

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ORTODONTİK ANORMALLİKLER BULUNAN HASTALARDA
KULLANILAN “PRE ORTODONTİK TRAINER” APARESİNİN
ÇENE VE AĞIZ ÇEVRESİNDEKİ KASLARA OLAN ETKİSİNİN
EMG KAYITLARIYLA DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Tezi Hazırlayan
Şükrü OKKESİM**

**Tezi Yöneten
Prof. Dr. Sadık KARA**

**Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi**

**Temmuz 2006
KAYSERİ**

Prof. Dr. Sadık KARA danışmanlığında **Şükrü OKKESİM** tarafından hazırlanan **“Ortodontik Anormallikler Bulunan Hastalarda Kullanılan Pre-Ortodontik Trainer Aparesinin Çene ve Ağız Çevresindeki Kaslara Olan Etkisinin EMG Kayıtlarıyla Değerlendirilmesi”** adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

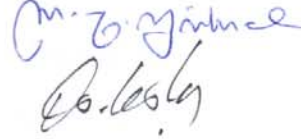
27 / 07 / 2006

JÜRİ:

Başkan: Prof. Dr. Sadık KARA



Üye : Doç. Dr. M. Emin YÜKSEL



Üye : Yrd. Doç. Dr. Osman COŞKUN

ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 15/08/2006 tarih ve 2006/21-09 sayılı kararı ile onaylanmıştır.



N. Ayyıldız
15 / 08 / 2006.

Prof. Dr. Nusret AYYILDIZ
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında, değerli fikirlerini ve tecrübelerini aktaran, bana yol göstererek desteğini esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Sadık KARA'ya, tez çalışmasında kullandığımız kayıtları almamızda yardımı ve çalışmaların tıbbi boyutlarında fikirleri ve yorumları ile Doç. Dr. Tancan Uysal ve Dr Ahmet Yağcı'ya, tez çalışmam boyunca bana iyi bir çalışma ortamı sunan, anlayışı ve ilgileri ile yanımda olan tüm mesleki hayatım ve yüksek lisans çalışmamdaki eşsiz maddi ve manevi destekleri ile her zaman yanımda olan, beni bugünlere getiren sevgili babam, sevgili annem ve kardeşime, sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

**ORTODONTİK ANORMALLİKLER BULUNAN HASTALARDA KULLANILAN
“PRE ORTODONTİK TRAINER” APARESİNİN ÇENE VE AĞIZ
ÇEVRESİNDEKİ KASLARA OLAN ETKİSİNİN EMG KAYITLARIYLA
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Şükrü OKKESİM

**Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2006
Tez Danışmanı: Prof. Dr. Sadık KARA**

ÖZET

Elektromyogram, kas dokusunun elektriksel aktivitesini kaydetmede kullanılan bir testdir. Kaslar aktif olduğu anda elektriksel akım üretirler, bu akım genellikle kas aktivitesinin uyarım şiddeti ile orantılıdır. Ortodontik literatürde, diş çıkarımı süresince anormal dil ve dudak fonksiyonlarının neden olduğu ortodontik anormallikleri kontrol edebilme problemi önemli bir yer tutmaktadır. Bu tür bozuklukların giderilebilmesi amacıyla yapılan çalışmalar, ağız yapısına ait kusurları gidermek, çene kaslarına uygun yönlendirmeyi yapabilmek ve bu kasların uyguladığı kuvveti kararlı hale getirmek üzerine odaklanmıştır.

Bu çalışmanın amacı ağız yapısında ortodontik anormallikler bulunan çocuklarda kullanılan aparenin, çene ve ağız ile ilgili kaslarda oluşturduğu etkinin araştırılmasıdır. EMG sinyalleri ortodontik anormallikler bulunan, yaşları 7 ile 11 arasında değişen 10 hastadan alınmıştır. Kayıtlar çene sıkma ve emilim aktiviteleri esnasında alınmıştır. Öznitelik elde etmek amacıyla EMG sinyallerine Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) uygulanarak elde edilen detay ve yaklaşım sinyallerinden detay 3 sinyalinin güç spektral yoğunluğu elde edilmiştir. Sonuçlar ortodontik apare kullanılarak uygulanan tedavinin çene kasları üzerindeki etkisinin elektromyografik kayıtlar kullanılarak değerlendirilebileceğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Elektromyogram, Ayrık Dalgacık Dönüşümü, Pre – Ortodontik Trainer Aparesi

THE MUSCULAR ACTIVITY ANALYSIS OF CIRCUMORAL AND JAW-CLOSING MUSCLES RESPONSE TO PRE - ORTHODONTIC TRAINER TREATMENT ON PATIENTS WITH ORTHODONTIC ABNORMALITIES USING ELECTROMYOGRAM

Şükrü OKKESİM

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M. Sc. Thesis, July 2006

Thesis Supervisor: Prof. Dr. SadıkKARA

ABSTRACT

An electromyogram (EMG) is a test that is used to record the electrical activity of muscles. When muscles are active, they produce an electrical current. This current is usually proportional to the level of the muscle activity. In the orthodontic literature, much attention has been paid to the problem of controlling interferences with dentofacial growth caused by abnormal lip and tongue function in the mixed dentition period. The goal of orthodontic treatment is to produce a more ideal dental alignment and to produce or maintain a stable balance of forces.

The aim of this thesis is to examine the effect of an oral shield on circumoral and jaw-closing muscles in children with oral dysfunction. The study sample consisted of 5 patients, 8 to 13 years old that have oral dysfunction. EMG recordings were made of maximal clench and sucking. For feature extraction purposes, we have performed Discrete Wavelet Transform (DWT) of EMG signals and obtained power spectral density of detail 3 coefficient. The results showed that the effect of the shield treatment on jaw-closing muscles activity can be evaluated from electromyographic recordings.

Keywords: Electromyogram, Discrete Wavelet Transform, Pre - Orthodontic Trainer

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	IV
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VII
TABLolar LİSTESİ.....	IX
1. BÖLÜM	
GİRİŞ.....	1
2. BÖLÜM	
GENEL BİLGİLER	
2.1. Temel Bilgiler.....	6
2.1.1 Biyolojik İşaretler.....	7
2.1.2 İşaret İşleme.....	8
2.1.3 Elektrotlar.....	9
3. BÖLÜM	
ELEKTROMYOGRAM VE TEORİK ALT YAPISI	
3.1. EMG Sinyalinin Oluşumu Ve Temel Fizyolojisi.....	13
3.1.1 İskelet Kaslarının Yapısı.....	13
3.1.2 Aksiyon Potansiyeli ve Motor Ünitesi.....	13
3.2. EMG Sinyali Ölçüm Yöntemleri.....	17
3.2.1. Girişimsel Yöntem Ve İğne Elektrotlar.....	17
3.2.2 Girişimsel Olmayan Yöntem Ve Yüzey Elektrotları.....	18
3.3 EMG Sinyallerinin Analizi İle Elde Edilen Bilgiler.....	19
3.4 EMG Sinyal Analiz Yöntemleri.....	22
3.4.1 Zaman Domenli Yöntemler.....	23
3.4.2 Frekans Domenli Yöntemler.....	24

4. BÖLÜM

DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE ÇENE KASLARINDAN EMG SİNYALLERİNİN ELDE EDİLMESİ

4.1	Dalgacık Dönüşümü.....	27
4.1.1	Dalgacık.....	27
4.1.2	Ayrık Ve Sürekli Dalgacık Dönüşümleri.....	28
4.1.3	EMG Sinyallerinin Spektral Analizi İçin Ayrık Dalgacık Dönüşümü ve Güç Spektral Yoğunluğu.....	30
4.2.	Çene Ve Ağız Çevresinde Yer Alan Kaslardan EMG Sinyallerinin Elde Edilmesi.....	33

5. BÖLÜM

SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....39

KAYNAKLAR.....53

ÖZGEÇMİŞ.....58

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1.	Çalışmanın Hasta Grubunu Oluşturan Kişilerde Görülen Üst-Ön Dişlerdeki Açıklık.....	3
Şekil 2.1.	Biyolojik İşaretler.....	7
Şekil 2.2.	Biyolojik İşaretlerin İşlenmesi.....	8
Şekil 2.3.	Emici Düzenli Elektrot.....	10
Şekil 2.4.	Tek Kullanımlık Elektrot.....	11
Şekil 3.1.	Tipik Bir EMG Sinyali.....	12
Şekil 3.2.	Kas Fiber Yapısı.....	13
Şekil 3.3.	Aksiyon Potansiyeli.....	14
Şekil 3.4.	Motor Ünitesi.....	15
Şekil 3.5.	Motor Ünitesi Aksiyon Potansiyeli ve EMG Sinyali.....	16
Şekil 3.6.	Yüzey EMG Elektrotları.....	18
Şekil 3.7.	Sapma ve Genlik Yöntemi.....	24
Şekil 4.1.	Pre - Ortodontik Trainer Aparentisi.....	34
Şekil 4.2.	Pre-Ortodontik Trainer Aparentisinin Ağızda ki Yerleşim Pozisyonu.....	34
Şekil 4.3	EMG Sinyalleri Alınan Sağ Anterior Temporal ve Sağ Massater Kasları.....	34
Şekil 4.4.	EMG Sinyalleri Alınan Sağ Mentalis Ve Sağ Üst Dudak Kasları.....	35
Şekil 4.5.	Çalışmada Kullanılan Elektrotların Jel İle Doldurulması.....	35
Şekil 4.6.	Çene Çevresinde Yer Alan Anterior Temporal İle Massater Kas Demetleri Üzerine Yerleştirilen Elektrotların Teori ve Pratikteki Yerleşim Yerleri.....	36
Şekil 4.7.	Ağız Çevresinde Yer Alan Üst Dudak Kası İle Mentalis Kas Demetleri Üzerine Yerleştirilen Elektrotların Teori ve Pratikteki Yerleşim Yerleri.....	36
Şekil 4.8.	EMG Sinyallerini Elde Etmede Kullanılan Biopac Sys., MP150 Ünitesi.....	37
Şekil 4.9.	Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Alınan EMG Sinyali.....	37
Şekil 4.10.	Emilim Aktivitesi Esnasında Alınan EMG Sinyali.....	38

Şekil 5.1.	EMG Sinyaline, db3 Dalgacığının 4. Seviyede Uygulanmasıyla Elde Edilen Yaklaşım ve Detay Katsayıları.....	39
Şekil 5.2.	Anterior Temporal Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği.....	40
Şekil 5.3.	Mentalis Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği.....	41
Şekil 5.4.	Massater Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği.....	42
Şekil 5.5.	Üst Dudak Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği.....	43

TABLOLAR LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 5.1.	Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Anterior Temporal Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	44
Tablo 5.2.	Emilim Aktivitesi Esnasında Anterior Temporal Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	45
Tablo 5.3.	Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Mentalis Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	46
Tablo 5.4.	Emilim Aktivitesi Esnasında Mentalis Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	47
Tablo 5.5.	Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Massater Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	48
Tablo 5.6.	Emilim Aktivitesi Esnasında Massater Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	49
Tablo 5.7.	Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Üst Dudak Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	50
Tablo 5.8.	Emilim Aktivitesi Esnasında Üst Dudak Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri.....	51

1. BÖLÜM

GİRİŞ

Harici uyarılara karşı insanın nöromüsküler sisteminin verdiği cevaba ilişkin çalışmalar, genelde bu sistemin ürettiği elektromiyografik sinyallerin (EMG) analizi gerçekleştirilerek yapılmaktadır. EMG analizi sırasıyla omuriliğin ön boynuz hücreleri, sinir kökleri, sinir ağları, uç sinirler, sinir kas kavşağı ve kas hastalıklarının tanısını koymada kullanılan dolaylı bir yöntemdir. Sıklıkla bel ve boyun fitiklarının, uç sinirlerin belli noktalarda sıkışmasının neden olduğu ağrılı durumlarda ve his kusurlarında, kol ve bacak güçsüzlüklerinin görüldüğü bazı durumlarda, sınırlı veya yaygın kas erimelerinde sinir ve kasların ne kadar zarar gördüğünü ölçmek amacıyla kullanılır.

Kullanım alanları ve tanı koymadaki rolü EMG incelemelerini çok cazip kılmakla birlikte tanı koyabilmek için gerekli olan özneliklerin elde edilmesindeki zorluklar EMG testinin kliniklerde uygulanabilir olmasını geciktirmiştir [1]. EMG sinyallerini analiz etmedeki temel zorluk bu sinyallerin zayıf, gürültülü, deterministik ve durağan olmayan sinyaller olmasıdır. Dahası EMG sinyalleri eğitilmiş EMG teknikerlerinin dahi gerçek kas aktivitesinden ayırt edemediği gürültüler içermektedir [2].

Kaslar üzerinde yüzyıllara varan çalışmalar yapılmış olmasına rağmen, kaslardaki elektriksel aktivitenin önemi, bu aktivitenin özellikleri üzerine çalışmanın önemi son 20 – 30 yılda anlaşılmıştır.

İlk defa Galvani (1737 - 1789) kas kasılmalarının elektriksel uyartım ile eyleme geçirildiğini göstermiştir. 1949 yılında kasların özelliklerini araştırmak için elektriksel uyartıcılar kullanılmıştır [3]. 1929 yılında gerçekleştirilen çalışmada ise

sonraları eşmerkezli iğne elektrotlar olarak adlandırılacak elektrotlar ile kasın elektriksel aktivitesi ölçülmüştür [4]. Yapılan araştırma ve analizlerin sonucunda elde edilen tecrübe ve bilgi, 1944 yılında yapılan bir çalışmayla omuzdaki farklı kasların aktivasyon datalarını içeren EMG sinyallerinin analiz sonuçlarının bilim dünyasına kazandırılmasına zemin hazırlamıştır [5]. Bu çalışmanın sonuçlarının bilim dünyası tarafından kabul görmesi, EMG üzerine olan ilginin yeterli seviyelere ulaşmasını sağlamıştır.

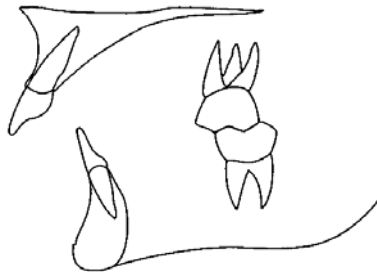
Elektrokardiyogram (EKG) ve Elektroensefalogram (EEG)'a göre EMG metodolojisinin gelişiminin çok daha farklı olması temel olarak üç başlık altında toplanabilir. İlk olarak, EKG ve EEG'e, ilgili oldukları organ ve sistemlerin insan hayatı üzerine etkisinden dolayı çok daha büyük önem ve öncelik verilmiştir. Bir diğer neden ise EKG ve EEG'nin olgunlaşma süreci içerisinde bu sinyaller, analiz yöntemleri ve sonuçların değerlendirilmesi gibi hususlarda standartların geliştirilmesi ve uzmanların eğitilmesidir. Son olarak EMG sinyallerinin algılanabilmesi için iğne elektrotların kullanımının diğer biyolojik işaretlere nazaran yıllarca kullanılmış olması, girişimsel olmayan yöntemlerle elde edilen EMG sinyallerinden yeterli verimliliğin elde edilememiş olmasıdır. Bu tür nedenlerin sonucunda gerekli ve yeterli seviyede standartların geliştirilememiş olması yıllarca EMG çalışmalarının başına dert olmuş ve kliniksel gelişimi geciktirmiştir. Bir çift iğne elektrotla sinyal alımı, sonuç çıkarımı ve bunların yayınlanmasının kolay olması nedeniyle oluşan tutarsız, çelişkili materyal çokluğu klinisyenlerin EMG'e uzak kalmasına neden olmuştur. Son 10-15 yıl içerisinde ise durum değişmiş ve oluşan literatür tasnif edilerek standartlar geliştirilmiştir. Artık bir çok bilimsel dergi zayıf bir yöntem bilimine sahip yayınları kabul etmemektedir [1].

Günümüzde EMG sinyalleri üzerine yapılan çalışmaların çoğunda EMG sinyallerinin kompleks ve zamanla değişken olması gibi özelliklerine uymayan zaman veya frekans domenli teknikler kullanılmakta. Araştırmacılar nöromüsküler sistemin davranışını, o bölgeden alınan EMG sinyallerinden anlayabilmek için integrasyon, lineer yüzey örtüsü, kareler ortalamasının kare kökü, sıfır geçişlerini sayma gibi bir çok teknikler uygulamışlardır. Zaman domenli bu tekniklerin uygun olmayışının temel nedeni uyarımın gönderildikten sonra kas aktivitesinin başlangıç zamanının tam olarak belirlenememesidir [6].

Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) diğer biyolojik işaretlerde olduğu gibi EMG sinyallerini analiz etmede de kullanılan genel bir metottur. HFD tekniği genelde kas yorgunluğunu tesbit etmede veri olan EMG frekans spektrumundaki kaymayı tanımlamada kullanılır. Ayrıca EMG sinyallerinin frekans cevabı güç üretiminin ve kas fiberleri içerisindeki sinyal iletim hızının belirlenmesinde de kullanılmaktadır. Ancak bu tür yöntemlerin EMG'nin durağan olmama özelliğini gözardı etmesi nedeniyle, kol ve bacak gibi kasların dışındaki diğer özel kasların EMG sinyallerinin analizinde yetersiz kalacağı kesindir.

Zaman ve frekans domenli metotların her ikisinin de optimum bir şekilde EMG sinyal analizini sağlayamamaları daha iyi yaklaşımlarla analizlerin yapılmasını gerekli kılmıştır.

Diş hekimliği fakültelerinin ortodonti ana bilim dalına baş vuran hastaların genelinde üst çenedeki ön dişlerde görülen çıkıntı ile belirgin üst ve alt çene açıklığı ile karakterize edilen ağız bozuklukları görülmektedir [7]. Bu nedenle ortodonti literatüründe, diş çıkarma periyodu esnasında anormal dudak ve dil fonksiyonlarının (dudak yeme, parmak emme, dil ile dişlere kuvvet uygulama gibi) neden olduğu normal büyümeye olan girişimi kontrol etme problemi üzerine büyük bir ilgi duyulmuştur. Bu problemin çözümüne ilişkin bir çok yöntem sunulmuştur [8-11]. Ağız veya kanal koruması olarak adlandırılan bu yöntemlerin temel amacı ağız fonksiyonsuzluklarını elimine etmek ve kasların uyguladığı kuvveti dengeli hale getirmektir. Bir diğer önemli hedef ise üst çenedeki ön kesici dişlerde oluşan çıkıntıyı önlemek veya azaltmaktır.



Şekil 1.1. Çalışmanın Hasta Grubunu Oluşturan Kişilerde Görülen Üst-Ön Dişlerdeki Açıklık

Özellikle küçük yaşlarda kişilerin parmak emme ve dil ile dişleri itme gibi davranışlarından kaynaklanan bu tür anormalliklerin oluşumunu yine küçük yaşlarda önleyebilmek için Myofonksiyonel apareler olarak adlandırılan bir yöntem geliştirilmiştir [12,13]. Çalışmamızda da kullanılan bu yöntem üst çenedeki ön dişleri çok daha müsait bir pozisyona çekmek, dilin dişlere karşı olan kuvvetini dengeleyebilmek, dudak fonksiyonlarını ayarlayabilmek amacıyla dudak ve yüz kaslarını uyararak eğitmektedir. Myofonksiyonel apareyler, uzun yıllardır kullanımdadırlar. Basit ve ekonomik oldukları için bu apareyler ortodontide belirli bir yer kaplarlar, fakat vakaların dikkatli seçilmesi gerekmektedir [14]. Erken yaşlarda ortodontik tedaviyi başlatmak, dudak, yanak emme, ağızdan solunum, dil ile dişleri itme gibi fonksiyonel problemleri düzeltmek amacıyla 4 ile 12 yaşlarındaki çocuklarda sıklıkla kullanılan myofonksiyonel aparelerden olan, Pre Ortodontik Trainer aparesi çalışmada hastaların kullandığı apare olmuştur.

Genelde doku büyüme ve gelişimindeki çeşitlilik ile ağız çevresindeki kuvvetlerin karşılıklı etkileşimi ile oluşan çene ve diş yapısındaki anormallikleri gidermek için uygulanan tedavilerin amacı çok daha ideal bir diş hizası oluşturabilmek, ağız fonksiyonsuzluklarını gidermek ve çeneyi kontrol eden kasların uyguladığı kuvveti dengeli ve kararlı bir hale sokmaktır [15]

Bu tür tedaviler uygulanırken tedaviye başlama zamanı, tedavinin sonlandırılma zamanı doktorun görsel tecrübesi ile değerlendirilmektedir. Bu durum tanının kesin olarak konulmasını geciktirme, tedaviye geç veya erken başlama, tedavi süresini uzun veya kısa tutma gibi problemlere neden olmaktadır [7]. Yapılan tedavinin ilgili kasta oluşturduğu etkinin yeterliliği veya yetersizliği, hangi sıklıkta, ne kadar bir süre ve hangi dönemde kullanıldığında daha etkili olduğunun saptanması tedaviyi hem hasta hem de hekim için kolaylaştırıcaktır. Böyle bir çalışmaya başlamadan önce kanıtlanması gereken, aynı zamanda bu çalışmanın hedefinde yer alan konu, kullanılan aparenin çene kaslarında oluşturduğu etkinin elektromyografik kayıtlarla değerlendirilip değerlendirilmeyeceğidir.

Gerçekleştirilen çalışmayla; sağ anterior temporal kas, sağ üst dudak kası, sağ masseter ve sağ mentalis kaslarının, ağız yapılarında kusurlar bulunan hastalara bu

düzensizlikleri gidermek için kullanılan Pre-Ortodontik Trainer aparesine verdikleri cevaplar, ilgili bölgelerden çeneyi sıkma ve emilim aktiviteleri esnasında EMG sinyalleri elde edilerek araştırılmıştır. Kayıtlar ilk önce ağızda apare yokken alınmış, işlemin bitmesinin hemen ardından ilgili apare ağıza yerleştirilerek, elektrot pozisyonlarında herhangi bir değişiklik yapmadan bir kez daha alınmıştır.

Analizleri gerçekleştirmede EMG gibi durağan olmayan sinyallerin analizinde optimum frekans – zaman çözünürlüğü sağladığı kanıtlanmış olan Dalgacık Dönüşümünün verimliliğini yüze ait özel kaslardan alınan yüzey EMG sinyallerinde araştırmak çalışmanın bir diğer amacıdır.

Son yıllarda biyomedikal sahasındaki hızlı gelişimi ülkemizde de sürdürmek ve geliştirmek amacıyla doktor, mühendis ve diğer disiplinler arası yapılan çalışmalara katkı sağlamak tez çalışmasının genel amacı olmuştur.

BÖLÜM 2

GENEL BİLGİLER

2.1. Temel Bilgiler

Hayvanların ve insanların diğer canlılardan ayrılmasını sağlayan temel karakteristik etraflarındaki çevrede hareket etme kabiliyetidir. İstemli veya istemsiz olarak oluşabilecek bu türden hareketler kasılmaları sonucu bağlı oldukları iskelete ait segmentler üzerinde kuvvet meydana getiren kaslardır. Kasların fonksiyonel ve kasılma özellikleri canlı dokular üzerinde kolaylıkla araştırılmamaktadır. Bu durumun temelinde yatan iki nedenden ilki bir dizi halindeki kuvvet sensörlerini tendonlara yerleştirmenin zorluğudur. Diğeri ise aynı iskelete ait segmentler üzerindeki farklı kas hareketleridir.

Hareket edebilen canlıların kasları, genel bir sınıflandırma yapılacak olursa 3 tip kas çeşidinden oluşur. Bunlar; İskelete ait kaslar, kalp kasları ve düz kaslardır. Bu kasların tamamının %75 hareket edebilir kaslardır.

Kaslar, canlılara hareket kabiliyetini kazandırmanın yanı sıra;

- Bedenin duruş pozisyonunun korunmasında,
- Solunumda,
- Vücudun sıcaklığının korunmasında, iletişimin sağlanmasında, kalp atışının gerçekleştirilmesinde v.b.

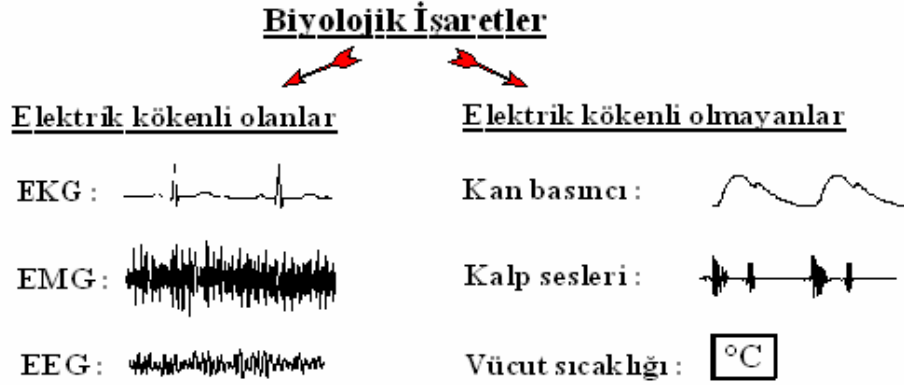
yardımcı olurlar [1].

İskelete ait kasların aktivasyonu mekaniki özelliklerin yanı sıra kaslarda meydana gelen elektriksel sinyallerle de ilgilidir. Kasların herhangi bir uyartıma cevap olarak verdiği hareketler esnasında oluşan bu sinyaller günümüzde kas yapılarının içerisinde

yerleştirilen elektrotlar tarafından kaydedilebildiği gibi, deri üzerinden yüzey kaydı dediğimiz metotla da kaydedilebilmektedir. Burada EMG sinyalini de kapsayan, biyomedikal sinyal işleme çalışmalarının kaynağını oluşturan biyolojik işaretlerin tanımını yapmak yerinde olacaktır.

2.1.1 Biyolojik İşaretler

En genel manada işaret bilgi taşıyan, zamana göre değişen veya değişmeyen büyüklükler olarak tanımlanabilir. Biyolojik işaret ise canlı vücudundan elektrotlar veya dönüştürücüler aracılığıyla algılanan, elektrik kökenli olan veya olmayan işaretlerdir.



Şekil 2.1. Biyolojik İşaretler

Elektrik kökenli işaretleri genel özellikleri ile tanıtmaya çalışacak olursak, bu tür işaretler elektrotlar aracılığıyla canlı vücudundan algılanırlar ve yalıtım oldukça önemlidir, genlikleri küçüktür; $*100 \mu V \sim *1 mV$, spektrumu alçak frekanslar bölgesindedir; $*0,1 Hz \sim 2000 Hz$, fark işareti şeklinde bulunurlar, gürültülü işaretlerdir; temel gürültü kaynakları: ortak mod şeklindeki 50 Hz'lik şebeke gürültüleri, fark işaret şeklinde bulunan diğer biyolojik işaret kaynakları ve elektronik eleman gürültüleri olarak sıralanabilir [16]. Biyolojik işaretler, genellikle, yaşayan organizmalardan ve çoğunlukla insanlardan alınır. Bu nedenle ölçme sistemi, ölçülen sisteme zarar ve acı vermeyecek şekilde olmalıdır. Bu şekilde elde edilecek işaretler direkt olarak kaynaktan değil de, dolaylı olarak vücut yüzeyinden alınacağı için işaretlerin daha zayıf ve gürültülü olacağı kesindir.

İşaret, bazen, direkt olarak orijinal bilgi kaynağından üretilir ve bu durumda, işarete bakarak kaynağın yapısı veya işleyişi hakkında bilgi elde edilebilir. Bazen de elde edilen işaret, direkt olarak istenen bilgiyi vermeyebilir bu durumda hem işaret üzerinden isteneni elde edebilmek için hemde yukarıda da bahsedilen gürültü oranını azaltmak için çeşitli işlemler uygulanır, ki burada, işaretin işlenmesi söz konusudur.

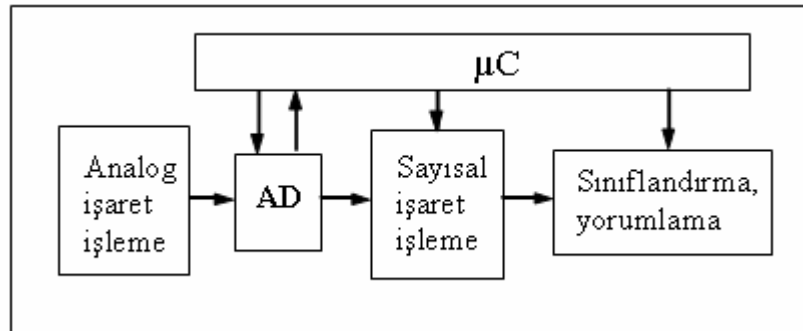
2.1.2 İşaret İşleme

İşaret işleme kısaca algılanan işaretin değerlendirilebilir ve yorumlanabilir şekle getirilmesi için gerçekleştirilen işlemler dizisi olarak tanımlanabilir. Amaç, ham biyolojik işaretleri, doktorun işareti en iyi yorumlayabileceği düzeye getirmektir.

Ön işleme genellikle analogdur. Burada, gürültülerden işareti temizlemek için ön filtreleme, işareti sınırlama ve kanallara ayırma işlemleri gerçekleştirilir, Şekil (2.2).

Daha sonra işaret, bilgisayar ortamında işlenmek üzere ADC (Analog-Dijital çevirici) aracılığıyla sayısal olarak çevrilir. Gürültülerden temizleme işlemi ayrıca sayısal olarak da gerçekleştirilebilir.

Sınıflama işlemi için, önce işaret modellenir ve öznitelikleri (parametreleri) elde edilir. Sınıflayıcı, bu öznitelikleri ve önceden sınıfı belirlenmiş işaret özniteliklerini, önceden seçilmiş karar kuralında kullanarak sınıflama yapar. Sınıflama ise karar kuralı sonuçlarının karşılaştırılması işlemidir.



Şekil 2. 2. Biyolojik İşaretlerin İşlenmesi

2.1.3 Elektrotlar

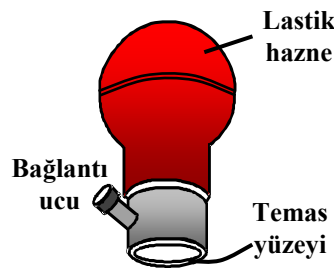
Elektrik kökenli biyolojik işaretlerin algılanmasında kullanılan elektrokimyasal dönüştürücülere, biyopotansiyel elektrot veya sadece elektrot adı verilir. Vücudumuzdaki biyopotansiyeller, iyon hareketleri sonucunda oluşurlar. Elektrotlar da iyon akımlarını elektron akımlarına dönüştürerek, kimyasal enerjinin elektriksel enerjiye dönüşmesini sağlarlar. Elektrotların iyon akımını elektron akımına dönüştürme işlemi, elektrotlar elektrolit içinde iken, elektroda yakın olan arayüzde gerçekleşir. Bu arayüzün elektrot tarafında akım taşıyıcı olarak elektronlar ve elektrolit tarafında ise kation (C^+) ve anyonlar (A^-) bulunur. Elektrolit içinde, elektrot atomlarının elektronlarını kaybederek elektrolit içinde kation (pozitif iyon) durumuna gelmesi veya tersine elektrolit içindeki elektrot malzemesinden olan kationların elektrottan elektron çalıp serbest hale geçerek elektrot yüzeyinde birikmesi işlemleri ile karşılaşılır.

Elektrottan akım (elektron) çekilmediği sürece kimyasal birer reaksiyon durumunda olan bu iki işlem birbirlerini dengeleyecek biçimde sürüp gider. Buna termodinamik denge adı verilir. Arayüzdeki yük birikimi (iyon birikimi) elektrodu çevreleyen elektrolit bölgesinin elektriksel potansiyelini, elektrolitin diğer bölgelerine göre farklı bir potansiyele getirir. Kullanılan elektrodun yapıldığı malzemeye ve kullanılan elektrolitteki iyon aktivitesine göre değişen bu potansiyel farkına, yarı-hücre potansiyeli adı verilir.

Termodinamik dengenin bozulduğu durumda, elektrotta ölçülen potansiyel, yarı-hücre potansiyelinden farklı olur; bu farka gerilim aşımı denir. Bu duruma elektrolit direnci, konsantrasyon ve aktivasyon etki eder. Elektrolit direnci, akım çekildiğinde, elektrolitin elektrotlar arasında kalan kısmının direnci olarak tanımlanır. Bu direnç üzerindeki gerilim düşümü fark geriliminin oluşumuna etki eder. Elektrottan akım çekildiğinde oksidasyon ve eksiltme reaksiyonları arasındaki denge ve dolayısıyla arayüzdeki iyon konsantrasyon dengesi bozulur ve ölçülen gerilimde de bir fark gerilimi oluşur. Denge durumunda kationlar, elektrot etrafında çoğunlukta olup bir enerji duvarı oluştururlar. Bunun sonucunda, daha fazla kation üremesi engellenir ve denge oluşur. Aktivasyon sonucunda akan akım, bu engeli arttıracak ya da azaltacak durumda olup yarı-hücre potansiyelinde küçük de olsa bir farklılık meydana getirir [17, 18] .

Elektrotlar yapımlarında kullanılan malzemeye göre polarize olan ve polarize olmayan elektrotlar olarak ikiye ayrılabilir. Polarize olan elektrotlarda, elektrot-elektrolit arayüzünde akım geçişi sınırlıdır ve elektrot bir kapasite gibi davranır. Bu durumda, gerilim aşımı, daha çok, akımın etkilediği konsantrasyon değişimine bağlıdır. Polarize olmayan elektrotlarda, akım, arayüzü serbestçe geçer ve bu elektrotlarda gerilim aşımı yoktur. Ag-AgCl (Gümüş-Gümüş Klorür) elektrodu pratik olarak polarize olmayan elektrot sınıfına girer ve bu yüzden bu elektrotların yarı-hücre potansiyelleri oldukça kararlıdır, yani gürültüleri çok azdır. Ayrıca bu elektrotların yapımı kolay ve ucuzdur [17].

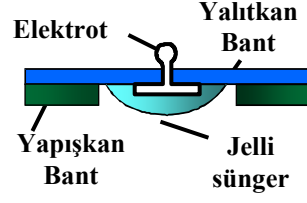
Kullanım alanlarına göre ise elektrotlar ikiye ayrılır, bunlar yüzey ve dahili elektrotlardır. Dahili elektrotlar iğne elektrotlar, tel elektrotlar ve tel halka elektrotlar olarak üçe ayrılabilir. Günümüzde bir çok uygulamada girişimsel olmaması nedeniyle yüzey elektrotları tercih edilmektedir. Yüzey elektrotların gelişen teknolojiyle birlikte türleri de artmaktadır, ancak metal plaka elektrotları, emici düzenli elektrotlar, tek kullanımlık elektrotlar, en genel olarak kullanılan elektrotlardır [19]. Metal plaka elektrotları disk veya dikdörtgen biçimindedir ve yüzeyinde Ag-AgCl alaşımı kullanılır. Deri ile arasına pasta (jel) sürülürerek özel lastik veya kayışla tutturulur. EKG, EMG ve EEG için kullanılabilen bu elektrotların yüzeyi büyük ve empedansı küçüktür. Emici düzenli elektrotlarda kaynak ile temas silindirik boruyla olur (Şekil 2.3). Borunun diğer ucunda vakum pompası vardır ve bu pompa ile oluşturulan vakum sayesinde yüzeyde tutunur. Genellikle EKG uygulamalarında kullanılan bu elektrodun yüzeyi küçük, empedans büyüktür.



Şekil 2.3. Emici Düzenli Elektrot

Tek kullanımlık elektrotlar günümüzde kliniklerde en çok kullanılan ve adı EKG ile özdeşleşmiş olan elektrotlardır. Yüzeyinde Ag-AgCl alaşımı kullanılır. Bir kere

kullanılıp, atılan bu elektrotların tabanına deri direncini en aza indirmek için yapışık jel emdirilmiş sünger yapıştırılmıştır (Şekil 2.4).

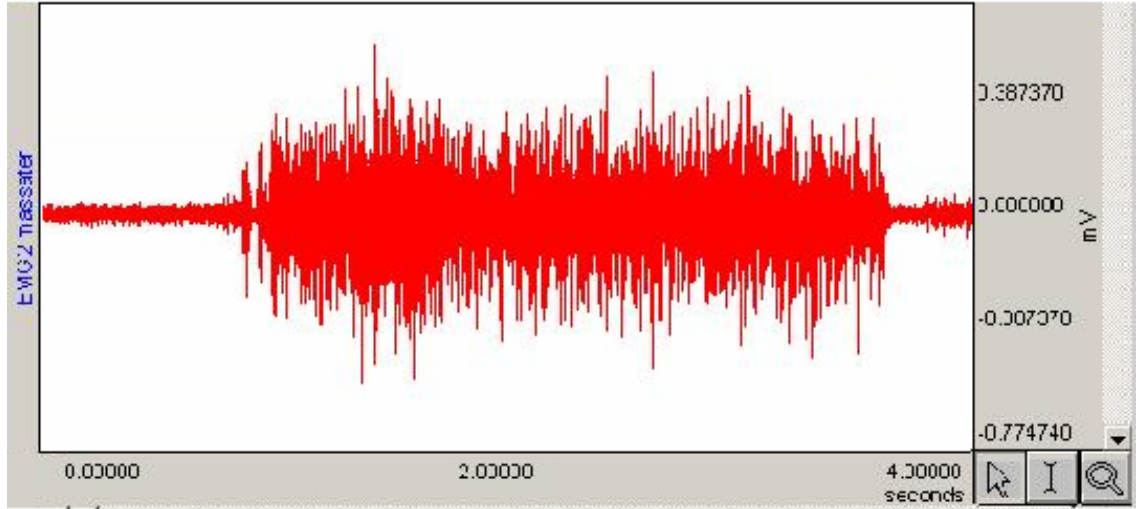


Şekil 2.4. Tek Kullanımlık Elektrot

3. BÖLÜM

ELEKTROMYOGRAM VE TEORİK ALT YAPISI

EMG, canlı bir uyarıya tabi tutulduğunda nöromüsküler sistemin fizyolojik davranışlarına karşılık gelen kompleks, durağan olmayan ve gürültülü bir sinyaldir (Şekil 3.1).



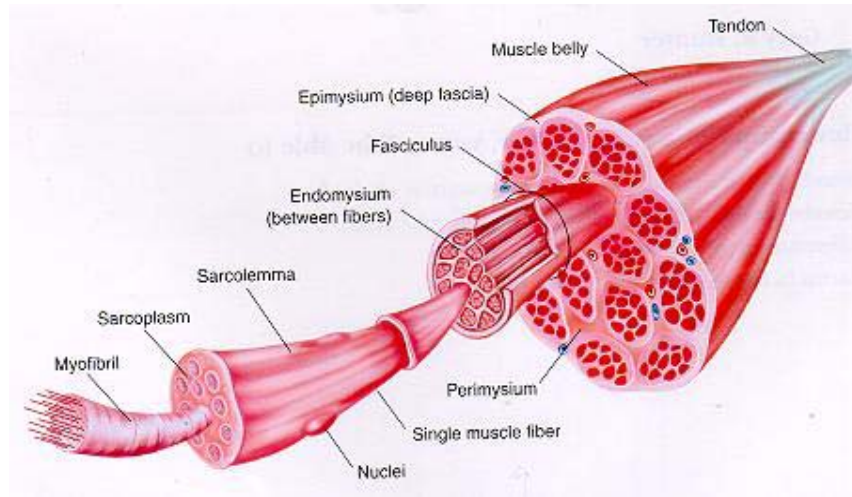
Şekil 3.1. Tipik Bir EMG Sinyali

EMG çoğu zaman tek başına, bazen de görüntüleme teknikleri gibi diğer yardımcı yöntemlerle birlikte doktoru olası en kesin tanıya götürmekte ya da tanı için doğrudan diğer yöntemlere sevk etmektedir. Buna ek olarak tanı koyabilmek için gerekli olan özneliliklerin elde edilmesindeki zorluklar EMG testinin kliniklerde uygulanabilir olmasını geciktirmiştir. Bu nedenle eğer EMG doğru kullanılır ve sınırlamaları iyi anlaşılırsa hem araştırmacı için hemde kliniklerdeki doktorlar için çok değerli bir araçtır. İlerleyen kısımlarda EMG sinyalinin kaslar tarafından üretimini anlamada yardımcı olacak temel kavramlar tartışılacaktır.

3.1 EMG Sinyalinin Oluşumu ve Temel Fizyolojisi

3.1.1 İskelet Kaslarının Yapısı

İskelete ait kaslar birbirlerine paralel olan, kasılabilir yapının en küçük birimini oluşturan kas fiberlerinden meydana gelir (Şekil 3.2). İnsan oğlunda bu yapılar birkaç milimetreden santimetrelere kadar değişik uzunlukta ve 10 ile 100µm arasında değişik çaplarda olabilirler [20]. Kas fiberleri bütün bir kas boyunca uzamazlar bunun yerine hücreler birinin orjininden veya tendondaki ek yerinden diğerinin sonundaki iletken doku tabakasına tutturulmuştur.



Şekil 3.2. Kas Fiber Yapısı

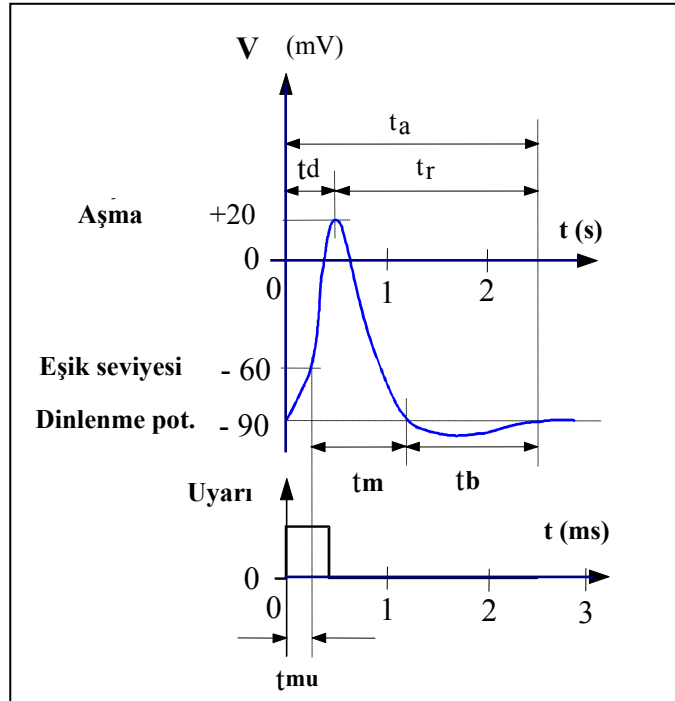
Kas fiberleri boylamsal olarak düzenlenmiş kalın ve kısa filamentler halinde myofibrillere bölünmüşlerdir. Bir kas fiberi sarcolemma adı verilen hücre zarı ile çevrilidir. Sarcolemma hücre içi sıvısıyla hücre dışı sıvısı arasında iyon geçişini sağlayabilmek için kanallara sahip olan çift tabakalı ince yarı geçirgen bir membran zarıdır [21].

3.1.2 Aksiyon Potansiyeli ve Motor Ünitesi

Dinlenme anında hücre içi ile hücre dışı sıvısının bileşenleri farklı yapılar içerir [22]. Dinlenme anındaki hücre potansiyeli elektrokimyasal potansiyel farkları ile oluşması sağlanan, hücre zarının bir yanı ile diğer yanı arasındaki potansiyel farkıdır. İskelete ait

kas hücrelerinde bu potansiyel fark -90mV 'dur. Dinlenme potansiyelini oluşturan temel iyonlar Na^{++} , K^{+} ve Cl^{-} 'dür. Yeterli miktarda büyük, depolarize akım vuruları uygulandığı zaman bir aksiyon potansiyeli başlatılmış olacaktır. Bu potansiyel ancak depolarizasyon, eşikdeğerini aştığı zaman olacaktır (Şekil 3.3).

Eşik değeri aşılmış ise aksiyon potansiyeli hücre potansiyelinde hızlı bir değişim sergiler ve sonrasında dinlenme potansiyeline geri döner. Oluşan bu aksiyon potansiyeli bütün sinir veya kas hücreleri boyunca aynı şekil ve sayıda yayılarak ilerler. [23].



Şekil 3.3. Aksiyon Potansiyeli

Burada ;

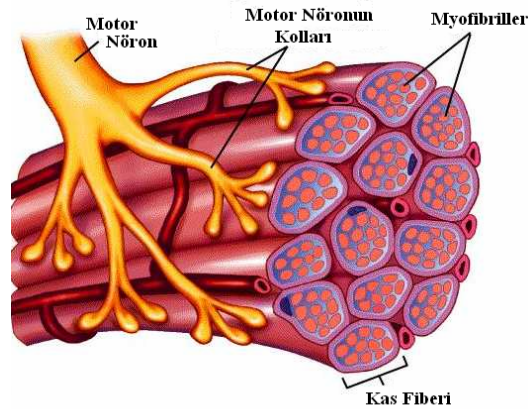
- t_a : Toplam aktivasyon süresi
- t_b : Bağıl bekleme süresi
- t_d : Depolarizasyon süresi
- t_m : Mutlak bekleme süresi
- t_{mu} : Minimum uyarı süresi
- t_r : Repolarizasyon süresidir.

Hücre uyarıldığında, zar potansiyeli (hücre dışı referans olmak üzere) pozitif yönde doğru

artar. Artan potansiyel belli bir eşik gerilimini (-60mV) geçer geçmez, uyarı kesilse bile zar potansiyeli $+20\text{mV}$ repolarizasyon değerine kadar yükselmeye devam eder. Eşik değerini geçemeyen zar potansiyelleri uyarı kesildiğinde denge değerine dönerler. Bu duruma ya hep ya hiç kuralı denilmiştir.

Aksiyon potansiyelinin oluşumunda kısaca hücre zarının iyonlara olan seçici geçirgenliği, hücre zarının hücre içindeki negatif yüklü ağır molekülleri geçirmeyişi, hücrenin, elektriksel, kimyasal, ısı, magnetik vs. etkilerle uyarılabilir olması, uyarılan hücrenin zarının iyonlara olan geçirgenliğinin değişik olması gibi değişik etmenler etkindir.

Kas fiberleri elektriksel sinyallerin üzerindeniletildiği motonöronlar vasıtasıyla merkezi sinir sistemi tarafından uyarılırlar. Bir motonöronun birden fazla kas fiberine sinirsel bağlantısı vardır. Motonöron ve kas fiberlerinden oluşan, bu kasın en küçük fonksiyonel birimine motor ünitesi adı verilir (Şekil 3.4).

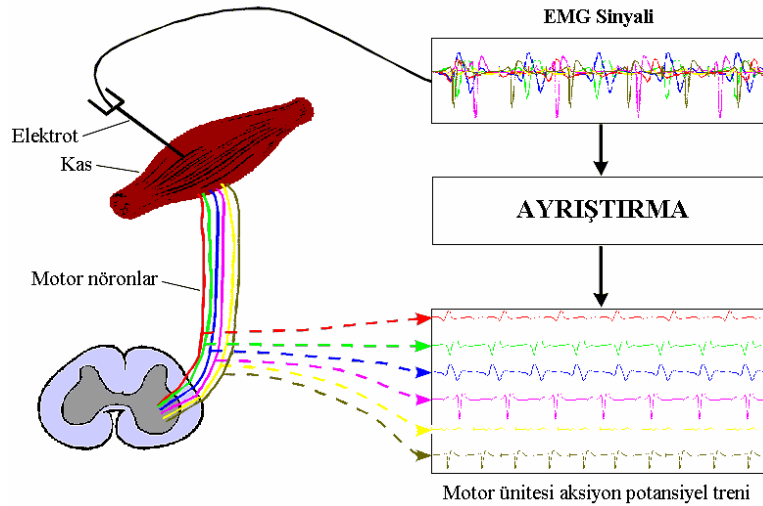


Şekil 3.4. Motor Ünitesi

Aynı motonöron tarafından uyarılan kas fiberlerinin sayısı innervasyon oranı olarak adlandırılır ve farklı kaslar için farklı değerdedir [24]. Örneğin en küçük innervasyon oranına göz kaslarında rastlanırken en büyük innervasyon oranına bacak kaslarında rastlanmaktadır. Merkezi sinir sistemi çevresel faktörler ile vücudumuz arasında etkileşimi optimize etmek için motor ünitelerinin aktivitelerini kontrol eder. Motor ünitelerinin aktivasyonu sonucunda oluşan kas kuvveti iki değişken ile değerlendirilir,

bunlar; o anda tetiklenen motor ünitelerinin sayısı ve ateşleme frekansıdır. Bu iki değişken farklı kaslar için farklı değerler alır [25].

Motonöron vasıtasıyla merkezi sinir sisteminden gelen uyarım sonucunda bir aksiyon potansiyeli oluşturulduğunda nöromüsküler bağlantının son noktasındaki potansiyel asetil kolin salınarak üretilir. Asetil kolin kas fiberlerinin veya sarkolemanın zarını uyarır. Bu uyarım kas fiberlerinin hızlı bir depolarizasyonunu ve repolarizasyonunu başlatır. Oluşan aksiyon potansiyeli sarcolemma boyunca, kas fiberlerinden geçerek ilerler. Motor ünitesinde yer alan bütün kas hücrelerinde aksiyon potansiyel üretimi gerçekleşir ve akabinde o motor ünitesindeki bütün kas hücreleri eş zamanlı olarak kasılır [26]. Bütün kas fiberlerinde oluşan depolarizasyon, kas fiberlerinin civarında bir elektriksel alan oluşturur. Bu alan elektriksel alanın olduğu kas demeti üzerine yerleştirilen olan yüzey elektrotları ile tesbit edilebilir. Sonuçta elde edilen sinyal kas fiberleri aksiyon potansiyeli olarak adlandırılır. Bütün diğer kas fiberlerinden gelen kas fiberi aksiyon potansiyellerinin kombinasyonu Motor Ünitesi Aksiyon Potansiyelini oluşturur(Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Motor Ünitesi Aksiyon Potansiyeli ve EMG Sinyali

Kasılma işleminin gerçekleşme düzenine genel olarak baktığımızda, kasılma işlemi için karşı köprü döngüsü olarak adlandırılan döngü ile aksiyon potansiyellerinin düzenli ardışıklığı kasılma çifti olarak adlandırılır. Motor üniteleri, kasılmaları güçlü bir şekilde

sürdürmek için tekrarlı bir şekilde depolarize olurlar. Bu durum aksiyon potansiyellerinin düzenli olarak oluşmasına neden olur.

Karşı köprü döngüsü, sarkoplazmik retikulumda depolanan Ca^{++} iyonları tarafından düzenlenir. Çok spesifik bir şekilde bir aksiyon potansiyeli, Ca^{++} iyonlarının sarkoplazmik retikulumdan myofibrillere geçmesi ile tetiklenir. Açığa çıkan Ca^{++} iyonları, üzerinde 4 iyonluk yer bulunan tropanine tutunurlar. Bu durum Adenosin Trifosfat (ATP) daki kimyasal enerjinin açığa çıkmasına ve kas yapılarının bükülmez pozisyonda gergin hale getirilmesine neden olur. Böylece mekanik enerji sağlanmıştır. Bu işlemler kas kasılmasını gerçekleştirmek için tekrarlanır.

Kasların kasılmasıyla oluşan kuvvet iki ana mekanizma ile kontrol edilir. Bunlardan ilki, kas kuvvetini artırmak için daha fazla motor ünitesinin kasılma işlemine dahil edilmesidir. İkinci, mekanizma ise kuvvet artışına neden olacak olan, motor sinir ateşleme oranını artırmadır. Temel olarak iki tip kas hareketi vardır, bunlar yüksek hızda kasılma ve fiberlerin karakteristiğine bağlı olan uzun süreli kasılmadır. Yavaş fiberler (Tip 1) ATP'leri düşük hızda tüketirler ve yüksek bir kan kaynağına sahiptirler. Yavaş fiberler büyük oranlarda dinlenme direncine sahiptir. Hızlı fiberler (Tip IIB) ATP'leri sadece glikoz olarak tüketirler ve glikojenin büyük oranlarda tüketilmesiyle hızlıca yorulurlar. Kasların çoğu büyük miktarda yavaş fiberler içerirken çok az miktarda hızlı fiberler içerir [2]. Bazı fiberlerde ise ani kıpırdama özelliği bulunur (Tip IIA) ve sürekli yorgunluk direnci gösterirler [27].

3.2 EMG Sinyali Ölçüm Yöntemleri

Genel itibariyle EMG sinyallerini ölçmede 2 yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan ilki, derinlerde yer alan kaslarda yüksek hassasiyete sahip olan iğne elektrotlar kullanılarak ölçüm yapılan girişimsel yöntemdir. Diğeri ise geniş kas gruplarının birleşmiş hareketlerini algılamada kullanışlı olan girişimsel olmayan yöntemdir.

3.2.1 Girişimsel Yöntem Ve İğne Elektrotlar

İstemli kasların kasılması esnasında algılanan aksiyon potansiyelleri büyük oranda

kayıtta kullanılan elektrotların tipine bağı olarak kaydedilir [28-29]. İzole edilmiş motor ünitesi aksiyon potansiyeli iğne elektrotlar kullanılarak kaydedilebilir. Monopolar iğne elektrotların kullanılabilir olmasının yanısıra standart bipolar eşmerkezli iğne elektrotlar da rutin EMG kaydında sıklıkla kullanılmaktadır. EMG uygulamalarında çoklu elektrot ve esnek tel elektrot gibi özel amaçlar için geliştirilen elektrotlar pek tercih edilmezler. Ancak esnek tel elektrotlar insan hareketinin anatomisini ve mekanizmasını inceleyen çalışmalarda kullanılabilir [30]. Esnek tel kas içine yerleştirilmiş olmasına rağmen hareketin yapılmasını engellemez.

3.2.2 Girişimsel Olmayan Yöntem Ve Yüzey Elektrotları

Yüzey EMG'si zamana ait karakteristikler içeren sinyalleri algılayan, girişimsel olmayan bir tekniktir ve kasların uyarımlara olan cevabını anlamak için oldukça kullanışlıdır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Yüzey EMG Elektrotları

Yüzey elektrotları ilgili kası örten deri üzerine yerleştirilir ve bir çok motor ünitesinden gelen birleşmiş aktiviteyi algılar [2]. Gelişen teknolojiye paralel olarak üretilen özellikli elektrotların kullanılmasıyla yüzey EMG'si insan hareketinin anatomisini ve mekanizmasını inceleyen çalışmalarda, spor faaliyetleri ile ilgili tıp alanında ve kliniklere dahi kullanılır olmuştur.

Dışardan, deri üzerine elektrotların yapıştırılmasıyla kaydı alınan yüzey EMG'si

birleşmiş kas gruplarının davranışlarını analiz etmede oldukça kullanışlı bir metottur. Yüzey EMG'nin önemli avantajlarından biri diğer tekniklere göre uygulamasının kolay olması ve kaydı alınan kişiye daha az sıkıntı ve zorluk vermesidir. Ancak bu tekniğin esas avantajı oldukça geniş kas gruplarında, bir çok kasın eş zamanlı hareketinin incelendiği çalışmalarda etkili bir şekilde faydalı olmasıdır.

Bununla birlikte Yüzey EMG tekniğinin dezavantajları da yok değildir. İlgili kas demeti üzerindeki geniş sinyal alma alanından dolayı yüzey elektrotları ile alınan sinyaller genellikle en yakın kas grubundan hatta farklı kas gruplarından kaynaklanıyor olabilir. Bu durum araştırmacıya kayıtların geçerliliği ile ilgili bir çok soru işareti bırakmaktadır. Parazitlerin etkisini belirlemek ve nitelendirmek için çok miktarda çaba sarf ediliyor olmasına rağmen bu soru işaretlerini tam olarak gideren kolay bir yol geliştirilememiştir [1]. Genel olarak değerlendirmek gerekirse yüzey EMG'si zaman, kuvvet veya yorulma ile ilişkili analizler için tatmin eder seviyededir[21].

3.3 EMG Sinyallerinin Analizi İle Elde Edilen Bilgiler

EMG çoğu zaman tek başına, bazen de diğer yardımcı yöntemlerle birlikte doktoru olası en kesin tanıya götürmekte ya da tanı için doğrudan diğer yöntemlere sevk etmektedir. EMG analizi sıklıkla; bel ve boyun fitiklerinde, uç sinirlerin belli noktalarda sıkışmasının neden olduğu ağrılı durumlarda ve his kusurlarında, kol ve bacak güçsüzlüklerinin görüldüğü bazı durumlarda, sınırlı veya yaygın kas erimelerinde sinir ve kasların ne kadar zarar gördüğünü ölçmek amacıyla kullanılmaktadır.

EMG kayıtlarından elde edilen en temel bilgi kasın aktivite gerçekleştirilirken veya özel bir durumda aktif olup olmadığıdır. Bir kasın aktif olduğu düşünülüyorsa o kasdan alınan EMG kaydı belirli bir eşik değerini aşmalıdır. Bu eşik değeri ya önceden istatistiksel olarak belirlenmiş bir değerdir yada kullanılan cihazın gerçekleştireceği ölçümler için kabul edilebilir bir değerde olan, cihazın gürültü seviyesi tarafından belirlenmiş bir değerdir. Genellikle bir kasın aktif olmadığını göstermek çok zordur çünkü herhangi bir kas çok nadir bir şekilde tamamen dinlenme pozisyonundadır. Bazı araştırmacılar bu eşik seviyesini mutlak bir değerle tanımlamışlardır [31]. Bu eşik değeri kullanılarak gerçekleştirilecek ölçüm basitçe kasın deneysel şartlar altında nasıl

aktif olduğunu gösterir. Ölçüm sadece kas kuvvetini bildirmemeli aynı zamanda kasın kullanım fonksiyonunu da vermelidir. Sinyal birkaç özelliği kullanılarak nitelendirilmelidir. Bu işlem sinyal içindeki pik aktivitelerinin oranını, istenilen pozisyondaki aktiviteyi ve kas aktivitesinin başlama anını içermelidir [21].

Aktif olup olmama durumunu, ilgili kasın kuvvetini veya verilen kasdaki yorgunluğu belirlemek için EMG sinyallerinin bazı formları gerekmektedir. Eğer saf ya da işlenmiş sinyal değişiklik sergilemişse, aktivite süresince kasın kullanımda olduğu anlaşılır. Kaslarda aktivite olup olmadığı ile ilgili yapılan çalışmalarda çeşitli deneysel koşullar altında EMG sinyallerinin fazlarıyla ilgilenilmektedir. Öncelikle sinyal işlenmekte ve sonrasında ilgili kasın zamansal verileri istatistiksel olarak değerlendirilmektedir.

EMG kuvvet ölçümü, belirli bir kas kasılmasına katkıda bulunan motor ünitelerinin ateşleme oranı gibi ortalama nicelikleri ölçer ve gerçek kuvvet üretim miktarını öğrenmemizi sağlar. Kasılma yoğunluğu arttıkça daha fazla ünite kasılma işlemine dahil edilir. Daha fazla ünitenin kasılma işlemine dahil edilmesi motor ünitesi ateşleme frekansının artması demektir. Gözlenen motor ünite aktivitesi bu değişiklikleri girişimin yoğunlaşması ve genliğin artması şeklinde aksettirmektedir. Sinyal, kuvvete karşılık gelen üretim ile ilgili EMG aktivitesinin seviyesini nümerik bir değer olarak elde etmek için işlenebilir. Ancak işlenmiş EMG ile üretilen kuvvet arasındaki ilişki ile ilgili bir çok sonuç mevcuttur [32]. Araştırmacıların çoğu uzunca bir süre bazı ilişkilerin var olduğunu ve neticede EMG'nin kasların aktif kontrol girişlerini belirlemede kullanılabileceğini düşündüler. Bazı araştırmacılar EMG sinyallerinin kas kuvvetini direk olarak verdiği ile ilgili çalışmalar sunarken diğerleri kuvveti tahmin edebilmek için EMG sinyallerine çok kompleks sinyaller uyguladılar [33]. Kas kuvveti ile ilgili yapılan çalışmalarda, bir çok araştırmacı özel bir aktivite ile ilgili üretilen mikrovoltların mutlak değerlerini, doğrultulmuş ve ortalaması alınmış EMG sinyallerinden elde ederek değerlendirmeye çalışmaktadır. EMG sinyalleri ile oluşan kuvvet arasındaki ilişki ile ilgili yapılan diğer bir çalışmada ise tahrik seviyesine bağlı olarak normalize edilmiş kuvvete karşılık gelen yüzey EMG sinyallerinin genlikleri arasında bir ilişkinin var olduğu ispatlanmaya çalışılmıştır [34]. Burada, sinyal genliklerinin RMS değerleri farklılık içeren parametre olarak kullanılmıştır çünkü bu parametre bir kas kasılması sırasında motor ünitelerinin davranışlarına uygunluk gösteren bir parametredir. Elde

edilen sonuçların yorumlanmasıyla kuvvet ile normalize edilmiş RMS değerleri arasında direk bir ilişki olduğu sonucuna varılmıştır.

EMG sinyalleri kullanılarak elde edilmeye çalışılan bir diğer bilgi ise kaslarda oluşan yorgunluktur. Ağır iş sonucu oluşan genel fiziksel yorgunluk hakkında çok az bilgi bulunmaktadır. Kandaki laktat oranının artışı ve pH'daki düşüş gibi metabolik değişiklikler yorgunluğu anlamada katkıda bulunmasına rağmen tam olarak fenomen açıklanabilmiş değildir [2]. Yorgunluk kaslar tarafından yapılan işin tipine bağlı olarak yavaşça veya hızlıca gerçekleşebilir. İş yükü göreceli olarak az ise yavaş motor üniteleri tamamıyla tetiklenirler. Eğer iş hızlı ve kuvvetli bir kasılma gerektiriyorsa hızlı motor üniteleride maksimum çıkış için kasılma işlemine dahil edilirler, bu durumda hızlı kas yorgunluğu gözlemlenebilir.

Bölgesel olarak gerçekleşen yorgunluk durumunda ise, tipik olarak bölgesel rahatsızlık, ağrı ve kuvvet üretim kapasitesinde azalma gibi göze çarpan belirtileri ilgili kaslarda görülmektedir. Bu durumda oluşan yorgunluk türü literatürde Bölgesel Kas Yorgunluğu olarak tanımlanmaya başlamıştır [35]. Kas da oluşacak efor seviyesinin bölgesel kas yorgunluğuna yol açabilmesi için yüksek oranda olması gerektiği gibi bir zorunluluk yoktur. Maksimum istemli kasılmanın %10 gibi düşük seviyedeki isometrik bir kasılmanın bölgesel kas yorgunluğuna neden olabileceği gösterilmiştir [21].

Bölgesel kas yorgunluğu oluşmuş bir kasdan alınan yüzey EMG sinyalleri ile o kasdan yorgunluk yokken alınan sinyaller arasında farklılıklar mevcuttur. En genel iki değişiklik sonlara doğru sinyalin frekans bileşenindeki kayma ve genlikteki artmadır [35]. Araştırmaların çoğunda yorgunluğun varlığını göstermek için spektral analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bu türden yapılan araştırmalar neticesinde elde edilen sonuçlar frekans kaymasının ve genlikdeki artışın yorgunlukla ilgili olduğunu göstermiştir [36]. Bu değişikliklerin, orjinal sinyalin frekans bileşenlerinin düşük frekanslara kaymasıyla açığa çıkan yüksek seviyede enerjinin dokulardan elektrotlara transfer olması nedeniyle olduğu tesbit edilmiştir. Bu enerji transferi kaydedilen sinyalin genliğini artırmaktadır. Kaslarda yorgunluk meydana getirecek kasılmalar esnasında EMG sinyalinin yüksek frekans bölgesinde güç yoğunluğu azalırken düşük frekans bölgelerinde arttığı tesbit edilmiştir.

Bu konu üzerine yapılan çalışmaların genelinde spektral karakteristik ve genlikte görülen değişiklikler için fizyolojik sebepler öne sürülerek, açıklama yapılmaya çalışılmaktadır. Bu çalışmalar sonuç vermiş ve frekanstaki kaymanın neredeyse tamamının aksiyon potansiyellerinin yayılım hızına bağlı olarak oluştuğu kanıtlanmıştır [36]. Azalan yayılma hızı üretilen ve biriken asit oranı ile ilişkilidir. Bulunan bu sonuçlara rağmen diğer bazı araştırmalar spektral analiz ile elde edilen verilerle yorgunluğun tatmin edici seviyelerde belirlenemediğini göstermektedir. Bunun sebebi ise EMG sinyalinin frekansının; iş yükündeki değişiklik, kasın uzunluğundaki değişiklik gibi bir çok faktörden etkileniyor olmasıdır [37-38].

EMG'nin bölgesel kaslardaki yorgunluk ölçümünde iyi sonuçlar vermesine ve sıklıkla kullanılmasına rağmen iş bilimi ve biyomekanik gibi araştırma konularında EMG analizini kullanmadan önce bazı sınırlamaları anlamak gerekmektedir. Daha önce de belirttiğimiz gibi bu konuda karşılaşılan ilk problem yorgunluğun tanımıdır. Çünkü yorgunluğun yaygın, evrensel bir tanımı bulunmamakta dolayısıyla EMG ölçümlerinin geçerliliği ve anlamı şüpheli olmaktadır. Bölgesel kas yorgunluğu için geçerli olan ağrı toleransı, kas motivasyonu gibi diğer faktörler analize dahil edilmemektedir. Ek olarak spektral kayma kısa zamanlı kasılma yorgunluğunda kullanılmaktadır. Ancak uzun süreli kas yorgunluklarında EMG'nin kullanımı hala kuşku içerir. Örneğin uzun süreli bir iş periyodu sonucunda oluşan kas yorgunluğu için EMG'nin kullanımı henüz tam olarak tanımlanamamıştır. Ayrıca çeşitli EMG sinyallerindeki kayma, kasılmanın başlangıç aşamasında hızlı bir azalma göstermekteyken uzun süreli bir iş esnasında alınan EMG sinyallerinde bu kayma kasılmanın sonlarına doğru hızlı bir azalma sergilemektedir.

3.4 EMG Sinyal Analiz Yöntemleri

Son yıllarda hem kas içinden hem deri üzerinden alınan EMG sinyallerinin analizinde kullanılabilen bir çok metot geliştirildi. Bunlardan bazıları tıbbi alanda kapsamlı bir şekilde kullanılabilirken diğer bir kısmı laboratuvar araştırmaları ile sınırlı kaldı. EMG'nin özellikle girişimsel olmayan yüzey EMG' sinin tıpta, sporda ve mesleki hastalıklarla ilgili alanlarda artan bir ilgi bulmasının sebebi, sinyal işleme tekniklerinin bunlarla ilgili gerek yazılım gerekse teçhizat olarak ekipmanların teknolojisindeki artıştan kaynaklanmaktadır.

EMG sinyalleri ne periyodik ne de deterministik bir sinyaldir [39]. Başka bir deyişle ayrı ayrı zamanlarda, keyfi olarak seçilecek EMG sinyallerinin istatistiksel davranışı tam olarak aynı değildir. Belirli zaman aralıklarında EMG sinyalleri kendilerini tekrar etmezler ve tek bir matematiksel ifade kayıt süresinin tamamı boyunca elde edilen EMG sinyalini temsil edemez.

3.4.1 Zaman Domenli Yöntemler

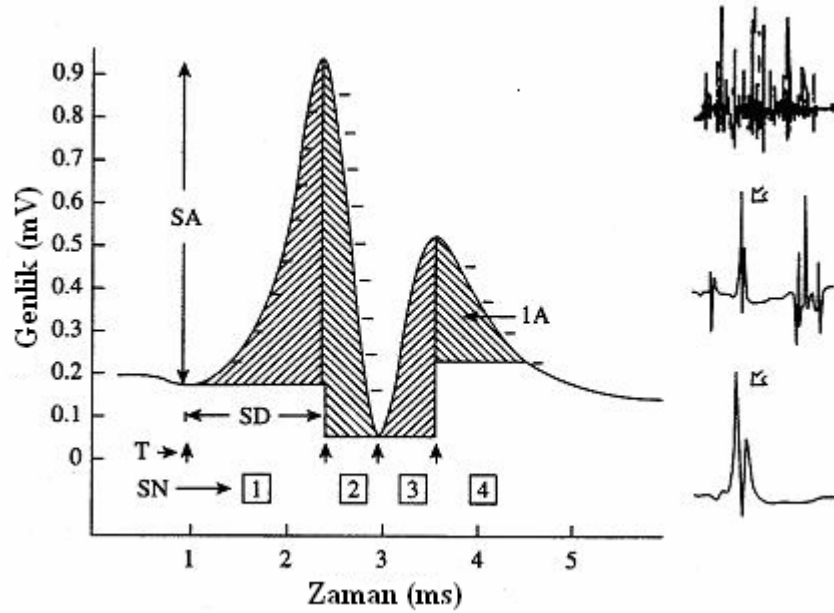
Herhangi bir analizin uygulanmadığı, saf EMG sinyalleri kaslardan elde edilen doğal myoelektriksel aktiviteyi içermektedirler. Bu gerçek temel alınarak, EMG'nin yorumlanması için uzunca bir süre elde edilen sinyal görsel denetlemeye tabi tutulmuştur. EMG'nin görsel analizi genelde ilk adım olarak hareketin genel karakteristikleri ile sinyal arasındaki ilişkiyi kurmak için yapılır ve değerli bilgiler elde edilir. Sinyaldeki hızlı ve rastgele oluşan dalgalanmalar, bir çok kas fiberinden gelen aksiyon potansiyellerinin tamamını içeren EMG sinyalinde, herhangi bir aksiyon potansiyelinin diğer bir tanesi ile toplanması veya çıkarılması ile oluşmuş olabileceği için göz ardı edilir. Aslında dikkat edilmesi gereken özellik sinyalin zarfı olarak tabir edilebilecek olan, dış sınırlardır.

Bu tür zaman domenli yöntemler sezgiseldir ve nicel bir temele sahiptir. İşlenmemiş sinyalden bir kasın aktif olup olmadığı tespit edilebilir. Ancak sadece zamana ait bilgiler kullanılarak kaslarla ilgili yorumlar yapma oldukça zayıf temellere dayanır. Çünkü en kolay şekilde değerlendirilebilecek olan ilgili kasın aktif olup olmama bilgisi bile farklı eşik seviyeleri için değişiklikler arz edecektir. Bu durumda sonuç tamamen yanlış değerlendirmeler sonucu elde edilmiş olacaktır [40].

Basitçe genliklerin tepeden tepeye değerleri ile yapılan karşılaştırma işlenmemiş EMG sinyalinin çok kompleks olması nedeniyle yanlış olmaktadır. Doğru bir yorum için yüksek kalitede kayıt yapabilen cihazlarla sinyallerin kaydedilmesi ve uygun yöntemlerle işlenmesi gerekmektedir.

İşbilimi veya vücut hareketinin anatomisi ve mekanizması ile ilgili çalışmalarda kullanılmak üzere bilgiler elde etmek için zaman domenli bir çok teknik kullanılmıştır.

Bu yöntemlerden birisi; son 20 yılda yapılan tasniflerin ardından özellikle iğne elektrotlar kullanılarak girişimsel yöntemlerle kaydedilen EMG sinyallerini yorumlamada genel olarak kullanılan Sapma ve Genlik yöntemidir.[41].



Şekil 3.7. Sapma ve Genlik Yöntemi

Sapma terimi EMG sinyalinin eğimindeki değişiklikleri tanımlar. Arka arkaya gelen iki sapma arasındaki sinyal parçası segment olarak tanımlanır ve bu parçayla ilişkili segment devam süresi (SD), segment genliği (SA) gibi terimlerin hastalıklı ve normal kişiler arasındaki karşılaştırılması yapılarak teşhis gerçekleştirilir[42].

3.4.2 Frekans Domenli Yöntemler

Frekans domenli teknikler EMG sinyalinin içeriğinde taşıdığı bilgileri zaman domeninden frekans domenine çevirmek için kullanılır. EMG sinyalini frekans domenine çevirmekle yapılan basitçe, EMG'nin taşıdığı bilgileri açığa çıkararak bu bilgileri ölçme ve tanımlamadır.

Fourier analizi bir çok sinyal işleme uygulamalarında kullanıldığı gibi EMG sinyallerini işlemede de kullanılmaktadır. Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) belirli sürelerde gerçekleştirilen kasılmalar esnasında kaydedilen yüzey EMG sinyallerinin frekans

spektrumunu belirlemede en genel metottur. Bu analiz türü anormal fiber tiplerinin sebep olduğu kas hastalıklarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca HFD spor alanında yorulma indeksi ve lif tertiplerindeki yaralanma belirtilerini tesbit etmek için de kullanılmaktadır [43].

Bu türden avantajlara sahip olmasına rağmen hala teşhiste, tanı koymada rutinleşmiş bir test olarak kabul edilmemektedir. Çünkü EMG sinyalleri ne periyodik ne de deterministik bir sinyaldir. Aksine EMG sinyalleri, frekans, genlik ve dalga şekli bakımından durağan olmayan sinyallerdir [39]. Dahası bu sinyaller eğitimli teknikerlerin dahi gerçek kas aktivitesinden ayırt edemediği girişimler içermektedir [2]. Dolayısıyla bu sinyallerin işlenmesinde Fourier Dönüşümü gibi klasik yöntemleri kullanmanın uygun olmadığı kesindir.

Sinyal işleme yöntemlerinin gelişim süreci içerisinde EMG gibi durağan olmayan sinyallere uygun analiz yöntemleri geliştirmek temel amaç olmuştur. Bu gaye ile geliştirilen sinyal analiz metodu Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD) olarak tanımlanır. KZFD işaret küçük segmentlere bölünür ve sinyalin bu segmentleri durağan olarak kabul edilir. Bu amaç için bir pencere fonksiyonu seçilir ve işaretin bölünen segmentleri ile pencere fonksiyonunun uzunluğu eşit alınır. Pencereleme fonksiyonu $t=0$ 'dan başlayarak işaret boyunca kaydırılır ve her aşamada orijinal sinyal ile çarpılarak çarpımın hızlı Fourier dönüşümü alınır[44]. Eşitlik (3.1) KZFD işlemini göstermektedir.

$$KZFD(t, f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)w(\tau - t)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2 \quad (3.1)$$

burada w pencereleme fonksiyonu veya analiz filtresi olarak isimlendirilir. $x(\tau)w(\tau - t)$ ise orijinal $x(n)$ işaretinin kısa zaman segmentlerinin pencereleme fonksiyonu ile çarpılmasını gösterir.

KZFD yapısı gereği işarettaki frekans değişimlerinden bağımsız olarak işaretin başından sonuna kadar seçilen aynı yapıda ve sonlu uzunlukta pencere kullanıldığı için zaman-frekans çözünürlüğü kavramı ortaya çıkmaktadır. Bu durum seçilecek pencereleme işaretinin türünü çok önemli kılmaktadır. Çünkü zaman ekseninde dar pencerelerle gerçekleştirilen KZFD sonucunda, sinyal zaman ekseninde iyi bir çözünürlük

sergilerken frekans ekseninde ise çözünürlük kötü seviyelerde olacaktır. Tersini durumda yani pencere genişletildiğinde frekans çözünürlüğünde iyileşme gözlenirken zaman ekseninde çözünürlük azalacaktır [45].

Bu nedenlerle en verimli analizi gerçekleştirebilmek için EMG sinyallerinden öznelik elde etmek amacıyla Dalgacık Dönüşümü uygulanmıştır. Dalgacık dönüşümü, çok daha iyi zaman-frekans kararlılığı sağlayan ölçek kavramını içerdiği için durağan olmayan sinyaller için oldukça uygundur [46].

4. BÖLÜM

DALGACIK DÖNÜŞÜMÜ VE ÇENE KASLARINDAN EMG SİNYALLERİNİN ELDE EDİLMESİ

Ortodontik literatürde, diş çıkarımı süresince anormal dil ve dudak fonksiyonlarının neden olduğu ortodontik bozuklukları kontrol edebilme problemi önemli bir yer tutmaktadır. Bu tür bozuklukların giderilebilmesi amacıyla yapılan çalışmalar, ağız yapısına ait kusurları gidermek, çene kaslarına uygun yönlendirmeyi yapabilmek ve bu kasların uyguladığı kuvveti kararlı hale getirmek üzerine odaklanmıştır. Bu çalışmanın amacı ise ağız yapısında ortodontik bozukluklar bulunan çocuklarda kullanılan aparenin, çene ve ağız ile ilgili kaslarda oluşturduğu etkinin araştırılmasıdır. Öznitelik elde etmek amacıyla EMG sinyallerine Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) uygulanmış ve detay 3 sinyalinin güç spektral yoğunluğu elde edilmiştir.

Herhangi bir sistemden alınan sinyaller gerek frekans gerek zaman bölgelerinde değişik matematiksel formüllerle gösterilebilmektedir. Bu gösterim formüllerinden en uygun olanı sinyalin ve karşılaşılan sorunun karakteristiklerine göre belirlenmektedir. Örneğin bir kontrol sisteminde sistem kararlılığı inceleniyorsa en uygun bölge s – uzayı iken, aynı sorunu çözmek için Fourier serilerini kullanmak çözümü daha da zor hale getirmektedir. Bu çalışmada ise EMG gibi durağan olmayan sinyallerin analizinde ayrıntılı zaman frekans çözünürlüğü sağlayan Dalgacık Dönüşümü kullanılmıştır.

4.1 Dalgacık Dönüşümü

4.1.1 Dalgacık

Fourier'in 1807 de ortogonal Fourier serilerini tanımlamasıyla başlayan süreç içerisinde yapılan çalışmalar, 1873'de Fourier serileriyle başka bir değere yakınsanamayan bir fonksiyonun bulunmasına yol açmıştır [47]. Bu problem Haar'ın 1909'da, herhangi bir

$f(x)$ fonksiyonuna düzgün dağılımlı olarak yakınsanabilecek yeni bir ortogonal seri oluşturmasına yol açmıştır. Haar serileri Fourier serilerinde karşılaşılan yakınsama güçlüğünü çözerken, fonksiyonlarda karşılaşılan eğimlerin ifade edilmesinde yetersiz kalmaktadır. Çünkü küçük bir eğim ancak çok sayıda taban fonksiyonu kullanılarak ifade edilebilmektedir.

1980'lere kadar matematikçiler Haar serilerinde karşılaşılan bu sorunu çözmeye çalışmışlar, 1980'lerin sonlarında ise "dalgacık" kavramını ortaya atmışlardır [48].

Buna göre dalgacık, Fourier dönüşümü $\psi(\epsilon)$ olan ve $\int_0^{\infty} |\psi(t\xi)|^2 \frac{dt}{t} = 1$ şartını her yerde sağlayan bir fonksiyondur.

4.1.2 Ayrık Ve Sürekli Dalgacık Dönüşümleri

Dalgacık dönüşümlerinde zaman tanımlı bölgede verilen sinyal, dalgacık fonksiyonu denilen özel bir fonksiyonla korele edilir ve sinyalin her bir bölütü için dönüşüm hesaplanır. Dalgacık Dönüşümlerinde ana hedef bir sinyali ölçek parametreleri ile etiketlenmiş temel fonksiyon kümelerine ayrıştırabilmektir. Bu büyük boyutlu sinyallerin daha küçük yerel bölgelerinde analizine olanak tanır. Temel fonksiyonlar, ana dalgacık adı verilen fonksiyonun genişmesi, büzülmesi ve kaydırılması ile elde edilirler. Diğer bir ifadeyle dalgacık dönüşümü ana dalgacık sinyalinin kaydırılmış ve ölçeklendirilmiş bölümlere ayrıştırılmasıdır. Dalgacık sinyalinin geliştirildiği yani uzun olduğu bölgelerde sinyaldeki yavaş değişimleri ve/veya düşük frekansları; büzüldüğü yani kısa olduğu bölgelerde ise ani değişimleri ve/veya yüksek frekans bileşenlerini daha iyi betimlemek mümkün olmaktadır.

Gerçel bir işaretin, $f(t)$ Dalgacık Dönüşümü (DD) aşağıdaki gibi tanımlanabilir.

$$W_{\psi} F(b, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left\{ \frac{t-b}{a} \right\} dt \quad (4.1)$$

Burada W_{ψ} dalgacık operatörünü (Ψ^*) da Ψ 'nin karmaşık eşleniğini gösterir. Formüldeki b ve a ise, yarı açık (b, a) düzleminde ($b \in \mathbb{R}, a > 0$) olarak tanımlanır.

Burada Ψ fonksiyonu ana dalgacık fonksiyonudur ve iki koşulu sağlaması gerektiği bilinmelidir. İlk koşul Eşitlik 4.2 ile belirtilen sonlu enerjiye sahip olma koşuludur.

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (4.2)$$

Bu eşitlik, $\Psi(t)$ 'nin bağımsız değişkeni üzerinden karesi alınabilir diye okunur ve Ψ fonksiyonunun sonlu enerjiye sahip olduğunu gösterir. İkinci koşul ise kabul edilebilirlik koşulu olarak adlandırılır ve aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$C_{\psi} = 2\pi \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{|\psi(w)|^2}{w} dw < \infty \quad (4.3)$$

Eğer $\Psi_{a,b}(t)$ aşağıdaki Eşitlik 4.4'deki gibi tanımlanırsa $\Psi(t)$ a ile ölçeklenmiş ve b kadar da kaydırılmış olacaktır.

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (4.4)$$

Bu durumda Eşitlik 4.1 ; $f(t)$ ve $\Psi_{a,b}(t)$ fonksiyonlarının skaler çarpımı olarak aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$F(b, a) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt \quad (4.5)$$

Eşitlik 4.5 kullanılarak bir işaretin dalgacık bölgesinde ayrıştırılmasına Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) adı verilir. SDD, gerçek sinyallerin işlenmesini gerektiren uygulamalar için kullanışsız olduğundan Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) geliştirilmiştir. Burada ölçekleme ve öteleme katsayıları sürekli şekilden çıkarılıp ayrık şekle dönüştürülmüştür.

$$a = a_0^m, b = nb_0 \quad (4.6)$$

Bu eşitlikte yer alan m ve n birer tam sayıdır ve a_0 ile b_0 ayırıklaştırılmış parametreleri göstermektedir. Değiştirilen ölçekleme ve öteleme katsayıları ile oluşan yeni dalgacık Eşitlik 4.7'de ki gibidir.

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0}{a_0^m}\right) \quad (4.7)$$

Bu durumda ADD Eşitlik (4.8) ile ifade edilir.

$$F_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{m,n}^*(t) dt \quad (4.8)$$

4.1.3 EMG Sinyallerinin Spektral Analizi İçin Ayrık Dalgacık Dönüşümü ve Güç Spektral Yoğunluğu

ADD analizi, bir sinyale ait zaman ve frekansla tanımlı bölgelerde yer alan bilgileri eşzamanlı olarak gösterdiği için sinyaldeki eğilimleri, çöküm noktalarını ve süreksizlikleri belirlemek açısından diğer dönüşüm tekniklerine göre daha avantajlıdır. Biyolojik işaretlerin analizinde sıklıkla kullanılan bu analiz yönteminin sahip olduğu en önemli özelliği yüksek frekanslarda yüksek zaman ve düşük frekans çözünürlüğü sağlarken alçak frekanslarda yüksek frekans ve düşük zaman çözünürlüğü sağlamasıdır. ADD ile yapılan analizlerde sinyal, dalgacık katsayılarını kullanan iki FIR filtre ile yaklaşım (alçak frekanslı bileşenler) ve detay (yüksek frekanslı bileşenler) olmak üzere ikiye ayrıştırılır. Örneğin bir seviyeli bir ayrıştırma işlemi sonrasında tüm sinyal yarı sayıda örnek ile temsil edildiğinden zamanda çözünürlük de yarıya iner. Buna rağmen frekansta çözünürlük artar, çünkü elde edilen işaretin kapsadığı frekans bandı bir üst seviyedeki sinyalin frekans bandının yarısıdır. Böylece frekansdaki belirsizlik yarı yarıya azalmış olur. Yüksek frekanslarda iyi zaman çözünürlüğü, alçak frekanslarda ise iyi bir frekans çözünürlüğü elde edilir. Bu işlemler verimliliği en üst seviyeye çıkaracak şekilde ard arda uygulanabilir.

Bu çalışmada, literatürde yer alan bir çok çalışmada başarısı kanıtlanmış olan

Daubechies dalgacığı kullanılmıştır [45, 49-50]. Bütün dalgacık dönüşümleri standart tümlev ayna filtre şartlarına kafi gelen alçak geçiren filtre, h a göre tayin edilebilir.

$$H(z)H(z^{-1}) + H(-z)H(-z^{-1}) = 1 \quad (4.9)$$

Bu formüldeki $H(z)$ h filtresinin z -dönüşümünü temsil etmektedir. Bu filtrenin tümleyeni olan yüksek geçiren filtre (4.10) eşitliği ile tanımlanır.

$$G(z) = zH(-z^{-1}). \quad (4.10)$$

Filtrelerin dizisi i alt simgesi ile sıralanan uzunluđa göre elde edilebilir.

$$H_{i+1}(z) = H(z^{2^i})H_i(z) \quad (4.11)$$

$$G_{i+1}(z) = G(z^{2^i})H_i(z), \quad i = 0, \dots, I - 1 \quad (4.12)$$

başlangıç şartı $H_0(z) = 1$ dir. Eşitlik (4.13) de zaman domeninde ikili skala olarak ifade edilmektedir.

$$\begin{aligned} h_{i+1}(k) &= [h]_{\uparrow 2^i} * h_i(k), \\ g_{i+1}(k) &= [g]_{\uparrow 2^i} * h_i(k), \end{aligned} \quad (4.13)$$

$[\cdot]_{\uparrow m}$ alt simgesi ayırık zamanda örnekleilmiş m ve k faktörleri ile yukarı örnekleme gösterir.

ADD, dalgacık ve skala fonksiyonları olarak tanımlanan ve sırasıyla yüksek ve alçak geçiren filtrelere tekabül eden iki fonksiyon seti ile dönüşümü gerçekleştirir.

Normalize edilmiş dalgacık ve temel skala fonksiyonlarını simgeleyen $\varphi_{i,l}(k)$, $\psi_{i,l}(k)$, Eşitlik (4.14) ile tanımlanır.

$$\begin{aligned}\varphi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} h_i(k - 2^i l), \\ \psi_{i,l}(k) &= 2^{i/2} g_i(k - 2^i l),\end{aligned}\tag{4.14}$$

Bu formülde $2^{i/2}$ iç çarpım faktörü, i ve l de sırasıyla skala ve dönüşüm faktörüdür. Ayrık Dalgacık Dönüşüm ayrıştırması ise Eşitlik (4.15) ile tanımlanır.

$$\begin{aligned}s_{(i)}(l) &= x(k) * \varphi_{i,l}(k), \\ d_{(i)}(l) &= x(k) * \psi_{i,l}(k),\end{aligned}\tag{4.15}$$

Bu formül de sırasıyla $s_{(i)}(l)$ ve $d_{(i)}(l)$, i çözünürlüğünde yaklaşım ve detay katsayılarıdır.

Bu çalışmada, çene ve ağız yapılarında ortodontik bozukluklar bulunan hastalardan alınan EMG sinyalleri Daubechies'in 'db3' dalgacığı dördüncü seviyede kullanılarak ayrıştırılmıştır. Ana sinyal, dört detay (D1-4) ve son yaklaşım sinyali (A4) kullanılarak katsayı matrisinden yeniden elde edilebilir. Elde edilen dört detay sinyalinden Detay 3 (D3) sinyalinin güç spektral yoğunluğu hesaplanmıştır. Genelde en çok enerjiye sahip olan ölçek seçilerek değerlendirme yapılmaktadır. Çünkü tipik bir şekilde en çok enerjiye sahip olan ölçeğin sahip olduğu özneliklerin en iyi bilgileri taşıdığı düşünülmektedir. Genellikle en çok enerjiye sahip olan ölçek olarak, yüksek frekanslı gürültülerden ve alçak frekanslı temel hat dalgalanmalarından etkilenmeyen orta sıradaki ölçek seçilmektedir [39].

Güç Spektrum Yoğunluğu (GSY), EMG'nin frekans domenli analizlerinde kullanılan en genel fonksiyondur ve özilinti fonksiyonunun Fourier dönüşümü olarak tanımlanır [43, 51]. Bir sinyalin Fourier dönüşümü aşağıdaki (4.16) eşitliği ile verilebilir.

$$x(w) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt\tag{4.16}$$

Özilinti fonksiyonu $R_x(t)$ Eşitlik (4.17) de verilmiştir.

$$R_x(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t).x(t+\tau)dt \quad (4.17)$$

Bir sinyalin GSY, sinyalin özilinti fonksiyonunun Fourier dönüşümü alınarak elde edilir (Eşitlik 4.18).

$$\Phi_x(w) = \int_{-\infty}^{\infty} R_x(\tau)e^{-jw\tau} d\tau \quad (4.18)$$

Güç spektrumu “w” frekansındaki güç yoğunluğunu gösterir ve sinyalin her frekansdaki güç bileşenini ölçer. Sinyali oluşturan bütün frekans bileşenlerinin GSY’nun integrali, toplam gücün hesaplanmasını sağlayacaktır.

Bir diğer ifadeyle, güç spektral genlik eğrisinin altında kalan alan sinyalin gücünü verecektir (Eşitlik 4.19).

$$P = R_x(0) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \Phi_x(w)dw \quad (4.19)$$

Uzun süreli bir veri kaydından elde edilecek olan bir segmentin GSY’nu hesaplamada en verimli yol veri kayıplarını en aza çekecek olan segmentleri pencere fonksiyonlarıyla çoğaltmaktır [52]. Bu nedenle çalışmada 256’lık Hanning penceresi kullanılmış ve her bir hesaplama için 128 örnekleme kaydırılarak yapılmıştır.

4.2 Çene Ve Ağız Çevresinde Yer Alan Kaslardan EMG Sinyallerinin Elde Edilmesi

EMG kayıtları ağız yapısında ortodontik bozukluklar bulunan, yaşları 7 ile 11 arasında değişen ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği fakültesinde tedavisine başlanan 10 hastadan alınmıştır. Sinyal kaydı, ilgili apare önce takılı değilken sonra takılıken olmak üzere iki farklı durumda gerçekleştirilmiştir. Kullanılan Pre-Ortodontik Trainer Aparesi ve yerleşim pozisyonu sırasıyla Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de görülmektedir.

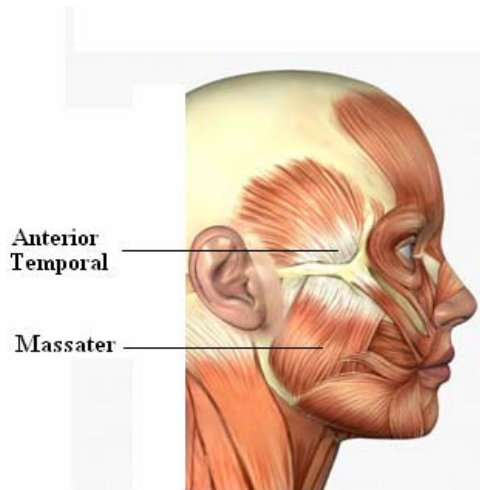


Şekil 4.1. Pre - Ortodontik Trainer Aparenti

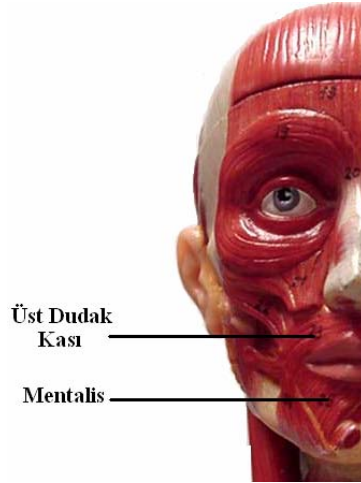


Şekil 4.2. Pre-Ortodontik Trainer Aparentinin Ağızda ki Yerleşim Pozisyonu

Kişi apareyi takarken elektrotlar yerlerinden, çıkarılmamıştır. EMG sinyalleri her bir hasta için sağ anterior temporal, sağ massater, sağ mentalis ve sağ üst dudak kaslarından alınmıştır. Bu kasların kafatası üzerinde buldukları yerler sırasıyla Şekil 4.3.ve Şekil 4.4 de görülmektedir.



Şekil 4.3. EMG Sinyalleri Alınan Sağ Anterior Temporal ve Sağ Massater Kasları



Şekil 4.4. EMG Sinyalleri Alınan Sağ Mentalis Ve Sağ Üst Dudak Kasları

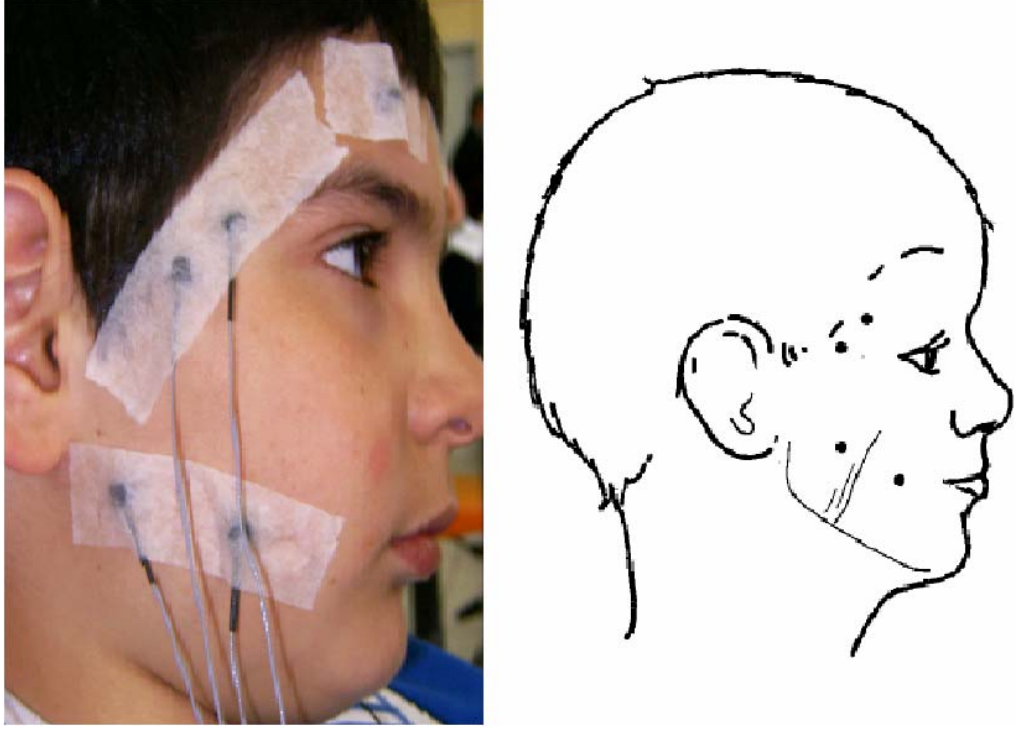
Çalışmaya başlamadan önce EMG sinyalleri alınacak hastaların velilerine işlemler ve nedenleri açıkça anlatılarak izinleri alınmıştır. Elektrotlar kas demetlerinin üzerlerine yerleştirilmeden önce her hastadan yüzlerini su ve sabunla yıkamaları istenilmiş ve ilgili bölgeler özel bir biyomedikal malzeme ile tortu ve ölü deri tabakasının mümkün olduğunca giderilmesi için silinmiştir. Gümüş yüzeyli, bipolar, 4mm yarı çaplı elektrotlar elektrot jeli ile doldurulmuş (Şekil 4.5) ve özel plaster bantla ilgili kas bölgesi üzerine yapıştırılmıştır.



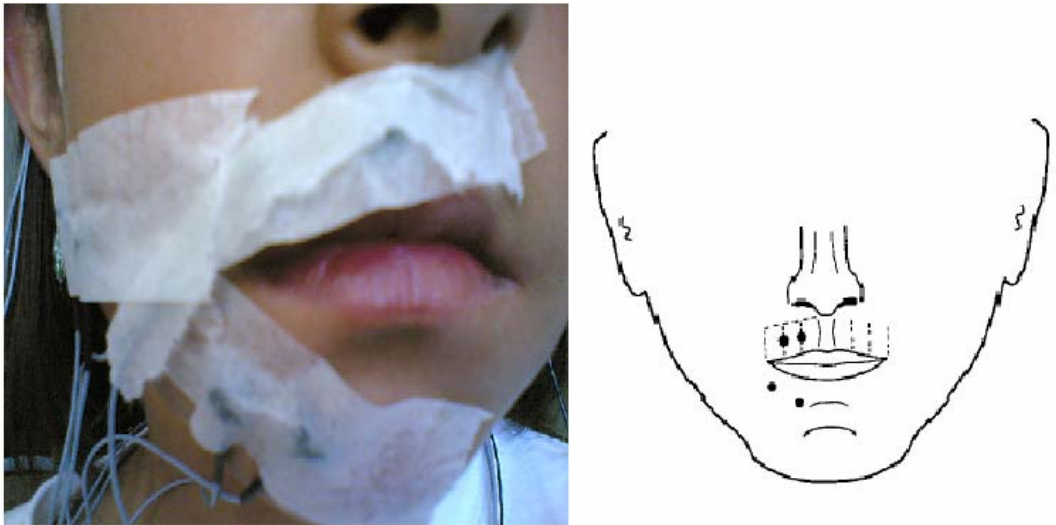
Şekil 4.5. Çalışmada Kullanılan Elektrotların Jel İle Doldurulması

Yüzey elektrotları, el ile muayene edilerek tesbit edilen kas demetlerinin üzerine yapıştırılmıştır. Şekil 4.6. ve Şekil 4.7.‘de sırasıyla anterior temporal ile massater kasları

ve üst dudak kası ile mentalis kasları üzerine yerleştirilen elektrotlar için elektrotların pratikteki ve teorideki yerleşim yerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Çene Çevresinde Yer Alan Anterior Temporal İle Massater Kas Demetleri Üzerine Yerleştirilen Elektrotların Teori ve Pratikteki Yerleşim Yerleri



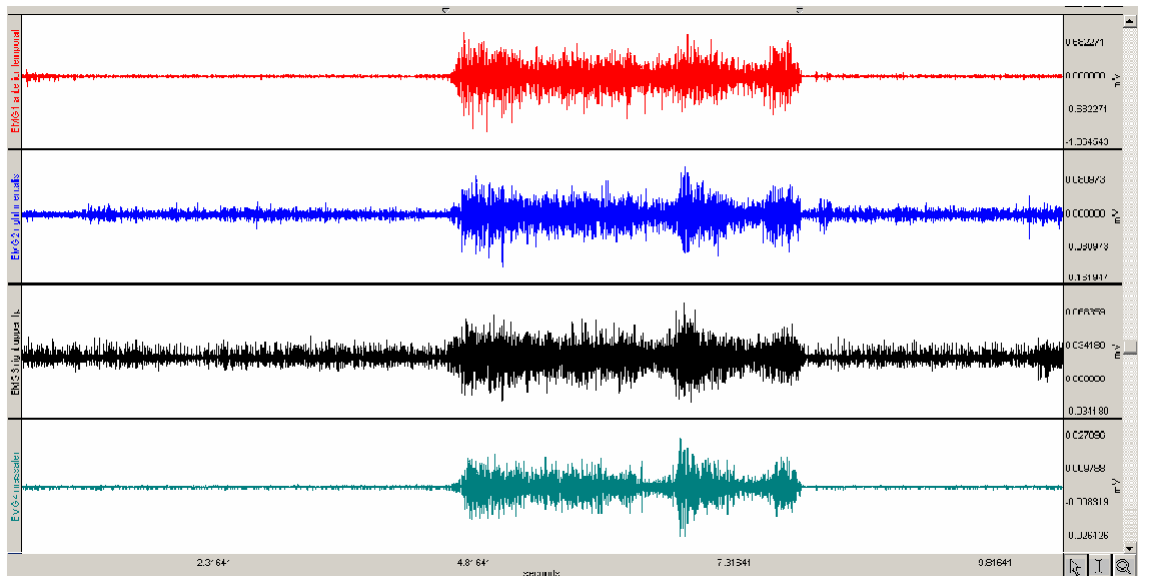
Şekil 4.7. Ağız Çevresinde Yer Alan Üst Dudak Kası İle Mentalis Kas Demetleri Üzerine Yerleştirilen Elektrotların Teori ve Pratikteki Yerleşim Yerleri

Kayıtlar ağız kapalı tutuluyorken, çeneyi sıkma ve emilim aktiviteleri esnasında alınmıştır. Sinyalleri elde etmek ve bilgisayar ortamında saklayabilmek için Biopac Sys., MP150 ünitesi kullanılmıştır (Şekil 4.8.).

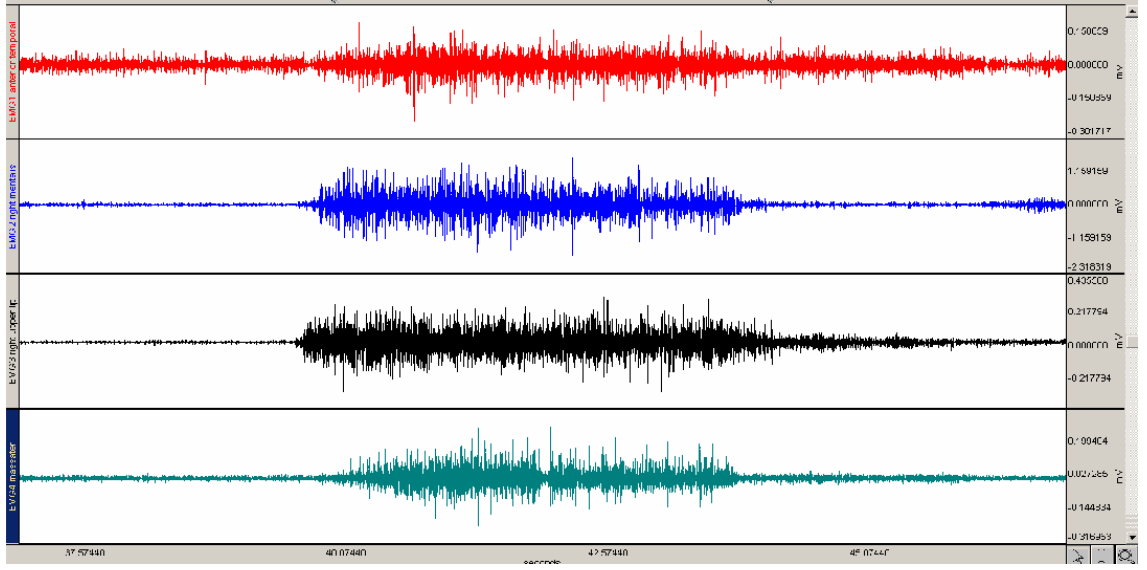


Şekil 4.8. EMG Sinyallerini Elde Etmede Kullanılan Biopac Sys., MP150 Ünitesi

Ünite, bir kuvvetlendirici modülü ve analog – dijital dönüştürücüdür. Sinyal, 2000 kazanç değeri ile kuvvetlendirilip, 5000 örnek/saniye hızda örneklenecek şekilde bilgisayara gönderilmiştir. Çene sıkma ve emilim aktiviteleri esnasında elde edilen EMG sinyalleri sırasıyla Şekil 4.9. ve Şekil 4.10.'da görülmektedir.



Şekil 4.9. Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Alınan EMG Sinyali

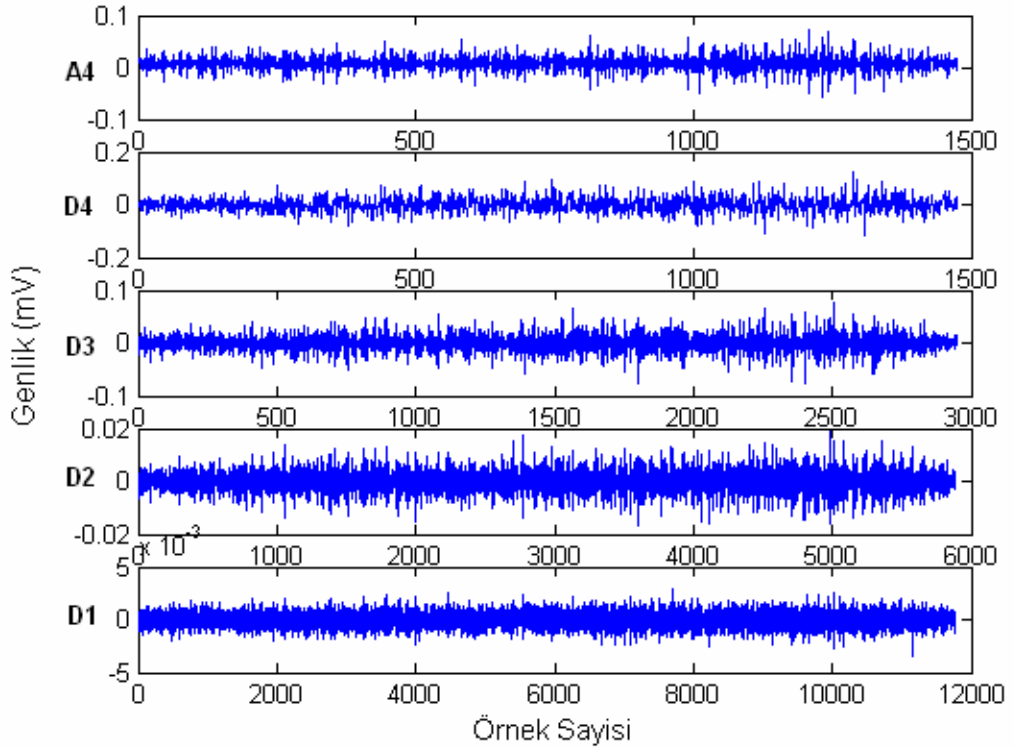


Şekil 4.10. Emilim Aktivitesi Esnasında Alınan EMG Sinyali

5.BÖLÜM

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

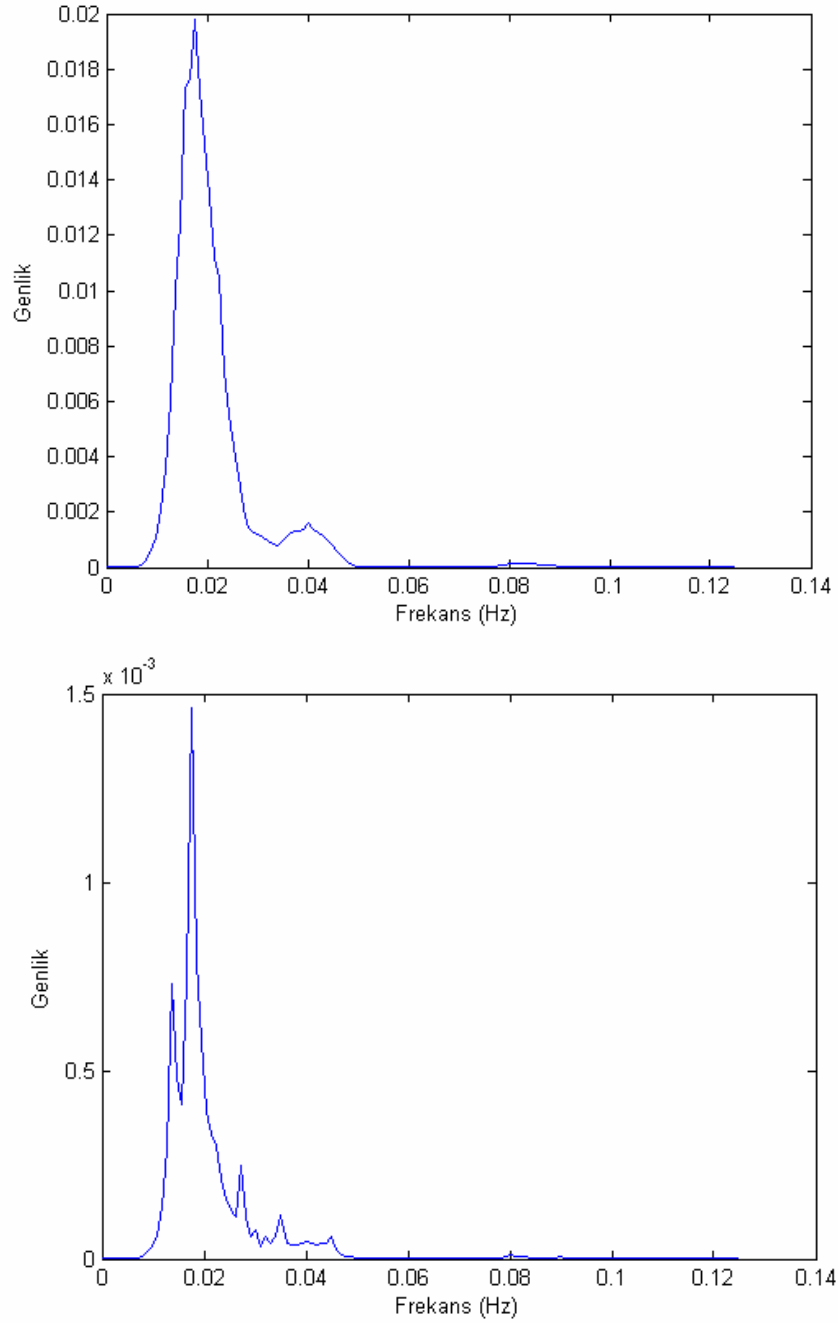
Çalışmaya katılan 10 hastanın anterior temporal, massater, mentalis ve üst dudak kaslarından alınan EMG sinyallerine ADD analizi uygulanmıştır. Hasta 1'in anterior temporal kasından ağızda apare varken alınan EMG sinyaline ADD uygulanmasıyla elde edilen yaklaşım ve detay katsayıları Şekil 5.1'de görülmektedir.



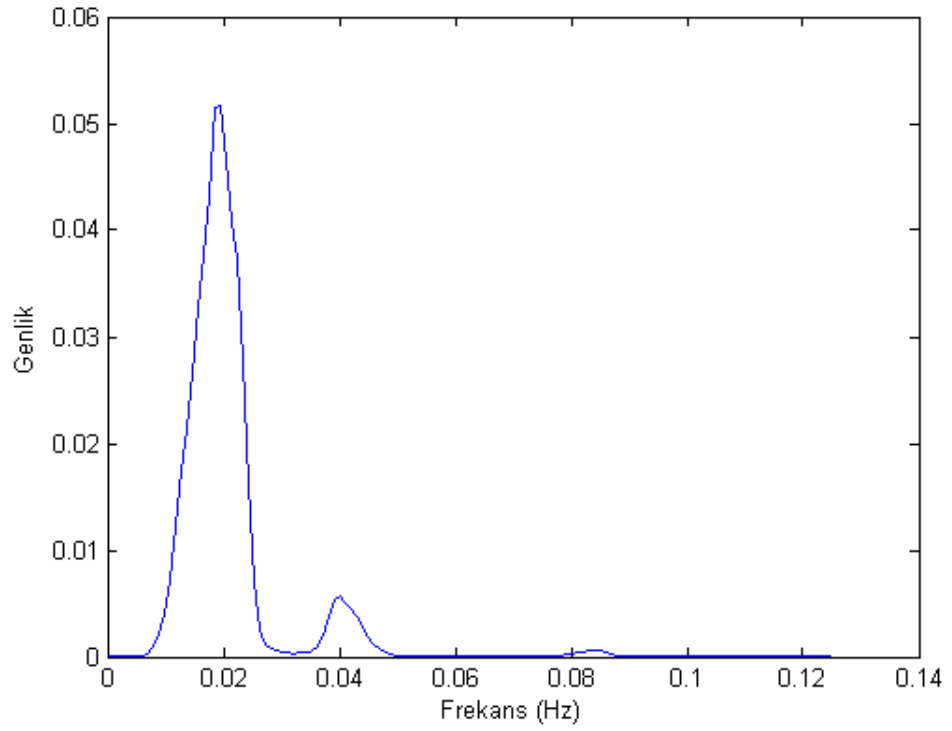
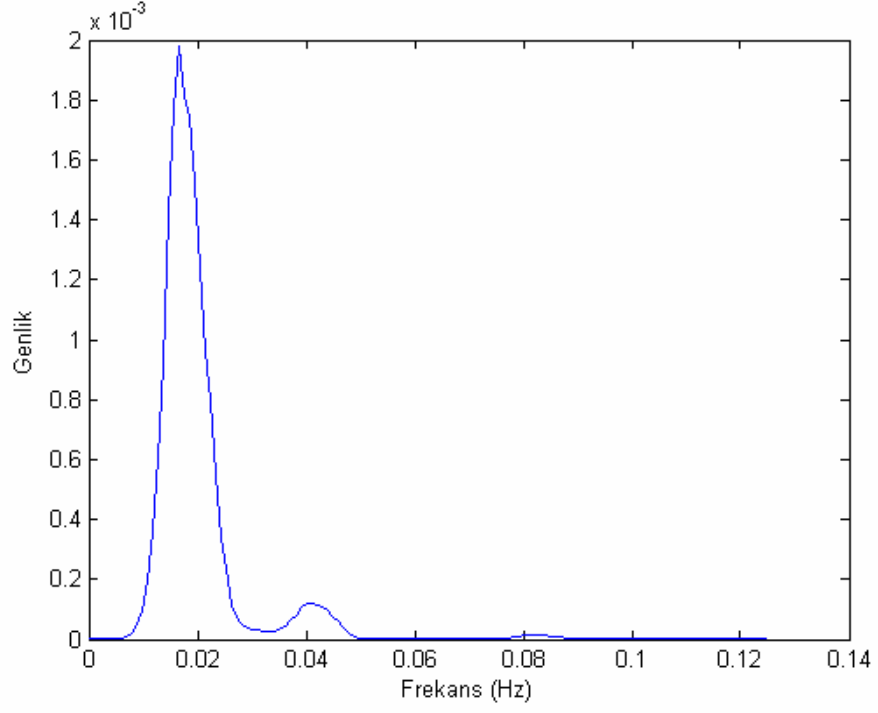
Şekil 5.1. EMG Sinyaline, db3 Dalgacığının 4. Seviyede Uygulanmasıyla Elde Edilen Yaklaşım ve Detay Katsayıları

Bir sonraki aşamada her kastan, ağızda apare varken ve yokken elde edilen EMG sinyallerinin ADD ile analizi sonucu elde edilen detay sinyallerinden D3 sinyalinin güç spektral yoğunluğu çizdirilmiş ve bu sinyalin maksimum tepe genliğinin değeri

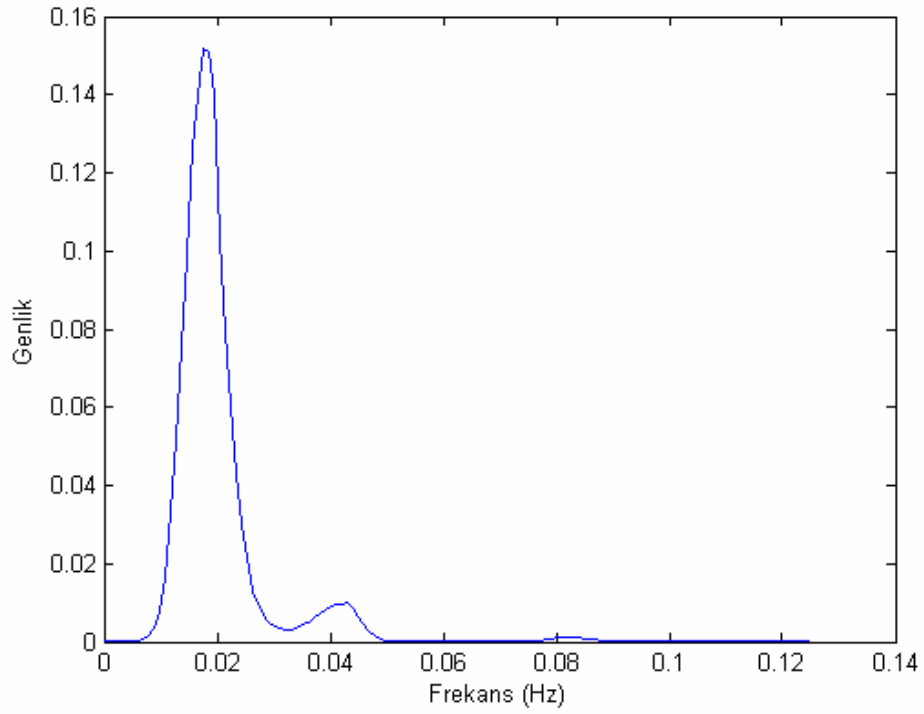
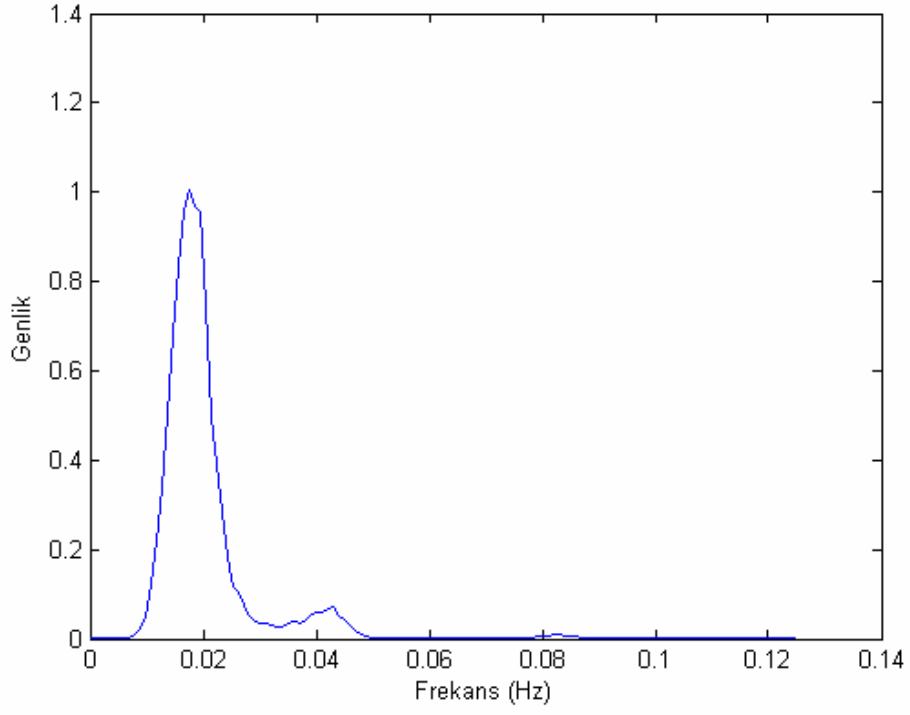
bulunmuştur. Hasta 1'in çene sıkma aktivitesi esnasında, sırasıyla anterior temporal, mentalis, massater, ve üst dudak kaslarına ait olan, ağızda apare varken ve yokken ki güç spektral yoğunluk grafikleri Şekil 5.2, Şekil 5.3, Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'de görülmektedir.



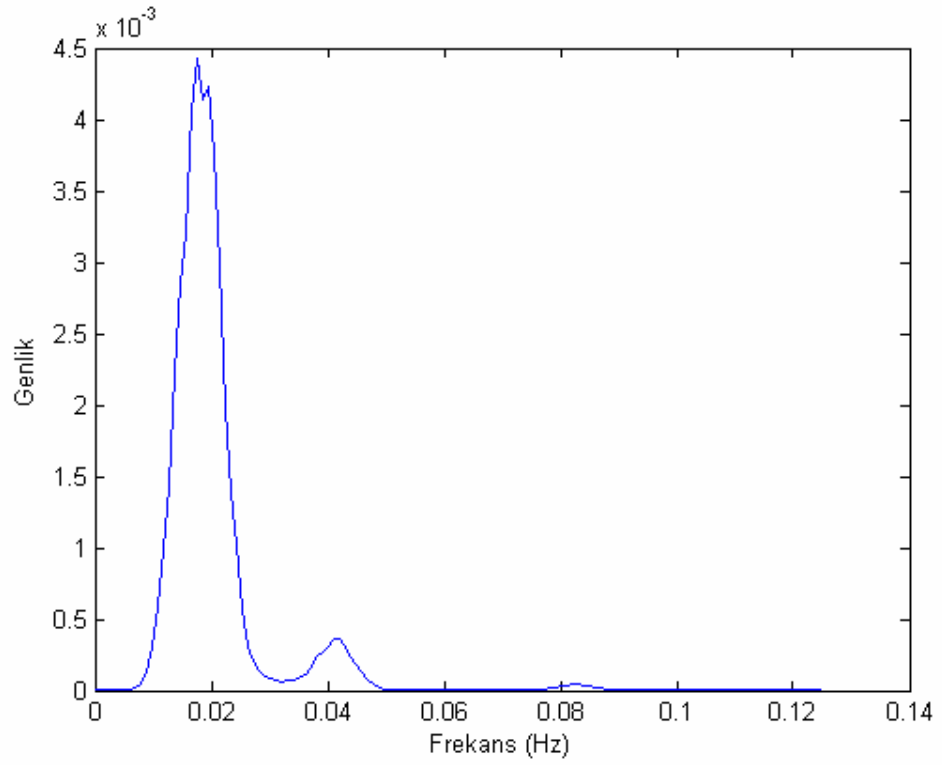
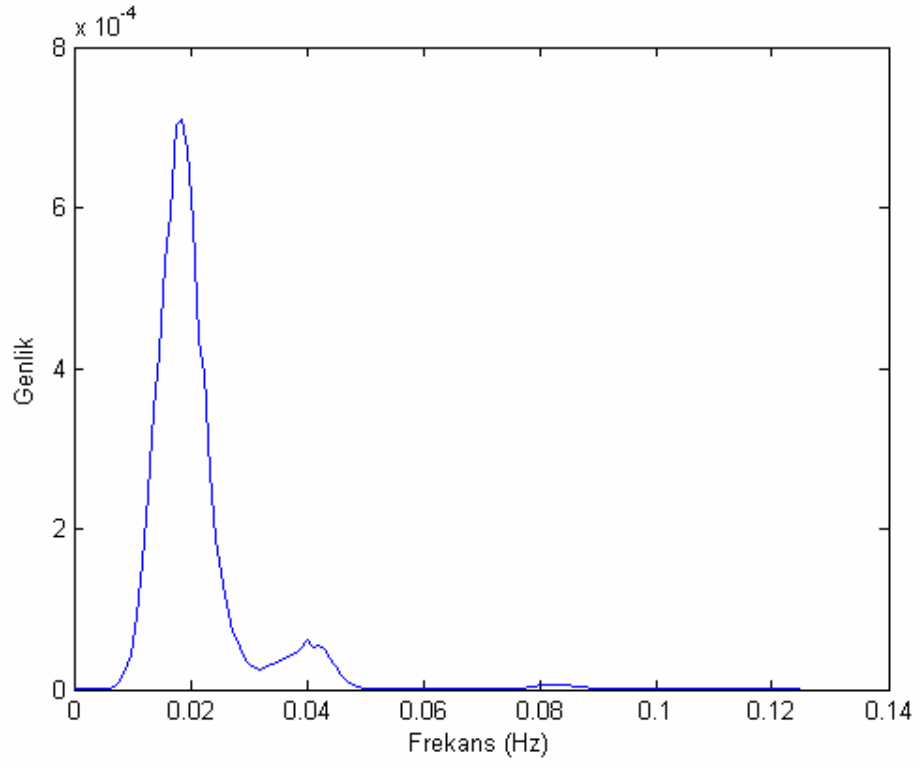
Şekil 5.2. Anterior Temporal Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği



Şekil 5.3. Mentalis Kasma Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği



Şekil 5.4. Massater Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği



Şekil 5.5. Üst Dudak Kasına Ait Ağızda Apare Yokken ve Varkenki Güç Spektral Yoğunluk Grafiği

Güç spektral yoğunluk grafiklerinin tepe genlik değerleri maksimum güç spektral yoğunluğudur. Bu değer her 10 hasta için emilim ve çeneyi sıkma aktiviteleri esnasında ağızda apare varken ve yokken olmak üzere hesaplanmıştır

Tablo 5.1, Çene sıkma aktivitesi esnasında EMG kayıtları alınan 10 hastanın, apare ağızda takılı değilken ve takılıyken olmak üzere farklı iki durumdaki anterior temporal kasına ait maksimum güç spektral yoğunluk değerlerini içermektedir

Tablo 5.1. Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Anterior Temporal Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0197	0.0015
Hasta 2	0.1075	0.0012
Hasta 3	0.0427	0.0038
Hasta 4	0.4243	0.0158
Hasta 5	0.934	0.006
Hasta 6	0.412	0.0146
Hasta 7	0.796	0.0018
Hasta 8	0.374	0.0033
Hasta 9	0.223	0.005
Hasta 10	0.542	0.024

Her bir hastanın anterior temporal kasları için elde edilen değerler ayrı ayrı incelendiğinde apare ağızda takılıyken ve apare ağızda takılı değilkenki durumlar arasında büyük farkların olduğu görülmektedir. Hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri apare ağızda takılıyken anterior temporal kasının çene sıkma aktivitesi esnasında, aparenin ağızda olmadığı duruma göre daha az bir kasılma aktivitesi sergilediklerini göstermektedir. Çünkü aparenin ağızda takılı olduğu durum için hesaplanan güç spektral yoğunluk değerleri diğer durum için hesaplanandan oldukça düşük değerlere sahiptir. Üstelik bu farklılık bütün hastalar için geçerlidir. Bu durumda Pre-Ortodontik Trainer aparesinin anterior temporal kasını daha zayıf bir şekilde kasılması yönünde etki ettiği söylenebilir.

Tablo 5.2 ise Anterior temporal kasının emilim aktivitesi esnasında alınan EMG sinyallerinin maksimum güç spektral yoğunluk değerlerini içermektedir.

Tablo 5.2. Emilim Aktivitesi Esnasında Anterior Temporal Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.007	0.0009
Hasta 2	0.0391	0.0005
Hasta 3	0.0676	0.0004
Hasta 4	0.4125	0.0085
Hasta 5	0.0110	0.0009
Hasta 6	0.0030	0.0024
Hasta 7	0.0024	0.0011
Hasta 8	0.0009	0.0008
Hasta 9	0.0005	0.0006
Hasta 10	0.0123	0.0096

Emilim aktivitesi esnasında kaydedilen anterior temporal kasına ait EMG sinyalleri için hesaplanan bu değerler incelendiğinde apare varken ve yokken ki maksimum güç spektral yoğunlukları çeneyi sıkma aktivitesi için hesaplanan değerler kadar belirgin olmasa da kayda değer farklılıklar göstermektedir. Anterior temporal kasının emilim aktivitesi esnasında diğer kaslar kadar yoğun bir şekilde aktif olmaması bu durumun nedeni olabilir. Ancak Pre – Ortodontik Trainer aparesinin emilim aktivitesi esnasında da anterior temporal kasına daha da zayıf bir şekilde kasılması yönünde etki ettiği görülmektedir. Çünkü apare ağızda takılı olduğu durumdaki güç spektral yoğunluk değerleri diğer durum için hesaplanan değerlerden (sadece 1 hasta dışında) daha küçüktür.

Tablo 5.3, Çene sıkma aktivitesi esnasında EMG kayıtları alınan 10 hastanın, apare ağızda takılı değilken ve takılıken olmak üzere farklı iki durumdaki mentalis kasına ait maksimum güç spektral yoğunluk değerlerini içermektedir.

Tablo 5.3. Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Mentalis Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0020	0.0515
Hasta 2	0.0030	0.4112
Hasta 3	0.0072	0.4846
Hasta 4	0.0116	0.0550
Hasta 5	0.0021	0.0180
Hasta 6	0.0380	0.2370
Hasta 7	0.0860	0.1610
Hasta 8	0.0070	0.0700
Hasta 9	0.1070	0.2390
Hasta 10	0.0270	0.0360

Çene sıkma aktivitesi esnasında mentalis kası için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunlukları Tablo 5.3'den incelendiğinde, anterior temporal kasının apare ağızda varken ve yokken ki durumlar için sergilediği gibi belirgin farklılıklar görülmektedir. Ancak anterior temporal kasından farklı olarak, Pre – Ortodontik Trainer Aparesi Mentalis kasına çene sıkma aktivitesi esnasında daha yoğun bir şekilde kasılması yönünde etki ettiği anlaşılmaktadır. Çünkü aparenin ağızda bulunduğu durumlar için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri aparenin ağızda olmadığı durumlarda hesaplanandan belirgin bir şekilde daha fazla değere sahiptir. Bu durumun hastaların hepsi için geçerli olması Pre – Ortodontik Trainer Aparesinin Mentalis kasına çene sıkma aktivitesi esnasında daha yoğun bir şekilde kasılması yönünde etki ettiği sonucunu kuvvetlendirmektedir.

Mentalis kasından, emilim aktivitesi esnasında aparenin ağızda takılı olduğu ve ağızda takılı olmadığı durumlarda alınan EMG sinyalleri için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri ise Tablo 5.4'de verilmiştir.

Mentalis kasının emilim aktivitesi esnasında da çene sıkma aktivitesinde olduğu gibi aparenin ağızda takılı olduğu ve takılı olmadığı durumlar için benzer farklılıkları

sergilediği görülmektedir.

Tablo 5.4. Emilim Aktivitesi Esnasında Mentalis Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0346	0.8776
Hasta 2	0.0401	0.3413
Hasta 3	0.0807	0.1312
Hasta 4	0.1001	0.4882
Hasta 5	0.0464	0.3014
Hasta 6	0.2124	0.6232
Hasta 7	0.0656	0.7076
Hasta 8	0.0367	0.0601
Hasta 9	0.0985	0.2240
Hasta 10	0.8855	1.4057

Emilim aktivitesi esnasında her bir hasta için hesaplanan bu değerler ayrı ayrı Tablo 5.4'den incelendiğinde aparenin ağızda takılı olduğu durumda mentalis kasının aparenin ağızda takılı olmadığı duruma göre daha yoğun bir şekilde aktif olduğu görülmektedir. Çünkü apare ağızda takılı olduğu durum için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri diğer durum için hesaplanandan daha fazla değere sahiptir. Bu nedenle, Pre – Ortodontik Trainer Apareninin, mentalis kasının emilim aktivitesi esnasında daha güçlü bir şekilde kasılmasına neden olduğu söylenebilir.

Çene çevresinde yer alan kaslardan biri olan anterior temporal kası ile ağız çevresinde yer alan kaslardan biri olan mentalis kası karşılaştırıldığında her iki kasın kullanılan apareye verdikleri cevabın EMG sinyallerinin analizi ile irdelenebileceği görülmektedir. Emilim ve çene sıkma aktivitelerine verdikleri cevaplar açısından bakıldığında ise Pre – Ortodontik Trainer aparesi anterior temporal kasına çene sıkma aktivitesi esnasında daha zayıf bir kasılma yapması yönünde etki ederken aynı aktivite esnasında mentalis kasına daha güçlü bir şekilde kasılması yönünde etki ettiği görülmektedir. Aynı durum emilim aktivitesi içinde geçerlidir. Daha açık bir şekilde ifade etmek gerekirse

kullanılan apare, emilim aktivitesi esnasında anterior temporal kasının daha zayıf bir şekilde kasılmasına neden oluyorken mentalis kasının daha kuvvetli bir şekilde kasılmasını sağlamaktadır.

Tablo 5.5, Çene etrafında yer alıp aynı zamanda gerçekleştirilen bu çalışmada analizi yapılan diğer bir kas olan massater kasının, çene sıkma aktivitesi esnasında apare ağızda takılı değilken ve takılıyken olmak üzere farklı iki durumdaki maksimum güç spektral yoğunluk değerlerini içermektedir.

Tablo 5.5. Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Massater Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	1.0050	0.1501
Hasta 2	0.7395	0.0224
Hasta 3	0.6478	0.0698
Hasta 4	0.4086	0.002
Hasta 5	0.0080	0.0001
Hasta 6	1.3120	0.0582
Hasta 7	0.1443	0.0309
Hasta 8	0.6520	0.0200
Hasta 9	0.5301	0.0003
Hasta 10	0.0030	0.0002

Tablo 5.5’de verilen değerler incelendiğinde massater kasının da apare ağızda takılıyken ve takılı değilken ki durumlar arasında diğer kaslarda olduğu gibi belirgin farklılıklar sergilediği görülmektedir. Massater kası kendisi gibi çene etrafında yer alan anterior temporal kası ile benzer bir şekilde, aparenin ağızda takılı olmadığı durumda hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri aparenin ağızda takılı olduğu durumda hesaplanan değerlere göre çok daha büyüktür. Bu nedenle Pre – Ortodontik Trainer aparesinin massater kasına, çeneyi sıkma aktivitesi esnasında kasılmasını engelleyici yönde etki ettiği söylenebilir.

Tablo 5.6 ise massater kasından emilim aktivitesi esnasında alınan EMG sinyallerinin maksimum güç spektral yoğunluk değerlerini içermektedir.

Tablo 5.6. Emilim Aktivitesi Esnasında Massater Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0042	0.0025
Hasta 2	1.6289	0.0117
Hasta 3	0.0100	0.0016
Hasta 4	0.0030	0.0001
Hasta 5	0.0006	0.0001
Hasta 6	0.0410	0.0055
Hasta 7	0.0070	0.0009
Hasta 8	0.0047	0.0036
Hasta 9	0.0062	0.0022
Hasta 10	0.0008	0.0001

Emilim aktivitesi esnasında massater kaslarından alınan EMG sinyalleri için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerlerinin, Tablo 5.6 incelendiğinde, aparenin ağızda takılı olduğu ve aparenin ağızda takılı olmadığı durumları birbirinden ayırtedebilir değerler olduğu söylenebilir. Bu farklılık ağız çevresinde bulunan mentalis kası kadar belirgin değildir. Buna ek olarak çene çevresinde bulunan anterior temporal kasının da massater kası gibi emilim aktivitesi esnasında alınan EMG sinyalleri için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerlerinde farklılıklar göstermesine rağmen büyük değerlerde olmaması çene çevresinde yer alan bu iki kasın emilim aktivitesi esnasında çok fazla aktivite sergilemedikleri düşüncesini pekiştirmektedir. Hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerlerinin küçük değerlerde olmasına rağmen her iki durum arasındaki farklılığın belirgin olması, kullanılan Pre – Ortodontik Trainer aparesinin massater kasına, emilim aktivitesi süresince daha zayıf kasılmalar yapması yönünde etki ettiğini göstermektedir.

Ağız çevresi etrafında yer alan aynı zamanda bu çalışmada EMG sinyalleride

kaydedilen diğerk bir kas olan üst dudak kasının çene sıkma aktivitesi esnasında aparenin ağızda takılı olduğu ve takılı olmadığı durumları için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerkleri Tablo 5.7’de verilmiştir.

Tablo 5.7. Çene Sıkma Aktivitesi Esnasında Üst Dudak Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerkleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0007	0.0044
Hasta 2	0.0443	1.1114
Hasta 3	0.0006	0.0080
Hasta 4	0.0012	0.2072
Hasta 5	0.0002	0.0171
Hasta 6	0.1330	0.0450
Hasta 7	0.0090	0.0771
Hasta 8	0.0088	0.1710
Hasta 9	0.0040	0.0111
Hasta 10	0.0950	0.0212

Tablo 5.7’ de yer alan, üst dudak kasının EMG sinyallerinden hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerkleri ayrı ayrı incelendiğinde Hasta 6 ile Hasta 10 ‘nun dışındaki diğerk kişiler için, aparenin ağızda takılı olduğu durumdaki maksimum güç spektral yoğunluklarının aparenin ağızda takılı olmadığı durumda hesaplanana göre daha büyük değerklere sahip olduğu görölmektedir.

Hasta 6 ile Hasta 10’da ağızda apare yokken ki durum için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerklerinin diğerk durum için hesaplanandan daha büyük çıkması kesin bir sonuca varılmasını önler niteliktedir. Ancak üst dudak kasından EMG sinyallerinin alabilmek için elektrotların yerleştirildiği bölge ve hastaların düşük olan yaşları hesaba katıldığında bu iki hasta için hesaplanan değerkler göz ardı edilebilir. Bu bölge için daha kaliteli kayıtların nasıl alınabileceği bu bölge üzerinden elde edilecek sinyallerle analiz yapacak çalışmalar için önemli bir problem olacaktır. Bütün bunlara ek olarak diğerk 8 hasta için Pre – Ortodontik Trainer aparesinin üst dudak kasına, çene sıkma aktivitesi

esnasında daha fazla kasılması yönünde etki ettiği söylenebilir [53].

Son olarak Tablo 5.8’de emilim aktivitesi esnasında üst dudak kasından alınan EMG sinyallerinin analizi ile hesaplanan maksimum güç spektral yoğunlukları verilmiştir.

Tablo 5.8. Emilim Aktivitesi Esnasında Üst Dudak Kasına Ait Maksimum Güç Spektral Yoğunluk Değerleri

	Apare Yokken	Apare Varken
Hasta 1	0.0304	0.2000
Hasta 2	0.0538	0.1051
Hasta 3	0.1188	1.0868
Hasta 4	0.0190	0.3971
Hasta 5	0.1203	0.1933
Hasta 6	0.6232	0.2490
Hasta 7	0.6949	0.1016
Hasta 8	0.6212	0.1618
Hasta 9	0.0890	0.1400
Hasta 10	0.1414	0.3433

Tablo 5.8 incelendiğinde, üst dudak kası için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerlerinin apare ağızda takılıyken ki değerlerinin aparenin ağızda takılı olmadığı durum için hesaplanan değerlerden daha büyük olduğu görülmektedir. Ancak bu durum Hasta 6, Hasta 7 ve Hasta 8 için geçerli değildir, çünkü bu hastalar için hesaplanan maksimum güç spektral yoğunluk değerleri aparenin ağızda takılı olmadığı durumda daha büyük değerdedir. Bu durumun çeneyi sıkma aktivitesi esnasında üst dudak kası için hesaplanan değerlerde de görülmesi üst dudak kası için kesin sonuçların elde edilmesini engellemektedir.

Gerçekleştirilen bu çalışmayla ağız ve çene çevresinde bulunan dört farklı kasın çeneyi sıkma ve emilim aktiviteleri esnasında Pre – Ortodontik Trainer aparesine verdikleri cevaplar, bu kaslardan alınan EMG sinyallerinin analizi ile elde edilmeye ve değerlendirilmeye çalışılmıştır. Sonuçlar Pre – Ortodontik Trainer aparesinin, çene

çevresinde yer alan anterior temporal ve massater kaslarına çeneyi sıkma ve emilim aktivitesi esnasında daha zayıf kasılmaları yönünde etki ettiği, buna ek olarak ağız çevresinde yer alan mentalis ve üst dudak kaslarına ise daha kuvvetli kasılmaları yönünde etki ettiği görülmüştür. Bu durum ortodontide tedavi amacıyla kullanılan aparelerin ilgili bölgelerde oluşturduğu etkinin EMG sinyallerinin analizi ile değerlendirilebileceğini göstermektedir.

Uygulanacak tedavinin başlangıç ve bitiş zamanı ile hangi aparenin kullanılması durumunda daha etkin bir tedavinin gerçekleştirilebileceği ve tedavi süresince ilgili kaslardaki etkinin ne aşamada olduğunu gösterebilecek, böylece hem doktora hem de hastaya yardımcı olabilecek bir yazılımın gerçekleştirilebilmesi için şüphesiz hasta sayısı ve buna bağlı olarak kullanılan apare çeşidi artırılmalıdır. Ayrıca üst dudak kası üzerine elektrotların en uygun şekilde yerleştirilmesi problemini aşmak için yine ağız çevresinde yer alan kaslardan olan, yanak üzerinde yer alan buccinator ve iki dudağın birleşim noktasının altında yer alan orbicularis oris kasları da analize dahil edilebilir.

Bu çalışmada alınan EMG kayıtları tedavinin başlangıç aşamasındaki kayıtlardır. Ortodontik aparelerle yapılan tedaviler ise çoğu zaman 1 yılı aşkın sürelerde olmaktadır. Bu nedenle, hastalardan aparenin kullanımı süresince belirli periyotlarda alınacak kayıtların analizi ile çalışmanın daha da üst seviyelere taşınabileceği şüphesizdir. Buna ek olarak yutkunma gibi daha farklı aktiviteler esnasında da kayıtlar alınarak analizi gerçekleştirilebilir.

Sonuç olarak kullanılan aparenin oluşturduğu etkinin ilgili kaslardan alınacak EMG sinyalleri ile değerlendirilebileceği kanıtlanmıştır. Ayrıca Dalgacık Dönüşümünün yüze ait EMG sinyallerinin analizinde de diğer durağan olmayan sinyallerde olduğu gibi verimli sonuçlar verebileceği gösterilmiştir. Gerçekleştirilen bu çalışmayla biyomedikal mühendisliğinin gelişimine de katkı sağlanmıştır. Çünkü görünürde farklı bir alan olduğu düşünülebilen diş hekimliği gibi bir sahada gerçek klinik sinyal kayıtlarıyla yine farklı bir problem ele alınmıştır. Biyomedikal mühendisliği geliştikçe, mühendis ve doktorların ortak çalışmaları arttıkça, hasta, personel ve diğer ilgili kişilerin en az zahmeti çekerek en iyi şekilde teşhis, tedavi ve hizmet verme imkanına kavuşacakları kesindir.

KAYNAKLAR

1. Pozzo M., Farina D., Merletti R., Electromyography: Detection, Processing and Applications, Biomedical Technology and Devices Handbook, CRC press, 2004.
2. Kimura J., Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle: principles and practice, Philadelphia, F. A. Davis, 1983.
3. Duchenne, G. B. A. Physiologie des Movements(transl. By E. B. Kaplan), W. B. Saunders, Philadelphia, 1949.
4. Adrian E. D., Bronk D. W. The discharge of impulse in motor nerve fibres and The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions, J. Physiol., 67, 19-151, 1929.
5. Inman V. T., Saunders J. B., Abbot L. C., Observations on the function of the shoulder joint, J. Bone Jt. Surg., 26, 1 – 30, 1944.
6. Panagiotacopulos N. D. Lae J. S. Pope M. H., Evaluation of EMG signals from rehabilitated patients with low back pain using wavelets, J. Electromyography and Kinesiology 8, 269 – 278 1998.
7. Okkesim Ş., Kara S., Uysal T. ve ark. Pre-Ortodontik aparezi kullanılan hastalarda çene kaslarının elektromyogram ve dalgacık dönüşümü ile analizi, XIV. Biyomedikal mühendisleri ulusal toplantısı, Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, 25-27 Mayıs 2006.
8. Walpole Day AJ, Trotter PA, Norris N. A modified oral screen made of latex. Brit Dent J 1949; 87: 143-147.
9. Kurer J. Improved oral screen. Int Dent J 1952; 3: 225-226.
10. Taylor AT. The use of oral screens with fixed appliances. Int Dent J 1952; 3: 232-234
11. Townend BR. The mouth screen. Brit Dent J 1960; 108: 20-22.

12. Cheney E. A., Factors in the early treatment and interception of malocclusion, *Am. J. Orthod.*, 44, 807-826, 1958
13. Cheney E. A., Treatment planning and therapy in the mixed dentition. *Am. J. Orthod.*, 49, 568-580, 1963
14. Usumez S, Uysal T, Sari Z, Bascifci FA, Karaman AI, Guray E. "The Effects of early preorthodontic trainer treatment on Class II, Division 1 patients". *Angle Orthod*, 2003: Sayı 74, No. 5, sf. 605–609.
15. Gwynne-Evans E., "An analysis of the orofacial structures with special reference to muscle behaviour and dental alignment", *Am. J. Orthod.* 40, 715-720, 1954
16. Korürek, M., *Tıp Elektronikinde Tasarım İlkeleri*, İstanbul, İTÜ Yayınları, 1996
17. Cobbold, R. S. C., *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications*, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1974.
18. Welkowitz, W., *Biomedical Instruments, Theory and Design*, Academic Press, New York, 1976
19. Webster, J. G. (Ed.) *Medical Instrumentation, Application and Design*, Houghton Mifflin Company, Boston. 1978.
20. Basmajian J. *Computers in Electromyography*, London, Butterworth, 1975
21. Guyton A. *Text book of Medical Physiology*, 6th ed, Philadelphia, PA: W.A Saunders, 1981
22. Kadefors R., Kaiser E., Petersen I., Dynamic spectrum analysis of myopotentials with special reference to muscle fatigue, *Electromyography*, 8, 39-74, 1968
23. Berne R., Levy M., *Principles of Physiology*, St. Louis: C.V. Mosby, 1990.
24. Burke R. E, Tsairis P., Anatomy and innervation ratios in motor units of cat gastrocnemius, *J. Physiol.*, 234, 749-765, 1973.

25. De Luca C. J., Forrest W. J., Some Properties of motor unit action potential trains recorded during constant force isometric contractions in man, *Kybernetik*, 12, 160-168, 1973
26. Mountcastle V., *Medical Physiology*, 14th ed. St. Louis: C.V. Mosby, 1980
27. Netter F. H., *Muculoskeletal System*, 8, Summit: Ciba-Geigy, 1991
28. Buchthal F., Guld C., Rosenfalck P., Action potential parameters in normal human muscle and their dependence on physical variables. *Acta Physiologica Scandinavica*, 32, 200, 1954
29. Gedde L., Baker L., McGoodwin M., The relationship between electrode area and amplifier input impedance in recording muscle action potentials, *Medical and Biological Engineering*, 5, 561, 1967
30. Clamann H., Activity of single motor units during isometric tension. *Neurology*, 20, 254, 1970
31. Frigo C., Ferrarin M., Frasson W., Pavan E., Thorsen R., EMG signals detection and processing for on-line control of functional electrical stimulation, *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 10, 351–360, 2000
32. Kleissen R.F., Buurke J.H., Harlaar J., Zilvold G., Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and it clinical application, *Gait Posture*, 8, 143–158, 1998
33. Liu M. M., Herzog W., H. H. Savelberg, Dynamic muscle force predictions from EMG: an artificial neural network approach., *J. Electromyogr. Kinesiol*, 9, 391-400, 1999
34. Lawrence J., Luca C. D., Myoelectric signals vs. Force relationship in different human muscles. *J. Applied Physiol.*, 54, 1653-1659, 1983
35. Biedermann H., Shanks G., Forrest W., Inglis J., Power spectrum analyses of electromyographic activity: Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain, *Spine*, 16, 1179-1184, 1991

36. Lindstrom L., Magnusson R., Petersen I., Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals, *Electromyogr*, 10, 341-356, 1970
37. Sadoyama T, Masuda T, Miyano H. Relationships between muscle fiber conduction velocity and frequency parameters of surface EMG during sustained contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 51, 247-256, 1983.
38. Wretling M. L., Henriksson-Larsen K., Gerdle B., Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females *Eur. J. Appl. Physiol.*, 76, 483-490 1997.
39. Rodriguez I., Malanda A., Gila L., et al., Filter design for cancellation of baseline – fluctuation in needle EMG recordings, *Comput. Meth. and Prog. in Biomed.*, 81, 79-93, 2006.
40. Esposito F, Malgrati D, Veicsteinas A, Orizio C., Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly, *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 73, 503-510, 1996.
41. Fuglsang Frederiksen A., Electrical activity and force during voluntary contraction of normal disease muscle, *Acta Neurol. Scand.*, 63, 1-60, 1981.
42. Gilai A. N., Analysis of turns and amplitude in EMG, in *Computer – Aided Electromyography and expert Systems*, Desmedt, J. E., Ed., Elsevier, new York, 1989
43. Lindstrom L., Magnusson R., Interpretation of myoelectric power spectra: a model and its applications, *Proc. IEEE*, 65, 653-662, 1977
44. Roakis, J., Manolakis, D., *Digital Signal Processing*. 3rd ed. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1996.
45. Kara S, Dirgenali F., Okkesim Ş., Estimating the gastric rhythm differences using wavelet method from electrogastrogram of normal and diabetic subjects, *Instrumentation Science & Technology*, 33, 519-532, 2005.

46. Li J. H., Peng H., Du Y. Y., Li J., et al, Analysis of Doppler ultrasound blood flow signal basing on wavelet transform, J. Northeastern University (Nat Sci), 21, 487–489, 2000.
47. Polikar R., The Wavelet Tutorial,
<http://users.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTtutorial.html>, 1999.
48. Chui C., An Introduction to Wavelet, Academic Press Inc., USA, 1992
49. Mayer Y., Wavelets Algoritms &Applications, s.152, SIAM, France, 1993.
50. Kara S, Dirgenali F., Okkesim Ş., Detection of gastric dysrhythmia using WT and ANN in diabetic gastroparesis patients, Comput. Biol. Med., 36, 276-290, 2006
51. Reaz M. B. I., M. S. Hussain, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, Biol. Proced. Online, 8(1): 11-35, 2006
52. Oppenheim, A.V., and Schafer, R.W., Discrete-Time Signal Processing Englewood Cliffs NJ: Prentice-Hall, 1989
53. Okkesim Ş., Kara S., Uysal T. ve ark, The Muscular Activity Analysis Of Circumoral And Jaw-Closing Muscles In Children With Oral Dysfunction, 5TH European Symposium On Biomedical Engineering, Patras University, Paatras, Yunanistan, 7-9 Temmuz 2006

ÖZGEÇMİŞ

Kayseri’de 1981 yılında doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini aynı ilde tamamladıktan sonra 1999 yılında Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Bölümünde okumaya hak kazandı. Bir yıllık hazırlık eğitiminin ardından lisans eğitimine başladı. 2004 yılında Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Anabilim dalında yüksek lisans eğitimine başladı. Halen eğitimini devam ettirmektedir.

İletişim

Adres: Beyazşehir mah. 834 sok.

Huzur apr. No:3/26

Kocasinan /KAYSERİ

Tel: (0 352) 251 1824