1,65	1,9	3,55											20	1,37	1,85	3,22		
22	21	1,47	1,85	3,32											21	1,27	1,3	2,57		
23	22	1,56	1,87	3,43											22	1,58	1,48	3,06		
24	23	1,87	1,35	3,22											23	1,73	2,06	3,79		
25	24	2,37	1,56	3,93											24	1,31	1,66	2,97		
26	25	1,48	1,69	3,17											25	2,63	2,24	4,87		
27	26	1,12	1,56	2,68											26	1,29	1,47	2,76		
28	27	1,61	1,8	3,41											27	1,76	2,35	4,11		
29	28	1,37	1,66	3,03											28	2,37	1,49	3,86		
30	29	1,5	2,01	3,51											29	1,53	1,55	3,08		

Hazır

Şekil 14. 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 değer arasındaki farkları olan diferansiyon (amplitüd) değerleri hesaplandı. Her hastada ilk çiğneme vuruşundan son çiğneme vuruşuna kadar, her bir tarafta (sağ ve sol olarak) 40 vuruş olmak üzere toplamda 80 vuruş ayrı ayrı hesaplandı (Şekil 15). Hesaplanan vuruşların diferansiyonlarının (amplitüd) sağ ve sol taraflar için ortalamaları alındı (179). Bütün değerler her bir test grubu ve her bir hasta için ayrı açılan excel çalışma sayfalarına sağ ve sol taraflar için olmak üzere kaydedildi.



Şekil 15. EMG ölçümlerinin hesaplanması

3.3. Çalışmada Kullanılan İstatistiksel Analiz Yöntemleri

Elde edilen ölçüm verileri, istatistiksel analiz için SPSS 17.0 (SPSS Inc, USA) programına yüklendi ve değerler tablolar halinde kaydedildi.

Hastalardan alınan EMG ölçümlerinde, masseter kasına ait yüzeyden elde edilen potansiyellerin EMG’de görülen maksimum, minimum ve bu iki değer arasındaki farkları olan diferansiyon (amplitüd) değerleri hesaplandı. Çalışmada EMG’de elde edilen veriler faktöriyel düzende tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniğiyle analiz edildi. Grup faktörünün tam dişli, tam ark implant destekli sabit protez ve doğal diş destekli tam ark sabit protez hastaları olmak üzere 3 seviyesi ve yön faktörünün de sağ ve sol olmak üzere 2 seviyesi mevcuttu. Tekrarlanan ölçümler yön faktörünün seviyelerinde gerçekleştirildi. Varyans analizi sonucunda istatistik olarak

önemli farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden “TUKEY” testi kullanıldı.

Hastalara verilen 2,35 gram ağırlığındaki test materyali ile, kahve filtresinde kurutulmuş ve terazide görülen ağırlığından, filtrenin ağırlığı çıkartılan “ham madde miktarı” olarak not edilen test materyali miktarı arasındaki fark “madde kaybı miktarı” hesaplandı. Çalışmada madde kaybı bakımından elde edilen veriler faktöriyel düzende tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniğiyle analiz edildi. Grup faktörünün tam dişli, tam ark implant destekli sabit protez ve doğal diş destekli tam ark sabit protez hastaları olmak üzere 3 seviyesi ve yön faktörünün de sağ ve sol olmak üzere 2 seviyesi mevcuttu. Tekrarlanan ölçümler yön faktörünün seviyelerinde gerçekleştirildi. Varyans analizi sonucunda istatistik olarak önemli farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden “TUKEY” testi kullanıldı.

Eleklerin üzerinde kalan materyal miktarı; hastalara verilen 2,35 gram ağırlığındaki test materyalinden test sonucu geri alınan miktarın süzülüp, kurutulduktan sonra eleklerden geçirilmesiyle elde edilen; her bir elek üzerinde kalan ortalama ağırlıkları olarak ölçülmüştür. Eleklerin üzerinde kalan materyal miktarı bakımından elde edilen veriler yine faktöriyel düzende tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniğiyle elde edildi. Çalışmada, grup faktörünün 3 seviyesi, yön faktörünün 2 seviyesine ilaveten 3. bir faktör olarak 6 seviyeye sahip olan elek faktörü analize dahil edildi.

Çalışmadaki EMG ölçümleri 40 çiğneme vuruşunun her birinde oluşan, yüzeyel maseter kasa ait potansiyellerin ortalaması alınarak elde edildi. Çalışmada bu 40 vuruştan elde edilen ölçümlerin grup içi korelasyon katsayıları (metot hatası) hesaplanarak bu ölçümlerin birbirine benzerlikleri de irdelendi.

Üzerinde durulan özellikler bakımından 2’şerli olarak “Pearson Korelasyon Katsayısı” hesaplanarak özellikler arasındaki doğrusal ilişkinin varlığı irdelenmiştir.

4. BULGULAR

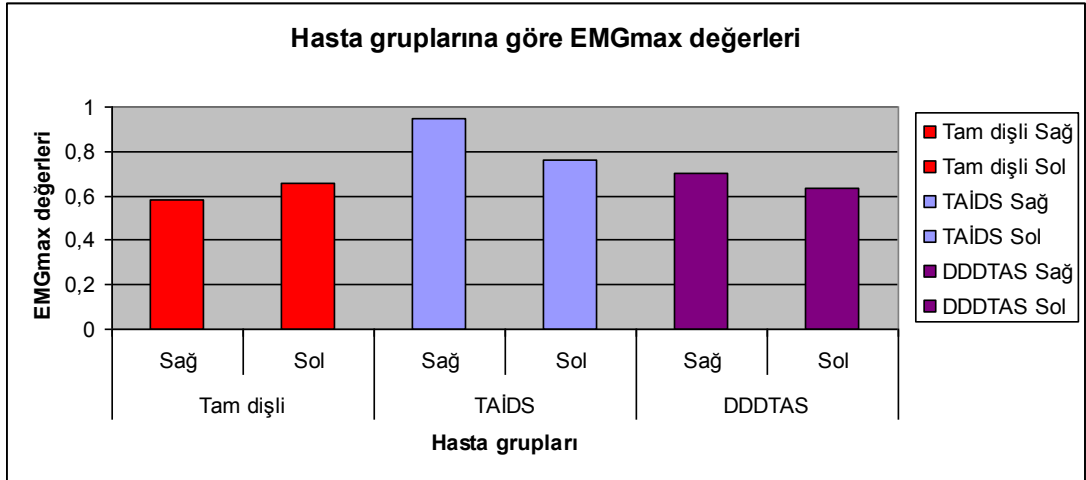
Bu çalışmada; tam dişli, tam ark implant destekli sabit (TAİDS) protez ve doğal diş destekli tam ark sabit (DDDTAS) protez hastaları olmak üzere toplamda 36 hasta çiğneme performansları açısından 3 grup altında incelenmiştir. 12 hastadan oluşan gruplardan elde edilen EMG ve eleme işlemi sonucunda elde edilen veriler değerlendirilmiştir.

4.1. Hasta Gruplarının Çiğneme Yönlerine Göre EMG Ölçümlerinin Ortalamasına Ait İstatistik Verileri (Tanıtıcı İstatistik Verileri)

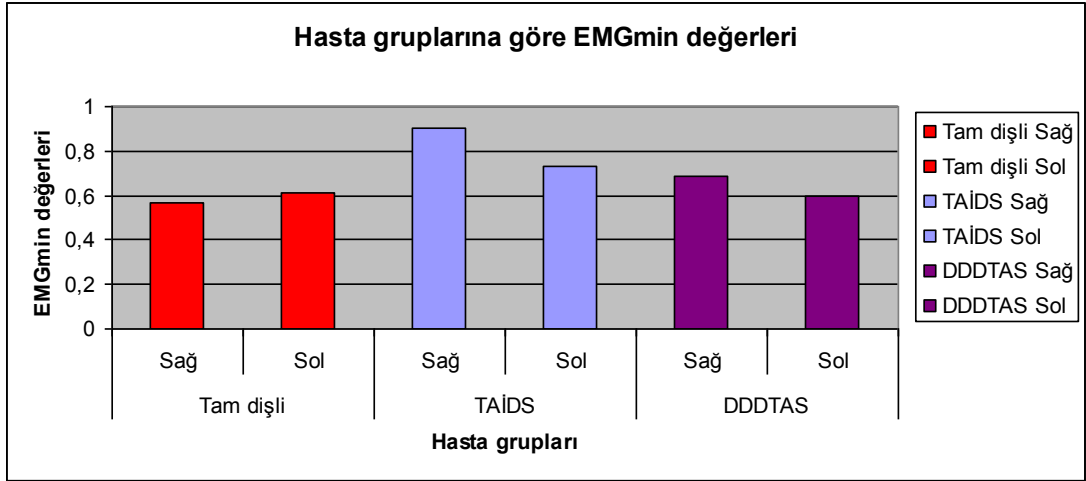
Verilen test materyalinin hastaya çiğnetilmesi esnasında, hastadan eş zamanlı olarak EMG ölçümleri alındı. Test gruplarına dahil edilen hastalar her bir yön için (sağ ve sol) verilen birer adet 1 cm³ materyali, 40ar kez ısırarak parçalamaya çalışmıştır. 40 vuruşu içeren çiğneme siklusu esnasında hastanın masseter kasından alınan 40 adet EMG potansiyeli incelendi. Hastalardan elde edilen yüzeyel kasa ait potansiyellerin maksimum ortalamaları (EMG max), minimum ortalamaları (EMG min) ile maksimum ve minimum farkları olan diferansiyon (amplitüd, [EMG diff]) ortalamaları başlığı altında, hasta gruplarına göre ve çiğneme yönlerine göre tablosu ve grafikleri aşağıda verilmiştir (Tablo 6, Grafik 1-4).

Tablo 6. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG ölçümlerinin ortalamasına ait elde edilen ortalama veriler

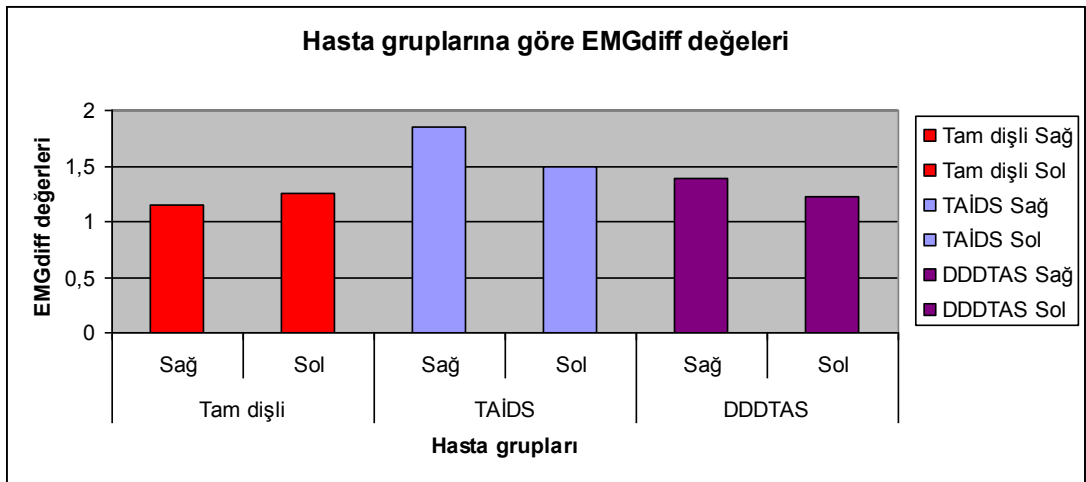
Hasta Grupları	Çiğneme Yönü	EMG max ortalama±SEmean	EMG min ortalama±SEmean	EMG diff ortalama±SEmean
Tam dişli	Sağ	0,580 ± 0,114	0,569 ± 0,110	1,145 ± 0,223
	Sol	0,659 ± 0,97	0,615 ± 0,93	1,260 ± 0,190
TAİDS	Sağ	0,945 ± 0,114	0,906 ± 0,110	1,851 ± 0,223
	Sol	0,762 ± 0,97	0,734 ± 0,93	1,496 ± 0,190
DDDTAS	Sağ	0,701 ± 0,114	0,686 ± 0,110	1,387 ± 0,223
	Sol	0,631 ± 0,97	0,596 ± 0,93	1,227 ± 0,190



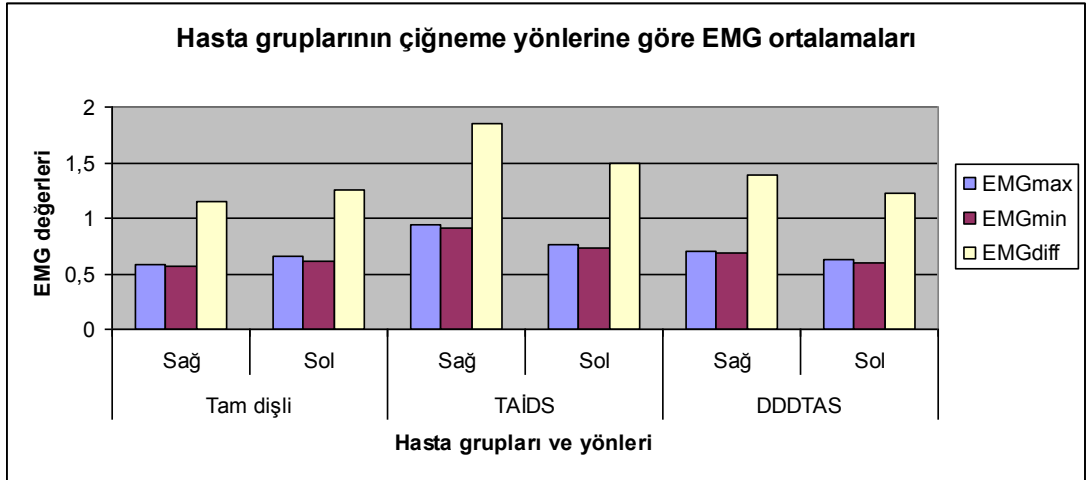
Grafik 1. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG max değerlerinin ortalamasına ait grafik



Grafik 2. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG min değerlerinin ortalamasına ait grafik



Grafik 3. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG diff değerlerinin ortalamasına ait grafik



Grafik 4. Hasta gruplarının çiğneme yönlerine göre EMG değerlerinin tümünün ortalamasına ait grafikler

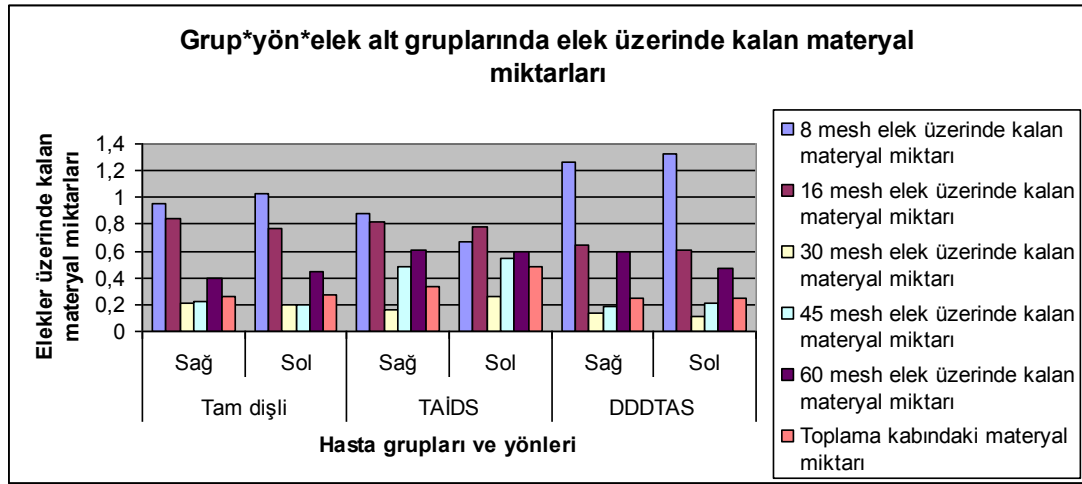
Tablo 6’da elde edilen veriler faktöriyel düzende tekrarlanan ölçümlü varyans analizi tekniğiyle analiz edildi. Tekrarlanan ölçümler yön faktörünün seviyelerinde gerçekleştirildi. Varyans analizi sonucunda istatistiksel olarak önemli olan farklılıkların belirlenmesinde çoklu karşılaştırma yöntemlerinden TUKEY testi kullanıldı. Verilere yapılan varyans analizi sonucunda yön*hasta grubu interaksyonu istatistiksel olarak anlamlı değildir. Yine, hasta gruplarının ortalamaları arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Sağ ve sol taraflardan alınan EMG ortalamaları arasındaki fark da istatistiksel olarak anlam arz etmemektedir. Fark anlam arz edecek seviyede olmasa da EMG değerleri ortalaması, tam ark implant destekli sabit protez hastalarının bulunduğu grupta, diğer gruplara göre daha yüksektir.

4.2. Hasta Gruplarından Geri Alınan Çiğneme Materyallerinin Grup*Yön*Elekte Kalan Ortalama Miktar Alt Gruplarında Eleklerde Kalan Madde Miktarlarına Ait İstatistik Verileri

Hastalara verilen 2,35 gram ağırlığındaki test materyalinden, test sonucu geri alınan miktarın süzülüp, kurutulduktan sonra eleklerden geçirilmesiyle elde edilen ve her bir elek üzerinde kalan ortalama ağırlıklarının ve standart sapma ortalamalarının hasta gruplarına ve çiğneme yönlerine ait istatistik verileri tabloda ve grafikte gösterilmiştir (Tablo 7, Grafik 5).

Tablo 7. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup*yön*elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait elde edilen ortalama veriler

Hasta Grupları	Çiğneme Yönü	8 mesh elekte kalan ort. miktar \pm SEmean	16 mesh elekte kalan ort. miktar \pm SEmean	30 mesh elekte kalan ort. miktar \pm SEmean	45 mesh elekte kalan ort. miktar \pm SEmean	60 mesh elekte kalan ort. miktar \pm SEmean	Toplama kabında kalan ort. miktar \pm SEmean
Tam dişli	Sağ	0,950 \pm 0,146	0,842 \pm 0,110	0,205 \pm 0,039	0,22 \pm 0,011	0,40 \pm 0,018	0,26 \pm 0,006
	Sol	1,025 \pm 0,167	0,767 \pm 0,124	0,194 \pm 0,050	0,20 \pm 0,012	0,45 \pm 0,018	0,27 \pm 0,008
TAİDS	Sağ	0,882 \pm 0,146	0,815 \pm 0,110	0,158 \pm 0,039	0,48 \pm 0,011	0,61 \pm 0,018	0,34 \pm 0,006
	Sol	0,673 \pm 0,167	0,784 \pm 0,124	0,258 \pm 0,050	0,55 \pm 0,012	0,60 \pm 0,018	0,48 \pm 0,008
DDDTAS	Sağ	1,264 \pm 0,146	0,642 \pm 0,110	0,132 \pm 0,039	0,19 \pm 0,011	0,59 \pm 0,018	0,25 \pm 0,006
	Sol	1,329 \pm 0,167	0,602 \pm 0,124	0,109 \pm 0,050	0,21 \pm 0,012	0,47 \pm 0,018	0,25 \pm 0,008



Grafik 5. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup*yön*elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait grafikler

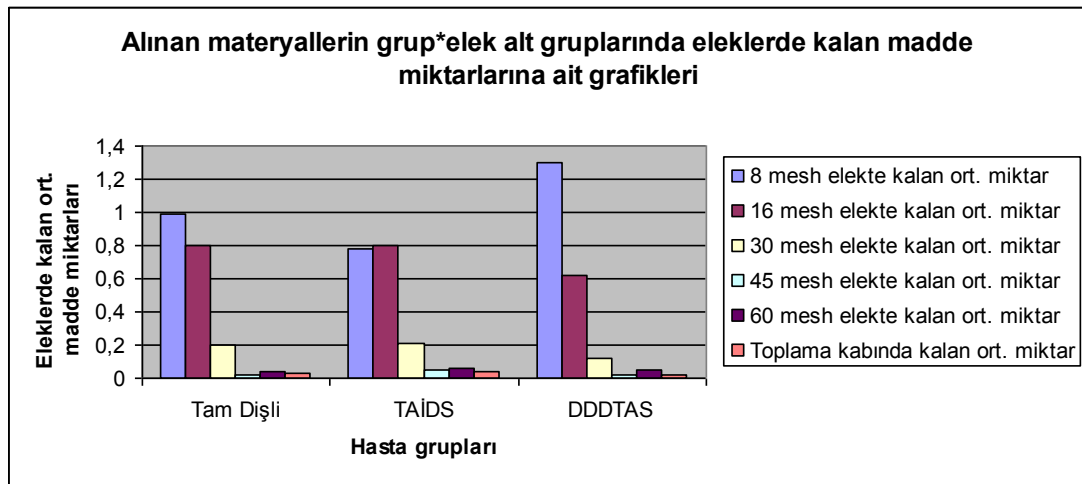
Eleklerin üzerinde kalan materyal miktarının ortalaması ve standart sapması bakımından elde edilen verilere yapılan varyans analizi sonucunda yön*elek*hasta grubu 3'lü interaksyonu istatistiksel olarak anlamlı değildir (Tablo 7). Yine, 2'li interaksyonlarda yön*elek ve yön*hasta grubu interaksyonları da istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak elek*hasta grubu interaksyonu istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$) (Tablo 8, Grafik 6,7).

Tablo 8. Hasta gruplarından alınan materyallerin grup* elek alt gruplarında eleklerde kalan madde miktarlarına ait elde edilen ortalama veriler

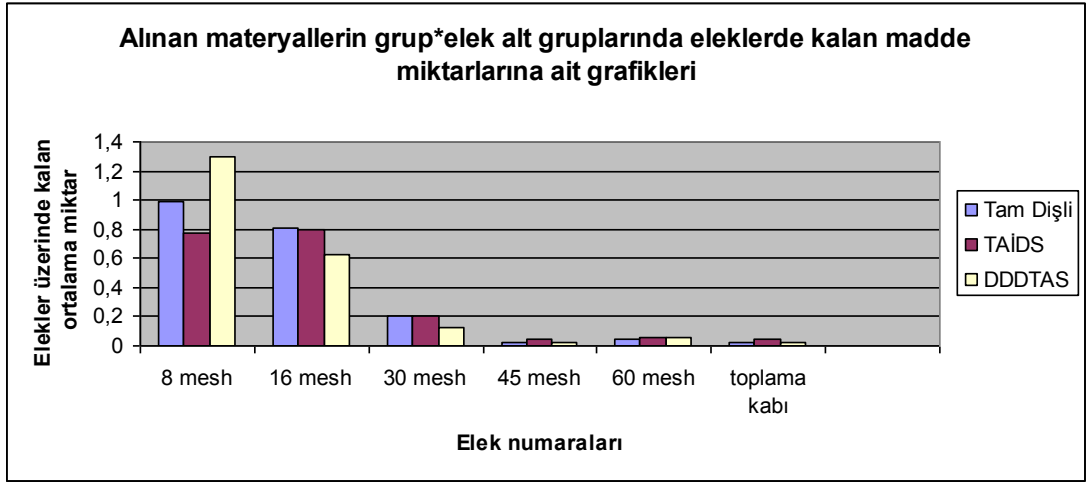
Hasta Grupları	8 mesh elekte kalan ort. miktar	16 mesh elekte kalan ort. miktar	30 mesh elekte kalan ort. Miktar	45 mesh elekte kalan ort. miktar	60 mesh elekte kalan ort. miktar	Toplama kabında kalan ort. miktar
Tam dişli	0,988±0,143 Ab	0,804±0,108 Aa	0,200±0,041 Ba	0,021±0,011 Ba	0,043±0,017 Ba	0,026±0,006 Ba
TAİDS	0,777 ± 0,143 Ab	0,800 ± 0,108 Aa	0,208 ± 0,041 Ba	0,051 ± 0,011 Ba	0,061 ± 0,017 Ba	0,041 ± 0,006 Ba
DDDTAS	1,296 ± 0,143 Aa	0,622 ± 0,108 Ba	0,121 ± 0,041 Ca	0,020 ± 0,011 Ca	0,053 ± 0,017 Ca	0,025 ± 0,006 Ca

*) Büyük harfler her bir grupta elekler arası farklılığı, küçük harfler her bir elekte gruplar arası farklılığı göstermektedir.

Tablo 8’de görüldüğü üzere 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. Nitekim, TUKEY testi de bu esasa göre yapılarak farklılıklar ortalamalar üzerinde Latin harfleriyle gösterilmiştir.



Grafik 6. Her bir elekte gruplar arası farklılıklara ait grafikler



Grafik 7. Her bir grupta elekler arası farklılıklara ait grafikler

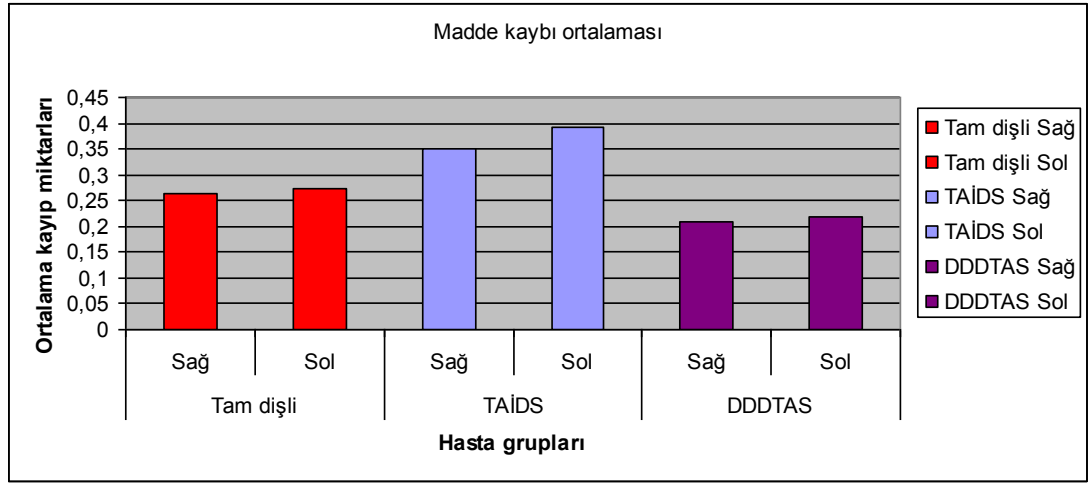
4.3. Hasta Gruplarına Verilen Çiğneme Materyallerinin Çiğneme Yönelimine Göre Ortalama Kayıp Miktarı ve Standart Hatasına Ait İstatistik Verileri

2,35 gram ağırlığındaki çiğneme materyalini hastaların 40 kez ısırma hareketi ile sonuçlandırdıkları çiğneme siklusunun ardından, boş bir plastik bardağa parçacıklar aktarıldı. Daha sonra, hasta bir miktar su alarak, parçaladığı test materyallerinin oral kavitede kalan kısmını toparlayarak tekrar aynı bardağa aktardı. Bu işlem birkaç kere tekrar edildi. Tüm bu çabalara rağmen yapılan ağırlık ölçümlerinde bir miktar materyalin kaybedildiği anlaşıldı. Bu nedenle çalışmada farklı bir inceleme daha gerçekleştirildi.

Hastadan geri alınan materyal, ağırlığı önceden ölçülmüş olan kahve filtresinden süzülerek kurutuldu. Kurumuş olan filtre ve içindeki materyal parçacıkları hassas terazide tartıldı. Terazide görülen ağırlıktan filtrenin ağırlığı çıkarıldı ve “eldeki madde” miktarı not edildi. Hastaya en başta verilen çiğneme materyalinin ağırlığı olan 2,35 gramdan eldeki madde miktarı çıkarılarak, “madde kaybı miktarı” hesaplandı. Bu kayıpların ortalaması Tablo 9’da ve Grafik 8’de gösterilmiştir.

Tablo 9. Hasta gruplarına verilen materyallerin çiğneme yönlerine göre ortalama madde kaybı miktarları

Hasta Grupları	Çiğneme Yönü	Madde Kaybı ortalaması \pm SEmean
Tam dişli	Sağ	0,265 \pm 0,060
	Sol	0,273 \pm 0,066
TAİDS	Sağ	0,351 \pm 0,060
	Sol	0,393 \pm 0,066
DDDTAS	Sağ	0,209 \pm 0,060
	Sol	0,218 \pm 0,066



Grafik 8. Hasta gruplarına verilen materyallerin çiğneme yönlerine göre ortalama kayıp miktarlarını belirten grafikler

Materyalde meydana gelen madde kaybı bakımından elde edilen verilere yapılan varyans analizi sonucunda yön*hasta grubu interaksiyonu istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. İstatistiksel olarak önemli olmasa da tam ark implant destekli sabit protez hastalarındaki madde kaybı diğer gruplardan daha yüksektir.

4.4. EMG Ölçümlerinin Ortalamalarının Kendi Arasındaki Korelasyonları

Verilen test materyalinin hasta tarafından çiğnenmesi esnasında, eş zamanlı olarak hastadan EMG ölçümleri alındı. Hasta her bir yön için verilen birer materyali 40ar kez çiğnedi. 40 vuruşu içeren çiğneme siklusu esnasında hastadan alınan yüzeyden elde edilen kasa ait 40 EMG potansiyeli incelendi. Hastalardan elde edilen potansiyellerin maksimum ortalamaları (EMG max), minimum ortalamaları (EMG

min) ve maksimum ve minimum farkları olan diferansiyon (amplitüd, [EMG diff]) ortalamaları sağ ve sol taraftan alınan verilerle karşılaştırıldı.

Sağ taraftan elde edilen potansiyellerin maksimum ortalama ölçüleriyle sol taraftan elde edilen potansiyellerin maksimum ortalama ölçümleri arasında hesaplanan Pearson korelasyon katsayısı +0,750 olarak bulunmuş olup istatistiksel olarak önemlidir. Bunun anlamı sağ potansiyellerin maksimum ortalamaları artarken, sol potansiyellerin maksimum ortalamaları da artmaktadır ve bu artışın derecesi 0,750'tir. Aynı şekilde potansiyellerin minimum ortalamaları da sağ ve sol tarafta +0,755 Pearson korelasyon katsayısı ile önem teşkil etmektedir. Sağ ve sol potansiyellerin diferansiyon (amplitüd, [EMG diff])'ları arasındaki ilişkiyi gösteren Pearson korelasyonu katsayısı ise +0,753 olarak bulunmuştur.

4.5. Grup İçi Korelasyon Ölçümlerinin (Metot Hatası) İstatistik Verileri

Tablo 10. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,538	0,360	0,774
TAİDS	Tekli ölçümler	0,787	0,644	0,915
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,840	0,721	0,939

Her ne kadar grup içi korelasyon katsayıları arasında istatistiksel anlam teşkil eden fark olmasa da, yapılan tabloda 0,840 değeri ile doğal diş destekli tam ark sabit protez grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 10).

Tablo 11. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,591	0,413	0,809
TAİDS	Tekli ölçümler	0,789	0,648	0,916
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,822	0,694	0,931

Grup içi korelasyon katsayıları arasında istatistiksel olarak önemli fark olmasa da, yapılan tabloda 0,822 değeri ile doğal diş destekli tam ark sabit protez grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 11).

Tablo 12. EMG sonuçlarında sağ masseter kasına ait potansiyellerin diferansiyon (amplitüd) değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,611	0,433	0,822
TAİDS	Tekli ölçümler	0,831	0,708	0,935
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,864	0,759	0,949

Grup içi korelasyon katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da, yapılan tabloda 0,864 değeri ile doğal diş destekli tam ark sabit protez grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 12).

Tablo 13. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin maksimum değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,513	0,338	0,757
TAİDS	Tekli ölçümler	0,787	0,645	0,915
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,729	0,569	0,887

Grup içi korelasyon katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da, yapılan tabloda 0,787 değeri ile tam ark implant destekli sabit grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 13).

Tablo 14. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin minimum değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,536	0,358	0,772
TAİDS	Tekli ölçümler	0,831	0,707	0,935
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,754	0,601	0,899

Grup içi korelasyon katsayılarının verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da, yapılan tabloda 0,831 değeri ile tam ark implant destekli sabit protez grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 14).

Tablo 15. EMG sonuçlarında sol masseter kasına ait potansiyellerin diferansiyon (amplitüd) değerlerinin metot hatası verileri

Hasta Grubu		Grup içi Korelasyon (Metot Hatası)	%95 güven aralığı	
			Alt sınır	Üst sınır
Tam dişliler	Tekli ölçümler	0,569	0,391	0,795
TAİDS	Tekli ölçümler	0,853	0,741	0,944
DDDTAS	Tekli ölçümler	0,779	0,634	0,911

Grup içi korelasyon katsayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmasa da, yapılan tabloda 0,853 değeri ile tam ark implant destekli sabit protez grubundaki hastaların 40 çiğneme değeri arasındaki rakamların birbirine daha yakın olduğu gözlemlendi (Tablo 15).

Grup içi korelasyon (metot hatası) verilerinden elde edilen tablolardan çıkan sonuçlara göre istatistiksel fark olmasa da, sağ taraftaki EMG değerleri hem maksimum, hem minimum hem de diferansiyon (amplitüd) olarak doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarının grubunda birbirine daha yakındır. Sol taraftaki EMG değerlerinde ise hem maksimum, hem minimum hem de diferansiyon (amplitüd) bakımından tam ark implant destekli sabit protez hastalarının grubunda birbirine daha yakındır.

5. TARTIŞMA

Tam dişsizlik nedeniyle kliniğe başvuran hastaların; estetik, fonasyon ve fonksiyonlarını geri kazandırmak için uygulanabilecek pek çok tedavi yöntemi mevcuttur. Bu tedavi yöntemleri arasında en yüz güldürücü ve tercih edilen yaklaşım tam ark implant destekli sabit protezlerdir. Ancak bu tedavi, hem süre olarak diğer tedaviler ile kıyaslandığında hem klinik uygulama süresi daha uzundur hem de ekonomik olarak hastaya diğer yöntemlere kıyasla daha fazla yük getirmektedir. Ayrıca; uygulanacak tedavi yöntemini seçerken hastanın yaşı, genel sağlık durumu, sosyokültürel özellikleri ve maddi olanakları, intraoral durumu gibi pek çok faktör implant uygulamalarını sınırlamaktadır. Tedaviyi yapacak hekimin konuya hakimiyeti, bilgi ve becerisi de planlamada etkili olan diğer kriterleri oluşturmaktadır. Yapılacak tedavi alternatifleri hastalara önerilmeden önce, bu tedavinin hastanın ihtiyaçlarını ne kadar karşılayacağı sorgulanmalıdır (180). Bu nedenle tez çalışmamızın amacı, tam ark implant destekli sabit protez ve doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarını, tam dişli hastalarla çiğneme performansları ve EMG değerleriyle karşılaştırmaktır.

Alveoler kemiğin kalite ve yoğunluğuna göre, uygulanması gereken implant sayısı, çapı ve uzunluğu tedavi seçeneğine göre farklılaşabilmektedir. Kuvvetin, implantlar arasında uygun bir şekilde dağıtılmasıyla başarı oranı artmaktadır. Yetersiz sayıda implant ile desteklenmiş bir protez, normal oklüzal yükler karşısında bile başarısız olmaktadır (83). Tam dişsiz bir maksillanın, implant üstü sabit protezlerle restore edilebilmesi için 6-8 adet implant uygulanması gerektiği pek çok araştırmacı tarafından belirtilmektedir. Ecker ve Carr 2004 yılında yaptıkları çalışmada, tam dişsiz üst çenede sabit implant üstü protezin yapılabilmesi için en az 6 adet implant uygulanması gerektiğine dikkat çekmiştir (181, 182, 183). Tam dişsiz mandibulanın implant destekli sabit protezlerle tedavisinin incelendiği bir çalışmada, foramenler arası bölgede toplam 4 adet ve birinci molarlar bölgesinde de birer adet olmak üzere toplam 6 adet implant uygulanması uygun görülmüştür (184). Misch, mandibula için yapılacak implant destekli sabit protezlere; simetrik olacak şekilde, 6 adet implant uygulanması için kaninler, ikinci premolarlar ve birinci molarlar bölgesinde, 8 adet implant uygulanması için ise kaninler, birinci ve ikinci

premolarlar ile ikinci molarlar bölgesinde yerleşim önermiştir (56). Kanin bölgesine implant yerleşimi, implantlara gelecek okluzal kuvvetlerin dengelenmesi açısından önemlidir. Genellikle alt santraller bölgesine implant yerleşimi zordur. Çünkü alt santraller meziodistal açıdan dar olduklarından bu bölgelere yerleştirilecek implantların çapının dar seçilmesi veya lateraller bölgesine implant yerleştirilmesi önerilir (53). Ferrigno ve arkadaşları ise 2002 yılında yaptıkları çalışmada, dişsiz alt çeneye uygulanan implantların başarısını 10 yıl takip ederek incelemişler ve kaninler, birinci ve ikinci premolarlar ve birinci molarlar bölgesinde olmak şartıyla 8 adet implant uygulamasını uygun görmüşlerdir (185).

Çenenin açılma ve protrüzyon hareketleri esnasında, medial pterygoid kasın kasılması sonucunda, mandibula ramusun alt kısmında mediale eğilir. Mediale doğru olan bu eğilmenin miktarı 0,049- 0,137 mm olarak ölçülmüştür (84). Mandibular eğilme göz önüne alınmadan, rijit ve tek parça bir köprü aracılığıyla splintlenmiş implantlarda, implant-kemik arayüzeyinde stres alanları oluşur. 150µ'luk tolerans sınırının dışında oluşan hareketler, implant ve kemik arasında bir boşluk oluşmasına ve bu bölgede mikrohemoraji ve kolajen infiltrasyonuna neden olur. Bu yıkımı azaltmak için kanin ya da premolar bölgesinden protez ayrılmalıdır (83, 85).

2001 senesinde Ganeles ve arkadaşları, implant destekli sabit protezlerin erken yüklenmesiyle ilgili yapmış oldukları çalışmalarında, en distaldeki implanttan sonra mümkün olduğunca kantilever kullanılmamasını uygun görmüşlerdir (186). Distal kantilever, posterior bölgelerde çiğneme kuvvetlerinin daha fazla olması sebebiyle düşünülmesine de, yapılan son araştırmalara göre 10 mm'yi aşmayacak uzunlukta hazırlandığında ve kantilever uygulanan bölgelerde 100µ infraoklüzyon sağlandığında uygulanabilmektedir (40). Özellikle karşıt arkta ikinci moların bulunduğu ve boşluk bölgesine uzamasının engellenmesinin amaçlandığı vakalarda, distal kantilever kullanılabileceği kanısına varılmıştır. Kantilever uygulanan bölgelerde lateral hareketlerde temas kaldırılmalıdır. Aksi takdirde, implantlarda aşırı yüklenme ve dolayısıyla implant çevresinde kemik kaybı gözlenir (40, 83).

İmplant destekli restorasyonların başarısında rol alan bir diğer önemli etken ise oklüzal dizayn ve tüberkül eğimleridir. Oklüzal tablanın molar bölgelerde %30-40 oranında daraltılması önerilmektedir. Bu sayede implantın uzun aksı dışında

gelecek olan kuvvetler ve devrilme momenti azaltılmaktadır (89, 90). Tüberkül eğimlerinin fazla olması ise devrilme momenti oluşmasına sebep olmaktadır. Sentrik kontakların çevresindeki bölgenin düz olması, gelen oklüzal kuvvetlerin apikal yönde iletilmesini sağlamaktadır (89, 90). Ayrıca, prematür oklüzal temas varlığının da osseointegrasyonun ve marjinal kemiğin kaybına sebep olduğu bildirilmiştir. Kantilever uzantıların bulunduğu oklüzal kontaklarda sentrik ilişkide 1-1.5 mm serbestlik sağlanması fonksiyon sırasında oluşacak prematür kontakları engelleyecektir. Posteriorda fazla yüklenmeyi engellemek için anteriora yerleştirilen çalışan taraf temasları önerilmektedir.

Heckmann ve arkadaşları yapmış oldukları invitro çalışmada 3 üyeli simante ve vida tutuculu implant destekli sabit protezlerde oluşan gerilimi ölçmüşler ve ayrıca ölçü tekniği ve çeşitli fabrikasyon tiplerini incelemişlerdir (183). Sonuç olarak ölçü tekniğinin gerilimin gelişmesinde etkisinin olmadığını tespit etmişler ve simante protezlerin vida tutuculu protezlere göre daha az gerilim oluşturduklarını gözlemlemişlerdir.

Çalışmamızda, hastalara her bir dental arkı için uygun lokalizasyonlarda pozisyonlandırılmış en az 6 adet implant uygulandı. Daha sonra hem implant destekli hastalara hem de doğal diş destekli hastalara, sabit restorasyonlar, oklüzal dizaynlarına ve tüberkül eğimlerine azami özen gösterilerek yapılandırıldı. Protetik planlamada kantilever uzantılar tercih edilmedi. Yapılan tüm protezler, kemikte stres alanlarına sebep olmaması amacıyla mandibuler kaninler bölgesinden ayrıldı. Protezler üzerinde oluşan gerilimi minimal düzeyde tutmak için vida ile retansiyon sağlayan üst yapılar tercih edilmeyip, simante edilen protetik üniteler kullanıldı.

Diş kaybı durumunda yapılan tedavilerdeki esas amaç, diş kaybı sebebiyle çiğneme performansı bozulan hastalara, fonksiyonlarının geri kazandırılmasıdır. Çiğneme fonksiyonunun yeterliliği genellikle bir test materyalinin ezilme veya parçalanma derecesi ile saptanmaktadır. Literatürde çiğneme performansı ve çiğneme etkinliği terimleri pek çok kez birbiri yerine kullanılmıştır ancak, Manly ve Braley bu iki terim arasında çok önemli farklar olduğunu belirtmişlerdir (150). Performans, belirli sayıdaki çiğnemedenden sonra gözlenen partikül büyüklüğü dağılımı olarak tanımlanmıştır ve bu sayede ölçülmesi mümkün olmuştur. 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 (151). Yapılan araştırmalar, yaş ve cinsiyetin çiğneme performansı üzerinde güçlü bir etkisi olmadığını göstermiştir. Özellikle 1983, 1984 ve 2000 yıllarında yapılan araştırmalar, azalan çiğneme performansını yaştan bağımsız bulmuşlardır (147, 161, 188). Ancak, yaşlanma sürecindeki diğer faktörlere de bakmak gerekmektedir. Yaşın ilerlemesine bağlı olarak, lokal veya sistemik hastalıkların oluşmasıyla, dişlerde kayıp veya çiğneme kaslarında patoloji ortaya çıkabilmekte ve bunlar da dolaylı olarak çiğneme fonksiyonlarını etkilemektedir (172). Fontijn-Tekamp ve Slagter overdenture (implant destekli ve diş destekli iki ayrı grup), tam dişli, doğal diş destekli tam ark sabit (kısaltılmış ve normal ark olarak iki ayrı grup) protez hastalarıyla yaptıkları çalışmada, çiğneme etkinliğini doğal dişe sahip diğer hasta gruplarında, overdenture hastalarına göre çok daha fazla bulmuştur. Dişli hastaların 5. çiğneme vuruşunda ulaştıkları materyali parçalama değerine, overdenture hastaları 10. çiğneme vuruşunda bile ulaşamamışlardır (161).

Çalışmamızda tam ark implant destekli sabit protez kullanan hastaların yaş ortalamalarının diğer gruplara göre daha yüksek olduğu belirlendi. Ayrıca bu hastaların yarısında, şu anda kontrol altında bile olsa sistemik hastalık olduğu görüldü. Sistemik hastalıklardan dolayı periodontal problemler ve diş kayıpları görülme ihtimali artmakta, bunların sonucunda ise hastanın beslenmesinin ve çiğneme fonksiyonlarının etkilendiği düşünülmektedir.

Çiğneme yeteneğini ölçmek için 2 ana yöntem kullanılmaktadır. İlk yöntem olan çiğneme performansı; belirlenen sayıdaki çiğneme sonucu elde edilen partikül boyutudur. İkinci yöntem olan çiğneme etkinliği ise; materyali belirlenen boyuta getirmek için gerekli olan çiğneme sayısıdır. Söz konusu tez çalışmasında kullanılan metot çiğneme performansını ölçmektedir (174).

Günümüzde çiğneme performansının değerlendirilmesi için kullanılan çok sayıda metot bildirilmiştir. Bunların arasında çiğnenmiş besinlerin bilgisayar destekli programlarla ölçümlerinin yapılması, çiğnenen şekerli sakız ya da besinlerden

salınan renk değiştiren madde miktarlarının spektrofotometri ile incelenmesi, EMG aktivitesinin analizi, ısırma kuvvetlerinin ölçülmesi gibi birçok yöntem bulunmaktadır (174).

Çiğneme performansı ilk kez, 1901 yılında Gaudenz tarafından elek analizi yöntemi kullanılarak test edilmiştir (152, 153). Çiğneme performansının tayininde araştırıcılar, bireylerin test materyallerini saniye düzeyinde belirli sürelerde, farklı sayıdaki çiğneme darbeleriyle ya da yutulmaya hazır hale gelinceye dek çiğnemelerine izin vermişlerdir (143, 148, 150, 155, 189, 190, 191). Çiğneme performansının değerlendirilmesinde çok sayıda yöntem bulunmasına karşın, elek analizi yönteminin, en güvenilir ve sık uygulanan analiz şekli olduğu görülmektedir (152). Elek analizi ile çiğneme performansının değerlendirilmesinde standart bir protokol göze çarpmamaktadır. 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 yapmışlardır (150).

Çalışmamızda çiğneme materyali olarak ilk önce iç fındık seçildi. Ancak fındığın boyut ve ağırlık standardizasyonunun zor olduğu görüldü. Ayrıca yapılan pilot çalışmadan hastaların fındığı çiğnedikten sonra yutma eğiliminde oldukları gözlemlendi.

Daha güncel çalışmalar incelendiğinde, şekerli sakızlar ile, sakızdan salınan şeker miktarı ölçülerek çiğneme performansı ölçülmüştür (167). Yine iki renkli sakızlar kullanılarak, sakız kütleindeki renklerin karışma oranları belirlenerek çiğneme performansı ölçümleri yapılmıştır (168).

2000 yılında Murai ve arkadaşları, hastaların çiğneme performansını değerlendirmek için bir poşet içerisinde, belirli bir kuvvet uygulandığında kırılan ve kırıldığında kırmızı pigment çıkaran kapsüllerden oluşan bir test gıdası oluşturmuşlardır (169). Poşet içerisinde sunulan test gıdası sayesinde, örnek kaybı önlenmesi amaçlanmıştır. Ancak parçacıkların birbirine yapışması ile toplam parçacık yüzey alanının ölçülmesinde hatalar oluşmuştur (154, 170, 171).

Araştırmacılara göre ideal test materyali; kolay elde edilebilir olmalı, su ve tükürük içinde çözünebilirlik göstermemeli, standart kalitede olmalı ve çiğneme

sırasında yoğunluğunda belirgin bir değişiklik olmadan parçalanabilmelidir (155, 156).

Diş hekimliğinde ölçü almak amacıyla kullanılan kondensasyon silikonlarının, değişik şekillerde polimerize edilmiş örneklerinden, çiğneme performansı ölçümlerinde faydalandığı görülmüştür. Edlund ve Lamm, Olthoff, Pancherz ve Anehus yapay test materyali olarak C tipi elastomerik ölçü maddesinden oluşturulan (Optosil) tabletleri kullanmıştır (153, 155, 160). Fontjin-Tekamp ve arkadaşları ile van der Bilt ve Fontjin-Tekamp Optocal plus, Julien ve arkadaşları Cuttersil ölçü maddelerinden hazırlanan test kapsüllerini çalışmalarında kullanmışlardır (161, 162, 163). Genellikle küp şeklinde hazırlanan test gıdalarının kenar uzunluğu dişli bireylerde 8 mm, tam protez hastalarında ise 5,6 mm olarak önerilmektedir. Araştırmacı, tam protez hastalarının bu materyalleri daha zor parçalayacakları düşüncesi ile küplerin boyutlarını küçültmüştür (153, 164, 165, 166). Julien ve arkadaşları ise 5 mm kenar uzunluğuna sahip küpleri kullanmışlardır (163). Bu araştırmacıların çalışmaları sırasında test başına hastalara verdikleri küp sayısı ve çiğneme metodu da farklılıklar göstermiştir. Olthoff ve arkadaşları, her hastaya 8 mm kenar uzunluğuna sahip 8 küp kullanırken, bu küpleri 3 defada hastaya çiğnetmişler ve parçalanmış materyali bir kaptaki toplayarak değerlendirmeye almışlardır (153).

Çalışmamızda çiğneme materyali olarak hastaların tadını bilmediği ve yağsız, erimeyen, yumuşak olmayan bir materyal olan kondensasyon (C) tipi elastomerik ölçü maddesi (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) kullanıldı. Çiğneme materyali; yapılan pilot çalışmada, önce sterilize edildi, ancak sterilizasyon sırasında materyalde renk, boyut ve doku farklılıkları gözlemlendi. Bu farklılıklar homojen bir şekilde olmadığından, çiğneme materyali hastaya çiğnetilmeden önce sterilize edilmedi. Dişli hastalarda test gıdası olarak polisiloksan ölçü maddesinden hazırlanmış küplerin kullanılması pek çok araştırmacı tarafından kabul edilmiş bir yaklaşımdır (153, 192). Yoğun kıvamlı polisiloksan ölçü maddeleri pek çok firma tarafından üretilmektedir. Ancak tez çalışmamız öncesinde yaptığımız pilot çalışmalarda çeşitli markalar değerlendirildi ve çiğnendiğinde gevrek yapısı nedeniyle nispeten daha kolay parçalanabilen Zetaplus (Zetaplus; Zhermack, Rovigo, İtalya) yoğun kıvamlı polisiloksan esaslı ölçü maddesinin test gıdası olarak kullanılması uygun görüldü.

Yapılan pek çok araştırmada 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 vuruşu yapılmaktadır (153, 159, 161, 163, 166, 172, 173). Bu sayılarla ilgili Fontjin-Tekamp ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları bir araştırmada, hastaların test gıdasını yutmadan önce kaç kez çiğnediklerini kaydetmişlerdir. Araştırmaya katılan tüm hastaların 200'den az çiğneme vuruşu ile test gıdasını yutulmak üzere hazırladığını saptamışlar ve çalışmalarda 200 vuruştan fazlasının kullanılması durumunda fizyolojik şartların dışına çıkılacağını bildirmişlerdir.

2012 senesinde Hollanda'lı Engelen Lina'nın araştırmasında, hastara çeşitli sertlikte yiyecekler verilmiş ve bu yiyecekleri yutmaya hazır hale gelene dek çiğnemeleri istenmiştir. Çalışmada hastaların yutmaya hazır hale getirecekleri çiğneme sayısı hastalara bırakılmıştır. ıkan 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 getirmişlerdir (193).

Aynı 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 (194).

Bizim alışmamızda, hastalara 1cm³ boyutunda yoğun kıvamlı polisiloksan ölçü materyali her bir yön (sağ ve sol) için 40 çiğneme vuruşu olacak şekilde iğnetildi. Ayrıca, hastaların doğal şekilde iğnemelerini sağlamak amacıyla hastalar kısmen rahat bırakıldı. Hastaların metronom sesine yetişmek için paniklediği ve habitüel iğnemelerinden daha farklı mandibuler hareketler yaptığı gözlemlendi. Duyusal işaret kullanımı da hastalar üzerinde aynı etkiyi yaptığından dolayı, metronom ve benzer bir aygıt kullanılmadı.

Elek sistemlerinde sınıflandırma birimi olarak "Mesh ölçüsü" kullanılmaktadır. Mesh; bir in (2,54cm) uzunlukta bulunan, elek gözeneği sayısındır (175). 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 tam dişli bireylerde elek açıklığının çapı 4.70 mm'den 0.5 mm'ye kadar değişen elekleri kullanarak, hastalara çalışmanın başında verdikleri ağırlığın ancak %80 kadarını geri alabilmiştir (175). Gunne arkadaşları, yaptıkları araştırmada, delik çapları 7.85, 5.80, 3.80, 3.10, 2.30 mm olan elekleri kullanmıştır (176). Hülya Altınbulak ise 1989 yılında yaptığı tezinde hastalara verdiği test materyalinin %90 kadarını geri almıştır. Bu materyalleri incelemek için ise 3,15 mm ve 0,05 mm elek açıklığını kullandığını belirtmiştir. Julien ve arkadaşları 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 ile analiz yapmışlardır (163).

Çalışmamızda 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. 1cm³ boyutunda ve 2,35 gram ağırlığındaki küplerin, hastaların sağ tarafından %88,3, sol tarafından ise %87,5'si geri alındı. Geri alınan test materyalleri ise 8, 16, 30, 45 ve 60 meshlik eleklerden geçirilerek hassas terazide tartıldı.

Belirli miktarlarda çiğnenmiş olan test materyali, hastadan geri alınarak çeşitli elek 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 edilmemiştir (166). Ancak tekli elek düzeneğiyle yapılan testlerin, örnek ağırlığı sadece bir defa ölçüldüğü için, çoklu sisteme göre çok daha kolay ve hızlı bir ölçüm elde edilme avantajı vardır (166, 172). Çoklu sistemlerde ise bir elekten elde edilen örneklerin değerlendirilmesi ortalama 5 dakika sürmektedir. Kullanılan elek sayısına bağlı olarak her ölçüm ortalama 1 saat sürmektedir (171, 174).

Hastalardan 200 ml su ile birlikte geri alınan materyal eleklerden geçirilmeden önce, partiküllerin bardağın alt kısmına çökmesi beklendi. Bardaktaki su üst kısımda 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 üzerinde 5 saat bekletilerek kalan suyun süzülmesi ve filtre kağıdının tamamen kuruması sağlandı.

Çalışmamızda yapılan pilot çalışmalarda, materyali kurutmak amacıyla kağıt havlu kullanıldı. Ancak materyal, kağıt havlunun üzerine aktarılırken kayıp gözendi ve kağıt havlu yeterli kurutuculuğu sağlayamadı. Sonrasında kağıt havlu çift kata çıkarıldı ama istenen kuruluk elde edilemedi. Bir başka pilot çalışmada bu sorunu çözmek için 15 kat spanç kullanıldı. Ancak spancın boşlukları, hastanın çiğnediği parçalardan daha büyük olduğu için materyal kaybı gözlemlendi. Hastadan alınan materyal bir bardağa koyduğumuz kahve filtresinden hiç kayıp olmadan süzüldü. Kahve filtresi ise 5 saat içerisinde tamamen kurudu.

Kerem Aras, hareketli bölümlü protez hastalarını ve kısa dental ark hastalarını karşılaştırdığı çalışmasında, parçacık boylanması da incelemiştir. Buna göre, etkin bir çiğneme, oluşan parçacıkların boyutlarının birbirine yakın olması, çok büyük ve çok küçük parçacıklar içermemesi gerektiğinden bahsetmiştir (180).

Yaptığımız tez çalışmasında, doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarından elde edilen örneklerden 8 meshlik elek üzerinde diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı fark yaratacak şekilde çiğneme materyali kaldığı gözlemlendi. Ancak, diğer elekler arasında istatistiksel fark bulunamadı. Dolayısıyla, doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarının çiğnedikleri parçacıkların boyutlarının birbirine yakın olmadığı, hem çok büyük hem de çok küçük parçacıkları birlikte içerdiği ifade edilebilir. İstatistiksel fark olmasa da, özellikle en küçük boşluğa sahip 45 ve 60 meshlik elekler ve toplama kabında kalan materyal bakımından tam ark implant destekli sabit protez hastalarında, diğer gruplardan daha fazla çiğneme materyali toplandığı gözlemlendi. Fonksiyonel periodontal mekanoreseptif bir mekanizmanın yokluğunda; TME, kaslar, kutanöz, mukozal ve/veya periosteal mekanoreseptörlerden türetilen ve çene fonksiyonu ve yapay diş kontaklarıyla ilişkideki oral kinetik duyarlılık için mekanosensör bilgi sağlayan

mekanoresepsiyona “osseopersepsiyon” adı verilmektedir. 2005 senesinde yapılan bir konsensüsta osseopersepsiyon için 2 mekanizma teorisi ortaya konmuştur: (a) İmplant çevresinde yer alan reseptörler (Örn: Rezidüel periodontal reseptörler) (b) Mekanik stimülasyonu karşılayan uzak reseptörler (Örn: Komşu dişin reseptörleri veya mukozanın, periostun, kas tendonlarının reseptörleri) (196).

Kemik iliği ve periosteumda küçük sinir fibrilleri bulunmasına rağmen, mekanik stimülasyona katkıları halen belirsizdir. Dental implantlarla direk 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 değiştirmedini gösteren çalışmalarla desteklenmektedir (197, 198).

Mekanizma ne olursa olsun, implantlardaki duyarlılığın, doğal dişlerden yaklaşık 8 kat daha az olduğu gösterilmiştir (28). Tam ark implant destekli sabit protez hastalarında diğer gruplara 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 osseopersepsiyon sayesinde algılanması ile gösterilebilir.

İlk kez Mombelli ve arkadaşları implant üzerinde plak formasyonu olduğunu göstermişler ve implantlar üzerindeki plak formasyonunun doğal dişlerdekine benzer olduğu rapor etmişlerdir (178). Bu çalışma; tüm sert yüzeylerde plak formasyonunun oluşabileceğini gösteren çalışmaları destekler niteliktedir (199).

Titanyumun da içinde bulunduğu, plak tutunan biyomateryaller üzerinde mikrobiotanın kolonizasyonu ve yapışması enfeksiyonun gelişmesi için predispozan faktördür (200). Yine Mombelli ve ark. yaptıkları çalışmada, periodontal ceplerde varolan mikrobiotanın implant bölgelerinde de kolonize olduğunu bildirmişlerdir (201). Sağlıklı veya peri-implant mukositise sahip peri-implant sulkus florasının,

sağlıklı veya gingivitise sahip sulkus florasına, periimplantitis cep florasının da ileri periodontal yıkım olan cep florasına benzer olduğu bilinmektedir. Porphyromonas gingivalis gibi patojen bakterilerin peri-implantitis lezyonlarında da majör patojenler olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle implantın yerleştirildiği bölgede daha önceki dönemde var olan periodontal hastalığın, peri-implant hastalıkların oluşmasında da önemli bir etken olduğu rapor edilmiştir (202, 203). Ayrıca implant çevresinde periodontal ligamentin olmaması özellikle diş-implant destekli restorasyonlarda, gelen kuvvetlerin büyük kısmını implantın taşıması nedeniyle implant çevresinde kemik kayıplarının oluşumunu artırabilmekte ve mevcut peri-implant lezyonların da ilerlemesini hızlandırabilmektedir (203, 204, 205).

Sağlıklı doğal bir diş ile sağlıklı bir implant kıyaslandığında, implantların sondalama cep derinliğinin doğal dişlerden yaklaşık 0,5 mm fazla olduğu bildirilmiştir (206). Ayrıca implantların bukkal ve lingualindeki cep derinlikleri, proksimallerinden 0,5–1 mm daha azdır. İmplantın abutment uzunluğu ve restorasyon marjini bu derinlikleri etkileyebildiğinden farklı implant sistemleri ve anterior-posterior bölgeler için normal sondalama cep derinliği değerlerinin de farklı olabileceği rapor edilmiştir (203).

Hastaya verilen 2,35 gramlık materyalden, hastadan geri alınan materyalin ağırlığı çıkartılarak, madde kaybı miktarları bulunmuştur. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamasına karşın, en yüksek kayıplar hem sağ hem de sol yönler için tam ark implant destekli sabit protez hastalarında görülmektedir. Özellikle implantların cep derinliklerinin doğal dişlerden daha fazla olması, kayıp materyallerin bu bölgelerde sıkışabileceğini akla getirmektedir.

Yapılan pek çok çalışma çiğneme esnasındaki kas aktivitesinin objektif değerlendirmesinin yapılabileceği metotlardan birinin de EMG kayıtları olduğunu göstermiştir (165, 207). 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 (208). 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 yüzeysel elektrotların kullanılması gerektiği belirtilmiştir (209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223, 224).

Masseter kasının aksiyon potansiyeli ve performansı hakkında değerlendirme yapılması için yüzeysel elektrotların kasın karın bölgesine yerleştirilmesi gerekmektedir. Yüzeysel elektrotların kasın karın bölgesine yerleştirilmesi amacıyla pek çok yöntem kullanılmasına karşın; birçok yazar, bizim de çalışmamızda kullandığımız bimanuel palpasyon yöntemini tercih etmiştir (212, 217, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234).

Yaptığımız pilot çalışmalarda, hastaların çiğneme vuruşlarının 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 duyuşal 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 duyuşal işaret kullanımının, düşük hızlarda küçük çiğneme siklusuna sebep olduğu belirtilmiştir (235). Plesh ve arkadaşları; metronomu hastanın kendi çiğnemesine göre ayarladıklarında bile, masseter kasılmalarında bir azalma tespit etmişlerdir (235).

Buzinelli ve Berzin, 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 hesaplamışlardır (179).

Çalışmamızda da hastalar test materyalini çiğnerken, masseter kaslarından EMG kayıtları alınmış ve kasa ait potansiyellerin maksimum, minimum ve diferansiyon (amplitüd) değerleri alınarak tablolara yansıtılmıştır. İstatistiksel fark olmasa da, tüm EMG ölçümlerinde tam dişli hasta grubunun sonuçları hariç, sağ taraftan elde edilen EMG değerleri yüksek bulunmuştur. Hasta grupları arasında hem sağ hem de soldan alınan tüm EMG ölçümlerinde tam ark implant destekli sabit

protez hastalarının değerleri daha yüksektir. Bu farklılığın, hastalara ilk verilen materyalin çiğneme yn ve EMG alınan tarafın sol taraf olmasından; daha sonra hastaların en az 1 gün dinlendirilmesinden ve hastaların sağ masseter kaslarından EMG alınırken; yapılan çalışmaya ve materyale biraz daha alıştıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Bersani ve ark., mandibuler tam ark implant üstü sabit- maksiller tam protez hastalarıyla; tam dişli hastaların EMG değerlerini karşılaştırılmıştır. Hastaların dinlenme, sağa ve sola lateral hareket, protrüzyon ve maksimum diş sıkma esnalarında EMG lmleri alınmıştır. Özellikle protrüzyon ve dinlenme sırasında implant üstü sabit-maksiller tam protez hastaları belirgin yüksek EMG aktivitesi gösterirken, maksimum diş sıkmada tam dişli hastalar daha yüksek değerler göstermiştir. Santos ve arkadaşları 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 (236). Bersani, implant üstü sabit-maksiller tam protez hastalarının, kasların bazal tonuslarının artışını ve dolayısıyla EMG değerlerindeki artışı, motor ve duyuasal fonksiyonların koordinasyonunu etkileyen periodontal ligamentin eksikliğiyle ilişkili olduğunu söylemiştir. Dişli hastalar, postural pozisyonlarda düşük, maksimum sıkma pozisyonunda ise yüksek EMG değerleri göstermiştir (237).

Berretin Felix ve ark. tarafından yapılan çalışmada tam dişsizliğe sahip hastalar tam protezleriyle fonksiyon yaparken EMG'leri alınmış, sonrasında alt çenelerine immediat yükleme prosedürüyle 24 saat içerisinde 5 implant yerleştirilip, sabit protezleri yüklenmiştir. Alt çeneye sabit protezlerin yüklenmesinden 3, 6 ve 18 ay sonra tekrar EMG lmleri alınmıştır. Hastaların kassal aktivitelerinin implant yerleştirildikten sonra tıpkı Chen ve arkadaşlarının çalışmalarında gözledikleri gibi sabit oranda azaldığını gözlemişler ve bunu da yaşlanmaya bağlı gelişen dejenerasyonlara bağlamışlardır (238). Ancak bu sonuçların aksine, Haraldson ve arkadaşları tarafından implant-üstü protez kullanan bayanlarla yapılan 2 ayrı çalışmada, kendi yaşlarındaki tam dişli bayanlarla çiğneme kaslarının EMG aktivitesi benzer bulunmuştur (239, 240, 241). Söz konusu çalışmadaki bayanların yaş grubu, bizim çalışmamızdaki yaş grubuna çok yakındır.

Tam ark implant üstü sabit protez kullanan, implant destekli overdenture kullanan ve tam dişli hastaların EMG'lerinin incelendiği bir başka çalışmada, hastaların masseter kaslarının kassal simetrisi birbirine benzer bulunurken, tam ark implant üstü sabit protez ve tam dişli hastaların temporal kaslarının kassal simetri indeksleri belirgin olarak yüksek bulunmuştur. Ancak, standardize aktiviteler esnasında tüm gruplarda benzer EMG ölçümleri elde edilmiştir (242).

Van Kempen ve ark. tarafından yürütülen bir çalışmada, başarılı bir protetik rehabilitasyonun ardından hastalar 3 ay içerisinde, implantasyondan önceki değerlerini geçerek, maksimum ısırma kuvveti sırasında alınan EMG ölçümlerinde dişli hastalarla benzer sonuçlar vermişlerdir (243). Gartner ve ark. araştırmalarında hastaların kassal koordinasyonlarının temini için 1 ayın bile yeterli olduğu göstermiştir (244).

Yaptığımız tez çalışmasında, hastalara yapılan protezler hastalar tarafından en az 1 ay süre ile kullanıldı. Sonrasında alınan EMG verileri incelendiğinde, tam dişli, tam ark implant destekli sabit protez ve doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarında birbirine benzer sonuçlar elde edildi. İstatistiksel fark olmasa da en yüksek değerler tam ark implant destekli sabit protez hastalarında elde edildi. Bunun sebebi olarak, implantlar çevrelerinde periodontal ligament olmamasına karşın, osseopersepsiyon sayesinde algılanması ve bu duyarlılığın doğal dişlerden yaklaşık 8 kat daha az olmasından ileri geldiği düşünülmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır;

1. Hasta gruplarından çiğneme siklüsleri esnasında alınan EMG sonuçları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p < 0,05$). İstatistiksel fark olmasa da, tüm EMG ölçümlerinde tam dişli hasta grubunun sonuçları hariç, sağ taraftan elde edilen EMG değerleri daha yüksek bulunmuştur. Hasta grupları arasında hem sağ hem de soldan alınan tüm EMG ölçümlerinde tam ark implant destekli sabit protez hastalarının değerleri daha yüksektir.
2. Hasta gruplarından geri alınan çiğneme materyalinin çiğneme* yön* elekte kalan ortalama miktar interaksiyonunda istatistiksel olarak fark bulunamamıştır ($p < 0,05$). Ancak elek* hasta grubu interaksiyonu istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$). 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. Özellikle en geniş açıklığa sahip 8 numaralı elek üzerinde, doğal diş destekli tam ark sabit protez kullanan hasta grubunda çok miktarda materyalin olduğu görülmektedir. Buna rağmen, diğer elekler ve toplama kabında toplanan materyal miktarları diğer gruplara benzer bulunmuştur. Bu da, doğal diş destekli tam ark sabit protez kullanan hasta grubunda çiğnenen materyalin hem çok büyük hem de çok küçük miktarda parçacıkları bir arada içerdiği bir parçacık boylanmasına sahip olduğunu göstermektedir. Oysa diğer grupların parçacıkları arasında boyutsal fark daha küçük olup, parçacıkların boyutları birbirine daha yakın bulunmuştur. Sonuçlarında istatistiksel fark olmasa da, implant destekli tam ark sabit protez hastalarının toplama kabında daha fazla materyal miktarı olduğu görülmektedir. Bu sonuç, implant desteklerindeki çiğneme kontrolü mekanizmasının doğal dişli gruplara göre daha kısıtlı olmasından kaynaklanmaktadır.

3. Hastaya verilen 2,35 gramlık materyalden, hastadan geri alınan materyalin ağırlığı çıkartılarak, madde kaybı miktarları bulunmuştur. Buna göre, hasta gruplarının madde kayıpları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır ($p<0,05$). İstatistiksel olarak fark bulunamamasına karşın, en yüksek kayıplar hem sağ hem de sol yönler için tam ark implant destekli sabit protez hastalarında görülmektedir. Tam ark implant destekli sabit protez grubunu, tam dişli hastalar takip etmektedir. En az materyal kaybı ise doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarında gözlenmiştir.
4. Sağ taraftan elde edilen potansiyellerin EMG değerleri ile sol taraftan elde edilen potansiyellerin EMG değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Buna göre, sağ tarafın potansiyelinin maksimum değeri arttıkça, sol tarafındaki de artmaktadır. Sağ tarafın potansiyelinin minimum ve diferansiyon (amplitüd) değeri arttıkça, sol tarafın minimum ve diferansiyon (amplitüd) değeri de artmaktadır. Başka bir deyişle hastalar hem sağ hem de sol tarafıyla benzer ısırma kuvvetleri uygulamaktadır.
5. Hastaların sağ ve sol masseter kaslarından elde edilen potansiyellerin metot hataları değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Yine de hastaların sağ tarafından elde edilen EMG potansiyellerinin metot hatalarının maksimum, minimum ve diferansiyon (amplitüd) değerleri doğal diş destekli tam ark sabit protez hastalarında yüksek çıkmıştır. Sol masseter kasından elde edilen EMG potansiyellerinin metot hatalarının maksimum, minimum ve diferansiyon (amplitüd) değerleri ise tam ark implant destekli sabit protez hastalarında yüksek çıkmıştır. Buna göre, sağ tarafta doğal diş destekli tam ark sabit hastalarının 40 çiğneme vuruşu EMG’de birbirine daha yakın sonuçlar vermişken, sol tarafta tam ark implant destekli sabit grubunda daha yakın sonuçlar elde edilmiştir.

7. ÖNERİLER

Tam ark implant destekli sabit protez kullanan hastalar kontrol mekanizması kısıtlamalarından dolayı daha rahat çiğneme kuvveti uygulayabilmektedirler ve bu da çiğnedikleri materyalin parçalanması açısından olumlu gibi görünse de, oklüzal morfolojiyi oluşturan materyal, onu destekleyen kron materyali ve altındaki implant üniteleri ile destek kemik açısından dezavantaj oluşturmaktadır. Bu nedenle;

1. Tam ark implant destekli sabit protezlerde kuvvetler implantların uzun aksına gelecek şekilde uygulanmalıdır. Kuvveti iyi bir şekilde dağıtılması için implant sayısı ve çapı arttırılmalıdır.
2. Tam ark implant destekli sabit protezlerde oklüzal tabla dar yapılmalıdır. Oklüzal ilişki ve oklüzyon kavramlarına çok dikkat edilmesi gereklidir. Oklüzal temaslarda gözlenen prematür kontaklar mutlaka belirlenmeli ve uygun aşındırmalar yapılarak hastaya uygun oklüzyon tesis edilmelidir.
3. Sabit protezlerde seramiğin metal ile daha iyi bir morfoloji ile desteklenmeli ve metal porselen bağlantısının daha iyi olduğu alaşımlar ve sistemler tercih edilmelidir.

ÖZET

İmplant Üstü Sabit Protezlerde Çiğneme Performansının Değerlendirilmesi

İmplant destekli restorasyonlar, günümüz diş hekimliğinde tek diş eksikliğinden tam dişsizlik olgularına kadar oldukça geniş endikasyonlarda uygulanabilmektedir. İmplant uygulamaları cerrahi ve protetik fazı içeren uzun süreli tedavilerdir. Söz konusu tedavi, diş eksikliğinin bulunduğu bölgelerde alveolar kemik rezorpsiyonu engellendiği gibi, hastaya sabit restorasyon konforu sunar.

Dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda tam protez uygulamalarıyla hasta memnuniyetini sağlamak her zaman mümkün değildir. Ayrıca hastaların yaşı ilerledikçe, diş kaybının bir sonucu olarak, kret rezorpsiyonu, çiğneme etkinliğinde azalma, kas dengesinde değişim, dikey boyutun düşmesi, estetik ve fonetik yetersizlik gözlenmektedir. Bunun sonucunda da yapılan protezlerde tutuculuk ve stabilite sağlarken problemler ortaya çıkmaktadır. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için tam dişsiz bireylerde implant destekli hareketli protezlerin uygulanması son yıllarda oldukça kullanılır. Ancak; hareketli protezlerin kullanılmasının hastalar tarafından reddedilmesi, tutuculuğunun ve stabilizasyonunun yetersiz olması gibi dezavantajları sebebiyle implant destekli sabit protezler hastalar ve hekimler tarafından tercih edilmektedir.

Anatomik koşullar göz önüne alınarak, tam dişsiz hastaların her iki çenesine de 6-8 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların osseointegrasyonunun ardından sabit protezleri uygulanmıştır. Protezlerin uyum süreci olan 1 aylık kullanımdan sonra hazırlanan silikon çiğneme materyallerin, hastalar tarafından çiğnemeleri istenmiş ve hastaların çiğneme performanslarının değerlendirilmesi amacıyla, elek analizi yöntemi kullanılmıştır. Bu işlem sırasında hastaların sağ ve sol masseter kaslarına yüzeysel EMG uygulanmıştır. Bu testler, tam ark implant destekli sabit protez hastalarının dışında, tam dişli ve doğal diş destekli tam ark sabit protez kullanan hastalara da uygulanmıştır.

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde, hasta gruplarından çiğneme siklusları esnasında alınan EMG sonuçları arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak, hasta grupları arasında hem sağ hem de soldan alınan tüm EMG ölçümlerinde tam ark implant destekli sabit protez hastalarının değerleri daha yüksektir. Ayrıca hastaların sağ taraflarından elde edilen potansiyellerin EMG değerleri ile sol taraflarından elde edilen potansiyellerin EMG değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur. Buna göre hastalar hem sağ hem de sol tarafıyla benzer ısırma kuvvetleri uygulamaktadır. Hasta gruplarının elek üzerinde kalan materyal miktarlarının ortalamaları arasındaki farklılıklar değerlendirildiğinde, istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca, sonuçlarında istatistiksel fark olmasa da, implant destekli tam ark sabit protez hastalarının toplama kabında daha fazla materyal miktarı olduğu görülmektedir. Bu sonucun, implant desteklerindeki çiğneme kontrolü mekanizmasının doğal dişli gruplara göre daha kısıtlı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Hastaların madde kaybı miktarları arasında istatistiksel olarak bir fark bulunamamıştır. İstatistiksel olarak fark bulunamamasına karşın, en yüksek kayıplar hem sağ hem de sol yönler için tam ark implant destekli sabit protez hastalarında görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Mastikatör performans, implant üstü sabit protezler, çiğneme performansı, dental implant, EMG, implant üstü protezlerde oklüzyon

ABSTRACT

Evaluation of Chewing Performance with Fixed Implant Protheses

In today's dentistry, implant-supported restorations can be applied in quite broad indications from a single missing tooth to the totally edentulous cases. Dental implant applications are long-term treatments, including surgical and prosthetic phases. The treatment not only prevents alveolar bone resorption in the edentulous area, but also offers comfort of a fixed restoration to the patient.

Providing satisfaction in totally edentulous patients is not always possible with complete dentures. In addition, as the age of the patient increases, alveolar ridge resorption, changes in balancing of the muscles, reduced masticator efficiency and vertical height, inadequate phonetic and esthetics are observed due to tooth loss. As a result, problems are occurred in retention and stabilisation of protheses. To overcome these problems, implant supported removable partial dentures are used in totally edentulous patients in the recent years. However; due to such disadvantages like the rejection of the use of removable protheses by the patients, the lack of retention and stabilization, implant-supported fixed protheses are preferred by both patients and clinicians.

According to anatomical conditions, 6-8 implants were placed in both maxilla and mandibula of the totally edentulous patients. Following the osteointegration, implant supported fixed protheses are constructed. After 1 month use of protheses, patients were asked to chew prepared silicone chewing molds and sieving analysis method was used for evaluating the chewing performances. During that chewing process, surface EMG was applied to the right and left masseter muscles of the patients. These tests were not only applied to the full arch implant-supported fixed protheses patients but also patients with full arch natural tooth-supported fixed protheses and full arch natural teeth.

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; more amount of mold was observed in the collecting container in the patients with full arch implant supported fixed protheses. It is thought, this consequence is a result of limited chewing control mechanism in full arch implant supported fixed protheses rather than groups with natural teeth. No statistical difference was found among groups in the amount of material loss. Although there is no statistically significant difference, the highest losses seen in patients was full arch implant-supported fixed protheses group for both the right and left directions.

Anahtar Kelimeler: Masticatory performance, implant supported fixed protheses, chewing performance, dental implants, EMG, occlusion in implant supported protheses.

KAYNAKLAR

1. 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.
2. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence Publ Co Ltd, 1989.
3. Spiekermann H, Donalt K, Hassel T. Color atlas of dental medicine implantology. Newyork: Ed Rateitschak KH, 1995.
4. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2005; 94: 10- 92.
5. Branemark PI. Introduction to osseointegration. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. (eds): *Tissue-Integrated Prosthesis*. Chicago, IL: Quintessence, 1985, p. 11-76.
6. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontology* 2000; 47: 15-26.
7. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants – past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005; 71: 327-327.
8. 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 Maxillofac Implants* 1997; 12: 504-14
9. Fagan JR, İsmail YH, Meffert RM, Fagan MJ. *Implant prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants*. Sheffield, England: Year Book Medical Publ Inc, 1994.
10. Hahn JA. The blade implant. *J Am Dent Assoc.* 1990; 121: 394-402.
11. 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.
12. 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.
13. Venkat R, Chander NG, Vasantakumar. Appraisal of fundamentals in contemporary implant systems. *Pakistan Oral and Dental Journal* 2009; 29: 159-166.
14. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 333-340.
15. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49: 843-848.

16. Branemark R, Branemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. Mar/Apr2001, 38(2): 175-181.
17. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non submerged dental implants. *Advanced Dental Research* 1999; 13: 153-161.
18. Albrektsson T, Linder L. A method for short- and long-term in vivo study of the bone-implant interface. *Clin Orthop Relat Res*. 1981; 159: 269-273.
19. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999; 13: 99-119.
20. 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 Suppl 2: 82-92.
21. Nkenke E, Fenner M: Indications for immediate loading of implants and implant success. *Clin Oral Impl Res*. 2006; 17 Suppl 2: 19-34.
22. 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.
23. Salama H, Rose LF, Salama M et al. 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.
24. 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.
25. Chiapasco M, Gatti C, Rossi E et al. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Implant Res*. 1997; 8: 48-57.
26. Lozada JL, Tsukamoto N, Farnos A et al. 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.
27. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; Mar-Apr 13(2): 232-44.
28. Davies SJ, Gray RJM, Young MPJ. Good occlusal practice in the provision of implant borne prostheses. *British Dental Journal* 2002; 192: 79 – 88.
29. Jacobs R, van Steenberghe D, Nys M, Naert I. Maxillary bone resorption in patients with mandibular implant-supported overdentures or fixed prostheses. *J Prosthet Dent*. 1993 70(2):135–140.
30. Güngör MF. İmplant üstü protezlerde oklüzyon. Ege Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Bitirme Tezi. (Danışman: Doç. Dr. Bülent Gökçe) İzmir, 2012, 42.

31. Hebel K, Gajjar R, Hofstede T. Single-tooth replacement: Bridge vs. implant supported restoration. *J Can Dent Assoc.* 2000; 66: 435-438.
32. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 51-55.
33. Chang M, Wennstrom JL, Odman P, Andersson B. Implant supported single-tooth replacements compared to contralateral natural teeth. *Clin Oral Implants Res.* 1999; 10: 185-194.
34. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M, Etienne D, Tecucianu JF. Wide-diameter implants: New concepts. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2001; 21: 149-159.
35. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 179-183.
36. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E: Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacement by nonsubmerged implants. *Clin Oral Impl Res.* 2001; 12: 309-318.
37. Vermeylen K, Collaert B, Linden U, Bjorn AL, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. A 7-year follow-up pilot study in private dental practices. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14: 119-124.
38. Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 1998; 9: 51-58.
39. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 639-645.
40. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 23-26.
41. Clepper DP. Should natural teeth and osseointegrated implants be used in combination to support a fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 855-59.
42. Ericsson SB, Lindhe J. The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implants. An experimental study in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 362-70.
43. Gunne J, Astrad P, Lindh T, Borg K. Tooth- implant supported fixed partial dentures: A 10-yearreport. *Int J Proshodont.* 1995; 12: 216-221.
44. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K. Tooth-implant supported fixed prostheses: A retrospective multicenter study. *Int J Proshodont.* 2001; 4: 321-28.
45. Özdemir T, Anıl A, Tosun T. Serbest sonlanan çenelerde implant diş destekli köprülerin değerlendirilmesi. *Oral Imp Der.* 1994; 24-27.

46. Tangerud T, Geir A, Taylor A. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: A 3- year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 212-19.
47. Kronström M, Trulsson M, Söderfeldt B. Patient evaluation of treatment with fixed prostheses supported by implants or a combination of teeth and implants. *J Prosthodont.* 2004; 13: 160-165.
48. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(4): 601-602.
49. Hutton JE, Heath MR, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R et al. 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.
50. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998; 77: 1832-1839.
51. Geertman ME, Slagter AP, van't Hof MA, van Waas MAJ, Kalk W. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 7-13.
52. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent.* 1993; 69: 386-390.
53. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Impl Res.* 2000; Suppl 11: 108-125.
54. 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.
55. 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.
56. Misch CE. *Dental İmplant Protezler.* Prof. Dr. Ömer Kutay, Eds. İstanbul: Nobel Matbaacılık, 2009: p 260-262.
57. Wismeijer D, Waas N, Kalk V. Factor to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible, *J Prosthet Dent.* 1995; 380-384.

58. Baran İ. İki tip silindirik endosteal implant alt yapı üzerine hazırlanmış üç değişik tüberkül eğimli kron tasarımlarına uygulanan vertikal kuvvetlerin oluşturduğu gerilimlerin "finite element stress analysis" yöntemi ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, Ankara, (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Levent Nalbant), 1995.
59. Sonugelen M, Özpınar B, Öztürk B ve Ertürk S. İmplant protezlerde oklüzon ve T-Scan yardımıyla düzenlenmesi, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1997; 18: 9-13.
60. Spee FG. Die Verschiebungsbahn des Unterkiefers am Schädell. 16, Leipz: Arch Anat Physiol, 1890; p. 285-94.
61. Wilson GJ. A Manual of Dental Prosthetics. Philadelphia: Lea & Febriger, 1911: 22-37
62. Okeson JP. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. 6th ed, St. Louis: Mosby-Year Book, Inc, 2008.
63. Dawson PE. Evaluation, Diagnosis and Treatment of Occlusal Problems. 2st ed, Loise: Mosby, 1989.
64. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde oklüzyon. C.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2001; 4: 52-56.
65. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. 4th ed, San Antonio, Texas: Mosby Co, 2006.
66. Spee FG. The Gliding Path of the Mandible Along the Skull. 16, Leipz: Archiv f Anat u Phys. 1980. 285-294.
67. Monson GS. Impaired function as a result of a closed bite. J Am Dent Assoc. 1921; 8:833-839.
68. Schuyler CH. Factors of occlusion applicable to restorative dentistry. J Prosthet Dent. 1953; 3: 772-782.
69. D'Amico A. Functional occlusion to the natural teeth of man. J Prosthet Dent. 1961; 11: 899-91.
70. Stuart CE. Good occlusion for natural teeth. J Prosthet Dent. 1964; 14: 716-724.
71. Stuart CE. Why dental restorations should have cusps. J South Calif Dent Assoc. 1959; 27: 198-200.
72. Lucia VO. The Gnathological concept of articulation. Dent Clin North Am. 1962; 6: 183-197.
73. Aksoy G, İşlevsel Oklüzal Morfoloji Oluşturma Yöntemleri, İzmir: E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2006, 18-32
74. Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilimlerin "Structural Analysis Program" ile incelenmesi, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, Ankara, (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Bengül Yurdukoru), 1991.

75. Minsley GE and Koth DL. Endosteal Dental Implants. St Louis: Mosby Co, 1991.
76. Yılmaz B. Tüm dişsiz ağızlarda uygulanan osseointegre implantlar üzerine yapılan protetik restorasyonlarda oluşan fonksiyonel gerilimlerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle değerlendirilmesi, A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D, Doktora Tezi, Ankara, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Lale Karaağaçlıoğlu), 2000.
77. Flanagan D. An overview of complete artificial fixed dentition supported by endosseous implants. *Artif Organs*. 2005 Jan; 29(1): 73-81.
78. Engelman MJ, Craig JA. Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. *Implant Dent*. 1997; 6(1): 68.
79. Lundgren D, Sennerby L, Falk H, Friberg B, Nyman S. The use of a new bioresorbable barrier for guided bone regeneration in connection with implant installation. Case reports. *Clin Oral Implants Res*. 1994; Sep; 5(3): 177-184.
80. Weinberg LA. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dent*. 1998; 7: 277-85.
81. Weinberg LA. Atlas of Tooth and Implant Supported Prosthodontics. Chicago, IL: Quintessence Publishing, 2003; 47-84.
82. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on stimulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(1): 50-55.
83. 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
84. Omar R, Wise MD. Mandibular flexure associated with muscle force applied in the retruded axis position. *J Oral Rehabil*. 1981; 8: 209-21.
85. Hobo S and Takayama H. Occlusion for Osseointegrated Implants: Oral Rehabilitation Clinical Determination of Occlusion. Tokyo: Quintessence Publishing Co, 1997; 119-140.
86. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 326-334.
87. Falk H, Laurell L, Lundgren D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implantsupported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 55-62.
88. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin, K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 425-431.
89. Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 360-370.

90. Misch CE. Occlusal considerations for implant supported prostheses. In: Misch, CE, eds. Contemporary implant dentistry. 1st ed, St. Louis: Mosby, 1993, 705-733.
91. AF. Shortened dental arches and oral function. J Oral Rehabil. 1981; 8: 457-462.
92. Witter DJ, van Palenstein Helderma WH, Creugers NHJ, Kayser AF. The shortened dental arch concept and its implications for oral health care. Community Dent Oral Epidemiol. 1999; 27: 249-258.
93. Witter DJ, Creugers NHJ, Kreulen CM, De Haan AFJ. Occlusal stability in shortened dental arches. J Dent Res. 2001; 80: 432-436.
94. Witter DJ, Van Elteren P, Kayser AF. Migration of teeth in shortened dental arches. J Oral Rehabil. 1987; 14: 321-329.
95. Sarita TNP, Kreulen MKC, Witter DJ, Van't Hof MA, Creugers HJN. A study on occlusal stability in shortened dental arches. Int J Prosthodont. 2003b; 16: 375-380.
96. Carlsson GE, Magnusson T. Management of Temporomandibular Disorders in the General Dental Practice. 1st ed, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, 1999.
97. Mc Neill C. Temporomandibular Disorders: Guidelines for Classification, Assessment, and Management. 1st ed, Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc, 1993.
98. Bumann A, Lotzmann U. Color Atlas of Dental Medicine: TMJ Disorders and Orofacial Pain. The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach. 1st ed, Stuttgart- Newyork: Thieme, 2002.
99. 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.
100. Kaplan AS, Assael LA. Temporomandibular Disorders; Diagnosis and Treatment. Philadelphia: W.B. Saunders Co, 1991.
101. Yengin E. Temporomandibular rahatsızlıklarda teşhis ve tedavi. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İstanbul, 2000.
102. Oral Motor Behavior: Impact on Oral Conditions and Dental Treatment. US Department of Health. Workshop Proceedings, 1979; p. 87.
103. Klineberg L. Influences of temporomandibular articular mechanoreceptors of functional jaw movements. J Oral Rehab, 1980; 7: 307
104. Netherlands Universities. Nederlands Tijdschrift Voor Tandheelkunde. 1989; 96: 389-394.
105. Frank C, Wilson JB. The Musculoskeletal System: Basic Processes and Disorders. Philadelphia: Lippington Co. 1983; p.175.

106. Çalikkocaoğlu S. Stomatognatik sistem: In: Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler. 5. baskı, İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd Şti, 2010.
107. Schaerer P, Stallard RE, Zander HA. Occlusal interferences and mastication: an electromyographic study. J Prosthet Dent. 1967; 17: 438-449.
108. Moller E. The chewing apparatus: an electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. Acta Physiol. Scand, 1966; Suppl 280: 69.
109. Blanksma NG, Van Eiden TMGJ. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open/close excursions and chewing. J Dent Res, 1995; 6: 1318-1327.
110. DuBrul EL. Sicher's Oral Anatomy. St Louis: Mosby, 1980; p. 91.
111. Zwijnenburg A, Megens CC, Naeije M. Influence of choice of reference point on the condylar movement paths during mandibular movements. J Oral Rehabil. 1966; 23(12): 832- 837.
112. Akyüz G, Özaras N, Gündüz H. Elektrodiagnoz. Ankara: Güneş Kitap Evi, 2003.
113. Castroflorio T, Bracco P, Farina D. Review: Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. J Oral Rehabil. 2008; 35: 638-645.
114. Hiyama S, Ono T, Ishiwata Y, Kato Y, Kuroda T. First night effect of an interocclusal appliance on nocturnal masticatory muscle activity. J. Oral Rehabil. 2003; 30: 139-145.
115. Tümen DS, Arslan SG. Çiğneme kas aktivitesi ve ölçüm yöntemleri. Dicle Tıp Dergisi 2007; (34) 4: 316-322.
116. Ganong WF. Review of Medical Physiology. 14th ed, California: Appleton and Lange, 1989.
117. Somjen G. Neurophysiology- The Essentials, London: Williams and Wilkins, 1983.
118. Zenbilci N. Sinir Sistemi Hastalıkları. 3.Baskı, İstanbul: İ.Ü. Basımevi ve Film Merkezi, 1995.
119. Ülgen M. Ortodontik Tedavi Prensipleri. 6. Baskı, Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003; p. 123-124.
120. Seren E. Elektromyografi. Oral Mesleki ve Aktüel Dişhekimliği Dergisi, 1989; 6: 62-65
121. Ertem O. Bilgiç F. Klinik Elektromyografi. GATA Bülteni 1976; 18: 313-325.
122. Guyton A.C. Fiziyoloji. 1. cilt, 1. baskı, İstanbul: Güven Kitabevi Matbaası, 1977; p.195-239, 242.
123. 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.

124. Gay T, Piccuch JF. An electromyographic analysis of jaw movements in man. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1986; 26: 365-384.
125. 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.
126. 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.
127. Gözneli R, Kazazoğlu E, Uçankale M. Elektromiyografi. *Akademik Dental Dişhekimliği Dergisi* 2005; 25: 7-11.
128. Saraçoğlu A, Pehlivan M, Özpınar B, Çelebi G. Bruksizmin tedavisinde stabilizasyon splintinin başarısının kas aktivitesi asimetri indeksi ile değerlendirilmesi *EÜ Dişhek Derg.* 2001; 22: 73-8.
129. Ertekin C. *Klinik Elektromyografi.* İzmir: Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Yayınları, 1977.
130. Armijo-Olivo S, Gadotti I, Kornerup M, Lagravere MO. Quality of reporting masticatory muscle electromyography in 2004: A systematic review. *J Oral Rehabil.* 2007; 34: 397-405.
131. Buxbaum J, Mylinski N, Parente FR. Surface EMG reliability using spectral analysis. *J Oral Rehabil.* 1996; 23: 771-775.
132. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Piancino MG, Bracco P, Merletti R. Surface EMG of jaw elevator muscles: Effect of electrode location and inter-electrode distance, *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 411-417
133. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debenardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG variables in isometric submaximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006; 16: 498-505.
134. Farina D, Cescon C, Merletti R. Influence of anatomical, physical, and detection- system parameters on surface EMG. *Biol Cybern* 2002; 86: 445-456.
135. 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.
136. Lund JR, Lavigne G. Human jaw reflexes. In: *Motor Control Mechanisms In Health And Disease.* New York: Raven Press, 1983, p. 739-755.
137. Broux G, Steens A. Consideration sur L'Electromyographie. *Clinique Folia Byk* 1971; 4: 22.
138. Hagberg C. The amplitude distribution of electromyographic activity in masticatory muscles during unilateral chewing. *J Oral Rehabil* 1986; 13: 567-74.
139. Hagberg C. The amplitude distribution of electromyographic activity in painful masseter muscles during unilateral chewing. *J Oral Rehabil* 1987; 14: 531-40.

140. Köylüoğlu AÖ. Yeni Terimler ve Tanımlar ile Oklüzyon teorileri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi, 1985.
141. Ortuğ G. Çiğneme nedir?. A.Ü. Diş Hek. Fak. Dergisi, 1976; 3: 75-83.
142. Silverman SI. Oral Physiology. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1961.
143. Kapur K, Soman S, Yurkstas A. Test foods for measuring masticatory performance of denture wearers. J Prosthet Dent. 1964, 14: 483-491.
144. Kawamura Y, Nobuhara M. The swallowing threshold of persons with normal occlusion and malocclusion In: Studies on Masticatory Function. Med J Osaka Uni, 1957, p. 241-246
145. Sauser CW, Yurkstas AA. The effect of various geometric occlusal patterns on chewing efficiency. J Prosthet Dent. 1957; 7: 634-643.
146. Yurkstas AA, Emerson WH. Dietary selections of persons with natural and artificial teeth. J Prosthet Dent. 1964; 14: 695-697.
147. Carlsson GE. Masticatory efficiency: The effect of age, the loss of teeth and prosthetic rehabilitation. Int Dent J. 1984; 34: 93-97.
148. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Chewing efficiency and state of dentition. A methodologic study. Acta Odontol Scand. 1977; 36: 33-41.
149. Yurkstas AA. The masticatory act. J Prosthet Dent. 1965; 15: 248-260.
150. Manly RS, Braley LC. Masticatory performance and efficiency. J Dent Res. 1950; 29: 448-462.
151. Elias AC, Sheiham A. The relationship between satisfaction with mouth and number and position of teeth. J Oral Rehabil. 1998; 25: 649-661.
152. Al-Ali F, Heath MR, Wright PS. Simplified method of estimating masticatory performance. J Oral Rehabil. 1999; 26: 678-683.
153. 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.
154. Al-Ali F, Heath MR, Wright PS. Chewing performance and occlusal contact area with the shortened dental arch. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1998; 6: 127-132.
155. Edlund J, Lamm CJ. Masticatory efficiency. J Oral Rehabil. 1980; 7: 123- 130.
156. Watson CJ. Masticatory performance before and after mandibular vestibuloplasty. Br Dent J. 1987; 167: 417-421.
157. Slagter AP, Bosman F, Van der Bilt A. Comminution of two artificial test foods by dentate and edentulous subjects. J Oral Rehabil. 1993; 20: 159-176.
158. Buschang PH, Throckmorton GS, Travers KH. The effect of bolus size and chewing rate on masticatory performance with artificial test foods. J Oral Rehabil. 1997; 24: 522-526.

159. Van der Bilt A. Human oral function: A review. *Braz J Oral Sci.* 2002; 1: 7-18.
160. Pancherz H, Anehus M. Masticatory function after activator treatment. *Acta Odontol Scand.* 1987; 36: 309-315.
161. Fontjin- 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.
162. Fontjin- Tekamp FA, Van der Bilt A, Abbink JH, Bosman F. Swallowing threshold and masticatory performance in dentate adults. *Physiol Behav.* 2004; 83: 431-436.
163. Julien KC, Buschang PH, Throckmorton GS, Dechow PC. Normal masticatory performance in young adults and children. *Archs Oral Biol.* 1996; 41: 69-75
164. Slagter AP, Lambertus WO, Bosman F, Willem HA, Steen HA. Masticatory ability, denture quality, and oral conditions in edentulous subjects. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 299-307.
165. 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.
166. 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.
167. 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.
168. 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.
169. Murai K, Okimoto K, Matsuo K, Terada 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.
170. Mowlana F, Heath MR, Van der Bilt A, Van der Glas HW. Assessment of chewing efficiency: A comparison of particle size distribution determined using optical scanning and sieving of almonds. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 545-551.
171. 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.
172. Hatch JP, Shinkai RSA, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Archs Oral Biol.* 2000; 46: 641-648.
173. Kapur KK, Soman SD. Masticatory performance and efficiency in denture wearers. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 107-111.
174. Huggare J, Skindhøj B. A new method for assessing masticatory performance: A feasibility and reproducibility study. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 490-495.

175. Jiffry MTM. Analysis of particles produced at the end of mastication in subjects with normal dentition. *J Oral Rehabil.* 1981; 8: 113-19.
176. Gunne, HSJ. Masticatory efficiency. A new method for determination of the breakdown of masticated test material. *Acta Odontol Scand.* 1983; 41: 271-76.
177. L e H. The gingival index, the plaque index and the retention index systems. *J Periodontol* 1967, 38: 610.
178. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontology* 2000 1994; 4: 81–86.
179. Buzinelli RV, Berzin F. Electromyographic analysis of fatigue in temporalis and masseter muscles during continuous chewing. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 1165-1167.
180. Aras K. Kısaltılmış dental ark yaklaşımının ağız sağlığı ve fonksiyonları yönünden değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D. Doktora Tezi, Ankara, (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ufuk Hasanreisoglu), 2006, pp. 50- 94.
181. Eckert SE, Carr AB. Implant retained maxillary overdentures. *Dental Clinics of North America* 2004; 48: 585-601.
182. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment of fixed or removable implantsupported prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: Patient’s assesments. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 424-433.
183. Rangert B, Jemt T, J rneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-247.
184. Wittneben JG, Avdic M, Wright RF, Radics A, Gallucci O, Weber HP. Fixed mandibular and maxillary implant rehabilitation in a fully edentulous patient: a case report. *Rest Dent.* 2009; 29: 615-623.
185. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13: 260-273.
186. 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.
187. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15: 466- 473.
188. Wayler AH, Chauncey HH. Impact of complete dentures and impaired natural dentition on masticatory performance and food choice in healthy aging men. *J Prosthet Dent.* 1983; 49: 427–433.

189. 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.
190. Nagasawa T, Tsuru H. A comparative evaluation of masticatory efficiency of fixed and removable restorations replacing mandibular first molars. *J Prosthet Dent.* 1973; 30: 263-273.
191. Gunne HSJ et al: 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.
192. Van der Bilt A, Olthoff LW, Bosman F, Oosterhaven SP. Chewing performance before and after rehabilitation of post-canine teeth in man. *J Dent Res.* 1994; 73: 1677-1683.
193. 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.
194. 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.
195. 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.
196. Luraschi J, Schimmel M, Bernard J-P, Gallucci GO, Belser U, Müller F. Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2012; 23: 577-583.
197. 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.
198. 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.
199. Gristina AG. Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. *Science* 1987; 237: 1595-1598.
200. Romeo E, Ghisolfi M, Carmagnola D. Peri-implant diseases. A systematic review of the literature. *Minerva Stomatol.* 2004 May; 53(5): 215-30.
201. Mombelli A, Marxer M, Gaberthüel T, Grander U, Lang NP. The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1995; 22: 124-30.

202. Porras R, Anderson GB, Caffesse R, Narendran S, Trejo PM. Clinical response to 2 different therapeutic regimens to treat peri-implant mucositis. *J Periodontol.* 2002 Oct;73(10): 1118-25.
203. Palmer R. Teeth and implants. *Br Dent J* 1999; 187: 183-8.
204. Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J. Bone reactions at implants subjected to experimental peri-implantitis and static load. A study in the dog. *J Clin Periodontol.* 2002 Feb; 29(2): 144-51.
205. Watzak G, Zechner W, Tangl S, Vasak C, Donath K, Watzek G. Soft tissue around three different implant types after 1.5 years of functional loading without oral hygiene: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Apr; 17(2): 229-36.
206. Christensen MM, Joss A, Lang NP. Reproducibility of automated periodontal probing around teeth and osseointegrated oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8: 455–64.
207. 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.
208. 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.
209. Moyers RE. Temporomandibular muscle contraction patterns in angle class 2, div 1 malocclusions: An EMG analysis. *Amer J Orth.* 1950; 35: 837-857.
210. Ahlgren J. Kinesiology of the mandible: An EMG study. *Acta Odont Scand.* 1967; 25: 593-611.
211. Brown BH. Theoretical and experimental waveform analysis of human compound nerve action potentials using surface electrodes. *Med Bioi Engng.* 1968; 6: 375.
212. Ceyhan O. İnsanda m. Masseter ve m. Temporalis'in fonksiyonlarının elektromyografik yöntemle incelenmesi. *Ankara Üniv Dişhek Fak Dergisi* 1975, 2(2): 13-36.
213. Davis JF. Manual of surface EMG, WADC technical report No: 59 1964; p.184.
214. Figar S An electrode for electrically conductive connection with the body surface in particular for surface polyelectromyography. 1965; 5: 96.
215. Greenfield BE, Wike BD. Electromyographic studies of some of the muscles of the mastication. *Br Dent J.* 1956; 100: 129- 143.
216. Hickey JC, Stacy RW, Rinear LL. Electromyographic studies of mandibular muscles in basic jaw movements. *J Prosthet Dent.* 1957; 7(4): 565-570.
217. 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.

218. 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.
219. Licht S. *Electrodiagnosis and electromyography*, Connecticut, USA. 1971, pp. 66, 153, 297, 452.
220. Macdaugall JDB, Andrew BL. An electromyographic study of the temporalis and masseter muscles. *J Anat.* 1953; 87: 37.
221. Moyers RE. An electromyographic analysis of certain muscles involved in temporomandibular movement. *Amer J Orth.* 1948; 36(7): 481-514.
222. 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.
223. Perry HT. Functional electromyography of the temporal and masseter muscles in class 2 div 1 malocclusion and excellent occlusion. *Angle Orthodont.* 1955; 25: 49.
224. Ringqvist M. Fibre size of human masseter muscle in relation to bite force. *J Neurol Sci.* 1973; 19: 297-305.
225. Akbay T, Beydemir B, Baykal F. Alt çene Kennedy sınıf III Mod. 1 vakasında uygulanan hareketli bölümlü protez ile tüm doğal dişleri mevcut olguların m. masseterlerinden elde edilen çiğneme modellerinin elektromyografi ile değerlendirilmesi. *Ankara Üniv Dişhek Fak Dergisi* 1985; 12(1): 113-120.
226. Angelone L, Clayton JA, Brandhorst WS. An approach to quantitative electromyography of the masseter muscle. *J Dent Res.* 1960; 39(1): 17-23.
227. Erdoğan E, Beydemir B, Yavuzyılmaz H. Alt çenede küçük azıların eksikliğinde uygulanan hareketli bölümlü ve köprü protezlerde m. masseterin ve m. temporalisin çiğneme modellerinin elektromyografi ile değerlendirilmesi. *Oral Dergisi* 1984; 4: 4-9.
228. Hasanreisoglu U. Myosentrik ilişki ve bu yöntemle yapılan tam protezlerin sentrik ilişkide yapılan tam protezlerle klinik ve elektromyografik karşılaştırılması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi*, 1981.
229. Stohler CS, Ash MM. Silent period in jaw elevator muscle activity during mastication. *J Prosthet Dent.* 1984; 52(5): 729-735.
230. Berry DC, Singh BP. Effect of electromyographic biofeedback therapy on occlusal contacts. *J Prosthet Dent.* 1984; 51(3): 397-403.
231. 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.
232. 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.

233. 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.
234. 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.
235. Wintergerst AM, Buschang PH, Hutchins B, Throckmorton GS. Effect of an auditory cue on chewing cycle kinematics. *Archives of Oral Biology* 2006; pp. 51, 50, 57.
236. Santos CM, Vitti M, Matsumoto W, Berro RJ, Semprini M, Hallak JEC. Using overdenture on implants and complete dentures: effects on postural maintenance of masticatory musculature. *Braz J Oral Sci.* 2008; 7: 1550–1554.
237. Bersani E, Regalo SCH, Sie'ssere CM, Santos DT, Chimello RH de Oliverira, Semprini M. Implant-supported prosthesis following Branemark protocol on electromyography of masticatory muscles. *J Oral Rehab.* 2011; 38: 668–673.
238. Chen L, Xie Q, Feng H, Lin Y, Li J. The masticatory efficiency of mandibular implant-supported overdentures as compared with toothsupported overdentures and complete dentures. *J Oral Implantol.* 2002; 28: 238-43.
239. Haraldson T, Carlsson GE, Inger-Vall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979; 37: 195-206.
240. Haraldson T, Inger-Vall B. Muscle function during chewing and swallowing in patients with osseointegrated oral implant bridges: an electromyographic study. *Acta Odontol Scand.* 1979; 37: 207-16.
241. Berretin-Felix G, Filho HN, Padovani CR, Trindade Junior AS, Machado WM. Electromyographic evaluation of mastication and swallowing in elderly individuals with mandibular fixed implant supported prostheses. *J Appl Oral Sci.* 2008; 16(2): 116-21.
242. Ferrario VF, Tartaglia GM, Maglione M, Simion M, Sforza C. Neuromuscular coordination of masticatory muscles in subjects with two types of implant-supported prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2004; 15: 219–225.
243. 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.
244. 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.

EKLER

Ek 1. Gönüllü Onam Formu



T.C.
SDÜ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Araştırmaya katılımınızın isteğe bağlı olduğu ve istediğiniz zaman, herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın, hiçbir hakkınızı kaybetmeksizin araştırmaya katılmayı reddedebilir veya araştırmadan çekilebilirsiniz.

KATILMAMA İLİŞKİN BİLGİLER KONUSUNDA GİZLİLİK SAĞLANABİLECEK MİDİR?

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlansa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz (tedavinin gizli olması durumunda, gönüllüye kendine ait tıbbi bilgilere ancak verilecek analizinden sonra ulaşabileceği bildirilmelidir).

ÇALIŞMAYA KATILMA ONAYI:

Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formundaki tüm açıklamaları okudum. Bana, yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda adı belirtilen hekim tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı, istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi ve kendi isteğime bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma dışı bırakılabileceğimi biliyorum.

Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Bu formun imzalı ve tarihli bir kopyası bana verildi.

Çalışma sırasında elde edilen biyolojik materyaller üzerinde genetik araştırma yapılabilmesi için Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formunda (BGOF):

- "[Çalışmanın Adı] çalışması kapsamında alınan biyolojik örneklerin (kan, idrar vb.);
- (Gönüllü tarafından uygun olan şık işaretlenmelidir)
- Sadece yukarıda bahsi geçen çalışmada kullanılmasına izin veriyorum.
- İleride yapılması planlanan tüm çalışmalarda kullanılmasına izin veriyorum.
- Hiçbir koşulda kullanılmasına izin vermiyorum."

GÖNÜLLÜNÜN		İMZAŞI
ADI & SOYADI		
ADRESİ		
TEL. & FAKS		
TARİH		

VELAYET VEYA VESAYET ALTINDA BULUNANLAR İÇİN VELİ VEYA VASİNİN	İMZAŞI

ÖZGEÇMİŞ

SİBEL KAN

Doğum Yeri : Antalya

Doğum Tarihi : 08/04/1986

Uyruğu : T.C.

E-mail adresi : kansibel@gmail.com

GSM : 0. 505. 725 72 56

Mezun Olduğu Kurumların Adı ve Mezuniyet Yılları:

Lisans : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 2009

Lise : Alanya Ayşe Melahat Erkin Anadolu Lisesi 2004

Yabancı Dil : İngilizce (çok iyi), Almanca (orta)