

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**İNSAN YÜZÜ ÜZERİNDEN ALINAN TİTREŞİM SİNYALLERİNİN FREKANS
KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Mehmet Ümit AK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

MAYIS 2019

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**İNSAN YÜZÜ ÜZERİNDEN ALINAN TİTREŞİM SİNYALLERİNİN FREKANS
KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Mehmet Ümit AK

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

MAYIS 2019

ANTALYA

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

**İNSAN YÜZÜ ÜZERİNDEN ALINAN TİTREŞİM SİNYALLERİNİN FREKANS
KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**Mehmet Ümit AK
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi
tarafından FBA-2019-4404 nolu proje ile desteklenmiştir.**

MAYIS 2019

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İNSAN YÜZÜ ÜZERİNDEN ALINAN TİTREŞİM SİNYALLERİNİN FREKANS
KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Mehmet Ümit AK
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 24/05/2019 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Okan ORAL (Danışman)

Prof. Dr. Adnan KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT

ÖZET

İNSAN YÜZÜ ÜZERİNDEN ALINAN TİTREŞİM SİNYALLERİNİN FREKANS KARAKTERİSTİKLERİNİN İNCELENMESİ

Mehmet Ümit AK

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Okan ORAL

II. Danışman: Doç. Dr. Süleyman BİLGİN

Mayıs 2019; 44 sayfa

Farklı kişilere ait dokuların, farklı karakteristikler taşıdığı yorumu yapılabilmesi amacıyla farklı araştırmalar yapılmıştır. Bu araştırmalar genellikle titreşim sinyalleri temel alınarak gerçekleştirilmiştir. Literatür taramasından elde edilen çalışmalarda genellikle konuşma esnasında ses tellerinde ortaya çıkan titreşim sinyalleri incelenmiştir. Ancak herhangi bir titreşim kaynağı uygulanarak kaydedilen titreşim sinyalleri üzerine bir çalışmaya rastlanmamıştır. Oysaki sabit bir frekansa sahip olan titreşim kaynağının doku yumuşaklıkları üzerinde oluşturduğu frekans karakteristiklerinin incelenmesi, gerek doku hakkında bilgi ve gerekse buna bağlı hastalıkların araştırılabilmesi için büyük önem arz etmektedir.

Yapılan çalışmada, insan yüzü üzerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans karakteristiklerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda, çalışmanın ilk etabında titreşim sağlayan ve belirli noktalarda algılayabilen bir donanım tasarlanmıştır. Donanımın ilk kısmı titreşim sağlayan bir motor ve sürücü kısmından oluşmaktadır. Diğer bir kısmı ise, yüz bölgesinin belirli noktalarında titreşimlerin algılanmasını sağlayan MEMs yapıda ivmeölçer sensörleri ve sürücüleri içermektedir. Donanımın kontrolü ise, mikrodenetleyici tabanlı modül ile gerçekleştirilmektedir. Bilgisayarda oluşturulan arayüz ile mikrodenetleyici arasındaki haberleşme protokolü ile titreşim sinyallerinin kayıtları sağlanmıştır. Geliştirilen bu sistem ile klinik muayenelerinde sağlıklı olduğu belirlenen kişilerin yüz bölgelerinden alınan titreşim sinyalleri ile veri tabanı oluşturulmuştur. Veri tabanındaki titreşim sinyalleri, sinyal işleme metotları ile analiz edilmiş ve farklı kişilerin yüz bölgelerine ait frekans karakteristikleri oluşturulmuştur. Analiz aşamasında Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), medyan frekans, maksimum frekans ve Dalgacık Paket Dönüşümü yöntemlerinden faydalanılmıştır. Oluşturulan bu frekans karakteristikleri sayesinde, kişilerin yüz bölgesinin haritalanmasına yönelik bir metot ortaya konulmuştur. Bu haritalama sayesinde, ilgili yüz bölgelerine ilişkin yumuşaklık - sertlik yorumu yapılabilmiş ve yüz üzerinde belirlenen bölgelerinin frekans aralıkları belirlenmiştir. Belirlenen bu frekans aralıkları ve yüz üzerindeki yumuşak ve sert bölgelerin yorumlanması sayesinde, sinüs bölgelerindeki dokuların iletkenliği hakkında çıkarımlar elde edilmiştir.

Sonuç olarak, yüz üzerindeki sert bölgelerde düşük frekanslı sinyallerin baskın olduğu, buna karşın yumuşak bölgelerde ise yüksek frekanslı sinyallerin baskın olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca yüz üzerindeki sert ve yumuşak noktalar tespit edilmiş ve bir

insan yüzünün titreşim frekans aralıkları belirlenmiştir. Dalgacık dönüşümü analizlerinde ise dalgacık paket dönüşümü kullanılmış ve 4. seviyeye kadar analiz gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen DPD analizinde, 4. seviye 11. paket ve 12. paketlerdeki grafikleri incelendiğinde, elde edilen verilerin frekans aralığının 109,375 - 131,25 Hz olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

ANAHTAR KELİMELELER: Titreşim sinyali, yüz haritalama, sinyal işleme, dalgacık dönüşümü.

JÜRİ: Dr. Öğr. Üyesi Okan ORAL

Prof. Dr. Adnan KAYA

Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT

ABSTRACT

INVESTIGATION THE FREQUENCY CHARACTERISTICS OF VIBRATION SIGNALS ON THE HUMAN FACE

Mehmet Ümit AK

MSc Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Okan ORAL

II. Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Süleyman BİLGİN

May 2019; pages 44

Different researches have been made in order to make the interpretation that the tissues of different individuals have different characteristics. These investigations are generally based on vibration signals. In the studies obtained from the literature search, the vibration signals that were generated in the vocal cords were examined. However, no studies on vibration signals recorded by applying any vibration source have been found. However, the examination of the frequency characteristics of the source of vibration with a constant frequency on the tissue softness is of great importance for both the knowledge of the tissue and the investigation of diseases related to it. In this study, it is aimed to investigate the frequency characteristics of the vibration signals received on the human face.

For this purpose, a hardware designed to detect vibration at certain points in the first stage of the study is designed. The first part of the equipment consists of a motor and a driver that provides vibration. The other part contains the accelerometer sensors and drivers in the MEMs structure, which enables the detection of vibrations at certain points in the face region. The control of the hardware is carried out by a microcontroller based module. The communication protocol between the computer generated interface and the microcontroller is used to record the vibration signals. With this developed system, a database was established with vibration signals taken from the facial areas of the individuals who were found to be healthy in their clinical examinations. Vibration signals in the database were analyzed by signal processing methods and frequency characteristics of the facial regions of different people were formed. Fast Fourier Transform, median frequency, maximum frequency and Wavelet Packet Transformation were used in the analysis phase. By means of these generated frequency characteristics, a method for mapping the facial region of persons is presented. By means of this mapping, the softness - hardness of the respective facial regions could be made and the frequency ranges of the regions determined on the face were determined. These frequency ranges and the interpretation of the soft and hard regions on the face have resulted in inferences about the conductivity of the tissues in the sinus regions.

As a result, low frequency signals are dominant in the hard regions on the face, whereas in the soft regions high frequency signals are dominant. In addition, the hard and soft spots on the face were identified and the vibration frequency ranges of a human face were determined. In wavelet transform analysis, wavelet package transformation

was used and analysis was carried out up to level 4. in the DPD analysis performed, when the graphs of the 4th and 11th packages were examined, it was concluded that the frequency range of the data obtained was 109,375 - 131,25 Hz.

KEYWORDS: Vibration Signal, Face Mapping, Signal Processing, Wavelet Transform

COMMITTEE: Asst. Prof. Dr. Okan ORAL

Prof. Dr. Adnan KAYA

Asst. Prof. Dr. Övünç POLAT

ÖNSÖZ

Son zamanlarda sık rastladığımız ve günlük yaşamımızı en çok etkileyen rahatsızlıkların başında nazal kaynaklı hastalıklar gelmektedir. Nazal kaynaklı hastalıkların teşhisinde yüz bölgesindeki frekans karakteristiklerinin yardımcı olabileceği düşüncesiyle gerçekleştirmiş olduğum bu çalışmada, insan yüzü üzerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans karakteristikleri oluşturularak, kişilerin yüz haritaları oluşturulmuştur.

Tez konusunun belirlenme aşamasından, sonuçlanmasına kadar tüm süreçte bilgi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, yardımlarını ve değerli vakitlerini esirgemeyen danışman hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Okan ORAL'a ve Sayın Doç. Dr. Süleyman BİLGİN'e sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez çalışmasında kullandığımız verilerin alınması konusunda gönüllü olarak desteklerini esirgemeyen tüm arkadaşlarıma, her zaman bilgisi ve özverisiyle yardımlarını esirgemeyen Egehan ÇETİN'e, gönüllülerin klinik muayene aşamalarında desteklerini veren, bilgileriyle yolumuzu aydınlatan ve değerli vakitlerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Alper Tunga DERİN ve Sayın Prof. Dr. Narin DERİN'e sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Tez izleme jürisinde bulunarak beni onurlandıran, değerli fikir ve önerilerini paylaşarak desteklerini esirgemeyen, değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Adnan KAYA ve Sayın Dr. Öğr. Üyesi Övünç POLAT'a sonsuz teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Her zaman olduğu gibi tez çalışmam boyunca da desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili eşim Ayşe AK'a sonsuz sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
ÖNSÖZ	v
AKADEMİK BEYAN	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI	2
2.1. Literatür Özeti	2
2.2. Nazal Fizyoloji	4
3. MATERYAL VE METOD	7
3.1. Donanım.....	7
3.1.1. Arduino ve temel donanım özellikleri	7
3.1.2. Arduino Uno R3	7
3.1.3. MEMs sensörleri ve MPU 6050	7
3.1.4. Titreşim motoru	9
3.1.5. Mikrodenetleyici tabanlı sistem bileşenleri	10
3.2. Veri Tabanının Oluşturulması.....	11
3.2.1. Deneklerin seçimi	11
3.2.2. Denek bilgileri	12
3.2.3. Ölçüm noktaları	13
3.2.4. Titreşim sinyallerinin ölçülmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması.....	14
3.2.5. Ön işleme	15
3.3. Sinyal İşleme Metotları.....	16
3.3.1. Fourier dönüşümü	16
3.3.2. Medyan ve maksimum frekans.....	18
3.3.3. Dalgacık dönüşümü	18
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	21
4.1. Yüz Bölgelerinin HFD, Medyan ve Maksimum Frekans Analizleri.....	21
4.2. Yüz Bölgelerinin Titreşim Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü Analizleri	30

4.3. Deneklerin Yüz Haritaları.....	37
5. SONUÇLAR	39
6. KAYNAKLAR.....	41
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “İnsan Yüzü Üzerinden Alınan Titreşim Sinyallerinin Frekans Karakteristiklerinin İncelenmesi” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

24/05/2019

Mehmet Ümit AK

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

α_0^m	: Ayrık Dalgacık Ölçekleme Parametresi
$\psi_{m,n}(t)$: Ayrık dalgacık fonksiyonu
b	: Öteleme Parametresi
dk	: Dakika
E_m	: Sinyalin Toplam Enerjisi
E_p	: Sinyalin Enerji Oranı
f	: Frekans
gr	: Gram
Hz	: Hertz
j	: Düğüm endeksi
kg	: Kilogram
m	: Metre
mA	: Miliamper
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
n	: İkili Öteleme Parametresi
P	: Sinyalin Toplam Gücü
$ P(f) $: Sinyalin Genlik Değeri
t	: Zaman
V	: Volt
α	: Ölçekleme Parametresi
ω	: Frekans değişkeni
°/s	: Açısal Hız

Kısaltmalar

- ADC : Analog Dijital Çevirici
- ADD : Ayrık Dalgacık Dönüşümü
- AFD : Ayrık Fourier Dönüşümü
- DD : Dalgacık Dönüşümü
- DPD : Dalgacık Paket Dönüşümü
- EMG : Elektromiyografi
- F : Frontal Sinüs Bölgesi
- F1 : Sağ Frontal Sinüs Bölgesi
- F2 : Orta Frontal Sinüs Bölgesi
- F3 : Sol Frontal Sinüs Bölgesi
- HFD : Hızlı Fourier Dönüşümü
- KBB : Kulak Burun Boğaz
- KZFD : Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
- ML : Sol Maksiller Sinüs Bölgesi
- ML1 : Sol Üst Maksiller Sinüs Bölgesi
- ML2 : Sol Orta Maksiller Sinüs Bölgesi
- ML3 : Sol Alt Maksiller Sinüs Bölgesi
- MR : Sağ Maksiller Sinüs Bölgesi
- MR1 : Sağ Üst Maksiller Sinüs Bölgesi
- MR2 : Sağ Orta Maksiller Sinüs Bölgesi
- MR3 : Sağ Alt Maksiller Sinüs Bölgesi
- SDD : Sürekli Dalgacık Dönüşümü
- USB : Universal Serial Bus
- VKE : Vücut Kitle Endeksi
- RPM : Dakikadaki Devir Sayısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Paranasal sinüsler.....	5
Şekil 2.2. Maksiller sinüsün yaşlara göre değişimi	5
Şekil 2.3. Frontal sinüsün yaşlara göre değişimi.....	6
Şekil 3.1. Arduino Uno R3.....	7
Şekil 3.2. MPU-6050 sensör	8
Şekil 3.3. Şaftsız Titreşim Motoru	9
Şekil 3.4. Titreşim Motorunun Özellikleri.....	10
Şekil 3.5. Titreşim Motorunun Gerilim, Akım ve RPM Grafiği.....	10
Şekil 3.6. Tasarlanan Mikrodenetleyici Tabanlı Sistem	11
Şekil 3.7. Deneklerin KBB Muayeneleri	12
Şekil 3.8. Ölçüm Noktaları	13
Şekil 3.9. Sistem Blok Diyagramı	14
Şekil 3.10. Titreşim Sinyallerinin Ölçülmesi.....	15
Şekil 3.11. Tasarlanan Arayüz ve Alınan Örnek Titreşim Sinyali.....	16
Şekil 3.12. a. Zaman Tanım Alanındaki Sinyal	17
Şekil 3.12. b. Sinyalin Frekans Tanım Alanında (Fourier) İncelenmesi	17
Şekil 3.12. c. Sinyalin Zaman ve Frekans Tanım Alanında İncelenmesi	17
Şekil 3.12. d. Sinyalin Zaman ve Frekans (1/ölçek) Tanım Alanında Dalgacık Dönüşümü ile İncelenmesi	17
Şekil 3.13. Dalgacık Paket Dönüşümü Ayrışım Ağacı.....	20
Şekil 4.1. Alınan Titreşim Sinyalinin Güç Spektral Gösterimi.....	21
Şekil 4.2. F-MR-ML Bölgeleri Medyan Frekans Analizi.....	22
Şekil 4.3. F-MR-ML Bölgeleri Max. Frekans Analizi	23
Şekil 4.4. F-MR-ML Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi	23
Şekil 4.5. F-MR-ML Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi	24

Şekil 4.6. F1-F2-F3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi	25
Şekil 4.7. F1-F2-F3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi.....	26
Şekil 4.8. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi.....	26
Şekil 4.9. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi	27
Şekil 4.10. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi	28
Şekil 4.11. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi	29
Şekil 4.12. F-MR-ML Bölgelerinin Frekans Analizinin Boxplot gösterimi.....	29
Şekil 4.13. F-MR-ML Bölgelerinin X-Y Değerlerinin Frekans Analizinin Boxplot gösterimi	30
Şekil 4.14. 4. Seviyede Ayrıştırılan DPD Ayrışım Ağacı ve İncelenen Paketler	31
Şekil 4.15. 1.Seviye 2.Paket için F-MR-ML Analizi	32
Şekil 4.16. 1.Seviye 2.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi	32
Şekil 4.17. 2.Seviye 3.Paket için F-MR-ML Analizi	33
Şekil 4.18. 2.Seviye 3.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi	33
Şekil 4.19. 3.Seviye 6.Paket için F-MR-ML Analizi	34
Şekil 4.20. 3.Seviye 6.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi	34
Şekil 4.21. 4.Seviye 11.Paket için F-MR-ML Analizi	35
Şekil 4.22. 4.Seviye 11.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi	35
Şekil 4.23. 4.Seviye 12.Paket için F-MR-ML Analizi	36
Şekil 4.24. 4.Seviye 12.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi	36
Şekil 4.25. 3. Seviye 6. Paket için F-MR-ML Enerji Analizinin Boxplot gösterimi	37
Şekil 4.26. D1 Yüz Haritası	37
Şekil 4.27. Tüm Deneklerin Yüz Frekans Haritası.....	38

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Arduino Uno R3 ve MPU-6050 bağlantı pinleri.....	9
Çizelge 3.2. Deneklerin Kişisel Bilgileri	12
Çizelge 3.3. Ölçüm Noktaları Tanımı.....	14
Çizelge 4.1. Tüm Deneklerin Medyan Frekans Ortalaması.....	22
Çizelge 4.2. Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri	22
Çizelge 4.3. Tüm Denekler için Medyan Frekans X-Y Değerleri.....	23
Çizelge 4.4. Tüm Denekler için Max. Frekans X-Y Değerleri	24
Çizelge 4.5. F1-F2-F3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri.....	25
Çizelge 4.6. F1-F2-F3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri	25
Çizelge 4.7. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri.....	26
Çizelge 4.8. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri.....	27
Çizelge 4.9. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri.....	28
Çizelge 4.10. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri	28
Çizelge 4.11. İncelenen Dalgacık Paketleri ve Frekans Aralıkları.....	31

1. GİRİŞ

İnsan vücudundaki dokuların farklı karakteristikler gösterdikleri ve bu farklılıkların yorumlanması amacıyla çeşitli çalışmaların yapıldığı bilinmektedir. Bu çalışmalarda kişiler üzerinden alınan titreşim sinyallerinden yararlanılmış ve çeşitli hastalık tiplerinin tespitine yardımcı olabileceği sonucuna varılmıştır (Orun 2017). Bu rahatsızlıkların araştırılmasında titreşim sinyallerinden faydalanılmış ve rahatsızlıkların tespitine yardımcı olabileceği sonucuna varılmıştır. Yapılan araştırmalarda, genellikle konuşma esnasında ses tellerinde ortaya çıkan titreşim sinyalleri incelendiği, insan vücudu üzerine bir titreşim kaynağı uygulanarak kaydedilen titreşim sinyalleri üzerine bir çalışmaya rastlanmamıştır. (Orun 2017; Chen 2014; Morillo 2010).

Yapılan bu çalışmada, öncelikle sabit frekansta titreşim uyartımı veren bir titreşim motoru, MEMs ivmeölçer sensörü ve mikrodenetleyici tabanlı donanımdan oluşan bir sistem tasarlanmıştır. Ardından gönüllü olabilecek 20 adet denek belirlenmiş ve bu deneklerin nazal kavite açısından sağlıklı olup olmadıklarına dair klinik muayeneleri gerçekleştirilmiştir. Nazal kavite açısından sağlıklı olan deneklerin yüz bölgeleri üzerinde uyartım sağlayacak olan titreşim motoru sayesinde titreşim sinyalleri oluşturulmuş, sinüs bölgeleri çevresinde belirlenen ölçüm noktalarından tasarlanan MEMs yapıda ivmeölçer sensörleri ve sürücülerini içeren donanım sayesinde bu titreşim sinyalleri ölçülmüştür. Bu donanımın kontrolü ise, mikrodenetleyici tabanlı modül ile gerçekleştirilmektedir. Bilgisayarda oluşturulan arayüz ile mikrodenetleyici arasındaki haberleşme protokolü ile titreşim sinyallerinin kayıtları sağlanmıştır. Aynı işlem tüm denekler için tekrarlanarak veri tabanı oluşturulmuş, ön işleme kısmında ise hatalı ve gürültülü sinyaller filtrelenerek veri tabanına son şekli verilmiştir. Veri tabanındaki bu titreşim sinyallerinin frekans karakteristikleri, tasarlanan arayüz ve analiz yazılımı yardımıyla incelenmiştir. Titreşim sinyallerinin analiz kısmında ise Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD), medyan ve maksimum frekans ve Dalgacık Dönüşümü (DD) yöntemleri kullanılmıştır. Gerçekleştirilen analiz sonucunda, titreşim sinyallerinin alındığı yüz bölgelerine ait frekans karakteristikleri ortaya konmuş ve yüz frekans haritaları oluşturulmuştur. Sonuç olarak oluşturulan frekans karakteristikleri, yüz üzerindeki sert ve yumuşak bölgelerin yorumunu sağlamış, farklı kişilerin yüz bölgelerindeki frekans karakteristiklerinin karşılaştırılmasına ve yüz üzerindeki bölgelerin frekans aralıklarının belirlenmesine olanak sağlamıştır.

Çalışma genel olarak 3 ana bölümden meydana gelmiştir. İlk bölümde genel olarak bir bilgilendirme yapılarak tezin amacından ve öneminden bahsedilmiştir. İkinci bölümde, literatürdeki benzer çalışmalardan bahsedilmiş, paranasal sinüslerden frontal sinüs ve maksiller sinüs hakkında bilgiler verilmiştir. Üçüncü bölümde, tasarlanan donanımın bileşenlerinden ve bağlantılarından, veri tabanının oluşturulmasından ve veri tabanındaki sinyallerin analizinde kullanılan metotlardan bahsedilmiştir. Dördüncü bölümde elde edilen bulgular değerlendirilmiştir ve yorumlanmıştır. Son bölümde ise ulaşılan sonuçlar verilmiştir ve ilerleyen çalışmalarda ne gibi yenilikler getirilebileceğine değinilmiştir.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Literatür Özeti

Nazal kavite kaynaklı hastalıkların birçok kişinin günlük yaşamını olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Bu hastalıklardan biri olan nazal polipler, yaşam kalitesini önemli ölçüde azaltmaktadır (Fokkens 2012). Nazal polipler, nazal kavitede daralmalara yol açarak nazal hava akımında azalmalara yol açarlar (Ünal 1994). Nazal kavite kaynaklı hastalıklar, nazal ivme ve nazal hava akımındaki değişikliklerle açıklanabilmektedir. Seren (2008), yaptığı çalışmada “Odiosoft-Rhino” adlı geliştirdiği yazılım ile nazal kavitedeki sesin Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD) gerçekleştirmiştir. Nazal kavitedeki hava akım hızı, akım özellikleri, nazal kavitedeki darlık şiddeti hakkında bilgiler sunmuştur. Aynı zamanda, burun aerometresini kullanarak nazal hava emisyonunun ölçümleri yardımıyla, ses sinyallerinin analizi ve konuşma dili modellemeleriyle sonuçlar elde edilmektedir (Orun 2017; Cler 2016).

Orun (2017), yaptığı çalışmada nazal polip hastalarının ses kayıtlarını elde ederek bu kayıtlar üzerinden sesin oluşumundaki değişimleri analiz etmiştir. Ses, akciğerlerden gelen havanın ses tellerinin de bulunduğu larinks bölgesinden geçerek ağız, burun boşlukları ve paranasal sinüslerden oluşan rezonans bölgesinde filtre edilmesi ile oluşur. Yapılan çalışmada, kaynak-filtre modeli ile filtre bölgesinde değişime sebep olan nazal poliplerin hem rezonans bölgesindeki hem de kaynak bölgesindeki etkileri ortaya konmak istenmiştir. Bu amaçla elde edilen ses kayıtlarından öznelikler çıkarılmış ve öznelik seçimi yapılmıştır. Seçilen öznelikler çeşitli algoritmalar ile eğitim metotları kullanılarak sınıflandırılmıştır. Sonuç olarak elde edilen verilerle 2 farklı analiz yapılmıştır. İlk olarak temel frekans ve gürlük değerleri kullanılarak nazal poliplerin ses oluşumunda kaynak bölgeyi ve dolayısıyla temel frekansı etkileyip etkilemediği, ikinci olarak da elde edilen nazal titreşim verilerinden konuşmanın tamamına oranlama yapılarak, nazal poliplerin konuşma üzerine etkileri ortaya konmuştur.

Chen vd. (2014) yapılan çalışmada, rezonanslı (yüksek frekanslı ve yankılı) ses üretimi sırasında ses eğitiminin yüz kemik titreşimini artırıp artırmayacağını araştırmıştır. 12 sağlıklı kişiye rezonanslı ses eğitimi aldırılmışlar ve her biri 30 dk sürmüştür. Piezoelektrik ivmeölçer ile eğitim sonrasında ve konuşma esnasında yüzdeki titreşim seviyesini ölçmüşler ve sesteki titreşimlerin kıyaslamasını yapmışlardır. Rezonans ses üretiminin, daha çok burun kemiği titreşiminde artış sağladığı tespitine ulaşmışlardır. Cler vd. (2016) çalışmalarında, burun aerometresini kullanarak nazal hava emisyonunun objektif bir ölçümünün geliştirilmesini amaçlamışlar, bu doğrultuda 25 adet çocuk sesini mikrofon ile almışlar ve ses sinyallerini gelişmiş bir analiz programı yardımıyla yorumlamışlardır. Sonuç olarak nazal ivme ve nazal hava akımı sinyallerinin eş zamanlı kaydı ile uzman bir konuşma dili modellemeye çalışmışlardır.

Titreşim sinyallerinden yola çıkarak, nazal kaynaklı hastalıkların modellenmesinin yanı sıra uyku apnesi hastalığı teşhisine yardımcı olabileceği ortaya konulmaktadır (Morillo 2010). Rendon vd. (2007), yaptıkları çalışmada uyku apnesinin teşhisinde kullanılacak önemli sinyalleri saptamak için boyun ve göğüs bölgesindeki titreşimleri bir ivmeölçerle ölçmüşlerdir. Aldıkları sinyalleri ise gelişmiş bir analiz programı ile yorumlayarak titreşim haritasını oluşturarak uyku apnesinin teşhisini

amaçlamışlardır. Çalışma sonucunda elde edilen haritalama incelendiğinde en güçlü sinyallerin alınabileceği yerlerin, sol yedinci kaburga ara boşluğunu çevreleyen bölgeler, ön boynundaki tiroid kırırdağı ve sol ikinci kaburga ara boşluğu olduğu sonucuna varmışlardır. (Rendon 2007; Varady 2000).

Titreşim kaynaklarının farklı insan dokularına etkilerini de açıklamak mümkün olabilmektedir (Peter 1987; Zhang 2009). Dong vd. (2004), yaptıkları çalışmada, insan parmak-el-kol sistemindeki titreşim enerjisinin emiliminin dağılımını incelemek için VEA isimli bir sistem önermişlerdir. Parmak, el ve kollarda titreşime maruz kalan bölgelerin enerjilerinin ölçülmesi için yeni bir model önerilmiş ve parmak kol ve avuç içinde farklı frekanslarda görülen etkiler gözlemlenmiştir. Balbinot (2008), çalışmasında insan titreşimini ölçmek için ZigBee ağına entegre bir sistemin geliştirilmesini önermiştir. Geliştirilen sistem yaklaşık 40 Hz 'lik insan titreşimlerini üç eksenle ayırmaya olanak sağlamıştır. Traktör, kazma makinesi gibi makinelerde çalışan işçilerde titreşimin sırt ağrılarına oluşmasına katkıda bulunabileceğini göstermişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda titreşimin yaygın mesleki risklerden biri olduğunu göstermişlerdir (Balbinot 2008; De Capua 2009). Bourke vd. (2007), yaptıkları çalışmada yaşlı kişilerin gövde ve uyluk bölgelerine monte ettikleri üç eksenli ivmeölçer sensörlerinden aldıkları sinyalleri incelemişlerdir. Bu sinyaller sayesinde, oluşturdukları taklit düşme biçimlerini yorumlamışlardır. Aynı kişilere çeşitli eğitimler vererek, eğitim sonrasındaki düşme biçimlerini de değerlendirerek, verdikleri eğitimin başarısını görmeyi amaçlamışlardır. Yanxi ve Qingxia (2010), yaptıkları çalışmada koltuk yüzeyine yerleştirilen titreşim sensörlerinden aldıkları bilgiler ile araçların insan üzerine olan titreşim etkilerini araştırmışlardır. Bu sayede, titreşim seviyesine göre araçların konfor sınıflandırmasını gerçekleştirmişlerdir. Zhang vd. (2009), yaptıkları çalışmada motosiklet üzerindeki kişilerin maruz kaldığı titreşimlerin analizini gerçekleştirmişlerdir. Bu titreşimlerin insan sağlığına olan zararları üzerinde durmuşlar ve sağlığı etkileyen titreşim seviyelerini ölçmeyi amaçlamışlardır. Diğer taraftan, canlı dokuların farklılıklarını ortaya koymanın önemi vurgulanarak doku farklılıklarına göre simülasyon ve model geliştirmelerinin araştırılması da literatür açısından oldukça faydalı olmuştur. Bu bağlamda, Amar vd. (2010), yaptıkları çalışmada insan dokusuna uygulanan titreşimlere karşı insan vücudunun sönümlenme özelliklerini yay ve damper sistemi olarak açıklamaya çalışmışlardır. Çalışmadaki, temel amaç insan dokusunun sönümlenme özelliklerini ortaya koymak ve insan dokusunu temsil ettiği varsayılan sistemin yay ve sönümlenme sabitlerini çıkarmak olmuştur. Yine benzer bir diğer çalışmada, insan dokularının sönümlenme özelliklerini teorik model olarak bir kütle-sönümleyici yay modeli kullanarak tahmin etmek ve insan denekler üzerinden toplanan etki verilerinden tahminleri sunmak için bir yöntem oluşturulmuştur (Alkhaledi 2010). Diğer bir çalışmada ise, canlı doku simülasyonu için deforme edilebilir modellerin geliştirilmesinin sanal cerrahi simülasyonunda önemli bir rol oynadığını ortaya koymuştur (Otomendi 2011). Desmoulin vd. (2011), yapılan çalışmada canlı insan dokusunun modellenmesinin, doku özelliklerinin daha gerçekçi tahminlerinin geliştirilmesine ve cerrahi simulatörlerin daha iyi tasarlanmasına yol açabileceği öne sürülmüştür. Bu tür simulatörler ile insan anatomisi üzerinden alınacak gerçekçi veriler ile çeşitli karmaşık vakalar üzerinde pratik yapılabileceğini ve ayrıntılı geri bildirim alınabileceğini ortaya koymuşlardır. Bu simulatörlerin, sağlık çalışanlarının eğitimine ek olarak, tıbbi müdahale prosedurlerinin planlaması için de yararlı olacağını belirtmişlerdir (Otomendi 2011; Desmoulin 2011).

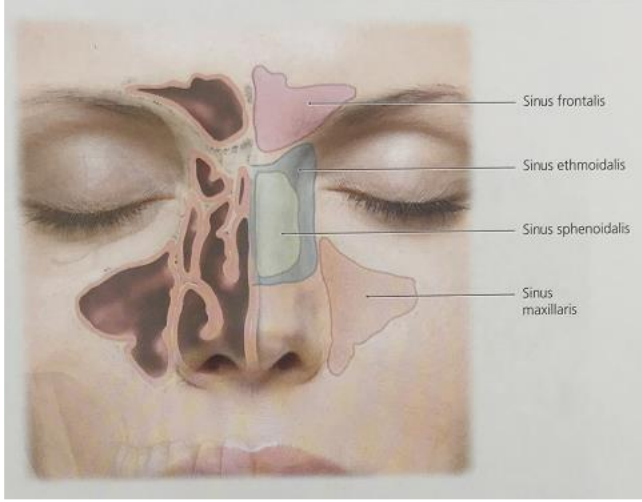
Konuşma sırasında cilt yüzeyinin modelini oluşturmak için titreşim sinyallerinden faydalanılmıştır (Kitamura 2012; Kitamura vd. 2011). Bu çalışmalarda konuşma sırasında cilt yüzeylerinin titreşim modellerini oluşturabilmek için yeni bir yöntem önermiştir. Elde edilen sonuçlar, ünlü harf ve ünsüz harfler arasında farklılık olduğunu göstermiştir (Kitamura 2012). Kitamura vd. (2011), yaptıkları diğer bir çalışmada ise, şarkı söylerken yüz yüzeyinin titreşim sinyallerini ölçmeye yönelik bir yöntem önermiştir. Elde edilen sonuçlar, ünlü harflerin perde frekansları ve seslendirme yöntemleri arasında net farklılıklar olduğunu göstermektedir. Torvinen vd. (2002), yaptıkları çalışmada, 8 erkek 8 kadından oluşan sağlıklı ve genç denek grubu üzerinde, 4 dk bir titreşim uygulayarak kas performansı ve vücut dengesi üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Titreşim uygulanmadan önce ve sonrasında kas yorulmaları, vücut dengesindeki değişimleri ve EMG değişimleri gözlemlenmiştir. Uyguladıkları titreşim frekansının 20 – 200 Hz aralığında olduğu ve uygulanan titreşimin etkilerinin 2 dk sonra tamamen kaybolduğunu gözlemlemiştir (Torvinen 2002). Bilgin (2008), çalışmasında ventriküler taşiaritmi veri tabanı üzerinde gerçekleştirdiği kalp hızı değişkenliği analizlerinde ayırık dalgacık dönüşümü ve dalgacık paket dönüşümünü kullanmış ve kalp hızı değişkenliği işaretlerinin frekans bantlarındaki enerji değerlerinin tespitini ve analizini gerçekleştirmiştir. Yapılan diğer bir çalışmada ise, kalp aritmilerinin teşhisi amacıyla EKG sinyallerinin analizinde dalgacık dönüşümü kullanılmış ve erken kulakçık vurusu, erken karıncık vurusu aritmilerinin tespitinde faydalı olduğu görülmüştür (Akın 2018).

Literatürde yapılan araştırmalardan elde edilen bilgiler ışığında, titreşim sinyallerinin analizine yönelik çalışmaların genellikle ses sinyallerinin insan yüzü üzerinde oluşturduğu titreşimlerle alakalı model ve simülasyon çalışmaları üzerine yoğunlaştığı gözlenmiştir. Yapılan çalışmaların, genellikle değişken frekansa sahip ses sinyali üzerine gerçekleştirildiği görülmüş ve literatürden farklı olarak gerçekleştirilen bu çalışmada, sabit frekanslı bir titreşim kaynağı ile uyartımı yapılan yüz bölgesinin haritalanması için bir model oluşturulmuştur. Çalışma kapsamında, deneklerin yüz bölgesi üzerinden titreşim sinyalleri elde edilmiş ve sinyal işleme metotlarıyla bu sinyaller analiz edilmiştir. Bu analiz sonucunda, frekans karakteristikleri tespit edilerek yüz bölgesindeki yumuşak ve sert noktalar yorumlanmış ve yüz frekans haritaları ortaya konmuştur.

2.2. Nazal Fizyoloji

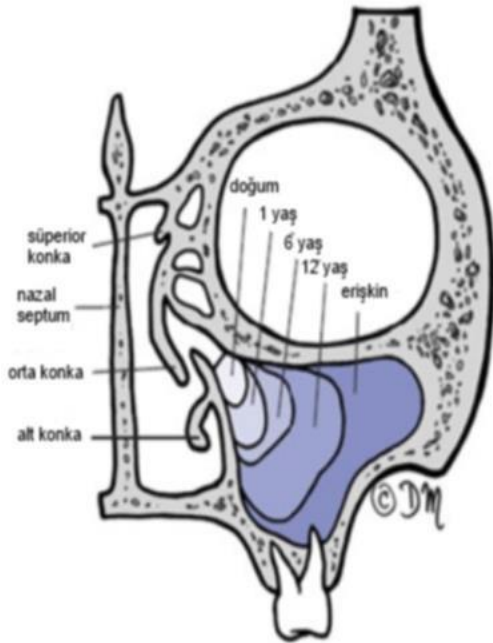
Nazal kavite, çatısı kemik ve kıkırdak yapıdan oluşan ve şekli piramite benzeyen anatomik bölgedir. Önden arkaya doğru nazal, frontal, etmoid ve sfenoid kemiklerden oluşur.

Paranasal sinüsler, kişiler arasında farklı anatomik varyasyonlar gösteren, nazal kavitenin her iki yanında dört çift olarak yer alan yapılardır (Şekil 2.1). Maksiller, frontal, etmoid ve sfenoid sinüsler paranasal sinüsler olarak adlandırılır. Frontal sinüs, maksiller sinüs ve anterior ethmoidal hücreler ön grubu, sfenoid sinüs ve posterior ethmoidal hücreler arka grubu oluştururlar (Öz 2018).



Şekil 2.1. Paranasal sinüsler (Radlanski ve Wesker, 2016)

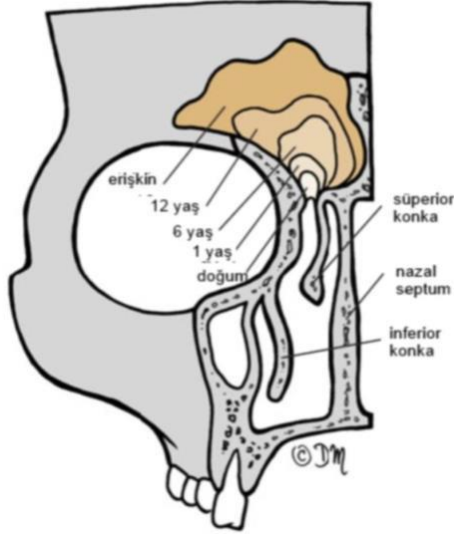
İlk oluşan paranasal sinüs olan maksiller sinüs, maksillanın gövdesine yerleşmiş olup, lateral nazal duvarın dışa doğru olan çıkıntısından gelişmeye başlar. Maksiller sinüs, yenidoğanda 3-4 mm genişlikte, 7 mm uzunlukta olup, hacmi yaklaşık 6-8 ml'dir (Şekil 2.2). Yaklaşık 17 yaşında hem kadın hem erkekte maksiller sinüs pnömatizasyonu, sinüs tabanının burun seviyesinin altına inmesiyle sonlanır. Yetişkin bireylerde boyutu yaklaşık 25x38x36 mm, hacmi ise 15-20 ml'dir (Zinreich vd. 1987, Wolf vd. 1993).



Şekil 2.2. Maksiller sinüsün yaşlara göre değişimi (Levine ve Clemente, 2005)

Paranasal sinüslerin en geç gelişeni olan frontal sinüs, genellikle iki yaşından sonra gelişmeye başlar ve 5-6 yaşlarında direkt grafilerde görülebilirler. Frontal sinüslerin gelişimi puberte döneminin sonlarına kadar devam eder ve yaklaşık 20

yaşlarında tamamlanır (Öz 2018). Frontal sinüslerin yaşlara göre gelişimi Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Frontal sinüsün yaşlara göre değişimi (Levine ve Clemente, 2005)

Paranasal sinüslerin radyolojik görüntülenmesinde; direkt radyografiler, ultrasonografi, manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografi gibi yöntemlerden faydalanılır (Öz 2018). Ancak bu yöntemlerde kullanılan tekniklerin insan vücuduna zararlı ışınları barındırması sebebiyle, yapılan bu çalışmada daha düşük maliyetli ve insan vücuduna zararı olmayan bir yöntem geliştirilmesi amaçlanmıştır.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Donanım

3.1.1. Arduino ve temel donanım özellikleri

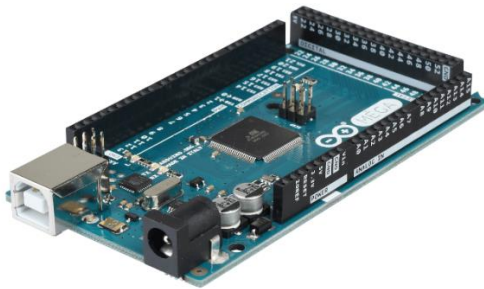
Arduino, bir giriş çıkış kartı ve yazılım geliştirme ortamından oluşan, açık kaynak kodlu geliştirilen ve kolay kullanımlı donanım ve yazılım tabanlı fiziksel programlama platformudur (Arduino 2015).

Donanım özellikleri Arduino çeşidine göre farklılıklar gösterse de temel olarak aşağıdaki özellikleri taşımaktadır (Arduino 2015) :

- ATmega8, ATmega168, ATmega328 mikroişlemci
- 5 voltluk regüle entegresi,
- 16 MHz kristal osilatör ya da seramik rezonatör,
- Flash memory,
- SRAM ve EEPROM

3.1.2. Arduino Uno R3

Bu çalışmada kullanılan Arduino Uno R3 modelinin görüntüsü Şekil 3.1’de belirtilmiştir. ATmega 328 tabanlı bir mikroişlemciye sahip olan geliştirme kartının üzerinde, 14 adet dijital giriş/çıkış ve 6 analog giriş bulunmaktadır. 16 MHz kristal osilatöre, USB bağlantısına, güç bağlantısına, ICSP bağlantısına ve reset tuşuna sahiptir. Kartın çalışabilmesi için harici bir güç kaynağı ya da bilgisayarın USB portu ile enerji verilmesi gerekmektedir.



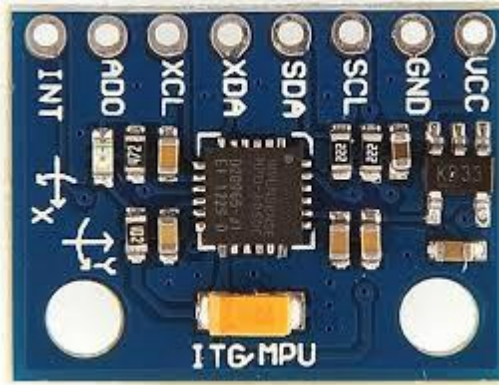
Şekil 3.1. Arduino Uno R3 (Arduino, 2015)

3.1.3. MEMs sensörleri ve MPU 6050

Mikro-elektro-mekanik sistem (MEMs) teknolojisi tabanlı sensörler günümüzde birçok alanda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. MEMs tabanlı sensörlerin uygulama alanlarından birisini de tıp sektörü oluşturmaktadır. Bu sensörlerin yaygın kullanılan çeşitlerinden biri de titreşim (dinamik) ve statik (yer çekimi) ivmelenmeyi ölçen ivmeölçer sensörleridir. İvmeölçer sensörlerinde ivmelenme ölçümü, mikro işlenmiş

yaylar üzerinde asılı duran hareketli bir çubuğun ivmelenme ile yer değiştirmesi prensibine dayanır. İvmelenme durumunda belirli bir eylemsizlik kütesine sahip çubuk üzerinde bir kuvvet etkili olmaktadır. Bu kuvvet çubuğun, çubuk yaylar tarafından dengeleninceye kadar yer değiştirmesine neden olmaktadır. İvmelenme ile orantılı olan çubuğun yer değiştirme miktarı kapasitif veya piezorezistif metotlarla belirlenmektedir. MEMs'ler tek ve üç eksenli olarak ivme ölçülebilirler (Saçu 2012). Yapılan bu çalışmada, ivmeölçer sensörlerinden MPU-6050 kullanılmıştır

MPU-6050 3 eksen ivmeölçer ve 3 eksen gyro ile birlikte 6 eksen hareket algılayabilme özelliğine sahip bir sensördür (Şekil 3.2). İçerisinde dijital hareket işlemcisi (DMP) mevcuttur. Ayrıca bir de sıcaklık sensörüne sahiptir. Arduino Uno R3 ile haberleşmesi 400 Hz'de I²C ile sağlanır. SCL ve SDA bağlantıları VLOGIC referans pininin I²C haberleşme lojik seviyesini ayarlamayı sağlar. VLOGIC pini 3.3V pinine bağlanır. 5V pini sensöre zarar verebilir. MPU-6050 gyro çıkışlarını 16-bit ADC ile ivmeölçer çıkışlarını da 16-bit ADC ile dijitalle çevirir (Starlino 2015).



Şekil 3.2. MPU-6050 sensör (Gökdemir 2017)

Açısal ivmeölçer aralığı $\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm 16$ g, Gyro ölçüm aralığı ise $\pm 250 \pm 500 \pm 1000 \pm 2000$ °/s'dir. Bu çalışmada ivmeölçer aralığı ± 2 g, Gyro ölçüm aralığı ± 250 °/s olarak kullanılmıştır. Bu aralıklar IMU sensörün register adreslerinden değiştirilebilir.

MPU-6050 sahip olduğu 16-bit ADC özelliği ile analog verileri dijitalle çevirirerek verilerin okunmasını kolaylaştırır. Sensör çıkışları her bir eksen için 8-bit düşük ve 8-bit yüksek olmak üzere toplam 16-bit'den oluşur. Sensör verileri Arduino Uno R3 tarafından I²C haberleşmesiyle okunmuştur.

Arduino Uno R3 tarafından okunan değerler ham veriler olup herhangi bir açı ve ivme ifade etmezler. Bu verilerin işlenmesi için g kuvveti veya açısal hıza (°/s) çevrilmesi gerekir. Sensör ADC bit sayısı 16, referans voltajı olarak kullanılan 3.3V alınırsa çözünürlük elde edilir.

Ham veriler ivmeölçer veya Gyro ölçerden elde edilen binary verilerdir. Her sensörün VzeroG ve sensitivity değeri vardır kullanılan sensörün kataloğundan elde edilebilir.

Bu çalışmada MPU-6050 IMU sensör ile Arduino Uno R3 arası haberleşme I²C protokolüyle sağlanmıştır. Sensörün, Arduino Uno R3 ile bağlantı pinleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Arduino Uno R3 ve MPU-6050 bağlantı pinleri

Arduino Uno R3	MPU-6050
3.3V	VCC
GND	GND
Analog A4	SCL
Analog A5	SDA
Digital 2	INT

3.1.4. Titreşim motoru

Yapılan çalışmada, vücut yüzeyine uygulanan ve MPU6050 sensörü ile ölçülen titreşim, 10 x 3 mm ölçülerindeki şaftsız titreşim motoru ile verilmiştir (Şekil 3.3).



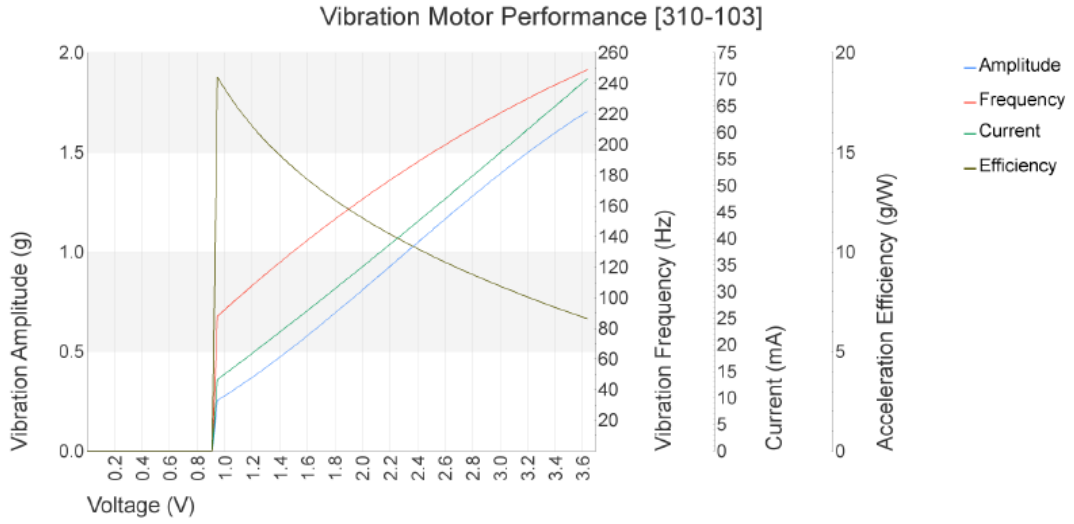
Şekil 3.3. Şaftsız Titreşim Motoru (URL 1)

Düğme tipindeki bu küçük şaftsız titreşim motoru, 0.75 gr’lık bir titreşim genliğine sahiptir. 10 mm çapında ve 3 mm yüksekliğindedir. 3 V’ta 60 mA akım çeker. Şaftsız tasarımı sayesinde ve alt kısmındaki çift taraflı bant sayesinde devreler üzerine yapıştırılabilir.

Titreşim motorunun özellikleri Şekil 3.4’de, gerilim, akım ve RPM grafiği de Şekil 3.5’de gösterilmiştir.

Boyut	10 mm x 3 mm
Ağırlık	1.2 g
Önerilen çalışma gerilimi	2.5 - 3.5 V
3V'ta Titreşim genliği	0.75g
3V'ta Hızı	13500 RPM
3 V'ta Boşta Çektiği Akım	60 mA (80 mA max)
3 V Başlangıç akımı	120 mA max
Motor direnci	$29 \pm 6 \Omega$
Çalışma sıcaklığı	-10 ° C ile +60 ° C
Depolama sıcaklığı	+70 ° C ila -30 ° C

Şekil 3.4. Titreşim Motorunun Özellikleri (URL 1)



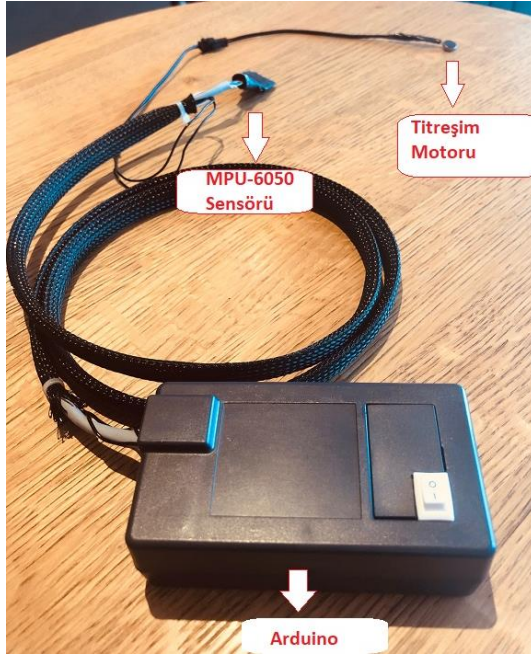
Şekil 3.5. Titreşim Motorunun Gerilim, Akım ve RPM Grafiği (URL 1)

3.1.5. Mikrodenetleyici tabanlı sistem bileşenleri

Tasarlanan mikrodenetleyici tabanlı cihazın bileşenleri sırasıyla şu şekildedir:

- 10x3 mm Şaftsız Titreşim Motoru
- MPU-6050 İvmeölçer Sensörü
- Arduino Uno R3
- USB kablosu

Tüm bileşenlerin birleştirilmesiyle tasarlanan mikrodenetleyici tabanlı cihazın görüntüsü Şekil 3.6'da belirtilmiştir.



Şekil 3.6. Tasarlanan Mikrodenetleyici Tabanlı Sistem

3.2. Veri Tabanının Oluşturulması

Veri tabanının oluşturulması amacıyla ilk olarak 20 adet gönüllü denek belirlenmiştir. Çalışmanın sağlıklı bireyler üzerinden elde edilecek titreşim sinyallerinin analizi prensibine dayanması sebebiyle, belirlenen deneklerin nazal kavite açısından sağlıklı olup olmadığının klinik muayeneleri yaptırılmıştır. Sağlıklı olduğuna karar verilen deneklerin; yaş, boy, kilo, vücut kitle endeksi bilgileri elde edilerek denek bilgi çizelgesi hazırlanmıştır. Ardından yüz üzerinde belirlenen ölçüm noktalarından alınan titreşim sinyalleri kaydedilerek veri tabanı oluşturulmuştur.

Çalışma kapsamında tasarlanan mikrodenetleyici tabanlı cihazın, veri alınacak deneklerin sağlığını olumsuz yönde etkilemediği ve etik açısından sakınca olmadığına dair Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2012-KAEK-20 kodlu Etik kurul belgesi alınmıştır.

3.2.1. Deneklerin seçimi

Çalışmaya dâhil edilen gönüllü denekler KBB Anabilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Alper Tunga Derin tarafından muayene edilerek, nazal kavite açısından sağlıklı olup olmadıklarına karar verilmiştir (Şekil 3.7). Çalışma kapsamında sağlıklı kişiler üzerinden veri alınacak olmasından dolayı, muayene sonucunda sağlıklı olduğu belirlenen kişiler denek olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.7. Deneklerin KBB Muayeneleri

3.2.2. Denek bilgileri

Denekler, 25-35 yaş aralığında 12 erkek – 8 kadın olarak belirlenmiş ve sağlıklı deneklerin yüz bölgelerinden veriler alınarak, kaydedilmiştir. Ölçüm esnasında deneklerin hareket etmemeleri istenerek, yüz bölgelerinde veri alınmasını etkileyecek gözlük vb. olmamasına dikkat edilmiştir.

Gönüllü deneklerin cinsiyet, meslek, yaş, kilo, boy, vücut kitle endeksi ve vücut kitle endeksine kategorileri Çizelge 3.2’de belirtilmiştir. Erkek deneklerin yaş aralığı 25-35, kilo aralığı 65-105 kg, boy aralığı 1,68-1,86 m, vücut kitle endeksi aralığı ise 20,52-30,82’dir. Kadın deneklerin yaş aralığı 25-35, kilo aralığı 53-75 kg, boy aralığı 1,58-1,80 m, vücut kitle endeksi aralığı ise 19,00-26,89’dur. Deneklerin vücut kitle endekslerine göre VKE kategorileri de Çizelge 3.2’de belirtilmiştir.

Çizelge 3.2. Deneklerin Kişisel Bilgileri

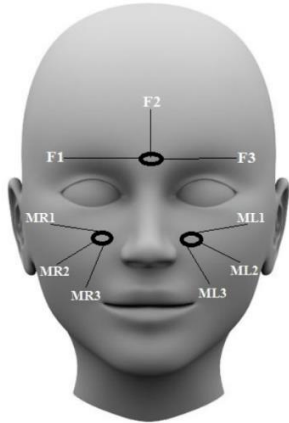
Denek No	Cinsiyet	Meslek	Yaş	Kilo (kg)	Boy (m)	Vücut Kitle Endeksi	VKE Kategorisi
D1	E	Mühendis	31	90	1,78	28,41	Fazla kilolu
D2	K	Biyolog	29	62	1,73	20,72	Normal (sağlıklı)
D3	E	Mühendis	25	86	1,85	25,13	Normal (sağlıklı)
D4	K	Öğretmen	25	68	1,8	20,99	Normal (sağlıklı)
D5	E	Pilot	31	81	1,8	25	Normal (sağlıklı)
D6	E	Mühendis	28	75	1,75	24,49	Normal (sağlıklı)

Çizelge 3.2.'in devamı

D7	E	Elk. Teknisyeni	32	86	1,86	24,86	Normal (sağlıklı)
D8	E	Mühendis	35	83	1,83	24,78	Normal (sağlıklı)
D9	E	Mühendis	27	105	1,85	30,68	Fazla kilolu
D10	E	Mühendis	25	73	1,79	22,78	Normal (sağlıklı)
D11	E	Mühendis	34	65	1,78	20,52	Normal (sağlıklı)
D12	K	Mühendis	25	53	1,67	19	Normal (sağlıklı)
D13	K	Mühendis	25	75	1,69	26,26	Fazla kilolu
D14	E	Mühendis	25	75	1,67	26,89	Fazla kilolu
D15	K	Memur	31	63	1,62	24,01	Normal (sağlıklı)
D16	K	Memur	35	67	1,58	26,84	Fazla kilolu
D17	K	Memur	28	53	1,67	19	Normal (sağlıklı)
D18	E	Mühendis	35	104	1,86	30,06	1. dereceden (hafif) obez
D19	E	Satış Uzmanı	28	87	1,68	30,82	1. dereceden (hafif) obez
D20	K	Akademisyen	34	66	1,63	24,84	Normal (sağlıklı) kilolu

3.2.3. Ölçüm noktaları

Ölçüm noktaları, frontal ve maksiller sinüslerin yakın bölgelerindeki ve titreşim motoruna 3cm uzaklıktaki 9 noktadan oluşmaktadır. Şekil 3.8'de belirtildiği gibi, ölçüm noktaları alın bölgesindeki frontal sinüs etrafındaki F1, F2, F3, sağ yanak bölgesindeki maksiller sinüslere yakın olan MR1, MR2, MR3 ve sol yanak bölgesindeki maksiller sinüslere yakın olan ML1, ML2, ML3 olarak belirlenmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Ölçüm Noktaları

Ölçüm noktalarıyla ilgili detaylar ayrıca Çizelge 3.3'de de belirtilmiştir.

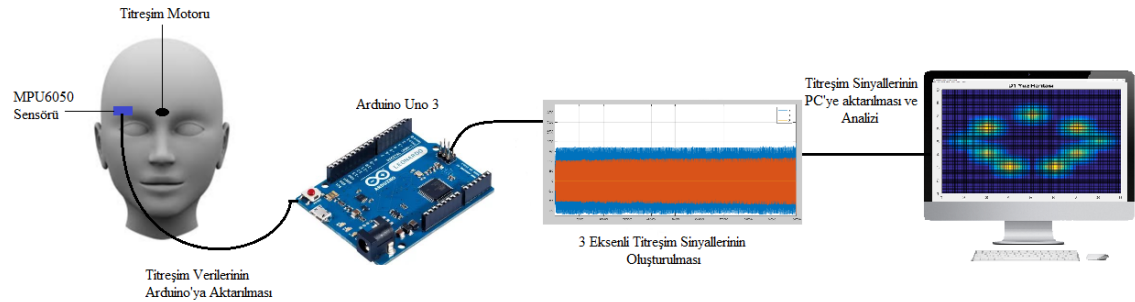
Çizelge 3.3. Ölçüm Noktaları Tanımı

Bölge	Ölçüm Noktası	Açıklama
Frontal Sinüs Bölgeleri	F1	Frontal Sinüs - Sağ Bölge (Frontalis Kası Sağ Bölge)
	F2	Frontal Sinüs - Orta Bölge (Frontalis Kası Orta Bölge)
	F3	Frontal Sinüs - Sol Bölge (Frontalis Kası Sol Bölge)
Sağ Maksiller Sinüs Bölgeleri	MR1	Sağ Maksiller Sinüs - Üst Bölge (Sağ Zygomaticus Major Kası Üst Bölge)
	MR2	Sağ Maksiller Sinüs - Orta Bölge (Sağ Zygomaticus Major Kası Orta Bölge)
	MR3	Sağ Maksiller Sinüs - Alt Bölge (Sağ Zygomaticus Major Kası Alt Bölge)
Sol Maksiller Sinüs Bölgeleri	ML1	Sol Maksiller Sinüs - Üst Bölge (Sol Zygomaticus Major Kası Üst Bölge)
	ML2	Sol Maksiller Sinüs - Orta Bölge (Sol Zygomaticus Major Kası Orta Bölge)
	ML3	Sol Maksiller Sinüs - Alt Bölge (Sol Zygomaticus Major Kası Alt Bölge)

3.2.4. Titreşim sinyallerinin ölçülmesi ve bilgisayar ortamına aktarılması

160 Hz frekansta titreşim uyarıtımı veren 10x3 mm ölçülerindeki doğru akım motor ünitesi ve bu üniteye sabit uzaklıkta bir algılayıcı modülden oluşan mikro denetleyici tabanlı bir donanım tasarlanmıştır, bu donanımın bilgisayar ile haberleşmesini sağlayan ve elde edilen sinyallerin analizinin gerçekleşeceği bir arayüz tasarlanmıştır.

Yüz üzerinde belirlenen ölçüm noktaları üzerinden MPU-6050 ivmeölçer sensörüyle titreşim verileri alınarak, Arduino Uno R3'e aktarılmıştır. Alınan titreşim verileri Arduino Uno R3 yazılımı sayesinde ayrıştırılmış ve x-y-z değerleri şeklinde bilgisayara aktarılmıştır. Titreşim verileri analiz edilirken sinyallerin HFD, medyan, maksimum frekanslarından ve dalgacık dönüşümünden faydalanılmıştır. Sistemin blok diyagramı Şekil 3.9'da gösterilmektedir.

**Şekil 3.9.** Sistem Blok Diyagramı

Şekilde gösterilen sistem blok diyagramına göre, öncelikle titreşim sinyalinin algılanabilmesi için bir sensörün yüz üzerine yerleştirilmesi gerekmektedir. Titreşim sinyalleri, Şekil 3.10'daki gibi ölçülmüştür. Titreşim sinyalinin ölçülebilmesi için

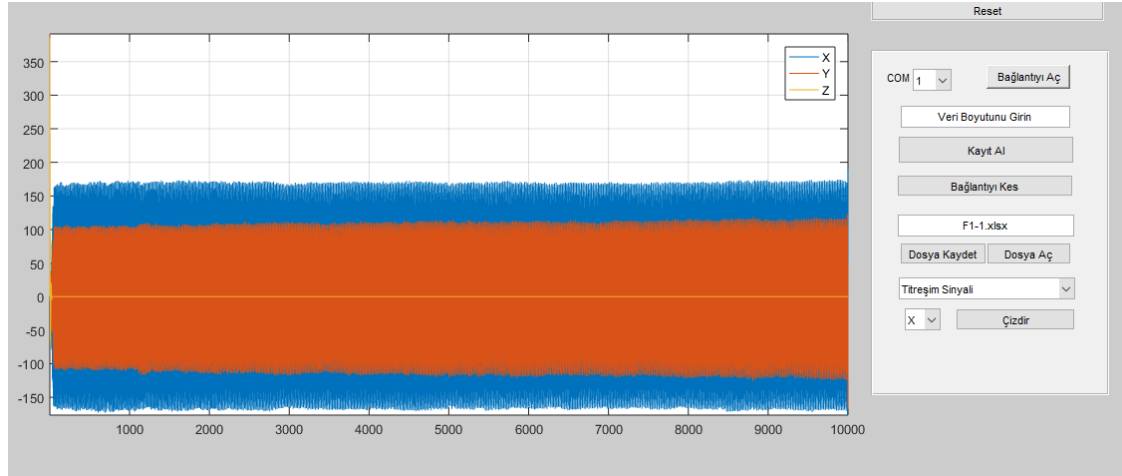
devrede MPU-6050 MEMs (x-y-z yönünde ölçüm yapabilme kapasitesine sahiptir) ivmeölçer sensörü kullanılmıştır. Verilerin elde edilmesinde ve bilgisayar ortamına gönderilmesinde ise, Arduino Uno R3 kullanılmıştır. Arduino Uno R3 kartı, içerisinde bulunan seri iletişim protokolleri, ADC modülleri ile bu iletişimi sağlayabilecek nitelikte bir mikrodenetleyici modüldür. Elde edilen titreşim sinyalleri, Arduino Uno R3 kartı vasıtası ile bilgisayar ortamına USB protokolü üzerinden aktarılmıştır. Bilgisayar üzerinde oluşturulan grafik arayüz yazılımı ile sayısal veriler kaydedilmiş ve zaman tanım alanına göre ekranda gösterilmiştir. Alınan titreşim sinyalleri, çalışma kapsamında geliştirilen yazılım aracılığıyla sinyal işleme yöntemleri ile tespit ve sınıflandırma algoritmalarına göre analiz edilmiştir. İnsan yüzü üzerinden alınan titreşim sinyallerinin karakteristikleri oluşturulmuş ve yorumlanmıştır. Titreşim sinyallerinin zaman, frekans, zaman-frekans ayrışmaları gerçekleştirilerek öznelikler çıkarılmış ve alt frekans bantlarına ayrıştırılmıştır.



Şekil 3.10. Titreşim Sinyallerinin Ölçülmesi

3.2.5. Ön işleme

Yapılan çalışmada, ölçüm noktalarından her bir denek için 3'er adet 10.000'er örnekten oluşan sinyaller alınmış ve kaydedilmiştir. Alınan bu titreşim sinyalleri ile veri tabanı oluşturulmuş ve analiz kısmına geçilmiştir. Titreşim sinyallerinin alınması için tasarlanan arayüz ve alınan örnek titreşim sinyali Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Tasarlanan Arayüz ve Alınan Örnek Titreşim Sinyali

Tasarlanan arayüz üzerindeki ‘Reset’ tuşu, alınan her titreşim sinyalinden sonra yazılımının ilk halini almasını, ‘COM’ tuşu tasarlanan cihazın bilgisayara bağlantı portunu, ‘Bağlantı Aç’ tuşu tasarlanan cihaz ve arayüz yazılımının bağlantı kurmasını, ‘Veri Boyutunu Girin’ tuşu alınmak istenen sinyalin örnek sayısını, ‘Kayıt Al’ tuşu sinyalin bilgisayar ortamına aktarılmasını, ‘Bağlantı Kes’ tuşu alınan sinyal sonrasında bilgisayar ve cihaz bağlantısının kesilmesini sağlamaktadır. ‘Dosya Kaydet’ tuşu ile alınan sinyaller kaydedilerek, ‘Dosya Aç’ tuşu ile istenilen sinyale ulaşarak ‘Çizdir’ tuşu ile de ekranda gösterilmiştir. Ardından yapılmak istenen analiz seçilerek, sinyallere ait frekans bilgilerine ulaşılmıştır.

Son durumda, 20 denekten 9 ayrı ölçüm noktasının (F1, F2, F3, MR1, MR2, MR3, ML1, ML2, ML3) her birinden alınan 3’er titreşim sinyaliyle oluşturulmuş veri kümesi, sinyal işleme metotlarıyla analiz edilmiştir.

3.3. Sinyal İşleme Metotları

Sinyaller zamanın bir fonksiyonu ile ifade edilir. Zaman tanım alanında verilmiş bir sinyalin grafiksel gösteriminde, eksenler zaman ve sinyalin genliğidir. Fakat bu gösterim sinyalin frekans bilgisi hakkında bilgi vermediği için, zaman-genlik gösterimi yerine frekans spektrumunun incelenmesi daha uygun olacaktır. Frekans spektrumu, sinyalin farklı frekans bileşenlerini ve bu frekansların genlik bilgilerini içermektedir. (Bilgin 2008).

Çalışmada yüz üzerinden alınan titreşim sinyallerinin örnekleme frekansı 350 Hz olarak belirlenmiştir.

3.3.1. Fourier dönüşümü

Fourier dönüşümü, sinyal bilgilerinin elde edilmesi ve bu sinyallerin işlenmesi için kullanılan önemli bir metottur. Ancak teorik olarak gerçek dizilerin Fourier dönüşümleri hesaplanamadığından, sayısal işaretler için Fourier dönüşümünün kullanılması uygun değildir. Frekansın analog olarak gösterilmesi ve sonsuz sayıda örneğin gerekmesi, bu uygunsuzluğun temel nedenleridir. Bu sebeple, daha pratik bir

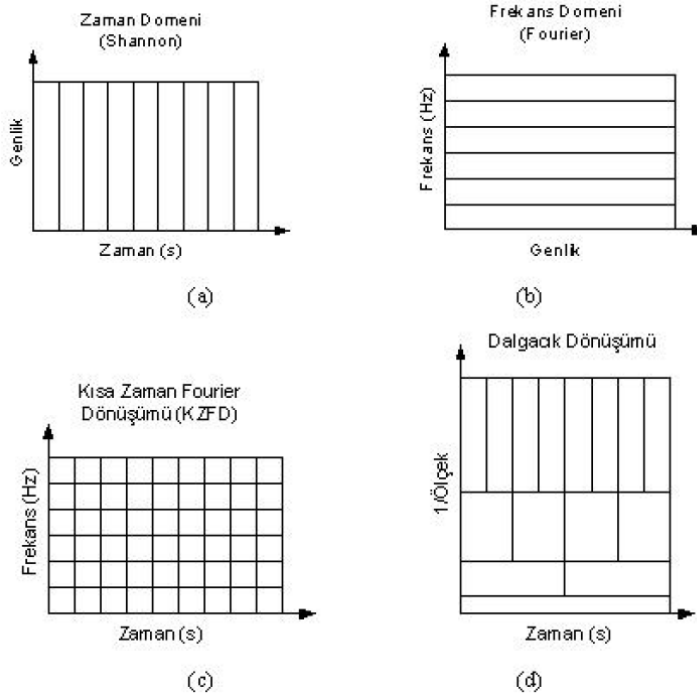
yöntem olan Ayırık Fourier Dönüşümü (AFD) kullanılmaktadır. AFD'nin geliştirilmiş hali şu şekildedir.

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) e^{-j\omega n} \quad (3.1)$$

Burada; $j=\sqrt{-1}$ ve ω frekans değişkenini gösterir (İnce 2012).

Fourier dönüşümü ile zaman tanım alanındaki bir sinyalin frekans bilgisi, sinyalin periyodik olup olmamasından bağımsız olarak elde edilebilir. Bu dönüşüm, sinyallerin frekans bilgisini gösterir ancak hangi zaman değerlerinde hangi frekansların mevcut olduğunu bildirmez. Sinyali tüm zaman eksenini boyunca inceler, sinyalin tamamı üzerinde dönüşüm yapar ve bu sayede sinyalin tümüne ait bilgi verir.

Fourier dönüşümü, frekansı zamana göre değişmeyen sinyallerin analizi için iyi bir metottur. Ancak geçici durum veya anlık değişim analizlerinde istenilen neticeleri verememektedir. Bu nedenle kısa zaman Fourier dönüşümü kullanılması daha uygun olmaktadır. Yani, Fourier dönüşümü sabit aralıklarda konmuş zaman pencereleri içerisinde uygulanmaktadır. Bu ise frekans değerleri için bir sorun teşkil eder. Bu metotla da belirli bir frekansın hangi zaman noktasında mevcut olduğu tespit edilemez. Sadece mevcut olduğu zaman aralığındaki frekans bileşenleri hesaplanır (Bilgin 2008).



Şekil 3.12. a) Zaman Tanım Alanındaki Sinyal;

b) Sinyalin Frekans Tanım Alanında (Fourier) İncelenmesi;

c) Sinyalin Zaman ve Frekans Tanım Alanında İncelenmesi;

d) Sinyalin Zaman ve Frekans (1/ölçek) Tanım Alanında Dalgacık Dönüşümü ile İncelenmesi (Bilgin 2008)

Şekil 3.12a'da zaman tanım alanındaki bir sinyalin zaman-genlik grafiği gösterilmiştir. Bir sinyalin analizi için frekans genlik spektrumlarının araştırılması gerekir. Fourier dönüşümünü kullanarak sinyalin tamamı hakkında bilgi sahibi olunabilir (Şekil 3.12b). Sinyalin farklı frekans aralıklarında incelenmesi için belli ölçekteki bir pencere fonksiyonu ile çarpılmasını esas alan kısa zamanlı Fourier dönüşümü (KZFD), Şekil 3.12c'de gösterilmiştir. Sinyalin analizinde küçük ve büyük frekansların incelenebilmesi için oluşturulan dalgacık dönüşümü analizi ise Şekil 3.12d'de gösterilmiştir. Düşük frekans bilgisinin araştırılması gereken durumlarda büyük zaman aralıklarının, yüksek frekans bilgisinin araştırılması gereken durumlarda ise daha küçük zaman aralıklarının incelenmesi dalgacık dönüşümü analizi ile mümkündür (Bilgin 2008). Yapılan çalışmada, yüz bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin anlık değişimlerini kolayca inceleyebilmek için dalgacık dönüşümü analizlerinden faydalanılmıştır.

3.3.2. Medyan ve maksimum frekans

Medyan frekans, sinyalin frekans tanım alanındaki değerlerinin ortanca değeri olarak tanımlanabilir. Yani sinyalin frekans değerlerinin %50'si medyan frekansının altında, %50'si ise medyan frekansın üzerinde olacaktır. Medyan frekans, güç spektrumunu analiz etmek için basit bir yol sağlar (Tonner ve Bein 2006).

Maksimum frekans ise, güç spektral – frekans grafiğinde en yüksek güç değerine karşılık gelen frekans büyüklüğü değeridir (Tonner ve Bein 2006). Yapılan çalışmada, yüz bölgeleri olan F-MR-ML'nin medyan ve maksimum frekans analizleri yapılmıştır.

3.3.3. Dalgacık dönüşümü

Dalgacık dönüşümü (DD), durağan olmayan sinyallerin analiz edilmesinde kullanılan önemli bir yöntemdir. Sinyali farklı frekanslar için farklı çözünürlüklerde analiz eden bir yaklaşım olduğundan çoklu çözünürlük avantajı sağlamaktadır (İnce 2012).

DD, bir sinyalin anlık değişimlerinin incelenebilmesine olanak sağladığından yapılan çalışmada dalgacık dönüşümünden yararlanılmıştır. Dalgacık dönüşümleri, ayırık ve sürekli dalgacık dönüşümü olmak üzere 2 ana başlıkta incelenebilir.

Sürekli dalgacık dönüşümü (SDD), dalgacık katsayılarının tüm ölçeklerde hesaplanması temeline dayanır ve bu durumda gereksiz verilerin üretilmesi mümkün olur. Bu nedenle çalışmalarda genellikle ayırık dalgacık dönüşümü kullanılır ve yapılan bu çalışmada da ayırık dalgacık dönüşümü tercih edilmiştir.

3.3.3.1. Ayırık dalgacık dönüşümü (ADD)

ADD'de, SDD'de olduğu gibi ölçekleme ve kaydırma parametreleri sadece ikinin üsleri şeklinde seçilerek analiz edilmektedir. Ayırık dönüşüm, SDD ile ilişkili olarak, ölçekleme parametresi α 'nın $\alpha = \alpha_0^m$ şeklinde ayrıştırılması ve zamanda

ötelemenin bu ölçeklendirme parametresi ile orantılı olarak gerçekleşmesi ($b=nb_0\alpha_0^m$) ile elde edilir. Ayrık dalgacık fonksiyonunun elde edilmesi, bu parametrelere göre (3.2) bağıntısında verilen ayrık dalgacık fonksiyonlarının ifadesi elde edilir (Bilgin 2008).

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{\alpha_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 \alpha_0^m}{\alpha_0^m}\right) \quad (3.2)$$

(3.2)'de belirtilen ayrık dalgacık fonksiyonunda genel olarak $\alpha_0=2$ olarak alınır. Ölçekleme parametresi (α_0)'nin 2 alınması sayesinde frekans ekseninin örnekleme aralığının ikinin katları olarak arttığı ikinci örnekleme karşılık düşer. Yine benzer şekilde $b_0=1$ olarak alınması, öteleme parametresinin ikinin katları olarak değişmesini sağlar ve bu seçim bilgisayarlı hesaplamalar için en doğal ve en verimli olanıdır.

Genel olarak ADD formülü,

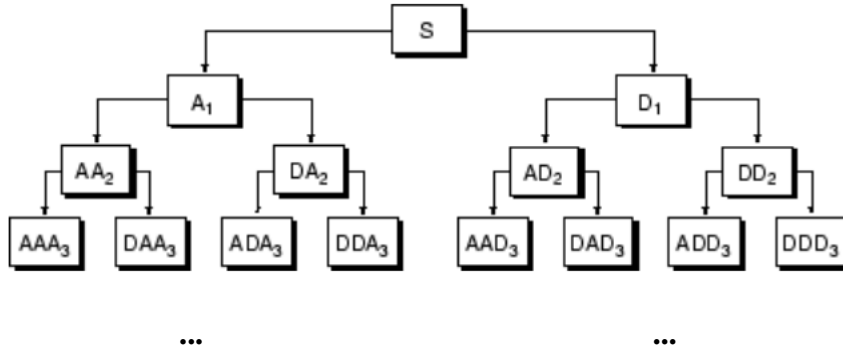
$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{1}{\alpha_0^{m/2}} \psi\left(\frac{t - nb_0 \alpha_0^m}{\alpha_0^m}\right) dt \quad (3.3)$$

(3.3) belirtilen ADD formülünde m, ölçekleme parametresini, n, öteleme parametresini, t, zaman ifadesini belirtmektedir. Yapılan çalışmada, ADD'nin daha geliştirilmiş biçimi olan dalgacık paket dönüşümü kullanılmıştır.

Dalgacık dönüşümünde, en yaygın kullanılan dalgacık türleri; Haar, Daubechies, Symlets, Biorthogonal, Coiflets, Morlet vb. dalgacıklardır. Yapılan bu tez çalışmasında db4 ve sym4 dalgacıkları kullanılmıştır.

3.3.3.2. Dalgacık paket dönüşümü (DPD)

Dalgacık paket dönüşümü (DPD), ayrık dalgacık dönüşümü (ADD)'nin daha geniş bir işaret analizi sunan geliştirilmiş bir halidir. Bu dönüşümün ADD'den farkı, yaklaşım bileşenlerinin her seviye için ayrışımı yapılırken, diğer koldaki detay bileşenlerinin de alt kollara ayrılmasının mümkün olmasıdır. Şekil 3.13'deki diyagramda gösterildiği üzere, D_1 , DA_2 , AAA_3 , DAA_3 bileşenleri ADD'de de oluşabilen bileşenler olmasına rağmen DPD dönüşümünde diğer bileşenlerinde ortaya çıkması, dalgacık dönüşümünde daha ayrıntılı frekans bileşenlerinin elde edilmesini sağlamıştır.



Şekil 3.13. Dalgacık Paket Dönüşümü Ayrışım Ağacı (Bilgin 2008)

Şekil 3.13’de örneğin bir DAA3 bileşeni, önce alçak geçiren filtreden, daha sonra bir alçak geçiren filtreden ardından da bir yüksek geçiren filtreden geçirilerek elde edilmiş olacaktır. Dalgacık Paket dönüşümünde, ayrıştırılmış olan bu paketler yeniden birleştirildiğinde toplam enerji korunarak işaret yeniden elde edilebilir (Misiti vd. 2002). Genel olarak DPD formülü;

$$W_{m,j,n}(t) = 2^{-\frac{m}{2}} W_j(2^{-m}t - n) \quad (3.4)$$

Burada m , ölçekleme parametresini, n , öteleme parametresini, j , her bir seviyedeki düğüm endeksini ifade eder.

DPD’de m seviyede ayrıştırılmış bir sinyalin toplam enerjisi (E_m), (3.6a)’daki formül ile hesaplanabilir. E_m ’nin hesaplanabilmesi için ayrıca son seviyedeki düğümlerin her birinin RMS değerlerini ifade eden $w_{RMS,m,j}$ ’nin de hesaplanması gerekmektedir. (3.6b)’de $w_{RMS,m,j}$ ’nin formülü yer almaktadır.

$$E_m = \sum_{j=0}^{2^m-1} |w_{RMS,m,j}|^2 \quad (3.5a)$$

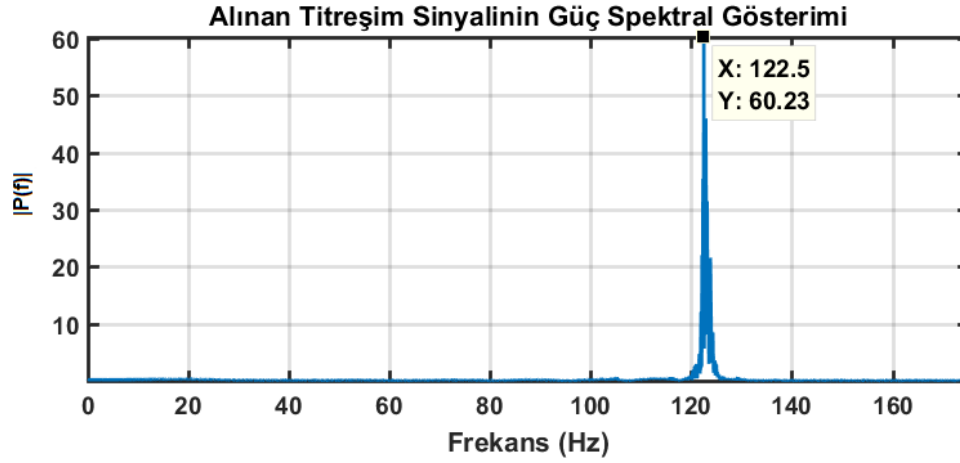
$$w_{RMS,m,j} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |w_{m,j}(n)|^2} \quad (3.5b)$$

Yapılan çalışmada, SDD yerine ADD’nin daha genişletilmiş hali olan DPD’den faydalanılmıştır. Yüz üzerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans aralıkları belirlenmiş, sinyallerin toplam enerjileri hesaplanmış, insan yüzündeki farklı bölgelerden elde edilen veriler karşılaştırılarak analiz edilmiştir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Sinyal analizlerinde ilgili frekans bölgeleri incelenerek medyan frekans, maksimum frekans ve HFD'den faydalanılmış, bunun sonucunda medyan frekans, maksimum frekans ve güç spektral yoğunlukları tanımlamaları hakkında özelliklerin çıkarılması amaçlanmıştır. Zaman-frekans analizleri kapsamında ise, yüksek frekans bölgeleri için Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (KZFD), alçak frekans bölgeleri için Ayrık Dalgacık Dönüşümü (ADD) ve Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD) analizleri gerçekleştirilmiştir. Her analiz sonrasında benzer özelliklerin gözlemlenebilmesi için boxplot gösterimi ile özellik seçimleri yapılmış ve gruplandırılmıştır.

Yapılan analizlerde ilk olarak, tüm titreşim sinyallerinin güç spektral analizleri incelenmiştir. Şekil 4.1'de D1 deneyinin F1 bölgesinden alınan 1. titreşim sinyalinin güç spektral analizinin gösterimi yer almaktadır. Burada P, titreşim sinyallerinin frekans alanındaki gücünü ifade etmektedir. $|P(f)|$ ifadesi ise, sinyalin büyüklüğünü belirtmektedir.



Şekil 4.1. Alınan Titreşim Sinyalinin Güç Spektral Gösterimi

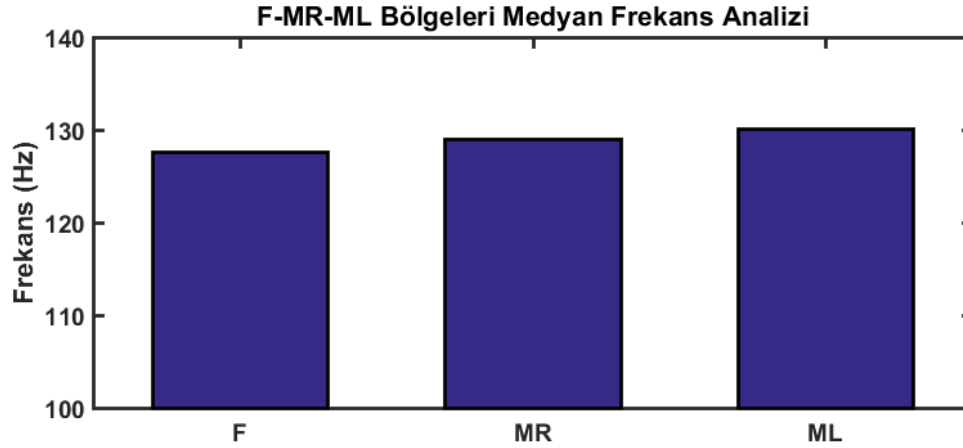
Bu analiz, tüm deneklerden alınan her titreşim sinyali için tekrarlanmış ve elde edilen sonuçların medyan ve maksimum frekans analizleriyle karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

4.1. Yüz Bölgelerinin HFD, Medyan ve Maksimum Frekans Analizleri

Yapılan çalışmada, veri tabanındaki sinyallere ilk olarak medyan frekans analizi uygulanmıştır. 20 adet gönüllü denekten alınan titreşim sinyallerinin F-MR-ML bölgelerinin medyan frekans analizleri Şekil 4.2'de görülmektedir. Ayrıca Çizelge 4.1'de tüm denekler için medyan frekans değerleri belirtilmiştir. Burada en düşük frekanslı yüz bölgesinin F, en yüksek frekanslı yüz bölgesinin de ML olduğu görülmektedir. Bu frekans değerleri incelendiğinde yüz üzerindeki sert bölgelerin düşük frekanslı, yumuşak bölgelerin de yüksek frekanslı olduğu yorumuna ulaşılmıştır.

Çizelge 4.1. Tüm Deneklerin Medyan Frekans Ortalaması

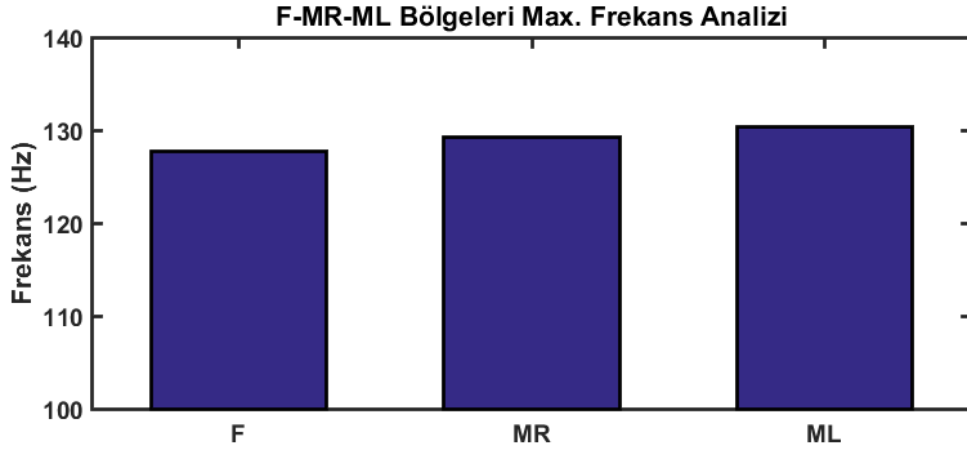
Yüz Bölgesi	Tüm Deneklerin Medyan Frekans Ortalaması
F	127,6 Hz
MR	129,1 Hz
ML	130,1 Hz

**Şekil 4.2.** F-MR-ML Bölgeleri Medyan Frekans Analizi

Gönüllü deneklerden alınan titreşim sinyallerinin F-MR-ML bölgelerinin maksimum frekans analizleri Şekil 4.3’de görülmektedir. Tüm denekler için maksimum frekans değerleri de Çizelge 4.2’de gösterilmiştir. Medyan frekans analizinde olduğu gibi maksimum frekans analizinde de en düşük frekanslı yüz bölgesinin F, en yüksek frekanslı yüz bölgesinin de ML olduğu görülmektedir. Bu frekans değerleri incelendiğinde medyan frekans analizinde ulaşılan yüz üzerindeki sert bölgelerin düşük frekanslı, yumuşak bölgelerin de yüksek frekanslı olduğu yorumu, maksimum frekans değerleriyle de desteklenmiştir.

Çizelge 4.2. Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri

Yüz Bölgesi	Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri
F	127,7 Hz
MR	129,3 Hz
ML	130,4 Hz

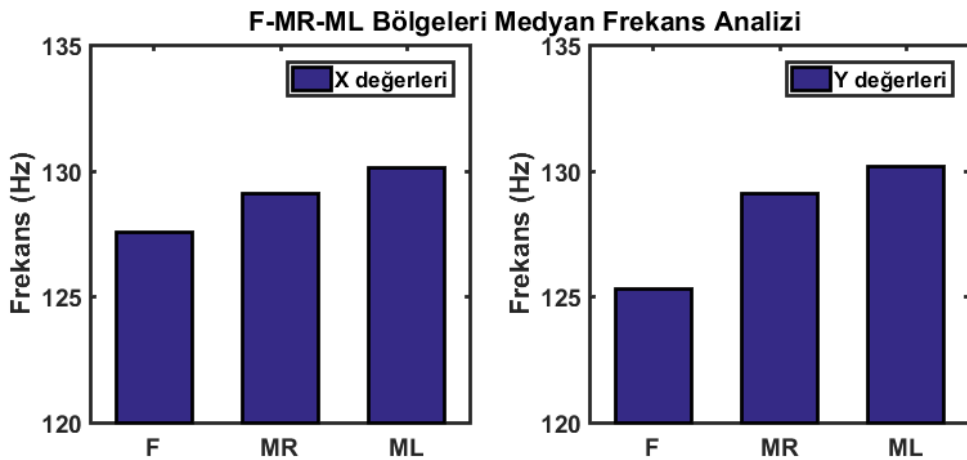


Şekil 4.3. F-MR-ML Bölgeleri Max. Frekans Analizi

Alınan titreşim sinyallerinin x-y-z eksenleri incelendiğinde, ölçüm esnasında MPU-6050 sensörünün aynı pozisyonda tutulması sebebiyle z değerlerinin eşit olduğu görülmüştür. Bu sebeple, sadece x-y değerlerinde farklılık görülmüş ve bu değerlerle ilgili karşılaştırmalar yapılmıştır. Tüm denekler için medyan frekans analizinin x-y değerleri Çizelge 4.3’de gösterilmiştir. Ayrıca bu değerlerin grafik gösterimleri de Şekil 4.4’de belirtilmiştir. Bu değerler incelendiğinde yine benzer şekilde en düşük frekanslı F bölgesinin en sert, en yüksek frekanslı ML bölgesinin en yumuşak olduğu yorumuna ulaşılmıştır.

Çizelge 4.3. Tüm Denekler için Medyan Frekans X-Y Değerleri

Tüm Denekler için Medyan Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
F	127,6 Hz	125,3 Hz
MR	129,1 Hz	129,1 Hz
ML	130,1 Hz	130,2 Hz

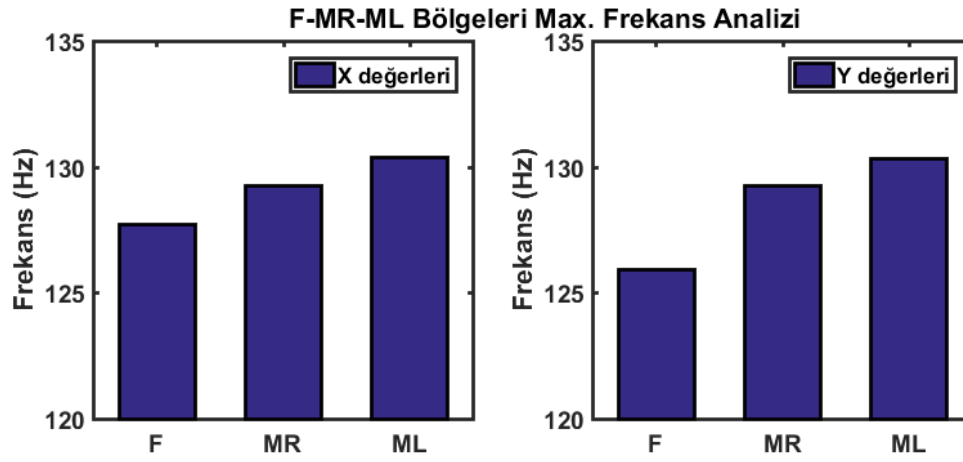


Şekil 4.4. F-MR-ML Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi

Tüm denekler için maksimum frekans analizinin x-y değerleri Çizelge 4.4’de gösterilmiştir. Ayrıca bu değerlerin grafik gösterimleri de Şekil 4.5’de belirtilmiştir. Bu değerler incelendiğinde medyan frekans analizine benzer şekilde en düşük frekanslı F bölgesinin en sert, en yüksek frekanslı ML bölgesinin en yumuşak olduğu yorumuna ulaşılmıştır.

Çizelge 4.4. Tüm Denekler için Max. Frekans X-Y Değerleri

Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
F	127,7 Hz	125,3 Hz
MR	129,3 Hz	129,3 Hz
ML	130,4 Hz	130,4 Hz



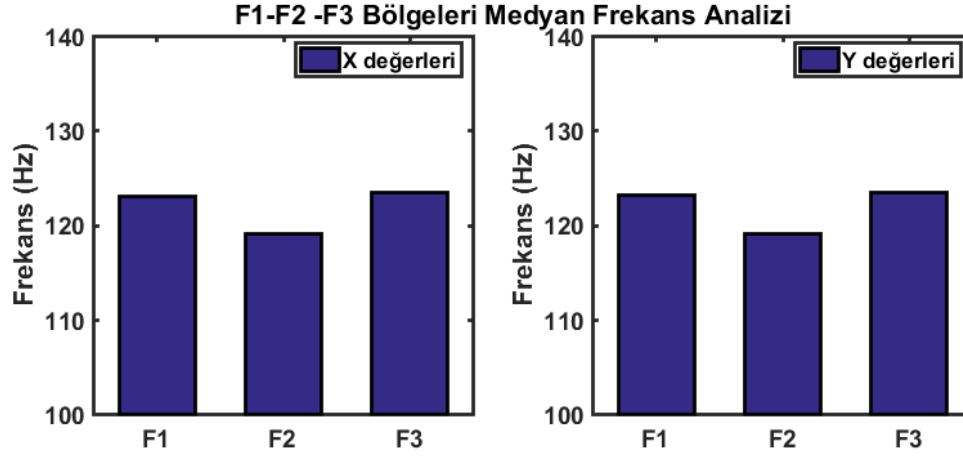
Şekil 4.5. F-MR-ML Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi

Tüm yüz bölgelerinin (F-MR-ML) analizinden sonra, her ana bölge içerisindeki bölgelerin analizi gerçekleştirilmiştir. F bölgesi içerisindeki F1-F2-F3 bölgeleri, MR bölgesi içerisindeki MR1-MR2-MR3 bölgeleri, ML bölgesi içerisindeki ML1-ML2-ML3 bölgelerinin analizleri yapılarak, kıyaslamalar yapılmıştır.

Tüm deneklerin F1-F2-F3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin medyan frekans x-y değerleri Çizelge 4.5.’de belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analizlerle Şekil 4.6’daki sonuca ulaşılmıştır. Buna göre, F bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin F2 bölgesi olduğu, F1 ve F3 bölgelerinin frekanslarının birbirine yakın ve F2 bölgesinin frekansından yüksek olduğu görülmüştür. Yani, F bölgesindeki en sert bölgenin F2 olduğu, F1 ve F3 bölgelerinin sertlik miktarlarının yakın ve F2’ye göre daha yumuşak oldukları söylenebilir.

Çizelge 4.5. F1-F2-F3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri

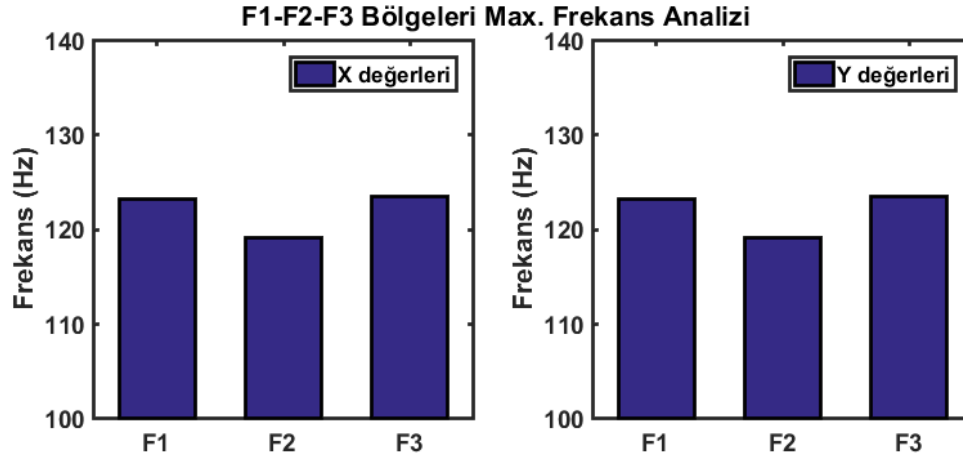
Tüm Denekler için Medyan Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
F1	123,1 Hz	123,2 Hz
F2	119,2 Hz	119,2 Hz
F3	123,4 Hz	123,4 Hz

**Şekil 4.6.** F1-F2-F3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi

Tüm deneklerin F1-F2-F3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin maksimum frekans x-y değerleri Çizelge 4.6'da belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analizlerle Şekil 4.7'deki sonuca ulaşılmıştır. Burada, medyan frekans analizine benzer şekilde, F bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin F2 bölgesi olduğu, F1 ve F3 bölgelerinin frekanslarının birbirine yakın ve F2 bölgesinin frekansından yüksek olduğu görülmüştür. Yine medyan frekans analizindeki sonuca benzer şekilde, F bölgesindeki en sert bölgenin F2 olduğu, F1 ve F3 bölgelerinin sertlik miktarlarının yakın ve F2'ye göre daha yumuşak oldukları söylenebilir.

Çizelge 4.6. F1-F2-F3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri

Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
F1	123,2 Hz	123,2 Hz
F2	119,1 Hz	119,1 Hz
F3	123,5 Hz	123,5 Hz

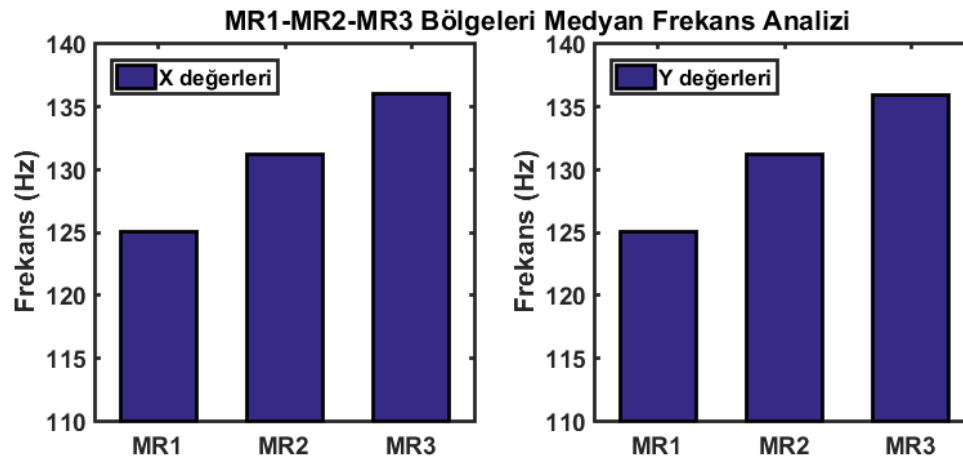


Şekil 4.7. F1-F2-F3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi

Tüm deneklerin MR1-MR2-MR3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin medyan frekans x-y değerleri Çizelge 4.7.'de belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analizlerle Şekil 4.8'deki sonuca ulaşılmıştır. MR bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin MR1 bölgesi olduğu, ardından MR2 bölgesi ve en yüksek frekanslı bölgenin de MR3 bölgesi olduğu görülmüştür. Buna göre, MR bölgesindeki en sert bölgenin MR1, ardından MR2 ve en yumuşak bölgenin de MR3 olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.7. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri

Tüm Denekler için Medyan Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
MR1	125,0 Hz	125,1 Hz
MR2	131,2 Hz	131,2 Hz
MR3	136,0 Hz	135,9 Hz

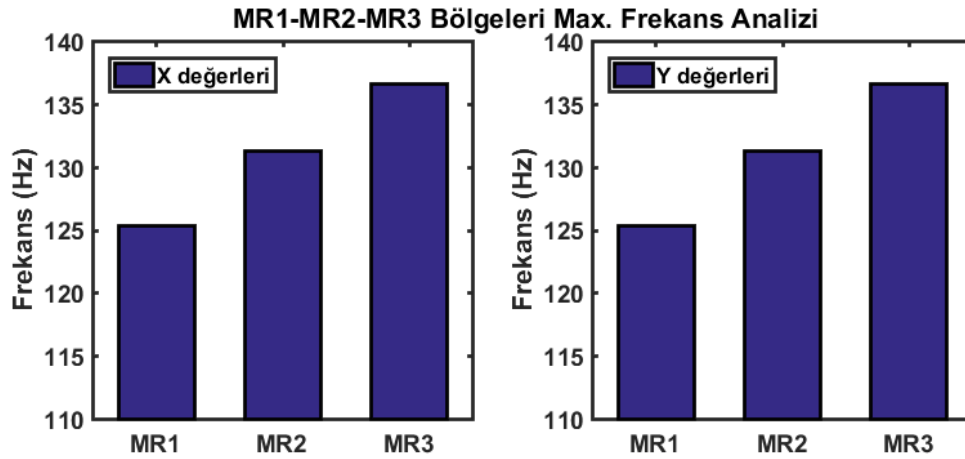


Şekil 4.8. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi

Tüm deneklerin MR1-MR2-MR3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin maksimum frekans x-y değerleri Çizelge 4.8’de belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analizlerle Şekil 4.9’daki sonuca ulaşılmıştır. Buna göre, aynı bölgedeki medyan frekans analizleri sonuçlarına benzer olarak, MR bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin MR1 bölgesi olduğu, ardından MR2 bölgesi ve en yüksek frekanslı bölgenin de MR3 bölgesi olduğu görülmüştür. MR bölgesindeki en sert bölgenin MR1, ardından MR2 ve en yumuşak bölgenin de MR3 olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.8. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri

Yüz Bölgesi	Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri	
	X Değerleri	Y Değerleri
MR1	125,4 Hz	125,4 Hz
MR2	131,3 Hz	131,3 Hz
MR3	136,6 Hz	136,6 Hz

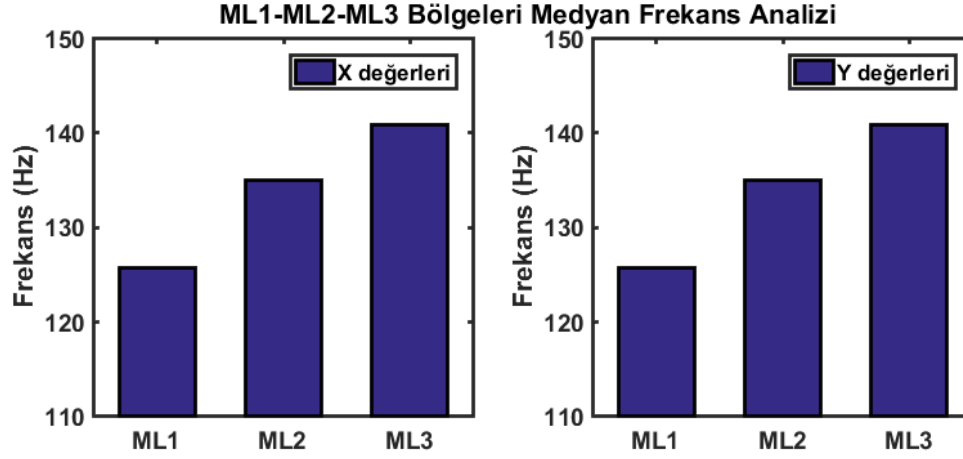


Şekil 4.9. MR1-MR2-MR3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi

Gönüllü deneklerin ML1-ML2-ML3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin medyan frekans x-y değerleri Çizelge 4.9’da belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analiz sonucunda Şekil 4.10’daki grafikler elde edilmiştir. ML bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin ML1 bölgesi olduğu, ardından ML2 bölgesi ve en yüksek frekanslı bölgenin de ML3 bölgesi olduğu görülmüştür. Buna göre, ML bölgesindeki en sert bölgenin ML1, ardından ML2 ve en yumuşak bölgenin de ML3 olduğu söylenebilir.

Çizelge 4.9. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri Medyan Frekans X-Y Değerleri

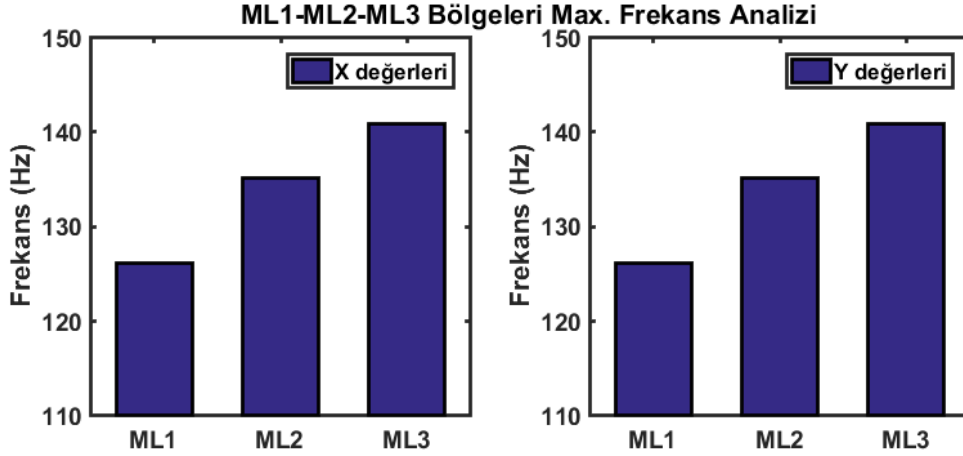
Tüm Denekler için Medyan Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
ML1	125,7 Hz	125,7 Hz
ML2	135,0 Hz	135,0 Hz
ML3	140,8 Hz	140,8 Hz

**Şekil 4.10.** ML1-ML2-ML3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Medyan Frekans Analizi

ML1-ML2-ML3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin maksimum frekans x-y değerleri Çizelge 4.10'da belirtilmiştir. Bu değerlerle ilgili yapılan analiz sonucunda Şekil 4.11'deki grafikler elde edilmiştir. Bu bölgedeki medyan frekans analizi sonuçlarına benzer şekilde, ML bölgesi içerisindeki en düşük frekanslı bölgenin ML1 bölgesi olduğu, ardından ML2 bölgesi ve en yüksek frekanslı bölgenin de ML3 bölgesi olduğu görülmüştür. Buna göre, ML bölgesindeki en sert bölgenin ML1, ardından ML2 ve en yumuşak bölgenin de ML3 olduğu söylenebilir.

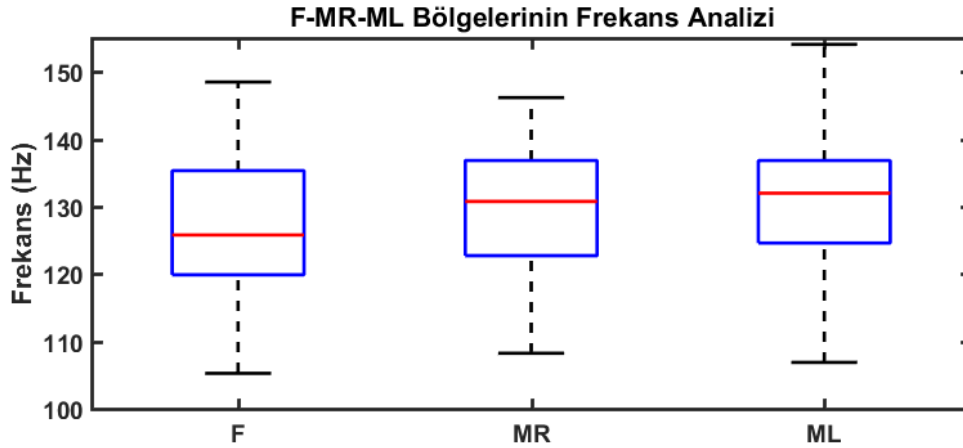
Çizelge 4.10. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri Max. Frekans X-Y Değerleri

Tüm Denekler için Max. Frekans Değerleri		
Yüz Bölgesi	X Değerleri	Y Değerleri
ML1	126,1 Hz	126,1 Hz
ML2	135,2 Hz	135,2 Hz
ML3	140,8 Hz	140,8 Hz



Şekil 4.11. ML1-ML2-ML3 Bölgeleri X-Y Değerlerinin Max. Frekans Analizi

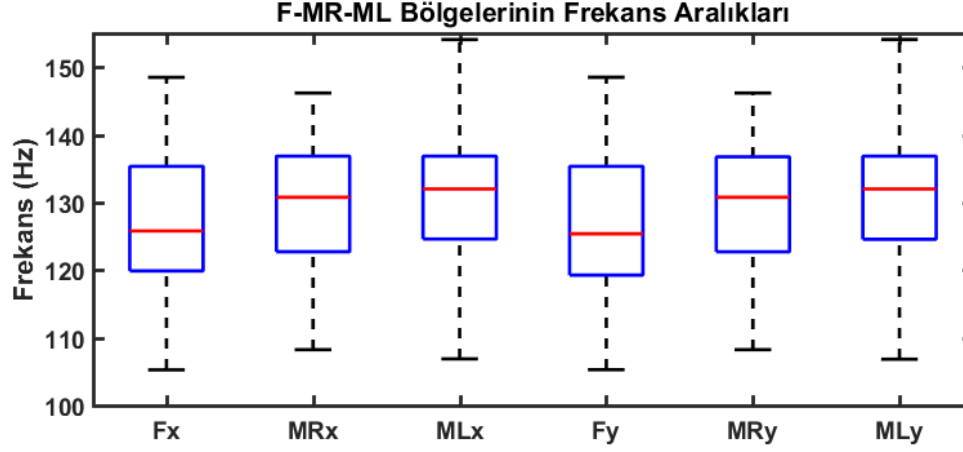
Yapılan medyan ve maksimum frekans analizlerini genel olarak Şekil 4.12'deki boxplot gösterimi ile özetleyebiliriz. Buradan görüleceği üzere, tüm denekler için F bölgesinin medyan frekansı 125,78 Hz ve frekans aralığı 119,81 – 135,33 Hz olarak bulunmuştur. MR bölgesinin medyan frekansı 130,77 Hz ve frekans aralığı 122,72 – 136,85 Hz olarak, ML bölgesinin medyan frekansı 132 Hz ve frekans aralığı 124,59 – 136,84 Hz olarak bulunmuştur.



Şekil 4.12. F-MR-ML Bölgelerinin Frekans Analizinin Boxplot gösterimi

Şekil 4.13'de F-MR-ML bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin x-y değerlerinin medyan ve maksimum frekans analizlerinin boxplot gösterimi görülmektedir. Buna göre, F bölgelerinin x değerlerinin (Fx) medyan frekansı 125,78 Hz ve frekans aralığı 119,88 – 135,33 Hz'dir. F bölgelerinin y değerlerinin (Fy) medyan frekansı ise 125,37 Hz ve frekans aralığı 119,26 – 135,34 Hz'dir. Benzer şekilde incelendiğinde, MR bölgelerinin x değerlerinin (MRx) medyan frekansının 130,77 Hz ve frekans aralığının 122,72 – 136,85 Hz olduğu, MR bölgelerinin y değerlerinin (MRy) medyan frekansının 130,76 Hz ve frekans aralığının ise 122,71 – 136,74 Hz olduğu görülmüştür.

Son olarak ML bölgelerinin x ve y değerlerini incelediğimizde ise, x değerlerinin (MLx) medyan frekansının 132 Hz ve frekans aralığının 124,59 – 136,84 Hz, y değerlerinin (MLy) medyan frekansının 131,99 Hz ve frekans aralığının 124,56 – 136,83 Hz olduğu görülmektedir.



Şekil 4.13. F-MR-ML Bölgelerinin X-Y Değerlerinin Frekans Analizinin Boxplot gösterimi

Gerçekleştirilen medyan ve maksimum frekans analizlerinde, genel olarak;

$$f_F < f_{MR} < f_{ML} \quad (4.1a)$$

$$f_{F2} < f_{F1} \cong f_{F3} \quad (4.1b)$$

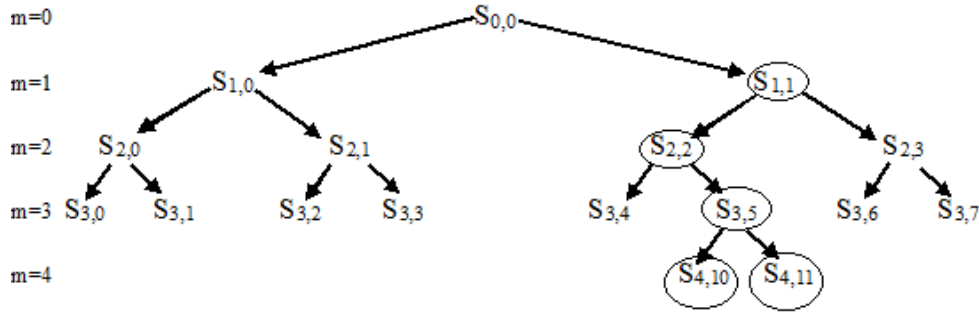
$$f_{ML1} < f_{ML2} < f_{ML3} \quad (4.1c)$$

$$f_{MR1} < f_{MR2} < f_{MR3} \quad (4.1d)$$

Sonuçlarına ulaşılmıştır. Burada f , belirtilen bölgeye ait frekans değerini ifade etmektedir. Varılan bu sonuçlara göre, sabit frekanslı uyartım oluşturan bir titreşim motoruna eşit uzaklıklarda belirlenen noktalardan alınan titreşim sinyallerinde, sert dokularda alçak frekanslı sinyallerin görüldüğü, yumuşak dokularda ise yüksek frekanslı sinyallerin görüldüğü sonucuna ulaşılmıştır.

4.2. Yüz Bölgelerinin Titreşim Sinyallerinin Dalgacık Dönüşümü Analizleri

Yapılan tez çalışmasında HFD, medyan ve maksimum frekans analizlerinin yanı sıra, Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD) kullanılarak da titreşim sinyallerinin analizleri gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.14. 4. Seviyede ayrıştırılan DPD ayrışım ağacı ve incelenen paketler

DPD analizinde, ilk olarak frekans aralıkları hesaplanmıştır. Şekil 4.14.'de 4. seviyede ayrıştırılan DPD ayrışım ağacı ve incelenen paketler gösterilmiştir. Bu paketler ve frekans aralıkları da Çizelge 4.11'de belirtilmiştir. DPD için, 350 Hz örnekleme frekansında frekans ayrışimleri gerçekleştirilmiştir.

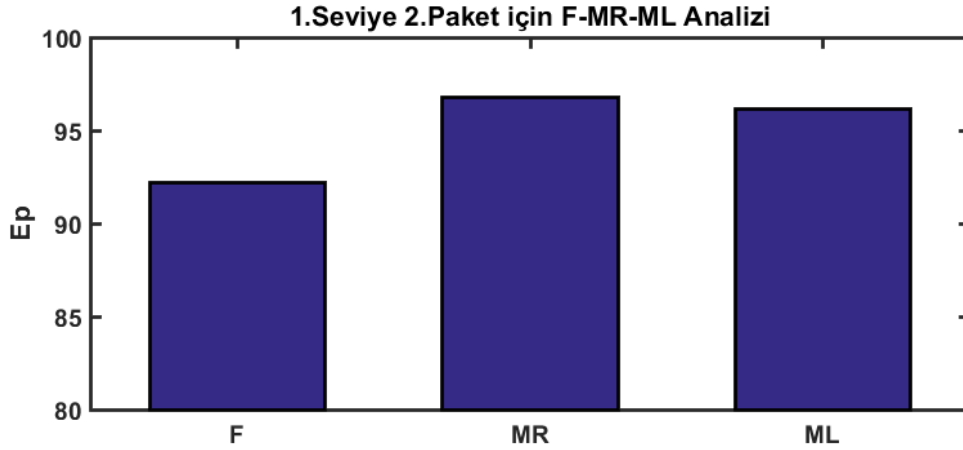
Çizelge 4.11. İncelenen Dalgacık Paketleri ve Frekans Aralıkları

Seviye	Paket Seçimi		Frekans Aralığı
m=0	S _{0,0}	0.Seviye 1.Paket	0 - 175 Hz
m=1	S _{1,1}	1.Seviye 2.Paket	87,5 - 175 Hz
m=2	S _{2,2}	2.Seviye 3.Paket	87,5 - 131,25 Hz
m=3	S _{3,5}	3.Seviye 6.Paket	109,375 - 131,25 Hz
m=4	S _{4,10}	4.Seviye 11.Paket	109,375 - 120,3125 Hz
	S _{4,11}	4.Seviye 12. Paket	120,3125 - 131,25 Hz

Paketlerdeki enerji dağılımları, (4.2)'deki bağıntı ile analiz edilmiştir. Burada, E_D , incelenen sinyalin enerjisi, E_T , sinyallerin toplam enerjisi ve E_p ise sinyalin enerji oranını göstermektedir.

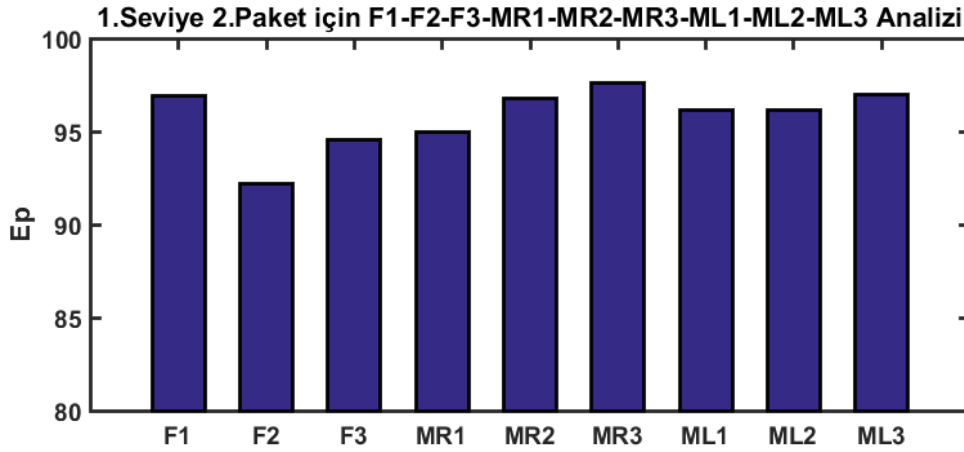
$$E_p = \frac{E_D}{E_T} \times 100 \quad (4.2)$$

İncelenen dalgacık paketlerinden, 1. Seviye 2. Paket'teki F-MR-ML bölgelerinin enerji dağılımı analizi Şekil 4.15.'de gösterilmiştir. Bu paketin frekans aralığı 87,5 -175 Hz 'dir ve bu frekans aralığında F-MR-ML bölgelerinin enerji dağılımlarına bakıldığında, E_p oranının en düşük olduğu bölgenin F, E_p oranının en yüksek bölgenin ise ML olduğu görülmektedir.



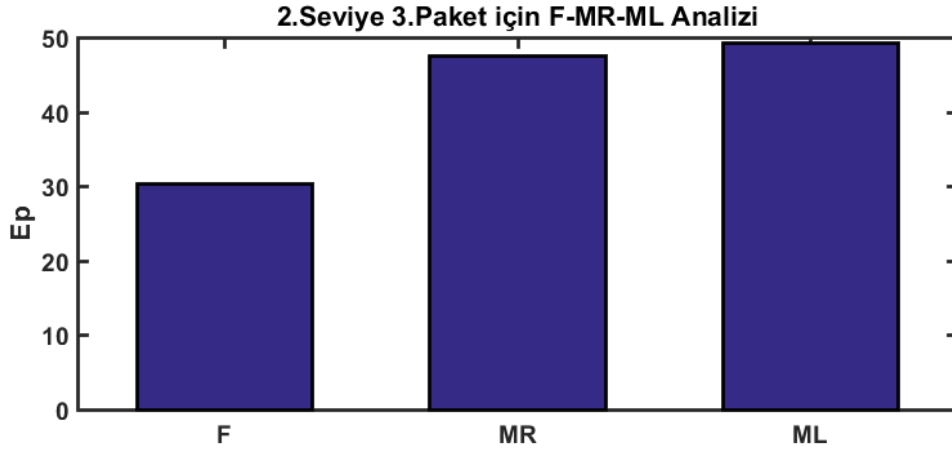
Şekil 4.15. 1. Seviye 2. Paket için F-MR-ML Analizi

Ayrıca bu paketteki tüm yüz bölgelerinin E_p değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4.16.'da gösterilmiştir. Bu dağılıma bakıldığında ise, tüm yüz bölgelerinden en düşük enerji oranına sahip bölgenin F2, en yüksek enerji oranına sahip bölgelerin MR3 ve ML3 olduğu görülmektedir.



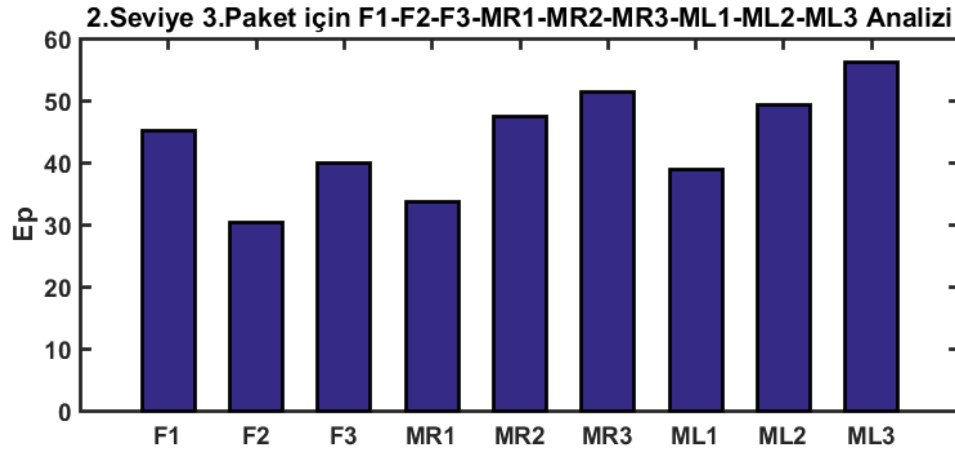
Şekil 4.16. 1. Seviye 2. Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi

2. Seviye 3. Paket'teki F-MR-ML bölgelerinin E_p analizi Şekil 4.17.'de gösterilmiştir. Bu paketin frekans aralığı 87,5 – 131,25 Hz 'dir ve bu frekans aralığında 1. Seviye 2. Paket'e benzer şekilde F-MR-ML bölgelerinin E_p değerlerine bakıldığında, en düşük enerji oranına sahip bölgenin F, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ise ML olduğu görülmektedir.



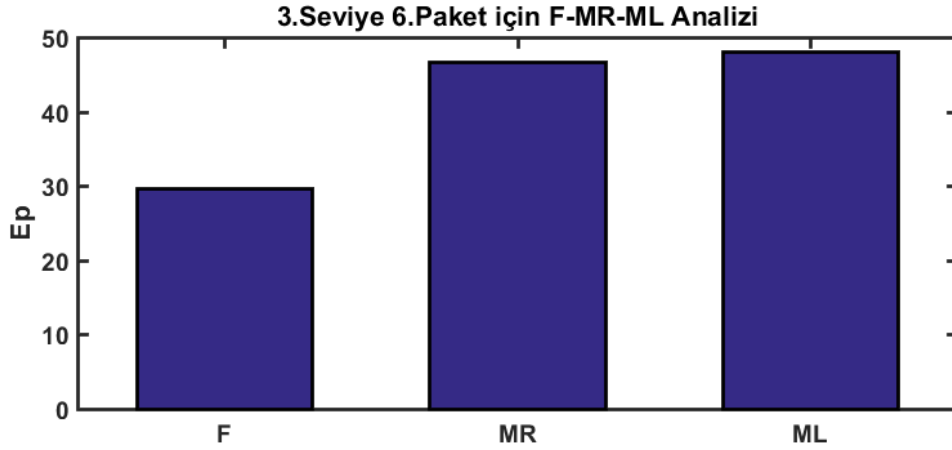
Şekil 4.17. 2. Seviye 3. Paket için F-MR-ML Analizi

Ayrıca bu paketteki tüm yüz bölgelerinin E_p değerlerinin karşılaştırılması Şekil 4.18.'de gösterilmiştir. Bu dağılıma bakıldığında ise, tüm yüz bölgelerinden en düşük enerji oranına sahip bölgenin F2, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ML3 olduğu görülmektedir.



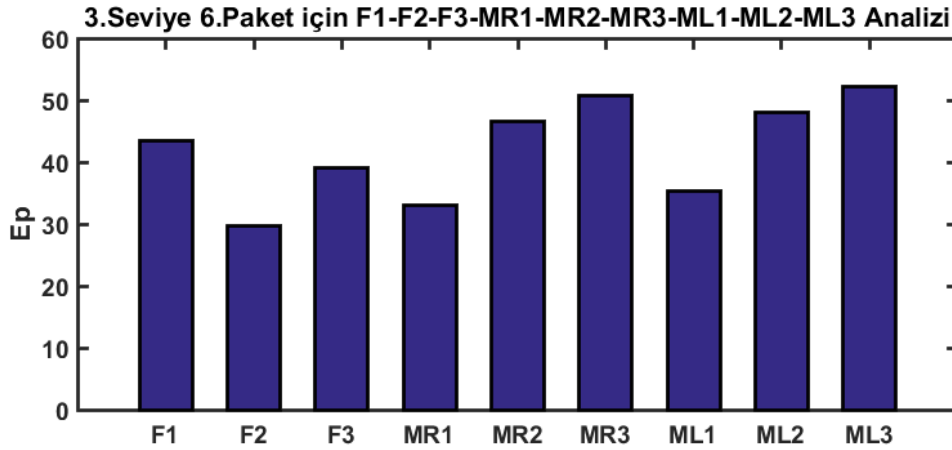
Şekil 4.18. 2. Seviye 3. Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi

3. Seviye 6. Paket'teki F-MR-ML bölgelerinin E_p analizi Şekil 4.19.'da gösterilmiştir. Bu paketin frekans aralığı 109,375 - 131,25 Hz'dir ve bu frekans aralığında 2. Seviye 3. Paket'e benzer şekilde F-MR-ML bölgelerinin enerji dağılımlarına bakıldığında, en düşük enerji oranına sahip bölgenin F, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ise ML olduğu görülmektedir.



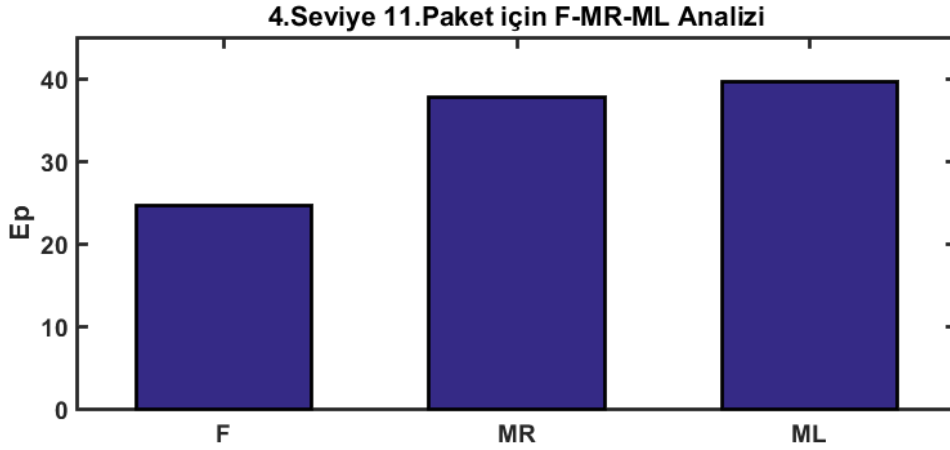
Şekil 4.19. 3. Seviye 6. Paket için F-MR-ML Analizi

Ayrıca bu paketteki tüm yüz bölgelerinin E_p değerlerinin analizi Şekil 4.20.'de gösterilmiştir. Bu dağılıma bakıldığında ise benzer şekilde tüm yüz bölgelerinden en düşük enerji oranına sahip bölgenin F2, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ML3 olduğu görülmektedir.



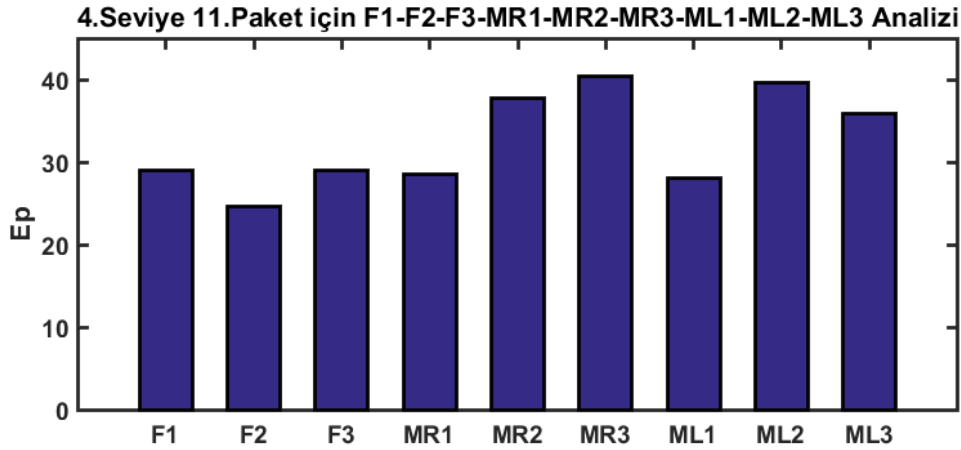
Şekil 4.20. 3. Seviye 6. Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi

4. Seviye 11. Paket'teki F-MR-ML bölgelerinin E_p analizi Şekil 4.21.'de gösterilmiştir. Bu paketin frekans aralığı 109,375 - 120,3125 Hz'dir ve bu frekans aralığında 3. Seviye 6. Paket'e benzer şekilde F-MR-ML bölgelerinin enerji oranlarına bakıldığında, en düşük enerji oranına sahip bölgenin F, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ise ML olduğu görülmektedir.



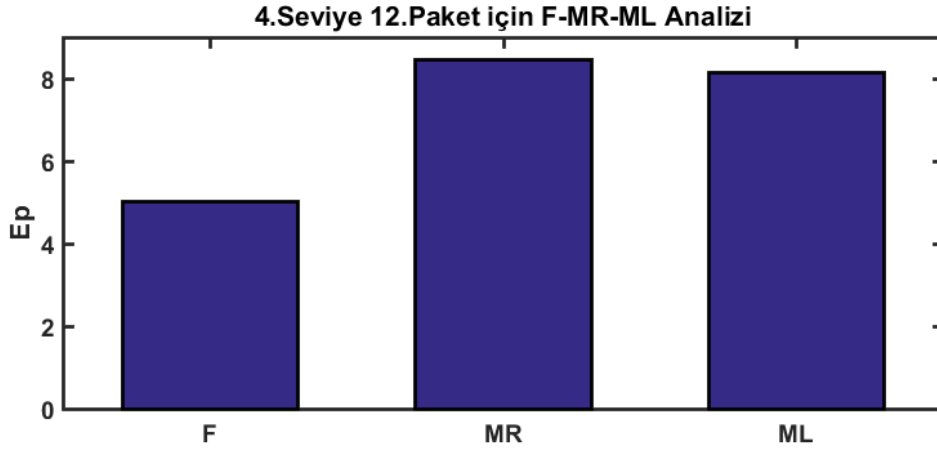
Şekil 4.21. 4. Seviye 11. Paket için F-MR-ML Analizi

Bu paketteki tüm yüz bölgelerinin E_p değerlerinin analizi Şekil 4.22.'de gösterilmiştir. Bu dağılıma bakıldığında ise benzer şekilde tüm yüz bölgelerinden en düşük enerji oranına sahip bölgenin F2, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin MR3 olduğu görülmektedir.



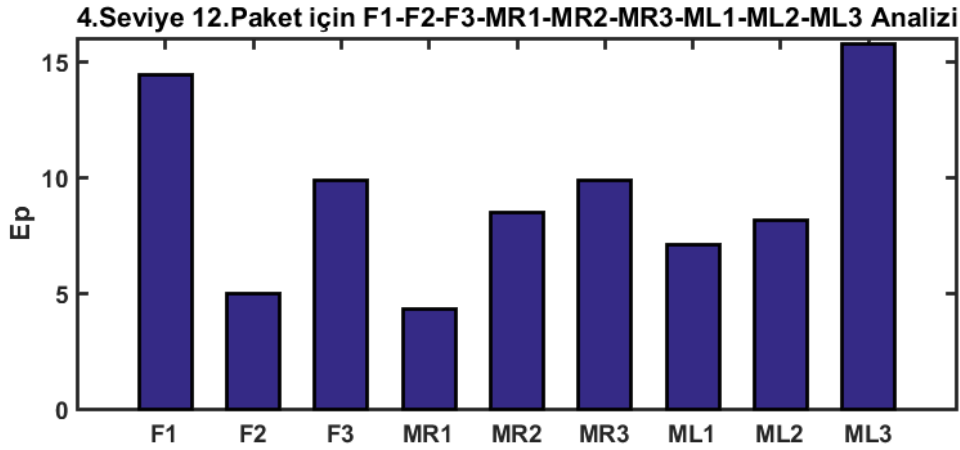
Şekil 4.22. 4. Seviye 11. Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi

4. Seviye 12. Paket'teki F-MR-ML bölgelerinin E_p analizi Şekil 4.23.'de gösterilmiştir. Bu paketin frekans aralığı 120,3125 – 131,25 Hz'dir ve bu frekans aralığında 4. Seviye 11. Paket'e benzer şekilde F-MR-ML bölgelerinin E_p değerlerine bakıldığında, diğer paketlerden farklı olarak en yüksek enerji oranına sahip bölgenin MR olduğu görülmektedir. En düşük enerji oranına sahip bölge ise yine F'dir.



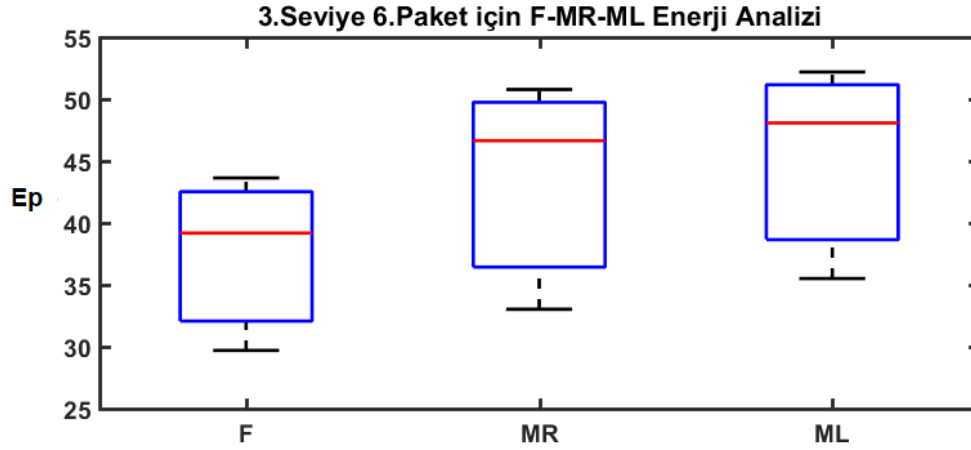
Şekil 4.23. 4. Seviye 12. Paket için F-MR-ML Analizi

Bu paketteki tüm yüz bölgelerinin E_p değerlerinin analizi Şekil 4.24.'de gösterilmiştir. Bu dağılıma bakıldığında ise benzer şekilde tüm yüz bölgelerinden en düşük enerji oranına sahip bölgenin MR1, en yüksek enerji oranına sahip bölgenin ML3 olduğu görülmektedir.



Şekil 4.24. 4.Seviye 12.Paket için Tüm Yüz Bölgelerinin Analizi

Yapılan DPD analizinden görüleceği üzere, insan yüzü üzerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans aralığı 109,375 - 131,25 Hz'dir. Tüm dalgacık paketleri incelendiğinde, bu frekans aralığının en iyi şekilde görüldüğü paketin 3. Seviye 6. Paket olduğu görülmüştür. Bu pakete ait F-MR-ML bölgelerinin sinyal enerji oranlarının analizi Şekil 4.25.'de gösterilmiştir.



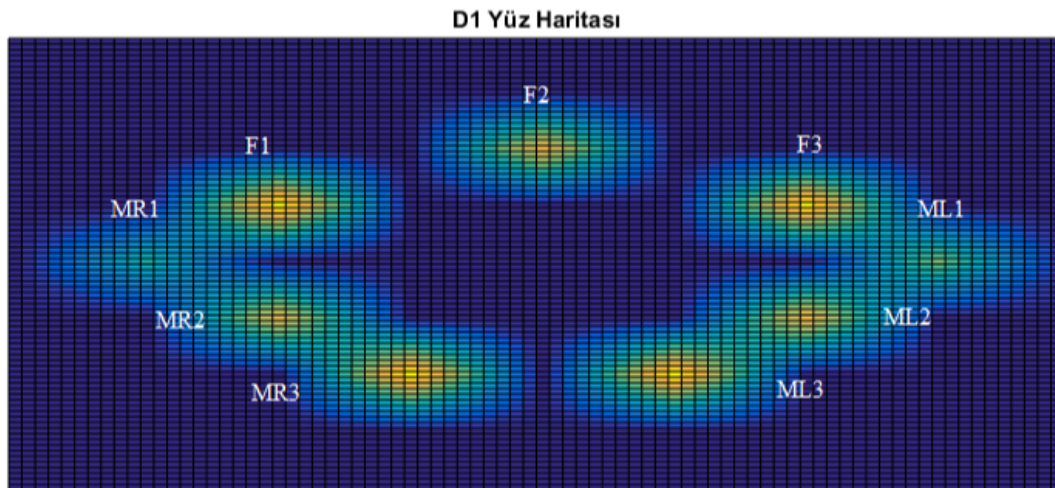
Şekil 4.25. 3. Seviye 6. Paket için F-MR-ML Enerji Analizinin Boxplot gösterimi

Sonuç olarak, tüm deneklerden alınan titreşim sinyalleri incelendiğinde F bölgesinden alınan sinyallerin sinyal enerji oranlarının en düşük olduğu, ML bölgesinden alınan sinyallerin sinyal enerji oranlarının en yüksek olduğu görülmüştür. Buna göre, bölgelerin E_p değerlerinin karşılaştırması, (4.2)'de belirtilmiştir. Burada $E_{p(F)}$, F bölgesinden alınan titreşim sinyallerinin sinyal enerji oranı, $E_{p(MR)}$, MR bölgesinden alınan titreşim sinyallerinin sinyal enerji oranı ve $E_{p(ML)}$, ML bölgesinden alınan titreşim sinyallerinin sinyal enerji oranını ifade etmektedir.

$$E_{p(F)} < E_{p(MR)} < E_{p(ML)} \quad (4.2)$$

4.3. Deneklerin Yüz Haritaları

Gerçekleştirilen tüm analizlerden elde sonuçlar değerlendirildiğinde, insan yüzüne ait frekans karakteristikleri yardımıyla oluşturulan, D1 kişisine ait örnek bir yüz haritası Şekil 4.26'da gösterilmiştir.



Şekil 4.26. D1 Yüz Haritası

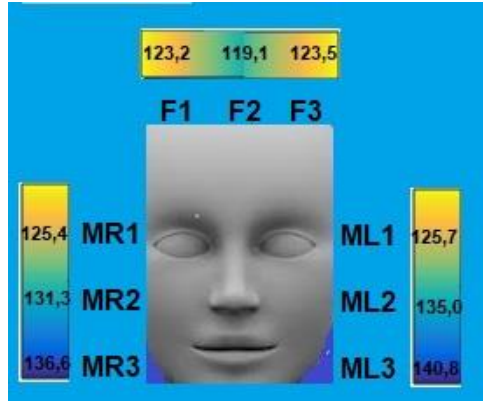
Yüz haritası, belirtilen F1, F2, F3, MR1, MR2, MR3, ML1, ML2, ML3 bölgelerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans karakteristikleriyle oluşturulmuştur.

Tüm deneklerin yüz haritaları incelendiğinde, yüksek frekanslı bölgelerin (ML3 ve MR3) daha açık renkte, düşük frekanslı bölgelerin (F2) daha koyu renkli olduğu görülmüştür.

F-MR-ML bölgelerinde, titreşim uygulanan noktalar sinüs bölgelerine yakın noktalardan seçilmiştir. Her bölge için titreşim uygulanan nokta ve ölçüm bölgeleri farklı olduğundan, frekans karşılaştırması her bölge için kendi içerisinde yapılmış ve yüz haritaları bu veriler doğrultusunda oluşturulmuştur.

20 denek için elde edilen yüz haritaları incelendiğinde, 11 ve 14 numaralı deneklerin yüz haritalarının, diğer deneklerin yüz haritalarıyla uyumsuz olduğu görülmüştür. 11 numaralı denekten elde edilen yüz haritasında MR2 bölgesinde, 14 numaralı denekten elde edilen yüz haritasında ise MR2 ve ML2 bölgelerinde uyumsuzluklar görülmüştür. Bunun hatalı ölçümler ve yüz bölgelerindeki yapısal farklılıklar olabileceği düşünülmektedir.

Sonuç olarak, elde edilen sonuçlara göre Şekil 4.27’de tüm deneklerin yüz bölgelerinin frekans karakteristiklerine göre oluşan yüz haritası gösterilmiştir. Buradan da, F bölgesi içinde F1 ve F3 bölgelerinin sertlik derecelerinin yaklaşık olarak aynı olduğu, F2 bölgesinin ise F1 ve F3’e göre daha düşük frekansa sahip olduğu görülmüştür. MR bölgesi içinde en sert bölgesinin MR1, ML bölgesi içinde ise en sert bölgenin ML1 olduğu sonucuna ulaşılmıştır.



Şekil 4.27. Tüm Deneklerin Yüz Frekans Haritası

5. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, Arduino Uno R3 tabanlı MPU-6050 ivmeölçer sensörü ile titreşim sinyallerinin alındığı bir cihaz tasarlanmıştır. Bu cihaz yardımıyla deneklerin yüz bölgelerinden alınan titreşim sinyalleri, Matlab ortamında tasarlanan bilgisayar arayüzü ile kaydedilmiş ve veri tabanı oluşturulmuştur. Veri tabanında, 20 adet gönüllü denegin yüz bölgesinde belirlenen 9 ölçüm noktasından alınan 3'er adet titreşim sinyali mevcuttur. Alınan titreşim sinyallerine filtreleme yapılarak gürültüden arındırılmış ve sinyal işleme metotları uygulanmıştır. Titreşim sinyallerinin analiz aşamasında HFD, medyan frekans, maksimum frekans ve dalgacık dönüşümü yöntemleri uygulanarak analiz gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre, sabit frekanslı uyartım oluşturan bir titreşim motoruna eşit uzaklıklarda belirlenen noktalardan alınan titreşim sinyallerinde, sert dokularda alçak frekanslı sinyallerin görüldüğü, yumuşak dokularda ise yüksek frekanslı sinyallerin görüldüğü sonucuna ulaşılmıştır.

İnsan yüzü üzerindeki F (alın bölgesi), MR (sağ yanak bölgesi), ML (sol yanak bölgesi) analiz edildiğinde en sert bölgenin F, en yumuşak bölgenin ML olduğu yorumu yapılabilmektedir. F bölgesindeki noktalar dikkate alındığında, F1 ve F3 noktalarındaki frekansların yaklaşık olarak aynı ve F2 bölgesinden yüksek olduğu görülmüştür. MR bölgesindeki noktalar dikkate alındığında, en düşük frekanslı noktanın MR1 olduğu ve sırasıyla MR2, MR3 noktalarında artış gösterdiği görülmüştür. Buna benzer şekilde ML bölgesinde de en düşük frekanslı noktanın ML1 olduğu ve sırasıyla ML2, ML3 noktalarında artış gösterdiği görülmüştür. Tüm noktalar dikkate alındığında ise, yüz üzerindeki en sert yani en düşük frekanslı bölgenin F2, en yumuşak yani en yüksek frekanslı bölgenin de ML3 olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

İnsan yüzünün kas anatomisi dikkate alındığında alınan ölçümler, F bölgelerindeki Frontalis kasları çevresinden, MR ve ML bölgelerindeki Zygomaticus minor ve Zygomaticus major kasları çevresinden elde edilmiştir. Elde edilen titreşim sinyallerinin analizi sonucunda, Frontalis çevresindeki noktalardan elde edilen titreşim sinyallerinin frekanslarının, Zygomaticus minor ve Zygomaticus major çevresindeki noktalara göre daha düşük frekanslı olduğu ve buna bağlı olarak daha sert bölgeler olduğu yorumuna ulaşılmıştır.

Dalgacık dönüşümü analizlerinde ise dalgacık paket dönüşümü kullanılmış ve 4. seviyeye kadar analiz gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen DPD analizinde, 4.seviye 11. paket ve 12. paketlerdeki grafikleri incelendiğinde, bir insan yüzünün frekans aralığının 109,375 - 131,25 Hz olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Böylece insan yüzü üzerinden alınan titreşim sinyallerinin frekans karakteristikleri oluşturulmuş ve yüz frekans haritaları çıkarılmıştır. Elde edilen yüz haritaları incelendiğinde, 11 ve 14 numaralı deneklerin yüz haritalarının beklendiği gibi olmadığı ve diğer deneklerin yüz haritalarıyla uyumsuz olduğu görülmüştür. Bunun sebebinin deneklerden alınan hatalı ölçümler veya yüz bölgelerindeki yapısal farklılıklar olabileceği düşünülmektedir. Bu durumda 20 denek için oluşturulan yüz haritasının 18'inde beklenen sonuçların görüldüğü ve önerilen modelin % 90 oranında doğru sonuçlar gösterdiğini belirlenmiştir.

Elde edilen sonuçlara göre bu tez çalışmasının, yüz üzerindeki sert ve yumuşak dokuları ayırt etmede başarılı sonuçlar verdiği görülmektedir. Sinüs bölgelerindeki dokuların yumuşak ve sertlik yorumunun, ilerleyen çalışmalarda nazal kaynaklı hastalıkların teşhisine yardımcı olabileceği düşünülmektedir. Paranasal sinüslerin yumuşak ve sertlik yorumlarının nazal kaynaklı rahatsızlıkların teşhisinde hekime yardımcı olabileceği öngörülmektedir. Bu rahatsızlıkların teşhisinde kullanılan ve insan vücuduna zararlı ışınların kullanıldığı pahalı yöntemlere göre daha zararsız ve ekonomik bir yöntemin önerilmesi amaçlanmaktadır.

6. KAYNAKLAR

- Alkhaledi, K. 2010. Human Response to Soft Tissue Impact. Doktora Tezi. University of Nebraska, Lincoln, 24 s.
- Amar, Mohamed RS. 2010. Estimation of mechanical properties of soft tissue subjected to dynamic impact. Yüksek Lisans Tezi, University of Nebraska, Lincoln, 67 s.
- Arduino, 2015, Arduino UNO & Genuino UNO. <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno> [Ziyaret Tarihi: 10 Mart 2019].
- Balbinot, A., Marilda S. C., and Diogo K. 2008. Zigbee network for measurement of human vibration." Computational Science and Engineering Workshops. 11th IEEE International Conference on. IEEE, 2008.
- Bilgin, S., 2008. Kalp Hızı Değişkenliğinin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları Kullanılarak Analizi. Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi, 138s.
- Bilgin, S., Çolak, O. H., Polat, O., Koklukaya, E. 2010. Determination of a new VLF band in HRV for ventricular tachyarrhythmia patients. *Journal of medical systems*, 34(2), 155-160.
- Bilgin, S., Çolak, O. H., Polat, O., Koklukaya, E. 2009. Estimation and evaluation of sub-bands on LF and HF base-bands in HRV for Ventricular Tachyarrhythmia patients. *Expert Systems with Applications*, 36(6), 10078-10084.
- Bilgin, S., Çolak, O. H., Polat, O., Koklukaya, E. 2009. Determination of sympathovagal balance in ventricular tachyarrhythmia patients with implanted cardioverter defibrillators using wavelet transform and MLPNN. *Digital Signal Processing*, 19(2), 330-339.
- Bilgin, S., Çolak, O. H., Koklukaya, E., Arı, N. 2008. Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet in HRV. *Digital Signal Processing*, 18(6), 892-899.
- Bourke, A. K., J. V. O'brien and G. M. Lyons. 2007. Evaluation of a threshold-based tri axial accelerometer fall detection algorithm. *Gait & posture* 26.2: 194-199.
- Chen, F. C., Ma, E. P. M. and Yiu, E. M. L. 2014. Facial bone vibration in resonant voice production. *Journal of Voice*, 28(5): 596-602.
- Cler, M. J., Lien, Y. A. S., Braden, M. N., Mittelman, T., Downing, K. and Stepp, C. E. 2016. Objective Measure of Nasal Air Emission Using Nasal Accelerometry. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 59(5): 1018-1024.

- Daubechies, I., 1990. The Wavelet Transform, TimeFrequency Localization and Signal Analysis. *IEEE T Inform Theory*, 36(5): 961-1005.
- De Capua, C., Meduri, A., & Morello, R. 2009. A hand-arm vibration meter monitoring the percussion exposure for health risk prevention applications. In *Medical Measurements and Applications. IEEE International Workshop on* (45-50).
- Desmoulin, G. T. and Anderson, G. S. 2011. Method to Investigate Contusion Mechanics in Living Humans. *J Forensic Biomech*, 2 : 1-10.
- Dong, R. G., Schopper, A. W., McDowell, T. W., Welcome, D. E., Wu, J. Z., Smutz, W. P. and Rakheja, S. 2004. Vibration energy absorption (VEA) in human fingers-hand-arm system. *Medical engineering & physics*, 26(6), 483-492.
- Fokkens, W. J., Lund, V. J., Mullol, J., Bachert, C., Alobid, I., Baroody, F., and Georgalas, C. 2012. European position paper on rhinosinusitis and nasal polyps. *A summary for otorhinolaryngologists Rhinology*. 50(1), 1-12.
- Güraksın G.E., 2009. Kalp Seslerinin Yapay Sinir Ağları ile Sınıflandırılması. Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Afyon, 72s.
- H. Peter, T. Podszus & P. von Wichert, 1987. Sleep Related Disorders and Internal Diseases. *New York: Springer-Verlag*. 101– 107.
- Kitamura, T. 2012. Measurement of vibration velocity pattern of facial surface during phonation using scanning vibrometer. *Acoustical Science and Technology*, 33(2), 126-128.
- Kitamura, T., Hatano, H., Saitou, T., Shimokura, Y., Haneishi, E., and Kishimoto, H. 2013. Pilot study of vibration pattern measurement for facial surface during singing by using scanning vibrometer. In *Proceedings of Stockholm Music Acoustics Conference*. Vol. 2013, p.4.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., Poggi, J. M., 1997-2002. Wavelet Toolbox for use with MATLAB, User's Guide, The Mathworks Inc.
- Morillo, D. S., Ojeda, J. L. R., Foix, L. F. C., and Jiménez, A. L. 2010. An accelerometer-based device for sleep apnea screening. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 14(2), 491-499
- Orun, E. 2017. Nazal polipli hastalarda temel frekans ve nazal ses analizleri. Doktora tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul, 93 s.
- Otamendi, G. 2011. Designing deformable models of soft tissue for virtual surgery Planning and simulation using the Mass-Spring Model. Doktora Tezi, University of Navarra, Pamplona, 221 s.

- Öz, M. 2018. Nazal kavite ve paranasal sinüslerin anatomik varyasyonlarının konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun, 99 s.
- P. Várady, L. Nagy, L. Szilágyi., 2000. On-Line Detection of Sleep Apnea during Critical Care Monitoring, IEEE Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference, Chicago, IL, USA.
- Rendon, D.B. 2007. Mapping the human body for vibrations using an accelerometer. Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS. 29th Annual International Conference of the IEEE. 1-4.
- Saçu, İ.E. 2012. MEMS'lerin Biyomedikal Alanındaki Uygulamalarının İncelenmesi. Yüksek Lisans tezi, Erciyes Üniversitesi, Kayseri, 94 s.
- Seren H. 2008. Rinolojide Yeni Bir Teşhis Metodu: Nazal Ses Analizi. *Türk Rinoloji Dergisi*. 1:10-12.
- Starlino, 2009. A Guide To using IMU(Accelerometer and Gyroscope Devices) in Embedded Applications [online], http://www.starlino.com/imu_guide.html [Ziyaret Tarihi: 10 Mart 2018].
- Torvinen, S., Kannus, P., Sievãnen, H., JaÈrvinen, T. A., Pasanen, M., Kontulainen, S., Vuori, I., 2002. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical physiology and functional imaging*, 22(2), 145-152.
- URL 1: Anonymous 1 <http://www.precisionmicrodrives.com/wp-content/uploads/2016/04/310-101-datasheet.pdf> [Son erişim tarihi: 01.05.2019]
- Ünal, Ö. F., & ÖNERCİ, M. 1994. Nazal Polip. *Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*, 2, 260-261.
- Yanxi R., Qingxia L. 2010. Implementation of Human Vibration Test and Evaluation SystemBased on Virtual Instrument. IEEE International Conference on. IEEE.
- Zhang Z., Zhong X., Yansong H. 2009. Design of Measurement and Evaluation System for human exposure to mechanical vibration. IEEE International Conference on. IEEE.
- Wang, W. J., and McFadden, P. D. 1996. Application of wavelets to gearbox vibration signals for fault detection. *Journal of sound and vibration*, 192(5), 927-939.
- Zinreich SJ, Kennedy DW, Rosenbaum AE, Gayler B, Kumar A, Stammberger H. Paranasal sinuses: CT imaging requirements for endoscopic surgery. *Radiology* 1987; 163: 769-775.

Wolf G, Anderhuber W, Kuhn F. Development of the paranasal sinuses in children: implications for paranasal sinus surgery. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology* 1993; 102: 705-711.

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI: Mehmet Ümit AK

E-mail: mehmetumitak@gmail.com



ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans 2017-2019	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans 2015-2017	Akdeniz Üniversitesi Sosyal Bilimler Enstitüsü, İşletme (Tezsiz) Bölümü, Antalya
Lisans 2005-2010	Uludağ Üniversitesi Mühendislik - Mimarlık Fakültesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bursa

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Satış Mühendisi 2016- Devam Ediyor	Schneider Electric Himel İş Birimi, Antalya
Satış Mühendisi 2014-2016	Klemsan Elektrik Elektronik A.Ş. Antalya Bölge Sorumlusu, Antalya