

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

**HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZ KULLANANLARDA KENNEDY  
SINIFLAMASINA VE PROTEZ KULLANIM SÜRELERİNE BAĞLI  
OLARAK MASSETER VE TEMPORALİS ANTERİOR KASLARININ  
AKTİVİTELERİNİN ELEKTROMYOGRAFI (EMG) İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**DOKTORA TEZİ**

**Dt. Giray BOLAYIR**

**Tez Danışmanı**

**Doç.Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR**

**SİVAS, 2004**

## İÇİNDEKİLER

<b>GİRİŞ</b> .....	1
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	3
Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı.....	3
Bölümlü Dişsiz Alanların Sınıflandırması.....	3
Hareketli Bölümlü Protez Parçaları.....	4
Ana Bağlayıcılar.....	4
Ana Bağlayıcının İşlevleri.....	5
Ana Bağlayıcıda Bulunması Gereken Nitelikler.....	5
Alt Çene Ana Bağlayıcılar.....	6
Maxillar Ana Bağlayıcılar.....	7
RPI Kroşe Sistemi.....	7
İndirek Tutucular.....	8
Bölümlü Protezlere Etki Eden Kuvvetler ve Bu Kuvvetlerin Neden Olduğu Hareketler.....	8
Sınıflara Göre Planlama Özellikleri.....	9
Çiğneme Fonksiyonu Hakkında Genel Bilgiler.....	12
Mandibulanın Çiğneme Kasları ve Hareketleri.....	15
Elektromyografi.....	17
Elektrodlar.....	18
Yüzeyel Elektrodlar.....	19
İğne Elektrodlar.....	21
İğne EMG ' yi Etkileyen Faktörler.....	22
Kas Gücü ve EMG İlişkileri.....	22
Otomatik İnterferans Analizi.....	24
EMG Sinyalinin Spektral Analizi.....	25
<b>MATERYAL VE METOD</b> .....	27
<b>BULGULAR</b> .....	34
<b>TARTIŞMA</b> .....	65
<b>SONUÇ</b> .....	77
<b>ÖZET</b> .....	79
<b>SUMMARY</b> .....	80
<b>KAYNAKLAR</b> .....	81

## RESİMLER

Resim 1: Kennedy I grubuna dahil bireylere uygulanan hareketli bölümlü protez şekli.....	31
Resim 2: Kennedy I grubuna dahil bireylere uygulanan hareketli bölümlü protez şekli.....	31
Resim 3: EMG cihazının yüzeyel elektrodlarının görünüşü.....	32
Resim 4: EMG cihazının görünüşü.....	32
Resim 5: Kayıt sırasında bireyin pozisyonu ve yüzeyel elektrodların uygulanmış görünüşü.....	33

## TABLolar

Tablo 1: Çalışmamızdaki bireylerin yaş ve cinsiyet verileri.....	27
Tablo 2 ile 26'ı arasında araştırma gruplarımıza ait veriler bulunmaktadır.....	41
Tablo 27 ile 28'de sakız çiğneme fonksiyonu sırasında deney gruplarımızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizleri mevcuttur.....	54
Tablo 29 ile 30' da fındık çiğneme fonksiyonu sırasında elde edilen verilerin istatistiksel analizleri vardır.....	56
Tablo 31 ile 32' de maksimal sıkma fonksiyonu sırasında elde edilen verilerin istatistiksel analizleri bulunmaktadır.....	58

## GRAFIKLER

Grafik 1:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden sakız çiğneme esnasında dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği.....	60
Grafik 2:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden sakız çiğneme esnasında dişsiz saha masseter kasından elde edilen EMG grafiği.....	60
Grafik 3:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden fındık çiğneme esnasında dişsiz saha tarafındaki masseter kasından elde edilen EMG grafiği.....	61
Grafik 4:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden fındık çiğneme esnasında dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği.....	61
Grafik 5:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden maksimal sıkma esnasında dişsiz saha masseter kasından elde edilen EMG grafiği.....	62
Grafik 6:Kennedy II grubuna dahil bir bireyden maksimal sıkma esnasında dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği.....	62
Grafik 7:Kennedy I grubundaki bir bireyden sakız çiğneme esnasında sol temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği.....	63
Grafik 8:Kennedy I grubundaki bir bireyden sakız çiğneme esnasında sol masseter kasından elde edilen EMG grafiği.....	63
Grafik 9:Kennedy I grubundaki bir bireyden fındık çiğneme esnasında sağ masseter kasından elde edilen EMG grafiği.....	64
Grafik 10:Kennedy I grubundaki bir bireyden maksimal sıkma esnasında sol temporalisanterior kasından elde edilen EMG grafiği.....	64

## **GİRİŞ VE AMAC**

Çiğneme diş erupsiyonunu takiben öğrenilen bir fonksiyondur. Bu fonksiyon hızlı etkili çene hareketlerini, dil - dudak ve yanakların, besin kitlesinin ve salivasyonun kontrolünün sağlanmasını sağlayan yüksek derecede kompleks nöromusküler olayları ihtiva eder. Nöromusküler sistemin içerisinde yer alan temporomandibular eklem, kaslar, dişler, periodontal ligamentler, dil, dudak ve yanak gibi komponentlerin birbiriyle olan uyumlu çalışmasıyla en verimli şekilde gerçekleştiği bilinmektedir.<sup>75</sup>

Çiğneme yeteneğinin, dişlerin sayısı ile yakından ilgili olduğu yapılan çalışmalarda rapor edilmektedir.<sup>85,86</sup> Dişlerin sayısı 20'den az olduğunda çiğneme yeteneğinde bozulma meydana geldiği bildirilmektedir. Birçok çalışma, posterior dişlerinin kaybında çiğneme fonksiyonunda azalma olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte protezlerin dişsiz hastalarda oral fonksiyonları ve memnuniyeti geliştirdiği bilinmektedir.<sup>125</sup>

Kanın diş sonrası yapılan protetik rehabilitasyonların, dental arkın posterior bölgesindeki meydana gelen diş kayıplarının, ısırma kuvvetinin, yaş ve cinsiyetin, oklüzal kontak alanlarının ve oral motor fonksiyonu gibi birçok faktörün çiğneme fonksiyonunun üzerine etkisi olduğu bilinmektedir. Bunların içinde fonksiyonel diş sayısının ve ısırma kuvvetinin çiğneme fonksiyonunun anahtar belirleyicileri olarak kabul edilmektedir.<sup>85, 86, 125</sup>

Oklüzal rekonstrüksiyonun amacı sadece çiğneme fonksiyonunun düzeltilmesini değil, stomatognatolojik sistemi bütünüyle düzeltmektir. Bu amacın ne kadar gerçekleştirildiğini, sadece sentrik oklüzyonda sıkma gibi statik

bir bilginin değerlendirilmesiyle karar verilemez. Çiğneme fonksiyonunun bütünüyle değerlendirilmesi gerekliliği literatürde vurgulanmaktadır.<sup>78</sup>

Çeşitli yiyeceklerin kullanıldığı çalışmaların, kompleks çiğneme davranışlarını düzenleyen nörofizyolojik mekanizmalar hakkında bilgi sağlayabileceği bildirilmektedir.<sup>1, 35, 62</sup>

Çalışılan çeşitli çiğneme parametreleri arasında çene hareketleri ve kas aktivitesi üzerinde dikkate değer şekilde durulmaktadır. Çiğneme kaslarının aktivasyonlarının test yiyeceklerinin yapısına, büyüklüğüne bağlı olarak değişiklik göstereceği literatürde ifade edilmektedir.<sup>76</sup>

Kısmi dişsizliğin en önemli etkilerinden biri, bireylerde çiğneme alışkanlıklarının değişmesine yol açmasıdır. Buna bağlı olarakta çiğneme kasları etkilenmektedir. Bu çalışmanın amacı, farklı kısmi dişsiz ark sınıflamasına sahip bireylerde farklı test yiyeceklerini çiğneme ve maksimal sıkma fonksiyonlarında hareketli bölümlü protez öncesi ve sonrası masseter ve temporalis anterior kaslarının aktivitelerini nasıl etkilediğini elektromyografik teknikle (EMG) belirlemeyi amaçladık.

## **GENEL BİLGİ**

Hareketli bölümlü protez mukozadan ve/veya doğal dişlerden destek alan, kısmi doğal diş kayıplarını ve ilgili dokuları restore eden apareydir. Bölümlü protez yapılmasındaki amaç, kayba uğrayan dişlerin kaybedilmeden önceki fonksiyonları olan çiğneme, fonasyon ve estetik gibi bütün işlevleri yerine iade etmek ve bu amacı sağlarken de dişler ve dişsiz kretler dahil olmak üzere tüm stomatognatik sistemin, fizyolojik fonksiyonlarını bozacak herhangi zararlı bir etkiye maruz bırakmadan sağlığını sürdürmek olmalıdır. <sup>47, 50, 103</sup>

### **Bölümlü Dişsiz Alanların Sınıflandırılması**

Bölümlü dişsizliğin tedavisinde karşılaşılan bir çok dişsizlik şekillerine bağlı olarak, günümüzde kullanılan birçok sınıflandırma vardır. Sınıflandırma yapmaktaki en önemli amaç, yapılacak protezin tipini belirlemek ve planlaması için yol göstermektir. Sınıflandırmalar anatomik (Kennedy, Mauk, Swenson, Godfrey, Friedman, Kontorowicz vb.), protezin yapısal komponentlerini esas alan (Cummer, Prothero, Fiset), mekanik esaslı (Applegate – Kennedy, Bailyn, Beckett, Wilson vb.), fizyolojik esaslı (Rumpel, Hildebrandt, Bayonof vb.), oklüzyon esaslı (Eichner) olmak üzere gruplandırılmaktadır. Kennedy sınıflandırması bölümlü protez planı için bilimsel kuralların uygulanmasına olanak sağladığından en tutarlı sistem olarak kabul edilmektedir. Bu sınıflandırma hareketli bölümlü protezi anlatmaktan çok, restore edilmemiş doğal dentisyonu tanımlamaktadır. Dört sınıf tanımlanmıştır:

Class I: Dişsiz alanlar bilateraldir ve dişsiz sonlanır.

Class II: Dişsiz alan unilateraldir ve bölge dişsiz sonlanır

Class III: Dişsiz alan unilateraldir ve bölge dişli sonlanır.

Class IV: Tek bir dişsiz alan vardır anterior bölgededir.

İlk üç sınıfın modifikasyonları da tanımlanmıştır. Burada mevcut ilave dişsiz alan sayılarına göre numaralandırma vardır. Bir ilave dişsiz alan modifikasyon 1, iki ilave dişsiz alan modifikasyon 2 olarak adlandırılır. Class IV dentisyon vakalarında modifikasyon yoktur, bununla birlikte dişsiz alan olduğunda ilk üç sınıftan biriyle isimlendirilir.<sup>16, 31, 47, 103</sup>

### **Hareketli Bölümlü Protez Parçaları**

Hareketli bölümlü protez değişik fonksiyonları olan ve birbirleriyle belli bir kordinasyon içinde çalışan parçalardan oluşur. Bu parçalar şunlardır:

- 1) Ana bağlayıcı
- 2) Küçük bağlayıcılar
- 3) Direk tutucular
- 4) İndirek tutucular
- 5) Tırnaklar
- 6) Karşılıyıcı ve kavrayıcı elemanlar
- 7) Kaide plakları<sup>31, 47, 93</sup>

### **Ana Bağlayıcılar**

Bölümlü protez elemanlarını birbirine bağlayarak belirli bir bütünlük ve farklı parçalar arasında entegrasyon sağlar. Kaide plakları, küçük bağlayıcılar doğrudan doğruya ana bağlayıcıya bağlanırken, direk tutucular, oklüzal tırnaklar, indirek tutucular ise dolaylı olarak ana bağlayıcıyla birleşirler.<sup>10, 15, 94</sup>

### **Ana Bağlayıcının İşlevleri**

1) Ana bağlayıcının esas görevi, protez ünitelerini birleştirerek bölümlü protezin bir tarafında oluşan fonksiyonel yükün destek alanına ve dişlere aktarılmasını sağlar.

2) Ana bağlayıcılar, protezin retansiyonuna ve stabilitesine katkıda bulunurlar.

3) Periodontal olarak zayıflamış, kuron - kök oranları bozulmuş dişlere ana bağlayıcının temas ettirilmesiyle bu dişlerin gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklı hale getirilmesi sağlanır.<sup>47, 105, 122</sup>

### **Ana Bağlayıcıda Bulunması Gereken Nitelikler**

1) Ana bağlayıcıda aranan en önemli nitelik rijid olmasıdır. Ana bağlayıcı proteze binen çeşitli yükler altında eğilip bükülmemelidir.

2) Ana bağlayıcıda aranan diğer bir nitelik, yapımında ağız dokusu ile uyulaşabilen bir maddenin kullanılmasıdır. Bu amaç için akrilik, altın, krom - kobalt alaşımları, alüminyum ve titanyum kullanılmıştır. Krom - kobalt alaşımları üstün fiziksel özellikleri ve dokular tarafından iyi kabul edildiğinden bölümlü protezlerin ünitelerinin yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır, son yıllarda kullanıma başlanmış olan titanyum hafif olması ile krom-kobalt alaşımlarına üstünlük göstermesine rağmen, pahalı olması ve daha zor döküm şartlarına sahip olması nedeni ile kullanımını henüz sınırlıdır.

3) Toruslar, eksostozlar ve orta palatal rafe gibi reziliensi çok az olan bölgelerde ve irritasyondan korunması gereken gingival dokularda ana bağlayıcı altında yeterli bir boşluk sağlanmalıdır. Ana bağlayıcı dişeti dokularından



mümkün olduğu kadar uzakta yer almalıdır. Serbest dişeti kenarından mandibulada en az 4 mm maksillada en az 6 mm uzaktan geçmelidir.

4) Ayrıca protez takılıp çıkarılırken ve fonksiyon sırasında protezde oluşabilecek rotasyon hareketleri ile dokuları zedelememelidir.

5) Besin parçacıklarının üzerinde tutunmasına yol açabilecek formda olmamalı, tüm kenarlar yuvarlak şekilde eğimlendirilmelidir. Keskin ve köşeli kenar bırakılmamalıdır.

6) Üst çene ana bağlayıcıların kenarlarında doku ile sıkı teması sağlamak için, yumuşak dokuya doğru bir sınır oluşturulmalıdır. Model üzerinde plağın sınırlarını takip eden bir oluk kazınarak elde edilir. <sup>8, 15, 30, 41, 124, 130</sup>

### **Alt Çene Ana Bağlayıcılar**

Mandibular protezlerde kullanılan ana bağlayıcılar;

- a) Lingual bar,
- c) Lingual band,
- d) Lingual çift bar,
- e) Labial bar.

Araştırmamızda aldığımız hastalara uyguladığımız protezlerde lingual bar kullandık.

### **Lingual Bar**

En kullanışlı mandibular ana bağlayıcıdır. Çünkü gingival marjini örtmez. Lingual bar lingual sulkusun kas hareketlerine bağlı yükselmesi de hesaplanarak en az 1 mm üzerinden geçirilmelidir. Kesiti, kalın kenarı altta olan yarım inci biçiminde bir bardır. Eğer gingival marjin ile sulcus tabanı arasında 6 mm ' den az

bir açıklık varsa, alt dişlerde linguale aşırı bir eğim varsa ve torus gibi anatomik engellerin varlığında bu tip ana bağlayıcı kullanılmaz.<sup>84,94</sup>

### **Maksillar Ana Bağlayıcılar**

Maksillar ana bağlayıcıları başlıca dört tipe ayırabiliriz;

- a) Tek palatal bar,
- b) Ön ve arka palatal bar,
- c) Atnalı plak,
- d) Palatal plak.

### **RPI Kroşe Sistemi**

Kratochvil ve Krol tarafından geliştirilen mesial tırnak, proksimal plak ve I bar kroşe tasarımı serbest sonlu hareketli bölümlü protezler tarafından oluşturulan stresleri gidermek için planlanmıştır. RPI sistemi kroşe gereksinimi en iyi şekilde karşılayan ve destek dişler üzerine gelen stresleri en aza indiren bir sistemdir. Destek dişin oklüzal yüzeyinin mezialinde yer alan oklüzal tırnak rotasyon noktası olur ve dişin hareket etmesine sebep olan distal kuvvet yerine mesial yönlü bir kuvvet uygular. Destek dişe uygulanan mesio – oklüzal tırnak ve onu taşıyan küçük bağlayıcı dişin mesio – lingual kenarında yer almalı, fakat komşu dişe temas etmemelidir. Proksimal plak, tırnağı destekleyen minor bağlayıcı ile birlikte, kroşe sisteminin stabilizasyon ve resiprokasyon ihtiyaçlarını karşılar. I bar kroşenin retantif ucu dişin bukkal yüzeyinin mesio – distal yönde en çıkıntılı kısmında veya hafifçe mesiale doğru yer almalı, fakat distale konmamalıdır. Fonksiyon sırasında I barın bukkal yüzden uzaklaşmasının sağlanması çok

önemlidir. I barın mesiale doğru yerleştirilmesinin avantajı, iyi ajuste edildiği zaman proksimal plağı distal yüzey ile sıkı temas halinde tutmasıdır.<sup>15, 19, 31</sup>

### **İndirek Tutucular**

İndirek tutucular, genellikle ön dişlere uygulanan tırnaklar ve bunların küçük bağlayıcılarından oluşurlar. Kennedy I ve II vakalarında uygulanan protezlerin dokulardan uzaklaşma hareketleri, fulkrum ekseninin öbür tarafına konan parçacıklar tarafından önlenir ki, bunlara indirek tutucular denir.

İndirekt tutucuyu kullanmak için;

- a) Direkt tutuculardan geçen fulkrum eksenini belirlemeli,
- b) Dik açı ortayı alınmalı.

Bu durumda ideal indirek tutucunun yeri belirlenir. İndirekt retansiyonu planlarken bilinmesi gerekenler;

- a) Sadece direkt retansiyon aktifken çalışır,
- b) En etkili olduğu yer fulkrum eksenini dik kesen en uzak mesafedeki bölgedir.
- c) Fulkrum ekseninden uzaklaştıkça daha iyi görev yapar,
- d) Aksial yönde en etkilidir.<sup>47, 94, 112, 122, 124</sup>

### **Bölümlü Protezlere Etki Eden Kuvvetler ve Bu Kuvvetlerin Neden Olduğu Hareketler**

Bölümlü protezlerin en önemli fonksiyonlarından birisi bozulan çiğneme etkinliğini düzeltmektir. Bölümlü protezler çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri, tırnaklar ile destek dişlere, kaide plağı aracılığıyla yumuşak dokulara iletirler. Bölümlü hareketli protezin bazı noktalardan tırnaklarla destek dişe dayanması,

diğer taraftan mukoza üzerine oturması ısırma kuvvetleri karşısında bazen protezin devrilmesine yol açar. Hareketli bölümlü proteze etki eden bu kuvvetler, protez bileşenlerinin seçimi, planlaması, konumu ve oklüzyonun uyumlandırılması sayesinde geniş alana dağıtılır, yönlendirilir ve azaltılabilirler. Bölümlü protez üzerine etki eden kuvvetler, protezin üç boyutlu fulkrum hattından kaynaklanan farklı hareketleri oluşturur.

Birinci fulkrum hattı, horizontal düzlem üzerinde, dental arkın her iki tarafındaki iki primer destek arasında uzanır; sagittal düzlemdeki alveoler kretten uzağa veya krete doğru olan rotasyonel protez hareketlerini kontrol eder.

İkinci fulkrum hattı, sagittal eksen üzerindedir ve dental arkın bir tarafındaki terminal destek üzerindeki oklüzal tırnak ve rezidüel kret boyunca uzanır. Bu fulkrum hattı, kret tepesi üzerindeki sallanma ve salınma hareketlerini kontrol eder. Rotasyon hareketi vertikal düzlemde gerçekleşir. Kennedy I vakalarında bu fulkrum hattından iki adet bulunur.

Üçüncü fulkrum hattı, ön bölgedeki dişlerin hemen lingualinde orta hat üzerinde lokalize olur. Bu fulkrum hattı vertikal yöndedir ve protezin horizontal düzlem içindeki rotasyon kuvvetlerini veya düz sirküler hareketleri kontrol eder. <sup>15, 20, 31, 66, 67, 94, 124, 125</sup>

### **Sınıflara Göre Planlama Özellikleri**

Kennedy I. Sınıf:

Kennedy I. sınıf vakalarında fulkrum hatları, doğal dişlerin konum ve sayılarına bağlı olarak diametrik veya diagonal tarzda değişiklik göstermektedir. Aynı zamanda, bu çizgilerin gerisinde yer alan iki tarafta serbest sonlanan kretleri

örten mukozanın yapısına göre protez kaidesinin hareketleri, değişik boyutlarda olur. Sağlıklı mukoza normal bir basılabilirlik gösterdiği ve fonksiyonel yükleri daha iyi taşıdığı halde gevşek yapıdaki doku, kaidelerin her yönde hareketlerine ve dolayısıyla da destek dişlerin daha çok oynamasına sebep olur. Serbest sonlu protez kaidelerine uygulanan dikey çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile protez ön bölgesinin fulkrum hattı etrafında yukarıya doğru kalkması, yine dikey fakat ters yönlü çıkartıcı kuvvetlerin (örneğin yapışkan gıdaların oluşturduğu kuvvetler) etkisi ile de protezin bu bölgesinin dişetine doğru gömülmesi sonuçlarının ortaya çıkabilmektedir.

Kennedy I. sınıfa ait planlama önerilerini şöyle sıralanmaktadır:

I) Uygun indirek retansiyon sağlanmalıdır:

1- İndirek tutucular, esas destek dişler arasından geçen fulkrum ekseninden olabildiğince uzakta olmalıdır,

2- İndirek tutucuda yardımcı oklüzal tırnak bulunmalıdır,

3- İndirek tutucular, özel tırnak yuvaları hazırlanmaksızın ön dişlerin lingual yüzeyleri gibi dişin eğik yüzeylerine yerleştirilmemelidir,

4- Yine indirek tutucuların etkinliği, distale uzanan kaidelerin uzunluğu ile de ilgilidir.

5- İndirek tutucuları destekleyen bağlayıcıların rijiditesinin, istenilen indirek tutuculuğun sağlanmasında rolü büyüktür.

II) Dişsiz alanlara kuvvet iletimi ve destek dişlerin durumu şu şekillerde kontrol altına alınmalıdır:

1) Vertikal yükün azaltılması için oklüzal sahanın küçültülmesi ile sağlanabilir:

- a) Bir dişin eksilmesi,
- b) Premolar ve molarlar yerine kanin ve premolar dişlerin kullanılması veya oklüzal yüzeyleri küçültülmüş dişlerin kullanılması,
- c) Yapay dişlerin bukkolingual yönde daraltılması, yine benzer olarak bu dişlerin, serbest sonlu kaide plağının distaline doğru giderek daraltılması (örneğin, yapay molar dişin bukkolingual boyutunun, komşu doğal premolar dişinkinden daha dar olması).

2- Yüğü, dişler ve kretler arasında dağıtmak suretiyle:

- a) Kuvvet kırıcılar kullanılarak,
- b) Direk ve indirek tutucular yardımıyla sağlanmaktadır.<sup>24, 38, 94, 102, 122, 124</sup>

Kennedy II. Sınıf:

Bu sınıfta da unilateral serbest sonlu kret bölgesinin vakaya göre değişen esneklikteki mukoza ile örtülü olması, diğer tarafta ise destek dişlerle sonlanmasından dolayı, yapılacak olan protezin çiğneme yükleri altındaki hareketliliği ve davranışları değişiklikler gösterir. Protez kaidelerinin muhtemel hareketlerini bu sınıfta üç grup altında toplamak mümkündür:

1) Kaidenin mukozaya temas yüzeyinden itibaren görülen hareket olup, dişsiz alveolar kret doğrultusu bir rotasyon hattıdır.

2) Kaide altındaki destek dokuların yeterli olmadığı durumlarda görülen latero - horizontal hareket.

3) Sağ ve sol destek dişlerin oklüzal tırnaklarından geçen rotasyon eksenini etrafındaki hareket.

Yapılacak olan protez yalnızca dişsiz bölgeyi restore edip bu bölgeye komşu esas destek dişi kapsayacak olursa fulkrum hattının tek noktadan geçmesi nedeniyle ön - arka, vertikal ve lateral olmak üzere her üç yönde hareketli olan ve stabil olmayan bir bölümlü protez yapımına neden olacaktır. Halbuki yapılacak protezin yalnızca bu boşluk ve ona komşu olan esas destek dişten değil, bunlara ek olarak dişli ark kısmında belirlenen en az iki noktadan destek alınması suretiyle protez stabilitesinin artırılması (karşit ark stabilizasyonu) zorunludur. Şayet tek taraflı serbest sonlu bir protez yana hareket yaparsa, dişsiz sahanın destek dişe bükme kuvveti uygulanmış olur. Bu sınıf dahil olan olguların planlamalarında karşit ark stabilizasyonunun ve indirek retansiyonun sağlanması gerekmektedir. <sup>5, 15, 24, 122, 124</sup>

### **Çiğneme Fonksiyonu Hakkında Genel Bilgiler**

Çiğneme sistemi: Temporo - menisko - kondilo - paradonto - mandibular reflekslerle oluşur ve 8 faktöre tabidir:

- a) Kas kontraksiyonu,
- b) Oklüzyon,
- c) Artikülasyon,
- d) Periodonsiyum
- e) Alveol kemiği (kalitesi ve mukavemeti),
- f) Mandibulo – temporal artikülasyon,
- g) Tükürük (fiziki ve kimyevi faktörler),

h) Besin maddesi.

Çiğneme, besin maddelerinin yutulmaya hazır bir hale getirilebilmesi için yapılan nöromüsküler reflekslerden oluşan bir dizi çene hareketlerini içerir. Ağızda bir besin kitlesinin bulunması, çiğneme kaslarının refleks inhibisyonuna sebep olarak alt çenenin düşmesine yol açar. Çenenin bu ani düşmesi, çene kaslarında gerilme refleksi başlatarak kontraksiyona sebep olur. Bu durum dişlerin kapanmasını sağlamak için otomatik olarak çeneyi yükseltir. Aynı zamanda besin parçasının tekrar ağız mukozasına doğru itilerek ezilmesini de sağlar. Bu hareket çene kaslarının bir kere daha inhibisyonuna sebep olarak çenenin tekrar aşağı düşmesine ve ayrı bir kontraksiyona yol açar. Bu hareketler bir çok kereler tekrarlanır ve böylece refleks olarak çiğneme hareketi yapılmış olur. Besinlerin çiğnenmesi daha çok vertikaldir ve sikluslar halinde olur.<sup>59,98</sup>

Gıdanın yutulmaya hazırlanması besin maddesinin özelliklerine bağlı olarak ortalama 60 – 70 darbe ile gerçekleşir. Gıdaların ezilmesi doğal dişli bireylerle, protez kullananlarda değiştiği gibi, doğal dişlerin iyi bir artikülasyonu, sağlamlığı veya kullanılan protezlerin rahatlığı da darbelerin sayısını artırır ve besinin daha iyi öğütülmesini sağlar.<sup>98</sup>

BATES ve ark.<sup>13</sup>'a göre, protezler çiğneme yeteneği 2 şekilde ölçülebilmektedir:

a) Belirli sayıda çiğneme darbesi ile çiğneme yapıldığı zaman, parçalanan yiyeceklerin partikül büyüklüklerinin tespiti (ÇİĞNEME PERFORMANSI).

b) Yiyeceklerin belirli bir partikül büyüklüğüne indirgenmesi için gerekli olan çiğneme darbesi sayısının tespiti (ÇİĞNEME ETKİNLİĞİ).



Aynı yazarlara göre, çiğneme etkinliğinde:

- a) Diş kavislerindeki doğal dişlerin sayısı,
- b) Diş tüberküllerinin şekli,
- c) Hastanın protezlerine olan adaptasyonu,
- d) Hastanın protezlerini kullanım süresi,
- e) Yaş,
- f) Cinsiyet,
- g) Oklüzyon,
- h) Nörofizyolojik mekanizma,
- ı) Geçmişteki alışkanlıklar,
- j) Protezin retansiyon ve stabilitesi,
- k) Protezin cilalı yüzeylerinin şekli gibi değişik faktörler rol oynamaktadır.

Bununla birlikte oral sensorimotor fonksiyonunun çiğneme etkinliği üzerine önemli bir fonksiyona sahip olduğu bilinmektedir. Oral sensor reseptörler yiyeceğin fiziksel özelliklerin algılarlar. Çiğneme performansı ile oral algılama arasında bir korelasyon bulunduğu literatürde ifade edilmektedir.

LAMBRECHT <sup>81</sup>, çiğneme performansı üzerinde:

- a) Dişlerin oklüzal yüzeylerindeki temas bölgelerinin,
- b) Oriyantasyon düzlem yüksekliğinin,
- c) Yiyecek kitlesini kontrol etmede, hastanın fizyolojik ve psikolojik yeteneğinin etkin olduğunu bildirmiştir.

## **Mandibulanın Çiğneme Kasları ve Hareketleri**

Çiğneme fonksiyonundaki hareketler kaslar tarafından gerçekleştirilir.

Bunlar:

1) M. Masseter: Arcus zygomaticus' tan mandibulaya uzanan dörtgen şeklinde bir kastır. Derin ve yüzeysel olmak üzere iki çeşit kas ipliklerinden oluşur. Yüzeysel lifleri zygomatik kemiğin alt kenarından başlayarak aşağı ve arkaya doğru seyredip angulus mandibulanın dış yan yüzü ile arka kenarının 1/3 alt bölümüne yapışır. Derin lifleri ise arcus zygomaticus' un içyüzü ile alt kenarına yapışarak başlar, daha sonra dikine aşağı doğru giderek alt çenenin dış yan yüzüne yüzeysel demetin yapışma yerinin üstünde tutunur. Görevi alt çeneyi yukarı kaldırmaktır. Derin kas lifleri ayrıca alt çeneyi arkaya doğru çekerler.<sup>59</sup>

2) M. Temporalis: Fossa temporalis' deki linea temporalis inferior ve altında kalan kemik yüzeyinden mandibula' nın processus coronoideus' una uzanan yelpaze şeklinde bir kas olup ön lifleri dikine, orta iplikleri oblik ve arka lifleri de horizontaldir. Kasın alt yarısı processus coronoideus' un hemen hemen tümüne tutunduktan sonra, ön kenarı boyunca trigonum retromolare' a kadar uzanır. Görevi alt çeneyi yukarı kaldırır. Arka lifleri ise alt çeneyi arkaya çeker.<sup>59</sup>

3) M. Pterygoideus Medialis: Mandibular ramusun iç yüzeyinde bulunan bu kas, anatomik olarak ramusun dış yüzeyinde bulunan M. Masseter' in bir karşıtıdır. Pterygoid çıkıntından mandibula kolunun iç yan yüzeyine uzanır. Arkaya, aşağıya ve dış yana doğru ilerleyerek tuberositas pterygoidea' ya tutunur. Alt çeneyi yukarı kaldırır.<sup>59</sup>

3) M. Pterygoideus Lateralis: Üst ve alt olmak üzere iki demetten oluşur. Daha iri olan alt demet pterygoid çıkıntının dışyan yüzünden, üst demeti ise facies infratemporalise yapışarak başlar. Kasın üst demeti aşağı, arka ve dış yana giderek, bir bölümü eklem kapsülüne ve eklem diskine, diğer bölümü ise alt çene boynunun ön yüzü üzerindeki fovea pterygoidea' ya tutunur. Kasın alt demetleri de arkaya, yukarı ve dış yana giderek üst demetle birleşip tümüyle fovea pterygoidea' ya tutunur. Görevi eklem başıyla eklem diskini öne aşağı ve iç yana doğru çeker, yani ağzı açar.<sup>59</sup>

Hyoid Üstü Kaslar:

Bunlar; M. Digastricus, M. Stylohyoideus, M. Mylohyoideus, M. Geniohyoideus' tur. Bunların görevi larenks ve hyoid kemiği yukarı kaldırmak ve alt çeneyi aşağı indirmektir.<sup>59</sup>

Hyoid Altı Kaslar:

M. Sternohyoideus, M. Omohyoideus, M. Sternothyroideus ve M. Thyrohyoideus' tur.

Çiğneme olayında esas olarak etken kaslar, masseter, temporal, medial pterygoid ve lateral pterygoid olmak üzere dört çift kastır.

Çiğneme kasları hem alt çeneyi üst çeneye yaklaştırır, alt dişlerin üst dişlerle karşılaşmasını sağlar, hem de alt çeneyi üst çeneden uzaklaştırarak aşağıya doğru çekerler. Çiğneme hareketi oldukça kompleks hareketler dizisidir ve besinin şeklinden, boyutundan ve diğer kişisel faktörlerden etkilendiği bildirilmektedir. Bununla birlikte çiğnemeni oklüzal safhası sırasındaki hareket yolunun, çiğneme siklusunun diğer kısımlarından daha stabil olduğu belirtilmektedir.<sup>31, 59</sup>

## **Elektromyografi (EMG)**

Elektrodiagnostik incelemenin en önemli kısmını iğne elektrodlarıyla veya yüzeysel elektrodlarla yapılan elektromyografik incelemeler oluşturmaktadır. Yirminci yüzyılın başlarında galvanometre ile ilk olarak insan kasındaki elektriksel aktivitenin kaydedilmesinden kısa bir süre sonra, 1929' da Adrian ve Bronk tarafından bugün kullanılmakta olan konsantrik iğne elektrodlar geliştirilmiş ve klinik olarak ilk EMG incelemeleri başlamıştır.<sup>114, 135</sup>

Elektromyogram kasın kasılması sonucu ortaya çıkan biopotansiyel işaretlerdir. Bunların kaynağı vücutta meydana gelen çeşitli elektrokimyasal olaylardır. Bir duyu alıcısı uyarıldığı zaman , duyu sinir lifi boyunca yürüyen bir depolarizasyon dalgası (aksiyon potansiyeli) oluşturur. Bu darbe dizisi beyine ulaşır. Buna cevap olarak beyinde kasa, motor sinirleri boyunca yayılan aksiyon potansiyelleri gönderir. Böylece kas lifi içindeki hücreler depolarize olur ve kas kasılır. Kas ve sinirler için genellikle az sayıdaki hücrenin net potansiyeli iğne elektrodlarla, birçok motor ünitesinin oluşturduğu toplam potansiyelin ölçümü yüzeysel elektrodlarla yapılır. İğne ve yüzeysel elektrodlarla algılanan ve kasın kasılması sırasında oluşan elektriksel işaretlere elektromyogram (EMG)denir.<sup>39,</sup>

114, 135

Fizyoloji, biyomekanik, nörolojik bilimler, fiziksel tıp ve rehabilitasyon dalları dahil, birçok tıp disiplininin yanısıra diş hekimliğinde de kaslarının mekaniksel ve elektriksel özellikleri araştırmacıların ilgi odağı olmuştur.<sup>18, 111, 114</sup>

Yüzeysel elektromyografi motor ünitelerin ateşlendiğini göstermek üzere, deri üzerine uygulanan yüzeysel elektrodlarla kas aksiyon potansiyellerinin

kaydedilmesidir. Ayrıca kineziyolojik amaçlarla intramusküler ince tel elektrodlarının kullanılması da söz konusu olabilir.<sup>11, 18, 23, 79</sup>

Yüzeyel elektrodlarla yapılan ölçümlerde çok geniş bir alandaki elektriksel aktivite ile ilgili bilgi elde edilir. Ayrıca yüzeydeki kasların faaliyetleri alttan gelen bilgiyi maskelediğinden yüzey elektrodları ile sadece yüzeydeki kaslara ait incelemeler yapılır. Deri üzerine elektrodların yerleştirilmesiyle o bölgede aynı anda aktif kas liflerinin oluşturduğu işaretlerin toplamı elektrodlar üzerinde görülecektir. Elde edilen dalga şekline interferans pattern adı verilir.<sup>28, 114, 135</sup>

Yüzeyel elektromyografi, kasın elektriksel aktivitesinin hem boyutunu, hem de zamanlama paternini diğer kaslarla ilişkili olarak gösterebilir. Ağrısız ve zararsız bir yöntemdir. Bir fonksiyon sırasında meydana gelen kas aktivitesini objektif hale getirir, ölçme ve belgelemeye olanak sağlar. Rehabilitasyon uygulamalarında hastaya doğru hareket paternlerini öğretirken kullanılabilir.<sup>135</sup>

### **Elektrodlar**

En basit biyolojik yapı olan hücreden organlara kadar, çalışan mekanizmalarından dolayı kendilerine özgü potansiyellerin oluştuğu ve bunlara biopotansiyel denildiği bilinmektedir. Bu işaretlerin ölçülebilmesi için vücut ile ölçme cihazı arasında iletişimi sağlayan elemanlara gereksinim vardır ki; bunlara elektrod adı verilir. Biopotansiyel kaynaktan çekilebilecek olan akım iyon akımıdır. Elektrodlar biopotansiyel işaretlerin ölçülmesinde kullanılan ve iyon akımını elektron akımına dönüştüren elemanlardır.<sup>37, 114</sup>

## **Elektrod Çeşitleri**

Yaygın olarak kullanılan başlıca elektrodlar 2 çeşittir:

- 1) Yüzeysel elektrodlar,
- 2) İğne elektrodlar.

### **Yüzeysel Elektrodlar**

Gümüş, altın, paslanmaz çelik hatta kalaydan yapılabilir. Bu tip elektrodların uygulanacağı bölgenin kıl ve kirden arındırılması ve iletkenliği artırmak için elektrodların yerleştirildiği bölgeye elektrod pastası veya jeli sürülmesi, vücut direncinin azaltılmasını ve daha iyi bir sinyal elde edilmesini sağlar. Yüzeysel kayıtlarda hareket artefaktları önemli sorun yaratır. Hareket artefaktının iki ana kaynağından biri elektrod yüzeyi ile deri arayüzeyidir. Gümüş, gümüş-nitrat elektrodlar, bu tip artefaktları minimize eder. Diğer önemli kaynak ise elektrodu amplifikatöre bağlayan kablonun oynamasıdır. Çevreden ulaşan radyofrekans interferansını azaltmak için elektrodlar arası impedans azaltılmalıdır. Deri hazırlığı, kablo uzunluğunu kısa tutmak, metal sargı ile korunmuş kablo kullanmak gerekebilir. <sup>6, 28, 37</sup>

Bu tip elektrodlar derindeki kaslardan veya kasın derin kısmından kayıt yapmazlar. Bir hesaba göre, yüzeysel elektrodlar ile deri yüzeyinden yaklaşık 20 mm'ye kadar bir alan içerisinde efektif kayıt yapılabilir. Bir başka zorluk ise küçük kaslardan kayıt almaktır. Genellikle komşu kasların elektiriksel aktivitesinde birlikte alınmaktadır (crosstalk). Yüzeysel elektrodun kaydedici yüzeyinin geniş olması sinyal amplitüdünü büyütür. Öte yandan uzunluğu 10 mm ve genişliği 1 mm olan dikdörtgen biçimli elektrod aynı yüzey alanına sahip

dairesel yapıdaki elektroda göre birkaç misli daha fazla sayıda kas lifinden aktivite saptayabilir.<sup>6, 28, 48</sup>

Yüzeyel elektrodlar kas üzerine doğru yerleştirilmesi çok önemlidir. Tendon üzeri veya tendona yakın bölgeler uygun değildir. Kas lifleri tendona yaklaştıkça çapları azalır, bu bölgeden yapılan kayıtlarda EMG sinyal amplitüdü düşük olur. Aynı zamanda başka kaslara yaklaşma olacağından ‘crosstalk’ yani bunlardan gelen aktivitenin sinyale karışması sözkonusu olabilir. Crosstalk, daha seçici elektrodlar kullanılarak azaltılabilir. Kayıt alanları küçük olan tel elektrodlar bu durumda yarar sağlar. Deri altı yağ dokusunun fazlalığı karışmayı artırır. Çocuklarda ve kadınlarda bu sorun daha belirgin olabilir.<sup>6</sup>

Yüzeyel elektrodların motor noktaya yerleştirilmesi de, son 50 yıldır öğretilen bilgilerin aksine uygun değildir. Çünkü EMG sinyallerinin alçak frekanslı bir bölümü kaybedilmektedir. Longitudinal orta hatta olmak üzere, motor nokta ile tendon arasındaki bir lokalizasyon çok daha uygundur. Orta hat yerine kasın kenar bölümüne elektrod yerleştirmek komşu kasların aktivitesine davet çıkarmaktır.<sup>6, 11, 23</sup>

Kas liflerinin dizilişi dikkate alınarak her iki elektrod bu dizilişe paralel yerleştirilmelidir. Yoksa sinyalin amplitüdü % 50’ye varan kayıplara uğrayabilir. Elektrodlar arası mesafenin, elektrod büyüklüğünün ve yerleştirilmesinin kaydedilen EMG sinyalini etkilediği bilinmektedir. Elektrodlar arasında ki mesafenin 1 cm olması önerilmiştir. Bu mesafe kısa seçilirse frekans aralığında yüksek frekanslara doğru kayma meydana gelir, ayrıca sinyal amplitüdü azalır. 1 cm’den daha kısa mesafe seçildiğinde ter ve nem dolayısıyla meydana gelebilecek

impedans değişikliği sorun yaratır. Kaslar arası, kişiler arası kantitatif karşılaştırmalar yapılabilmesi için elektrodlar arası mesafeyi sabit tutmak uygun olur. <sup>6, 11, 23, 48, 49, 128</sup>

### **İğne Elektrodlar**

Kas iğerisine yerleştiren iğne elektrodlar ile elektriksel aktivitenin değerlendirilmesi EMG incelemesinin önemli bir bölümünü teşkil etmektedir. En yaygın kullanılan iğne elektrod çeşitleri:

- 1) Konsantrik iğne elektrodlar
- 2) Monopolar iğne elektrodlar

Kas içindeki iğneden kaydedilen elektriksel aktivite elektroda oldukça yakın bölgede yer alan, tek tek yada birlikte kasılan liflerden alınır. Bilindiği gibi, istirahat halinde iken hücre içinde ekstraselüler alana göre  $-80$  mV kadar potansiyel farkı olan insan kas hücreleri hem son plak potansiyeli, hem de aksiyon potansiyeli oluşturabilmektedir. Son plak tek bir kas lifinin özelleştigi, terminal akson ile kas lifinin nöromüsküler bileşkeyi oluşturduğu bölgedir. Bu bölgeye yakın yerleştiren iğne ile spontan asetilkolin salınımından kaynaklandığı düşünölen potansiyeller kayıt edilebilir. Bu tip elektrodlar biopotansiyel işaretleri kas iğerisinden algılamakta kullanılırlar. İğne elektrodlarda pasta kullanılmaz. İğne EMG oldukça geniş bir nöromüsküler bilgi birikimine dayanır, fakat uygulayıcının teknik becerisinin önemi unutulmamalıdır. İyi bir kas incelemesi yapabilmek iğne girişi sırasındaki ağrıyı minimumda tutmak, hastanın güvenini kazanmak, her farklı hastada hangi kasların en çok yardımcı olabileceğini kestirebilmek vb. öğrenmesi yıllar gerektiren becerilerdir. İğne hızla deriden



geçirilerek rahatsızlık minimalde tutulmalıdır. İğne girmeden önce ekstremiteler pozisyonlandırılarak tam relaksasyon sağlanmalıdır. İğne kas içerisindeyken daha fazla ağrı olmaması için mümkün olduğunca son plak bölgesi ve sınırlar ile periost, damar ve tendonlardan uzak kalınmalıdır. <sup>6, 23, 32, 119</sup>

### **İğne EMG'yi Etkileyen Faktörler**

İğne EMG'de monopolar ve konsantrik iğne elektrodları kullanılmaktadır. Monopolar elektrodların ucu teflon kaplıdır ve aktif elektrod olarak görev yapar. Bu sırada referans olarak ikinci bir elektrod kullanılmalıdır. Konsantrik elektrod da ise iğnenin merkezindeki aktif kayıt elektrodu, onu çevreleyen kanülde de referans elektrod yerleştirilmiştir. Genelde teflon kaplamasından dolayı monopolar iğne daha az ağırlıdır ve duyarlılık daha fazladır. Motor Unit Potansiyel (MUP) amplitüdü monopolar iğne ile daha büyüktür ve süresinde daha uzundur. Konsantrik iğne ise derin lokalizasyonlu küçük kasların incelenmesi sırasında çevre kaslardan gelen uyarı karışımlarını ayırmada başarılıdır. Sıcaklık, incelenen kasın yapısı ve yaş gibi faktörlerde iğne EMG'sini etkiler. <sup>37, 107, 114</sup>

### **Kas Gücü ve EMG İlişkileri**

Elektromyografinin kullanılabilceği bir konu, EMG sinyalinin amplitüdüne bakarak kas gücünün derecesinin tayin edilmesidir. Sportif aktivitelerde, rehabilitasyon çalışmalarında meydana gelen dış kuvvetlerin ve bunlara karşı koymak üzere gerekli kas gücünün hesabı önemlidir. İzometrik şartlarda kas gücü ile ilişki çoğunlukla lineerdir. Kas gücü arttırıldıkça EMG amplitüdünde lineer artışlar olmaktadır. Bazen de curvilinear bir ilişki gözlenebilir. Küçük kaslarda motor ünitelerin ateşleme hızının dinamik sınırları daha büyüktür ve motor ünite

katılımı frekans aralığının alt ucunda daha fazla gerçekleşir. Bu durumda kas kuvveti ile amplitüdü arasında lineer bir ilişki vardır. Daha büyük kaslarda motor ünite katılımı frekans aralığının üst ucunda devam eder, ateşleme hızının dinamik sınırları daha düşüktür. Bu durumda kas kuvveti ile amplitüd arasındaki ilişki lineer değildir. Kas ısı değişiklikleri ve yorgunluk EMG - kuvvet ilişkisini etkiler.

Kas kuvveti ile EMG frekans özellikleri arasındaki ilişki genellikle lineer değildir. Genellikle ortalama ve median frekans değerleri maksimal istemli kasılmanın ilk %20 –30'una kadar olan kuvvet artışında hızla yükselir. Kas yorgunluğunun elektrofizyolojik olarak değerlendirilmesini hedefleyen çalışmalar vardır. Yorgunluk genellikle kısa süreli ama yüksek yoğunlukta yürütülen motor aktivitelerde oluşur. Öte yandan düşük yoğunluklu aktivitelerde uzun süre devam ettirilirse yorgunluk artabilir. EMG tekniklerinin yol göstermesiyle yorgunluğu azaltmayı amaçlayan değişiklikler tasarlanabilir. Submaksimal izometrik kontraksiyonlarda başlangıçta EMG amplitüdü artar. Bunun nedeni kontraktıl yetersizlik öncesinde kontraksiyonu sürdürebilmek için aktif motor ünitelerin sayısının artırılmasıdır. Aktiviteye yeni katılmış olan ünitelerin ateşleme hızlarında da artış olur. Yorgunluk sırasında EMG sinyalinin frekans özellikleri de değişir. 100 Hz dolaylarındaki median frekans ve sıfır çizgisini çaprazlama sayısı azalır, düşük frekans aktivitesi belirginleşir.

Yorucu kas kasılmaları sırasında kas lifi iletim hızı azalır. Bu elektrolit değişiklikleri ve laktat birikimine eşlik eden pH değişikliği gibi metabolik faktörlere bağlıdır. Sürekli kas kontraksiyonlarında motor ünite ateşleme hızı azalır, bu da EMG median frekansını azaltır.<sup>6</sup>

## Otomatik İnterferans Analizi

İnterferans paterinin kantitasyonu 50 yıl önceye dayanmaktadır. 1952’ de Walton spektral analizi geliştirmiştir. Lenman 1951’ de integre elektrik aktivite analizini başlatmıştır. Turns-amplitüd analiz ( T/A ), 1964’ de Willison tarafından ortaya atılmıştır. Bu çalışmada ölçümlerin standardizasyonu kasın sabit bir güce karşı kasılmasıyla yapılmış, ancak daha sonra Fuglsang-Frederiksen, bu standardizasyonun her olgunun maksimal gücüne göre yapılmasının daha doğru olduğunu kanıtlamıştır. Fوسفeld tarafından 1972’ de sıfırı geçen sayılar analizi geliştirilmişse de, yöntem daha sonra kullanım sahası bulamamıştır. En son Le Fever ve De Luca 1982’ de de kompozisyon analizi yöntemini bulmuşlardır. Bu yöntem günümüzde EMG kantitasyonuna büyük kolaylık getirmekte ve oldukça sık kullanılmaktadır. T/A yöntemini güç ölçümünden bağımsız hale getirmek amacıyla Stalberg ölçümlerin kolayca değerlendirilebileceği “bulut” yöntemini, Fuglsang-Frederiksen ise “tepe oranı” yöntemini geliştirmiştir.<sup>80</sup>

Yapılan belli başlı ölçümler, dönüş ( turn ) sayısı, ortalama amplitüd ve dönüşün genliğe veya genliğin dönüşe oranıdır. Dönüş, MUP içinde temel izoelektrik hattı geçmesi gerekmeksizin genliği 100  $\mu$ V’ u geçen potansiyel değerkenliklerine denir. Amplitüd ölçümü ise bu potansiyellerin genliğini yansıtmaktadır. Bunların birbirine oranlanmasından çıkan sonuç da diğer bir ölçümdür. Tüm bu ölçümler, uygulanan güçle bağıntılı olarak değerir. Bu nedenle bu ölçümlerin anlamlı olması için güç ölçümü ile birlikte değerlendirilmesi gerekir. Ancak güç ölçümüne gerek duyulmayan yöntemlerin de kullanılması mümkündür.<sup>71, 80</sup>

Uygulanan güçle orantılı olarak dönüş sayısı ve ortalama dönüş genliği artar. Ancak bir noktadan sonra güç arttırılırsa bile dönüş sayısı önce sabit kalır, daha sonrada azalır. Buna karşılık uygulanan güç maksimuma ulaşana kadar genlik artar. Dönüş/genlik oranı ise uygulanan güce bağlı olarak artmakla birlikte, yukarda belirtilen nedenlerden dolayı, uygulanan güç bir noktayı geçtikten sonra küçülmeye başlar. Uzun süreli kontraksiyonlarda dönüş sayısı yaklaşık %50 lik bir azalma görülmekle birlikte, genlik sürekli artmak eğilimindedir.<sup>71, 80</sup>

### **EMG Sinyalinin Spektral Analizi**

Spektral analiz, bir sinyalin kendisini oluşturduğu kabul edilen sinüzoidal bileşenlerine ayırma işlemidir. Sinüzoidal bileşenler amplitütü, fazı ve frekansı ile belirlenir. Güç spektrumunda yatay ekseninde frekans, dikey ekseninde ise ilgili sinüzoidal bileşenin amplitütünün karesi yer alır, faz bilgisi yer almaz. Literatürde spektral analiz yöntemleri daha çok yüzey EMG ile ilgili çalışmalarda yorgunluk ölçümü ve kas lifi iletim hızı tayini<sup>89</sup> gibi amaçlarla kullanılmakla birlikte iğne EMG’de, tek MUP sinyali ve interferans paterninde de bu yöntemler uygulanabilmektedir. Bu konudaki ilk çalışmalar MUP frekans spektrumunun nörojenik değişikliklerde sola (düşük frekanslara), myojenik değişikliklerde ise sağa (yüksek frekanslara) doğru kaydığı gösterilmiştir. Bu kayma miktarını ölçen parametreler ortalama ve median frekans değerleridir. Ortalama frekans, güç spektrumundaki tüm frekans değerlerinin kendi amplitüdüleri ile çarpımlarının toplamının toplam güce bölünmesi ile elde edilir. Median frekans ise güç spektrumunu düşük ve yüksek frekans bölgelerinde eşit güç bölecek şekilde ikiye bölen frekans değeridir. MUP güç spektrumunda ortalama ve median frekans

değerlerinin, nörojenik MUP - myojenik MUP ayırımında MUP süresi ölçümü kadar ayırt edici güçte olduğu gösterilmiştir. İnterferans paterninin güç spektrumunda, spektrumu oluşturan ana bant MUP süresi ile ilişkili olan banttır. Yüksek frekanslar keskin, kısa süreli, ve polifazik MUPleri, düşük frekanslar ise uzun süreli, yavaş az fazlı MUPleri yansıtır. 40 Hz altındaki frekanslar (genellikle 10 – 30 Hz) ise MUP deşarj karakteristikleri ile ilgilidir, MUP ateşleme hızını yansıtır. MUP amplitütündeki değişiklikler toplam gücü etkiler. Ancak spektrum şeklini (güç dağılımını) etkilemez. Ateşleme hızı veya uygulanan kuvvet arttıkça faz iptali nedeni ile ortalama güç azalır. <sup>33, 89</sup>

## **MATERYAL ve METOD**

Çalışmamızda denek grupları olarak 2003-2004 yılları arasında kliniğimize başvuran; alt çeneleri Kennedy I. sınıf - üst çenesi doğal dişli, alt çeneleri Kennedy II.sınıf - karşıt çeneleri doğal dişli kişilerden seçilmiştir. Kontrol grubu ise alt-üst çeneleri tam dişli kişilerden oluşturulmuştur. Her üç grupta 10' ar kişiden toplam 30 kişi üzerinde araştırma yapıldı.

<b>Vaka No</b>	<b>Kennedy I grubu</b>		<b>Kennedy II grubu</b>		<b>Kontrol grubu</b>	
	<b>Yaş</b>	<b>Cinsiyet</b>	<b>Yaş</b>	<b>Cinsiyet</b>	<b>Yaş</b>	<b>Cinsiyet</b>
1	38	K	39	E	36	E
2	41	K	39	E	37	K
3	42	E	43	E	36	E
4	37	E	41	K	39	K
5	43	K	38	K	38	K
6	40	K	36	E	42	K
7	37	K	41	E	41	E
8	35	K	40	K	36	E
9	42	E	42	E	39	K
10	40	E	37	E	40	E

Tablo 1: Çalışmamızdaki bireylerin yaş ve cinsiyet verileri

Kennedy I sınıfında yer alan hastalara yapılan protezler aşağıdaki şekilde standardize edildi:

Ana bağlayıcı olarak ise lingual bar kullanıldı. Destek alınan dişlerin üzerlerine RPI sistemi uygulanması tercih edildi. Tırnaklar sonsuz sahaya komşu dişlerin mesialine yerleştirildi. Endirekt tutucular da yine bu dişlere komşu olan dişlerin distaline yerleştirildi. (Resim 1)

Kennedy II sınıfında yer alan hastalara yapılan protezler aşağıdaki şekilde standardize edildi:

Kennedy II olarak sınıflandırılan ağızlarda ana bağlayıcı olarak lingual bar kullanıldı. Dişli sonlanan (sol) tarafta I. molar ve II. premolar dişler destek olarak kullanıldı ve bu destek dişler üzerine çift akers (embrassür) kroşe uygulandı. Dişsiz sahaya komşu olan dişlerin mesialini ve ona komşu olan dişlerin distaline tırnak konuldu. Dişli sonlanan taraftaki kanin ve 1. premolar dişleri üzerine indirekt tutucular yerleştirildi. Sonsuz sahada ki destek dişte ise I bar kroşe kullanıldı. (Resim 2)

Çiğneme kaslarının protez sonrası aktivasyonlarının kıyaslanmasını çalışma grubumuzun yaş sınırlarına uyacak şekilde kontrol grubu olarak seçtiğimiz tam doğal dişli bireylerde yaptık.

Çalışma grubumuzda protez kullanmadan önce temporalis anterior ve masseter kaslarından çift taraflı olmak üzere elektromyografik kayıt alındı. Rutin tekniklerle protezler bitirilip hastaya uygulandıktan sonra 1. ay ve 3. aylarda tekrar bu kaslardaki aktivasyon değerlendirildi.

Kasların alışan taraf aktivasyonları 3 farklı fonksiyonda belirlendi. Bunlar 3 gram fındık, 3 gram sakızın çiğnenmesi esnasında ve sentrik oklüzyonda maksimal sıkma pozisyonunda kayıtlar alındı.

Hastaların elektromyografik (EMG) kayıtları ölçüm yapılan kaslardan aynı anda alındı. Nöromüsküler aktiviteleri incelenen kaslar sağ ve sol M.Massetericus ile M.Temporalis anterior'dur. Her iki kasın aktivasyonları, diktörtgen kesitli gümüş klorür kaplı yüzeyel elektrodlar kullanılarak incelendi. (Resim 3)

EMG kayıtları, elektromyografi cihaz (Keypoint, Medelec, Danimarka) ile yapıldı. (Resim 4) Bu alet, aksiyon potansiyellerinin değişimini izlemeye yarayan sergileme monitörü, algılanan potansiyellerin mönitörde ve kağıtta izlenebilmesi için 20 Hz-10 KHz arasında 1 desibel kayıtlı bir bölümü olan amplifikatörden oluşmuştur.

Gümüş klorür'den yapılmış diktörtgen şekilli disposable yüzeyel elektrodları alete bağlayan kabloların uzunlukları 100 cm olarak saptandı. Elektrodların yerleştirilmesinde karışıklığı önlemek amacıyla referans ve aktif bağlantıları farklı renkli kablolarla ayarlandı.

Kayıtlara başlamadan önce hastalara yapılacak çene hareketleri anlatıldı. Kayıtlar alınırken hastalar bir sandalyede başları dik ve desteksiz bir şekilde oturuldu. (Resim 5) Ayrıca kayıt sırasında algılamayı lokalize etmek için el bileğine bağlanan bir toprak elektrodu kullanıldı.

Deneklerden yüzeyel elektrodları kas üzerine konumlandırılması amacıyla çenelerini sıkmaları istendi. Böylece M. Masseter ve M. Temporalis Anterior kaslarının liflerine dışarıdan elle belirgin olarak hissedilebilen karın kısımlarının



liflerine paralel olacak şekilde yüzeyel elektrodlar yerleştirildi. Yüzeyel elektrodların konumlandırılmasında mavi olarak belirlenen referans elektrodu kasın karın kısmına, siyah olarak tespit edilen aktif elektrod ise referans elektrodundan 1 cm aşağıda olacak şekilde konumlandırıldı.

Elektrodlar yerleştirilmeden önce hastaların yüzü alkolle temizlendi, elektrod ve deri arasında iletişimi artırmak için elektrod jeli kullanıldı. Tüm elektrodlar deri yüzeyine flaster ile sabitlendi.

Elektrodlar yerleştirildikten sonra deneklerden 3 gr sakız ve 3 gr fıncığı 20 kere ayrı ayrı çiğnemesi istendi. Kassal aktivitelerinin interferans (amplütüd, turn / amplütüd) ve spektral analizi (mean frekans, median frekans) yapıldı. Bu kayıtlar alındıktan sonra hastalara sentrik oklüzyonda dişlerini 5 saniye sıkması (maksimal sıkma) söylendi, ve bu pozisyonda analizleri yapıldı. Standart sapmayı minimize etmek için her bireyde herbir fonksiyon için 4 ölçüm yapıldı ve bunların ortalaması alınarak istatistiksel açıdan değerlendirildi.

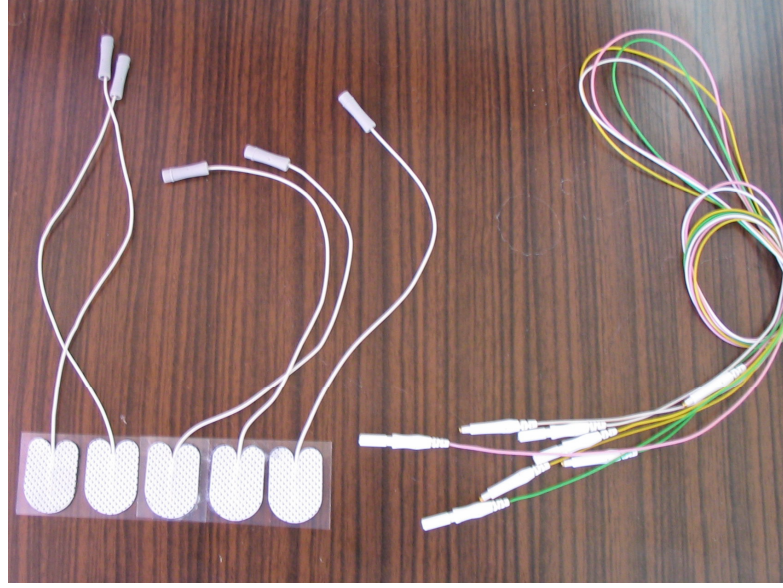
Yaş ve cinsiyet kıyalaması için Kruskal-Wallis analiz yöntemi kullanılırken, grup içi kıyaslamada tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi ve gruplar arası kıyaslamada ise multivariate analiz yöntemi kullanıldı. İstatistiksel değerlendirmede  $p < 0.05$  anlamlı olarak kabul edildi.



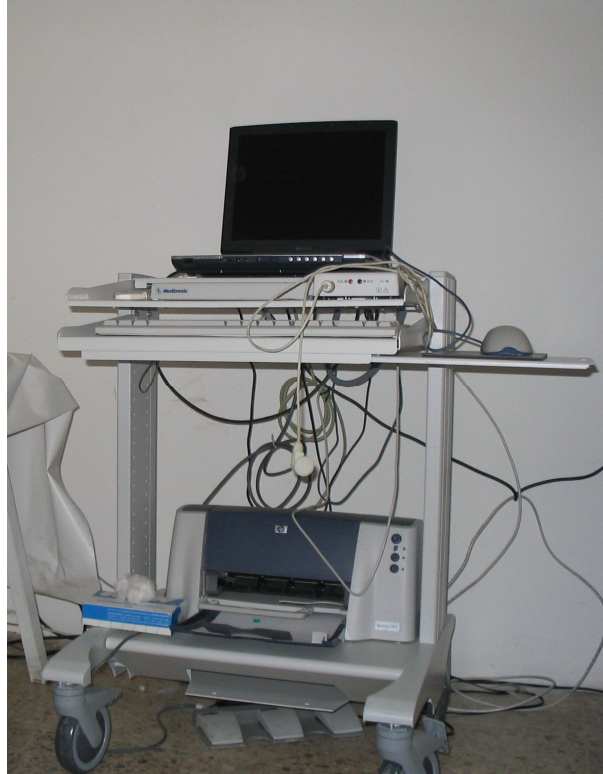
Resim 1: Kennedy I grubuna dahil bireylere uygulanan hareketli bölümlü protez şekli.



Resim 2: Kennedy II grubuna dahil bireylere uygulanan hareketli bölümlü protez şekli.



Resim 3: EMG cihazının yüzeyel elektrodlarının görünüşü.



Resim 4: EMG cihazının görünüşü.



Resim 5: Kayıt sırasında bireyin pozisyonu ve yüzeyel elektrodların uygulanmış görünüşü.

## **BULGULAR**

Gruplar yaş (Kennedy I grubu:  $39.50 \pm 2.63$ , Kennedy II grubu:  $39.60 \pm 2.22$ , Kontrol grubu:  $38.40 \pm 2.17$ ) ve cinsiyet yönünden birbirleriyle karşılaştırıldığında aralarındaki fark istatistiksel olarak önemsiz bulundu. Tablo 2 ile 26 arasında gruplara ait veriler bulunmaktadır. Tablo 27 ile 28' de sakız çiğneme fonksiyonu sırasında deney gruplarımızdan elde edilen verilerin istatistiksel analizleri mevcuttur. Tablo 29 ile 30' da findık çiğneme fonksiyonu sırasında elde edilen verilerin istatistiksel analizleri vardır. Tablo 31 ile 32' de maksimal sıkma ile ilgili gruplara ait verilerin birbirleriyle karşılaştırması bulunmaktadır.

### **Sakız Çiğneme Fonksiyonu**

Kennedy I grubundaki bireylerin sol masseter mean frekans (MEF) protez öncesi (p.ö.) ve 3. ay değerleri arasında artış görüldü bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmakla ( $p < 0.05$ ) birlikte, p.ö. ile 1. ay değerleri arasında fark istatistiksel olarak anlamlı biçimde artmıştır ( $p < 0.05$ ). Median frekans (MEDF), amplitüd (A) ve turn / amplitüd (T / A) değerleri birbirleriyle kıyaslandığında 1. ve 3. ay değerler arasında fark anlamlı bulunmamasına ( $p > 0.05$ ) rağmen, p.ö ile 1. ve 3.ay fark anlamlı ( $p < 0.05$ ) bulundu.

Kennedy I grubundaki bireylerin sol temporalis anterior kaslarının p.ö ile 1. ve 3.ay mean-median frekans, amplitüd ve turn / amplitüd değerleri birbirleriyle kıyaslandığında fark anlamlı bulunurken ( $p < 0.05$ ), 1. ve 3. ay arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p > 0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sol masseter, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve kontrol grubundaki bireylerin sol masseter kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında, Kennedy I ve Kennedy II grupları arasında p.ö mean frekans ve turn / amplitüd değerleri arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), 1. ve 3. ay değerleri kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Median ve amplitüd protez öncesi, 1. ve 3. ay değerleri kıyaslandığında ise fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ masseter kaslarından elde edilen p.ö, 1. ve 3. ay mean ve median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerleri birbiriyle kıyaslandığında, protez öncesiyle 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ile 3. ay arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Aynı grubun sağ temporalis kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında ise mean frekans açısından protez öncesiyle 1. ay arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 1. ay ile 3. ay arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ). Diğer tüm parametreler açısından protez öncesiyle 1. ve 3.ay değerleri arasında fark anlamlıyken ( $p<0.05$ ), 1. ile 3.ay arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubundaki bireylerin sakız çiğneme sırasında dişsiz saha tarafındaki masseter ve temporalis anterior kaslarının protez öncesi, 1. ve 3. ay mean ve median frekans, amplitüd ve turn / amplitüd değerleri kıyaslandığında ise fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ile 3. ay arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubunda dişli saha tarafındaki masseter ve temporalis kaslarının p.ö ile 1. ve 3.ay mean ve median, amplitüd ve turn / amplitüd değerleri birbirleriyle kıyaslandığında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ masseter, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve Kontrol grubundaki bireylerin sağ masseter kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında, protez öncesi mean frekans değerleri açısından Kennedy I ile Kennedy II arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), 1. ve 3. ay değerleri arasında anlamlı fark görüldü ( $p<0.05$ ). Protez öncesi ile 1. ve 3. ay median frekans, amplitüd ve turn / amplitüd değerleri kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ temporalis anterior, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan (sağ) taraftaki temporalis anterior ve kontrol grubundaki bireylerin sağ temporalis anterior kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında, protez öncesi mean-median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerleri arasında Kennedy I ile Kennedy II arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), kontrol grubuyla her iki grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 1. ve 3. ay mean-median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerler kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sol temporalis anterior, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan taraftaki temporalis anterior ve kontrol grubundaki bireylerin sol temporalis anterior kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında protez öncesi mean-median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerleri açısından Kennedy I ile Kennedy II grubu arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), her iki grup

ile kontrol grubu arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 1. ay mean frekans değerleri arasında Kennedy I ile Kennedy II arasında fark görülmezken, median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerleri kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 3. ay mean-median frekans, amplitüd, turn / amplitüd değerler kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

### **Fındık Çiğneme Fonksiyonu**

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ masseter, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve Kontrol grubundaki bireylerin sağ masseter kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında, Kennedy I ile Kennedy II grupları arasında p.ö ve 1. ay mean frekans değerleri arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), 3. ay değerleri arasında her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Median frekans, amplitüd ve T / A parametreleri açısından protez öncesi, 1. ve 3. ay değerleri arasında her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Fındık çiğneme esnasında Kennedy I grubundaki bireylerin sağ temporalis anterior, Kennedy II grubundaki dişsiz sonlanan taraftaki temporalis anterior ve kontrol grubundaki bireylerin sağ temporalis anterior kaslarından elde edilen değerler kıyaslandığında, mean frekans, amplitüd ve turn / amplitüd protez öncesi, 1. ve 3 ay değerleri arasında her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). Protez öncesi ve 1. ay median frekans değerleri açısından Kennedy I ile Kennedy II arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), 3. ay değerleri kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu( $p<0.05$ ).



Kennedy I grubundaki bireylerin sağ-sol masseter ve temporalis anterior protez öncesi, protez sonrası 1. ve 3. ay mean ve median frekans, amplütüd ve turn / amplütüd değerleri kıyaslandığında, p. ö. ile 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlıyken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay arasında ise fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubundaki bireylerin dişsiz saha masseter ve temporalis anterior protez öncesi, protez sonrası 1. ve 3. ay mean ve median frekans, amplütüd ve turn / amplütüd değerleri kıyaslandığında, p. ö. ile 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlıyken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay arasında ise fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubundaki bireylerin dişli saha masseter ve temporalis anterior kaslarının protez öncesi, protez sonrası 1. ve 3. ay mean ve median frekans, amplütüd ve turn / amplütüd değerleri kıyaslandığında, fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sol masseter, Kenned II dişsiz saha masseter, kontrol grubundaki bireylerin sol masseter kaslarının mean frekans (MEF), median frekans (MEDF), amplütüd (A) ve turn/amplütüd (T/A) parametrelerinin protez öncesi (P.Ö) değerleri kıyaslandığında, Kennedy I ile Kennedy II grubu arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), her iki grup ile kontrol grubu arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 1. ve 3. aylardaki tüm parametrelerde elde edilen değerler arasında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sol temporalis anterior, Kenned II dişsiz saha temporalis anterior , kontrol grubundaki bireylerin sol temporalis anterior kaslarının protez öncesi, 1. ve 3. ay median frekans ve turn / amplütüd değerlerinin kıyaslanması sonucu her üç grup arasında anlamlı fark bulundu ( $p<0.05$ ). Mean frekans ve amplütüd parametrelerin protez öncesi, 1. ve 3. ay değerleri kıyaslandığında, p. ö. değerleri açısından Kennedy I ile Kennedy II grupları arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), her iki grup ile kontrol grubu arasında fark anlamlı tespit edildi ( $p<0.05$ ). 1. ve 3. aylarda yapılan ölçümlerden elde edilen mean frekans ve amplütüd parametrelerin değerleri kıyaslandığında ise her üç grup arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

#### **Maksimal Sıkma Fonksiyonu**

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ-sol masseter ve temporalis anterior, Kenned II dişsiz saha tarafındaki masseter ve temporalis anterior, kontrol grubundaki bireylerin masseter ve temporalis anterior kaslarının mean frekans (MEF), median frekans (MEDF), amplütüd (A) ve turn / amplütüd (T/A) parametrelerinin protez öncesi (P.Ö) ile 1. ve 3. aylardaki değerleri kıyaslandığında, Kennedy I ile Kennedy II grubu arasında fark görülmezken ( $p>0.05$ ), her iki grup ile kontrol grubu arasında fark anlamlı ( $p<0.05$ ) bulundu.

Kennedy I grubundaki bireylerin sol-sağ masseter kaslarının mean – median frekans, amplütüd ve turn / amplütüd protez öncesi, 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubundaki bireyleri dişsiz sonlanan taraftaki masseter kasının mean – median frekans, amplitüd ve turn / amplitüd protez öncesi, 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sol temporalis anterior kasının mean frekans protez öncesi ve 1. ay değerleri arasında artış görülmesine rağmen istatistiksel açıdan fark bulunmamasıyla ( $p>0.05$ ) birlikte, p.ö. ile 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ). 1. ve 3. ay değerler arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ). Median frekansda protez sonrası artış görülmesine rağmen p.ö ile 1. ve 3.ay değerler arasında istatistiksel açıdan fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ) . Amplitüd ve turn / amplitüd p.ö ile 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay değerleri arasında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy I grubundaki bireylerin sağ temporalis kaslarının aktivitelerinde tüm parametrelerin p.ö ile 1. ve 3.ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay arasında fark bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubunda dişsiz saha tarafındaki temporalis kaslarının aktivitelerinde tüm parametrelerin p.ö ile 1. ve 3.ay değerleri arasında fark anlamlı bulunurken ( $p<0.05$ ), 1. ve 3. ay arasında fark bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Kennedy II grubunda dişli saha tarafındaki masseter ve temporalis kaslarının p.ö ile 1. ve 3.ay mean ve median, amplitüd ve turn / amplitüd değerleri birbirleriyle kıyaslandığında fark anlamlı bulunmadı ( $p>0.05$ ).

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu v$			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	P Ö	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	82	133	126	74	105	103	223	262	266	0.20	0.25	0.26
2	91	113	110	78	92	97	188	216	229	0.17	0.24	0.25
3	110	122	130	83	116	121	235	253	250	0.21	0.24	0.25
4	110	114	117	85	93	108	240	282	260	0.19	0.30	0.29
5	128	131	120	96	90	80	269	270	290	0.22	0.29	0.30
6	95	115	108	72	90	94	230	248	259	0.27	0.26	0.28
7	112	94	100	90	110	105	250	250	261	0.24	0.23	0.24
8	100	121	120	80	86	94	240	268	252	0.30	0.27	0.26
9	120	134	131	103	102	103	260	280	300	0.28	0.32	0.33
10	98	119	121	72	107	110	176	228	234	0.16	0.22	0.23

Tablo 2: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol temporalis anterior kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu v$			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1. ay	3. ay
1	88	120	118	86	107	106	242	271	260	0.24	0.26	0.25
2	101	113	115	77	84	87	201	230	243	0.18	0.24	0.25
3	112	124	120	93	112	111	232	266	270	0.20	0.28	0.29
4	104	108	107	80	88	88	260	280	280	0.31	0.34	0.35
5	120	116	112	82	78	74	243	273	268	0.21	0.24	0.22
6	90	128	126	95	110	110	265	300	290	0.27	0.36	0.34
7	113	123	130	100	122	127	270	295	286	0.26	0.33	0.37
8	102	111	108	70	85	88	235	260	265	0.21	0.25	0.27
9	114	120	120	76	100	106	248	272	271	0.22	0.26	0.24
10	108	119	122	98	106	110	247	284	283	0.28	0.31	0.30

Tablo 3: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ temporalis anterior kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	134	142	140	116	127	126	300	348	355	0.30	0.36	0.37
2	110	114	121	93	114	115	265	300	290	0.23	0.30	0.30
3	118	127	128	100	130	133	300	338	330	0.31	0.33	0.31
4	120	125	132	111	132	136	325	350	343	0.30	0.35	0.34
5	117	130	123	92	120	114	290	321	300	0.25	0.33	0.32
6	122	123	130	108	126	123	320	340	346	0.30	0.34	0.35
7	113	122	129	116	122	120	345	368	350	0.33	0.40	0.39
8	112	118	127	99	110	112	250	280	296	0.18	0.25	0.28
9	130	134	120	113	132	128	315	348	332	0.32	0.35	0.34
10	105	115	115	107	117	119	270	297	305	0.22	0.28	0.30

Tablo 4: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol temporalis anterior kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	122	130	132	108	118	120	280	313	322	0.26	0.28	0.31
2	127	135	137	106	117	122	296	321	330	0.26	0.31	0.34
3	130	140	138	112	120	116	324	346	336	0.30	0.33	0.32
4	119	126	122	110	116	120	260	300	292	0.22	0.29	0.30
5	113	122	128	103	120	118	278	310	300	0.23	0.31	0.33
6	136	130	130	122	130	132	335	357	363	0.29	0.35	0.37
7	120	128	127	114	128	128	320	362	370	0.30	0.34	0.36
8	133	134	133	109	123	120	330	368	366	0.31	0.36	0.35
9	148	149	142	130	142	145	342	372	380	0.32	0.38	0.39
10	129	138	136	110	127	125	310	340	335	0.28	0.32	0.30

Tablo 5: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ temporalis anterior kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	160	175	180	130	145	147	505	515	520	0.47	0.56	0.55
2	170	182	188	133	153	157	520	530	540	0.52	0.60	0.62
3	155	160	164	128	132	133	480	490	485	0.44	0.55	0.53
4	180	190	196	140	152	158	510	530	536	0.50	0.56	0.57
5	163	177	180	132	147	150	440	460	465	0.44	0.53	0.52
6	172	222	220	150	188	184	530	596	590	0.53	0.63	0.60
7	190	205	202	153	164	160	500	525	510	0.47	0.57	0.52
8	150	183	187	133	140	145	445	460	470	0.50	0.56	0.55
9	170	193	190	129	160	162	490	500	505	1.05	1.10	1.03
10	200	183	194	180	130	130	452	470	480	1.12	1.08	1.17

Tablo 6: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol temporalis anterior kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	150	165	163	130	142	140	450	575	512	0.45	0.61	0.66
2	162	190	195	138	150	152	500	546	494	0.50	0.63	0.72
3	160	185	182	133	155	153	473	530	515	0.47	0.65	0.65
4	170	192	196	142	156	160	505	473	493	0.51	0.70	0.72
5	147	183	180	136	148	147	456	520	510	0.48	0.64	0.60
6	190	228	230	160	193	196	536	500	590	0.53	0.66	0.67
7	180	217	222	150	172	182	480	540	525	0.44	0.63	0.60
8	178	199	203	140	161	170	485	535	550	0.48	0.65	0.66
9	166	189	183	143	154	148	470	520	530	0.50	0.62	0.63
10	158	178	177	128	139	130	450	523	540	0.40	0.65	0.64

Tablo 7: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ temporalis anterior kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	122	134	134	104	114	115	265	295	290	0.20	0.31	0.31
2	130	143	140	118	124	126	287	286	280	0.28	0.29	0.30
3	128	136	133	110	113	112	270	310	305	0.26	0.30	0.30
4	112	128	130	102	118	116	290	317	312	0.35	0.41	0.40
5	129	141	144	94	106	108	260	280	285	0.27	0.28	0.29
6	124	140	137	120	134	136	310	320	314	0.32	0.36	0.37
7	138	148	150	125	133	130	300	336	365	0.34	0.38	0.36
8	120	131	129	113	121	120	280	300	330	0.29	0.32	0.33
9	133	130	134	120	128	132	290	320	320	0.29	0.33	0.32
10	118	135	138	103	113	110	305	325	320	0.30	0.33	0.31

Tablo 8: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ masseter kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	117	128	127	98	105	105	224	286	290	0.21	0.29	0.28
2	123	133	130	115	120	117	220	290	282	0.23	0.31	0.30
3	126	135	137	97	118	120	260	265	300	0.24	0.29	0.31
4	110	116	118	90	110	111	250	305	302	0.33	0.40	0.39
5	134	136	133	100	121	119	275	275	270	0.29	0.30	0.29
6	130	140	143	123	134	135	314	345	330	0.31	0.39	0.41
7	124	151	150	128	138	140	327	337	345	0.30	0.38	0.42
8	125	120	126	120	112	110	290	270	296	0.32	0.30	0.28
9	128	137	134	110	123	120	284	290	280	0.28	0.32	0.31
10	120	128	130	105	113	115	290	313	315	0.31	0.34	0.35

Tablo 9: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol masseter kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	123	137	135	94	110	109	246	265	260	0.25	0.26	0.25
2	100	128	128	83	100	103	212	235	245	0.20	0.23	0.24
3	110	117	120	89	97	100	230	242	250	0.21	0.25	0.25
4	96	111	107	71	85	83	200	230	227	0.18	0.24	0.22
5	107	105	110	102	108	112	240	248	264	0.22	0.25	0.27
6	118	122	123	108	112	110	265	275	270	0.24	0.27	0.29
7	103	114	117	90	109	113	245	270	280	0.23	0.26	0.28
8	120	128	126	116	122	120	285	310	300	0.26	0.30	0.30
9	112	116	118	110	114	116	250	267	275	0.22	0.28	0.29
10	109	120	125	98	117	123	220	280	295	0.20	0.29	0.30

Tablo 10: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ masseter kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	107	139	140	102	121	124	260	285	280	0.26	0.30	0.29
2	105	115	115	78	90	95	200	228	245	0.20	0.23	0.25
3	98	106	112	83	93	90	190	215	234	0.20	0.22	0.24
4	90	99	109	80	95	94	196	220	225	0.19	0.23	0.23
5	110	109	111	87	85	98	220	224	230	0.23	0.24	0.24
6	111	120	131	95	105	108	240	260	266	0.25	0.26	0.27
7	108	114	113	92	111	102	230	250	240	0.24	0.25	0.25
8	100	108	106	90	103	95	260	284	280	0.26	0.30	0.30
9	120	123	113	110	107	102	230	265	273	0.25	0.27	0.28
10	114	124	116	85	100	100	236	256	260	0.24	0.26	0.25

Tablo 11: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol masseter kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri



Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	125	140	144	101	118	120	350	364	370	0.30	0.37	0.37
2	133	154	158	117	140	141	365	380	386	0.35	0.38	0.38
3	130	146	148	110	132	133	372	396	400	0.38	0.39	0.40
4	125	138	141	115	121	123	348	360	365	0.35	0.36	0.35
5	140	161	166	128	126	130	405	440	460	0.40	0.44	0.45
6	160	184	182	120	136	134	420	515	520	0.32	0.53	0.52
7	154	170	165	127	147	140	400	500	488	0.41	0.50	0.49
8	140	148	150	121	128	131	423	485	490	0.39	0.49	0.48
9	141	160	163	113	130	132	412	490	495	0.30	0.50	0.49
10	132	144	142	112	120	116	415	480	470	0.32	0.49	0.47

Tablo 12: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sağ masseter kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	128	145	144	119	126	128	340	375	370	0.32	0.39	0.38
2	137	160	163	134	138	140	330	390	384	0.36	0.41	0.40
3	130	153	155	118	127	130	375	400	412	0.37	0.42	0.43
4	120	128	133	110	116	120	340	370	380	0.34	0.39	0.40
5	136	155	150	130	140	138	400	415	425	0.40	0.43	0.44
6	143	170	172	120	130	135	423	500	495	0.42	0.50	0.49
7	140	163	160	128	132	129	412	475	470	0.43	0.46	0.45
8	125	151	152	123	135	141	430	488	512	0.38	0.48	0.50
9	151	168	165	130	142	136	428	502	497	0.34	0.51	0.49
10	134	148	150	116	124	127	420	485	473	0.38	0.60	0.58

Tablo 13: Kennedy I grubuna dahil bireylerin sol masseter kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	91	146	138	105	115	120	241	300	290	0.32	0.38	0.37
2	90	152	146	96	133	104	200	291	292	0.22	0.36	0.40
3	92	132	140	86	92	117	210	290	288	0.34	0.40	0.37
4	108	122	131	98	113	115	223	286	300	0.31	0.45	0.41
5	110	130	124	82	96	112	213	277	340	0.30	0.42	0.42
6	106	126	132	100	116	118	228	325	270	0.29	0.41	0.43
7	96	123	120	72	93	110	265	288	280	0.26	0.40	0.44
8	111	134	140	103	124	118	246	350	290	0.25	0.43	0.36
9	115	138	144	112	130	122	230	295	293	0.33	0.42	0.43
10	118	126	122	113	118	113	227	302	310	0.32	0.38	0.35

Tablo 14: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	131	150	140	115	136	138	321	362	350	0.32	0.37	0.39
2	142	156	156	106	144	147	312	370	361	0.32	0.40	0.42
3	116	146	130	96	136	122	336	360	375	0.34	0.38	0.40
4	118	148	137	108	135	131	303	356	356	0.31	0.41	0.41
5	120	144	135	92	132	126	313	380	368	0.30	0.42	0.44
6	116	142	145	110	129	131	300	370	370	0.33	0.43	0.43
7	112	130	141	82	115	139	330	418	412	0.36	0.44	0.45
8	121	147	151	113	128	144	326	366	355	0.35	0.39	0.36
9	125	145	142	122	132	138	332	423	420	0.36	0.43	0.43
10	118	132	134	128	130	130	317	353	363	0.32	0.35	0.48

Tablo 15: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu\text{v}$			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	135	200	198	148	172	164	487	526	545	0.48	0.92	1.21
2	148	163	150	124	151	141	470	485	470	0.47	0.75	0.80
3	166	178	182	150	162	162	480	500	523	0.46	0.63	0.60
4	150	164	170	137	157	150	460	490	497	0.42	0.60	0.82
5	186	186	210	158	166	171	420	505	500	0.50	0.80	0.93
6	140	208	219	170	173	185	500	532	530	0.51	0.90	1.00
7	160	168	160	154	150	157	495	498	512	0.48	0.72	0.70
8	143	174	178	120	148	160	456	478	460	0.44	0.60	0.55
9	168	175	163	130	155	143	515	545	510	0.53	1.02	0.90
10	155	188	185	128	158	150	482	523	530	0.50	0.58	0.45

Tablo 16: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu\text{v}$			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	130	158	160	111	137	136	400	438	525	0.41	0.43	0.44
2	123	143	130	92	122	120	376	410	416	0.35	0.42	0.43
3	146	152	155	125	130	134	400	430	428	0.40	0.44	0.42
4	120	136	134	120	128	125	380	396	390	0.37	0.41	0.39
5	160	175	178	138	148	150	420	534	480	0.43	0.48	0.48
6	171	184	185	146	153	143	415	483	495	0.44	0.50	0.49
7	138	150	148	127	133	130	390	500	512	0.38	0.42	0.41
8	125	147	141	98	127	124	365	390	400	0.36	0.40	0.43
9	152	165	168	139	150	152	360	437	444	0.42	0.44	0.45
10	167	148	146	134	131	135	386	406	416	0.37	0.41	0.42

Tablo 17: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişsiz saha tarafındaki masseter kaslarından maksimal sıkma sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	110	142	123	72	121	118	251	300	286	0.20	0.26	0.28
2	122	138	141	84	128	130	275	295	308	0.22	0.29	0.30
3	85	125	140	78	122	125	260	319	300	0.30	0.36	0.34
4	112	140	132	65	114	122	289	340	332	0.27	0.34	0.37
5	121	143	136	77	117	110	276	296	283	0.27	0.36	0.33
6	114	136	150	88	120	118	300	345	355	0.25	0.30	0.32
7	100	140	137	62	125	134	316	336	348	0.28	0.32	0.34
8	108	141	134	73	127	130	280	352	368	0.29	0.33	0.37
9	113	133	132	87	119	113	290	363	354	0.31	0.38	0.35
10	117	145	146	94	120	125	307	337	328	0.32	0.39	0.38

Tablo 18: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişsiz saha tarafındaki masseter kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	150	160	155	131	140	147	489	491	520	0.52	0.51	0.60
2	167	170	168	123	136	152	500	503	497	0.51	0.50	0.58
3	155	158	171	142	143	164	480	485	514	0.49	0.48	0.56
4	150	160	165	139	148	143	490	500	505	0.48	0.54	0.50
5	181	180	170	150	160	155	522	533	523	0.58	0.58	0.51
6	163	166	180	147	151	165	517	512	532	0.50	0.60	0.49
7	158	152	160	148	138	150	510	490	485	0.55	0.53	0.52
8	180	184	162	165	155	138	520	521	490	0.67	0.65	0.53
9	172	176	158	158	150	142	530	518	500	0.66	0.64	0.55
10	168	181	182	160	146	161	526	528	530	0.64	0.68	0.70

Tablo 19: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişli sonlanan taraftaki masseter kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	159	160	155	121	130	128	480	475	460	0.44	0.50	0.49
2	147	135	140	125	116	114	474	446	483	0.45	0.49	0.48
3	125	130	126	112	120	120	478	467	472	0.46	0.48	0.46
4	164	163	165	119	127	130	460	444	453	0.43	0.46	0.50
5	146	151	152	130	137	135	456	458	465	0.44	0.41	0.51
6	153	149	150	127	134	130	472	465	478	0.47	0.47	0.45
7	138	132	130	110	123	120	445	470	467	0.48	0.48	0.49
8	142	148	152	124	146	144	490	490	487	0.50	0.52	0.47
9	128	130	128	116	124	122	468	460	523	0.48	0.50	0.48
10	138	145	156	140	133	148	526	520	493	0.52	0.54	0.48

Tablo 20: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişli sonlanan taraftaki masseter kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	167	163	160	131	121	130	476	451	447	0.52	0.44	0.43
2	152	156	161	118	127	120	487	510	500	0.53	0.43	0.51
3	156	151	150	102	100	98	412	410	414	0.41	0.40	0.42
4	168	165	162	112	111	110	456	446	444	0.50	0.53	0.50
5	170	172	170	122	124	120	448	457	460	0.51	0.49	0.44
6	171	169	171	127	123	121	482	480	486	0.54	0.48	0.50
7	148	150	144	138	142	138	498	505	512	0.42	0.41	0.45
8	154	157	155	114	113	111	500	490	484	0.54	0.53	0.48
9	133	130	130	134	132	128	486	467	470	0.43	0.52	0.48
10	151	150	153	138	140	147	462	470	482	0.49	0.47	0.46

Tablo 21: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişli sonlanan taraftaki temporalis anterior kaslarından fındık çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu\text{v}$			Turn / amplütüd		
	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay	PÖ	1.ay	3.ay
1	170	169	177	160	152	155	488	471	477	0.63	0.48	0.45
2	153	163	168	149	148	138	497	527	510	0.58	0.66	0.62
3	157	161	150	140	145	145	465	480	480	0.61	0.60	0.43
4	167	165	167	143	150	150	500	494	466	0.59	0.59	0.55
5	170	172	183	162	154	151	520	475	540	0.64	0.61	0.58
6	169	169	171	155	143	146	512	500	528	0.55	0.58	0.63
7	155	180	144	148	152	140	498	515	500	0.60	0.67	0.64
8	159	179	165	144	138	148	525	490	530	0.60	0.55	0.57
9	137	146	170	134	143	160	486	488	498	0.59	0.54	0.58
10	150	153	166	141	149	157	517	510	508	0.63	0.59	0.65

Tablo 22: Kennedy II grubuna dahil bireylerin dişli sonlanan taraftaki temporalis anterior kaslarından sakız çiğneme sonrasında elde edilen p.ö., 1. ay ve 3. ay aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu\text{v}$			Turn / amplütüd		
	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS
1	167	143	207	142	121	167	523	436	623	0.57	0.45	1.05
2	158	150	186	138	125	159	494	453	586	0.52	0.47	0.82
3	173	162	194	146	130	162	532	467	590	0.63	0.48	0.90
4	160	151	189	133	131	153	487	460	570	0.50	0.48	0.80
5	183	160	213	151	136	169	546	485	630	0.71	0.50	1.10
6	166	136	195	144	128	150	512	440	590	0.52	0.44	1.00
7	178	148	200	147	130	170	540	470	600	0.55	0.46	1.20
8	181	168	220	156	142	178	536	500	654	0.66	0.54	1.18
9	170	165	190	162	138	160	490	490	545	0.50	0.53	0.96
10	189	171	226	157	140	182	510	510	670	0.53	0.56	1.27

Tablo 23: Kontrol grubuna dahil bireylerin sol taraftaki masseter kaslarından fındık (F) ve sakız (S) çiğneme ve maksimal sıkma sonrasında elde edilen aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS
1	175	134	218	146	120	170	542	420	630	0.63	0.42	1.10
2	150	155	183	130	128	152	500	470	592	0.52	0.59	0.90
3	182	160	191	148	129	160	525	460	583	0.55	0.46	0.88
4	167	158	197	138	140	158	496	466	564	0.53	0.46	0.80
5	194	162	220	165	139	177	567	492	640	0.68	0.51	1.20
6	160	147	190	140	133	146	490	453	578	0.50	0.44	0.85
7	188	153	198	150	137	168	556	475	610	0.74	0.47	1.22
8	180	177	209	156	150	173	530	510	643	0.59	0.55	1.20
9	179	163	196	170	137	164	520	482	553	0.56	0.50	1.08
10	192	184	234	164	153	188	518	530	682	0.56	0.57	1.32

Tablo 24: Kontrol grubuna dahil bireylerin sağ taraftaki masseter kaslarından fındık (F) ve sakız (S) çiğneme ve maksimal sıkma sonrasında elde edilen aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS
1	150	163	231	130	141	218	470	471	685	0.47	0.47	1.40
2	147	159	211	128	137	192	468	460	643	0.48	0.46	1.13
3	160	178	217	136	151	196	489	486	660	0.50	0.49	1.22
4	146	170	222	122	148	211	450	480	675	0.45	0.48	1.29
5	170	182	198	142	159	192	497	492	630	0.49	0.50	1.10
6	158	160	216	132	144	200	453	467	656	0.44	0.47	1.20
7	166	188	230	138	160	210	460	556	677	0.46	0.64	1.32
8	163	180	242	140	155	218	471	540	700	0.48	0.63	1.51
9	155	174	210	150	140	198	484	528	620	0.49	0.62	1.17
10	168	176	234	144	143	205	500	530	690	0.50	0.63	1.42

Tablo 25: Kontrol grubuna dahil bireylerin sol taraftaki temporalis anterior kaslarından fındık (F) ve sakız (S) çiğneme ve maksimal sıkma sonrasında elde edilen aktivite değerleri

Hasta sırası	Mean frekans kHz			Median frekans kHz			Amplütüd $\mu$ v			Turn / amplütüd		
	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS	F	S	MS
1	163	171	227	150	146	215	488	483	673	0.46	0.48	1.33
2	142	160	220	125	133	200	460	450	658	0.45	0.44	1.20
3	167	184	225	141	160	208	493	500	670	0.50	0.56	1.28
4	153	177	230	132	152	210	472	490	688	0.47	0.51	1.31
5	178	180	186	145	161	185	510	488	618	0.52	0.49	1.02
6	155	167	235	130	148	216	440	470	696	0.40	0.46	1.38
7	171	177	218	148	153	197	470	543	680	0.49	0.65	1.40
8	160	183	251	140	154	220	480	532	713	0.50	0.63	1.56
9	157	180	200	151	150	190	491	520	600	0.51	0.62	1.03
10	182	185	240	155	140	213	520	548	708	0.54	0.66	1.48

Tablo 26: Kontrol grubuna dahil bireylerin sağ taraftaki temporalis anterior kaslarından fındık (F) ve sakız (S) çiğneme ve maksimal sıkma sonrasında elde edilen aktivite değerleri



Sakız Çiğneme	Kennedy I X + Sx	Kennedy II (Dişsiz saha) X + Sx	Kontrol	Sonuç
<b>Sağ Masseter Mean Frekans</b>				F= 17.47 P< 0.05
Protez öncesi	109.80 ± 8.76	110.20 ± 10.91		
Protez Sonrası 1.ay	119.80 ± 9.35	138.30 ± 5.81	159.30 ± 14,42	
Protez Sonrası 3.ay	120.90 ± 8.38	137.10 ± 7.68		
<b>Sonuç</b>	F= 17.47 P< 0.05	F= 43.80 P< 0.05		
<b>Sağ Masseter Median Frekans</b>				
Protez öncesi	96.10 ± 13.59	78.00 ± 10.32	136.60 ± 3.13	
Protez Sonrası 1.ay	107.40 ± 10.77	121.30 ± 4.37		
Protez Sonrası 3.ay	108.90 ± 11.47	122.50 ± 7.77		
<b>Sonuç</b>	F= 26.54 P< 0.05	F= 103.41P< 0.05		
<b>Sağ Masseter Amplitüd</b>				
Protez öncesi	239.30 ± 25.14	284.40 ± 20.26	475.80 ± 30.58	
Protez Sonrası 1.ay	262.20 ± 24.13	328.30 ± 24.39		
Protez Sonrası 3.ay	266.60 ± 22.47	326.20 ± 30.48		
<b>Sonuç</b>	F= 19.24 P< 0.05	F= 32.78 P< 0.05		
<b>Sağ Masseter Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.22 ± 0.02	0.27 ± 0.04	0.50± 0.06	
Protez Sonrası 1.ay	0.26 ± 0.02	0.33 ± 0.04		
Protez Sonrası 3.ay	0.27 ± 0.03	0.34 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F= 36.00 P< 0.05	F= 67.04 P< 0.05		
<b>Sol masseter Mean Frekans</b>				F= 25.07 P< 0.05
Protez öncesi	106.30 ± 8.57	110.20 ± 10.91	155.40 ± 11.51	
Protez Sonrası 1.ay	115.70 ± 11.37	138.30 ± 5.81		
Protez Sonrası 3.ay	116.60 ± 10.58	137.10 ± 7.68		
<b>Sonuç</b>	F= 7.96 P< 0.05	F= 43.80 P< 0.05		
<b>Sol masseter medianfrekans</b>				
Protez öncesi	92.20 ± 9.99	78.00 ± 10.32	132.10 ± 6.75	
Protez Sonrası 1.ay	101.00 ± 10.71	121.30 ± 4.37		
Protez Sonrası 3.ay	100.80 ± 9.61	122.50 ± 7.77		
<b>Sonuç</b>	F= 13.55 P< 0.05	F= 103.41P< 0.05		
<b>Sol masseter Amplitüd</b>				
Protez öncesi	226.20 ± 24.82	284.40 ± 20.26	417.10 ± 24.87	
Protez Sonrası 1.ay	248.70 ± 25.84	328.30 ± 24.39		
Protez Sonrası 3.ay	253.30 ± 21.03	326.20 ± 30.48		
<b>Sonuç</b>	F= 39.44 P< 0.05	F= 32.78 P< 0.05		
<b>Sol masseter Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.23 ± 0.03	0.27 ± 0.04	0.49 ± 0.04	
Protez Sonrası 1.ay	0.25 ± 0.03	0.33 ± 0.04		
Protez Sonrası 3.ay	0.26 ± 0.02	0.34 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F= 27.89 P< 0.05	F= 67.04 P< 0.05		

Tablo 27: Sakız çiğneme fonksiyonu sırasında masseter kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması

Sakız Çiğneme	Kennedy I X + Sx	Kennedy II (Dişsiz saha) X + Sx	Kontrol	Sonuç
<b>Sağ temporal Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	127.70 ± 10.00	121.90 ± 8.81		
Protez Sonrası 1.ay	133.20 ± 7.80	144.00 ± 7.84	176.40 ± 8.08	
Protez Sonrası 3.ay	132.50 ± 5.96	141.10 ± 7.92		
<b>Sonuç</b>	F: 6.12 P < 0.05	F: 53.59 P < 0.05		
<b>Sağ temporal Median Frekans</b>				
Protez öncesi	112.40 ± 8.00	107.20 ± 13.93	149.70 ± 8.55	
Protez Sonrası 1.ay	123.10 ± 5.76	131.70 ± 7.46		
Protez Sonrası 3.ay	124.60 ± 8.63	134.60 ± 7.91		
<b>Sonuç</b>	F : 42.51 P < 0.05	F: 26.51 P < 0.05		F: 18.96 P < 0.05
<b>Sağ temporal Amplitüd</b>				
Protez öncesi	307.50 ± 27.69	319.00 ± 12.19	502.40 ± 32.40	
Protez Sonrası 1.ay	338.90 ± 26.23	375.80 ± 24.81		
Protez Sonrası 3.ay	339.40 ± 29.94	373.00 ± 23.93		
<b>Sonuç</b>	F : 85.23 P < 0.05	F : 61.35 P < 0.05		
<b>Sağ temporal Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.28 ± 0.03	0.33 ± 0.02	0.55 ± 0.08	
Protez Sonrası 1.ay	0.33 ± 0.03	0.41 ± 0.02		
Protez Sonrası 3.ay	0.34 ± 0.03	0.42 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F : 45.00 P < 0.05	F : 50.46 P < 0.05		
<b>Sol temporal Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	118.10 ± 8.91	121.90 ± 8.81	173.00 ± 9.79	F: 20.71 P < 0.05
Protez Sonrası 1.ay	125.00 ± 8.70	144.00 ± 7.84		
Protez Sonrası 3.ay	126.50 ± 7.07	141.10 ± 7.92		
<b>Sonuç</b>	F : 9.90 P < 0.05	F: 53.59 P < 0.05		
<b>Sol temporal median frekans</b>				
Protez öncesi	105.50 ± 8.98	107.20 ± 13.93	147.80 ± 8.14	
Protez Sonrası 1.ay	123.00 ± 7.68	131.70 ± 7.46		
Protez Sonrası 3.ay	122.60 ± 8.11	134.60 ± 7.91		
<b>Sonuç</b>	F : 41.40 P < 0.05	F: 26.51 P < 0.05		
<b>Sol temporal Amplitüd</b>				
Protez öncesi	298.00 ± 29.73	319.00 ± 12.19	501.00 ± 34.31	
Protez Sonrası 1.ay	329.00 ± 28.31	375.80 ± 24.81		
Protez Sonrası 3.ay	324.70 ± 24.61	373.00 ± 23.93		
<b>Sonuç</b>	F : 36.04 P < 0.05	F : 61.35 P < 0.05		
<b>Sol temporal Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.27 ± 0.05	0.33 ± 0.02	0.54 ± 0.07	
Protez Sonrası 1.ay	0.32 ± 0.04	0.41 ± 0.02		
Protez Sonrası 3.ay	0.33 ± 0.03	0.42 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F : 40.83 P < 0.05	F : 50.46 P < 0.05		

Tablo 28: Sakız çiğneme fonksiyonu sırasında temporalis anterior kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması

<b>Fındık Çiğneme</b>	<b>Kennedy I X + Sx</b>	<b>Kennedy II X + Sx</b>	<b>Kontrol</b>	<b>Sonuç</b>
<b>Sağ Masseter Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	125.40 ± 7.70	129.40 ± 5.58		
Protez Sonrası 1.ay	136.60 ± 6.32	145.70 ± 5.94	176.70 ± 14.11	
Protez Sonrası 3.ay	136.90 ± 6.45	148.70 ± 5.35		
<b>Sonuç</b>	F =35.14 P < 0.05	F =35.00 P < 0.05		
<b>Sağ Masseter Median Frekans</b>				
Protez öncesi	110.90 ± 9.97	116.70 ± 9.80	150.70 ± 12.97	
Protez Sonrası 1.ay	120.40 ± 9.29	136.40 ± 6.18		
Protez Sonrası 3.ay	120.50 ± 9.90	137.40 ± 6.09		
<b>Sonuç</b>	F =44.88 P < 0.05	F =24.94 P < 0.05		
<b>Sağ Masseter Amplitüd</b>				
Protez öncesi	285.70 ± 16.91	287.60 ± 21.89	524.40 ± 25.38	F =16.51 P < 0.05
Protez Sonrası 1.ay	308.90 ± 18.07	339.40 ± 22.54		
Protez Sonrası 3.ay	305.60 ± 16.58	333.20 ± 23.38		
<b>Sonuç</b>	F =28.77 P < 0.05	F =32.37 P < 0.05		
<b>Sağ Masseter Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.28 ± 0.05	0.27 ± 0.04	0.59 ± 0.08	
Protez Sonrası 1.ay	0.33 ± 0.04	0.40 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.32 ± 0.04	0.39 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F =10.68 P < 0.05	F =108.40 P < 0.05		
<b>Sol Masseter mean frekans</b>				
Protez öncesi	123.70 ± 6.81	129.40 ± 5.58	172.50 ± 10.16	
Protez Sonrası 1.ay	132.40 ± 10.03	145.70 ± 5.94		
Protez Sonrası 3.ay	132.80 ± 9.02	148.70 ± 5.35		
<b>Sonuç</b>	F =12.33 P < 0.05	F =35.00 P < 0.05		F =15.31 P < 0.05
<b>Sol masseter medianfrekans</b>				
Protez öncesi	108.60 ± 12.63	116.70 ± 9.80	147.60 ± 9.00	
Protez Sonrası 1.ay	119.40 ± 10.37	136.40 ± 6.18		
Protez Sonrası 3.ay	119.20 ± 10.85	137.40 ± 6.09		
<b>Sonuç</b>	F =12.91 P < 0.05	F =24.94 P < 0.05		
<b>Sol Masseter Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	273.40 ± 35.28	287.60 ± 21.89	517.00 ± 21.66	
Protez Sonrası 1.ay	297.60 ± 27.23	339.40 ± 22.54		
Protez Sonrası 3.ay	301.00 ± 23.29	333.20 ± 23.38		
<b>Sonuç</b>	F = 7.47 P < 0.05	F =32.37 P < 0.05		
<b>Sol Masseter Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.28 ± 0.04	0.27 ± 0.04	0.57 ± 0.07	
Protez Sonrası 1.ay	0.33 ± 0.03	0.40 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.33 ± 0.05	0.39 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F =13.73 P < 0.05	F =108.40 P < 0.05		

Tablo 29: Fındık çiğneme fonksiyonu sırasında masseter kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması

<b>Fındık Çiğneme</b>	<b>Kennedy I X + Sx</b>	<b>Kennedy I X + Sx</b>	<b>Kontrol</b>	<b>Sonuç</b>
<b>Sağ Temporalis Anterior Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	105.20 ± 10.36	108.70 ± 9.74		
Protez Sonrası 1.ay	118.20 ± 6.21	132.90 ± 9.91	162.80 ± 12.09	
Protez Sonrası 3.ay	117.80 ± 7.43	133.70 ± 9.33		
<b>Sonuç</b>	F =9..69 P < 0.05	F =27.66 P < 0.05		
<b>Sağ Temporalis Anterior Median Frekans</b>				
Protez öncesi	85.70 ± 10.32	96.70 ± 13.17		
Protez Sonrası 1.ay	99.20 ± 14.58	113.00 ± 14.82	141.70 ± 10.08	
Protez Sonrası 3.ay	100.70 ± 15.81	114.90 ± 5.32		
<b>Sonuç</b>	F =20.51 P < 0.05	F =13.16 P < 0.05		F =17.04 P < 0.05
<b>Sağ Temporalis Anterior Amplitüd</b>				
Protez öncesi	244.30 ± 19.65	228.30 ± 18.92	482.40 ± 23.47	
Protez Sonrası 1.ay	273.10 ± 19.59	300.40 ± 21.60		
Protez Sonrası 3.ay	271.60 ± 13.97	295.30 ± 18.96		
<b>Sonuç</b>	F =95.24 P < 0.05	F =35.66 P < 0.05		
<b>Sağ Temporalis Anterior Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.24 ± 0.04	0.33 ± 0.02	0.48 ± 0.04	
Protez Sonrası 1.ay	0.29 ± 0.04	0.41 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.28 ± 0.05	0.40 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F =21.86 P < 0.05	F =27.42 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior mean frekans</b>				
Protez öncesi	104.60 ± 13.94	108.70 ± 9.74	158.30 ± 8.65	
Protez Sonrası 1.ay	119.60 ± 11.90	132.90 ± 9.91		
Protez Sonrası 3.ay	118.30 ± 9.90	133.70 ± 9.33		
<b>Sonuç</b>	F =6.86 P < 0.05	F =27.66 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior medianfrekans</b>				
Protez öncesi	83.30 ± 10.42	96.70 ± 13.17	136.20 ± 8.35	
Protez Sonrası 1.ay	99.10 ± 10.19	113.00 ± 14.82		
Protez Sonrası 3.ay	101.50 ± 11.08	114.90 ± 5.32		
<b>Sonuç</b>	F =11.14 P < 0.05	F =13.16 P < 0.05		F =28.86 P < 0.05
<b>Sol Temporalis Anterior Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	231.10 ± 29.36	228.30 ± 18.92	474.20 ± 17.64	
Protez Sonrası 1.ay	255.70 ± 21.39	300.40 ± 21.60		
Protez Sonrası 3.ay	260.10 ± 21.95	295.30 ± 18.96		
<b>Sonuç</b>	F =19.89 P < 0.05	F =35.66 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.22 ± 0.04	0.33 ± 0.02	0.48 ± 0.02	
Protez Sonrası 1.ay	0.26 ± 0.03	0.41 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.27 ± 0.03	0.40 ± 0.07		
<b>Sonuç</b>	F =9.09 P < 0.05	F =27.42 P < 0.05		

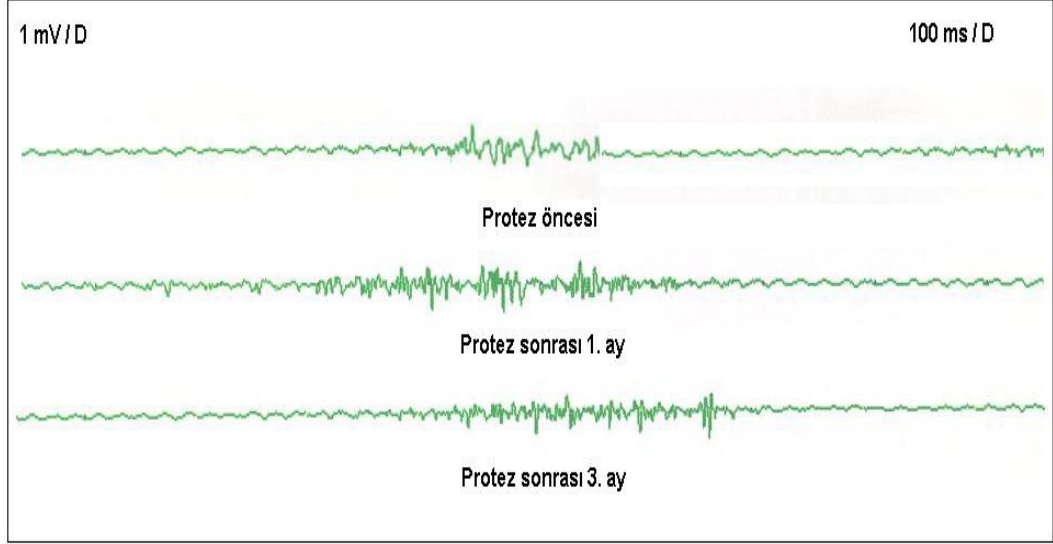
Tablo 30: Fındık çiğneme fonksiyonu sırasında temporalis anterior kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması

Maksimal sıkma	Kennedy I X + Sx	Kennedy II X + Sx	Kontrol	Sonuç
<b>Sağ Masseter Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	138.00 ± 11.64	143.20 ± 18.81		
Protez Sonrası 1.ay	154.50 ± 14.49	155.80 ± 14.89	203.60 ± 16.09	
Protez Sonrası 3.ay	155.90 ± 13.22	154.50 ± 18.29		
<b>Sonuç</b>	F =84.44 P < 0.05	F =8.12 P < 0.05		
<b>Sağ Masseter Median Frekans</b>				
Protez öncesi	116.40 ± 8.11	123.00 ± 17.91	165.60 ± 12.34	
Protez Sonrası 1.ay	129.80 ± 9.27	135.90 ± 10.75		
Protez Sonrası 3.ay	130.00 ± 8.14	134.90 ± 10.81		
<b>Sonuç</b>	F =26.49 P < 0.05	F =11.47 P < 0.05		F =3.83 P < 0.05
<b>Sağ Masseter Amplitüd</b>				
Protez öncesi	391.00 ± 29.29	389.20 ± 19.88	607.50 ± 40.76	
Protez Sonrası 1.ay	441.00 ± 60.60	442.40 ± 48.11		
Protez Sonrası 3.ay	444.40 ± 58.09	450.60 ± 48.67		
<b>Sonuç</b>	F =24.34 P < 0.05	F 16.20 P < 0.05		
<b>Sağ Masseter Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.35 ± 0.04	0.39 ± 0.04	1.05 ± 0.18	
Protez Sonrası 1.ay	0.45 ± 0.06	0.43 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.44 ± 0.05	0.44 ± 0.03		
<b>Sonuç</b>	F =15.16 P < 0.05	F =39.37 P < 0.05		
<b>Sol Masseter mean frekans</b>				
Protez öncesi	134.40 ± 9.10	143.20 ± 18.81	202.00 ± 13.87	
Protez Sonrası 1.ay	154.10 ± 12.35	155.80 ± 14.89		
Protez Sonrası 3.ay	154.40 ± 11.24	154.50 ± 18.29		
<b>Sonuç</b>	F =95.32 P < 0.05	F =8.12 P < 0.05		F =12.73 P < 0.05
<b>Sol masseter medianfrekans</b>				
Protez öncesi	122.80 ± 7.53	123.00 ± 17.91	165.00 ± 10.23	
Protez Sonrası 1.ay	131.00 ± 8.05	135.90 ± 10.75		
Protez Sonrası 3.ay	132.40 ± 6.86	134.90 ± 10.81		
<b>Sonuç</b>	F =34.54 P < 0.05	F =11.47 P < 0.05		
<b>Sol Masseter Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	389.80 ± 40.05	389.20 ± 19.88	605.80 ± 38.34	
Protez Sonrası 1.ay	440.00 ± 54.61	442.40 ± 48.11		
Protez Sonrası 3.ay	441.80 ± 53.81	450.60 ± 48.67		
<b>Sonuç</b>	F =53.96 P < 0.05	F 16.20 P < 0.05		
<b>Sol Masseter Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.37 ± 0.04	0.39 ± 0.04	1.03 ± 0.16	
Protez Sonrası 1.ay	0.46 ± 0.07	0.43 ± 0.03		
Protez Sonrası 3.ay	0.45 ± 0.06	0.44 ± 0.02		
<b>Sonuç</b>	F =13.73 P < 0.05	F =39.37 P < 0.05		

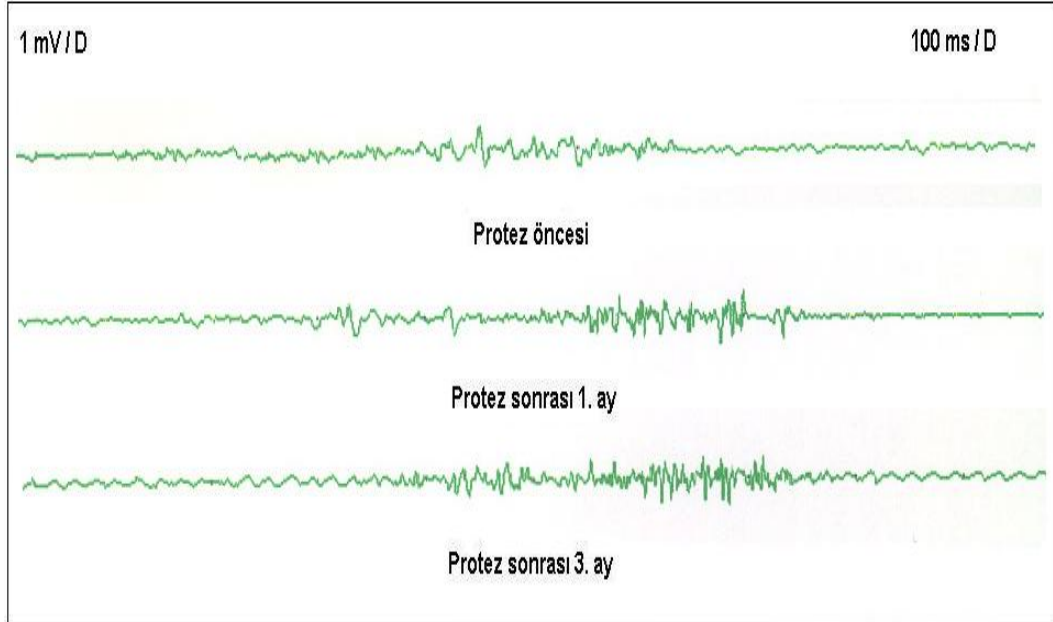
Tablo 31: Maksimal sıkma fonksiyonu sırasında masseter kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması

Maksimal sıkma	Kennedy I X + Sx	Kennedy I X + Sx	Kontrol	Sonuç
<b>Sağ Temporalis Anterior Mean Frekans</b>				
Protez öncesi	166.10 ± 13.60	155.10 ± 15.34		
Protez Sonrası 1.ay	192.60 ± 18.38	180.40 ± 15.04	223.20 ± 18.90	
Protez Sonrası 3.ay	193.10 ± 20.73	181.50 ± 22.22		
<b>Sonuç</b>	F =81.90 P < 0.05	F =9.30 P < 0.05		
<b>Sağ Temporalis Anterior Median Frekans</b>				
Protez öncesi	140.00 ± 9.58	141.90 ± 16.52		
Protez Sonrası 1.ay	157.00 ± 15.74	159.20 ± 8.87	205.40 ± 11.81	
Protez Sonrası 3.ay	157.80 ± 19.88	158.30 ± 13.31		
<b>Sonuç</b>	F =26.90 P < 0.05	F =17.95 P < 0.05		F =7.48 P < 0.05
<b>Sağ Temporalis Anterior Amplitüd</b>				
Protez öncesi	480.50 ± 27.30	476.50 ± 26.78	670.40 ± 36.73	
Protez Sonrası 1.ay	526.20 ± 27.20	508.20 ± 22.16		
Protez Sonrası 3.ay	525.90 ± 29.00	507.70 ± 26.90		
<b>Sonuç</b>	F =8.16 P < 0.05	F =12.64 P < 0.05		
<b>Sağ Temporalis Anterior Turn / Amplitüd</b>				
Protez öncesi	0.48 ± 0.04	0.47 ± 0.03	1.30 ± 0.18	
Protez Sonrası 1.ay	0.64 ± 0.03	0.75 ± 0.15		
Protez Sonrası 3.ay	0.66 ± 0.04	0.80 ± 0.23		
<b>Sonuç</b>	F =21.86 P < 0.05	F =27.42 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior mean frekans</b>				
Protez öncesi	171.00 ± 15.52	155.10 ± 15.34	221.10 ± 13.26	
Protez Sonrası 1.ay	187.00 ± 17.07	180.40 ± 15.04		
Protez Sonrası 3.ay	190.10 ± 14.85	181.50 ± 22.22		
<b>Sonuç</b>	F =6.86 P < 0.05	F =9.30 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior medianfrekans</b>				
Protez öncesi	140.80 ± 16.29	141.90 ± 16.52	204.00 ± 9.89	
Protez Sonrası 1.ay	151.10 ± 16.99	159.20 ± 8.87		
Protez Sonrası 3.ay	152.60 ± 15.52	158.30 ± 13.31		
<b>Sonuç</b>	F =2.18 P < 0.05	F =17.95 P < 0.05		F =8.66 P < 0.05
<b>Sol Temporalis Anterior Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	487.20 ± 31.99	476.50 ± 26.78	663.60 ± 26.48	
Protez Sonrası 1.ay	507.60 ± 41.48	508.20 ± 22.16		
Protez Sonrası 3.ay	510.10 ± 38.37	507.70 ± 26.90		
<b>Sonuç</b>	F =16.25 P < 0.05	F =12.64 P < 0.05		
<b>Sol Temporalis Anterior Turn / Amplitüd frekans</b>				
Protez öncesi	0.60 ± 0.03	0.47 ± 0.03	1.28 ± 0.14	
Protez Sonrası 1.ay	0.67 ± 0.02	0.75 ± 0.15		
Protez Sonrası 3.ay	0.66 ± 0.02	0.80 ± 0.23		
<b>Sonuç</b>	F =17.96 P < 0.05	F =27.42 P < 0.05		

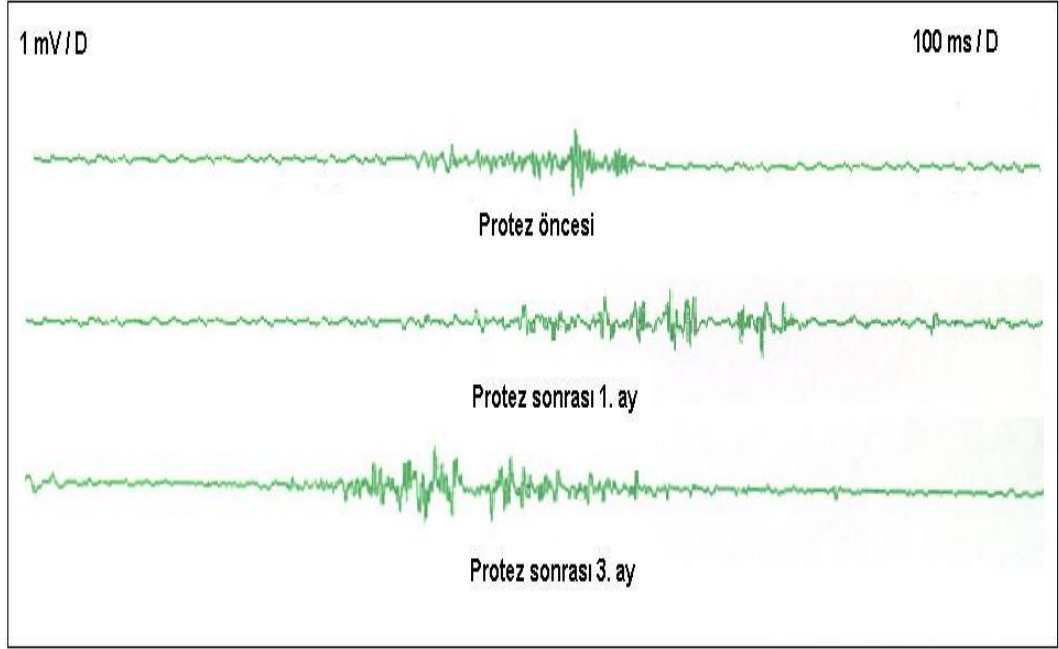
Tablo 32: Maksimal sıkma fonksiyonu sırasında temporalis anterior kaslarından elde edilen değerlerin, deney gruplarının grup içi ve gruplar arası kıyaslaması



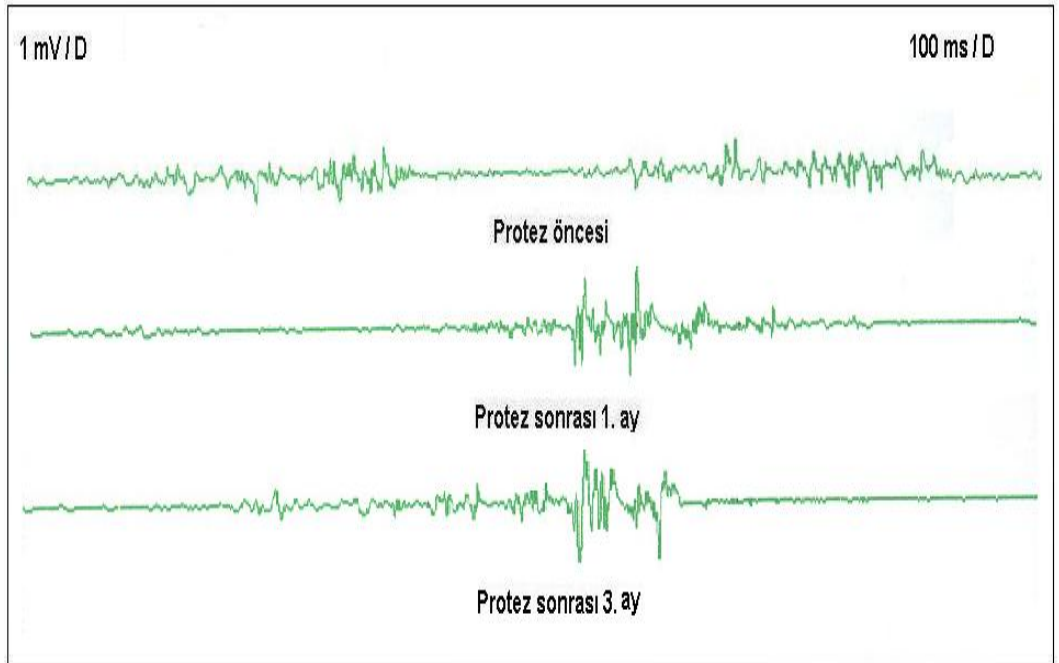
Grafik 1: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden sakız çiğneme esnasında dişsiz saha tarafından temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği



Grafik 2: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden sakız çiğneme esnasında dişsiz saha masseter kasından elde edilen EMG grafiği

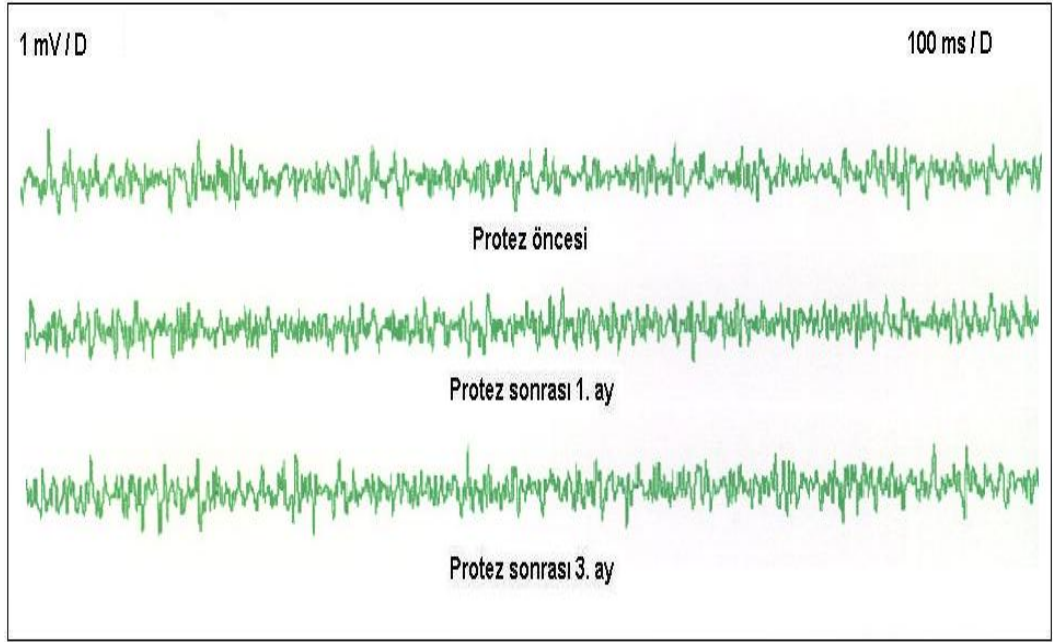


Grafik 3: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden fındık çiğneme esnasında dişsiz saha tarafındaki masseter kasından elde edilen EMG grafiği

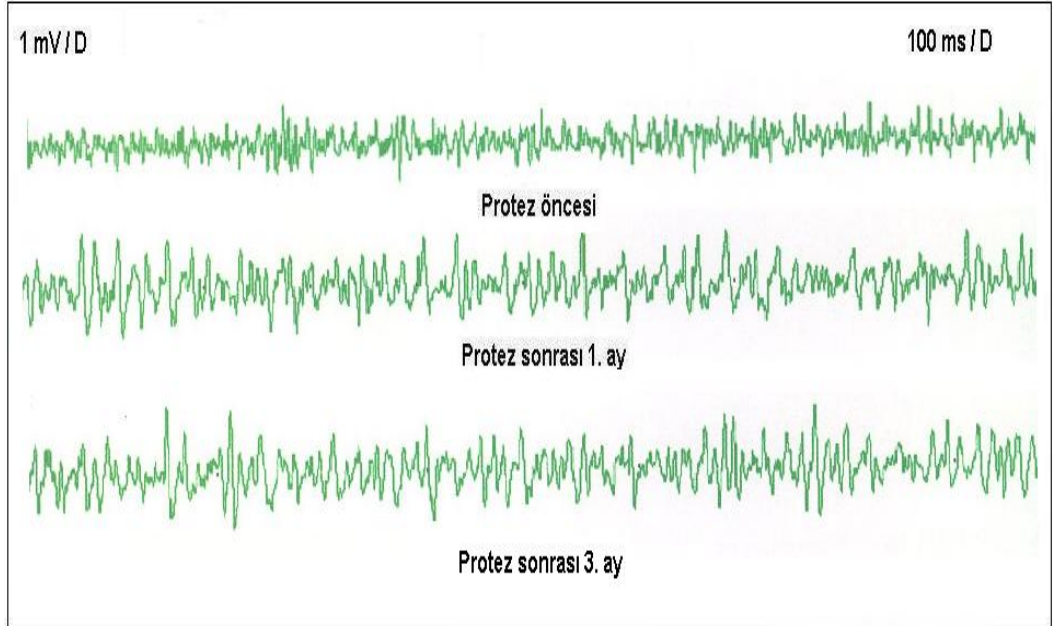


Grafik 4: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden fındık çiğneme esnasında dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği

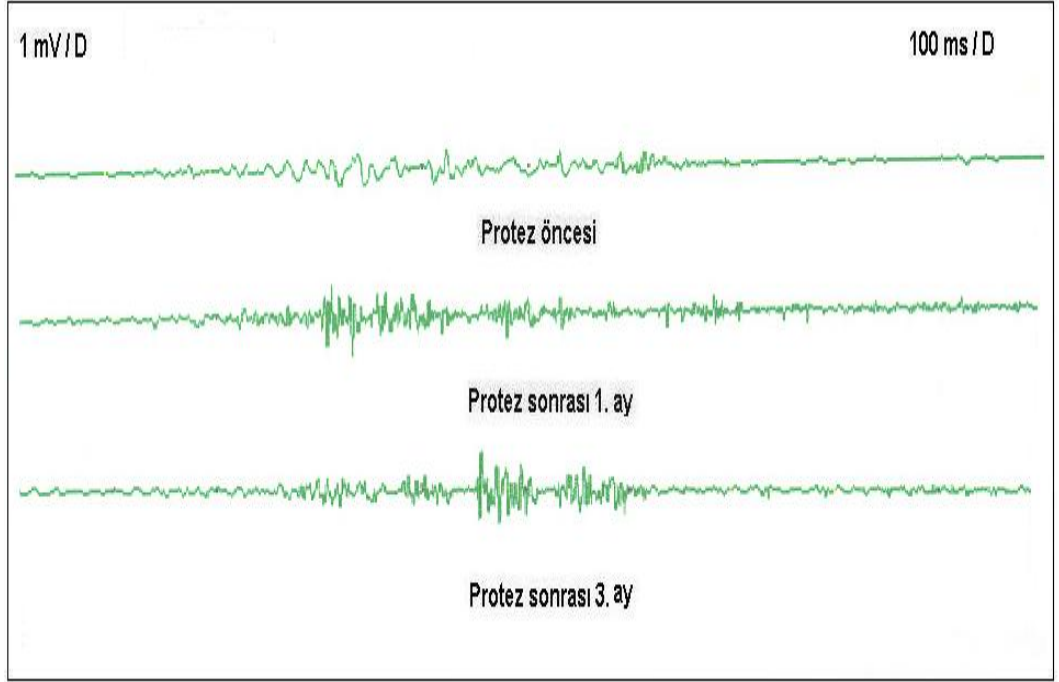




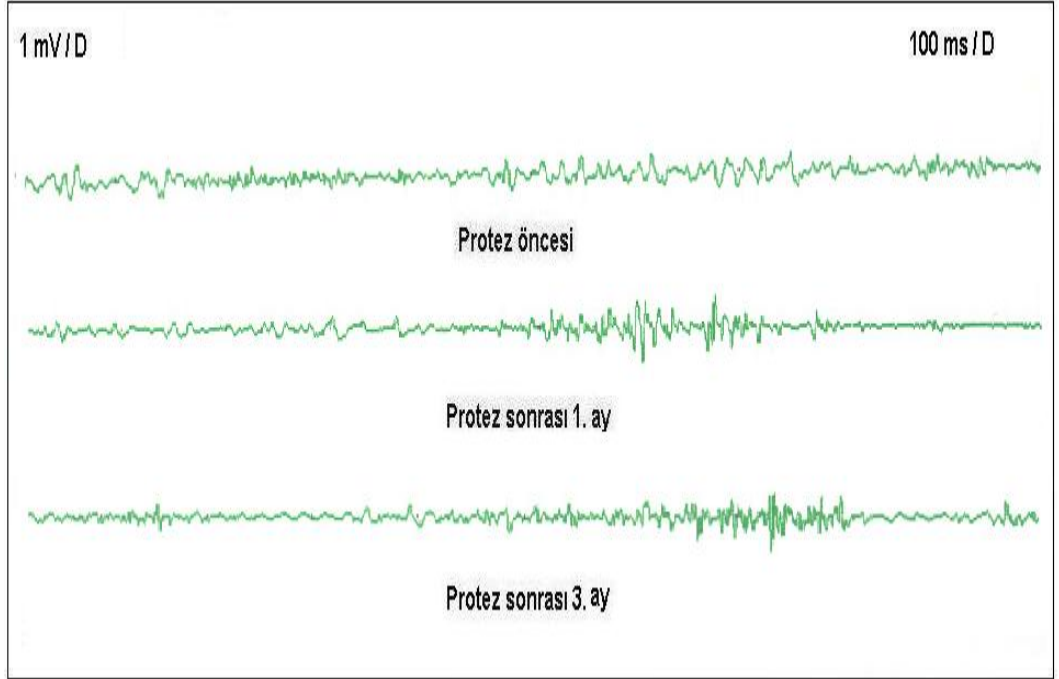
Grafik 5: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden maksimal sıkma esnasında dişsiz saha masseter kasından elde edilen EMG grafiği



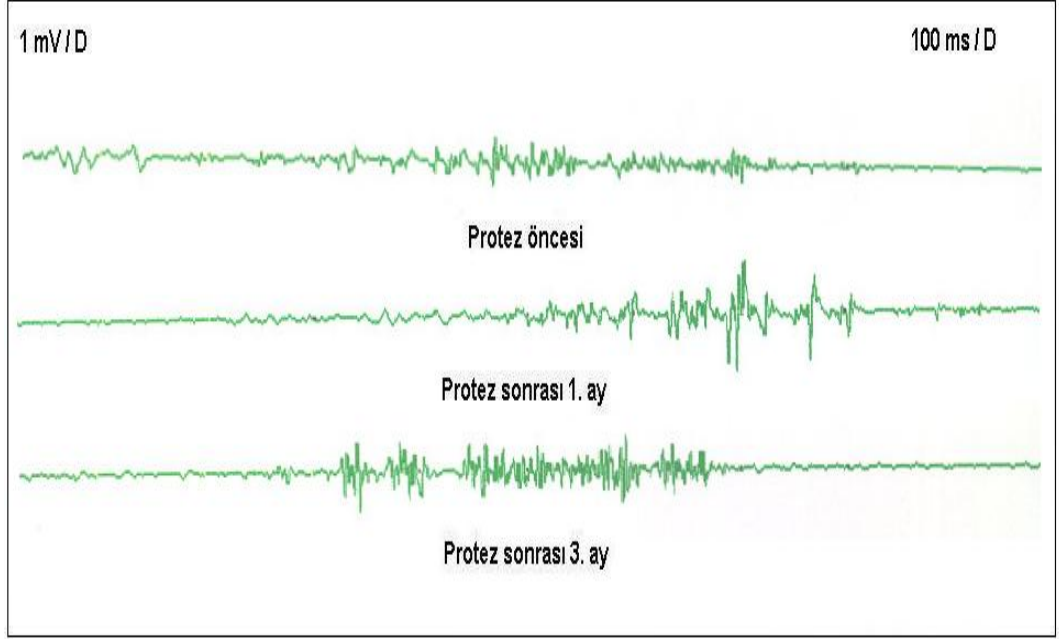
Grafik 6: Kennedy II grubuna dahil bir bireyden maksimal sıkma esnasında dişsiz saha tarafındaki temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği



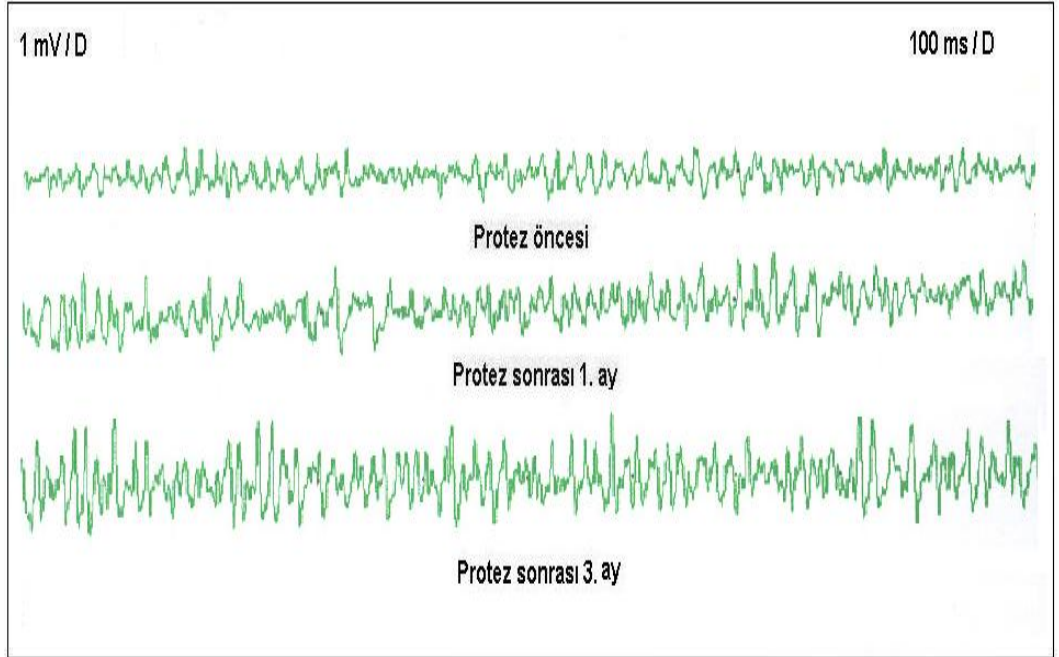
Grafik 7: Kennedy I grubundaki bir bireyden sakız çiğneme esnasında sol temporalis anterior kasından elde edilen EMG grafiği



Grafik 8: Kennedy I grubundaki bir bireyden sakız çiğneme esnasında sol masseter kasından elde edilen EMG grafiği



Grafik 9: Kennedy I grubundaki bir bireyden fındık çiğneme esnasında sağ masseter kasından elde edilen EMG grafiği



Grafik 10: Kennedy I grubundaki bir bireyden maksimal sıkma esnasında sol temporalisanterior kasından elde edilen EMG grafiği

## TARTIŞMA

Protetik rehabilitasyonların amaçlarından birisi, çiğneme fonksiyonunun en iyi şekilde yapılmasını sağlamaktır. Yapılan sabit veya hareketli protezlerin çiğneme kaslarını nasıl etkilediğini değerlendirmede elektromyografik (EMG) analizler kullanılmaktadır.<sup>4, 36, 64</sup>

Biz, bu çalışmamızda stomatognatolojik sistemin bozulmuş olan fizyolojik düzenini, yeniden kurmak amacıyla kliniğimize başvuran Kennedy I, Kennedy II sınıflamasına sahip bireylerde rutin tekniklerle yaptığımız hareketli bölümlü protezlerin, çiğneme kaslarının aktivasyonları üzerine farklı maddelerin çiğnenmesi esnasında etkisini EMG ile araştırdık.

Birçok araştırmacı, elektromyografinin protezlerin stomatognatolojik sisteme fizyolojik ve fonksiyonel açıdan nasıl bir katkıda bulunduğu belirlenmesi açısından elektromyografinin gerekli ve önemli bir yöntem olduğunu öne sürmektedirler.<sup>57, 72</sup>

Bulduğumuz değerleri birbirleriyle ve alt-üst doğal dişli bireylerden elde ettiğimiz değerler ile karşılaştırdık. Bu çalışmamızda, standardize ettiğimiz EMG analiz metodlarından faydalandık.

Çalışmamızda serbest sonlanan vakalarda uygulana distal sonlu protezlerin fulkrum ekseninde farklı yönlerde hareket etmesinden dolayı, çiğneme sisteminin bir parçası olan masseter ve temporalis anterior kasları üzerine etkilerini tespit etmek için Kennedy I ve II grupları tercih edildi.

Araştırmamızda, Kennedy I ve II gruplarında ki bireylerin ağız taban yüksekliği (6-8 mm) uygun olmasından, dil hareketlerini engellememesinden ve hastanın adaptasyonunun kolay olmasından dolayı ana bağlayıcı olarak lingual bar tercih edildi.

Çiğneme fonksiyonunu gerçekleştiren kaslar arasından masseter ve temporalis kaslarının diğer kaslara göre daha etkin olduğu bilinmektedir. Yaptığımız literatür araştırmasında, çiğneme fonksiyonu ile ilgili elektromyografik çalışmalarda masseter ve temporalis anterior kaslarının tercih edilmesinde dolayı bizde bu kaslarda çalışmayı uygun bulduk.

Winnberg ve Pancherz<sup>132</sup>, Kibana ve ark.<sup>77</sup> yaptıkları çalışmalarda, kafa posturunun çiğneme sırasında EMG parametrelerinin tümünü etkilediğini, bununla birlikte ışık, ısı, ses, gün içinde alınan kayıt zamanı gibi çevresel faktörlerin standardizasyonunun sağlanması ile daha homojen sonuçların alınacağını bildirmektedirler.

Salonen ve ark.<sup>113</sup> üst tam protez-alt hareketli bölümlü protez kullananlarda yaptıkları çalışmada, kafa pozisyonundaki değişikliklerin çiğneme kaslarının EMG aktivitesini etkilediğini rapor etmektedirler.

Deney gruplarımızda çiğneme fonksiyonu sırasında oluşan kas aktivitelerini objektif değerlendirmek amacıyla bireysel faktörlerin çiğneme olayı üzerine etkilerini en aza indirmek için araştırmamızda gün içinde belirli bir zaman periyodunda (saat 13:30 – 15:30), aynı oturma pozisyonunda yapılmasına ve çevresel faktörlerin mümkün olabildiğince standardizasyonuna, kafa pozisyonunun mümkün olabildiğince stabil kalmasına özen gösterildi.

Maksimal interkuspal pozisyona yakın gerçekleşen çiğneme siklusunun şekli dişlerin tüberküllerinin açısıyla ilgili olduğu, maloklüzyonun ise çene hareketini ve ritmini bozduğu rapor edilmektedir. <sup>69, 101, 110</sup>

Hickey ve ark. <sup>61</sup> farklı posterior diş formlarının çiğneme sırasında kasların elektromyografik analizlerinde elde edilen değerlerde farklılıklara neden olabileceğini söylemektedirler.

Neil ve ark. <sup>99</sup> çiğneme sırasında protez kullananlarda meydana gelen kuvvete karşı koyabilmesi için yapay dişlerin oklüzal formları ve çiğneme kuvvetinin büyüklüğü ile oklüzyon türü arasındaki ilişkinin desteklenmesinin önemli olduğunu bildirmektedirler. Bizde bu bulgulara dayanarak çalışmamızda deney gruplarımızda oklüzal formu (yarı anatomik) aynı olan aynı marka (Samed) akrilik esaslı posterior diş kullanmayı uygun bulduk.

Kapur ve ark. <sup>74</sup> bir çiğneme testinin kabul edilebilmesi için, çiğneme darbesinin o yiyeceğin yutulması için gerekli olan darbe sayısından daha az olması gerektiğini bildirmektedir. Araştırmamızda biz de bu görüşü benimseyerek test materyalinin yutulma riskini en aza indirmek, standardizasyonu sağlamak, hatasız ve net sonuçlar elde etmek için bireylere hem fındık hem de sakız çiğnetirilmesinde birçok araştırmacı tarafından çalışmalarında tercih edilen 20 çiğneme darbesi uygulamayı uygun bulduk. <sup>12, 42, 44, 90, 100, 137</sup>

Elektromyografik kayıtlarda iğne elektrodların kas içerisinde hareket etme riskinin bulunduğu, yakın çevre kaslarından elektromyografik aktivite topladıkları ve kasların aktivitesi hakkında yeterli bilgi vermedikleri bildirilmektedir. <sup>70, 134, 135</sup>

Bu sakıncayı önlemek amacıyla ve kullanım kolaylığı açısından, hasta tarafından

kolay kabul edilebilirliği yönünden araştırmamızda yüzeyel elektrodlar kullandık.<sup>25,26,97</sup>

Yüzeyel elektrodların kaslar üzerine yerleştirilmesiyle ilgili olarak pek çok yöntemler bulunmaktadır. Kapur ve ark.<sup>72</sup> masseter kasının alt kısımlarının arka bölümlerindeki cilt üzerine, Angelone ve ark.<sup>9</sup> kulak ön kenarına paralel şekilde masseter kasının motor sinir noktasının 1 cm üzerine, Hasanreisoglu ve ark.<sup>56</sup> dış kulak yolunun önünde processus coronoideuslar üzerine, Akbay ve ark., Erdoğan ve ark. ise kulak iç kıvrımının en alt noktasını burun kanadına birleştiren doğrunun orta noktasının 2 cm altındaki bölgeye masseter kası liflerine paralel şekilde yerleştirdiklerini söylemektedirler.<sup>4,36</sup>

Yaptığımız literatür araştırmasında masseter kas aktivitesinin en iyi belirleneceği yerin kasın karın bölgesi olduğunu saptadık.<sup>17, 25, 34, 113, 120, 131</sup> Bu sebeple araştırmamızda, birçok araştırmacının uygulamayı tercih ettikleri metodu kullanıp, yüzeyel elektrodları palpasyon yöntemiyle tespit ettiğimiz masseter kaslarının karnı üzerine kas fibrillerine paralel yerleştirdik.

Yüzey elektrodları ile saçlı bölgeden kayıt alma güçlükleri nedeniyle diğer araştırmalarda olduğu gibi Temporalis kasının arka ve orta lifleri yerine, yalnızca ön liflerinin kaydının alınması çalışmamız kapsamına dahil edildi.<sup>46, 91, 96</sup>

Gümüş klorür'den yapılmış dikörtgen şekilli disposable yüzeysel elektrodları alete bağlayan kabloların uzunlukları, çalışma rahatlığı sağlaması ve en az oranda direnç ortaya koyması için 100 cm olarak saptandı.

Yurkstas ve Manly<sup>137</sup>, Akbay ve ark.<sup>4</sup>, Frechette<sup>42</sup> yaptıkları çalışmalarda tek test yiyeceği olarak fındığı, Hagberg<sup>51</sup> ise masseter kasları ağrılı bireylerde

yaptığı çalışmada badem ve sakız kullanmışlardır. Plesh ve ark.<sup>109</sup> yaptıkları çalışmada test yiyeceği olarak sakızı, çiğneme siklusu boyunca yoğunluğunun değişmediği için tercih ettiklerini bildirmektedirler. Shiga ve ark.<sup>117</sup>, Hayasakı ve ark. yaptıkları çalışmalarda test yiyeceği olarak sakız kullanmışlardır.<sup>58</sup>

Çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesinde doğal yiyeceklerin yanı sıra sentetik yiyeceklerde kullanılmaktadır. Bir doğal test yiyeceği günlük hayatta tüketildiğinden ve aynı zamanda kişiler bu yiyeceklere alışkın olduklarından dolayı avantaj sağlamaktadır. Bununla birlikte mevsime ve coğrafik özelliklere bağlı olarak değişkenlik gösterebilir. Bazı araştırmacılar bu değişkenliklerden kaçınmak için yapay yiyeceklerin iyi bir alternatif olduğunu bildirmektedirler.<sup>7, 40, 96, 118</sup>

Çalışmamızda hem sert hemde yumuşak maddelerin çiğnenmesi sırasında masseter ve temporalis anterior kaslarının fizyolojisi üzerine etkilerini belirlemek için fındık ve sakızın test yiyeceği olarak belirlenmesi uygun görüldü.

Çiğneme kasları ile ilgili yapılan araştırmalarda çiğneme fonksiyonu ile kasların elektromyografik analizleri arasında bir ilişki olduğu bildirilmektedir.<sup>4, 21, 22, 36, 65, 139</sup>

Protetik rehabilitasyon sonucunda fonksiyonlarda masseter kasının aksiyon potansiyelinin çiğneme mekanizmasının yeterliliğiyle işbirliği halinde bulunduğu araştırmacılar tarafından bildirilmektedir. Erdoğan ve ark.<sup>36</sup> tek parça hareketli bölümlü protez ve kuron-köprü protezi kullanan vakalara protetik restorasyonlar uygulandıktan 1 ay sonra, Akbay ve ark.<sup>4</sup> ise tek parça hareketli bölümlü protez taşıyan vakalara protetik restorasyonlar uygulandıktan 1 ve 2 ay sonra bu



ölçümleri yapmışlardır. Çalışmamızda hareketli bölümlü protezlerin kısa ve orta dönemde kas fizyolojisine etkilerini 1. ve 3. aylarda değerlendirilmeleri uygun görüldü.

Yurktas ve ark. sabit köprü ve hareketli protez endikasyonu olan hastaların, protezleri takıldıktan 2 hafta sonra çiğneme performanslarında gelişme gösterdiklerini<sup>138</sup>, Yurktas ise total protez vakalarında oklüzal yüzeyi metal destekli dişlerde besinlerin çiğnenmesi açısından olumlu yönde belirgin farkların 3 ay sonra ortaya çıktığını bildirmektedirler.<sup>137</sup>

Tryde ve ark.<sup>123</sup> üst çenede total alt çenede hareketli bölümlü protez kullanan bireylerde 2 yıllık süreçte elektromyografik kayıt almışlardır. Protezler takıldıktan sonra ilk yıl içerisinde çeneyi kapatan kaslarda ortalama potansiyel değerlerinde artış gözlemlerken ikinci yılda azalma tespit ettiklerini rapor etmektedirler.

Haraldson ve ark.<sup>55</sup> çeşitli protezlerde yaptıkları çalışmada oklüzyonun stabilizasyonunun sağlanması ile çiğneme kaslarında meydana gelen amplitüd değerlerinde artış tespit ettiklerini vurgulamaktadırlar.

Tanaka<sup>121</sup> iki tarafı dişsiz sonlanan bireylerde , hareketli bölümlü protez kullanma sonrası (3 ay), tedavi öncesine göre çiğneme kaslarında daha yüksek elektromyografik değerleri tespit ettiklerini ifade etmektedirler.

Özdemir<sup>104</sup> yaptığı çalışmada hareketli protez kullananlarda çiğneme memnuniyetinin 3 ay sonra gerçekleştiğini ve bu sonucu protezlerle nöromusküler sistemin uyumunun sağlanmasına bağlamaktadır.

Liedberg ve ark.<sup>85</sup> hareketli bölümlü protez kullananlarda farklı test yiyeceklerini kullandıkları çalışmalarda, iskelet proteze bağlı olarak çiğneme kaslarının olumlu yönde etkilediğini söylemektedirler.

Çalışmamızda Kennedy I grubundaki bireylerde protez sonrası masseter ve temporalis kaslarının ve Kennedy II gruplarında protez sonrası dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve temporalis anterior kaslarının amplitüd değerlerinde artış görülmesi yukarıdaki çalışmaların sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Hagberg ve ark.<sup>51</sup> temporalis anterior kasının, masseter kasından daha aktif olduğunu, çiğneme esnasında sağ ve sol temporalis anterior kasları her iki tarafta oldukça fazla aktivasyon gösterdiğini ve aynı zamanda lateral çene pozisyonunu da kontrol ettiğini ifade etmektedirler.

Yaptığımız çalışmada sakız çiğneme sırasında EMG analizleri sonucunda elde edilen ortalama amplitüd değerlerinin temporalis anterior kaslarında daha fazla olması Hagberg ve ark. çalışma sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Kapur ve ark.<sup>73</sup> çalışmalarında kas eforunun, doğal dişli bireylerde test edilen gıda ile değiştiğini gösterirken, tam protezler kullananlarda ise fıstık ve havuç çiğneme sırasında benzer kas aktivasyonu gösterdiğini bildirmektedirler. Bu araştırmacılar bu tip gıdaların, çene kapatacılı kasların (temporal, masseter) EMG'sinde dik-kısa sonlanan ve yüksek amplitüd değerlere sebep olduklarını ifade etmektedirler.

Ahlgren masseter kaslarında fıstık çiğneme sırasında elde edilen ortalama amplitüd değerlerinin sakızdakine göre daha yüksek olduğunu bildirmektedir.<sup>3</sup>

Karkazıs ve Kossını erişkinlerde yaptıkları çalışmada masseter kaslarında havuç çiğneme sırasında sakıza göre daha fazla aktivasyon bulduklarını rapor etmektedirler.<sup>76</sup>

Karkazıs implant-destekli overdenture protez kullananlarda sert ve yumuşak test yiyeceklerin farklı çiğneme kaslarının aktivasyonu üzerine etkisini konu aldığı çalışmasında, sert yiyeceğin çiğnenmesi sırasında daha yüksek EMG aktivitesi tespit ettiğini ifade etmektedir.<sup>75</sup>

Araştırmamızda Kennedy I ve Kennedy II gruplarında protez takıldıktan sonra, doğal dişli bireylerde fındık çiğneme sırasında masseter ve temporalis anterior kaslarında yapılan EMG analizleri sonucunda, masseter kaslarında ortalama amplütüd değerlerinin daha yüksek bulunması, diğer çalışmaların sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Mans ve ark.<sup>92</sup> çeneyi kapatan kaslarda maksimum istemli diş sıkma sırasında kas aktivasyonunu anterior, posterior ve tam oklüzal splintli vakalarda incelemişler. Anterior splint kullanan bireylerde aktivasyon düşüşü gözlenirken, posterior ve tam splint kullananlar arasında ise fazla bir fark olmadığını ifade etmektedirler. Bu bulgulara dayanarak alt çeneyi kapatan kasların optimal EMG değerlerini dental arkın posterior tarafına yakın olan oklüzal kontaklardan kaynaklandığını ve en yüksek oklüzal kuvvetin elde edilebilmesi için posterior dişler üzerinde çift taraflı ve simetrik kontakların oluşturulmasıyla sağlanabileceğini bildirmektedirler.<sup>92, 136</sup>

Belser ve Hannam yaptıkları çalışmada oklüzal kontakların eksikliğinin ve normal olmayışının kas fonksiyonunu olumsuz olarak etkilediğini ifade etmektedirler.<sup>14</sup>

Verkinder ve ark. çeneyi kapatan kaslarda intercuspal pozisyonda diş sıkma esnasında maksimum aktivite gözlemlediklerini bildirmektedirler.<sup>127</sup>

Virgilo ve ark. sağlıklı bireylerde yaptıkları çalışmada oklüzal temas azlığında intercuspal pozisyonda maksimal sıkımda çiğneme kaslarının aktivasyonun da azalmaya neden olduğunu bildirmektedirler. Bu araştırmacılar oklüzyonda oluşturulan herhangi bir değişikliğin çiğneme kaslarının performansını etkileyebileceğini rapor etmektedirler.<sup>129</sup>

Çalışmamızda hareketli bölümlü protez sonrası maksimal sıkma fonksiyonu sırasında yaptığımız EMG analizleri sonucunda kas aktivasyonlarında proteze bağlı olarak artış görülmesi yapılan çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Bir efor sırasında turn / amplitüd parametresinin dinamiği hakkında oldukça kısıtlı bilgi mevcuttur. Birçok araştırmacı turn / amplitüd interferans analizinin kas aktivasyonu ile ilgili belirleyici bir parametre olduğunu bildirmektedir. Yine bu araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda kas aktivasyonu ile bu parametre arasında pozitif bir ilişki olduğunu ifade etmektedirler.<sup>39, 43, 45</sup>

Bizde yaptığımız araştırmada hareketli bölümlü protez kullanma sonrasında çiğneme fonksiyonları ve maksimal sıkma esnasında sırasında yapılan otomatik interferans analiz sonucunda turn / amplitüd parametresinde artış görülmesi diğer çalışmalarla örtüşmektedir.

Temporal kasın EMG aktivitesi ile craniofacial morfoloji arasındaki korelasyonla ilgili birçok çalışma mevcuttur.

Ahlgren çiğneme ve maksimal ısırma sırasında gonial açıyla temporal kasın EMG aktivitesi arasında negatif bir korelasyon tespit ettiğini bildirmektedir.<sup>2</sup>

Ingerval çeşitli fonksiyonlarda temporal kasın EMG aktivitesi ile yüz yüksekliği gibi yüzün anterior eğimi arasında negatif bir ilişki bulduklarını rapor etmektedirler.<sup>63</sup>

Lowe ve ark. facial morfoloji ile temporal kasın anterior bölgesinin EMG aktivitesi arasında bir ilişki bulmamalarına karşın alt çene şekli arasında önemli bir korelasyon bulduklarını ifade etmektedirler.<sup>88</sup>

Shi ve ark. doğal dişli bireylerde istirahat ve maksimal sıkma esnasındaki masseter ve temporal kaslarında yaptıkları spektral elektromyografik analizlerde sıkımda istirahate göre daha fazla değerler elde ettiklerini bildirmektedirler.<sup>116</sup>

Chung ve arkadaşlarının temporalis ve masseter kaslarında yaptıkları çalışmada maksimal sıkma sonucunda masseter kasında temporalis kasına göre daha düşük ortalama median frekans değeri tespit etmeleri çalışmamızın bulgularıyla uyum göstermektedir.<sup>27</sup>

Çiğneme kaslarının EMG aktivitelerinin spektral analizlerinin yapıldığı çalışmaların sonuçları oldukça ilginçtir. Çoğu çalışmalarda dikkate değer sonuç ısırma kuvveti %60'dan az olduğunda mean ve median frekansında artış gözlemlerken, % 60'dan fazla olduğunda ise bu parametrelerde azalma gözlenmektedir.<sup>29, 53, 54, 68, 106</sup> Bizde bu bulgulara dayanarak çalışmamızda Kennedy I ve II gruplarında protez sonrası gerek sakız çiğneme gereksede fındık

çiğneme fonksiyonlarında mean ve median frekanslarda artış görülmesini, protezin % 60'dan az olan ısırma kuvveti sağladığını söyleyebiliriz. Bu spektral analizde meydana gelen değişme geniş motor ünitelerin oluşmasından ve bunlar arasında oluşan ilişkilerden, kas liflerinin dağılımdan ve farklılıklarından kaynaklanabilir.

Yaptığımız çalışmada Kennedy I ve II gruplarında , doğal dişli bireylerde maksimal sıkımda temporalis anterior kaslarında gerek spektral gerekse de interferans analizler sonucunda bakılan parametrelerde çiğneme fonksiyonlarında elde edilen değerlerin daha yüksek olması bu kasın paraetal kemik üzerinde oldukça geniş yer kaplamasına, bireylerin facial özelliklerine bağlı olabileceğini ifade edebiliriz.

Çiğneme fonksiyonuyla ilgili yapılan çalışmalarda kişiler arasında oluşan farklılıklar çiğneme sisteminde yer alan kasların, kemiklerin ve dişlerin arasındaki morfolojik farklılıklardan kaynaklanabilir.<sup>82</sup>

Çalışmamızda Kennedy II grubundaki bireylerde, dişsiz saha tarafındaki masseter ve temporalis anterior kaslarının gerek spektral (mean ve median frekans), gerekse interferans analizleri (amplütüd ve turn / amplütüd) sonucunda protez sonrası artışın, Kennedy I grubundaki bireylere göre daha fazla olması, bu protez türünün hem retansiyon hemde stabilite açısından Kennedy I protez türüne nazaran daha iyi olmasına ve ayrıca fulkrum ekseni üzerinde Kennedy I grubuna ait protezlere nazaran daha az oranda rotasyon yapmasına bağlanabilir.

Deney gruplarımızda masseter kaslarında fındık çiğneme sırasındaki aktivasyonların temporalis kaslarına göre daha fazla tespit edilmesi sert

yiyeceklerin çiğnenmesi esnasında çiğneme siklusu içerisinde vertikal komponentlerin hakim olmasından kaynaklanabileceğini ifade edebiliriz.

Kennedy I, Kennedy II ve doğal dişli bireylerde sakız çiğneme sırasında temporalis anterior kaslarında görülen aktivasyonların masseter kaslarına göre daha fazla olması çiğneme siklusu içerisinde lateral komponentlerin daha fazla görülmesine ve ayrıca temporal kasın alt çenenin lateral hareketlerde daha aktif olmasından kaynaklanabilir.

Maksimal sıkma esnasında temporalis anterior kaslarının aktivasyonlarının masseter kaslarından daha fazla olması bu kas liflerinin oblik seyretmesine, yelpaze şeklinde oldukça geniş bir alan kaplamasına ve cranio-facial özelliklerle yakın bir ilişki içerisinde olması neden olarak gösterilebilir.

Tüm gruplarımızda masseter ve temporalis anterior kaslarından elde edilen spektral (mean ve median frekans) ve interferans (amplütüd, turn /amplütüd) parametrelerinde maksimal sıkma esnasında belirlenen değerlerin, çiğneme fonksiyonlarında elde edilen değerlerden daha fazla olması posterior dişlerin tümünün aynı anda temas etmesine bağlanabilir.

Çiğneme sırasında lokmanın büyüklüğü, tadı ve tükürük gibi komponentleri kas aktivasyonunu etkileyebilir. Ancak aynı deneysel şartlar altında aktivasyonda bulunan önemli farklılıkların kullanılan protezin türünden kaynaklanacağını ifade edebiliriz. Çiğneme fonksiyonunun daha iyi anlaşılması için daha farklı test yiyecekleri kullanılmalıdır. Aynı zamanda protezlerin kas aktivasyonları üzerine etkisinin değerlendirilmesinde turn/amplütüd, spektral analiz parametreleri (mean ve median frekans) ile ilgili çalışmaların yapılması gerekliliğini vurgulayabiliriz.

## **SONUÇLAR**

Farklı Kennedy sınıflamasına ait bireylerin protez sonrası çiğneme kaslarında fındık ve sakız çiğneme, maksimal sıkma fonksiyonlarında görülen değişiklikleri EMG yöntemi kullanarak tespit etme amacı taşıyan araştırmamızda şu sonuçları elde ettik:

1) Kennedy I sınıfına dahil olan bireylerde protez kullanımı sonrası fındık ve sakız çiğneme, maksimal sıkma fonksiyonlarında masseter ve temporalis anterior kaslarında gerek mean ve median frekanslarında, amplitüd ve turn / amplitüd değerlerinde protez öncesine göre artış görüldü.

2) Kennedy II sınıfına dahil olan bireylerde protez kullanımı sonrası fındık ve sakız çiğneme, maksimal sıkma fonksiyonlarında dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve temporalis anterior kaslarında gerek mean ve median frekanslarında, amplitüd ve turn / amplitüd değerlerinde protez öncesine göre artış görüldü

3) Kennedy I ve II sınıflarında ki bireylerin fındık ve sakız çiğneme, maksimal sıkma fonksiyonlarında masseter ve temporalis anterior kasların elde edilen mean ve median frekanslarında, amplitüd ve turn / amplitüd değerler birbirleriyle kıyaslandığında Kennedy II grubundaki bireylerde görülen artış daha yüksek tespit edildi.

4) Maksimal sıkma esnasında protez sonrası Kennedy II dişsiz sahadaki masseter ve temporalis anterior kaslarından elde edilen değerler il Kennedy I grubundaki bireylerden elde edilen değerler birbirine yakın bulundu.

5) Tüm araştırma gruplarımızda sakız çiğneme fonksiyonunda temporalis anterior kaslarında daha yüksek amplitüd değerleri elde edildi.



6) Fındık çiğneme fonksiyonunda masseter kaslarında daha fazla amplitüd değerleri bulundu.

7) Maksimal sıkma esnasında temporalis anterior kaslarında görülen aktivite masseter kasına göre daha fazla gözlemlendi.

8) Kontrol grubundaki bireylerden elde edilen değerler diğer gruplardan daha fazla tespit edildi.

Yaptığımız araştırmada Kennedy II protezleri kullanan bireylerde daha fazla kas aktivitesinin sağlanmasının karşıt ark stabilizasyona ve protezin fulkrum eksenini etrafında dönmesini minimize eden etkin indirekt tutucuların kullanmasına bağlayabiliriz. Böylelikle Kennedy I olgularında protezin fulkrum eksenini etrafında sagittal, vertikal ve horizontal yönlerdeki dönme hareketlerini engelleyecek indirekt tutucuların kullanılması, stomatognatolojik sistemin bir parçası olan çiğneme kaslarına protezlerin olumlu yönde etkisini artıracakı sonucuna varılmıştır. Maksimal sıkma fonksiyonlarında protezde kullanılan yapay dişlerin özelliklerin, bireyleri craniofacial yapılarındaki farklılıklarına, bakılan kasların lif sayısının ve dağılımının, kas aktivasyonu üzerine etkili olabileceğini vurgulayabiliriz.

## **ÖZET**

**Bu çalışmamızda, Kennedy I ve II sınıflamasına dahil bireylerde rutin tekniklerle yaptığımız protezlerin, farklı test yiyecekleri çiğnenmeleri ve maksimal sıkma fonksiyonlarında Masseter ve Temporalis Anterior kasları üzerine etkilerini EMG ile araştırdık**

**Araştırmamızdaki grupların yaş ve cinsiyet ortalamaları (Kennedy I:  $39.50 \pm 2.63$  6'sı bayan ve 4'ü erkek , Kennedy II:  $39.60 \pm 2.22$  4'ü bayanve 6'sı erkek, Kontrol:  $38.40 \pm 2.17$  5'i bayan ve 5'i erkek) şeklinde olmak üzere toplam denek sayımız 30 kişiden oluşmaktadır. Rutin tekniklerle yaptığımız protezlerin çiğneme kasları üzerine etkilerine 3 gram fındık, 3 gram sakız çiğnettirilerek ve 5 sn maksimal sıkma yaptırılarak, 1. ve 3 aylarda bakıldı.**

**Çiğneme fonksiyonlarında Kennedy II protezlerinde dişsiz sonlanan taraftaki masseter ve temporalis anterior kaslarında, Kennedy I grubuna göre daha fazla artış görüldü. Bu gruplardan elde edilen veriler doğal dişli bireylerle kıyaslandığında daha düşük bulundu. Maksimal sıkma esnasında ise Kennedy I ile II arasında fark bulunmazken, doğal dişli bireylerde kas aktivasyonu en yüksek tespit edildi.**

## **SUMMARY**

**In this study, we have studied, using EMG, the effects of dentures we have made by routine techniques in individuals classified under Kennedy I and II on Masseter and Temporalis Anterior muscles in various test foodchewing and maximal clenching functions.**

**Our study comprised a total of 30 subjects with mean ages and sexes as given: Kennedy I:  $39.50 \pm 2.63$ , with 6 being female and 4 being male, Kennedy II:  $39.60 \pm 2.22$ , with 4 being female and 6 being male, Control:  $38.40 \pm 2.17$ , with 5 being female and 5 being male. The effects of dentures made by routine techniques on chewing muscles have been checked in months 1 and 3, causing the subjects to chew 3 grams of hazelnut, 3 grams of chewing gum and make a maximal squeeze of 5 seconds.**

**More increase observed in chewing functions in Kennedy II dentures compared to the Kennedy I group in the masseter and temporalis anterior muscles on the toothless-ending side. Data obtained from these groups were low compared to the data from individuals with natural teeth. There was no difference between Kennedy I and II during maximal squeeze, while muscle activation yielded highest activation in individuals with normal teeth.**

## **KAYNAKLAR**

1. Agarwall, K. R., Lucas, P. W.: A review: Neural control of mastication in humans as influenced by food texture, Indian J. Dent. Res., 29: 58-63, 2002.
2. Ahlgren, J.: Mechanism of mastication: A cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children with special reference to malocclusion of the teeth, Acta. Odonto. Scand., 24: 544, 1966.
3. Ahlgren, J.: Mechanism of mastication: A quantitative cinematographic and electromyographic study of masticatory movements in children, with special reference of occlusion of the teeth, Acta. Odontol. Scand., 24: 600, 1966.
4. 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 Üni. Dişhek. Fak. Derg., 12(1): 113-120, 1985.
5. Akgök, V., Ulusoy, M.: Kennedy Class II Vakalarında kullanılan Çeşitli Tutucuların Retansiyon Yönünden Mukayeseleri, D.Ü. Dişhek. Fak., 4: 20-24, 1993.
6. Akyüz, G., Özaras, N., Gündüz, H., Ofluoğlu, D.: Elektrodiagnoz, Güneş Kitabevi, Ankara, 2003.

7. Albert, T. E., Buschang, P. H., Throckmorton, G. S.: Masticatory performance: A protocol for standardized production of an artificial test food, *J. Oral. Rehabil.*, 30: 720-722, 2003.
8. Al – Mesmar, H.S., Morgano, S.M., Mark, L.E.: Investigation of the Effect of Three Sprue Designs on the Porosity and the Completeness of Titanium Cast Removable Partial Denture Frameworks, *J. Prosthet. Dent.*, 82:15-21, 1999.
9. Angelone, L., Clayton, J.A., Brandhorst, W.S.: An approach to quantitative electromyography of the masseter muscle, *J. Dent. Res.*, 39(1): 17-23, 1960.
10. Aydınlik, E.: Kroşe Tutuculu Protezler Birincisi Basım Dr. İbrahim Çağlayanın Mezuniyet Sonrası Eğitimi ve Bilimsel Teknik Araştırma Vakfı, Ankara, 1979.
11. Barkhaus, P. E., Nandedkar, S. D.: Recording characteristics of the surface EMG electrodes, *Muscle Nerve*, 17: 1317-1323, 1994.
12. Bascom, P.W.: Masticatory efficiency of complete denture, *J. Prosthet. Dent.*, 12(3): 453-459, 1962.
13. Bates, J. F., Stafford, G. D., Harrison A.: Masticatory Function A Review of The Literature. III. Masticatory performance and efficiency, *J. Oral Rehabil.*, 3: 57-67, 1976.
14. Belser, V.C., Hannam, A.G.: The influence of altered working-side occlusal guidance on masticatory muscles and related jaw movement, *J. Prosthet. Dent.*, 53(5): 406-413, 1985.

15. Ben-Ur, Z., Mijiritsky, E., Gorfil, C., Brosh, T.: Stiffness of Different Designs and Cross-Sections of Maxillary and Mandibular Major Connectors of Removable Partial Dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 81(5): 526-532, 1999.
16. Ben- Ur, Z., Shifman A., Aviv, I., Gofil, C.: Further Aspects of Design for Distal Extension Removable Partial Dentures Based on the Kennedy Classification, *J. Oral. Reh.*, 26:165-169,1999.
17. Berry, D.C., Singh, B.P.: Effect of electromyographic biofeedback therapy on occlusal contacts, *J. Prosthet. Dent .*, 51(3): 397-403, 1984.
18. Beyazova, M.: Elektromyografik Feedback, (Ed.), Elektroterapi, Nobel Tıp Kitapevi, 2001.
19. Beydemir, B., Dalkız, M.: Protetik Diş Tedavisinde Teşhis ve Planlama, GATA Basımevi, Ankara, 2002.
20. Bezzon , O. L., Mattos, M. G. C., Ribero, R. F.: Surveying Removable Partial Dentures: The Importance of Guiding Planes and Path of Insertion for Stability, *J. Proshet. Dent.*, 78:412-418, 1997.
21. Boyar, M. M., Kilcast, D.: Review: Food Texture and Dental Science, *J. Text. Stud.*, 17: 221-252, 1986.
22. Brown, W. E.: Method to investigate differences in chewing behaviour in humans: Use of electromyography in measuring chewing, *J. Text. Stud.*, 25: 1-16, 1994.
23. Buncthal, F., Guld, C., Rosenfalck, P.: Multielectrode study of territory of a motor unit, *Acta. Physiol. Scand.*, 39: 83-104, 1957.

24. Can, G., Akaltan, F.: Hareketli Bölümlü Protezlerde Planlama, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2002.
25. Ceyhan, O.: İnsanda m. masseter ve m. temporalisin fonksiyonlarının elektromyografik yöntemle incelenmesi (1), Ankara Üni. Dişhek. Fak. Derg., 2(2): 13-23, 1975.
26. Ceyhan O.: İnsanda m. masseter ve m. temporalisin fonksiyonlarının elektromyografik yöntemle incelenmesi (2), Ankara Üni. Dişhek. Fak. Derg. 2(2): 25-36, 1975.
27. Chung, J. W., Kim, C., McCall, W. D.: Effect of sustained contraction on motor unit action potentials and EMG power spectrum of human masticatory muscles, J. Dent. Res., 81(9): 646-649, 2002.
28. Clancy, E. A., Morin, E. L., Merletti, R.: Sampling, noise – reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography, J. Electromyogr. Kinesiol., 12(1): 1- 16, 2002.
29. Clark G. T., Carter M. C., Beemsterboer, P. L.: Analysis of electromyographic signals in human jaw closing muscles at variations isometric force levels, Arch. Oral Biol., 33: 833-837, 1988.
30. Curtis, S.R.: Immediate Dual Path of Insertion Removable Partial Denture with A Metal Framework, J. Prosthet. Dent., 82: 633-635, 1999.
31. Çalikkocaoğlu, S.: Bölümlü Protezler, II. Basım, İstanbul, 1992.
32. Daube, J.R.: AAEM minimonograph no 11: Needle examination in clinical electromyography. Muscle Nerve 14: 685-700, 1991.

33. Demirci, M.: Sinyal İşleme Yöntemleri ve İğne EMG, Kantitatif Elektromyografi Kursu Konuşma Metinleri, Türkiye Klinik Nörofizyoloji EEG-EMG Derneği, Sivas, 2002.
34. Devlin, H., Wastell, D. G., Duxbury, A. S., Grant, A. A.: Chewing side preference and muscle quality in complete denture wearing subjects, J. Dent., 15: 23-25, 1987.
35. Edlund, J., Lamm, C. J.: Masticatory efficiency, J. Oral Rehab., 7: 123-130, 1980.
36. Erdoğan, E., Beydemir, B., Yavuzylmaz, H.: Alt çenede küçük azıların eksikliğinde uygulanan hareketli bölümlü ve köprü protezlerde m. masseterin ve m. temporalisin çiğneme modellerinin elektromyografi ile değerlendirilmesi, Oral Dergisi, 4: 4-9, 1984.
37. Ertekin, C.: Klinik Elektromyografi, Ege Üniversitesi Matbaası, Bornova İzmir, 1977.
38. Esheikh, H., Abdel-Hakim, M.: Sectional Impressions for Mandibular Distal Extention Removable Partial Dentures, J. Prosthet. Dent., 80: 216-219, 1998.
39. Finsterer, J., Mamoli, B.: Turn / amplitude parameter changes during sustained effort, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 101: 438-445, 1998.
40. Fontijn-Tekamp, F. A., Stagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van Hof, M. A., Witter, D. J., Kalk, W., Jansen, J. A.: Biting and chewing with mandibular



- implant-retained overdenture compared with other states of artificial and natural dentition, *J. Dent. Res.*, 79: 1519-1524, 2000.
41. Frank, R.P., Milgrom, P., Leroux, B.G., Hawkins, N.R.: Treatment Outcomes with Mandibular Removable Partial Dentures: A Population-Based Study of Patient satisfaction, *J. Prosthet. Dent.*, 80: 36-45, 1998.
  42. Frechette, A. R.: Masticatory forces associated with the use of various types of artificial teeth, *J. Prosthet. Dent.*, 5: 252-267, 1953.
  43. Fulgsang-Frederiksen, A., Krarup, C.: Pattern of electrical activity during voluntary contraction in myasthenia, *Acta. Neuro. Scand.*, 65: 122-123, 1982.
  44. Garrett, N. R., Kapur, K. K.: Replicability of electromyographic recordings of the masseter muscle during mastication, *J. Prosthet. Dent.*, 55(3): 352-356, 1986.
  45. Gilai, A. N., Balkin, J.: EMG interference pattern analysis of muscle fatigue during isometric contraction, *Muscle Nerve*, 9: 250, 1986.
  46. Graham, G. S., Rugh, J. D.: Maxillary splint occlusal guidance patterns and electromyographic activity of the jaw closing muscles, *J. Prosthet. Dent.*, 59: 73-77, 1988.
  47. Grant, A. A., Johnson, W.: *Removable Denture Prosthodontics*, Second Ed., Churchill, Livingstone, Edinburgh, London, Madrid, 1992.
  48. Guld, C., Rosenfalck, A., Willison, R. G.: Technical factors in recording electrical activity of muscles and nerves, *EEG Clin. Neurophysiol.*, 28: 399-413, 1970.

49. Gündüz, Ş.: Biofeedback, Nobel Tıp Kitabevi, 1995.
50. Güzel, K.G., Eskimez, Ş.: Hareketli Bölümlü Protezlerin Dişeti Sağlığı Üzerine Etkileri, D.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg., 7: 31-34, 1996.
51. Hagberg, C.: The amplitude distribution of electromyographic activity of masticatory muscles during unilateral chewing, J. Oral Rehabil., 13: 567-574, 1986.
52. Hagberg, C.: The amplitude distribution of electromyographic activity in painful masseter muscles during unilateral chewing, J. Oral Rehabil., 14: 531-540, 1987.
53. Hagberg, C., Hagberg, M.: Surface EMG frequency dependence on force in the masseter and the anterior temporal muscles, Scand. J. Dent. Res., 96: 451-456, 1988.
54. Hagberg C., Hagberg M.: Muscular tenderness evaluated by surface EMG frequency analysis of isometric contractions, Scand. J. Dent. Res., 97: 368-374, 1989.
55. Haraldson, T., Carlsson, G. E., Ingerval, B.: Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges, Acta. Odontol. Scandinav., 37: 195, 1979.
56. Hasanreisoglu, U.: Myosentrik ilişki ve bu yöntemle yapılan tam protezlerin sentrik ilişkide yapılan tam protezlerle klinik ve elektromyografik karşılaştırılması, Doçentlik Tezi, Ankara Üni. Dişhek. Fak., 1981.

57. Hashimoto, T.: An electromyographic study on the effects of prosthetic treatment in molar regions, *J. Osaka. Odont. Sco.*, 32: 58-92, 1969.
58. Hayasaki, H., Saltoh, I., Throckmorton, G. S., Iwase, Y., Nakata, S.: Occlusal phase of gum chewing strokes, *J. Oral. Rehabil.*, 30: 1041-1046, 2003.
59. Heartwell, C. M., Rahn, A. O.: *Syllabus of Complete Dentures*, 2 nd Ed., Lea-Febiger, Philadelphia, 1975.
60. Hickey, J. C., Henderson, D., Straus, R.: Patient response to variations in denture technigue Part I: Design of a study, *J. Prosthet. Dent.*, 22(2): 158-169, 1969.
61. Hickey, J. C., Stacy, R. W., Rinear, L.: Electromyographic studies of mandibular muscles in basic jaw movements, *J. Prosthet. Dent.*, 7(4): 565-570, 1957.
62. Horio, T., Kawamura, Y.: Effects of Texture of food on chewing patterns in the human subject, *J. Oral Rehab.*, 16: 177-183, 1989.
63. Ingervall, B.: Facial morphology and activity of temporal and lip muscles during swallowing and chewing, *Angle. Ortho.*, 46: 372-380, 1976.
64. Ingerval, B., Hedegard, B.: An electromyographic study of masticatory and lip muscle function in patients with complete denture, *J. Prosthet. Dent.*, 43:266, 1980.
65. Jack, F. R., Piggott, J. R., Paterson, A.: Relationships between electromyography, sensory and instrumental measures of cheddar cheese texture, *J. Food Sci.*, 58: 1313-1317, 1993.

66. Jacobson, T. E.: Rotational Path Partial Denture Design: A 10-Year Clinical Follow up Part I, *J. Prosthet. Dent.*, 71: 278-282, 1994.
67. Jacobson, T. E.: Rotational Path Partial Denture Design: A 10-Year Clinical Followup Part II, *J. Prosthet. Dent.*, 71:31-34, 1996.
68. Jacobs, R., Van Steenberghe, D.: Masseter muscle fatigue during sustained clenching in subjects with complete dentures, implant-supported prostheses, and natural teeth, *J. Prosthet. Dent.*, 69: 305-313, 1993.
69. Jemt, T., Hedegard, B.: The relative movements of the chin and mandible during chewing, *J. Oral Rehabil.*, 9: 253-258, 1982.
70. Jonsson, B., Bagge, U. E.: Displacement, deformation and fracture of wire electrodes for electromyography, *Electromyography*, 8: 329, 1968.
71. Joynt R. L., et al.: Electromyography interference pattern, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 72: 567-572, 1991.
72. Kapur, K. K.: 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.*, 33(3): 242-249, 1975.
73. Kapur, K. K., Garrett, N. R.: Studies of biologic parameters for denture design Part II: Comparison of masseter muscle activity, masticatory performance and salivary secretion rates between denture and natural dentition groups, *J. Prosthet. Dent.*, 52(3): 408-413, 1986.

74. Kapur, K. K., Soman, S. D., Yurktas, A.: Test foods for measuring masticatory performance of denture wearers, *J. Prosthet. Dent.*, 14(3): 483-491, 1964.
75. Karkazis, H. C.: EMG activity of the masseter muscle in implant supported over denture wearers during chewing of hard and soft food, *J. Oral Rehabil.*, 29: 986-999, 2002.
76. Karkazis, H. C., Kossion, A. E.: Re-examination of the surface EMG activity of the masseter muscle in young adults during chewing of the test foods, *J. Oral. Rehabil.*, 24: 216-223, 1997.
77. Kibana, Y., Ishiura, T., Hirai, T.: Occlusal support and head posture, *J. Oral Rehabil.*, 29: 58-63, 2002.
78. Kimoto, K., Fushima, K., Tamaki, K., Toyoda, M., Sato, S., Uchimura, N.: Asymmetry of masticatory muscle activity during the closing phase of mastication, *Physiology*, 18(4): 257-263, 2000.
79. Kimura J.: *Electrodiagnosis in diseases of nerves and muscle: Principles and Practise*, 2<sup>nd</sup> Edition, F. A. Davis Company, Philadelphia, 581-590, 1989.
80. Kuruoğlu, R.: *Otomatik İnterferans Analizi: Turns – Amplitude, Kantitatif Elektromyografi Kursu Konuşma Metinleri*, Türkiye Klinik Nörofizyoloji EEG – EMG Derneği, Sivas, 2002.
81. Lambrecht, J. R.: The influence of occlusal contact area on chewing performance, *J. Prosthet. Dent.*, 15(3): 448-452, 1965.

82. Lassauzay, C., Peyron, M. A., Albuisson, E., Drasnfield, E., Woda, A.: Variability of the masticatory process during chewing of elastic model foods, *Eur. J. Oral Sci.*, 108: 484-492, 2000.
83. Lateva, Z. C., Dimitrova, N. A., Dimitrov, G. V.: Effect of recording electrode position along a muscle fibre on surface potential power spectrum, *J. Electromyogr. Kines.*, 3: 195-204, 1993.
84. Lechner, S., Mac Gregor, A. R.: *Removable Partial Prosthodontics: A case-Oriented Manual of Treatment Planning*, First Ed., Wolfe Publishing, London, 1994.
85. Liedberg, B., Norlen, P., Öwall, B., Stoltze, K.: Masticatory and nutritional aspects an fixed and removable partial dentures, *Clinical Oral Investigations*, 2003.
86. Liedberg, B., Spiechowicz, E., Öwall, B.: Mastication with and without removable partial dentures an intraindividual study, *Dysphagia*, 10(2): 107-112, 1995.
87. Livaditis, J.: Fabricating Abutment Crowns for Existing Removable Partial Dentures Using Custom Resin Clasp Analogs, *J. Prosthet. Dent.*, 80: 619-629, 1998.
88. Lowe, A. A., Takada, K., Taylor, L. M.: Muscle activity during function and its correlation with craniofacial morphology in a sample of subjects with class II div I malocclusions, *Am. J. Orth.*, 84: 204-211, 1983.
89. Malmström J. E., et al.: Propagation velocity of muscle action potentials in the growing normal child, *Muscle Nerve*, 20: 403-410, 1997.

90. Manly, R. S., Bratey, L. C.: Masticatory performance and efficiency, *J. Dent. Res.*, 29: 448-462, 1950.
91. Manns, A., Chan, C., Miralles, R.: Influence of group function and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles, *J. Prosthet. Dent.*, 57: 494-501, 1987.
92. Manss, A., Miralles, R., Valdivia, J., Bull, R.: Influence of variation in anteroposterior occlusal contacts on electromyographic activity, *J. Prosthet. Dent.*, 61(5): 617-623, 1989.
93. Mc Cartney, J. W., Fiks, S.: The All-Acrylic Resin Mandibular Removable Partial Denture: Design Considerations, *J. Prosthet. Dent.*, 77: 638, 1997.
94. Mc Givney, G. P., Castleberry, D. J.: *Mc Cracken's Removable Partial Prosthodontics*, Ninth Ed., Mosby, St. Louis, Baltimore, Berlin, Boston, 1995.
95. Miralles, R., Bull, R., Manns, A., Roman, E.: Influence of balanced occlusion and canine guidance on electromyographic activity of elevator muscles in complete denture wearers, *J. Prosthet. Dent.*, 61: 494-498, 1989.
96. Mizumori, T., Tsubakimoto, T., Iwasaki, M., Nakamura, T.: Masticatory laterality evaluation and influence of food texture, *J. Oral Rehabil.*, 30: 995-999, 2003.
97. Moyers, R. E.: Temporomandibular muscle contraction patterns in angle class 2 div 1 malocclusions: An EMG analysis, *Amer. J. Orth.*, 35: 837-857, 1950.

98. Mugan, N.: Çene-Yüz Protezi, Gençlik Basımevi, 1979.
99. Neill, D. J., Kydd, W. L., Nairn, R. I., Wilson, J.: Functional loading of the dentition during mastication, *J. Prosthet. Dent.*, 62(2): 218-228, 1989.
100. Neill, D. J., Phillips, H. I. B.: The masticatory performance, dental state, and dietary intake of a group of elderly army pensioners, *Br. Dent. J.*, 16: 581-584, 1970.
101. Ogawa, T., Koyamo, K., Umemoto, G.: Inclination of the occlusal plane and occlusal guidance as contributing factors in mastication, *J. Dent.*, 26: 641-647, 1998.
102. Oruç, S., et al.: Serbest Sonlu Hareketli Bölümlü Porotezlerde üç Değişik Kroşe Sisteminin Destek Diş Mobilitesi Üzerine Etkisi, *G. Ü. Dişhek. Der.*, 9: 127-137, 1992.
103. Özdemir A. K.: Hareketli Protezler, C. Ü. Yayınları, Önder Matbaası Sivas, 2002.
104. Özdemir A. K.: Hareketli Protez Memnuniyetine Protez Tipi ve Kullanım Süresinin Etkisi, *C. Ü. Dişhek. Derg.*, 5: 22-25, 2002.
105. Öwall, B., Junggreen, L., Yemm, R.: Removable Partial Denture Production in Scotland, *Quintessence Int.*, 27: 809-815, 1996.
106. Palla, S., Ash, M. M. Jr.: Effect of bite force on the power spectrum of the surface electromyogram of human jaw muscles, *Arch. Oral Biol.*, 26: 287-295, 1981.
107. Petajan, J. H.: AAEM minimonograph no 3: Motor unit recruitment, *Muscle Nerve*, 14: 489-502, 1991.



108. Pfeiffer, G., Kunze, K.: Frequency analysis and duration of motor unit action potentials: Reliability and diagnostic usefulness, *Elect. Clin. Neurophysiol.*, 89: 365-374, 1993.
109. Plesh, O., Bishop, B., McCall, W.: Effect of gum hardness on chewing pattern, *Exp. Neurol.*, 92: 502-512, 1986.
110. Pröschel, P. A., Hofmann, M.: Frontal chewing patterns of the incisor point and their dependence on resistance of food and type of occlusion, *J. Prosthet. Dent.*, 59: 617-624, 1988.
111. Pullman, S. L., Goodin, D. S., Marquez, A. I., Tabbal, S., Rubin M.: Clinical utility of surface EMG: Report of the therapeutics and technology assesment subcommittee of American Academy of Neurology, *Neurology*, 25: 55 (2): 171-177, 2000.
112. Rudd, R.W., Bange, A. A., Rudd, K. D., Montalvo, R.: Preparing Teeth to Receive A Removable Partial Denture, *J. Prosthet. Dent.*, 82: 536-549, 1999.
113. Salonen, M. A., Raustia, A. M., Huggare, J. A.: Changes in head and cervical-spine postures and EMG activities of masticatory muscles following treatment with complete upper and partial lower denture, *Cranio.*, 12(4): 222-226, 1994.
114. Sandallı, T., Dişhekimliğinde Elektromyografi, *M. Ü. Dişhek. Fak Derg.* 7: 96-102, 1985.
115. Sanders D. B., et al.: Analysis of electromyographic interference pattern, *J. Clin. Neurophysiol.*, 13: 385-400, 1996.

116. Shi, C. S., Ouyang, G., Guo, T. W.: Power spectral analysis of masticatory muscles at rest position and habitual clench, *J. Prosthet. Dent.*, 65: 553-556, 1991.
117. Shiga, H., Stohler, C. S., Kobayashi, Y.: The effect of bolus size on chewing cycle in humans, *Odontology*, 89(1): 49-53, 2001.
118. Stagter, A. P., Bosman, F., Van Der Bilt, A.: Comminution of two artificial test foods by dentate and edentulous subjects, *J. Oral Rehabil.*, 20: 159-176, 1993.
119. Strommen, J. A., Daube, J. R.: Determinants of pain in needle electromyography, *Clin. Neurophysiol.*, 112(8): 1414-1418, 2001.
120. Tallgren, A., Holden, S., Lang, B. R., Ash, M. M.: Jaw muscle activity in complete denture wearers a longitudinal electromyographic study, *J. Prosthet. Dent.*, 44(2): 123-131, 1980.
121. Tanaka, Y.: A follow up study on changes in mastication after insertion of mandibular free end saddle denture by EMG, *Kokubyo Gakkai Zasshi*, 64(1): 97-120, 1997.
122. Toksavul, S., Yılmaz, G.: Bölümlü Protezler, Ege Üni. Dişhek. Fak. Yayınları No: 16, İzmir, 2002.
123. Tryde, G., Tallgren, A., Mizutani, H.: A 2 year electromyographic study of patients with an immediate complete upper and a partial lower denture, *J. Oral Rehab.*, 16: 193-200, 1986.
124. Ulusoy, M., Aydın, K.: Bölümlü Protezler, Birinci Basım, A. Ü. Basımevi, Ankara, 1988.

- 125.Ulusoy, M., Can, G.: Bölümlü Protez Planlama Farklılıkları Üzerine Bir Araştırma, M. Ü. Dişhek. Fak. Der., 1: 59-64, 1984.
- 126.Van Der Bilt, A.: Human oral function: A review, Braz. J. Oral Sci., 1: 7-18, 2002.
- 127.Verkindere, M. T., Lodter, J. P.: The silent period duration of the masticatory muscles, J. Prosthet. Dent., 61(6): 733-736, 1989.
- 128.Vigreux, B., Cnockaert, J. C., Pertuzon, E.: Factors influencing quantified surface EMG, Eur. Applied Physiol., 41: 119-129, 1979.
- 129.Virgilio, F. F., et al.: Relationship Between the Number of Occlusal Contacts and Masticatory Muscle Activity in Healthy Young Adults, Journal Craniomandibular Practice, 20: 91-98, 2002.
- 130.Vult Von Steyern, P., Widolf-Kroon, R., Niller, K., Basker, R. M.: Removable Partial Denture Design Habits in General Dental Practice in Sweden, Swed. Dent. J., 19: 205-211,1995.
- 131.Wessberg, G. A., Epker, B. N., Elliott, A. C.: Comparison of mandibular rest positions induced by phonetics, transcutaneous electrical stimulation and masticatory electromyography, J. Prosthet. Dent, 49(1): 100-105, 1983.
- 132.Winnberg, A., Pancherz, H.: Head Posture and masticatory muscle function: An EMG investigation, European Journal of Orthodontics, 5: 209, 1983.
- 133.Wood, W. W.: A review of masticatory muscle function, J. Prosthet. Dent., 57(2): 222-232, 1987.

- 134.Wood, W. W., Takada, K., Hannam, A. G.: The electromyographic activity of the inferior part of the human lateral pterygoid muscle during clenching and chewing, Arch. Oral. Biol., 31: 245, 1986.
- 135.Yazgan E., Koryürek M.: Tıp Elektroniği, İTÜ Elektrik–Elektronik Fakültesi Ofset Baskı Atelyesi, İstanbul, 1996.
- 136.Yılmaz, C., Yaluğ, S., Kocabalkan, E., Doğan, A.: Interkusal pozisyondadeneyisel engelleyici okluzal temasın anterior temporal ve masseter kaslarınınmaksimum diş sıkma sırasındaki aktivitelerine etkisi, G.Ü. Dişhek. Fak. Der., 12(1):27-31 , 1995.
- 137.Yurktas, A. A.: The influence of geometric occlusal carvings on masticatory effectiveness of complete dentures, J. Prosthet. Dent., 13(3): 452-460, 1963.
- 138.Yurktas, A. A., Fridley, H. H., Manly, R. S.: A functional evaluation of fixed and removable bridge work, J. Prosthet. Dent., 1: 570, 1951.
- 139.Yurktas, A. A., Manly, R. S.: Value of different test foods in estimating masticatory ability, J. Appl. Physiol., 3: 45-53, 1950.

## ÖZGEÇMİŞ

1975'te Sivas'ta doğdum. İlk orta ve lise eğitimimi İstanbul'da tamamladım. 1994 yılında İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne girdim ve burdan da 1999 yılında mezun oldum. 2000 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladım. 2000 yılında Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladım. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

## **TEŐEKKÖR**

Tezimi hazırlamamda değerli hocam Doç. Dr. Ali Kemal Özdemiir'e, tez izleme komitemde bulunan Yrd. Doç. Dr. Mehmet Turgut ve Yrd. Doç. Dr. Hasan Yeler'e, C. Ü. Tıp Fakóltesi Nöroloji Ana Bilim Dalı BaŐkanı Prof. Dr. Suat TopaktaŐ nezdinde tüm öğretim üyelerine ve personeline, Uz. Őenol Bięer'e katkılarından dolayı teŐekkür ederim.