

**MİDE TEMBELLİĞİ İÇİN ELEKTROGASTROGRAFI
(EGG) VE İŞLEVSEL ELEKTRİK UYARIM (İEU) SİSTEMİ
TASARIMI**

**ELECTROGASTROGRAPHY AND FUNCTIONAL
ELECTRICAL STIMULATION SYSTEM (FES) DESIGN
FOR GASTROPARESIS**

NADİR AKİK

PROF. DR. ATİLA YILMAZ
Tez Danışmanı

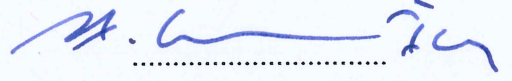
Hacettepe Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı için Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

2018

NADİR AKİK tarafından hazırlanan “Mide Tembelliği İçin Elektrogastrografi (EGG) ve İşlemsel Elektrik Uyarım (İEU) Sistemi Tasarımı” adlı bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Elektrik ve Elektronik Mühendisliği ANA BİLİM DALI’ nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Gökhan İLK

Başkan



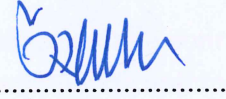
Prof. Dr. Atila YILMAZ

Danışman



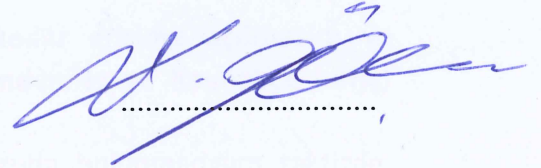
Yrd. Doç. Dr. Yakup ÖZKAZANÇ

Üye



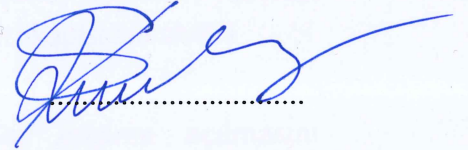
Yrd. Doç. Dr. Dinçer GÖKCEN

Üye



Yrd. Doç. Dr. Şölen KUMBAY YILDIZ

Üye



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. Menemşe GÜMÜŞDERELİOĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

YAYINLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenikle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etseniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, tezinin arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

- Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı ve ya tamamının fotokopisi alınabilir)

- Tezimin/Raporumun 13/03/2018 tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum, ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

13 / 03 / 2018

(İmza)

Nadir AKİK

ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversitede veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.


NADİR AKİK

ÖZET

MİDE TEMBELLİĞİ İÇİN ELEKTROGASTROGRAFI (EGG) VE İŞLEMSEL ELEKTRİK UYARIM (FES) SİSTEMİ TASARIMI

Nadir AKİK

Yüksek Lisans, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Atila YILMAZ

Şubat 2018, 81 sayfa

Gastroparezi, mide felci olarak bilinen mide hareketlerinin yavaşlaması veya durması sonucu oluşan gecikmeli mide boşalması rahatsızlığıdır. Günümüzde hızla gelişen teknoloji sayesinde sağlık alanında da elektronik altyapıların kullanılması yaygınlaşmıştır. Elektrogastrografi hastanın karın cildine yerleştirilmiş yüzeysel elektrotlar yardımıyla midenin kasılırken oluşturduğu elektriksel aktivitesinin kaydedilmesidir. Kullanım kolaylığından dolayı invazif olmayan deriden EGG metodu daha yaygındır. Günümüzde EGG metodu donanım maliyeti ve sadece bu konuda özel eğitim almış kişilerin yapabileceği sinyallerin okuyup anlamlandırılma zorlukları sebebiyle belirli özel merkezlerde yapılabilmektedir. Kaydedilen veriler hastalıkların teşhisi konusunda yardımcı olabilmektedir ve tedavi sürecini hızlandırmaktadır. İşlevsel elektriksel uyarım sistemi yavaşlayan veya hızlanan mide hareketlerini düzenlemek amacıyla yüzeysel elektrotlar ile sabit değerde akım sürerek mide kaslarının düzenli kasılmalarını sağlayan sistemdir. İşlevsel elektriksel uyarım gastroparezi hastalığının tedavisinde diğer yöntemlere göre yeni uygulanmaya başlayan bir tedavi yöntemidir.

Bu tezde yapılan çalışmada EGG metodu ile alınan diğer vücut sinyallerine göre çok düşük genlikte olan mide sinyalleri filtrelemeler ve sinyal işleme teknikleri ile yorumlanabilir hale getirilecektir. Mide sinyallerinin periyotları çok uzun olduğu için zaman alanında çok fazla veri sayısına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu kadar çok verinin de zamanda incelenmesi elde edilecek bilgi konusunda duyarlılık kaybına sebebiyet vermektedir. Bu sebepten

dolayı sinyal analizinde frekans alanında kullanılan teknikler uygulanmıştır. Temizlenen sinyaller tekrardan değerlendirilip mide hareketlerini düzenleyici yönde elektrik sinyallerinin uygun zaman ve değerlerde tetiklenmesi sağlanmıştır.

Mide sinyalleri doğaları gereği çok düşük genlik ve frekansa sahiptirler. Bu sebeple hem vücuttan gelen sinyallerden etkilenip gürültülerden dolayı genlikteki bozulmalar hem de düşük frekanslı olması sebebiyle standart sinyal işleme teknikleri uygulandığında zaman-frekans çözünürlüğünün yeterli seviyelerde olmayıp detaylı bilgi alınamaması başlıca sinyal işleme zorluklarıdır.

Uzun bir periyota sahip mide sinyallerine Fourier dönüşümü uygulandığı zaman sinyalin içerdiği frekans bilgisi sinyalin tamamının ortalamasını içeren bir bilgi olmaktadır. Bu bilgi de zaman alanındaki kısa zaman değişimlerindeki sinyal akışında hassas karar verme işlemleri için yetersiz kalmaktadır. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü uygulandığında ise zaman-frekans çözünürlüğü için dengenin çok iyi ayarlanması gerekmektedir. İncelenen sinyalin frekans alanındaki bant genişliği çok az olduğu için bu denge pratik anlamda uygulanabilir olmamaktadır. İlinti yöntemi ile sinyal incelendiğinde elde edilen bilgiler zaman alanında olmaktadır. Gerek hastalığın tespiti gerekse tedavi uygulanabilmesi için zaman alanının yanında frekans bilgisine de gerek vardır. Bu sebeple tek başına ilinti metodu da yetersiz kalmaktadır.

Mide sinyallerinin morfolojileri ile ilgili kaynaklarda yeterince bilgi olmadığı gözlenmiştir. Tez kapsamında dinamik şablon bulma algoritması ile kişiye özgü mide sinyali şablonu elde edilmeye çalışılıp, elde edilen şablon sinyali mide sinyalinin incelenmesi sırasında tekrardan kullanılıp detaylı bilgi elde edilmesi hedeflenmektedir. Dinamik şablon bulma algoritması uygulanırken her adımda bir önceki adımdan elde edilen bilgiler kullanılıp işlem sırasında hastaya ait mide sinyalinin tepe noktalarının gerçeğe en yakın şekilde bulunması hedeflenmiştir. Dinamik şablon uygulamasının en önemli özelliği hastanın mide sinyali incelenirken gerçek zamanlı olarak bilgilerin bulunup tedavi aşamasında kullanılabilmesidir. Yapılan işlemler sonucunda teşhis ve tedavi olarak iki farklı alanda yapılan araştırmaların birleştirilmesiyle gastroparezi hastalarının teşhislerinde kolaylık sağlanıp tedavi yöntemi ile de daha rahat yaşam koşullarının sağlanması hedeflenmektedir.

Anahtar Kelimeler: EGG, FES, Fizyolojik Sinyal İşleme, Gastroparezi

ABSTRACT

ELECTROGASTROGRAPHY AND FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION SYSTEM DESIGN FOR GASTROPARESIS

Nadir AKIK

M. S., Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Atila YILMAZ

February 2018, 81 pages

Gastroparesis is a condition of delayed gastric emptying that occurs as a result of slowing or stopping stomach movements known as stomach paralysis. Today, due to the rapidly developing technology, the use of electronic infrastructures in the field of health has become widespread. Electrogastrography (EGG) is the recording of the electrical activity of the patient's abdomen with the aid of surface electrodes placed in the abdominal skin. Due to simplicity, the non-invasive EGG method is more common. Nowadays, the EGG method can only be performed in certain private centers due to the hardware cost and the difficulties in reading and understanding the signals for which expertise are required. Recorded data can help diagnose diseases and speed up the treatment process. The Functional Electrical Stimulation (FES) system is a system that provides constant contraction of the stomach muscles by applying constant currents with surface electrodes to regulate slowing or accelerating stomach movements. Functional electrical stimulation is a new treatment method in the treatment of gastroparesis according to other methods.

In this thesis, through EGG method, one will be able to interpret the stomach signals which are very low in amplitude compared to other body signals with signal processing techniques and filters. Since the periods of the stomach signals are very long, many datas are required in the time domain. The examination of such a large number of intervals also causes loss of sensitivity in the information to be obtained. For this reason, the frequency domain techniques have been applied in signal analysis stage. The filtered signals were

implemented in the hardware level and the electrical signals were triggered at appropriate times and levels to regulate digestive movements.

Stomach signals have very low amplitude and frequency due to their nature. For this reason, when standard signal processing techniques are applied due to both the deterioration in amplitude due to the noise from the body and the low frequency and the other noise sources, it is the main signal processing difficulties that the time-frequency resolution is not sufficient enough to obtain detailed information.

When the Fourier transform is applied to stomach signals with a long period, the frequency information contained in the signal is information that includes the all frequency spectrum spanning all time domain signal length. This information is also insufficient for sensitive decision making for short time variations in time domain signal stream. When the Short-Time Fourier Transform is applied, the time-frequency resolution needs to be adjusted properly. This tradeoff is practically problematic because the bandwidth of the signal examined is very small in the frequency domain. When the signal is analyzed by means of the method of correlation theory, the information obtained is also stated in the time domain. In addition to the time domain variations, the frequency information is also expected so that a proper and reliable treatment can be performed if the abnormality is detected. For this reason alone the method of correlation also remains inadequate.

There is insufficient information from sources of morphologies of stomach signals. Within the scope of the thesis, it is aimed to try to obtain a person specific stomach signal template by using dynamic template finding algorithm and to obtain detailed information by using it again while examining the stomach signal of the obtained template signal. When applying the dynamic template finding algorithm, the information obtained from the previous step of each step and to find the dominant frequency of the patient's stomach signal defining the closest gastroparesis time domain attributes during the contraction detection procedure is used. The most important feature of the dynamic template application is that it provides to find information in real time intervals while using the stomach signal and to use it more appropriate instants in the treatment phase.

As a result of these operations, diagnosis and treatment are combined so that the diagnosis of gastroparesis patients is facilitated together with the combined treatment method.

Keywords: EGG, FES, Physiological Signal Processing, Gastroparesis

TEŞEKKÜR

Tez süresince bana olan inancını kaybetmeyip beni hep destekleyen ve emeğini hiç eksik etmeyen çok değerli hocam Sayın Prof. Dr. Atila YILMAZ' a sonsuz teőekkürlerimi sunuyorum.

Tezimin yoğun zamanlarında gerek tıbbi gerekse hayat görüőüyle bana motivasyon kaynağı olan Sayın Uzm. Dr. Selcen DEVECİ' ye;

Çalışmaların devam etmesi için bilgi kaynağı sağlayan Sayın Prof. Dr. Taylan KAV'a ;

Her zaman yanımda oldukları için mutluluk duyduğum aileme ve dostlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELER	ix
ŞEKİLLER	x
KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ	1
2. TEMEL KAVRAMLAR ve YÖNTEMLER	4
2.1. Gastroparezi	4
2.1.1. Gastroparezi Nedenleri	4
2.1.2. Gastroparezi Belirtileri	5
2.1.3. Gastroparezi Teşhisi	6
2.1.4. Gastroparezi Tedavisi	7
2.2. Elektrogastrografi	9
2.3. İşlevsel Elektriksel Uyarım (İEU)	12
2.4. Öngörülen Model ve Blok Diyagram	16
3. EGG Donanımı	18
3.1. Temel Bileşenler	18
3.1.1. Filtre Tasarımı.....	18
3.1.2. Enstrümantasyon Yükselteci Tasarımı	20
3.1.3. Kaydırma Gerilim Sinyali Üretimi	22
3.1.4. Tampon Yükselteci Tasarımı.....	23
3.1.5. Baskı Devre Kartı Tasarımı	25

3.1.6.	Veri Toplama Cihazı.....	27
3.2.	LabVIEW Ortamı	28
3.2.1.	LabVIEW Veri Toplama Programı.....	29
3.2.2.	LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı.....	30
3.2.3.	LabVIEW Çapraz İlinti ile Baskın Frekans Tespit Programı	31
3.3.	FES Altyapısı.....	32
3.3.1.	FES Donanımı.....	32
3.3.2.	Cilt-Empedans Modeli ve FES Cihazı ile Benzetimi	33
3.3.3.	FES Anahtarlama Kartı Tasarımı.....	35
3.4.	Sistem Doğrulama Faaliyetleri	36
4.	SİNYAL ANALİZİ.....	40
4.1.	LabVIEW Altyapısı ile Mide Sinyallerinin İncelenmesi.....	40
4.1.1.	Veri Toplama	40
4.1.2.	Filtreleme ve Baskın Frekans Tespiti	41
4.1.3.	Çapraz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti	42
4.2.	Mide Sinyallerinin İncelenmesi	44
4.2.1.	Baskın Frekans Tespiti.....	44
4.2.2.	Çapraz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti	46
4.2.3.	Öz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti	47
4.2.4.	Ayrık Dalgacık Dönüşümü	50
4.2.5.	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (STFT)	54
4.3.	Hastaya Ait Mide Sinyalinin İncelenmesi	55
4.3.1.	Hastaya Ait Mide Sinyalinin Filtrelenmesi	55
4.3.2.	Hastaya Ait Mide Sinyalinin MATLAB ile Temizlenmesi	58
4.3.3.	Hastaya Ait Mide Sinyaline Öz İlinti Uygulanması	59
4.3.4.	Hastaya Ait Mide Sinyaline Ayrık Dalgacık Dönüşümü Uygulanması	60

4.3.5. Hastaya Ait Mide Sinyaline Geçici (Temporal) Karakteristik Şablonu Bulma İşlemi Uygulanması.....	62
4.3.6. Farklı Yöntemlerle Bulunan Mide Atım Sinyallerini ve FES Tetiklemeleri	67
4.3.7. Hastaya Ait Mide Sinyali Temel Alınarak Oluşturulan FES Tetiklemeleri	68
5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME.....	70



ÇİZELGELER

Çizelge 2.1: Gastroparezinin Nedenleri [2].....	4
Çizelge 2.2: Gastroparezinin Tedavi Yöntemleri [2]	8
Çizelge 3.1: Sistem Doğrulama Sinyalinin Giriş ve Çıkış Gürültü Özellikleri.....	39
Çizelge 3.2: Sistem Doğrulama Çıkış Sinyalinin Özellikleri	39
Çizelge 4.1: LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı Çıkış Sinyalinin Özellikleri.....	42
Çizelge 4.2: LabVIEW Çapraz İlinti Hesaplanması Sonucu Tepe Noktalarının Konumları	43
Çizelge 4.3: Farklı Yöntemler İle Sayılan Tepe Noktaları Sayısı	68

ŞEKİLLER

Şekil 2-1: Abdominal Bölgeye Yerleştirilen Elektrotların Pozisyonları [42]	11
Şekil 2-2: Düşük Frekans FES Elektrot Yerleşim [13]	13
Şekil 2-3: Yüksek Frekans FES Elektrot Yerleşim Pozisyonları [13].....	14
Şekil 2-4: NGES Yöntemindeki Elektrot Yerleşim Pozisyonları [18]	15
Şekil 2-5: NGES Örnek Uyarım Sinyalleri [18].....	16
Şekil 2-6: Öngörülen Model Blok Diyagramı	17
Şekil 3-1: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Devre Şeması.....	19
Şekil 3-2: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Benzetim Devre Şeması	19
Şekil 3-3: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Benzetim Sonucu.....	20
Şekil 3-4: AD624 Frekans-CMRR Eğrisi [23].....	21
Şekil 3-5: Kaydırma Gerilimi Sinyal Üretimi Benzetim Devre Şeması.....	22
Şekil 3-6: Kaydırma Gerilimi Sinyal Üretimi Benzetim Sonucu	23
Şekil 3-7: Tampon Yükseltici Benzetim Devre Şeması	24
Şekil 3-8: Tampon Yükseltici Benzetim Sonucu.....	24
Şekil 3-9: BIOPAC SS2LB Ölçüm Kablosu	25
Şekil 3-10: EGG Baskı Devre Kartı 3 Boyutlu Gösterimi	26
Şekil 3-11: NI USB-6008 Veri Toplama Cihazı	27
Şekil 3-12: Everyway EM-3000 FES Cihazı.....	33
Şekil 3-13: Cilt-Empedans Modeli	34
Şekil 3-14: Vücuda Verilen Enerji Benzetim Modeli	34
Şekil 3-15: Vücuda Verilen Enerji Benzetim Sonucu	35
Şekil 3-16: Anahtarlama Kartı 3 Boyutlu Gösterimi.....	36
Şekil 3-17: Sistem Doğrulama Giriş Sinyali	37
Şekil 3-18: Sistem Doğrulama a) Giriş ve b) Çıkış Sinyalleri	38

Şekil 3-19: Sistem Doğrulama Çıkış Sinyal Frekans Alanı Analizi.....	39
Şekil 4-1: Veri Toplama Programı Sonucu Ham EGG Sinyali	41
Şekil 4-2: LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı a) Zaman Alanı ve b) Frekans Alanı Sonucu.....	41
Şekil 4-3: LabVIEW Çapraz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti Grafik Sonucu	43
Şekil 4-4: MATLAB ile Baskın Frekans Tespiti Sonucu.....	45
Şekil 4-5: Çapraz İlintide Kullanılan Saf Sinüs Sinyali	46
Şekil 4-6: Mide Sinyalinin Saf Sinüs Sinyali ile Çapraz İlintisi	47
Şekil 4-7: a) Çapraz İlinti Sinyalinin Tepe Noktaları, b) Çapraz İlinti Sinyalinin Sıralanmış Tepe Noktaları	49
Şekil 4-8: Öz İlintide Kullanılan Karşılaştırma Sinyali.....	49
Şekil 4-9: Öz İlinti Sinyalinin Sıralanmış Tepe Noktaları	50
Şekil 4-10: Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Ağacı	51
Şekil 4-11: Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Sonucu Yüksek Frekans Bileşenleri	53
Şekil 4-12: a) Dalgacık Dönüşümü Giriş Sinyali b) Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Sonucu Elde Edilen Sinyal	54
Şekil 4-13: Hastaya Ait Sinyalde Kullanılan Filtrenin Genlik ve Faz Tepkisi	56
Şekil 4-14: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Ham EGG Sinyali	57
Şekil 4-15: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Filtrelenen EGG Sinyali	57
Şekil 4-16: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Temizlenen EGG Sinyali	58
Şekil 4-17: Öz İlinti İşleminde Kullanılacak Zaman ve Frekans Alanında Örnek EGG Sinyali.....	59
Şekil 4-18: Mide Sinyalinin Öz İlintisinin Zaman ve Frekans Alanında Sonucu	60
Şekil 4-19: Hastanın Mide Sinyaline Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Sonuçları.....	61
Şekil 4-20: Hastanın Ait Sinyalin İlk 2 Dakikalık Kısmı.....	63
Şekil 4-21: İlk Şablon Sinyali Yerine Kullanılan Saf Sinüs Sinyali	64

Şekil 4-22: 1. Şablon Sinyalin Saf Sinüs İle Çapraz İlintisi.....	64
Şekil 4-23: 1. Şablon Sinyalin Saf Sinüs İle Çapraz İlintisi Sonucundaki Tepe Noktası ...	65
Şekil 4-24: Elde Edilen İlk Gerçek Şablon Sinyal	66
Şekil 4-25: Hastanın Mide Sinyalinden Elde Edilen Karakteristik Şablon Sinyal.....	66
Şekil 4-26: Mide Sinyali Atım Noktaları	67
Şekil 4-27: FES Tetikleme Noktaları	69



KISALTMALAR

AC	Alternatif Akım
CMMR	Ortak Kip Reddetme Oranı
CMR	Ortak Kip Reddetme
DC	Doğru Akım
DWT	Ayrık Dalgacık Dönüşümü
EGG	Elektrogastrografi
EKA	Elektriksel Kontrol Aktivite
EKG	Elektrokardiyografi
ETA	Elektriksel Tepki Aktivitesi
FFT	Hızlı Fourier Dönüşümü
FES	İşlevsel Elektrik Uyarım
FIR	Sonlu Darbe Tepkili
IIR	Sonsuz Darbe Tepkili
LED	Işık Yayan Diyot
PSRR	Güç Kaynağı Reddi Oranı
RMS	Kök Kare Ortalama
SINAD	Sinyalin Gürültü ve Bozulmaya Oranı
SNR	Sinyalin Gürültüye Oranı
STFT	Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü
THD	Toplam Harmonik Bozulma
USB	Evrensel Seri Veriyolu

1. GİRİŞ

Genel olarak gastroparezi mide felci olarak bilinen mide hareketlerinin yavaşlaması veya durması sonucu oluşan gecikmeli mide boşalması rahatsızlığıdır. Mide normal fonksiyonu ile çalışması durumunda oluşturduğu kas kasılmaları ile yiyecekleri küçük parçalara ayırarak besinlerin sindirilmesi ve emilmesi için ince bağırsağa göndermektedir. Gastroparezi olduğunda sağlıklı bir şekilde kasılmaları meydana getiremeyen mide, hem yiyecekleri küçük parçalara ayıramaz hem de onları ince bağırsağa iletemez duruma gelmektedir. Bu rahatsızlık durumunun hem belirlenme hem de tedavi kısmında hastanın rahatlığı önemli bir rol oynamaktadır. Hastalığın teşhis aşamasında kullanılan bazı yöntemlerde ya hasta uzun vakitler harcayabilmektedir ya da hastanın konforunu bozacak yöntemler kullanılmaktadır. Bu aşamada yenilenen teknoloji ile birlikte geliştirilen elektrogastrografi yönteminde hastanın kısa zamanda ve etkili bir biçimde rahatı bozulmadan teşhis edilebilmesi mümkün olmaktadır. Gastroparezi hastalığı güncel bilgilerde 100.000' de 40 sıklıkta görülen bir rahatsızlıktır.

Elektrogastrografi (EGG) mide hareketlerinin elektriksel davranışlarının kaydedilmesini ve yorumlamasını tanımlar. Kayıtlar gastrointestinal mukozadan, serozadan veya deri yüzeyinden yapılabilir. Kullanım kolaylığından dolayı girişimsel (invazif) olmayan deri üzerinden EGG yöntemi daha yaygındır. Günümüzde EGG metodu donanım maliyeti ve sadece bu konuda özel eğitim almış kişilerin yapabileceği sinyallerin okuyup anlamlandırılma zorlukları sebebiyle belirli özel merkezlerde yapılabilmektedir.

Elektrogastrografi yönteminin kullanılmasındaki amaç mide sinyallerinin elde edilmesinin ve incelenmesinin etkili bir biçimde yapılmasıdır. Mide sinyalleri çok düşük genlikli sinyaller olduklarından dolayı vücuttan alınan kayıtların olabildiğince duyarlı ve gürültüden arındırılmış şekilde elde edilmeleri gerekmektedir. Mide sinyallerinin incelenmesi sırasında hem düşük frekanslı olmalarından hem de düşük genlikli olmalarından dolayı ayrıntılı ileri sinyal işleme teknikleri kullanılması gerekmektedir. Hastalığın teşhis kısmında hastanın mide sinyalinin atım frekansının tespit edilmesi önem kazanmaktadır. Bu sebeple kullanılan yöntemlerde gürültülerin iyi şekilde süzülüp frekans çözünürlüğünün artırılması gerekmektedir. Hastalığın tedavi kısmında kullanılan gastrik uyarım yöntemi de tedavi yöntemlerinde yeni bir yaklaşım olarak kullanılmaktadır. Özellikle gastrik uyarım yöntemi, hastanın diğer tedavi yöntemlerine cevap vermemesi durumunda kullanılabilir. Bu yöntemde hastanın midesine cerrahi yöntemlerle yerleştirilen uyarım cihazı hasta üzerinde tedavi süresince kalmak durumundadır. Gastrik

uyarım yöntemi diğer yöntemlere göre daha pahalı bir tedavi yöntemidir. Aynı zamanda bu yöntem implant benzeri bir cihaz olarak vücuda yerleştirildiği için pil ömrü tedavi süresince önemli rol oynamaktadır.

Bu tez kapsamında geliştirilen donanım yardımı ile hastanın mide hareketlerinin bilgisayar ortamına aktarılması mümkündür. Geliştirilen cihazın hastalığı tespit edebilmeye yönelik yeterli donanıma sahip olması gerekmektedir. Aynı zamanda geliştirilen arayüz sayesinde mide uyarım metodu ile tedavi uygulanırken hastanın cerrahi işlemine gerek duymadan dışarıdan uyarım alabilme imkânı sağlanmalıdır. Uyarım kısmı ileriki çalışmalara destek olacak şekilde bilgisayar yardımıyla kontrol edilebilir şekilde geliştirilmiştir. Sinyallerin incelenmesi iki farklı programlama platformu ile gerçekleştirilmiştir.

Sinyalin incelenmesi sırasında geliştirilen algoritma ile hastaya ait karakteristik mide hareketleri oluşturulmaya çalışılmıştır. Mide sinyalleri incelenirken kullanılan sinyal işleme tekniklerinde bazı problemlerle karşılaşmıştır. Çalışmalarda kullanılan mide sinyalleri uzun süreli sinyaller olduğundan dolayı FFT tekniği uygulanması sonucunda elde edilen frekans bilgisi sinyalin tamamına ait ortalama bilgidir. Bu bilgi genel anlamda faydalı olsa da detaylı inceleme yapılmak istendiği zaman sınırlayıcı olmaktadır. STFT tekniği EGG sinyallerinde çalışmalarda kullanılmıştır. Bu tekniğin uygulanmasındaki dezavantaj uygulama sırasında sinyalde çok hassas zaman-frekans dengesine yol açmasıdır. STFT tekniğinde zaman alanında yüksek çözünürlük elde edildikçe frekans alanındaki çözünürlük düşmektedir. Bu teknik ile sinyalin frekans bilgisinden genlik bilgisinin elde edilmesi daha faydalı olmaktadır. Ayrık dalgacık dönüşümleri sinyalin karakterine uygun dalgacık seçildiğinde iyi bir filtrelemeye imkân tanımaktadır. İlinti yöntemleri mide sinyallerinin incelemesinde tek başına kullanıldıklarında zaman alanında sonuçlar vermektedir. Bu teknik ile frekans bilgisi elde edilmek istendiği zaman sinyalin tepe noktalarını bulmak için eşik değeri belirlenmesi gerekmektedir. Eşik değerine göre tepe noktaları sayısı çok değişken olduğu için tek başına işlem güvenilir olarak kabul edilememektedir. Belirtilen sinyal işleme tekniklerinin mide sinyallerini incelemeye tek başına yetersiz olduğu düşünülerek kişiye özel karakteristik mide sinyalleri elde edilebilmesi amacıyla özgün dinamik şablon bulma algoritması geliştirilmesine karar verilmiştir. Dinamik şablon bulma algoritması sinyali belirli uzunlukta parçalara bölerek kısa aralıkta FFT yöntemiyle daha güvenilir baskın frekans tespitine olanak vermektedir. Her adımda bulunan frekansa göre bir sonraki adımda kullanılacak şablon sinyali elde edilerek bu sinyal yardımıyla da ilinti yöntemi kısa aralıklarda mide atım noktaları tespit

edilebilmektedir. Bu işlemler uygulanırken sinyale ayrık dalgacık dönüşümü uygulanarak iyi bir filtreleme yapılmıştır. Dinamik şablon bulma algoritması farklı sinyal işleme tekniklerinin avantajlı ve etkili yönlerini kullanarak mide sinyalinde gerçek zamanlı mide atım noktalarının bulunmasına olanak sağlamaktadır.

Tez kapsamında yapılması planlanan sistemde ilk olarak mide sinyallerinin EGG donanımı ile okunup veri toplama cihazı yardımı ile bilgisayara aktarılması ve bu sırada bilgisayardan alınan sonuçlar neticesinde işlevsel elektrik uyarım (İEU) tetiklemelerinin uygun donanım ile vücuda uygulanması hedeflenmektedir. Tezin ileriki kısımlarında İEU kısaltması kaynaklarda FES (*Functional Electrical Stimulation* , FES) kısaltması olarak kullanıldığından dolayı bu şekilde kullanılacaktır.

Tezin ikinci bölümünde çalışmanın anlaşılması için gerekli bilgiler paylaşılmıştır. Bu bilgilerde hastalığın tanımı, belirtileri, oluşma sebepleri, teşhis ve tedavi yöntemleriyle birlikte hastalığın teşhisinde kullanılan elektrogastrografi yöntemi ve tedavisinde kullanılan işlevsel elektriksel uyarım metodunun çeşitleri bulunmaktadır. Bu bölümde son olarak öngörülen model belirtilmiştir.

Tezin üçüncü bölümünde hastalığın tespit edilmesi için gerekli donanım altyapısı ve bu donanım altyapısının detaylı tasarım aşamalarıyla birlikte verilerin okunması için LabVIEW ortamında geliştirilen program detayları anlatılmıştır. Ayrıca bu bölümde hastalığın tedavi kısmı için kullanılacak olan FES altyapısı ve bu altyapının insan vücuduna uygunluğu hakkındaki model ele alınmıştır. Bu bölümde geliştirilen altyapının doğrulanmasını da içermektedir.

Tezin dördüncü bölümünde elde edilen mide sinyallerinin analiz edilmesi için hem LabVIEW hem de MATLAB ortamında geliştirilen programlarla uygulanan sinyal işleme teknikleri bulunmaktadır. Bu bölümde hastadan alınan sinyal incelenip hastaya ait karakteristik mide tespiti için geliştirilen algoritma ele alınmıştır. Elde edilen karakteristik mide sinyali ile mide sinyali atım noktaları bulunmuş ve diğer yöntemler ile karşılaştırılmıştır. Elde edilen mide atım pozisyonları ile FES tetikleme noktaları da oluşturulmuştur.

Tezin son bölümünde geliştirilen donanım ile birlikte yapılan analizler değerlendirilip bu çalışmadan elde edilen katkılar belirtilmiştir.

2. TEMEL KAVRAMLAR ve YÖNTEMLER

2.1. Gastroparezi

Gastroparezi günümüzde çeşitli etmenlerden dolayı daha sık görülmeye başlayan bir mide rahatsızlığıdır. Sindirimin düzgün bir şekilde gerçekleştirilememesinden dolayı tükettiğimiz besinlerin midede çok uzun süre kalması durumunda, midedeki besinler fermente olmaya başlayabilir ve mide içinde bakteriyel üreme başlama ihtimali söz konusu olabilir. Bu sebeple gastroparezili hastalarda bulantı ve kusma sık görülür. Uzun süre midede sindirilmeyen yiyecekler, mide içinde bezoar denilen katı kitleler oluşturabilir. Bezoar da mide çıkışının tıkanmasına yol açarak bulantı ve kusmaya yol açabilir [1].

2.1.1. Gastroparezi Nedenleri

Sağlıklı bir bireyde vagus siniri mideye alınan gıdaların sindirim sistemi içindeki hareketini kontrol edip midenin düz kaslarına uyarı gönderilmesini sağlar. Gönderilen uyarılar midenin kasılıp mide içindeki besinlerin sindirim sistemi içerisinde ilerlemesini sağlar. Vagus sinirinin zarar görmesi veya sinir fonksiyonunun azalması sonucu gastroparezi rahatsızlığı meydana gelir. Rahatsızlık vücutta midenin kasılma hareketlerinin yavaşlamasına veya durmasına sebep olur. Gastroparezinin en sık görülen nedenleri Çizelge 2.1' de yüzdelik oranlar şeklinde gösterilmiştir.

Etyoloji	%
Nedeni bilinmeyen (İdyopatik)	35
Viral enfeksiyonlar sonrasında	8
Diyabet	28
Cerrahi girişimler sonrasında	12
Merkezi sinir sistemi hastalığı	8
Kollajen doku hastalıkları, vaskülitler	5
İntestinal psödoobstrüksiyon	4

Çizelge 2.1: Gastroparezinin Nedenleri [2]

- **Diabetes mellitus:** Uzun süreli diyabetin ciddi yan etkilerinden biri olan nöropati nedeniyle midenin motor fonksiyonları bozulabilir ve gastropareziye sebep olur.
- **Virale nedenler:** Ateş, bulantı, diyare ve kas ağrıları viral sebeplerden dolayı oluşan gastroparezide görülen belirtilerdendir. Bu durum daha yüksek oranda gıda zehirlenmeleri ve akut gastroenterit durumunda meydana gelir ve genellikle geçicidir.
- **İdiyopatik (Sebebi bilinmeyen) gastroparezi:** İdiyopatik gastroparezide uzun süredir devam eden şişkinlik, bulantı ve kusma gibi uzun süredir olan belirtilerle birlikte yavaş ilerleyen bir hastalık da söz konusudur.
- **Cerrahi girişim sonrasında oluşan gastroparezi (Postoperatif gastroparezi):** Ülser, mide ve diyaframa uygulanan ameliyatlarda vagus sinirine müdahale edilip kesilebilir. Yapılan müdahale sonucunda mide vagus siniri tarafından uyarılamaz ve kasılamaz hale gelip gastropareziye sebep olur.
- Göğüs ve karın bölgelerine uygulanan radyasyon tedavileri
- Hipotiroidizm, Addison hastalığı ve kalsiyum metabolizması bozuklukları sonucu oluşan endokrin ve metabolik hastalıklar
- Bulimia ve anoreksiya nervosa, gibi yeme bozuklukları hastalıkları
- Morfin ve buna benzer ilaçlar, yüksek kan basıncı tedavisinde kullanılan bazı ilaçlar (kalsiyum kanal blokerleri, klonidin), trisiklik antidepresanlar, lityum, nikotin, dopamin agonistleri ve Progesteron blokerleri gibi hormonal ilaçlar bağırsak kasılmalarını yavaşlatarak gastropareziye sebep olur.
- Vücuttaki bazı doku ve organlarda hücrelerarası bölgelerde amiloid adı verilen proteinin birikmesi sonucunda meydana gelen bir hastalık olan amiloidoz rahatsızlığı
- Derinin sert ve parlak görünmesine sebep olup eklemler çevresinde bulunan bağ dokuyu ve bu çevredeki kan damarlarını etkileyen kronik romatolojik bir hastalık olan skleroderma yemek borusu ve mide fonksiyonlarını bozarak reflü ve gostrapereziye bağlı şikayetler oluşturabilir.
- Merkezi sinir sistemi hastalıkları (Parkinson)

2.1.2. Gastroparezi Belirtileri

Gastroparezi hastalığı olan bireylerde farklı belirtiler meydana gelebilir. Gastroparezi rahatsızlığı olan bir kişi, yemek yedikten saatler sonra sindirilmemiş gıda kusabilir. Bunun yanında gastroparezi hastalığının en sık görülen belirtileri şunlardır [2]:

- Erken doyma hissi
- Sıklıkla veya arada bir oluşan bulantı
- Ağız kokusu
- Kusma
- İştah eksikliği ve kilo kaybı
- Reflü benzeri yakınmalar
- Karında çalkantı hissi ve ağrı

2.1.3. Gastroparezi Teşhisi

Hastaya yapılan fiziksel muayene ve hastanın bilinen tıbbi hikâyesine ek olarak gastroparezide teşhise yönelik olarak şu testler yapılır:

- **Laboratuvar bulguları:** Ciddi miktarlarda oluşabilen kusma ve yetersiz beslenme nedeniyle elektrolit bozukluklar, kansızlık ve kan proteinlerinde azalma durumları gastroparezi hastalarında görülebilir. Bu durumları ortaya çıkarmak amacıyla kan testleri yapılır.
- **Görüntüleme yöntemleri (Endoskopi):** Gastroparezi rahatsızlığı olabilme ihtimallerini düşündüren belirtileri olan hastalarda ülser, gastrit, mide fitiği ve kanser gibi gastroparezi ile aynı bulguları gösterebilen hastalıkları eleyip kesin teşhis koymak amacıyla mutlaka endoskopi yapılmalıdır. Endoskopi yönteminde, ince ve kıvrılabilir bir tüp ağızdan sokulup mideye indirilir. Hastayı işlem süresince rahatlatmak amacıyla endoskopi başlamadan öne hastaya damar yolundan sakinleştirici bir ilaç verilir. Kamera özelliği bulunan bu cihaz yardımı ile yemek borusu, mide ve on iki parmak bağırsağını kapsayan üst sindirim kanalındaki organların ayrıntılı bir şekilde görüntülü olarak incelenmesi mümkün olabilmektedir.
- **Mide boşalım zamanı ölçümü:** Bu test ile işaretlenmiş radyoaktif madde içeren katı ve sıvı gıdaların mideden boşalma zamanları ölçülür. Mide boşalım zamanındaki gecikme miktarı, gastropareziyi belirtir. Mide boşalım zamanı

ölçülmek istenen hastalara, içinde az miktarda radyoaktif madde (99m Tc) bulunan katı ve sıvı gıdalar farklı zamanlarda verilerek görüntüleme yöntemiyle mideden bu gıdaların boşalım süresi ölçülür. Gıda işaretlemede kullanılan radyoaktif madde miktarı çok düşük seviyede olmasından dolayı kullanılan yöntemin insan sağlığına bir zararı yoktur.

- **Elektrogastrografi:** Hastanın karın bölgesi cildine yerleştirilen yüzeysel elektrotlar yardımıyla mide kaslarının kasılırken oluşturduğu elektriksel aktivitenin kaydedilmesidir.
- **Gastroduodenal manometri:** Hastanın ağzından midesine ulaşan oradan da ince bağırsağına uzanan ve basınç ölçme yeteneğine sahip olan ince bir tüp yerleştirilip açlıkta ve yemek sonrasında hastanın midesinin oluşturduğu mide kası kasılmaları kaydedilir. Manometri işlemi doktora, mide ve ince bağırsağın ne kadar güçlü ve sık kasıldığını ve mide kasılmalarının ince barsak kasılmalarıyla koordine olup olmadığını gösterir.
- **SmartPill® (wireless capsule GI monitoring system):** pH, sıcaklık ve basıncı mikatırını ölçme yeteneğine sahip iri bir hap büyüklüğündeki bir kapsül hastaya yutturulur. Daha sonra mide ve bağırsaklar içinde kapsülün ilerleyişine ve dışarıya gönderdiği veriler incelenerek hastanın mide fonksiyonları hakkında bilgi edinilir. Yapılan işlem genelde 3-6 saat sürer ve kapsül 24-72 saat içinde dışkıyla vücut dışına atılır.

2.1.4. Gastroparezi Tedavisi

Gastroparezi tedavisinde aşağıdaki bilgiler dikkate alınarak hastaya göre uygun bir tedavi uygulanmalıdır;

- Hastanın yaşı, tıbbi geçmişi ve mevcut hastalığı
- Hastanın tedavide kullanılması planlanan ilaca, uygulanacak tedavi ve tanı yöntemlerine toleransı
- Hastanın yukarıdaki koşullar hakkında görüşü ve yöntem seçimi

Gastroparezi rahatsızlığı süreğen bir hastalık olduğundan dolayı tamamen tedavi edilmesi mümkün değildir. Fakat uygun yöntemler ile hastalığın semptomlarının kontrol altında tutulabilmesi mümkündür. Örneğin diyabetin sebep olduğu gastroparezi hastalığında birincil amaç, hastanın kan şekeri seviyesini kontrol altında tutmak ve sinirsel

rahatsızlıkların hasta üzerindeki şiddetini azaltmaktır. Gastroparezinin tedavi yöntemleri aşağıda ve Çizelge 2.2' de belirtilmiştir.

Tedavi	Etki mekanizması	Yan etki
Domperidon 3x10mg/gün	D2 reseptör antagonisti ve Ach esteraz inhibitörü	Nadir hiperprolaktiemi
Metoclopramide 3x10mg / gün	5-HT3 ve sentral D2 reseptör antagonisti	Distonik reaksiyonlar, tardiv diskinezi, ekstrapiramidal semptomlar, hiperprolaktinemi
Erythromycin 3x250mg / gün	Motilin reseptör agonisti	Bulantı, kusma, karın ağrısı, antibiyotik direnci
Bethanechol (Urecholin) 4x25mg / gün	Nonspesifik kolinerjik muskarinik reseptör agonisti	Tükürük salgısında artış, bulanık görme, karın ağrısı, idrar yapma güçlüğü
Botulinum toksin A (Botox)	Pilordaki sinaptik veziküllerden asetik kolin salınımını inhibe eder	-
Cerrahi	Gastrik dekompresyon, parsiyal gastrektomi ve Roux- en-Y gastrojejunostomi	Alkalin reflü gastriti, anastomoz ülseri
Gastrik pacing	Mide yüzeyine yerleştirilen elektrotlarla elektrik akımıyla stimülasyon	Yara enfeksiyonu, midede erezyon, ülser?

Çizelge 2.2: Gastroparezinin Tedavi Yöntemleri [2]

İlaçlar: Gastroparezinin tıbbi olarak tedavi edilmesi sırasında metoclopramide ve domperidone gibi ajanlar mide boşalmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Metoclopramide ve domperidone mide boşalmasını kolaylaştırmak amacıyla mide kasılmalarını artırmaktadır. Ayrıca gastroparezinin tıbbi tedavisinde kullanılan bu ilaçlar kusma refleksi kontrol edebilmeleri sebebiyle bulantı ve kusmayı önlemektedirler. Gastroparezi tedavisinde kullanılacak diğer bir ilaç eritromisinidir. Bir antibiyotik çeşidi olan eritromisin, mide ve bağırsaktaki motilin reseptörlerini mide kasılmalarını oluşturmak amacıyla uyararak boşaltıma yardımcı olmaktadır.

Diyet: Gastroparezi tedavisinde ilk adım olarak genellikle diyet uygulanmaktadır. Hastaların uygulayacakları diyet sırasında sindirimi yavaşlatmaları sebebiyle kafein, alkol, yağlı ve lifli yiyecekler tüketilmesi önerilmemektedir. Hastanın diyet esnasında lifli gıdaları tüketmesi ya ağızda iyice çiğnenip yutulması ya da yumuşak kıvama gelene kadar pişirilmeleri şartı ile önerilmektedir.

Gastrik uyarım (Mide duvarına pil yerleştirilmesi): Gastroparezi tedavisinde gastrik uyarım yeni bir uygulama olarak kalp piline benzer bir cihazla mide kasılmalarının uyarımlar ile oluşturulmasına dayanmaktadır. Uygulama esnasında laparoskopi metodu ile

mide çeperine çift kutuplu ince bir uyarım teli yerleştirilir. Çepere yerleştirilen kutuplar, karın derisine sabitlenen bir elektronik uyarım cihazına bağlanır. Yerleştirilen cihaz, midede uyarım ile oluşturulacak kasılmalarını sağlamak üzere hastalığın seyrine göre gerekli uyarım seviyelerinde ayarlanabilmektedir.

Endoskopik yöntemler: Botulinum kaslarda oluşacak kasılmaları baskılayan bir çeşit zehirdir. Endoskopik olarak midenin çıkış kaslarına enjekte edilebilmektedir. Bu şekilde uygulanan botulinum mide çıkış kapağındaki (pilor bölgesi) kasları gevşeterek mide kapağının devamlı açık kalmasına sebep olup mideden sindirilecek olan gıdaların hızlı bir şekilde ilerlemesine olanak tanımaktadır. Hastaya uygulanan tedaviler başarısız olduğunda karın duvarından geçilerek ince bağırsağa beslenme tüpü yerleştirilmesi olarak bilinen endoskopik jejunostomi işlemi uygulanabilmektedir. Yerleştirilen tüp sayesinde hastanın tükettiği yiyecekler mideye gelmeden direkt ince bağırsağa gidebilmektedir. Endoskopik jejunostomi, tıbbi tedaviyle uygulanarak sonuç elde edilemeyen gastroparezi hastalarında ileri derecede beslenme bozukluğu oluştuğunda tercih edilmektedir.

Cerrahi yöntemler: Mide ile ince bağırsak arasında oluşturulacak kanal yardımıyla mide içindeki gıdaların ince bağırsağa geçişini kolaylaştırmak için gastroenterostomi olarak tanımlanan cerrahi işlem uygulanabilmektedir. Bu yöntemin sağlıklı bir şekilde uygulanabilmesi için mide sonrasındaki ince bağırsaklarda herhangi bir engel olmadığını bilinmesi gerekmektedir. Gastroenterostomi ameliyatlarında bağırsaklarda bulunan safranın mideye geri kaçmasını önleyici cerrahi teknikler tercih edilmektedir.

Parenteral (Damar yolu ile) beslenme: Parenteral beslenme yönteminde hastanın göğüs içinde bulunan büyük toplardamarlarından birisine cerrahi yöntemler aracılığıyla yerleştirilen bir kateter ile vücuda besleyici solüsyonlar verilmektedir. Parenteral beslenme yönteminde hastaya verilen besin maddeleri sindirim sistemine uğramadan doğrudan kana karışmaktadır. Bu yöntem kronik kateter uygulaması sırasında oluşabilecek iltihap ve emboli gibi ciddi sorunlar sebebiyle ağız yoluyla beslenme olanağı bulunmayan gastroparezi hastalarına uygulanmaktadır [1], [2], [3], [4].

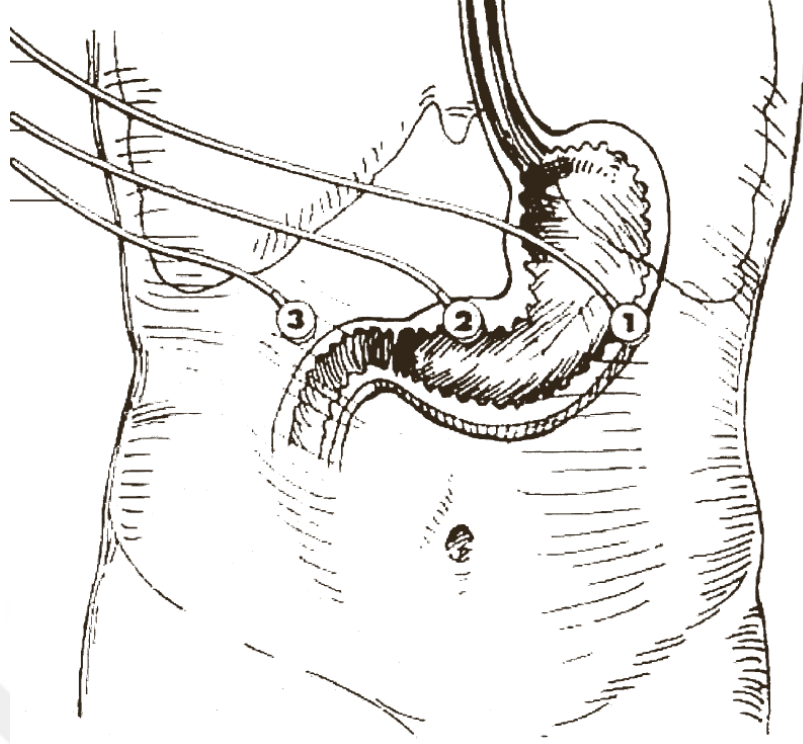
2.2. Elektrogastrografi

Midenin elektriksel aktivitesi elektriksel kontrol aktivite (EKA) ve elektriksel tepki aktivitesi (ETA) olmak üzere iki ana gruba ayrılır. EKA midenin korpus kısmında bulunan adım üreticiden kaynaklı, mide kapısına doğru dairesel bantta artan hızla ilerleyen

düzenli tekrar eden elektriksel potansiyeller olarak nitelendirilmiştir. EKA, ETA olarak belirtilen aksiyon potansiyelleriyle birleşmemiş ise mide kasılmaları ile ilişkili değildir. Birçok standardize elektrot yerleşim pozisyonlarıyla abdominal duvarda deri üzerinden ölçümü alınan EGG sinyallerinde genel pratik kanı ileriki analizlerde kullanmak üzere genliği en yüksek olan sinyallerin ölçülmesidir. Bununla beraber kaydedilen sinyaller kardiyak, solunum, duodenal ve kolonik elektriksel aktivite gibi istenmeyen çevresel arka plan gürültü sinyallerinden görece zayıf ve ayırt etmesi güç olabilmektedir. Bu sebepten dolayı EGG sinyallerinin direkt görsel analizi problematiktir. EGG sinyalleri genellikle genlik ve frekanslarındaki değişimlere bakılarak değerlendirilir. EGG sinyalinin normal frekansı (3cpm) dışındaki dalgalanmalar taşigastriya veya bradigastriya olarak değerlendirilebilir. Taşigastriya midenin kasılma hareketlerinin normalden hızlı, bradigastriya ise normalden yavaş olması hastalıklarıdır.

EGG gastroparezi dâhil gastrik hareket bozukluğu ve fonksiyonel sindirim güçlüğü olan bireyler üzerindeki çalışmalarda kullanılmıştır. Gastrik hareket bozukluğu tedavisinde incebağırsaktaki kasılmaların ritmini bozmadan, sıklığını arttıran ya da kasılmaları daha güçlendiren ilaç olan prokinetik ajanlar kullanılmaktadır. Gastrik boşalma, boşalma verimliliği üzerine yoğunlaşırken; EGG, miyoelektrik aktivite üzerine yoğunlaşmış altındaki sebepleri araştırmaktadır. Deriden ölçümü alınan EGG literatüre gastrik hareket bozukluğunun tanısında araştırılmakta olan bir yöntem olarak geçmiştir [5], [6], [7], [8], [9].

Yüzey elektrotları ile yapılan ölçümlerde sinyalin gürültüye oranının ('*Signal-to-Noise Ratio*', SNR) çok düşük olduğu belirtilmektedir. Gürültü oranının bu denli büyük olmasının başlıca sebebi solunum sinyalleridir. Kalpten farklı olarak midenin elektriksel sinyallerinin ilerleyici belirli bir yolu bulunmamaktadır. Sinyaller dairesel bir şekilde midenin belirli bir bölgesinden ilerlerken solunum sebebiyle oluşan kas hareketlerinin elektriksel sinyalleri midenin elektriksel sinyallerinde okuma esnasında gürültü olarak görülmektedir. Yapılan çalışmalarda mide sinyallerinin net bir şekilde ölçülebilmesi için yüksek geçiren sonlu tepki cevaplı filtrelerin (FIR) kullanılması uygun görülmüştür. Solunum sinyallerinin frekansının ölçüm yapılmak istenen sinyallerin frekansına çok yakın olması sebebiyle geleneksel bant geçiren filtrelerin kullanılmadığı belirtilmiştir. Ölçüm yapılırken kullanılan elektrotların pozisyonları Şekil 2-1'de belirtilmiştir. Kullanılan elektrotlar aktif Ag-AgCl elektrotlardır. Çalışmada yüzeysel elektrot yerleşimi kullanılmıştır.



Şekil 2-1: Abdominal Bölgeye Yerleştirilen Elektrotların Pozisyonları [42]

Şekil 2-1’ de belirtilen 1. 2. ve 3. bölgelerden sinyaller tek kutuplu olarak ölçülmüştür. 1 numaralı bölgeye kırmızı, 2 numaralı bölgeye beyaz, 3 numaralı bölgeye ise referans elektrotu olan siyah elektrot yerleştirilmiştir. Sinyaller ölçülürken ilk olarak genlikleri yükseltilmiş daha sonra belirli bir bant genişliği olan filtrelerden geçirilmiştir. Daha sonra bu sinyal belirli bir örnekleme sıklığına sahip veri kaydetme cihazları ile bilgisayar ortamına alıp bazı filtreleme ve sinyal işleme teknikleri kullanılarak anlamlı hale getirilir [10]. Daha detaylı anlatıma donanım kısmının anlatıldığı ilgili bölümde değinilecektir.

Elektrogastrografi ile ilgili yapılan gözlemler aşağıda belirtilmiştir [11]:

- Midenin elektriksel aktivitesi zayıftır. Ölçülen sinyaller birbirleriyle çakışmaya ve dışarıdan etkilenmeye müsaittir, bu sebeple oluşacak olası gürültülere karşı iyi önlemlerin alınması gerekmektedir.
- Sinyal ölçümleri genellikle kişi aç durumdayken yapılmaktadır. Distal mide kısmı küçüktür ve elektriksel olarak daha aktiftir. Bu yüzden eğer kişide taşigastriya var ise bu sinyaller ince bağırsağın elektriksel aktivitesiyle kolayca karıştırılabilir.
- Midenin pozisyonu, şekli ve yönelimi kişiye bağlı olarak farklılık gösterebilir.

- Elektrotların doğru pozisyonlara yerleştirilmesi yavaş dalganın yayılım yönünün gözlenmesinde kritik öneme sahiptir.

Son yıllarda gastroparezi ile ilgili yapılan çalışmalarda mide sinyallerinin alınmasına değil bu sinyallerin işlenip anlamlı hale getirilmesine ve mide hareketlerini hızlandırıcı uyarım sinyallerinin oluşturulmasına ağırlık verilmiştir.

Elektrogastrografi sinyallerinin anlamlandırılmasında en sık kullanılan yöntem periodogram metodudur.

Herhangi bir zaman serisi değişen genlik ve frekanslarda sinüs ve kosinüslerin kombinasyonu olarak tanımlanabilir. Bu durum zaman serisinde periyodikliği incelemek adına kullanılabilir. Periodogram zaman serisindeki baskın frekansları incelemek için kullanılır. Periodogram grafiğinde alınan sinyalde bir frekansa göre herhangi bir salınım modelinin diğer frekanslardaki göreceli benzerliği ölçülür [12]. Periodogram yöntemi Fourier dönüşümü temelli bir yöntemdir.

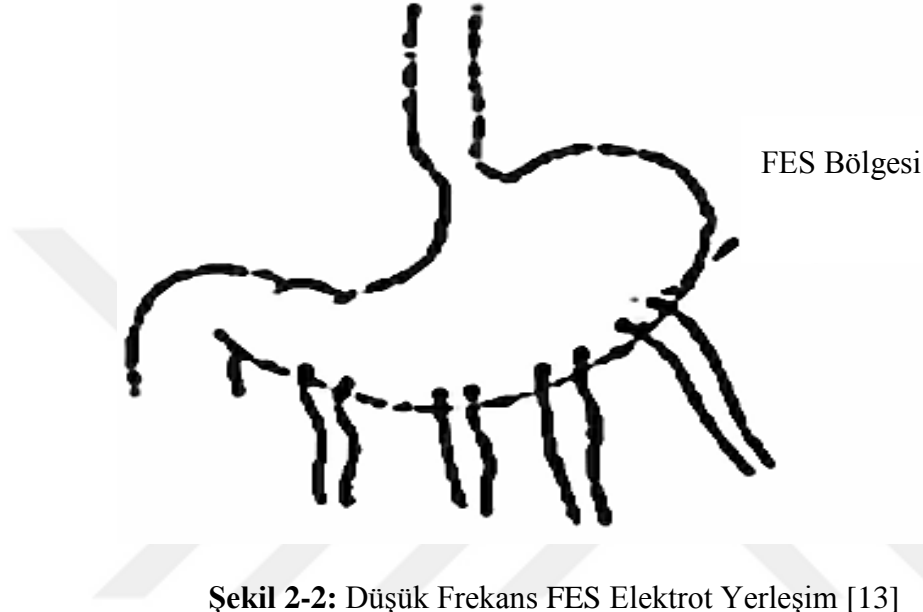
Konumuzla ilgili örnek vermek gerekirse sağlıklı bir bireyin mide sinyalleri kaydedilip periodogram metodu ile incelenip periodogram grafiği çizilirse 3cpm civarında bir tepe noktası olduğu görülecektir. Yani bireyin mide sinyalindeki baskın frekansın midenin elektriksel aktivite sinyal frekansı olan 3cpm civarında olduğu gözlenecektir.

Mide hareketlerinde sinyallerdeki periyodikliği incelemek adına periodogram metodu frekans düzleminde spektral analiz metotları ile uygulanır.

2.3. İşlevsel Elektriksel Uyarım (İEU)

İşlevsel elektriksel uyarım gastroparezi hastalığının tedavisinde diğer yöntemlere göre yeni uygulanmaya başlayan bir tedavi yöntemidir. Literatürde genellikle mide yüzeyine uygulanmaktadır. Ancak bazı çalışmalarda deri yüzeyinden de uygulanmaktadır. Bu tedavi yöntemi temel olarak iki yönetime ayrılmaktadır. Bunlar düşük frekans ve yüksek frekans elektriksel uyarımlardır. Düşük frekans ile uyarım metodunda uyarım yavaş dalga elektriksel frekansı olan 3cpm civarında veya biraz daha yüksek olacak şekilde yüksek enerji ile (300ms süresince) uygulanır. Yüksek frekans ile uyarım metodunda uyarım frekansı 12cpm civarında olacak şekilde düşük enerji ile (330µs süresince) uygulanır.

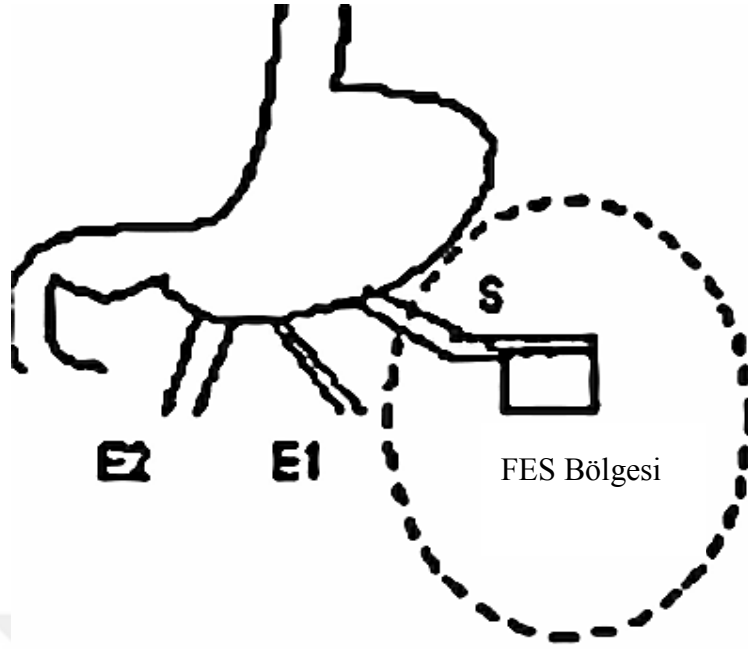
Düşük frekans FES uygulamasındaki elektrot yerleşim pozisyonları Şekil 2-2' de gösterilmiştir. Elektrotlar hastaların beslenmesine yardımcı olan J-tüpü yerleşim ameliyatı olan laparotomi sonrasında midenin seroza yüzeyine pilor ile orta-korpus arasına 4 çift olacak şekilde yerleştirilmiştir. Elektrotlardan en yakını pilordan 2 cm ile 4 cm uzaklığa yerleştirilmiştir. Her elektrot kendi çiftinden 1 cm uzaklığa, çiftler de kendi aralarında 4 cm uzaklık olacak şekilde konumlandırılmıştır.



Şekil 2-2: Düşük Frekans FES Elektrot Yerleşim [13]

Yüksek frekans FES uygulamasındaki elektrot yerleşim pozisyonları Şekil 2-3' te gösterilmiştir. Elektrotlar laparotomi ameliyatı sonrasında 2 tanesi kalıcı olmak koşuluyla pilordan 9,5 cm ile 10,5 cm arasındaki uzaklığa yerleştirilmiştir. Bu elektrotlara ek olarak yerleştirilen 2 çift elektrot uyarım sonrası gastrik miyoelektrik aktiviteyi izlemek için sırasıyla 3,5 cm ile 4,5 cm ve 5,5 cm ile 6,5 cm arasındaki uzaklıklara yerleştirilmiştir. Sinyalleri izlemek için kullanılan elektrotlar kardiyak uyarım amacıyla kullanılan elektrotlarla aynı yapı ve özelliktedir. Sinyal izleme elektrotları mideye geçici olarak yerleştirilmiştir.

İki teknik arasındaki uyarım farkında düşük frekans için kullanılacak uyarım cihazı vücut dışında tutulmuştur. Yüksek frekans ile uyarım cihazı hem vücut içinde tutulabilmekte hem de vücut dışında tutulabilmektedir. Vücut içinde tutulan yüksek frekans ile uyarım cihazında cihaz midenin abdominal duvarın üzerinde bulunan deri altı cebine yerleştirilmiştir. Vücut içinde ve dışındaki yerleştirmedeki fark cihazlar arasındaki uyarım akım miktarıdır. Vücut dışına yerleştirilen cihazda daha yüksek akımlar kullanılmaktadır.



Şekil 2-3: Yüksek Frekans FES Elektrot Yerleşim Pozisyonları [13]

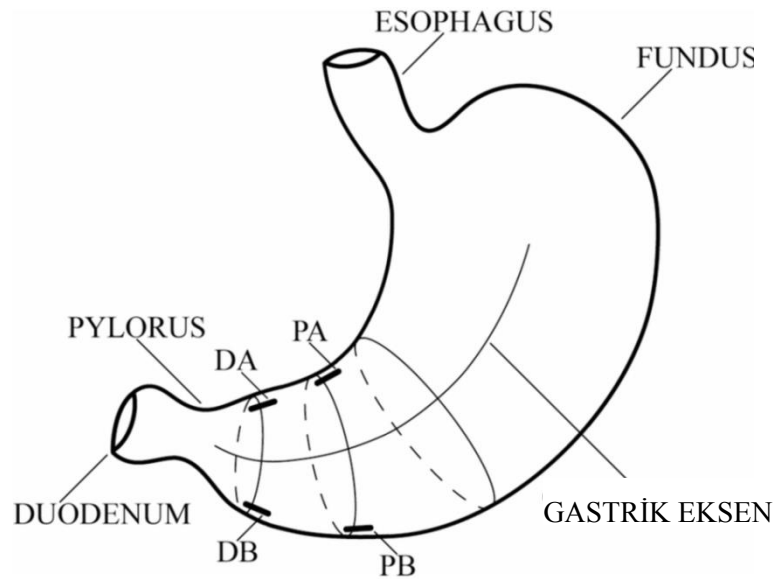
4 hasta ile yapılan çalışmada düşük frekansla yapılan tedavi denemesinde tüm hastaların gastrik miyoelektrik aktivitelerinde gelişmeye rastlanmıştır. Bu gelişme sonrası hastaların yavaş dalga sinyallerinin genliklerinde yükselmeler gözlenmiştir. Aynı zamanda tüm hastalarda gastrik boşalma durumlarında da gelişmeler gözlenmiştir. Bu 4 hastadan birinde ise gastrik boşalma tamamen normal duruma gelmiştir. Normal koşulda yemekten 4 saat sonra midede kalan miktar ilk miktarın %10'undan daha azdır [13].

Yüksek frekans ile yapılan çalışmalarda hastaların gastrik miyoelektrik aktivitelerinde gelişmeye rastlanmıştır. Bu gelişme sonrası hastaların yavaş dalga sinyallerinin genliklerinde yükselmeler gözlenmiştir. 2 hastanın gastrik boşalmalarında gelişme gözlenirken 2 hastanın gastrik boşalımında bunun aksine kötüleşme gözlenmiştir. 3 aylık uygulamadan sonra yavaş dalganın yayılma hızında gelişme gözlenmiştir. Yüksek frekans ile yapılan çalışmaların en büyük etkilerinin gastroparezinin belirtileri olan bulantı ve kusma üzerinde olduğu gözlenmiştir. Birkaç haftalık uygulamalarda bile bulantı ve kusmada gözle görülür gelişmeler gözlenmiştir. Yüksek frekans ile uyarımda gastrik boşalma bazı çalışmalarda iki ayrı durum için incelenmiştir. İlki gastrik sıvı boşalımı ve diğeri ise gastrik katı boşalımıdır. Kısa süreli olan (1 - 2 hafta) yüksek frekans uyarım uygulamalarında gastrik sıvı boşalmalarında iyileşme gözlenmiştir. Gastrik katı boşalmaları için 6 ay gibi uzun süreli uygulamaların gerektiği belirtilmiştir. Yüksek

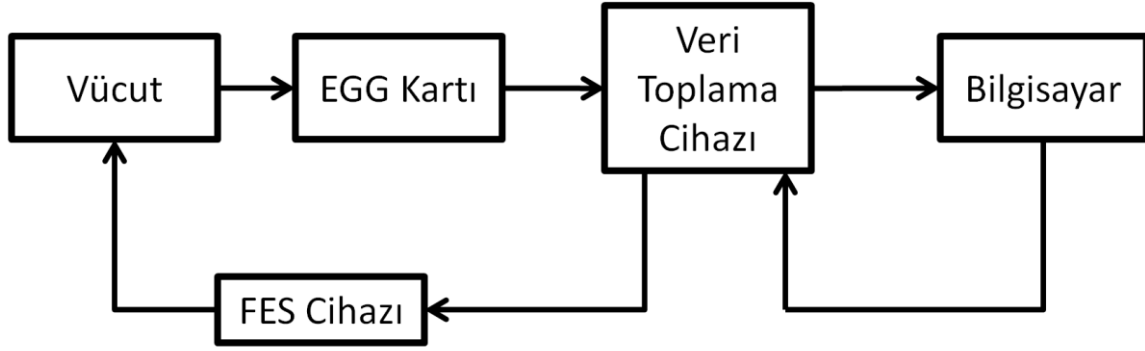
frekans uygulamalarının yavaş dalga üzerindeki etkinin uyarım sinyalinin genliğine bağlı olduğu belirtilmiştir. Uyarım sinyalinin genliği 1mA – 4mA arasında değiştirilip çalışmalar değerlendirilmiştir. Sonuç olarak 4mA genlikte uygulandığında yavaş dalga frekansında %10'luk artış, 2mA uygulandığında %7,4'lük artış ve 1mA uygulandığında %1,5'lük artış gözlenmiştir [13-16].

Yüksek frekans ile uyarımda genellikle kullanılan uyarım cihazlarının özellikleri; genlik 80-150 mA arası, atım süresi 50-1000µs arası, atım frekansı 10-200Hz arası ve dalga şekli çift fazlı olarak özetlenebilir. Çift fazlı dalga şekli kullanılmasının en önemli sebebi uyarım sırasında dokuda indüklenen akımdan dolayı oluşan yüklerin dengesini sağlamak içindir. Dokuda uyarım sırasında oluşabilecek herhangi bir yük dengesizliği dokunun zarar görmesine sebep olabilmektedir [40].

Yukarıda anlatılan tekniklere ek olarak gastrik elektriksel sinir uyarım ('*Neural Gastric Electrical Stimulation*', NGES) metodu iki tekniğin karışımı olarak literatüre geçmiştir. Temel olarak sinirlerin uyarılıp bunların da kasların kasılmasına sebep olma durumu kabul edilmiştir. Bu teknik mikroişlemci tabanlı çok kanallı yüksek frekans ve yüksek enerjili gastrik kasılmaları tetikleyip yönlendiren bir yöntemdir. Şekil 2-4' te NGES yönteminde kullanılan elektrot yerleşim pozisyonları gösterilmiştir. Elektrotlar 2 kanallı olarak DA, DB ve PA, PB şeklinde yerleştirilmiştir. Elektrot sayısı farklılık gösterebilmektedir. Elektrotlara verilen sinyallerin genlikleri, birbirleri üzerine binme miktarları, frekansları ve açılış kapanış zamanlamaları mikroişlemci ile ayarlanabilmektedir. Örnek uyarım sinyalleri Şekil 2-5' te gösterilmiştir.



Şekil 2-4: NGES Yöntemindeki Elektrot Yerleşim Pozisyonları [18]



Şekil 2-6: Öngörülen Model Blok Diyagramı

Öngörülen modeldeki vücut bloğunda sinyaller Ag/AgCl aktif yüzey elektrotlar ile Şekil 2-1'deki gibi bağlanıp tek kutuplu olarak EGG kartına aktarılmaktadır. EGG kartı elektrotlardan alınan sinyali yüksek hassasiyetteki işlemsel yükselteç ile algılayıp yüksek seviyeye çıkardıktan sonra temel bir donanımsal filtreden geçirmektedir. Filtrelenmiş olan sinyal farksal analog sinyal olarak veri toplama cihazı tarafından algılanıp bilgisayara aktarılmaktadır. Algılanan sinyal bilgisayar tarafından yazılım ile işlenip hastalık tespiti yapılmaktadır. Tespit edilen sonuçlara göre veri toplama cihazına sinyal gönderilip bu sinyal ile FES cihazı tetiklenmektedir. Son aşama olarak ise FES cihazı yüzey elektrotlar ile vücuda tedavi sinyalleri uygulamaktadır. Öngörülen modeldeki bloklar detaylı şekilde ilerleyen bölümlerde anlatılacaktır.

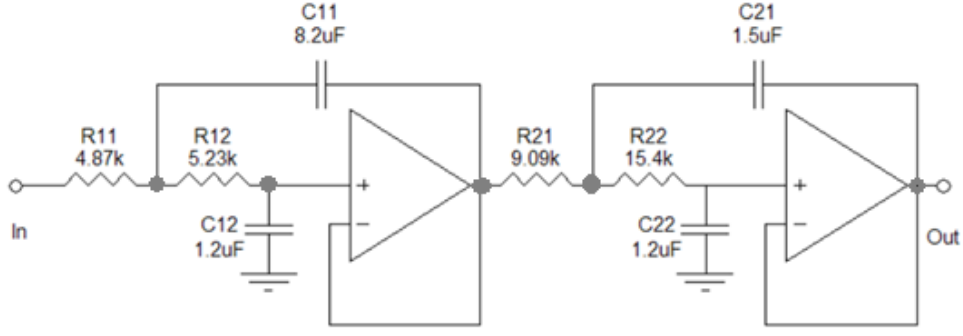
3. EGG Donanımı

3.1. Temel Bileşenler

Elektrogastrografi donanımı tasarlanırken temelde kaynaklarda bulunan Elektrokardiyografi (EKG) donanımları incelenmiştir [19]. Bu donanım düşük genlikte olan mide sinyallerinin yüksek hassasiyette ve düşük gürültüde algılanmasına olanak tanımaktadır. Tasarlanacak olan donanım insan vücudu üzerinde kullanılacağı için tasarım sırasında bu durumun dikkate alınması gerekliliği mevcuttur. Güvenli olması sebebiyle donanım 9Volt seviyesindeki bataryalar ile çalışabilecek şekilde tasarlanmıştır. Donanım tasarımı yapılırken sırasıyla filtre tasarımı, Enstrümantasyon yükselteci tasarımı, kaydırma sinyali üretimi tasarımı, tampon yükselteci tasarımı, baskı devre kartı tasarımı ve veri toplama cihazı adımları gerçekleştirilmiştir.

3.1.1. Filtre Tasarımı

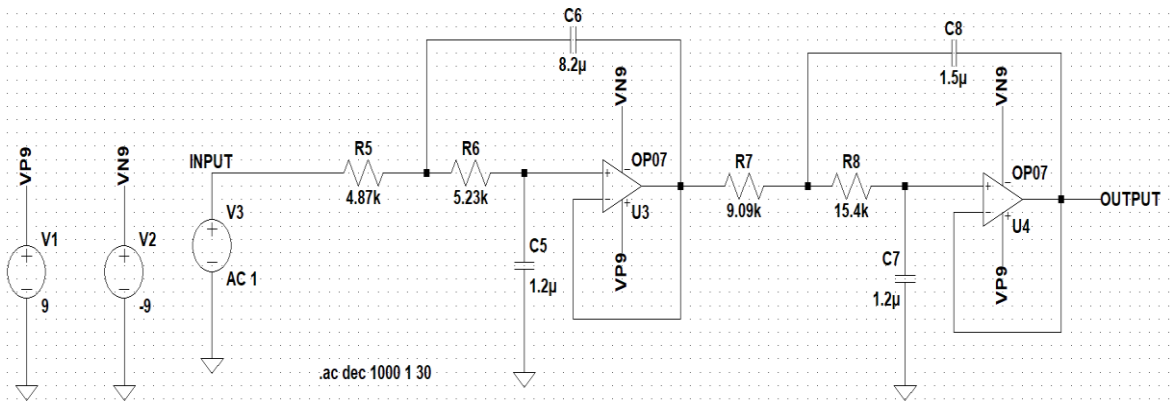
Tasarlanacak olan filtre donanım üzerinde gerçekleştirileceği için çok keskin kesim frekansına sahip filtre tasarlanması durumu zordur. Ayrıca mide sinyallerinin frekanslarının çok düşük olması sebebiyle tasarlanacak olan filtrenin hem düşük kesim frekansında olması hem de yüksek seviyede keskinliğinin olması uygulanabilirliğini azaltmaktadır. Bu sebeplerden dolayı kart üzerindeki filtrenin vücuttan baskın genlikte gelebilecek olan kalp sinyalleri ve solunum sinyalleri gibi parçaları yok edebilecek sınırdaki olmasının yeterli olacağı değerlendirilmiştir. Sonuç olarak filtrenin 10Hz' lik kesim frekansına sahip düşük geçiren filtre olmasına karar verilmiştir. Filtre topolojisi olarak Sallen-Key topolojisi kullanılmıştır. Sallen-Key filtresi, daha yüksek seviyeli filtreleri tasarlamak için art arda kullanılabilir. 2. derece filtre aşamalarını oluşturmak için kullanılabilen, çok popüler bir aktif filtredir. İşlevsel yükselteç filtre aşamaları arasında tamponlama özelliğini sağlar; böylece her bir aşama diğerlerinden bağımsız olarak tasarlanabilir. Bu devreler, karmaşık eşlenik kutuplara sahip filtreler için uygundur [20]. Tasarlanan filtrenin devre şeması Şekil 3-1' de gösterilmiştir.



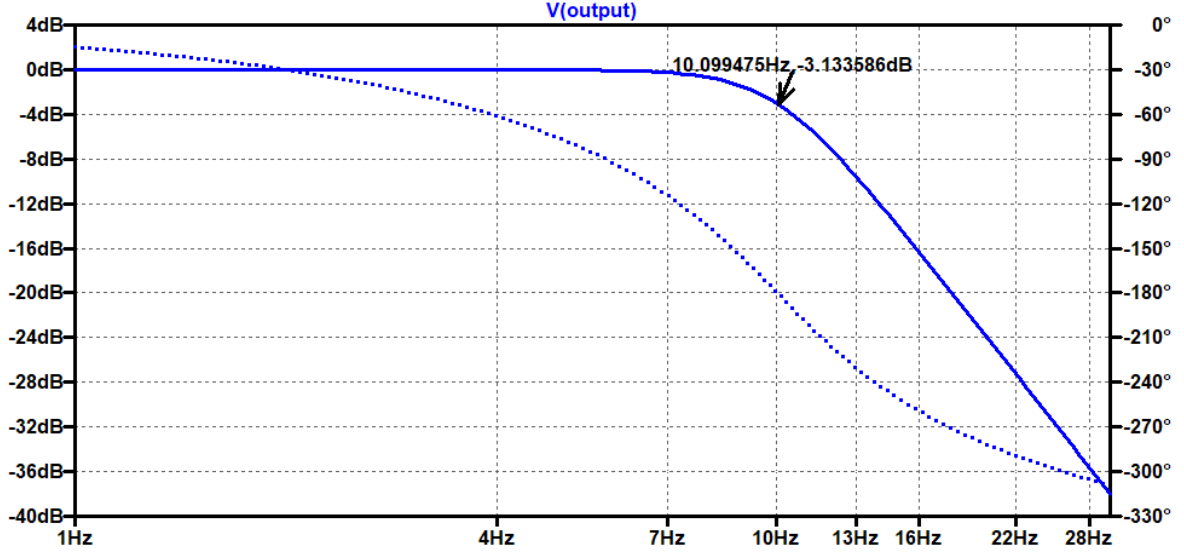
Şekil 3-1: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Devre Şeması

Aktif filtrede işlemsel yükselteç olarak OP07 kullanılmasının uygun olacağı değerlendirilmiştir. OP07 silikon üretim aşamasında ayarlanmasından dolayı çok düşük giriş gerilim kaydırma gerilimine sahiptir. Bu sebepten dolayı fazladan gerilim sıfırlama devresine olan ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır. OP07 işlemsel yükseltici donanımımıza uygun şekilde +9V ve -9V seviyelerinde gerilimle beslemeye uygundur. OP07 düşük giriş gerilim kaydırma ve yüksek açık döngü kazancı sebebiyle bizim uygulamamız gibi yüksek kazançlı enstrümantasyon uygulamaları için kullanışlı bir devre elemanıdır [21].

Teorik olarak tasarlanan filtrenin test edilmesi amacıyla LTSpice devre benzetim programı kullanılmıştır. Yapılmış olan benzetim devresi Şekil 3-2'de, sonucu ise Şekil 3-3'te gösterilmiştir. Benzetim sonucuna göre -3dB kazanç karşılık gelen 10Hz frekans seviyesi tasarladığımız filtrenin teorik açıdan uygun olduğu bilgisini göstermektedir.



Şekil 3-2: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Benzetim Devre Şeması



Şekil 3-3: 10Hz'lik Düşük Geçiren Filtre Benzetim Sonucu

3.1.2. Enstrümantasyon Yükselteci Tasarımı

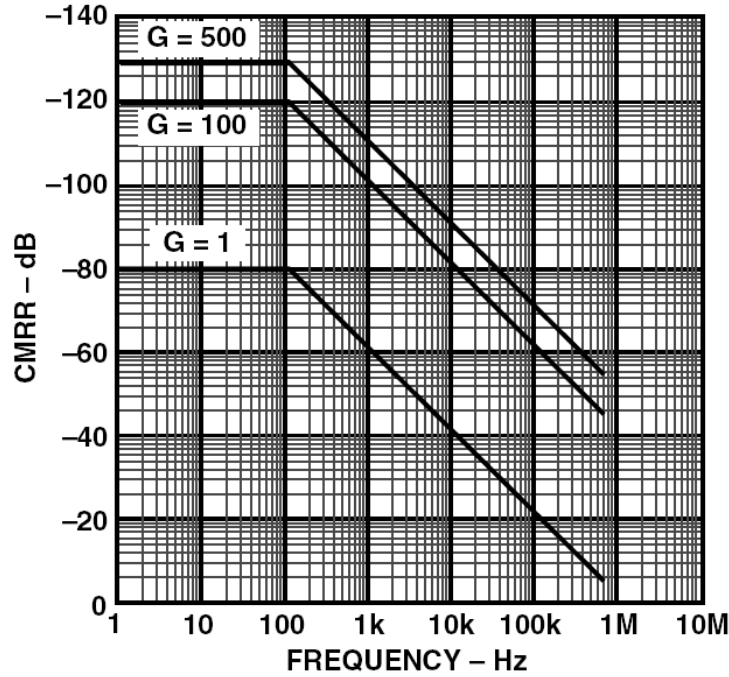
Mideden alınacak olan kas kasılma sinyallerinin çok düşük genlikte ($10\mu\text{V}$ - $100\mu\text{V}$) olmasından dolayı yüksek hassasiyette ölçüm yapabilen devre elemanlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlar için enstrümantasyon yükselteçleri ideal çözümlerdir. Enstrümantasyon yükselteçleri, bir referans terminaline göre diferansiyel veya tek uçlu olabilen bir diferansiyel girişe ve çıkışa sahip hassas kazançlı bloklardır. Bu cihazlar her iki girişte de ortak olan herhangi bir sinyali reddetmek için iki giriş gerilimi arasındaki farkı yükseltir. Enstrümantasyon yükselteçleri, DC hassasiyetinin ve kazanç doğruluğunun gürültülü bir ortamda muhafaza edilmesi gereken ve yüksek ortak kip sinyallerinin (genellikle AC güç hattı frekansında) olduğu birçok endüstriyel, ölçüm, veri toplama ve tıbbi uygulamalarda yaygın şekilde kullanılmaktadır [22].

Tasarlanacak olan donanımda Analog Devices firmasının AD624 entegresinin kullanılmasının uygun olacağı değerlendirilmiştir. AD624, başlıca düşük seviyeli algılama devreleri ve yük hücrelerinde kullanımı tercih edilen yüksek hassasiyetli, düşük gürültülü bir enstrümantasyon yükseltecidir. Düşük gürültü, yüksek kazanç doğruluğu, düşük sıcaklık katsayısı ve yüksek doğrusallık özelliklerinin birleşimi AD624' ün yüksek çözünürlüklü veri toplama uygulamaları için kullanımını idealleştirmiştir [23]. AD624 entegresinin en önemli özelliği yüksek CMMR değerine sahip olmasıdır. Teorik olarak bir sinyal işlevsel yükseltecin girişlerine eşit şekilde uygulandığı zaman hem diferansiyel giriş

hem de diferansiyel çıkış gerilimi bu durumdan etkilenmemelidir. Pratikte ortak kip sinyallerindeki değişimler çıkış gerilimini etkilemektedir. İşlevsel yükseltecin ortak kip kazancının diferansiyel kazancına oranı ortak kip reddetme oranı (*'Common Mode Rejection Ratio'* CMRR) olarak anılır. CMRR dB cinsinden belirtildiği zaman, genellikle ortak kip reddetme (*'Common Mode Rejection'* CMR) olarak anlaşılır [24]. Denklem 3.1' de CMRR ve CMR ilişkisi gösterilmiştir.

$$CMR = 20 \log_{10} CMRR \quad (3.1)$$

Donanım tasarımında AD624 entegresinin en yüksek kazanç değeri olan 1000 kazanç seçilmiştir. 1000 kazanç değerinde CMRR değerinin en küçük değerinin -130dB bilgisi Şekil 3-4' te gösterilmiştir. Bu bilgi sonucunda en az ortak kip gürültü bastırma oranının yaklaşık olarak 3.2×10^6 olacağı hesaplanmaktadır. Bu değer istediğimiz performans için olumlu olarak kabul edilmiştir.

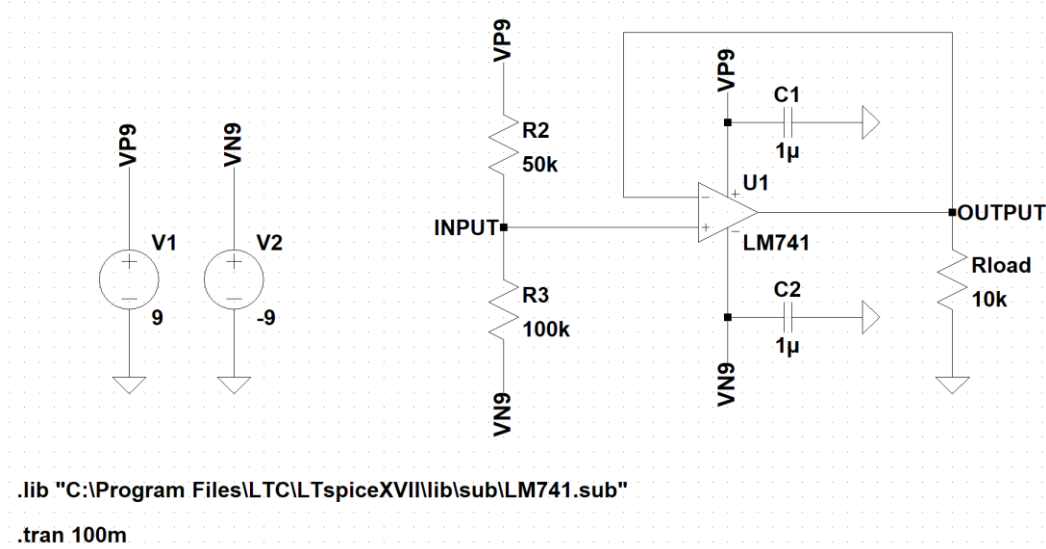


Şekil 3-4: AD624 Frekans-CMRR Eğrisi [23]

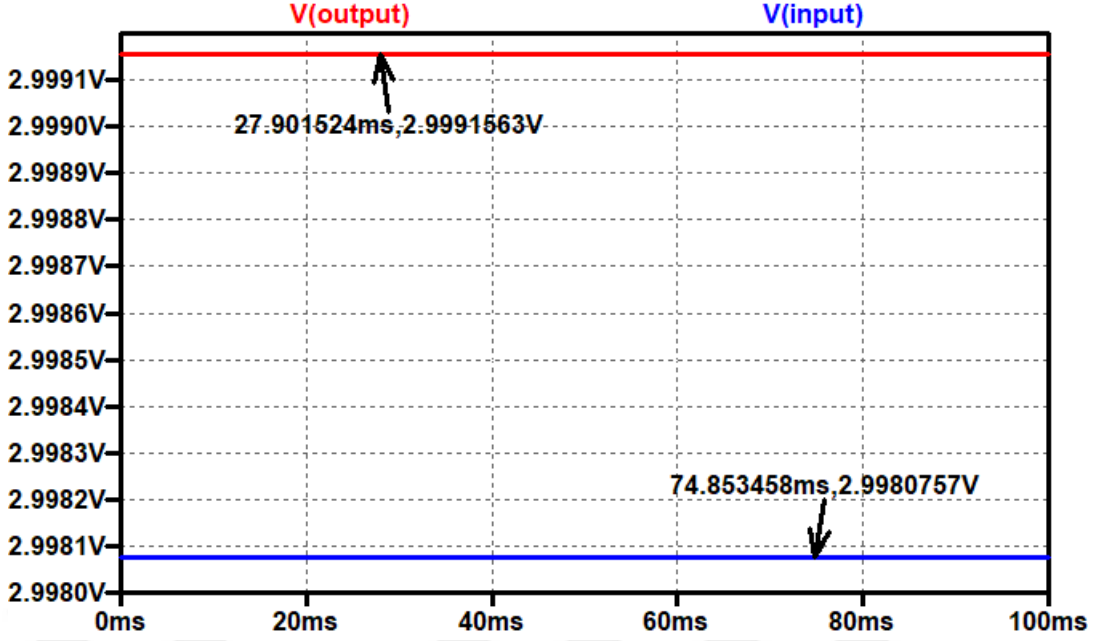
AD624 entegresinin PSRR değerine bakmak da devrede oluşacak gürültü açısından önemlidir. Her ne kadar tasarlanan donanım 9V' luk bataryalar ile çalışacak olsa da PSRR değerinin 130dB olması dışarıdan besleme gerilimlerine gelebilecek gürültülerin yok edilmesi açısından önemlidir.

3.1.3. Kaydırma Gerilim Sinyali Üretimi

Tasarlanacak olan kaydırma gerilimi sinyal üretimine AD624 enstrümantasyon yükseltici entegresi için ihtiyaç duyulmaktadır. Bu üretilecek sinyal ile AD624 çıkışındaki gerilim seviyesinin istenilen seviyelere kaydırılabilmesi mümkün hale gelmektedir. Kaydırma geriliminin el ile ayarlanabilmesi için 220K Ω ' luk potansiyometrenin uçlarına besleme gerilimleri verilerek orta bacağından gerilim üretilmiştir. Üretilen gerilim genel amaçlar için kullanılan LM741 işlevsel yükseltici ile tamponlanıp AD624 entegresinin 6 numaralı referans bacağına bağlanmıştır. Yapılmış olan kaydırma gerilim üretiminin LTSpice programıyla benzetimi yapılmıştır. Benzetim devre şeması Şekil 3-5' te gösterilmiştir.



Şekil 3-5: Kaydırma Gerilimi Sinyali Üretimi Benzetim Devre Şeması



Şekil 3-6: Kaydırma Gerilimi Sinyal Üretimi Benzetim Sonucu

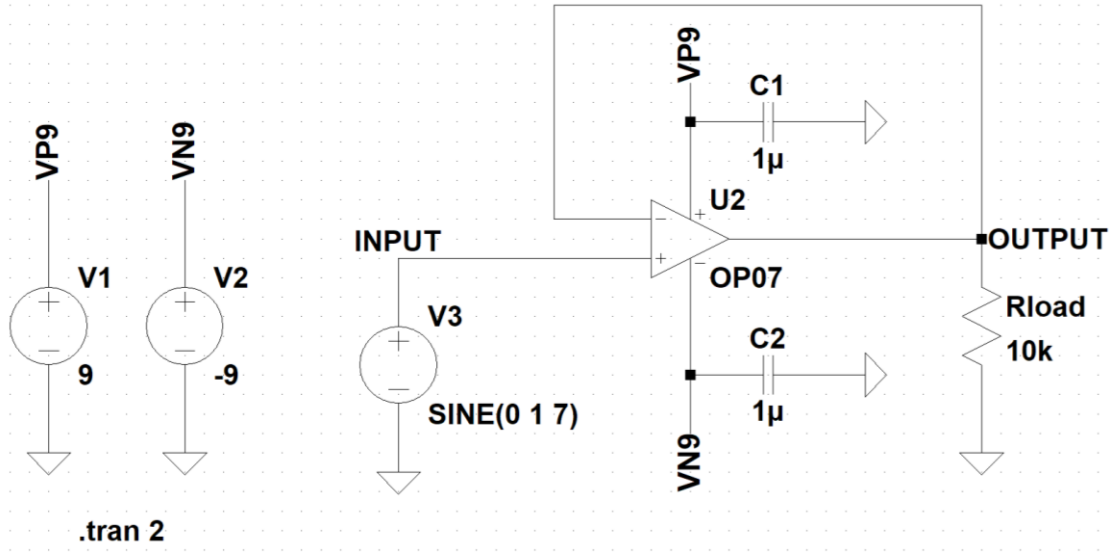
Şekil 3-6’ da gösterildiği üzere devrenin giriş ve çıkış sinyalleri arasında 1mV seviyesinde bir fark bulunmaktadır. Bu farkın sebebi ilgili dokümanda söylenen işlevsel yükseltecin giriş gerilim kaydırma miktarıdır [25]. Oluşan bu farkın ölçümlerimizi etkilemeyeceği düşünülüp çalışmalara devam edilmiştir.

3.1.4. Tampon Yükselteci Tasarımı

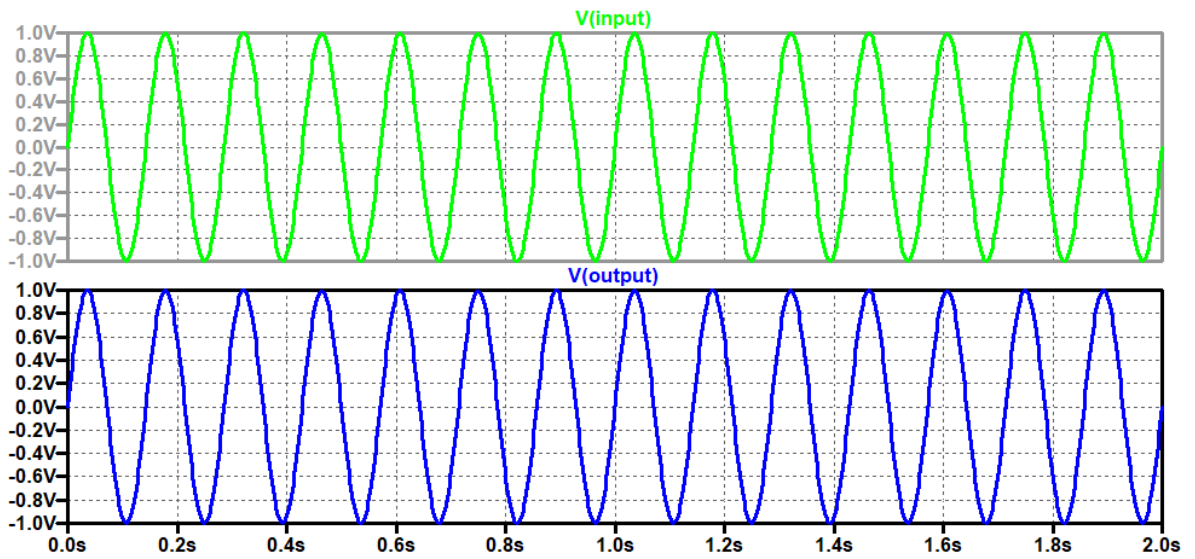
Tampon yükselteci tasarımı EGG kartında enstrümantasyon yükselteci sonrasında filtre çıkışına konulması amacıyla tasarlanmıştır. Gerilim tampon yükselteçleri yüksek çıkış empedansına sahip bir devreden düşük giriş empedansına sahip bir devreye gerilim aktarmak amacıyla kullanılır. Tampon yükselteci çıkış devresinin giriş devresinde kabul edilemez şekilde yüklenmesini ve istenilen çalışma durumuna müdahale etmesini engeller. Tampon yükselteçlerinin giriş empedansları teorik olarak sonsuz çıkış empedansları ise sıfırdır. Ayrıca tampon yükselteçleri giriş sinyalinin hızına bakılmaksızın mükemmel doğrusallık ile birlikte anlık çıkış gerilim taleplerini karşılamak için uygulamalarda kullanılmaktadırlar [26].

Tasarlanacak olan tampon yükselteci için donanım üzerinde herhangi bir ihtiyaçta kullanılmak üzere kazanç yükselteci altyapısı kullanılmıştır. Tampon yükselteci için

filtrelerde kullanılan OP07 entegresinin uygunluğu değerlendirilmiştir. Kazanç değeri 1 olarak tasarıma devam edilmiştir. Tasarlanan tampon yükselteci LTSpice programı ile benzetim çalışması yapılmıştır. Yapılan benzetim çalışması devre şeması Şekil 3-7’ de gösterilmiştir. Benzetim yapılırken devre girişine 1V tepe geriliminde 7Hz frekansındaki sinüs dalgası uygulanmıştır. Devre çıkışı 10kΩ’ luk yük ile modellenmiştir. Benzetim sonucu Şekil 3-8’ de gösterilmiştir. Benzetim sonucuna göre giriş sinyali ile çıkış sinyali aynıdır. Tampon yükselteci devresinin işlevini yerine getirdiği görülmektedir.



Şekil 3-7: Tampon Yükselteci Benzetim Devre Şeması



Şekil 3-8: Tampon Yükselteci Benzetim Sonucu

3.1.5. Baskı Devre Kartı Tasarımı

Donanım altyapısı için gerekli devre tasarımları yapıldıktan sonra baskı devre tasarımı aşamasına geçilmiştir. Baskı devre tasarımının ilk aşamasında tasarlanan devrelerin şema çizimleri ISIS devre çizim programına aktarılmıştır. Çizilen devre şemaları Ek-1, Ek-2 ve Ek-3' te gösterilmiştir.

Ek-1' de vücuda bağlanacak elektrotlar ile EGG kartı arasındaki bağlantıyı gerçekleştirmek için kullanılan BIOPAC SS2LB ölçüm kablosu J3 referans numaralı konektörü, kart besleme konektörleri, enstrümantasyon yükselteci devresi ve filtrenin ilk katmanı gösterilmiştir. Tamamen zırhlanmış olan BIOPAC SS2LB ölçüm kablosu tek kullanımlık yüzey elektrotları ile biyopotansiyel sinyallerinin yüksek çözünürlükte ölçüm işlemleri için kullanılmaktadır. 2 metrelik adaptör, EL500 serisi mandal elektrotlarla arayüz oluşturmak için standart tutacaklarla sonlandırılmıştır [27]. BIOPAC SS2LB ölçüm kablosu Şekil 3-9' de gösterilmiştir.

Tasarlanan filtrenin ikinci katmanı Ek-2' de ve kazanç altyapısına sahip tampon yükselteç devresi Ek-3' te gösterilmiştir.

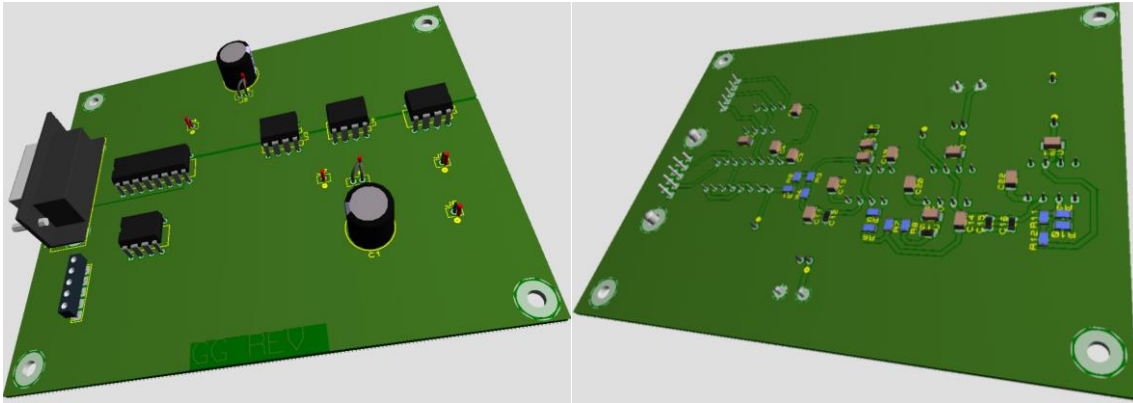
Tasarlanan tüm devrelerin pozitif ve negatif besleme girişlerine ayırıcı kapasitörler yerleştirilmiştir. Donanım tasarımında ayırıcı kapasitör kullanımının önemi büyüktür.



Şekil 3-9: BIOPAC SS2LB Ölçüm Kablosu

Entegrelerin içinden ve besleme gerilimlerinden gelen gürültülerin karta bağlaşımının önlenmesi gerekmektedir. Teller ve baskı devre kartlarındaki yollar anten gibi davranarak üzerlerinden akım çekildiği zaman besleme gerilim seviyelerinde değişimlere sebep olurlar [28]. Bu sebeple ayırıcı kapasitör kullanımı donanımda olumlu sonuçlar elde etmemize katkı sağlayacaktır. Düşük frekanslı gürültülerin süzülme için anlık akımları karşılayabilecek büyük sığalı kapasitörler gerekirken yüksek frekanslı gürültülerin süzülmesinde düşük endüktans değerine sahip doğrudan entegrelerin besleme pinlerinin yakınına yerleştirilen yüzeye monte edilebilen seramik kapasitörlerin yerleştirilmesi gerekmektedir. Etkili olabilmesi için tüm ayırıcı kapasitörler doğrudan düşük empedanslı bir toprak düzlemine bağlanmalıdır. Ek seri endüktansı en aza indirmek için bu bağlantı için kısa iletken yollar gereklidir [29].

Baskı devre kartının çizilebilmesi için ISIS programına çizilen devre şemaları kendisiyle bütünleşik çalışabilen ARES programına otomatik olarak aktarılmıştır. Baskı devre kartının 2 yüzlü olarak tasarlanmasının donanım için yeterli olacağı değerlendirilmiştir. Baskı devre kartının boyutu masa üstünde rahat çalışılabilecek ve kart üzerin ölçümlerin rahat yapılabileceği uygunlukta olacak şekilde belirlenmiştir. Baskı devre kartında J3 konektöründen gelip U1 enstrümantasyon yükseltecinin 1. ve 2. pinlerine giden giriş sinyalleri diferansiyel ölçüm sinyalleri olduğu için hatlar olabildiğince birbirine yakın ve paralel olarak çizilmiştir. Çizilmiş olan EGG kartının ARES programı ile elde edilmiş ön ve arka yüz 3 boyutlu gösterimi Şekil 3-10' te gösterilmiştir. Çizilmiş olan kart yaklaşık olarak 11,0cm x 8,5cm boyutundadır.



Şekil 3-10: EGG Baskı Devre Kartı 3 Boyutlu Gösterimi

3.1.6. Veri Toplama Cihazı

Tasarlanan EGG kartından sonra vücuttan alınan verilerin bilgisayar tarafından işlenebilmesini sağlamak amacıyla veri toplama cihazına ihtiyaç duyulmuştur. Veri toplama cihazının tasarlanmasıyla hazır ürün kullanımı değerlendirilmiştir. Hızlı bir çözüm geliştirmek ve veri güvenilirliği sağlanması amacıyla National Instruments firmasına ait NI USB-6008 veri toplama cihazının kullanılmasına karar verilmiştir. NI USB-6008 veri toplama cihazı bilgisayar ile µara yüzünden iletişim kurmaktadır. Örnek cihaz resmi Şekil 3-11' te gösterilmiştir.

NI USB-6008 cihazı 4' ü diferansiyel olmak üzere 12-bit çözünürlükte 10kS/s hızında 12 adet analog girişe, 150 Hz frekansında 12-bit çözünürlükte 2 adet çıkışa, 12 adet sayısal giriş çıkışa ve 32-bit' lik bir sayıcıya sahiptir. USB üzerinden alınan güç ile çalışan NI USB-6008 veri toplama cihazı toplanan sinyallerin işlenebilmesi için ANSI C/C++ , LabVIEW, LabVIEW SignalExpress, LabWindows/CVI ve Measurement Studio programları ile uyumlu olarak çalışabilmektedir [30].

Vücuttan alınacak mide sinyallerinin kaydedilmesi sırasında 12-bit çözünürlükte 1 adet diferansiyel analog girişin kullanılmasına karar verilmiştir. Kullanılacak diferansiyel girişin gerilim algılayabilme aralığının $\pm 2V$ ve örnekleme hızının 1kS/s olmasının yeterli olacağına karar verilmiştir. $\pm 2V$ giriş gerilimden 12-bitlik bir giriş ile her adım başına yaklaşık olarak $976\mu V$ değerinde gerilim algılanabilmektedir.



Şekil 3-11: NI USB-6008 Veri Toplama Cihazı

Bizim EGG kartı çıkışında beklediğimiz gerilim değeri yaklaşık olarak 400mVp-p değerindedir. Bu hesaplarda EGG kartı çıkışını yaklaşık 410 adımlık bir çözünürlükte okuyacağımız görülmüştür. Hesaplanan değerler okumamız gereken sinyalin yapısıyla birlikte değerlendirilip 410 adımın yaklaşık olarak karşı geldiği 8-9 bit arası çözünürlüğün uygun olduğuna karar verilmiştir.

3.2. LabVIEW Ortamı

Gerekli donanım altyapısı kurulduktan sonra veri toplama cihazından verilerin alınması ve işlenmesi için bilgisayar ortamında uygun bir programa ihtiyaç duyulmuştur. Hem veri toplama cihazı ile uyum açısından hem, sinyal işleme gücü hem de kullanım kolaylığı açısından LabVIEW programının uygunluğu değerlendirilmiştir.

LabVIEW adı Laboratuvar Sanal Enstrüman Mühendisliği Tezgahı (*'Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench'*, LabVIEW) açıklamasının kısaltılmış bir şeklidir. LabVIEW, görsel bir programlama dilidir. Tüm sistem formlarının geliştirilmesine yönelik bir sistem tasarımı platformu ve geliştirme ortamıdır. LabVIEW, National Instrument tarafından test enstrümantasyonunu kontrol etmek için bir tezgah olarak geliştirilmiştir. Bununla birlikte, uygulamaları sadece test enstrümantasyonunun ötesine geçerek sistem tasarımı ve işletimi alanına yayılmıştır.

Herhangi bir ürün veya platform gibi, LabVIEW' in de avantajları ve dezavantajları vardır. Bunlar, kullanıma başlamadan önce dikkatlice düşünülmelidir.

LabVIEW' in avantajları;

- Grafik arabirimi sayesinde esnek ve kullanımı basittir. Çoğu mühendis ve bilim adamı bunu çabucak kullanmayı öğrenebilir.
- LabVIEW, farklı alanlardaki sayısız uygulamalar için evrensel bir platform sağlar.
- LabVIEW, üçüncü parti donanımlarla kullanılabilir: C / C ++, MATLAB, VB, Fortran vb. ile rahatlıkla arayüz kurabilir.
- Veri toplama ve test ekipmanları ürünleri gibi birçok donanım ögesine kolaylıkla bağlanabilir.
- Geniş ve aktif topluluk durumu olmasından dolayı karşılaşılabilecek problemlere ve talep edilen yeni fikirlere kolayca ulaşılabilir.

- LabVIEW National Instruments tarafından geliştirilen seçkin veri toplama cihazlarıyla kolaylıkla haberleşebilir.

LabVIEW' in dezavantajları;

- LabVIEW tek kaynaklıdır ve bazı şirketler, tek kaynaklı ve endüstri tarafından standardize edilmemiş bir ürünü kullanmaktan hoşlanmayabilir.
- Benzer nitelikteki birçok diğer endüstri ürünleriyle paralel olmasına rağmen maliyeti ortaya çıkmadan önce düşünülmelidir.
- Genellikle programlama alanında metin programlama kullanıldığı için grafiksel programlamaya alışmak biraz zaman alabilir.

Herhangi bir ürün gibi, LabVIEW bazı dezavantajlara sahiptir, ancak kullanıcıların büyük bir bölümü programı etkili bulmaktadır [31].

3.2.1. LabVIEW Veri Toplama Programı

Veri toplama cihazından verilerin bilgisayar ortamına alınması için LabVIEW programı ile bir program yazılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ek-4' te hazırlanan program görülmektedir.

Program içinde kullanılan '*DAQ Assistant*' bloğu ile veri toplama cihazının giriş portunun tek-uçlu veya diferansiyel olacağı, giriş sinyali özelliği, giriş gerilim sinyal algılama aralığı, örnekleme sayısı ve hızı gibi ayarlar yapılabilmektedir. Daha sonra alınan sinyal '*Filter*' bloğu ile 1mHz kesim frekansına sahip yüksek geçiren bir filtre ile süzülmüştür. Bu filtre alınan sinyalde bulunan DC değerın süzülmesi için çok düşük frekansta kullanılmıştır. Süzülen sinyal '*Write to Measurement File*' bloğu ile istenilen özelliklerdeki dosyaya kaydedilmektedir. '*Read Data*' görüntüleme bloğu ile veri toplanırken anlık olarak kaydedilen sinyal örnekleme sıklığında görüntülenebilmektedir. '*Read from Measurement File*' bloğu ile '*Logged Data*' görüntüleme blokları sayesinde dosyaya kaydedilen sinyaller kaydetme sırasında anlık görüntülenebilmektedir.

3.2.2. LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı

Veriler toplanıp LabVIEW ile bilgisayar ortamına aktarıldıktan sonra daha detaylı filtrelemelerin yapılıp sinyal işleme tekniklerinin uygulanması gerekmektedir. Böylece ham olarak alınan mide sinyallerinden temiz mide atım sinyalleri elde edilebilecektir. LabVIEW programında ilk olarak alınan sinyal filtrelenip frekans alanında baskın mide frekansı tespiti yapılmıştır. Yapılmış olan LabVIEW programı Ek-5' te gösterilmiştir.

Yapılan programda sinyal ilk olarak 25mHz kesim frekansına sahip yüksek geçiren filtreden daha sonra da 150mHz kesim frekansına sahip düşük geçiren filtre ile süzölmüştür. İki filtre art arda kullanılarak bant geçiren filtre modeli elde edilmiştir. Filtrelerin kesim frekansları mide rahatsızlıkları sonucu mide sinyallerinin olabileceği en fazla ve en az atım değerlerine göre belirlenmiştir. 25mHz dakikada 1,5 atıma 150mHz ise dakikada 9 atıma karşılık gelmektedir.

Kullanacağımız filtre topolojilerinde iki tip filtre kullanılma durumu karşılaştırılmıştır. İlki sonlu darbe tepkili (*'Finite Impulse Response'*, FIR) filtreler ve ikincisi sonsuz darbe tepkili (*'Infinite Impulse Response'*, IIR) filtrelerdir. IIR filtreleri, sonsuz dürtü yanıtı dijital filtrelerdir. FIR filtrelerinden farklı olarak, geribildirimleri (filtrenin özyinelemeli bir parçası) vardır ve bu nedenle özyinelemeli dijital filtreler olarak bilinirler. Bu nedenle IIR filtreleri, aynı seviyedeki FIR filtrelerden daha iyi frekans tepkisine sahiptir. FIR filtrelerinden farklı olarak, faz karakteristikleri doğrusal değildir ve faz doğrusallığına ihtiyaç duyan sistemlerde bir probleme neden olabilirler. Bu nedenle, faz esas alındığında IIR filtrelerinin dijital sinyal işleminde kullanılması tercih edilmez. Fakat doğrusal faz karakteristiği önemli olmadığında, IIR filtrelerin kullanılması sayısal filtreleme uygulamaları için çok iyi bir çözümdür. Sadece IIR filtreleri için tipik olan potansiyel bir kararsızlık olarak bilinen bir sorun vardır. FIR filtrelerinin geribildirimleri olmadığı için böyle bir problemi yoktur. Bu nedenle, tasarım sürecinden sonra elde edilen IIR filtrenin kararlı olup olmadığını kontrol etmek her zaman gereklidir [32].

Filtreler sırasıyla *'High Pass (25mHz)'* ve *'Low Pass (150mHz)'* blokları ile gerçekleştirilmiştir. Bu bloklarda filtre topolojileri ve filtre seviyeleri seçilebilmektedir. Yüksek geçiren filtre için sonsuz darbe tepkisine sahip 8. seviyeden Butterworth topolojisi, düşük geçiren filtre için ise sonsuz darbe tepkisine sahip 40. seviyeden Butterworth topolojisi kullanılmıştır.

Sinyal filtrelendikten sonra zaman alanında ‘*Amplitude and Level Measurement*’ bloğu ile sırasıyla ortalama, negatif tepe, tepeden tepeye ve pozitif tepe ölçüleri yapılmıştır. ‘*Tone Measurements*’ bloğu ile sinyal içindeki en baskın frekans ölçümü yapılmaktadır. ‘*Spectral Measurements*’ bloğu ile de zaman alanındaki sinyal frekans alanına aktarılıp görüntülenebilmektedir.

3.2.3. LabVIEW Çapraz İlinti ile Baskın Frekans Tespit Programı

Mide atım sinyallerinin sinüzoidal olduğu bilinmektedir [33]. Bu sebeple eğer mide sinyallerinin saf bir sinüs sinyali ile benzerliğine bakılırsa mideden alınan sinyal hem doğrulanmış olur hem de zaman alanında hesaplama yapılarak mide atım frekansı tespit edilebilecektir.

Sinyal işlemede, çapraz ilinti, bir sinyalin diğerine göreli olarak yer değiştirmesinin bir fonksiyonu olarak iki serinin benzerliğinin bir ölçümüdür. Genellikle daha kısa ve bilinen bir özelliğin uzun bir sinyal içinde aranması amacıyla kullanılır. Sürekli sinyaller olan f ve g sinyalleri için uygulanan çapraz ilinti Denklem 3.2’ de tanımlanmıştır.

$$(f \star g)(\tau) \stackrel{\text{def}}{=} \int_{-\infty}^{\infty} f^*(t)g(t + \tau)dt \quad (3.2)$$

f^* sinyali f sinyalinin karmaşık eşleniğini, τ ise gecikme olarak da bilenen yer değiştirmeyi temsil eder.

LabVIEW programında bir önceki frekans tespiti programına çapraz ilinti programı Ek-6’ daki gibi eklenerek istenilen hesaplamalar yapılmıştır. ‘*Sinyal Üreteci*’ bloğu ile istenilen frekans ve genlikle birlikte belirlenen örnekleme sayısı ile saf sinüs sinyali üretilmiştir. Üretilen saf sinüs sinyali filtrelenmiş mide sinyali ile ‘*Çapraz İlgileşim*’ bloğuna girdi olarak sağlanmıştır. Programda mide sinyali saf sinüs sinyali ile karşılaştırılmaktadır. Yani zaman ekseninde yeri değiştirilerek gecikme yaratılan sinyal saf sinüs sinyalidir. Hem ilinti sonucu hem de üretilen saf sinüs sinyali sırasıyla ‘*İlgileşim Sonucu*’ ve ‘*Karşılaştırma Sinyali*’ blokları ile gözlemlenebilmektedir. Çapraz ilinti sonucu iki farklı tepe bulma bloğuna girdi olmuştur. İki farklı tepe bulucu bulunan tepe sayılarının doğruluğunu kanıtlamak için kullanılmıştır. Tepeler bulunurken ilinti sonucuna uygun eşikler ve tepe genişlikleri ayarlanıp tepe sayıları ona göre ‘*Tepe Bulucu*’ ve ‘*Tepe Bulucu 2*’ blokları ile hesaplatılmıştır. LabVIEW programında bulunan tepelerin yer bilgisi okunan dosyadaki kaçıncı verinin tepe noktası olduğu bilgisi ile elimizde bulunmaktadır. Her bir tepe

noktasının sırayla bir önceki tepe noktası arasındaki veri sayısı farkı alınıp, tüm farkların ortalama değeri hesaplanmıştır. Bulunan değer bize okuduğumuz dosyadaki iki tepe noktası arasındaki veri sayısının bilgisini vermektedir. Frekans bilgisine geçebilmek için veri sayısı miktarı ile zaman alanında bir bağlantı kurulması gerekmektedir. Bu bağlantı veri toplama cihazının örnekleme miktarı bilgisi ile kurulmuştur. Veri cihazının ölçüm örnekleme sayısı 1kS/s olarak ayarlandığı için elimizdeki tepeler arası ortalama veri sayısı bilgisi örnekleme sayısına bölüdüğü zaman tepeler arası ortalama periyot bilgisi hesaplanabilmektedir. Periyot bilgisinin de tersi alınarak '*İlgileşim Frekansı*' bloğu ile sonuç görüntülenmektedir.

Program sonucu çıktısı olan frekans bilgisi ileride FES tetiklemelerinde kullanılmak üzere bir karşılaştırma bloğuna girdi olmuştur.

3.3. FES Altyapısı

Çalışmanın FES bölümü için hazır bir cihaz kullanılmasına karar verilmiştir. Kullanılacak cihazın ara yüzünün kontrol kolaylığı açısından basit olmasına dikkat edilmiştir. FES altyapısı kurulurken cildin empedans modelleri ve cihazın vücut ile arayüz donanımı için de çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

3.3.1. FES Donanımı

Kullanımına karar verilen FES donanımı Şekil 3-12' de gösterilen Everyway firmasının EM-3000 sayısal tedavi cihazıdır. Cihaz 2 adet AA boyutundaki 1.5V'luk pil ile çalışmaktadır. Çıkış çalışma frekans aralığı 20-100Hz arasındadır. Cihazın çıkış sinyal genliği maksimum 40V, 80mA seviyesine kadar ayarlanabilmektedir. Çıkış dalga şekli asimetrik çift fazlı dikdörtgendir. Dalga genişliği 180µs'dir. Cihazın oluşturduğu uyarımlar kendinden yapışkanlı yüzey elektrotları ile vücuda uygulanmaktadır. Yüzey elektrotlarının geniş olması ile etki alanı genişletilmektedir. Cihazın çıkışı bir tetikleyici ile aktif olmaktadır. Cihaz üzerindeki düğmeler ile atım sinyalinin genliği ve frekansı ayarlanabilmektedir. Aynı zamanda tetikleyicinin yükselen kenarda mı düşen kenarda mı uyarımları aktif edebileceği seçilebilmektedir. Cihazın fonksiyonlarının ve kontrol ara yüzünün yapılacak çalışma için yeterli olacağı değerlendirilmiştir.

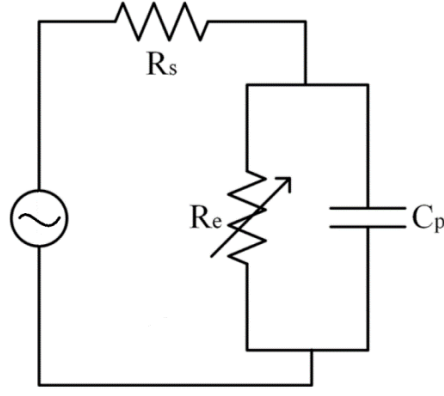


Şekil 3-12: Everyway EM-3000 FES Cihazı

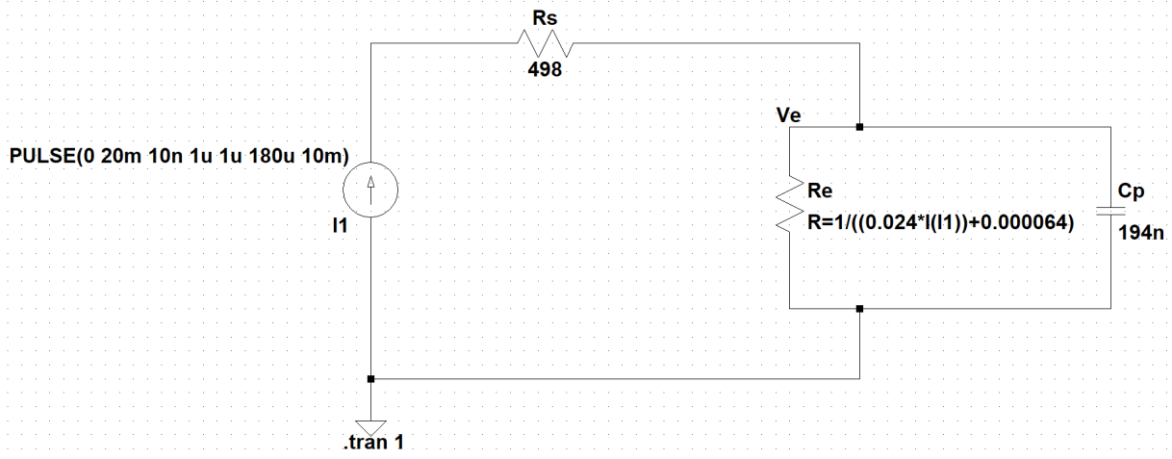
3.3.2. Cilt-Empedans Modeli ve FES Cihazı ile Benzetimi

FES cihazı ile vücuda uyarım yaparken kullanılacak uygun cilt-elektrot empedans modeli dokuya verilecek enerji miktarını belirlemede önemli bilgiler içermektedir. Çalışmada kullanılan cilt-empedans modeli Şekil 3-13' da gösterilmiştir. Kullanılan model daha karmaşık olarak kullanılan modellerden çalışmada yeterli olacak seviyeye sadeleştirilmiş halidir. Karmaşık modelde elektrolitin elektrottaki ve dokudaki ayrı olarak sunulan toplu direnci basitleştirilmiş modelde R_s olarak gösterilmiştir. R_e direnci cilt uzantılarının oluşturduğu elektroporasyon direnci olarak, C_p sığası ise cilt uzantılarının oluşturduğu kapasitans olarak modellenmiştir [40].

Çalışmada vücuda verilecek enerji miktarını hesaplamak için kullanılacak cilt-empedans modeli ve donanım ile birlikte benzetim çalışması gerçekleştirilmiştir. Kurulan model Şekil 3-14' de gösterilmiştir.

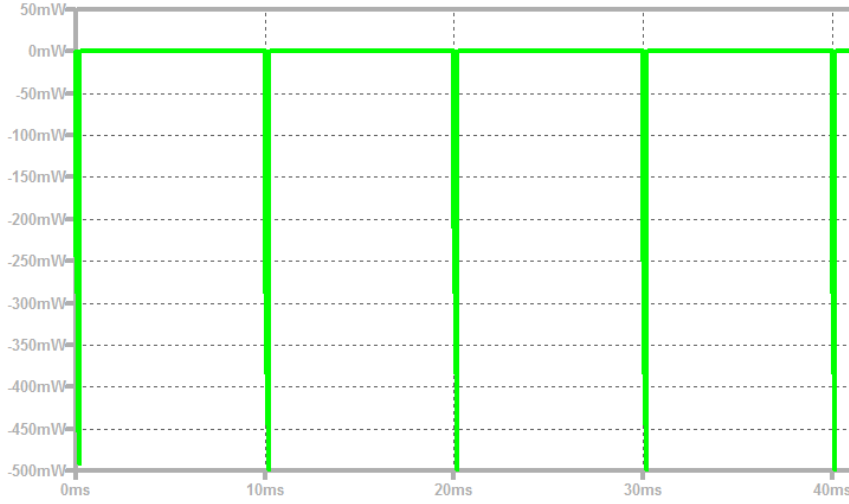


Şekil 3-13: Cilt-Empedans Modeli



Şekil 3-14: Vücuda Verilen Enerji Benzetim Modeli

Modelde kullanılacak olan değerler 50cm^2 lik yüzey alanına sahip elektrotlar ve sabit akım kaynağı modunda çalışan FES cihazına göre oluşturulmuştur. Bu koşullara göre R_s değeri 498Ω , R_e değeri $1/[(24\text{mS/A}) \times I + 64\mu\text{S}]$ ve C_p değeri 194nF olarak kullanılmıştır [40]. Benzetim devresinde kullanılan akım kaynağı $180\mu\text{s}$ dalga genişliğine sahip 100Hz frekansında ve 20mA genliğinde modellenmiştir. Yapılan benzetim sonucu Şekil 3-15’ de gösterilmiş. Elde edilen sonuca göre vücuda FES cihazından 6.62mJ enerji verilmektedir. Bu değer kalp defibrilatörü ile karşılaştırıldığında oldukça düşük seviyededir.

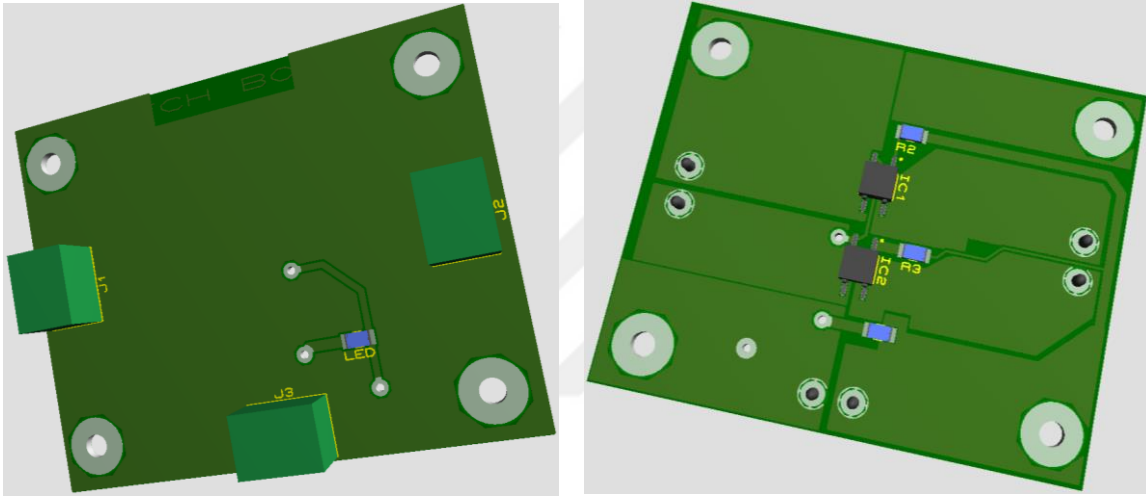


Şekil 3-15: Vücuda Verilen Enerji Benzetim Sonucu

3.3.3. FES Anahtarlama Kartı Tasarımı

Kullanılan FES cihazının LabVIEW ile kontrol edilebilmesi için anahtarlama kartı tasarlanması gerekmektedir. Anahtarlama kartı FES cihazından gelen sinyalleri vücuda kontrollü bir şekilde aktarmak için LabVIEW analiz programı sonucundan gelen tetik sinyalini beklemektedir. Gelen tetik sinyali ile FES uyarımları vücuda iletilmiş olacaktır. Bu sırada kart üzerinde bulunan kırmızı renkli LED sayesinde kullanıcı hastanın uyarım aldığını gözlemleyebilmektedir. Anahtarlama kartı tasarlanırken katı hal röleleri kullanılmıştır. Katı hal rölelerinin temel bileşeni en az bir adet kızıl ötesi ışık yayan diyot ve bunun karşılığında ışığa duyarlı anahtardır. Katı hal rölelerinde anahtarlama işlemi ışık ile yapıldığı için röleler giriş gücünü çıkış gücünden izole etmektedirler. Katı hal rölelerinin mekanik rölelere göre avantajları arasında en önemlileri mekanik röleler gibi kontak ömür döngülerine sahip olmamaları ve hızlı bir şekilde bağlantı noktasında dalgalanma oluşturmadan açılıp kapanmalarıdır. Katı hal röleleri kapalı oldukları zaman neredeyse sonsuza yakın direnç göstermektedirler. Katı hal röleleri yerine tasarımda transistor kullanımı da değerlendirilmiştir. Fakat transistor ile yapılan benzetim çalışmaları sonucunda transistorların kaçak akım değerlerinden dolayı anahtarların yeterince kapalı kalamadığı gözlemlenmiştir. FES uyarım sinyallerinin yükseliş zamanlarının hızlı olmasından dolayı anahtarlar kapalı konumda beklerken ciddi seviyede direnç göstermeleri gerekmektedir.

Kart tasarımında kullanılan katı hal röleleri sayesinde hastanın şebeke ile bağlantısı da izole edilebilmiştir. Tasarlanan sistemin insan üzerinde kullanılması durumunda kişinin herhangi bir zarar görmesi sistem çalışırken garanti edilmesi gerekmektedir. Kartta hem besleme hem de toprak hattına seri olarak iki adet katı hal rölesi kullanılmıştır. Kullanılan röleler Panasonic firmasına ait AQY282S parça numaralı katı hal röleleridir. Rölenin gerilim değeri 60V, akım iletim limiti ise 500mA seviyelerindedir. Kullanmış olduğumuz FES cihazının maksimum gerilim değeri 40V, akım değeri ise 80mA olduğu için tasarım açısından uygun olarak kabul edilmiştir. Tasarlanan anahtarlama kartının 3 boyutlu gösterimi Şekil 3-16' da gösterilmiştir.

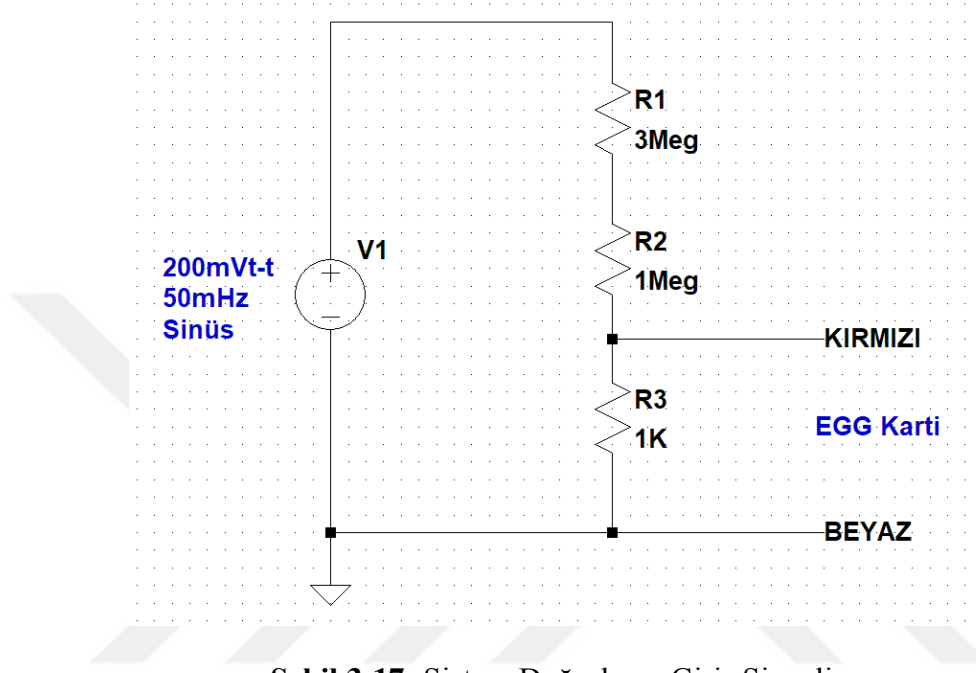


Şekil 3-16: Anahtarlama Kartı 3 Boyutlu Gösterimi

3.4. Sistem Doğrulama Faaliyetleri

Tüm donanım ve LabVIEW yazılım altyapısı kurulduktan sonra sistemin düzgün çalıştığının ispatlanması için doğrulama faaliyetlerinin gerçekleştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. EGG kartının girişine genliği, frekansı ve dalga şekli bilinen bir sinyal BIOPAC SS2LB ölçüm kablosu kullanılarak uygulanıp LabVIEW programından bilgisayar kaydedilen sinyalin genlik ve gürültü bilgisine bakmanın sistem doğrulaması için yeterli olacağına karar verilmiştir. Sistem doğrulama faaliyeti için EGG kartı girişine uygulanacak sinyal altyapısı Şekil 3-17' de gösterilmiştir. Mide atım sinyallerine benzemesi için sistem girişine sinyal üretici ile 200mV tepeden tepeye genliğe sahip dakikada 3 atımlık sinüs sinyali direnç bölücünden geçirilerek uygulanmıştır. Sinyal üretici

μV seviyesinde sinyal üretmediği için direnç bölücü altyapısına ihtiyaç duyulmuştur. Diferansiyel ölçüm yapıldığı için ölçüm kablosunun siyah ucu herhangi bir yere bağlanmayıp boş bırakılmıştır. Pratik olarak ölçülen direnç değerleri sonucu EGG kartı girişinde beklenen gerilim seviyesi Denklem 3.3 ve Denklem 3.4’ te gösterilmiştir.



Şekil 3-17: Sistem Doğrulama Giriş Sinyali

$$V_{EGG} = \frac{R_3}{R_1+R_2+R_3} \times 200mV_{t-t} \quad (3.3)$$

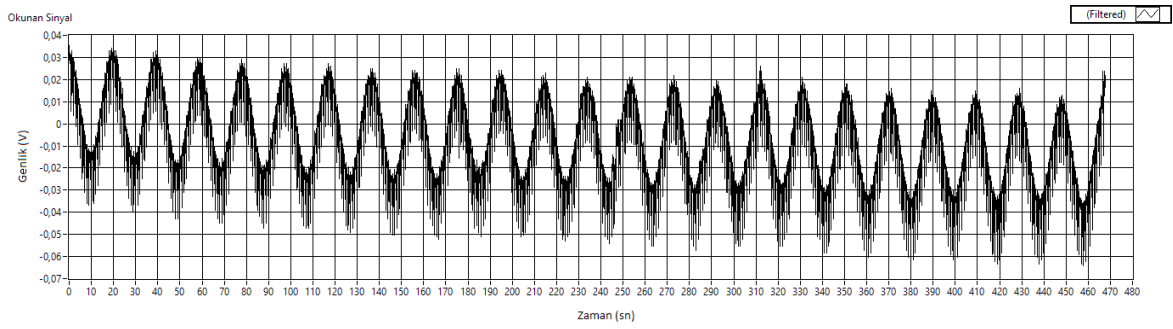
$$V_{EGG} = \frac{1003\Omega}{4,01 \times 10^6 \Omega} \times 200mV_{t-t} \cong 50\mu V_{t-t} \quad (3.4)$$

EGG kartı çıkışında beklenen sinyalin genliği enstrümantasyon yükseltecinden gelen kazanç ile birlikte yaklaşık olarak $50mV_{t-t}$ seviyesindedir. Sistem doğrulama donanım altyapısı oluşturulduktan sonra LabVIEW programına da Ek-7’ deki şekilde gösterilen yapılmıştır.

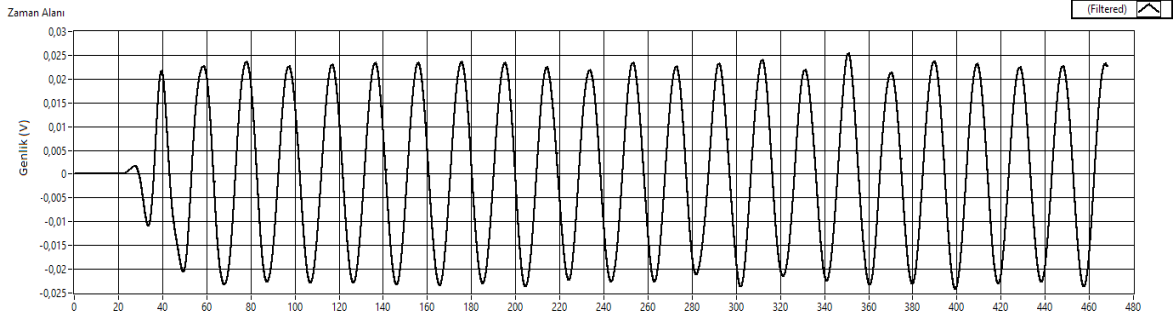
LabVIEW programında yapılan değişiklikler sonucunda programa giriş sinyali olan “Okunan Sinyal” verisi ile “Filtrelenen Sinyal” verilerinin SNR değerleri karşılaştırılacaktır. Sistemin çıkış sinyalinin SNR değerinin yüksek olması beklenmektedir. SNR değeri hesaplanırken sinyalin gürültü ve bozulmaya oranına bilgisi (‘Signal to Noise and Distortion Factor’, SINAD) ile toplam harmonik bozulma (‘Total Harmonic Distortion’, THD) bilgilerinden faydalanılmıştır. Toplam harmonik bozulma temel

sinyallerinin RMS değerinin temel sinyalin harmoniklerinin kök toplamının karedeki ortalama değerine olan oranıdır. Toplam harmonik bozulma hesaplanırken genel olarak sadece ilk 5 harmonik önemlidir. SINAD, temel sinyallerinin RMS değerinin harmoniklerinin toplam kök toplamının karesinin toplamına ek olarak tüm gürültü bileşenleri (DC hariç) oranına oranıdır [34]. SNR değeri hesaplanırken Denklem 3.5’ teki formül kullanılmıştır. Sistemin giriş ve filtrelerden geçirilmiş saf sinüs sinyali Şekil 3-18’ de gösterilmiştir. Resimde görüldüğü üzere sinyal üzerindeki gürültüler ve sinyalin içindeki DC kısım elimine edilebilmiştir.

$$SNR = -10 \log[10^{-SINAD/10} - 10^{-THD/10}] \quad (3.5)$$



(a)

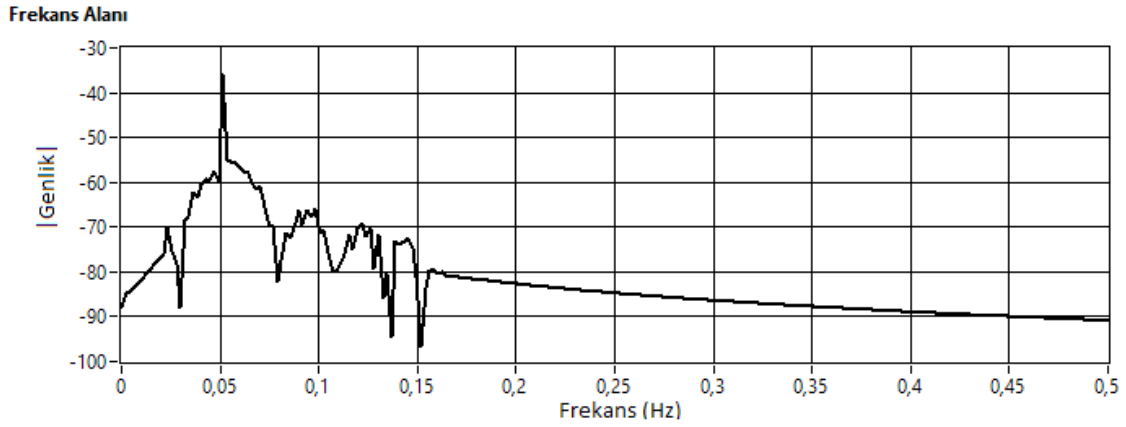


(b)

Şekil 3-18: Sistem Doğrulama a) Giriş ve b) Çıkış Sinyalleri

Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2’ de sistem çıkışındaki sinüs sinyalinin gürültü analiziyle birlikte zaman ve frekans alanındaki analizleri gösterilmiştir. Sinyalin tepeden tepeye genlik değeri 50mV beklenirken ölçüm sonucuna göre yaklaşık 54mV, frekans değeri 50mHz beklenirken 51mHz, ortalama değeri ideal koşulda 0 olması gerekirken 25µV seviyelerindedir. Sinyalin SNR değerinin girişte yaklaşık 5.7dB iken filtrelendikten sonra

yaklaşık 10.5dB olduğu sırasıyla giriş ve çıkış SNR değerleri ile gözlenmiştir. Filtreleme sonucunda sinyalde yaklaşık 5dB'lik bir iyileşme olmuştur. Ayrıca sinyalin frekans alanındaki spektrumu Şekil 3-19' da incelenmiştir. Grafik sonucuna göre en yüksek değer sinyalin kendi temel frekansı olan 50mHz seviyesindedir. Ayrıca grafikten görüldüğü üzere alçak ve yüksek geçiren filtrelerle gerçekleştirilen bant geçiren filtrenin görevini başarıyla gerçekleştirdiği görülmüştür. Tüm sistem doğrulama sonuçları analiz edildikten sonra sistemin bireylerden ölçüm almak için yeterli doğruluğa ve hassasiyete sahip olduğu görülüp çalışmalara devam edilmiştir.



Şekil 3-19: Sistem Doğrulama Çıkış Sinyal Frekans Alanı Analizi

Giriş			Çıkış		
SINAD (dB)	THD (oran)	SNR (dB)	SINAD (dB)	THD (oran)	SNR (dB)
5,715	0,015	5,718	10,571	0,008	10,574

Çizelge 3.1: Sistem Doğrulama Sinyalinin Giriş ve Çıkış Gürültü Özellikleri

Zaman Alanı Özellikleri	Değer
Tepeden Tepeye (mV)	54,45
Negatif Tepe (mV)	-29,00
Pozitif Tepe (mV)	25,44
Ortalama (mV)	0,03
Frekans (mHz)	51,33

Çizelge 3.2: Sistem Doğrulama Çıkış Sinyalinin Özellikleri

4. SİNYAL ANALİZİ

Donanım altyapısı ve yazılımı ile sistem doğrulaması yapıldıktan sonra çalışmanın sinyal işleme ve analiz bölümü ayrıntılı sunulmaktadır. Matematiksel dönüşüm ve hesaplamalarla ham olarak zaman alanında alınan mide sinyali hem zaman alanında hem de frekans alanında incelenecektir. Biyolojik sinyal olan mide sinyalinin içerdiği bilgiler genellikle frekans alanında olduğu için seçilen sinyal işleme yöntemleri önem kazanmaktadır. Bu hesaplamalar ve dönüşümler sonucunda ham mide sinyalin bazı hastalıkların tespiti için anlamlı bilgiler oluşturulmaya çalışılacaktır.

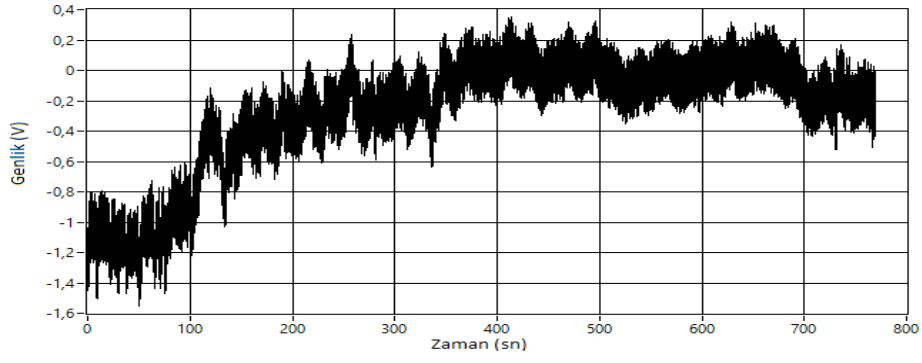
Sinyal işleme kısmı iki farklı altyapı ile yapılmıştır. İlk altyapı LabVIEW ile oluşturulmuş altyapıdır. İkincisi ise MATLAB ile LabVIEW programıyla kaydedilip filtrelenen verilerin sinyal işleme yapıldığı kısımdır. Bu bölümde ilk olarak sağlıklı bir kişiden alınan mide sinyallerinin farklı altyapılar ile incelenmesinden bahsedilip daha sonra da sağlıklı ve hasta kişilerden alınmış sinyaller değerlendirilecektir.

4.1. LabVIEW Altyapısı ile Mide Sinyallerinin İncelenmesi

LabVIEW ile sinyal işlemede NI USB-6008 veri toplama cihazı ile alınan sinyaller önceki kısımlarda anlatılmış olan yazılımlar ile ham şekilde bilgisayara kaydedilecek, filtreleme işleminde geçirilecek ve son olarak iki farklı yöntem ile baskın frekans tespiti yapılacaktır.

4.1.1. Veri Toplama

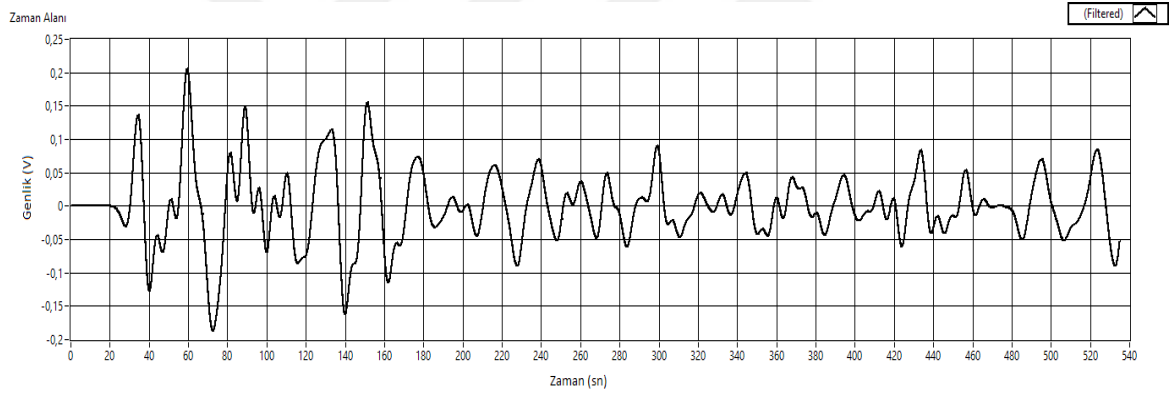
Veri toplama cihazı ile EGG kartından belirli miktar filtrelenerek çıkan sağlıklı kişiden alınan mide sinyalleri ham olarak bilgisayar ortamına alınmıştır. Alınan EGG sinyalinin ham hali Şekil 4-1' de gösterilmiştir. Ham sinyal alınırken 1mHz kesim frekansına sahip yüksek geçiren filtre kullanılmış ve kaydırma gerilimi alınan mide sinyalinin genliği $\pm 2V$ bandında kalacak şekilde ayarlanmıştır. Alınan sinyalde yatay eksen saniye biriminden zamanı göstermektedir. Sinyalin bu gerilim değerleri arasında kalması temiz bir sinyal elde etmek için yeterlidir. Çünkü sinyal bir sonraki adımda daha keskin filtrelerden geçirilerek DC değerinden arındırılacaktır.



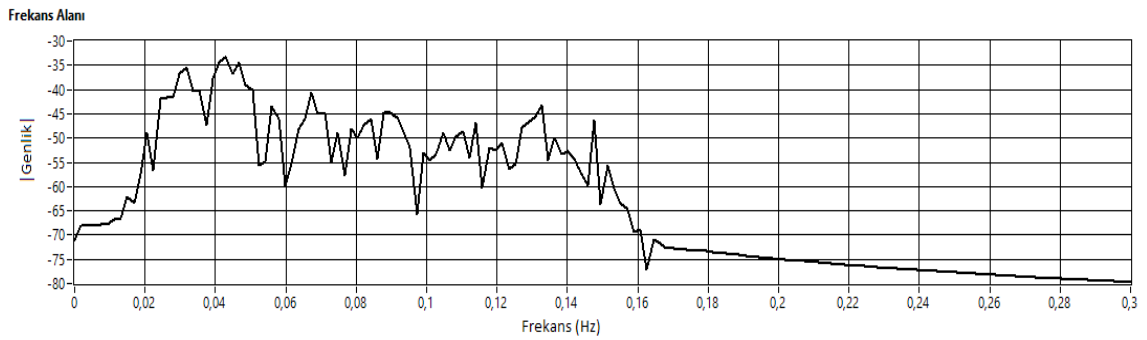
Şekil 4-1: Veri Toplama Programı Sonucu Ham EGG Sinyali

4.1.2. Filtreleme ve Baskın Frekans Tespiti

Ham olarak programa girdi sağlanan sinyalin işlemden geçirildikten sonraki hali Şekil 4-2’ de ve yapılan ölçümler Çizelge 4.1’ de gösterilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4-2: LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı a) Zaman Alanı ve b) Frekans Alanı Sonucu

Zaman Alanı Özellikleri	Değer
Tepeden Tepeye (mV)	392,29
Negatif Tepe (mV)	-186,63
Pozitif Tepe (mV)	0,21
Ortalama (μ V)	205,67
Frekans (mHz)	47,25

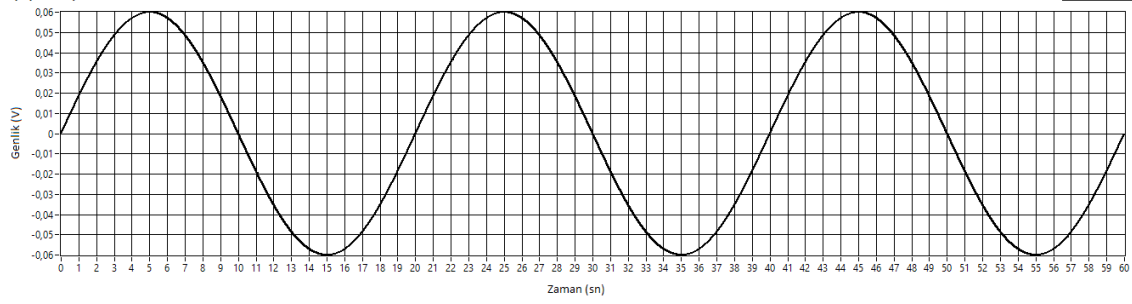
Çizelge 4.1: LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı Çıkış Sinyalinin Özellikleri

Sonucu alınan sinyalin hem frekansı hem de dalga şeklinin beklenen mide atım sinyaline yeterince benzediği değerlendirilerek doğru sinyal olarak kabul edilmiştir. Sinyalin en başındaki düz kısım filtreleme esnasında filtrelerin yerleşme zamanını göstermektedir. Daha sonraki sinyalin başında bulunan yüksek genlikteki dalgalanmalar sinyal alınan kişinin sinyal alımı sırasında hareket etmesinden kaynaklanmaktadır. Frekans alanı grafiğindeki 0-25mHz ve 150-500mHz bant aralıklarında herhangi bir sinyal görülmemesi tasarlanan bant geçiren filtrenin iyi bir şekilde çalışmasının sonucudur.

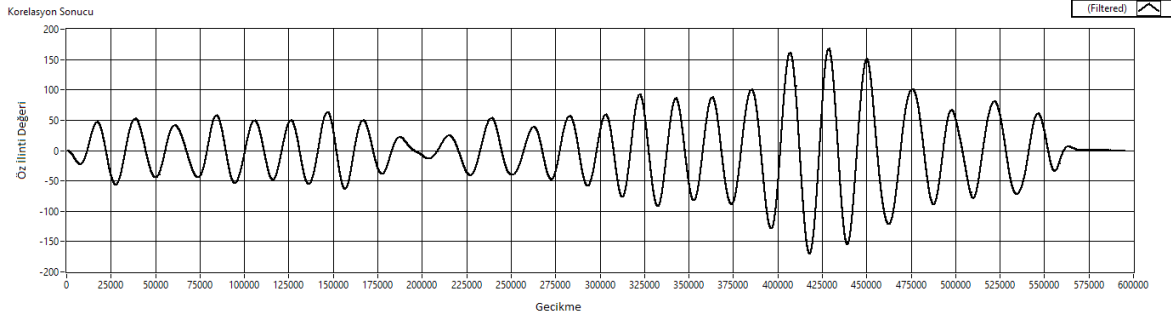
Ölçümü yapılan sinyal sağlıklı bir kişiden alındığı için ‘Frekans Alanı’ kısmındaki tepe değerle yapılmış olan baskın frekans ölçüm sonucu yaklaşık olarak 47mHz (dakikada 2,8 atım) olup, 50mHz (dakikada 3 atım) değerine çok yakındır. Sinyalin genliği 400mV seviyelerindedir. Enstrümantasyon yükseltecinin 1000 olan kazancı ile birlikte Ag/AgCl elektrotların da etkisi hesaplandıktan sonra mide atım sinyalinin genliği yaklaşık olarak 100 μ V’lar seviyelerinde olduğu gözlenmiştir. Ortalama değer 200 μ V seviyesinde olması sinyalin içindeki bulunan DC etkinin başarılı bir şekilde yok edildiğini göstermektedir.

4.1.3. Çapraz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti

Ölçülmüş olan mide sinyalinin hem yapısının hem de baskın frekansının doğrulanması için farklı bir yöntem olarak çapraz ilinti yöntemi kullanılacaktır. Ölçümler sonucunda ilinti sonucunda belirli bir eşik değer üzerindeki tepe noktaları bulunup bu bilgiler ile sağlıklı kişideki mide atım frekansı zaman alanında hesaplanmıştır. Sağlıklı bir kişiden ölçülmüş olan mide sinyali 60 saniyelik uzunluğa sahip 50mHz frekansındaki saf sinüs sinyali ile karşılaştırılmış, elde edilen sonuç Şekil 4-3 (b)’ de gösterilmiştir. Şekil 4-3 (a) ‘ da görülen sinyal 60mV tepe genliğine sahip dakikada 3 atım yapan saf sinüs sinyalidir.



(a)



(b)

Şekil 4-3: LabVIEW Çapraz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti Grafik Sonucu

Çapraz ilinti işlemi ile yapılan nümerik hesaplamaların sonuçları Çizelge 4.2’ de gösterilmiştir.

Tepe Sayısı	1	2	3	4	5	6	7	8	9
İlinti Tepelerinin Konumları	17299,39	38668,82	60859,6	84403,51	105764,4	126301	146801,3	166865,7	187452,7
Tepe Sayısı	10	11	12	13	14	15	16	17	18
İlinti Tepelerinin Konumları	215191,9	239060,1	262873,9	283017,4	303328,1	322458,3	342802,4	363237,9	385381,8
Tepe Sayısı	19	20	21	22	23	24	25		
İlinti Tepelerinin Konumları	407032,7	428759,7	450184,5	475758,5	497840,1	521869,6	546432,8		

Çizelge 4.2: LabVIEW Çapraz İlinti Hesaplanması Sonucu Tepe Noktalarının Konumları

Tabloda gösterilen değerler çapraz ilinti sonucundaki tepe noktalarının yerlerini belirtmektedir. Tepeler arası ortalama değer sonucu hesaplanan mide atım frekansı yaklaşık olarak 45mHz’dir. Bu değer önceki adımda hesaplanmış olan 47mHz değerine oldukça yakındır. Bu işlem sonucunda ölçülen mide atım sinyalinin hem saf sinüs sinyaline yapı olarak oldukça benzediği hem de frekans değeri açısından zaman alanında çapraz

ilinti yöntemi ile yapılan hesaplamaların frekans alanında yapılmış olan çalışmayla tutarlı olduğu gözlenmiştir.

4.2. MATLAB Altyapısı ile Mide Sinyallerinin İncelenmesi

MATLAB yazılımı, sinyal işleme alanında sayısal hesaplama için fiili bir standart ve algoritma geliştirme platformu olarak yaygın şekilde kabul görüp kullanılmaktadır.

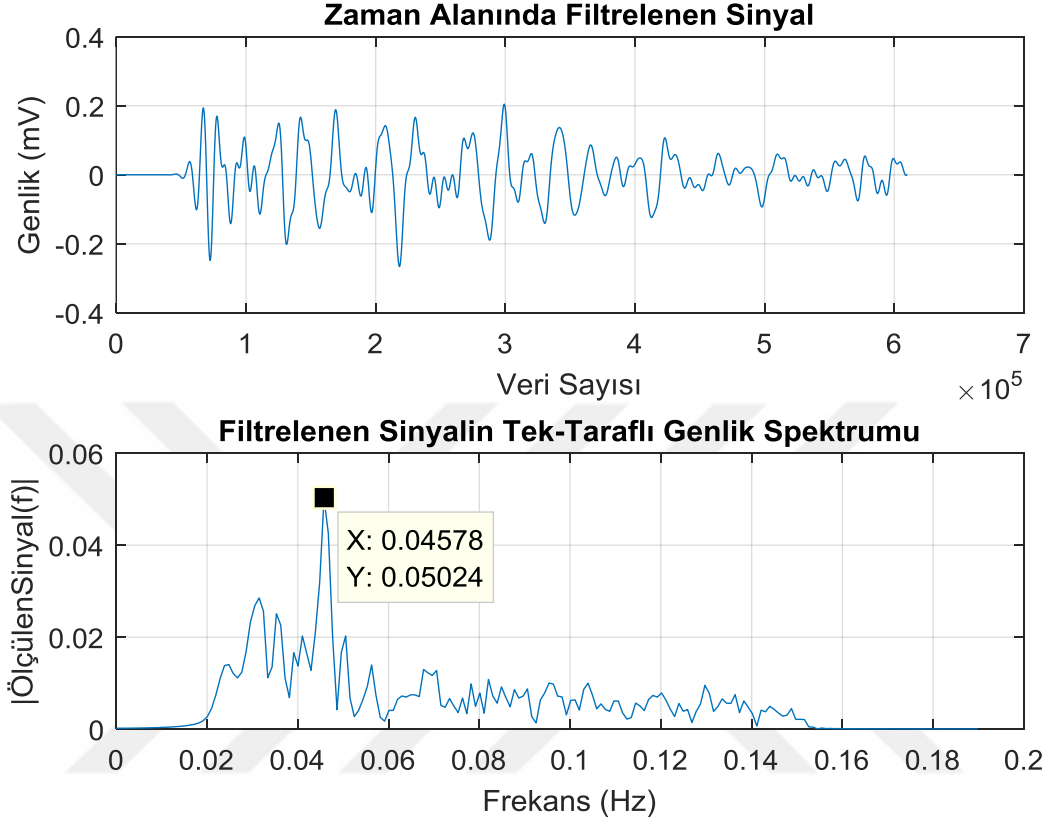
Bu yaygın kullanımın birçok sebebi olmasıyla birlikte en önemli nedeni, MATLAB' ın hemen hemen tüm bilgisayar platformlarında kullanılabilir olmasıdır. Sayısal sinyal işleme alanında birçok problem veya tasarım algoritması önemli hesaplamalar gerektirmektedir. Bunlar için MATLAB, birçok senaryonun kolaylıkla denenebilmesi için uygun bir ortam sağlar [35]. EGG sinyallerinin işlenmesinde de MATLAB içinde bulunan araçların ve fonksiyonların kullanılması bu alanda oldukça yaygındır. MATLAB ile sağlıklı kişiden ölçülen sinyal işlenirken beş farklı yöntem kullanılacaktır.

MATLAB ile yapılan sinyal işleme sonucunda veriler hem farklı bir ortamda işlendiği zaman tutarlılık durumunun ne olduğu hem de LabVIEW ortamında yapılan sinyal işlemenin doğrulanması hedeflenmektedir.

4.2.1. FFT ile Baskın Frekans Tespiti

Elektrogastrografik kayıtların yaygın olarak değerlendirme prosedürü, zaman alanındaki sinyali frekans bileşenlerine dönüştürmek için “Hızlı Fourier Dönüşümü” (FFT) kullanan spektral analiz metodudur. Fourier teorisine göre, her periyodik sinyal bir seri sinüzoid dalga tarafından oluşturulmuş olarak kabul edilebilir. FFT' nin zaman içindeki sinyale uygulanması, sinyalin bir frekans spektrumu üreten frekans bileşenleri içindeki ayrışmasını belirler. Frekansın her bileşeninin genliği, o bileşenin orijinal sinyaldeki katkısını gösterir. Bir frekans bileşeninin enerjisi, o bileşenin genliğinin karesinin mutlak değeri olarak hesaplanır. Spektrum analizi ile elde edilen grafik, bir frekansın enerjisi olarak ifade edilen tüm sinyal üzerindeki bir frekansın ortalama katkısını gösterir. Bu gösterim zaman içindeki frekans ve enerjisinin değişimlerinin takibine izin vermez [36]. Şekil 4-4' te MATLAB ile

elde edilen zaman sinyali ve bu sinyalin FFT işlemi sonucunda elde edilen frekans spektrum bilgisiyle birlikte baskın frekans bilgisi gösterilmektedir.



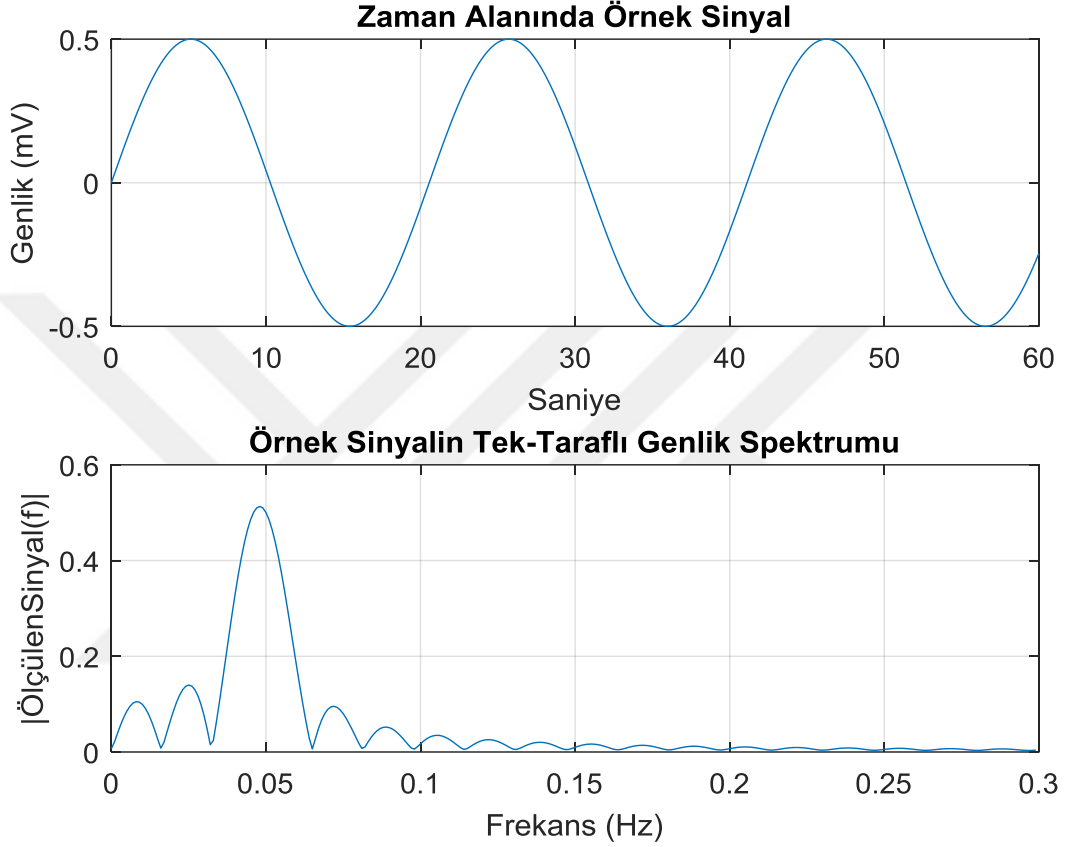
Şekil 4-4: MATLAB ile Baskın Frekans Tespiti Sonucu

FFT değeri hesaplanırken kaç noktalı dönüşüm yapılacağı sinyalin uzunluğuna göre belirlenmiştir. MATLAB' a girdi sağlanan sinyalde yaklaşık 610000 adet veri bulunmaktadır. Bu veri sayısına göre FFT uzunluğu $2^p \geq |Veri\ uzunluğ u|$ formülüne göre p sayısı değeri 1048576 olarak hesaplanmış ve dönüşümde kullanılmıştır.

Şekil 4-4' te gösterilen zaman sinyali Şekil 4-2' de LabVIEW programıyla bilgisayar ortamına alınan verinin LabVIEW programında bant geçiren filtreden geçirilmiş halidir. MATLAB ortamında herhangi bir filtreleme yapılmamış sadece filtrelerin oturma zamanından kaynaklı sinyalin başında bulunan herhangi bir anlam ifade etmeyen 0 değerleri atılmıştır. Elde edilen baskın frekans bilgisi yaklaşık 45,8mHz olup LabVIEW ile elde edilen 47,25mHz değerine oldukça yakındır.

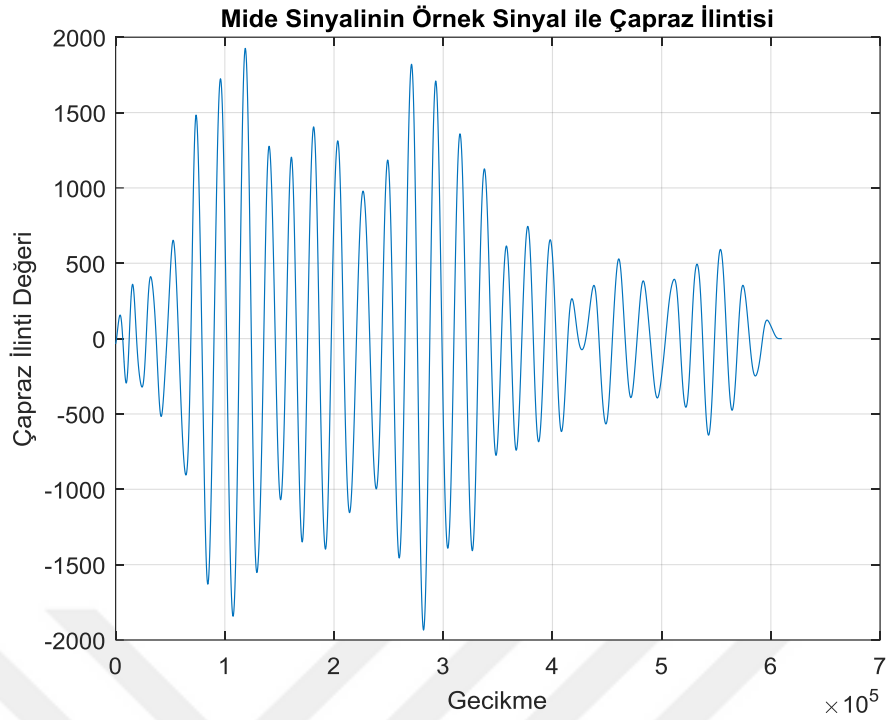
4.2.2. Çapraz İltinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti

MATLAB ile yapılan çapraz iltinti hesaplanması işlemi için Şekil 4-5' te hem zaman hem de frekans alanında gösterilen saf sinüs sinyali kullanılmıştır. Saf sinüs sinyalinin özellikleri LabVIEW' de kullanılan sinyal ile aynıdır.



Şekil 4-5: Çapraz İltintide Kullanılan Saf Sinüs Sinyali

Şekil 4-6' da çapraz iltinti sonucu gösterilmektedir. Şekildeki sonuca göre ölçülen mide sinyalinin çoğunlukla periyodik olduğu gözlenmektedir. Bu bilgi de ölçülen mide sinyalinin içindeki olması gereken sinüzoidal mide atım sinyalinin varlığını kanıtlayıcı niteliktedir.



Şekil 4-6: Mide Sinyalinin Saf Sinüs Sinyali ile Çapraz İlintisi

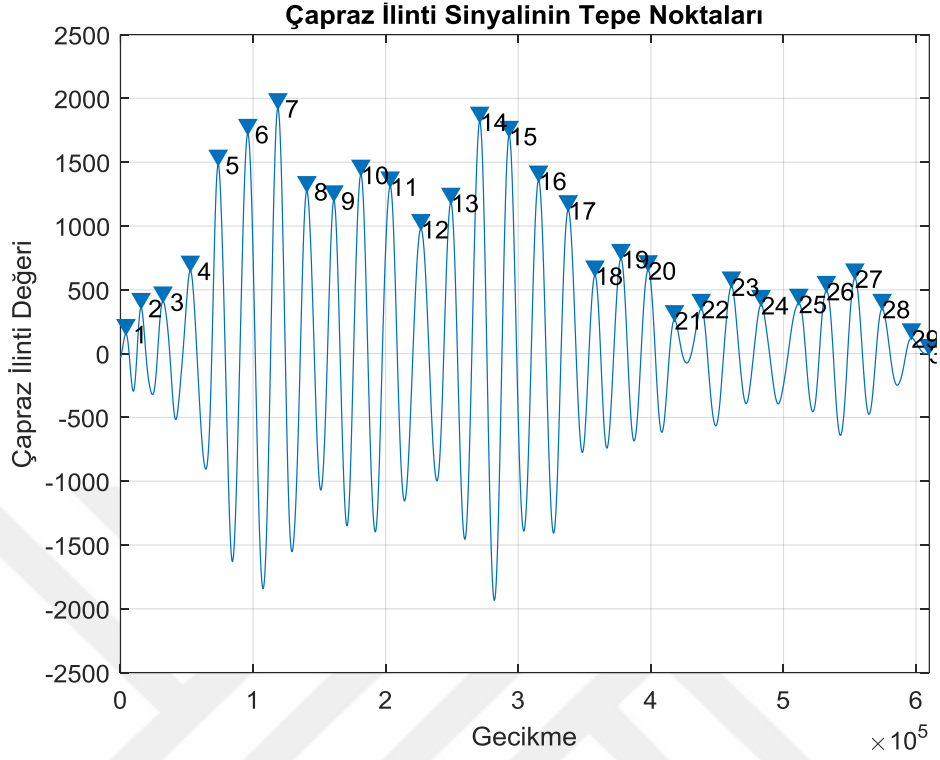
Şekil 4-7’ de çapraz ilinti sonucu bulunan tepe noktaları ve bu tepe noktalarının birbirlerinin genliklerine göre sıralamaları gösterilmiştir. Bulunan tepe noktaları ve bunların konum bilgileri kullanılarak ortalama mide atım frekansı hesaplanmıştır. Bulunan 47,8mHz mide frekansı hem MATLAB ile bulunan 45,8mHz baskın frekans değerine hem de LabVIEW ile bulunan 47,25mHz frekans değerlerine oldukça yakındır.

4.2.3. Öz İlinti Hesaplanması ve Baskın Frekans Tespiti

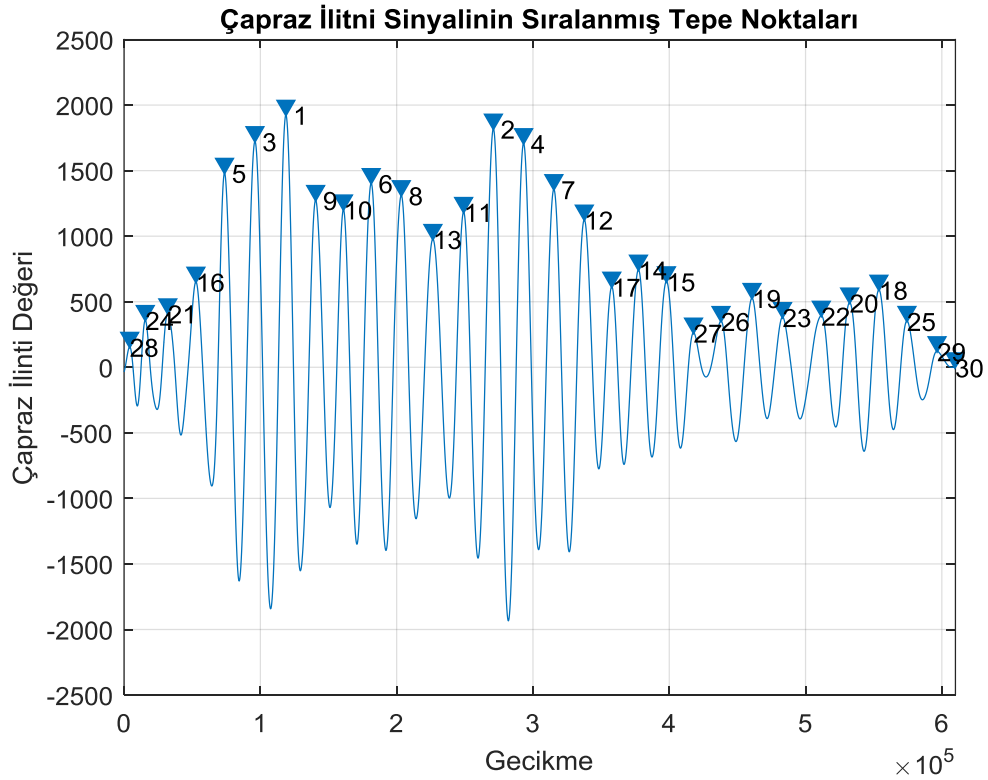
Öz ilinti, bir sinyalin farklı zamanlardaki değerleri arasındaki ilintidir. Başka bir deyişle, gözlemlenen değerler arasındaki benzerliğin, zamansal gecikmenin bir fonksiyonu olarak ifadesidir. Öz ilinti analizi tekrar eden sinyallerin tanınması, bir sinyalin kayıp temel frekansının tespit edilmesi gibi amaçlar için kullanılan bir matematiksel araçtır. Sinyal işlemede fonksiyonların ya da dizilerin analizi için sıkça kullanılır.

Mideden alınan sinyale öz ilinti uygulanmasının amacı da sinyalin kendi içindeki periyodikliğini incelemek içindir. Öz ilinti hesaplanabilmesi için ölçülen sinyalden

yaklaşık 60 saniyelik bir kesit Şekil 4-8’ de gösterildiği şekilde alınmıştır. Örnek olarak alınan sinyalin atım frekansı ölçülen sinyalin genel atım frekans ortalamasıyla aynıdır.

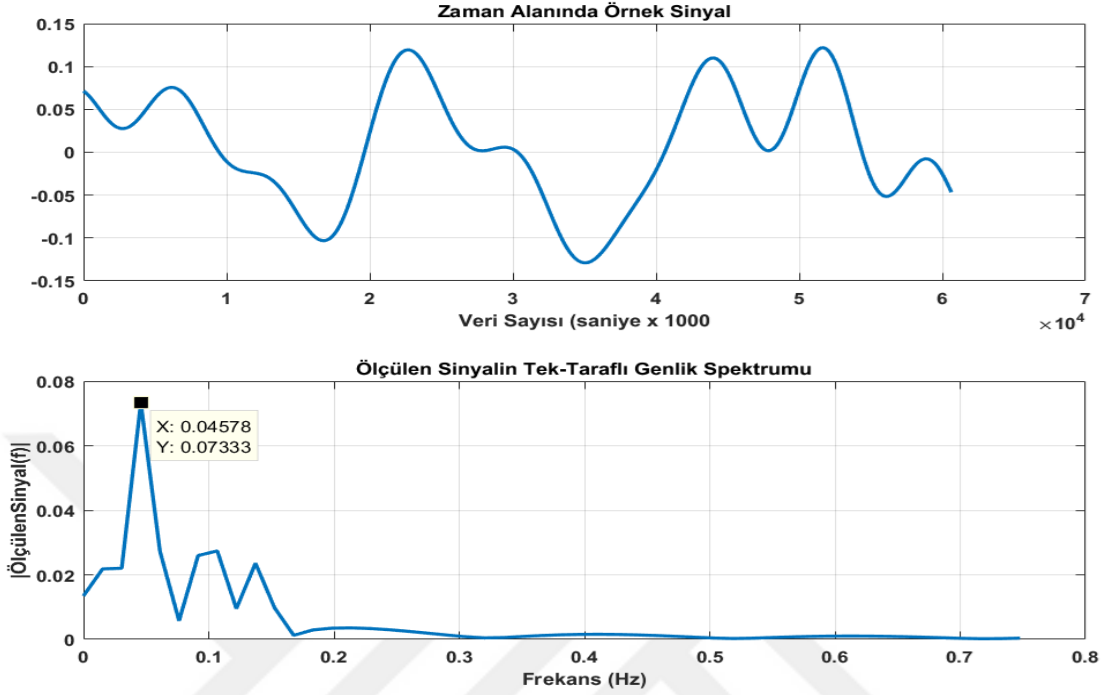


(a)



(b)

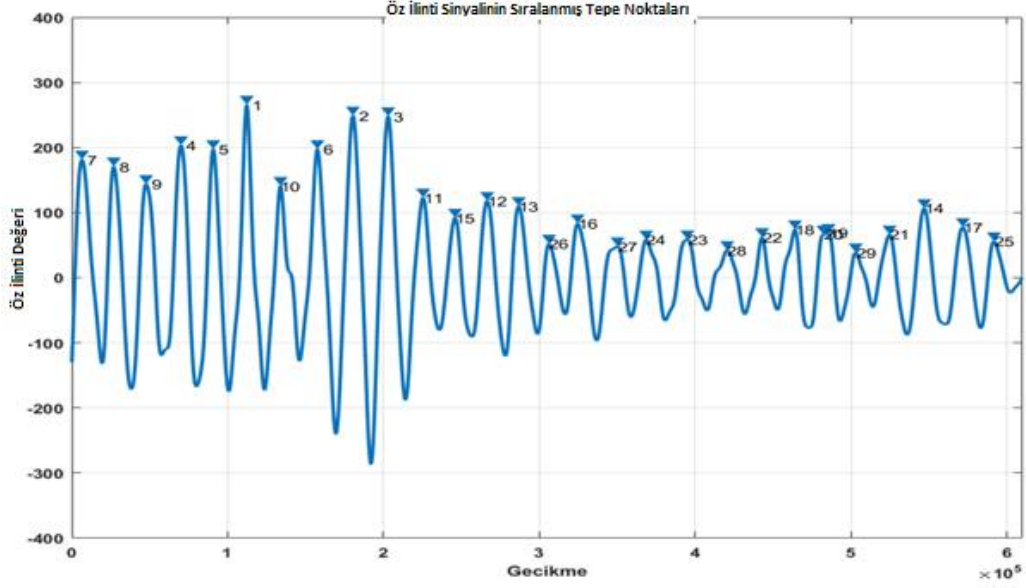
Şekil 4-7: a) Çapraz İlinti Sinyalinin Tepe Noktaları, b) Çapraz İlinti Sinyalinin Sıralanmış Tepe Noktaları



Şekil 4-8: Öz İlintide Kullanılan Karşılaştırma Sinyali

Hesaplanan öz ilinti sonucu Şekil 4-9’ da gösterilmiştir. Sonuçta görsel olarak periyodiklik fark edilebilmektedir. Alınan öz ilinti sonucuna göre baskın frekans tespiti tepe noktalarının aralarındaki mesafelerin ortalamalarının alınmasıyla hesaplandığı zaman baskın frekans 47,8mHz olarak bulunmaktadır. Elde edilen baskın frekans bilgisi hem çapraz ilinti sonucuyla aynıdır hem de FFT sonucu hesaplanan değere oldukça yakındır. Değerin yakın olması ölçülen mide sinyalinin hem kendi içinde baskın frekansında periyodikliğinin hem de sinüzoidal yapıda olmasının ispatı niteliğinde önemli bir bilgi içermektedir.

Sonuç olarak mide atım sinyali gibi periyodik olan biyolojik sinyallerin incelenmesi sırasında ilinti yöntemlerinin etkili bir biçimde kullanılıp hızlı ve güvenilir sonuçlar vereceği yapılan testler sayesinde tekrar gözlenmiştir.



Şekil 4-9: Öz İlinti Sinyalinin Sıralanmış Tepe Noktaları

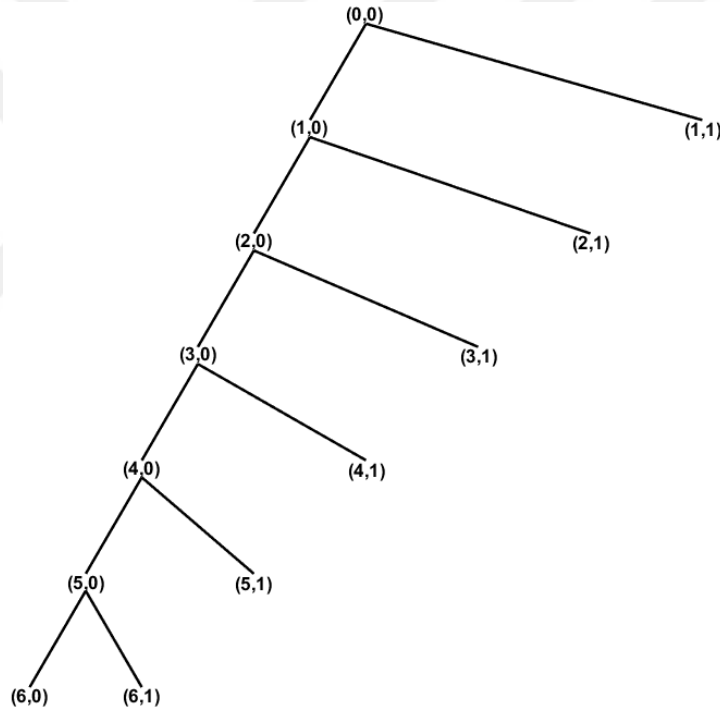
4.2.4. Ayırık Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümü için Ayırık Dalgacık Dönüşümü (*'Discrete Wavelet Transform'*, DWT) kullanılacaktır. DWT hem analiz hem de hesaplama süresini önemli ölçüde azaltarak sinyal incelenmesi sırasında önemli bilgileri sağlar. DWT' de sinyali farklı frekans bantlarında analiz etmek için farklı kesme frekanslı filtreler kullanılır. Sinyalin yüksek frekanslı bileşenlerini incelemek için yüksek geçiren filtre düşük frekanslı bileşenlerini incelemek için ise düşük geçiren filtre kullanılır. Sinyalin detay bilgilerinin bir ölçüsü olan sinyalin çözünürlüğü filtreleme işlemleri ile yukarı ve aşağı örnekleme yapılarak değiştirilir. DWT, sinyali genel yaklaşıma ve ayrıntılı yaklaşıma ayırarak farklı çözünürlüklerde farklı frekans bantlarında analiz eder. DWT sırasıyla düşük geçiren ve yüksek geçiren filtrelerle ilişkili ölçeklendirme fonksiyonları ve dalgacık fonksiyonları olarak adlandırılan iki farklı fonksiyon seti kullanır. Sinyalin farklı frekans bantlarına ayrılması basitçe zaman alanı sinyalinin art arda gelen yüksek geçiren ve düşük geçiren filtreler ile süzülmesiyle elde edilir.

Ayrıştırma işleminde filtrelendikten sonra aşağı örnekleme yapıldığı için örnekleme sayısının yarıya düşmesinden kaynaklı zaman çözünürlüğü de yarıya düşer. Ancak bu işlem frekans çözünürlüğünü iki katına çıkarır. Çünkü sinyalin frekans bandı artık önceki frekans bandının yalnızca yarısı kadarını kapsar ve böylece durumun belirsizliği yarı

yarıya azalmış olur. Bu işlem sonucunda yüksek frekanslı bileşenlerde iyi bir zaman çözünürlüğü, düşük frekanslarda ise iyi frekans çözünürlüğü elde edilmiş olur. Özgün sinyalde belirgin olmayan frekans bantları çok düşük genliklere sahiptir ve DWT sonucunda herhangi bir önemli veri kaybı olmaksızın bu kısımlar atılır [37].

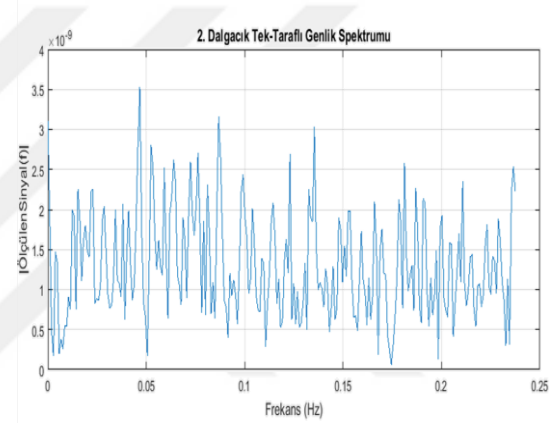
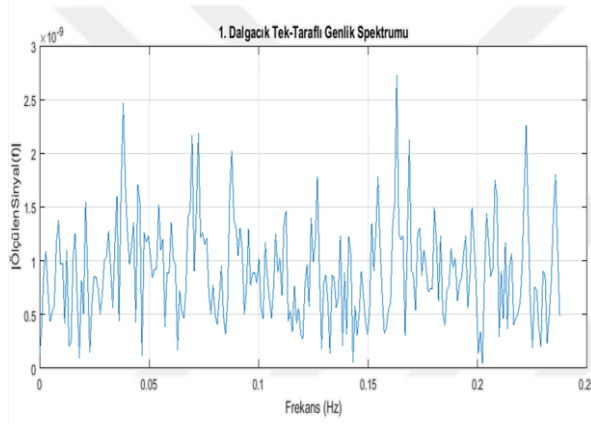
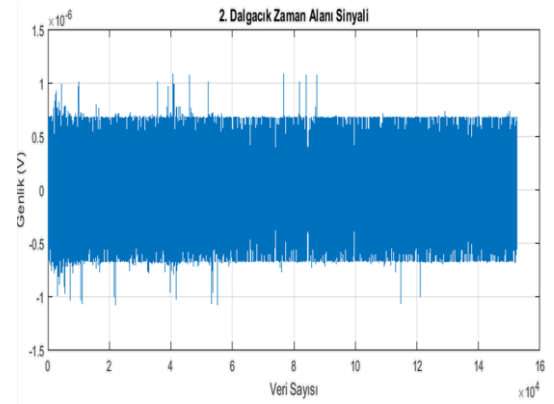
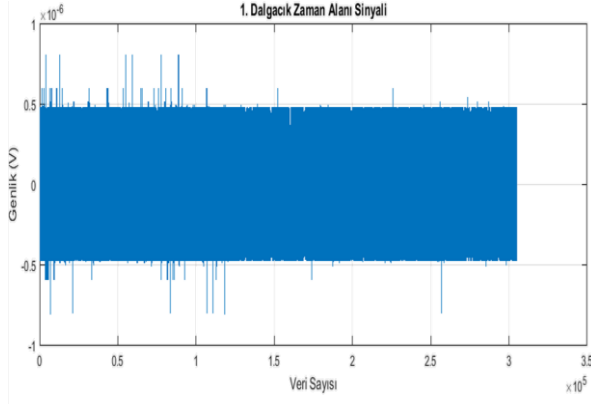
Ölçülen sinyale 6. seviyede dalgacık dönüşümü EGG için en uygun görülen dalgacık türü olan Daubechies-3 dalgacı ile yapılmıştır [38]. Ölçülen mide sinyaline uygulanan dalgacık dönüşüm ağacı Şekil 4-10' da gösterilmiştir. Uygulanan dönüşüm ağacında (0,0) ile gösterilen sinyal dönüşüme girdi olarak sağlanan özgün mide sinyalidir. (6,0) sinyali tüm dönüşüm sonucunda elde edilen sonuç sinyalidir. (1,1), (2,1), (3,1), (4,1), (5,1), (6,1) sinyalleri ise dönüşüm sonucunda elde edilen yüksek frekans bileşenleridir.

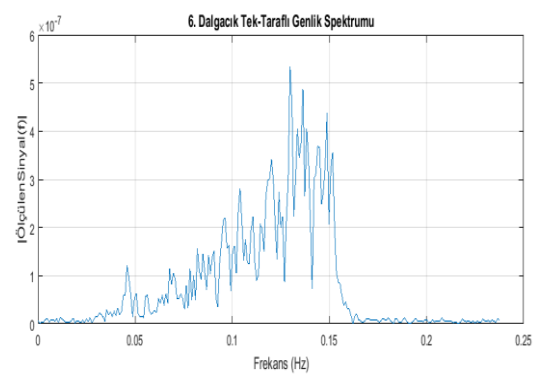
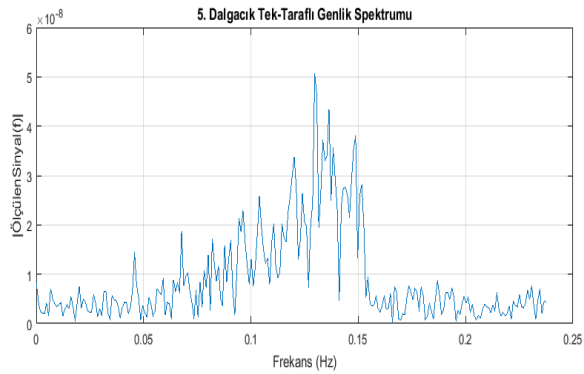
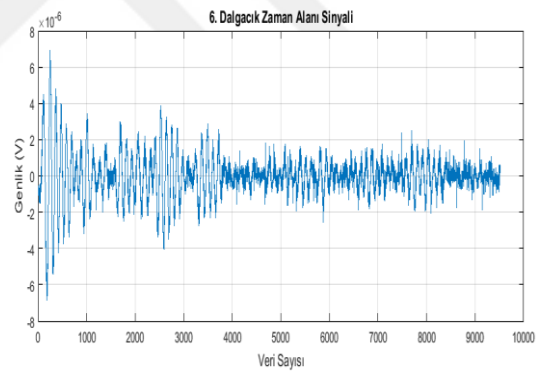
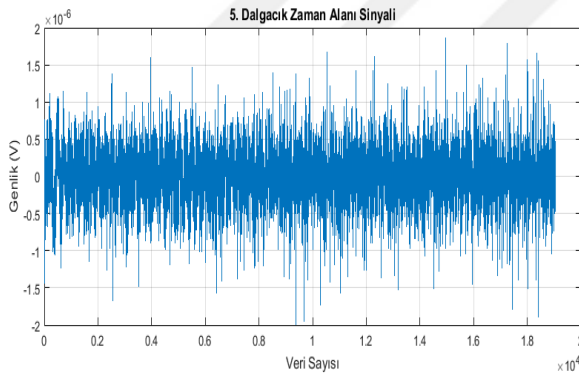
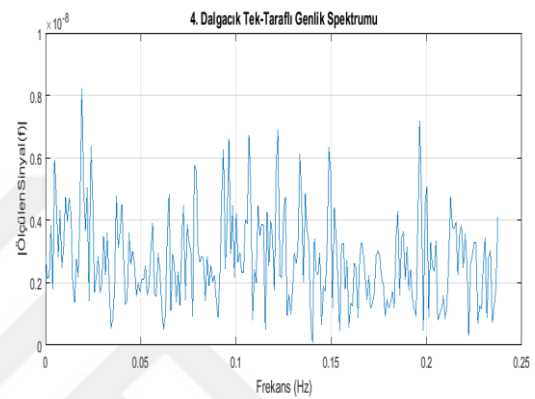
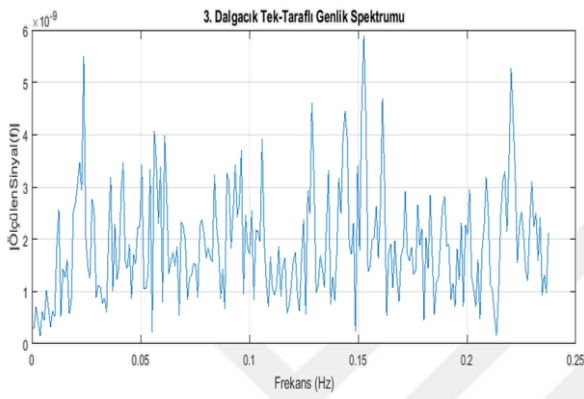
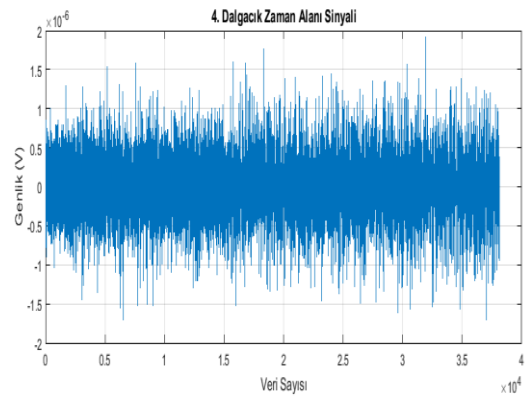
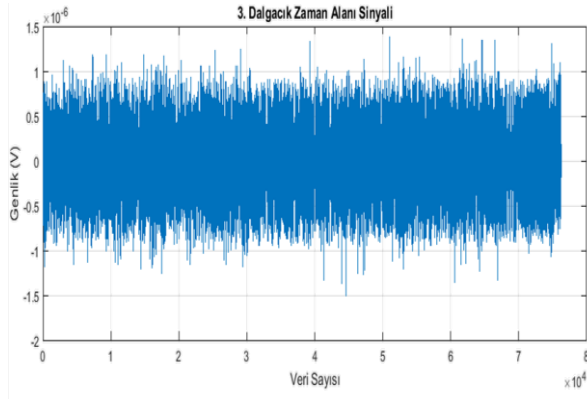


Şekil 4-10: Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Ağacı

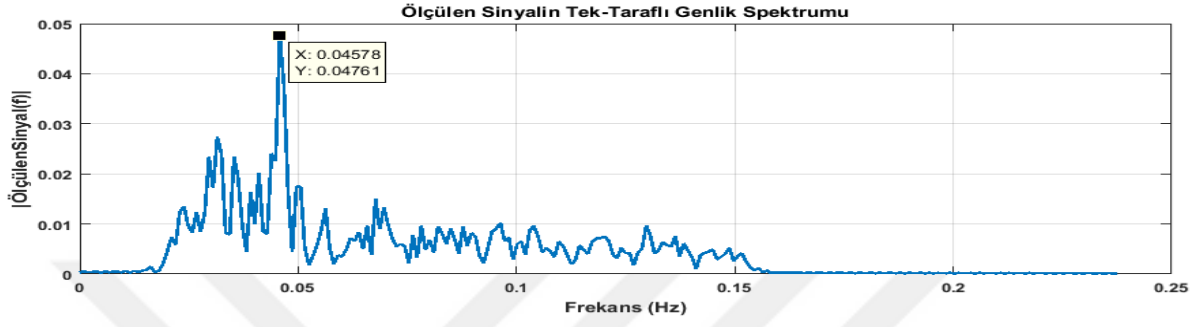
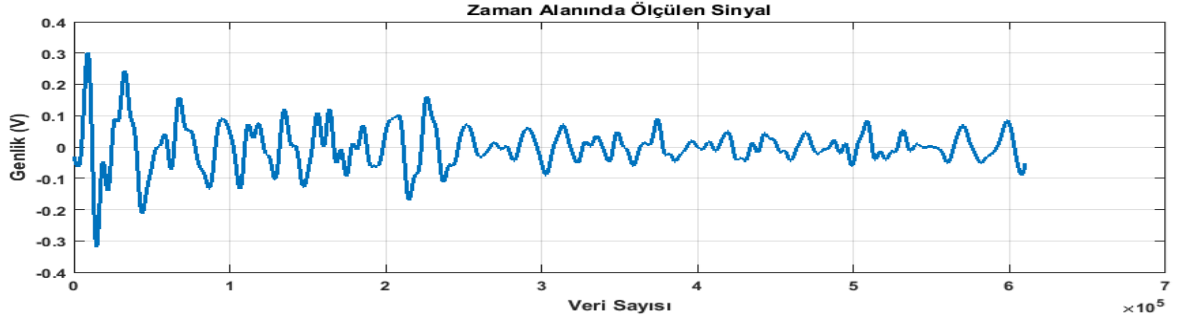
Ayrık dalgacık dönüşümü sırasında elde edilen yüksek frekans bileşenlerinin hem zaman alanı hem de frekans alanı sinyalleri Şekil 4-11' de gösterilmiştir. Yüksek frekans bileşenlerinden ilk 4 seviye gürültü olarak gözlenmiştir. 5. Ve 6. Seviyelerde ise yaklaşık 125mHZ – 150mHZ bant aralığında sinyaller gözlenmiştir. Dalgacık dönüşümüne giren ve dönüşüm sonucu elde edilen sinyaller hem zaman alanında hem de frekans alanında Şekil 4-12' de gösterilmiştir. Dönüşüm sonucunda zaman alanındaki sinyalin dalga şeklinde her

hangi bir kayıp gözlenmezken frekans alanındaki sinyalde 8 katlık bir yükseltilme gözlenmiştir. Dalga dönüşüm işlemi sonucunda ölçülen sinyalin gürültülerinden ayrıştırıldığı gözlenmektedir.

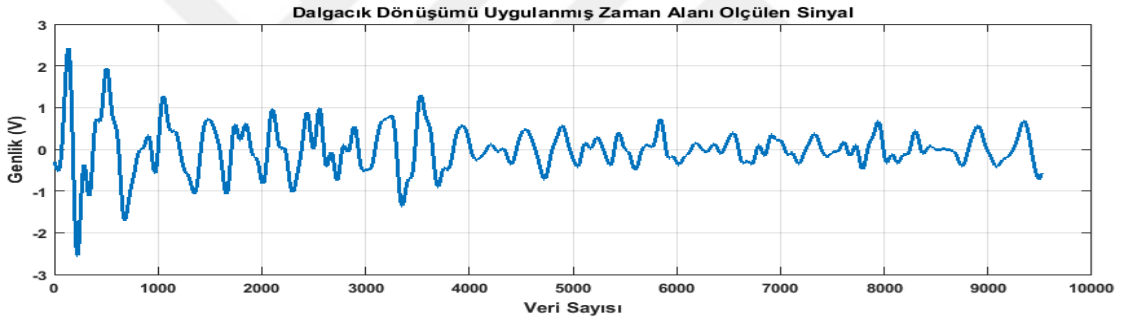




Şekil 4-11: Uygulanan Ayırık Dalgacık Dönüşüm Sonucu Yüksek Frekans Bileşenleri



a)



b)

Şekil 4-12: a) Dalgacık Dönüşümü Giriş Sinyali b) Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Sonucu Elde Edilen Sinyal

4.2.5. Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (STFT)

STFT yöntemi, kısa bir zaman alanında dönüşüm yapılacak sinyalin sabit olarak kabul edilebileceğini ve pencere fonksiyonu ile çarpılmış sinyalin Fourier dönüşümü alınarak sinyali analiz ettiğini varsayar. Daha sonra STFT dönüşüm yapılan sinyalin genliğinin karesini alarak pencerenin merkezine karşılık gelen belirli bir zamanda frekans yönü boyunca sinyalin enerji dağılımını elde etmek için kullanılabilir. Bu yöntemin en büyük avantajı, hızlı Fourier dönüşümü kullanılarak uygulanabilmesidir. Bu yöntem doğrusal zaman-frekans gösterimidir. Bu yöntemin en büyük dezavantajı, sinyalin pencere fonksiyonu ile çarpılması sırasında zaman çözünürlüğü ve frekans çözünürlüğü arasında bir dengeye yol açmasıdır. Bu durumda sinyalin zaman çözünürlüğü arttırıldıkça frekans çözünürlüğü azalır veya zaman çözünürlüğü arttıkça frekans çözünürlüğü azalır. Elektrogastrografi uygulamalarında elektrogastrografi spektrumunu hesaplamak için birkaç dakika uzunluğunda veri gereklidir, böylece birkaç dakika içindeki herhangi ritmik değişimler algılanabilir ve ritmik varyasyonun tam zaman bilgisi mevcut olabilir [39].

Çalışmalar sırasında STFT metodu ile sinyal incelenmesi denenmiş ve başarılı sonuç alınmadığı için bu yöntem çalışmada kullanılmamıştır.

4.3. Hastaya Ait Mide Sinyalinin İncelenmesi

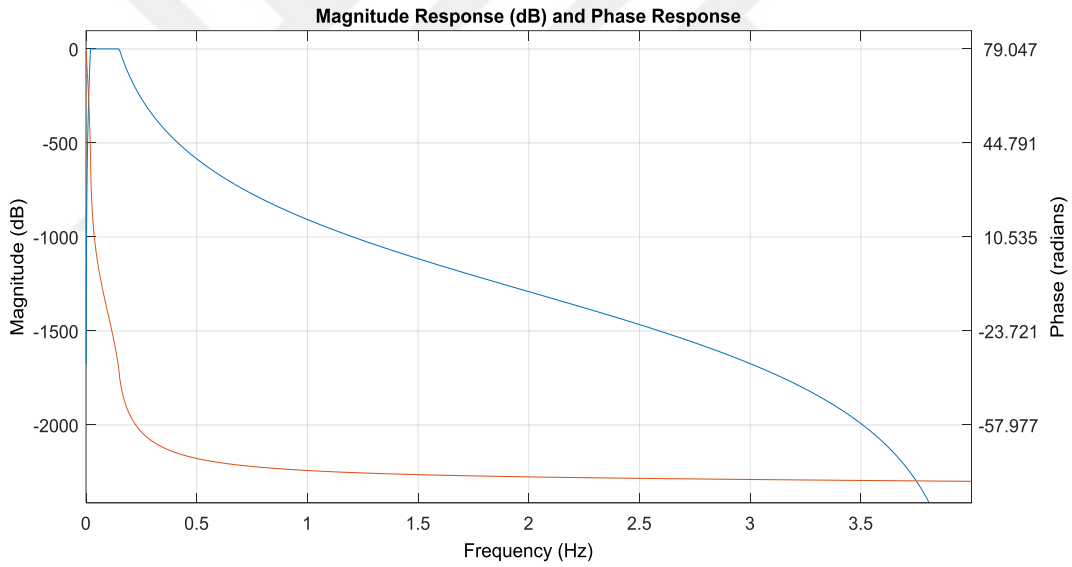
Bölüm 4.2' deki sinyal inceleme kısmında alınan sinyaller kendi geliştirdiğimiz donanım aracılığıyla sağlıklı bireyden alınan mide sinyalleridir. Bu kısımda kendi donanımımızı kullanabileceğimiz hasta bulunamadığı için önceden başka bir cihaz yardımı ile bradigastriya hastasından alınmış veriler incelenecektir.

4.3.1. Hastaya Ait Mide Sinyalinin Filtrelenmesi

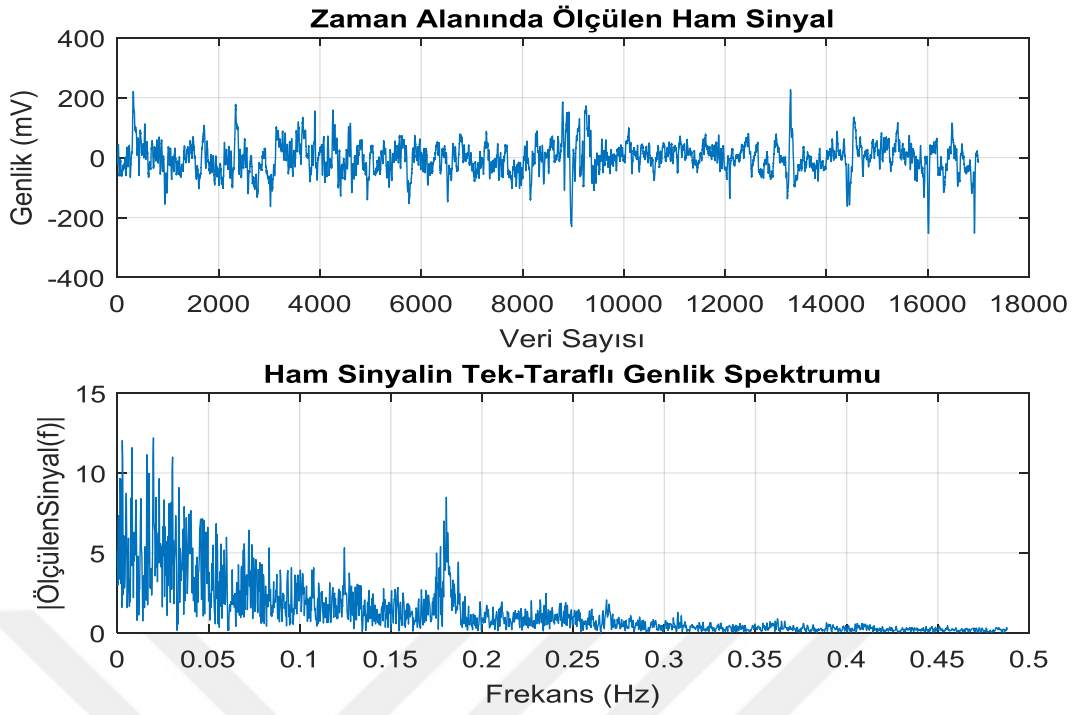
Hastaya ait ham sinyal eski bir cihazdan alındığı için sinyalin filtrelenmesine ihtiyaç duyulmuştur. Hastaya ait sinyalin örnekleme frekansı 8Hz' dir. Kullanılacak filtrenin kesim frekansları belirlenirken mide sinyallerinin görülebileceği frekans aralığı değerlendirilip filtrenin alt kesim frekansının 20mHz, üst kesim frekansının ise 150mHz

olmasına karar verilip bant geçiren filtre kullanılmıştır. Filtre topolojisi olarak ise 100. Seviyeden sonsuz darbe tepkili Butterworth filtre tercih edilmiştir. Şekil 4-13' te hastanın mide sinyali temizlenirken tasarlanan filtrenin genlik ve faz tepkisi gösterilmiştir. Butterworth filtrenin avantajı olan geçirme bandında görülen oldukça yüksek düz yapı EGG sinyalleri gibi çok düşük genlikli sinyallerin temizlenmesi esnasında herhangi bir bilgi kaybına uğramaması için dikkat edilmesi gereken hususlardandır. Görece yüksek seviyeli tasarlanan filtre durdurma bantlarında ileriki adımlarda kullanılmayacak frekanslardaki sinyallerin yeterince bastırılması için etkili olmuştur.

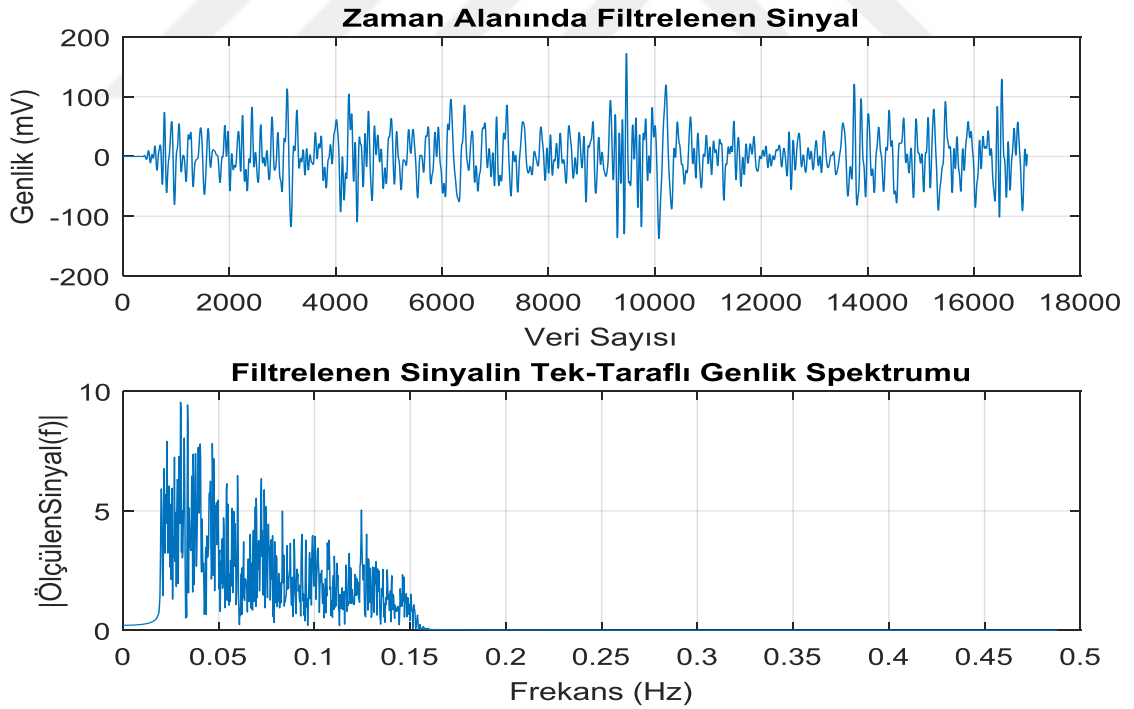
Şekil 4-14 ve Şekil 4-15' te sırasıyla hastaya ait ham ve filtrelenen sinyal gösterilmektedir. İki şekil karşılaştırıldığı zaman tasarlanan filtrenin hastadan alınan ham sinyale uygulanması sonucunda istenmeyen frekansların başarılı bir şekilde süzülebildiği değerlendirilmiştir. Sinyalin incelenmesine değerlendirme sonucunda filtrelenen sinyal ile devam edilmiştir.



Şekil 4-13: Hastaya Ait Sinyalde Kullanılan Filtrenin Genlik ve Faz Tepkisi



Şekil 4-14: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Ham EGG Sinyali



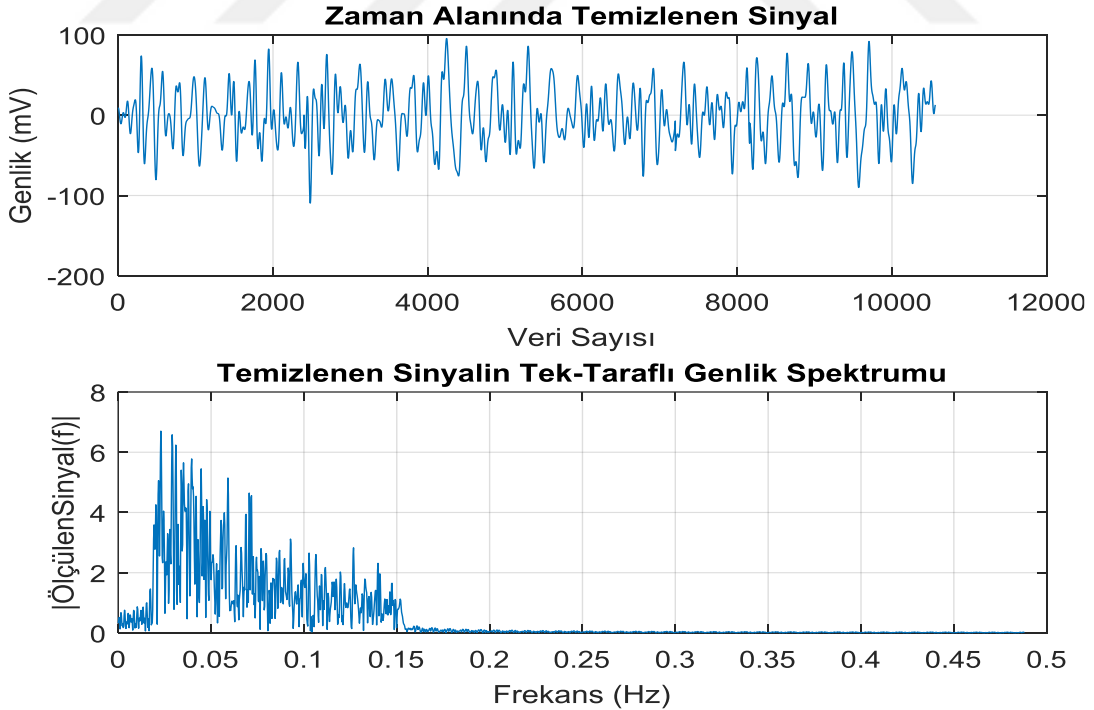
Şekil 4-15: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Filtrelenen EGG Sinyali

4.3.2. Hastaya Ait Mide Sinyalinin MATLAB ile Temizlenmesi

Hastadan alınan sinyal içinde filtrelendikten sonra bile istenmeyen fiziksel hareketlerden oluşan gürültüler bulunmaktadır. İstenmeyen kısımların atılması için sinyalin belirlenen bir yöntem ile temizlenmesine karar verilmiştir. İlk olarak yaklaşık 35 dakika uzunluğundaki orijinal sinyal 1dakika uzunluğunda eşit parçalara bölünmüştür. Her bölünen parça için

$$v = \begin{bmatrix} \text{Enerji} \\ \text{MaksimumDeğer} \\ \text{MinimumDeğer} \\ \text{Varyans} \\ \text{MaksimumEğim} \end{bmatrix} \text{ vektöründeki değerler hesaplanmıştır. Tüm parçalara ait}$$

vektörlerdeki değerlerin ortalaması alınarak referans vektör oluşturulmuştur. Daha sonra önceki adımda elde edilen vektörler referans vektörüyle teker teker karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma işleminde vektör içindeki değerlerden en az 3 tanesinin referans vektör değerlerinin $\pm\%40$ benzerlik içinde olması koşulu uygulanmıştır. İşlem sonucunda koşullara uyan 1 dakikalık bölünmüş parçalar tekrardan birleştirilip Şekil 4-16' da gösterilmiştir.

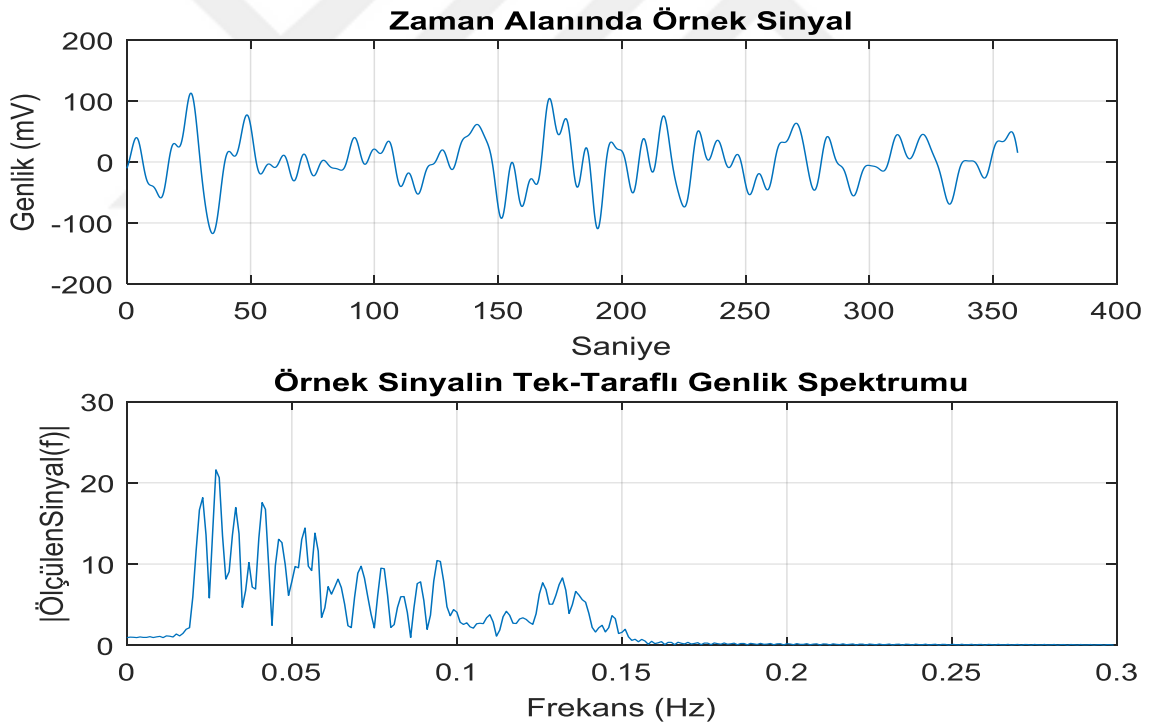


Şekil 4-16: Hastaya Ait Zaman ve Frekans Alanında Temizlenen EGG Sinyali

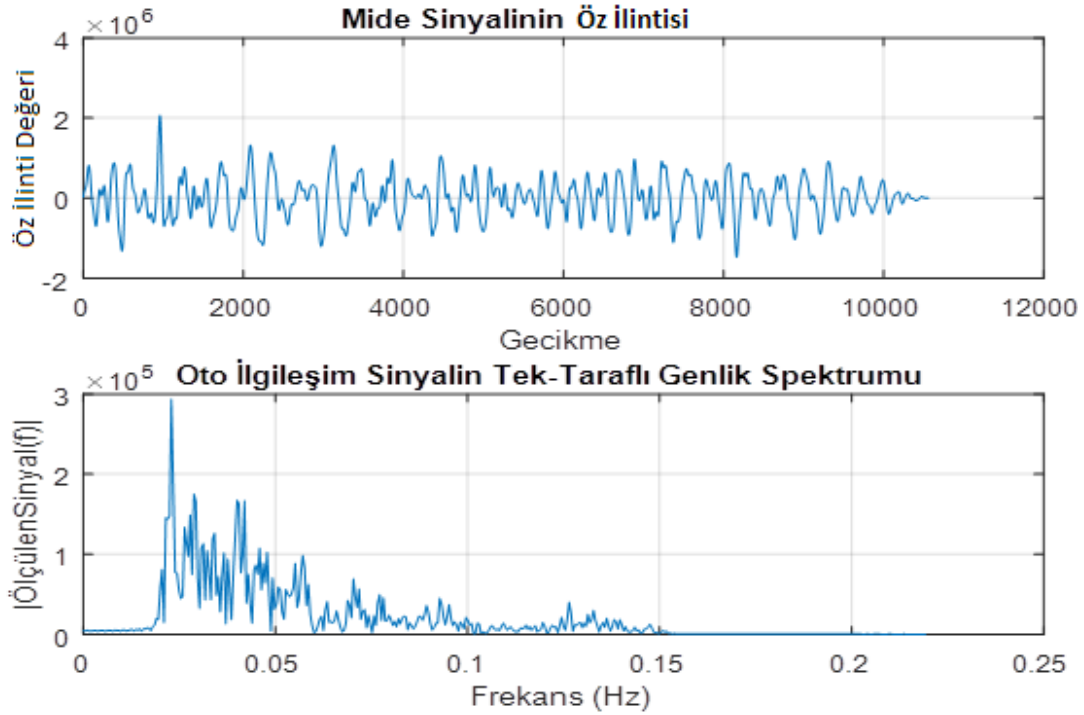
Temizlenen sinyal incelendiğinde zaman alanında sinyalin genlik olarak daha dar bir bantta elde edildiği gözlenmektedir. Bu durum temizleme sonucunda istenmeyen yüksek genlikli fiziksel hareketlerin atılabildiğinin göstergesi olarak değerlendirilebilmektedir. Frekans alanındaki genliğin azalmasındaki sebep ise sinyalin atılan kısımları içinde ilgilenilen frekans bantlarındaki sinyallerin de olmasıdır. Temizlenen sinyalin içindeki en baskın frekans değeri 23.2mHz olarak hesaplanmıştır.

4.3.3. Hastaya Ait Mide Sinyaline Öz İlinti Uygulanması

Hastaya ait sinyalde bulunan periyodikliği ispat etmek için öz ilinti işlemi uygulanmıştır. Öz ilinti işleminde kullanılacak örnek sinyal hastaya ait sinyalden alınan 6 dakika uzunluğunda Şekil 4-17' de gösterilen sinyaldir. Örnek sinyalin baskın frekansı 28mHz' dir.



Şekil 4-17: Öz İlinti İşleminde Kullanılacak Zaman ve Frekans Alanında Örnek EGG Sinyali



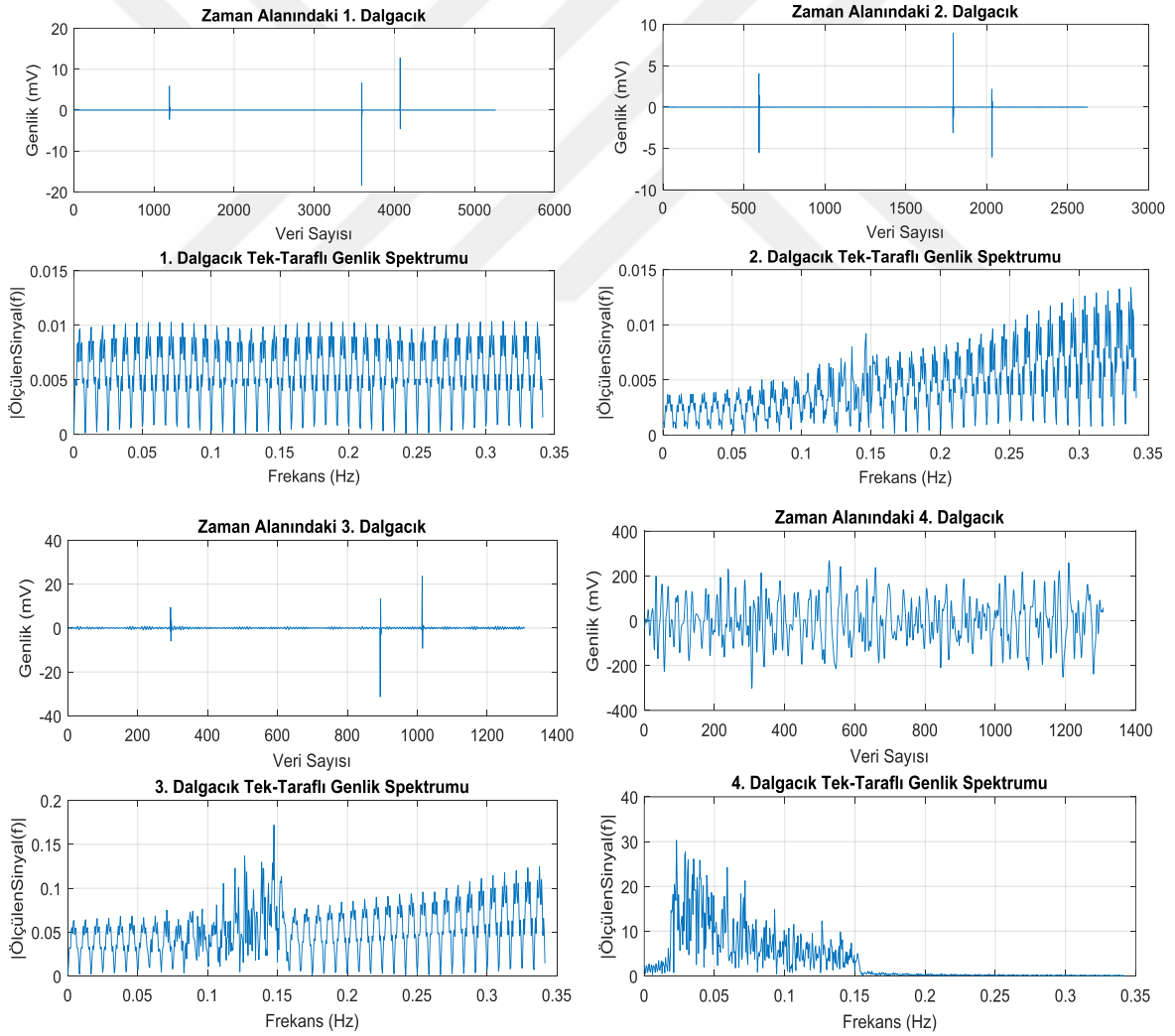
Şekil 4-18: Mide Sinyalinin Öz İlintisinin Zaman ve Frekans Alanında Sonucu

Şekil 4-18’ de hastadan alınan mide sinyalinin yine hastadan alınan 6 dakika uzunluğundaki örnek sinyal ile yapılmış olan öz ilinti sonucu zaman ve frekans alanında gösterilmiştir. Öz ilinti sonucunun frekans alanında incelenmesinin sebebi sinyalin içinde bulunan baskın frekansın periyodikliğinin incelenmesidir. Frekans alanında çıkan sonuca göre baskın frekans 23.4mHz’ dir. Hastaya ait sinyalinin baskın frekansı olan 23.2mHz öz ilinti sonucu ile neredeyse aynı olarak hesaplanmıştır. İki sonuç karşılaştırıldığında hasta mide sinyalindeki baskın frekansın periyodik olduğu sonucuna varılabilir. Öz ilinti fonksiyonu uzun süreli sinyalleri belirlemede kullanışlıdır [41]. Baskın frekansın diğer frekans bantlarındaki bileşenlerinden daha yüksek genlik seviyesine sahip olmasının sebebi de bu durumdur.

4.3.4. Hastaya Ait Mide Sinyaline Ayrık Dalgacık Dönüşümü Uygulanması

Şekil 4-19’ da hastaya ait mide sinyaline 3 seviye db3 katsayısı ile uygulanmış ayrık dalgacık dönüşümü görülmektedir. 1., 2. ve 3. dalgacıklar sinyale ait yüksek frekans bileşenlerini 4. dalgacık ise dönüşüm sonucunda kalan düşük frekans bileşenini

göstermektedir. Sinyalin ilk adımlarda temizlenmesi sayesinde yüksek frekans bileşenleri olabildiğince azalmıştır. Yüksek frekans bileşenlerinin frekans alanındaki dalgalanmasının sebebi sinyalin temizlenmesi esnasında aralardan çıkarılan parçalardan kaynaklı süreklilik durumunun bozulmasıdır. Sinyalin içindeki ani farklılıklarla yüksek frekanslarda adım fonksiyonu yaratılmış olmaktadır. Dalgacık dönüşümü sonucunda bileşenlerin enerjileri incelendiğinde 1. dalgacıktaki enerji toplam sinyal enerjisinin %0,0049' u, 2. dalgacıktaki enerji toplam sinyal enerjisinin %0,0015' i, 3. dalgacıktaki enerji toplam sinyal enerjisinin %0,0168' i ve 4. dalgacıktaki enerji toplam sinyal enerjisinin %99,9768' i olarak hesaplanmıştır. Bu hesaplama sonucundan da düşük frekans bileşeninde kalan sinyalin neredeyse sinyalin ilk hali kadar enerji içerdiği bilgisine ulaşılabilmektedir. Ayrık dalgacık dönüşümü işleminden sonra sinyalin frekans alanındaki genliğinde gürültülerin süzülmesinden kaynaklı yükselmeler görülmüştür.

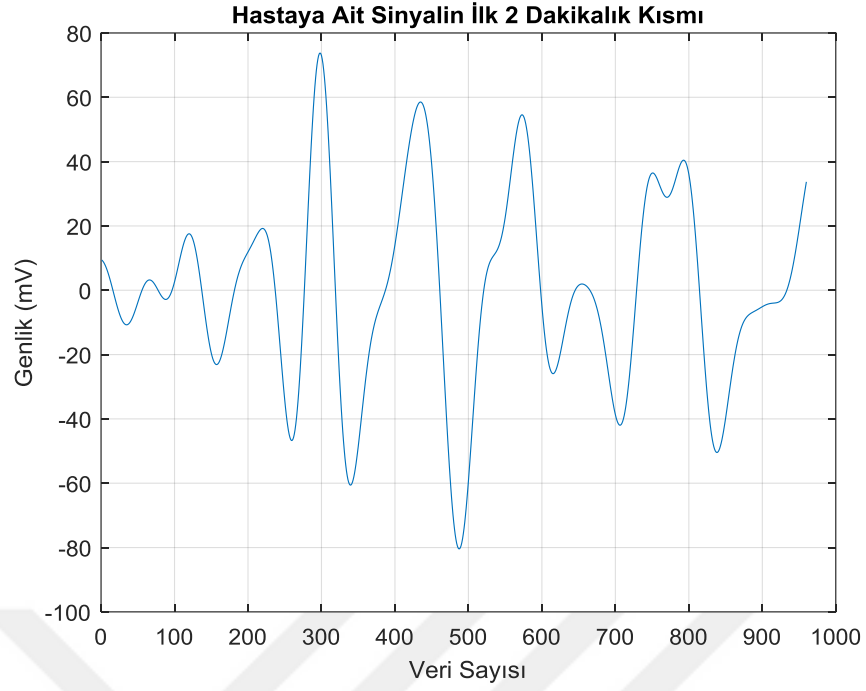


Şekil 4-19: Hastanın Mide Sinyaline Uygulanan Ayrık Dalgacık Dönüşüm Sonuçları

4.3.5. Hastaya Ait Mide Sinyaline Geçi (Temporal) Karakteristik Şablonu Bulma İşlemi Uygulanması

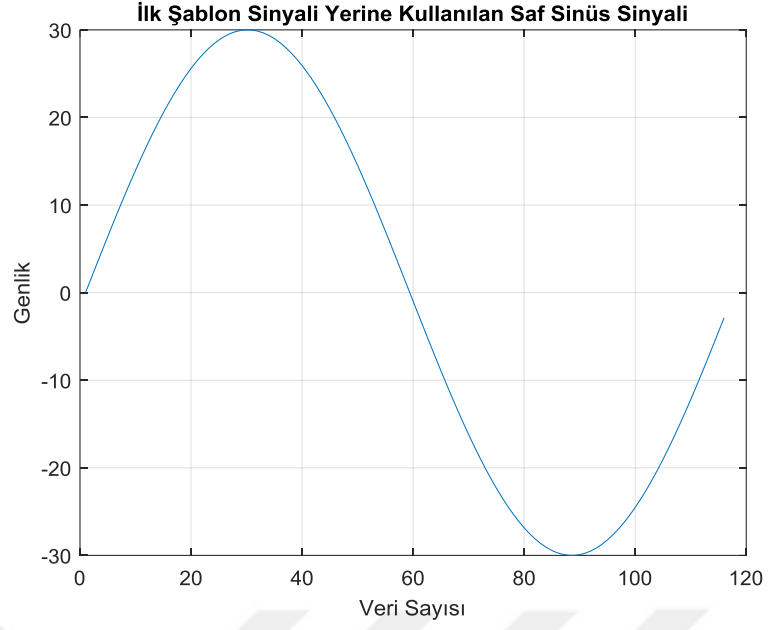
Hastaya tedavi uygulanması için mide atımlarının pozisyonlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Standart sinyal işleme teknikleri bu konuda detaylı bilgi edilebilmesi için yetersiz kalmaktadır. Bu sebeple yapılan çalışmada hastadan alınmış mide sinyalinden hastaya ait karakteristik mide sinyal şablonu çıkarılması amaçlanmıştır. Karakteristik mide sinyali çıkarma işlemi sırasında en önemli nokta her adımda sinyal içindeki mide atım noktalarının pozisyonlarının doğru olarak belirlenmesidir. Bu algoritma sayesinde her adımda kişiye ait inceleme sinyali kullanılarak adım içindeki noktaların doğruya en yakın şekilde bulunması hedeflenmektedir. Dinamik şablon algoritması sayesinde incelenen sinyal gerçek zamanlı olarak işlenebilmektedir. Gerçek zamanlı sinyal işleme bir sonraki adım tedavi amacıyla kullanılan FES tetikleme noktalarının tespit edilmesi için gereklidir. Şablon bulunurken aşağıdaki algoritma kullanılmıştır.

- a. Sağlıklı bir kişiye ait mide sinyalinde dakikada 3 atım gerçekleşmektedir. Hastaya ait mide sinyalinde her dakika içindeki atım noktalarının bölünen parça içinde bulunamama veya eksik tespit edilme ihtimalini önlemek amacıyla filtrelenip parametrelerine göre temizlenmiş olan mide sinyali 2 dakika uzunluğunda eşit parçalara bölünmüştür. 2 dakikalık uzunluğun seçilmesindeki sebep düşük frekanslarda bölünen parça içerisinde bulunan mide atım ihtimalinin artırılmasıdır. Şekil 4-20' de hastaya ait mide sinyalinin ilk 2 dakika uzunluğundaki parçası gösterilmektedir.



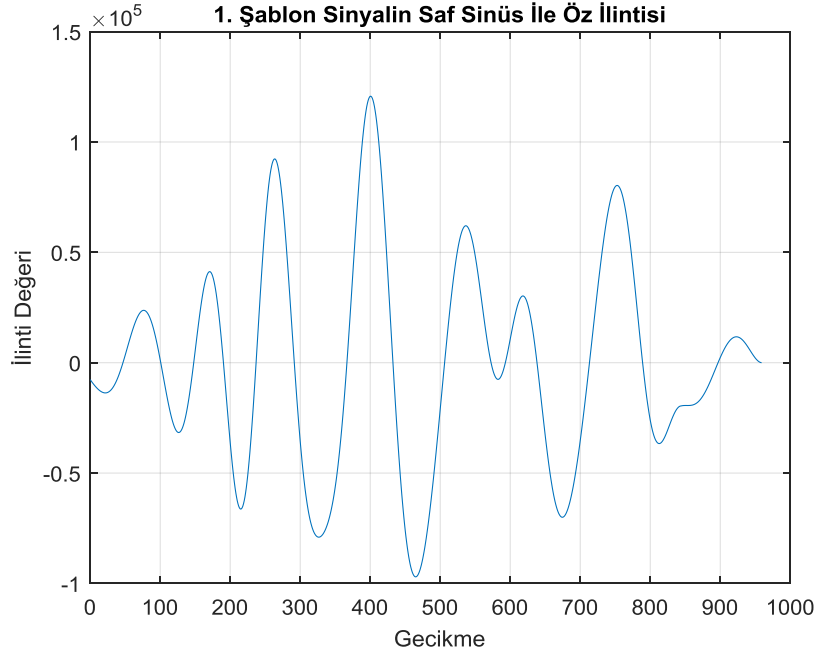
Şekil 4-20: Hastanın Ait Sinyalin İlk 2 Dakikalık Kısmı

- b. İşlem başında elimizde bir önceki adımdan elde edilen şablon sinyali olmadığı için ilk şablon sinyali yerine kullanılacak saf sinüs sinyalini oluşturmak için frekans bilgisine ihtiyaç duyulmaktadır. Bölünen sinyallerin FFT ile baskın frekansları bulunmuştur.
- c. Çalışmalarda mide sinyali temel olarak saf sinüs sinyaline benzetilmiştir. Sinyale ait ilk 2 dakikalık parçadaki baskın frekans sonucuna göre mide sinyaline en yakın şekilde olduğu bilinen 1 periyot uzunluğunda saf sinüs sinyali üretilmiştir. Üretilen saf sinüs sinyali Şekil 4-21' de gösterilmiştir.



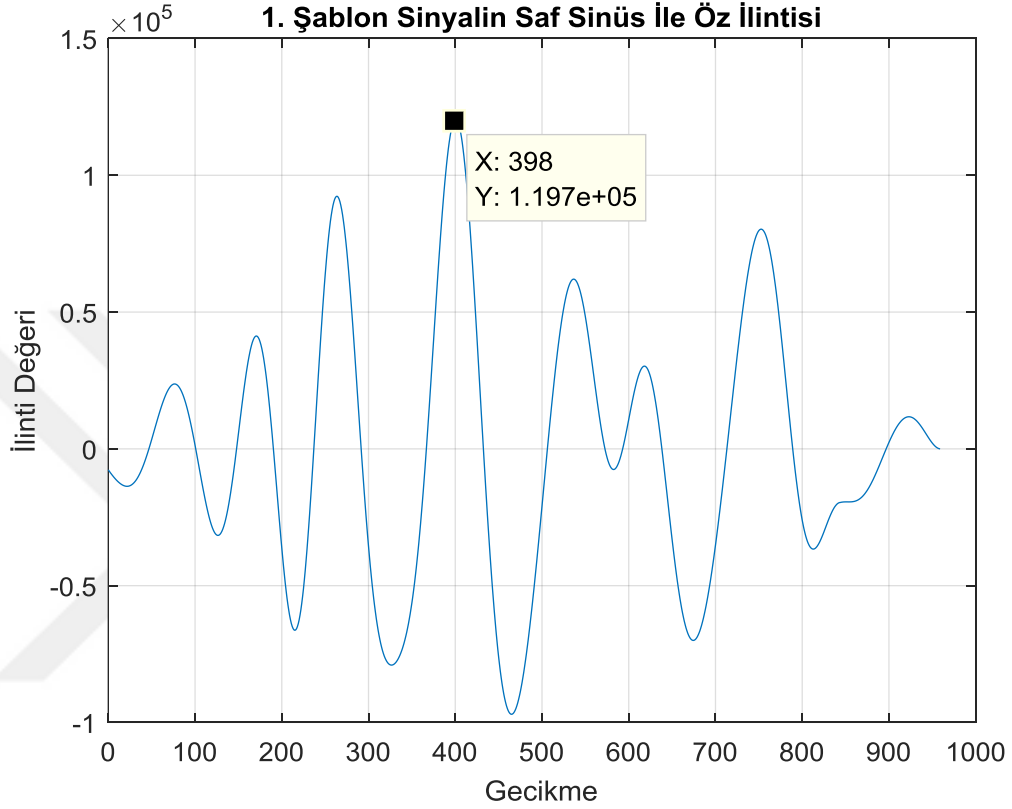
Şekil 4-21: İlk Şablon Sinyali Yerine Kullanılan Saf Sinüs Sinyali

- d. İlgileşim yöntemi iki sinyal arasındaki benzerliği belirlemek için kullanılmaktadır. İlk şablon sinyali olarak kabul edilen saf sinüs sinyalinin bölünen sinyal ile benzerliğini bulmak amacıyla üretilen saf sinüs sinyali ile bölünen sinyale çapraz ilinti işlemi yapılmıştır. İlgileşim işleminin sonucu Şekil 4-22’ de gösterilmiştir.



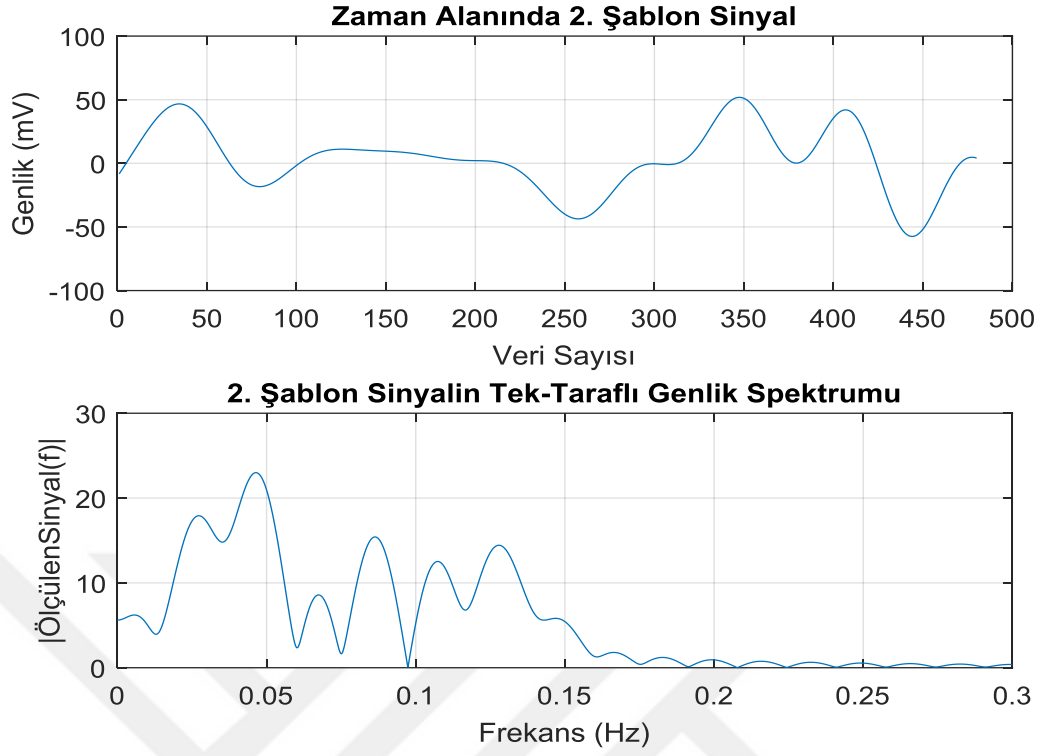
Şekil 4-22: 1. Şablon Sinyalin Saf Sinüs İle Çapraz İlintisi

- e. Çapraz ilinti işleminin sonucuna göre iki sinyalin birbirlerine en çok benzedikleri noktanın pozisyonu bulunmuştur. Bu noktanın pozisyonu ilinti işlemi sonucunda en yüksek tepe değerine sahip noktadır. Tepe noktası işaretlenmiş ilinti sonucu Şekil 4-23' te gösterilmiştir.

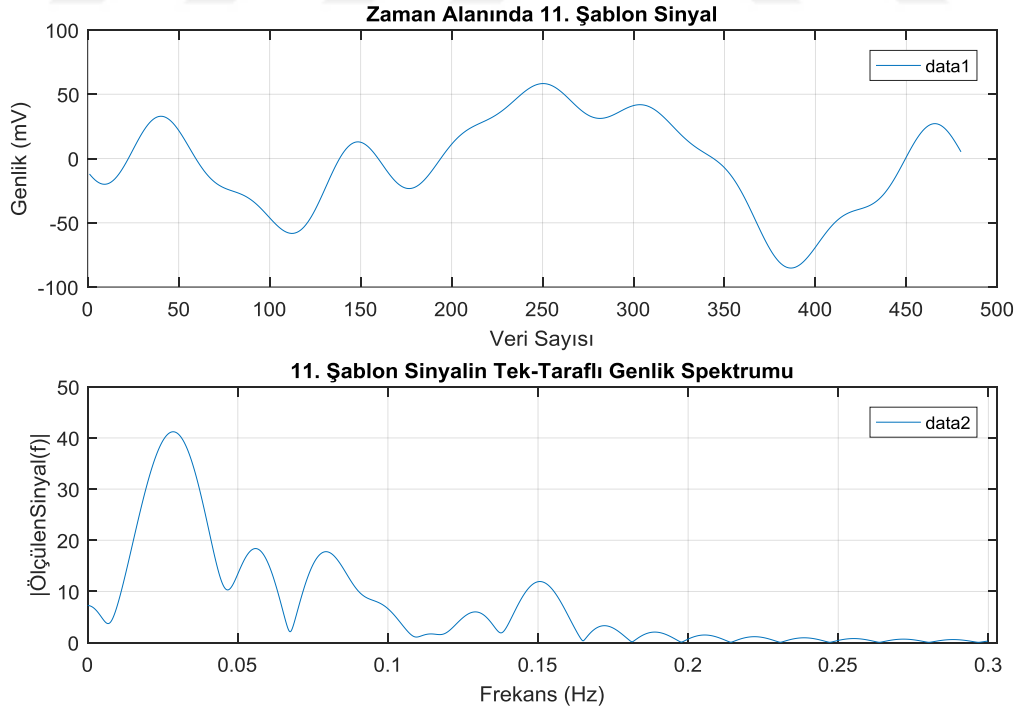


Şekil 4-23: 1. Şablon Sinyalin Saf Sinüs İle Çapraz İlintisi Sonucundaki Tepe Noktası

- f. Pozisyonu bulunan noktayı başlangıç noktası kabul edip 1 dakika uzunluğunda şablon mide sinyalinden kırılarak oluşturulmuştur. İlk gerçek elde edilen şablon sinyal Şekil 4-24' te gösterilmiştir.
- g. f. adımında bulunan şablon d. adımındaki ilinti işlemi için bir sonraki parça ile işleme alınmıştır. Bu işlem bölünen tüm parçalar için tekrarlanmıştır.
- h. Döngü sonucunda kalan son şablon hastanın karakteristik mide sinyal şablonu olarak kabul edilmiştir.
- i. Şekil 4-25' te 11 adımda elde edilen hastaya ait karakteristik mide sinyal şablonu gösterilmiştir. Elde edilen sinyaldeki baskın frekans 28.6mHz olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4-24: Elde Edilen İlk Gerçek Şablon Sinyal

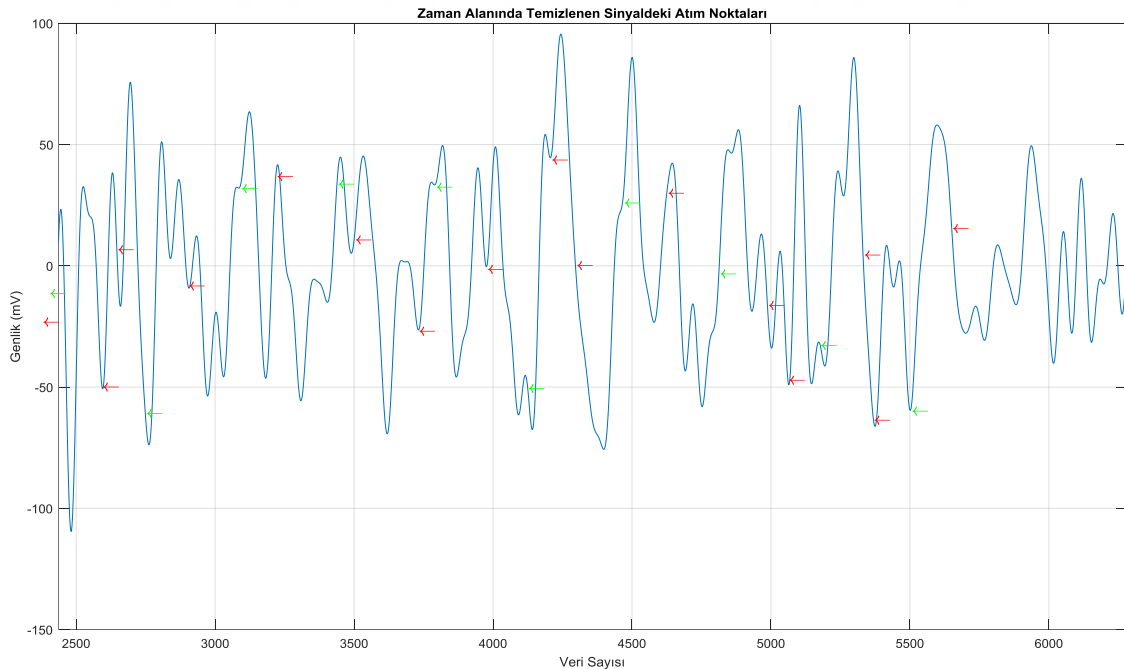


Şekil 4-25: Hastanın Mide Sinyalinden Elde Edilen Karakteristik Şablon Sinyal

4.3.6. Farklı Yöntemlerle Bulunan Mide Atım Sinyalleri ve FES Tetiklemeleri

Şekil 4-26' da hem mide sinyalinden alınan parça ile yapılan ilinti sonucuna göre hem de hastaya ait karakteristik olarak bulunan şablon sinyalinin ilinti sonucuna göre mide atım sinyallerinin yerleri belirlenmiştir. Kırmızı oklar ile gösterilen yerler şablon ile bulunan, yeşil oklar ile gösterilen yerler ise sinyalden alınan parça ile bulunan atım noktalarıdır. Şablon sinyal ile 37 adet, örnek sinyal ile 47 adet atım noktası tespit edilmiştir. Şablon sinyal ile bulunan mide atım frekansı 30.2mHz, örnek sinyal ile bulunan mide atım frekansı ise 36.2mHz' dir. Hastaya ait ilk bulunan atım frekansı olan 23.2mHz değerine şablon sinyali ile örnek sinyale göre daha fazla yaklaşmıştır.

Çizelge 4.3' te farklı yöntemler ile sağlıklı ve hasta kişiye ait mide sinyallerinden bulunan tepe noktaları sayısı gösterilmiştir. Sağlıklı kişiden alınan mide sinyali uzunluğu 6 dakika, hasta kişiden alınan mide sinyali uzunluğu ise 22 dakikadır. 1. yöntemde FFT yöntemi ile sinyalin baskın frekansı tespit edilmiştir. Daha sonra elde edilen baskın frekans değerinde saf sinüs sinyali oluşturulup mide sinyali ile ilinti işlemi yapılmıştır. 2. yöntemde mide sinyali dalgacık dönüşümü ile filtrelendikten sonra 1. yöntemdeki işlem uygulanmıştır. 3. yöntemde ise tez kapsamında geliştirilen şablon bulma algoritması kullanılmıştır.



Şekil 4-26: Mide Sinyali Atım Noktaları

Tepe noktaları bulunurken ilinti işlemi uygulandığı için belirli bir eşik değeri belirlenmesi gerekmektedir. Eşik değerlerinin tepe noktası sayısına etkisini göstermek amacıyla farklı eşik değerleri kullanılmıştır. Eşik-1 değeri ilinti sonucunda bulunan tepe noktalarının pozitif değerlerinin ortalaması, Eşik-2 değeri Eşik-1 değerinin 2/3 katı ve Eşik-3 değeri de Eşik-1 değerinin 1/3 katı olarak belirlenmiştir. Eşik değerlerin değişiminin tepe nokta sayısına yaptığı etki belirtilmiştir. Sağlıklı kişiden ölçülmesi gereken tepe noktası sayısı teorik olarak 18'dir. Fakat bu değer ölçülen sinyaldeki zaman alanındaki kaymalardan dolayı farklılık gösterebilmektedir. Kendi geliştirdiğimiz algoritma ile hesaplanan tepe noktası sayısı bu sebeple teorik olarak hesaplanan sayıya oldukça yakındır. Hasta kişiden teorik olarak 32'dir. Burada da sağlıklı kişi ile olan zaman alanında kayma durumu bulunmaktadır. Kendi geliştirdiğimiz algoritma ile hesaplanan tepe noktası sayısı bu sebeple hasta kişide de kabul edilebilir seviyede olduğu gözlenmiştir.

Yöntem	Eşik	Tepe Nokta Sayısı	
		Sağlıklı Kişi (6dk)	Hasta Kişi (22dk)
1 (FFT)	Eşik-1	9	20
	Eşik-2	10	25
	Eşik-3	13	28
2 (Ayrık Dalgacık Dönüşümü + FFT)	Eşik-1	4	20
	Eşik-2	6	25
	Eşik-3	6	28
3 (Şablon Bulma Algoritması)	-	15	37

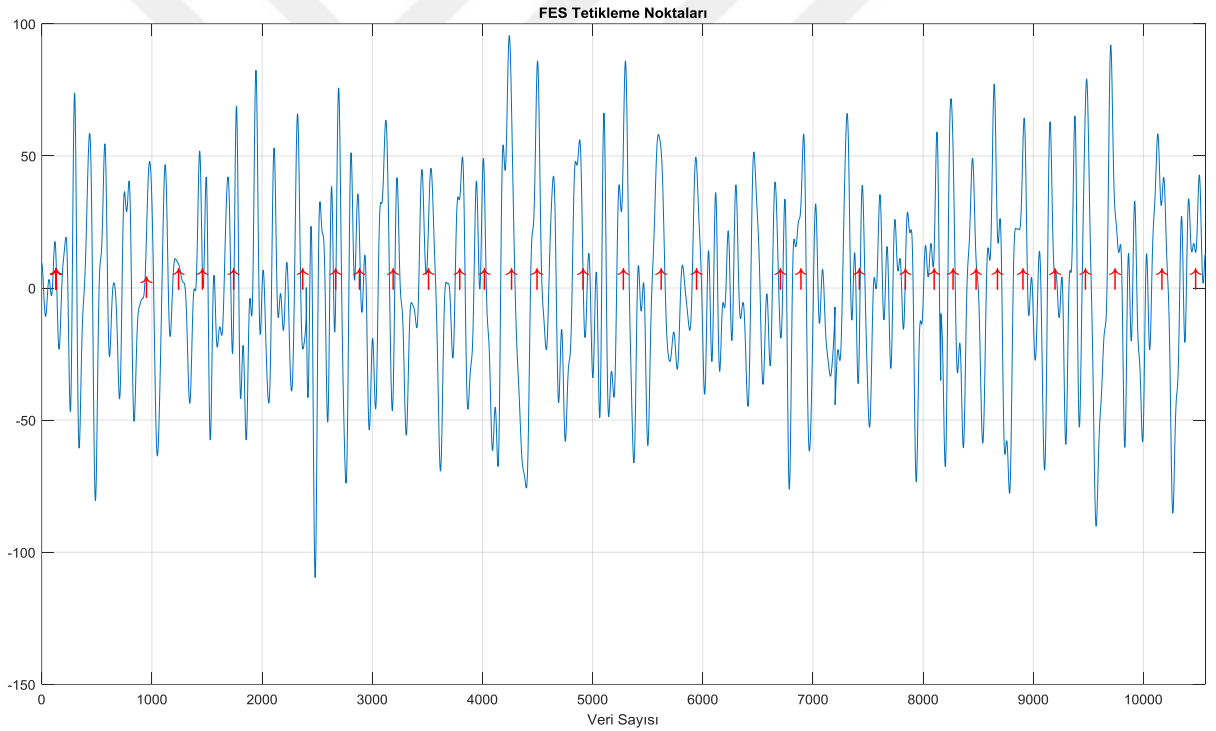
Çizelge 4.3: Farklı Yöntemler İle Sayılan Tepe Noktaları Sayısı

4.3.7. Hastaya Ait Mide Sinyali Temel Alınarak Oluşturulan FES Tetiklemeleri

Şekil 4-27' de hastaya ait bulunan şablon sinyal ile tespit edilen atım noktalarına göre FES tetikleme sinyallerinin noktaları gösterilmiştir. FES tetikleme zamanları oluşturulurken hastanın mide atım sinyalleri tespit edilmiş daha sonra bir sonraki mide atımı 50mHz atım frekansına uyum sağlayacak şekilde olması gerektiği için tetik sinyalleri ona göre oluşturulmuştur.

Tetikleme sinyalleri oluşturulurken frekansı 50mHz seviyesine yaklaştırmak için mide atım noktalarının yerlerinden faydalanıp algoritma geliştirilmiştir. İlk tetikleme sinyali bulunan ilk tepe noktasında oluşturulmuştur. İkinci tetikleme sinyali ilk sinyalden 20 saniye sonra (50mHz' in periyodu olarak) oluşturulmuştur. Daha sonraki tetikleme sinyali için bir sonraki atım noktasının pozisyonuna bakılmıştır. Eğer ikinci atım noktası, ilk atım noktası ile ilk tetikleme noktası arasında kaldıysa bu nokta atlanıp bir sonraki atım noktası referans alınarak tetikleme sinyali oluşturulmuştur. Döngü bu şekilde devam ederek tetikleme noktaları belirlenmiştir.

Hastaya ait bulunan mide atım noktalarında tetikleme yapılması sayesinde hastanın mide atım sinyalleri dışarıdan uyarılıp mide kasılmalarına destek verilmesi hedeflenmiştir. Bu şekilde hastadan okunan sinyale göre tetiklemeler oluşturulup geliştirilen sistem gerçek zamanlı olarak çalışıp kapalı döngüye sahip hale getirilmiştir.



Şekil 4-27: FES Tetikleme Noktaları

5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Gastroparezi hastalığının teşhisinde kullanılan elektrogastrografi yöntemi elektronik donanımlarının medikal sektörde kullanılmalarının yaygınlaşması sonucu hastalar üzerinde kullanılabilir duruma gelmiştir. Bu yöntem ile hastalık teşhisi yapılırken hastanın konforunun üst seviyede tutulabilmesine olanak sağlanmaktadır. Hastalığın tedavisi için kullanılan FES yöntemi ise diğer tedavi yöntemlerine cevap vermeyen hastaların tedavi edilebilmesi için alternatif bir yöntem olarak sunulmaktadır. Aynı zamanda harici uygulanabilen FES tedavisi hastalığın tedavisi sırasındaki hasta konforunu artırarak dâhili uygulanan FES tedavisinin oluşturduğu cerrahi müdahale ve maliyet gibi olumsuz etkenlerin ortadan kaldırılmasına yardımcı olmuştur.

Bu tez kapsamında elektrogastrografi yöntemi için veri toplama donanımı geliştirilmiştir. Bu donanım performansı vücuttan gürültüleri yeterince süzölmüş şekilde sinyallerin alınması için kabul edilebilir seviyededir. Donanım sayesinde LabVIEW arayüzü ile alınan sinyaller incelenmek ve işlenmek için bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Bu sayede de sinyaller istenilen işlemlerden geçirilip anlamlandırılabilir. Tasarlanan donanım ve yazılım aracılığıyla sağlıklı bir kişiden mide sinyalleri okunmuş ve bu sinyallerin sağlıklı kişi için olması gereken aralıkta olduğu doğrulanmıştır. Tasarlanan FES anahtarlama kartı ve LabVIEW programı ile hastadan okunan mide sinyalleri işlenip anlamlandırılıp sınıflandırıldıktan sonra gerekli FES tetiklemelerin hastaya ulaştırılması için arayüz sayesinde tetiklenmektedir. Bu sayede tedavi yönteminin hastadan okunan sinyal ile ilişkilendirilmesinin önü açılıp altyapı sağlanmıştır. Sağlıklı kişiden alınan mide sinyalleri MATLAB ortamında tekrardan işlenmiştir. Bu işlem sonucunda iki farklı platform aynı sinyaller için karşılaştırılıp okunan veri doğrulanmıştır. Alınan sinyallerin farklı ortamlarda işlenmesi sonucunda veri kaybı ve farklılığı olmadığı ispatlanabilmiştir. Aynı zamanda MATLAB ortamında daha farklı sinyal işleme teknikleri kullanılıp detaylı bir analiz yapılmasına olanak sağlanmıştır. Tez kapsamında tasarlanan MATLAB programının doğrulanması için hastane ortamında farklı bir elektrogastrografi cihazı ile alınmış hasta bir kişiye ait mide sinyali işlenmiştir. Hastaya ait sinyal kendi belirlediğimiz parametreler yardımıyla sınıflandırılıp temizlenmiştir. İşleme sonucunda hastaya ait mide atım frekansına frekans alanı incelemeleri yapılarak ulaşılmıştır. Hastadan alınan sinyale öz

ilinti ve ayrık dalgacık dönüşümü gibi teknikler uygulanarak hastalığa ait frekans bilgisine ulaşılmıştır.

Mide atım sinyalleri elektriksel olarak görece yeni incelenmeye başlanan ve henüz kaynaklarda diğer vücut sinyalleri kadar kapsamlı incelenmeyen sinyallerdir. Mide sinyallerinin morfolojilerini içeren çalışmalar kaynaklarda bulunmamaktadır. Bu tez kapsamında sinyalin morfolojik incelenmesi sonucunda elde edilebilecek yeni bilgilere altyapı sağlanması amacıyla özgün şablon bulma algoritması tasarlanmıştır. Şablon bulma algoritması her adımda bir önceki adımda elde ettiği bilgileri kullanarak işlem sonucunda hastaya ait bir periyot uzunluğunda mide sinyalinin elde edilmesine olanak sağlamıştır. Bulunan şablon sinyali ile mide kasılmalarının yerleri tespit edilip bu yerlere göre FES tetiklemeleri oluşturulmuştur. Geliştirilen algoritma sayesinde hastaya ait mide sinyalleri gerçek zamanlı olarak incelenip uygun zamanlarda FES yöntemi ile tedavi edilebilmesine olanak tanınmaktadır.

Tez kapsamında yapılan çalışmaların ileriye dönük geliştirilebilecek kısımları bulunmaktadır. Tasarlanan tüm sistem gerçek zamanlı olarak çalışabilecek bilgisayardan bağımsız bir sistem üzerine aktarılabilir. Bu sayede sistem bir taraftan hastayı tedavi etmeye çalışırken diğer taraftan da hastadan okunan sinyallerle görevini ne kadar yerine getirebildiğini ölçülebilir hale gelebilecektir. Alınan geri dönüşler sayesinde sistem dinamik olarak tedavi yöntemini ve şeklini değiştirebilmeye olanak sağlayabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Enweluzo, C., Aziz, F., Gastroparesis: a review of current and emerging treatment options., *Clinical and Experimental Gastroenterology*, 6, 161-165, **2013**.
- [2] Soylu, S., Dobrucalı, A., Gastroparezi, <http://www.drahmetdobrucali.com/hastaliklar/gastroparezi/> (Şubat, **2018**).
- [3] Hasler, W. L., Gastroparesis, *Current Opinion on Gastroenterology*, 28, 621-628, **2012**.
- [4] Stevens, J. E., Jones, K. L., Rayner, C. K., Horowitz, M., Pathophysiology and pharmacotherapy of gastroparesis: current and future perspectives, *Expert Opinion on Pharmacotherapy*, 14, 1171-1186, **2013**.
- [5] Feldman, M., Friedman, L. S., Brandt, L. J., *Sleisenger & Fordtran's Gastrointestinal and Liver Disease*, 9. Baskı, Saunders, Philadelphia, **2010**.
- [6] Hasler, W. L., Gastroparesis: Symptoms, evaluation, and treatment, *Gastroenterology Clinics of North America*, 36, 619-647, **2007**.
- [7] Parkman, H. P., Camilleri, M., Farrugia, G., McCallum, R. W., Bharucha, A. E., Mayer, E. A., Tack, J. F., Spiller, R., Horowitz, M., Vinik, A. I., Galligan, J. J., Pasricha, P. J., Kuo, B., Szarka, L. A., Marciani, L., Jones, K., Parrish, C. R., Sandroni, P., Abell, T., Ordog, T., Hasler, W., Koch, K. L., Sanders, K., Norton, N. J., Hamilton, F., *Gastroparesis and functional dyspepsia: excerpts from the AGA/ANMS meeting*, *Neurogastroenterology and Motility*, 22, 113-133, **2010**.
- [8] Riezzo, G., Russo, F., Indrio, F., Electrogastrography in adults and children: The strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity, *Biomed Research International*, **2013**.
- [9] Yin, J., Chen, J. D. Z., Electrogastrography: Methodology, validation and applications, *Journal of Neurogastroenterol Motility*, 19, 5-17, **2013**.
- [10] Chen, J., Schirmer, B. D., McCallum, R. W., Measurement of Electric Activity of the Human Small Intestine Using Surface Electrodes, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40, 598-602, **1993**.

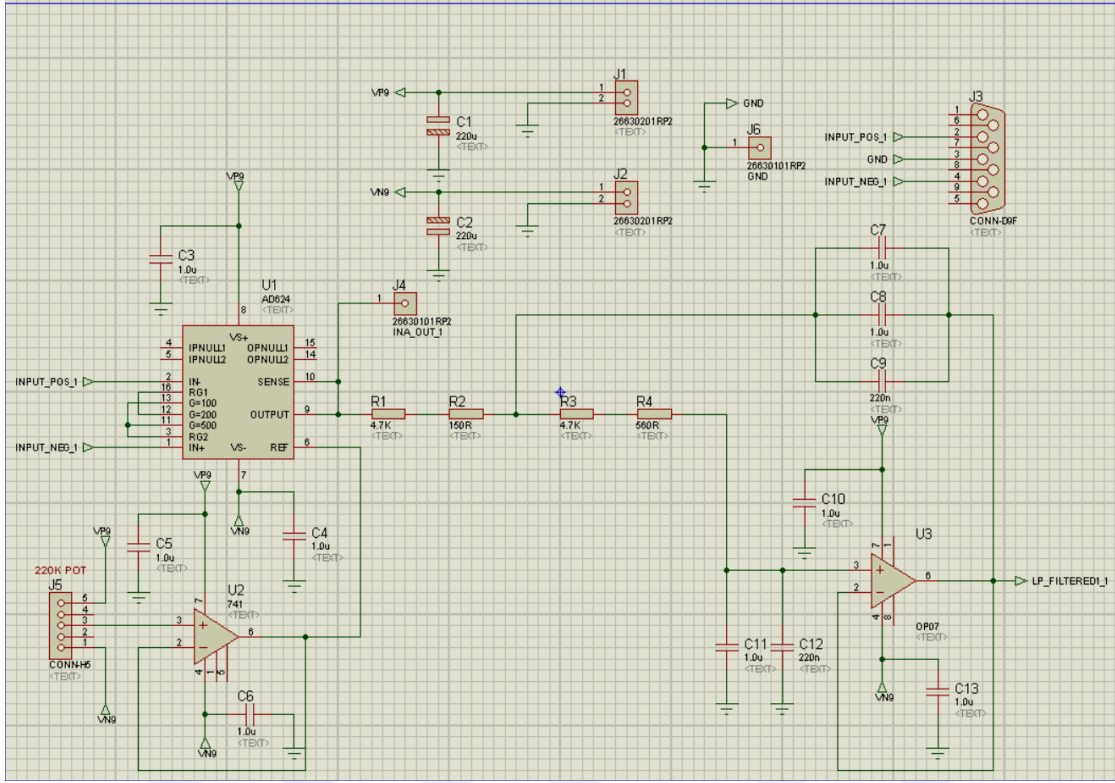
- [11] Chen, J., Mc Callum R.W. , Electrogastrography: Measurement, Analysis and Prospective Applications, *Med.&Biol. Eng. &Comp.* ,29,339-350, **1991**.
- [12] Anonim, Lesson 7: The Periodogram, <https://onlinecourses.science.psu.edu/stat510/?q=book/export/html/52> , (Şubat, **2018**).
- [13] Z. Lin, F. Yin, J. Forster, I. Serosiek, R. W. McCallum “A comparison of high frequency vs. low frequency gastric stimulation in treating gastroparesis,” *Med.&Biol. Eng. &Comp.*, Vol. 2, pp. 1583-1586, **2003**.
- [14] Z. Chen, Z. Lin, B. D. Schirmer, R. D. William, R. Ross, R. W. McCallum “Long-term gastric pacing with a portable gastric pacemaker to aid gastric emptying in humans,” *Med.&Biol. Eng. &Comp.*, Vol. 2, pp. 1691-1692, **1997**.
- [15] B. O. FAMILONI, T. L. ABELL, S. K. BHASKAR, G. R. VOELLER and S. R. BLAIR. Gastric electrical stimulation has an immediate antiemetic effect in patients with gastroparesis *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 53(6), pp. 1038-1046, **2006**.
- [16] Z. Lin, F. Yin, J. Forster, I. Serosiek, R. W. McCallum “Effect of high-frequency electrical stimulation of the stomach on gastric myoelectric activity in gastroparetic patients,” *Med.&Biol. Eng. &Comp.*, Vol. 3, pp. 1793-1794, **2002**.
- [17] D. Onen and M. P. Mintchev , "Implantable, transcutaneously powered neurostimulator system to restore gastrointestinal motility" , *Proc. 3rd Annu. IEEE-EMBS Special Topic Conf. Microtechnologies in Medicine and Biology* , pp.132 -135 , **2005**.
- [18] A. S. Jurkov, A. Arriagada, M. P. Mintchev, “Implantable functional gastrointestinal neurostimulation” , *Med.&Biol. Eng. &Comp.*, pp. 4615-4618, **2009**.
- [19] Chia-Hung Chen, Shi-Gun Pan, Peter Kinget, ECG Measurement System, http://www.cisl.columbia.edu/kinget_group/student_projects/ECG%20Report/E6001%20ECG%20final%20report.htm#5, (Şubat, **2018**).
- [20] Daycounter, Inc., Sallen-Key Low Pass Filter Design Equations, <http://www.daycounter.com/Filters/SallenKeyLP/Sallen-Key-LP-Filter-Design-Equations.phtml>, (Şubat, **2018**).

- [21] Analog Devices, Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier OP07, <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/OP07.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [22] Analog Devices, Instrumentation Amplifiers, <http://www.analog.com/en/products/amplifiers/instrumentation-amplifiers.html>, (Şubat, **2018**).
- [23] Analog Devices, Precision Instrumentation Amplifier AD624, <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD624.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [24] Analog Devices, MT-042 TUTORIAL Op Amp Common-Mode Rejection Ratio (CMRR), <http://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-042.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [25] Texas Instruments, LM741 Operational Amplifier, <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm741.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [26] Anonim, Lecture 20 Transistor Amplifiers (II) Other Amplifier Stages, <http://web.mit.edu/6.012/www/SP07-L20.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [27] Biopac System Inc, BSL Shielded Lead Set, <https://www.biopac.com/product/lead-set-shielded-bsl/>, (Şubat, **2018**).
- [28] Tamara Schmitz, Mike Wong, Intersil Application Note 1325 Choosing and Using Bypass Capacitors, <https://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/an13/an1325.pdf>, (Şubat, **2017**).
- [29] Analog Devices, MT-101 TUTORIAL Decoupling Techniques, <http://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-101.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [30] National Instruments, NI USB-6008, <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [31] Anonim, What is LabVIEW?, <https://www.electronics-notes.com/articles/test-methods/labview/what-is-labview.php>, (Şubat, **2018**).
- [32] Milivojević, Z., Digital Filter Design, 1st Edition, mikroElektronika, **2009**.

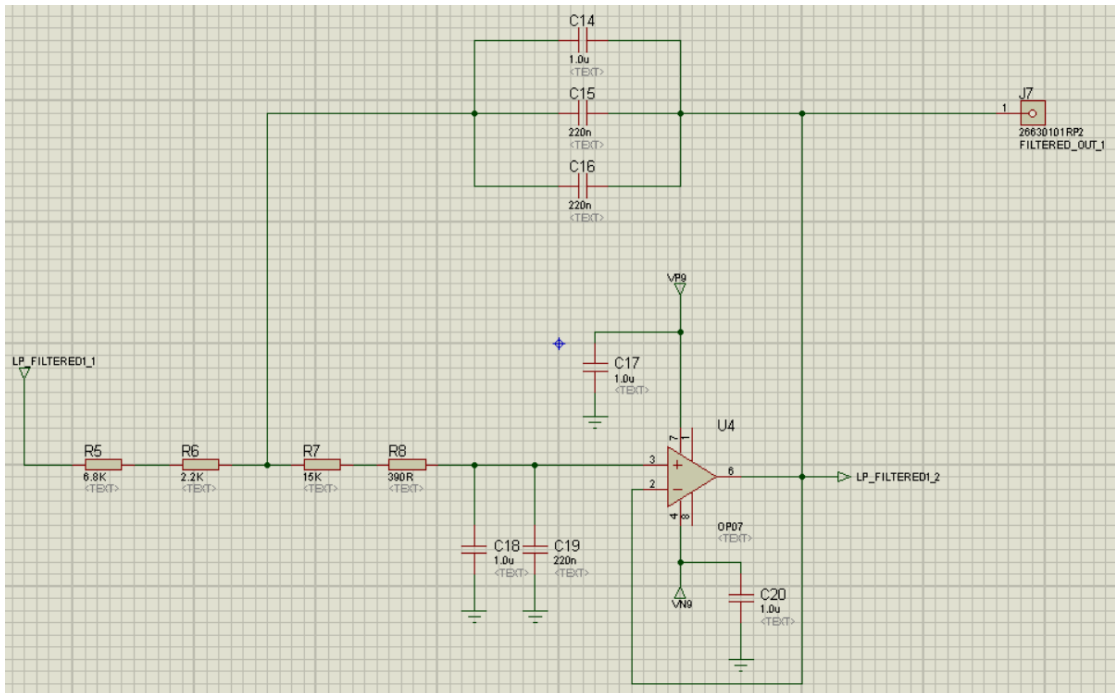
- [33] Koch, K. L., Stern, R. M., Handbook of Electrogastrography, 1st Edition, Oxford University Press, New York, 78, **2004**.
- [34] W. Kester, Analog Devices MT-003 Tutorial Understand SINAD, ENOB, SNR, THD, THD + N, and SFDR so You Don't Get Lost in the Noise Floor, <http://www.analog.com/media/en/training-seminars/tutorials/MT-003.pdf>, (Şubat, **2018**).
- [35] Ingle, V. K., Proakis, J. G., Digital Signal Processing Using MATLAB®, 3rd Edition, Cengage Learning, Stamford, **2012**.
- [36] Z. Rossi, G. Forlini, P. Fenderico, R. Cipolla, S. Nasoni, Electrogastrography, European Review for Medical and Pharmacological Sciences, Struttura Complessa di Gastroenterologia ed Epatologia, Ospedale Regina Apostolorum – Albano Laziale, Roma (Italy), 9(Suppl 1): 29-35, **2005**.
- [37] Anonim, Wavelet Analysis of Electrogastrogram Signals, http://shodhganga.inflibnet.ac.in/bitstream/10603/16353/9/09_chapter4.pdf, (Mart, **2018**).
- [38] De Sobral Cintra, R.J.; Tchervensky, I.V.; Dimitrov, V.S.; Mintchev, M.P., "Optimal Wavelets for Electrogastrography", Proc. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, California, USA, **2004**.
- [39] J. Chen and Z. Lin, "Time-frequency analysis of the electrogastrogram: evaluation of STFT, adaptive spectral analysis and exponential distribution," Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp. 1244–1245, **1994**.
- [40] Vargas L. J. L., Krenn, M. Cortés, R. J. A., Mayr W., "Dynamic Impedance Model of the Skin-Electrode Interface for Transcutaneous Electrical Stimulation", PLoS ONE, 1-15, **2015**.
- [41] Vlachos M., Yu P., Castelli V., "On periodicity detection and structural periodic similarity" In Proceedings of the 2005 SIAM International Conference on Data Mining, pp. 449-460, **2005**.
- [42] Parkman H. P., "Electrogastrography: A document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force", Neurogastroenterol. Motility, vol. 15, no. 2, pp. 89-102, **2003**.

EKLER

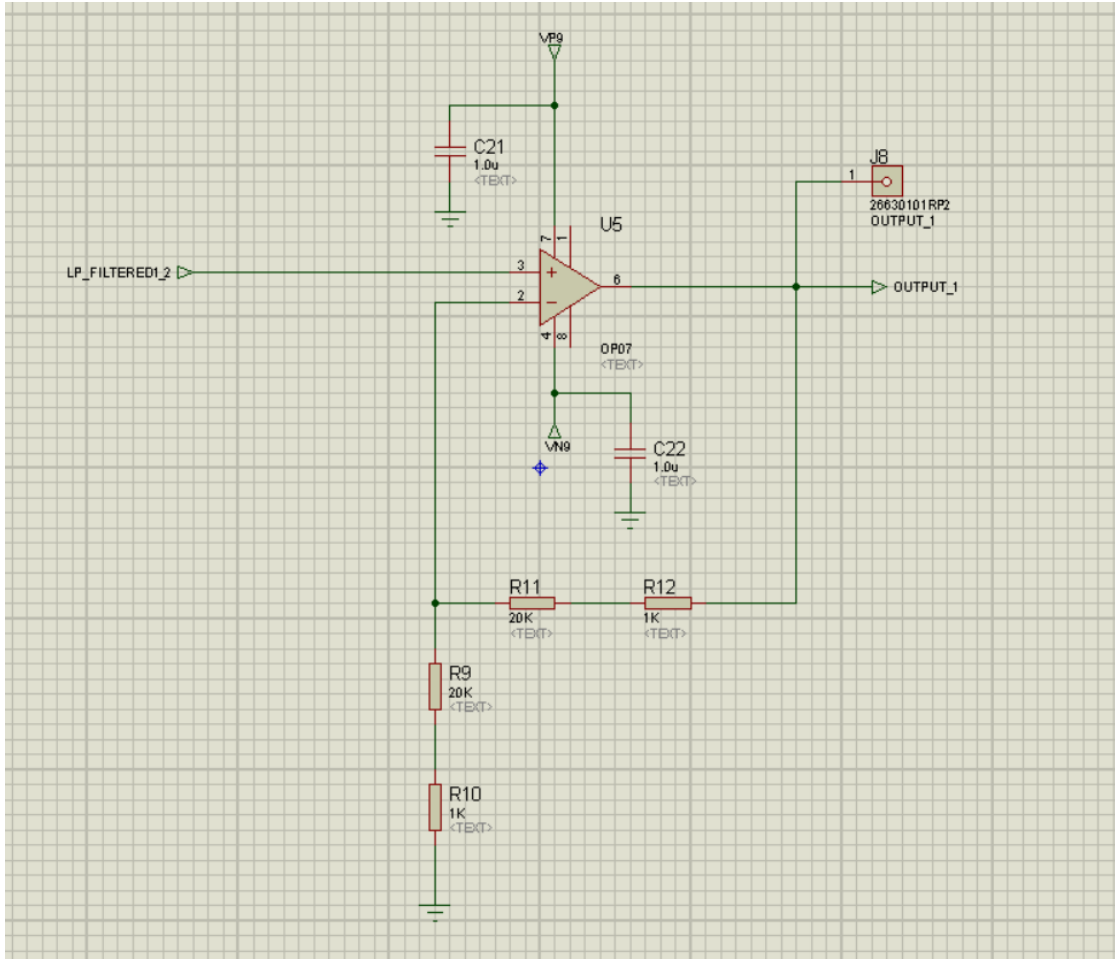
Ek-1: Baskı Devre Kartı Devre Şeması - 1



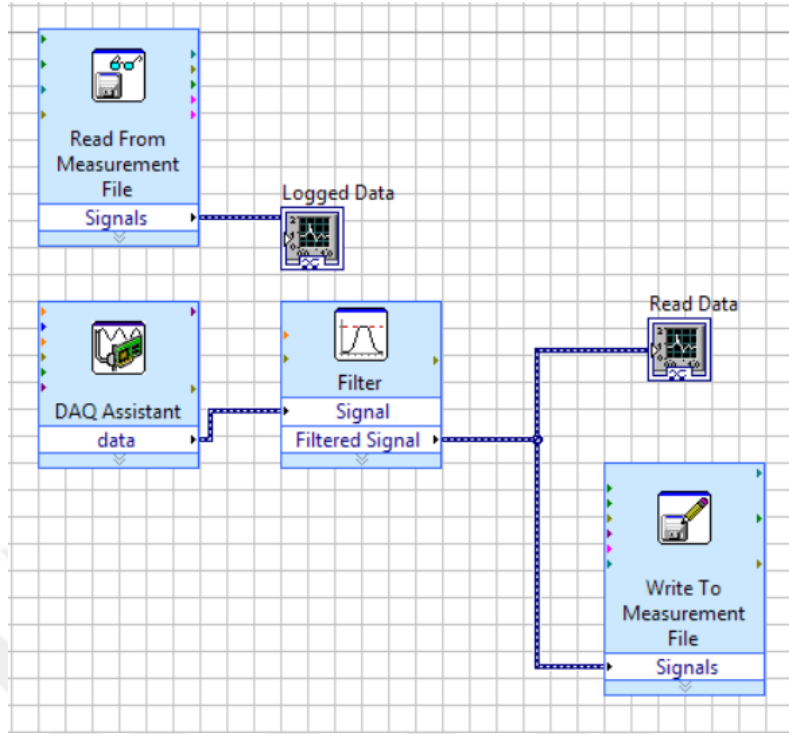
Ek-2: Baskı Devre Kartı Devre Şeması - 2



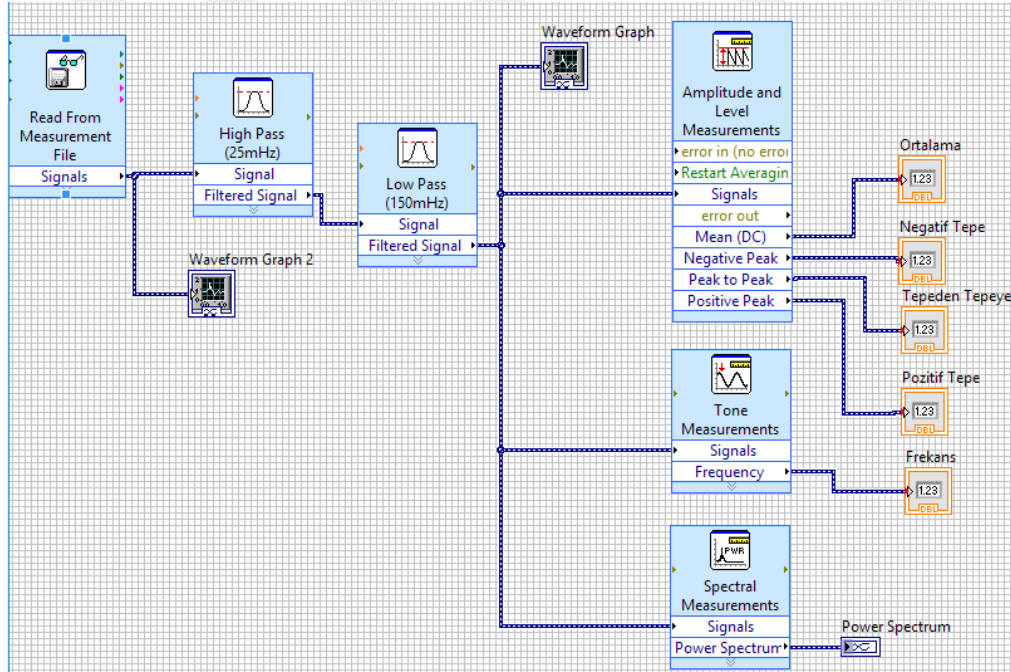
Ek-3: Baskı Devre Kartı Devre Şeması - 3



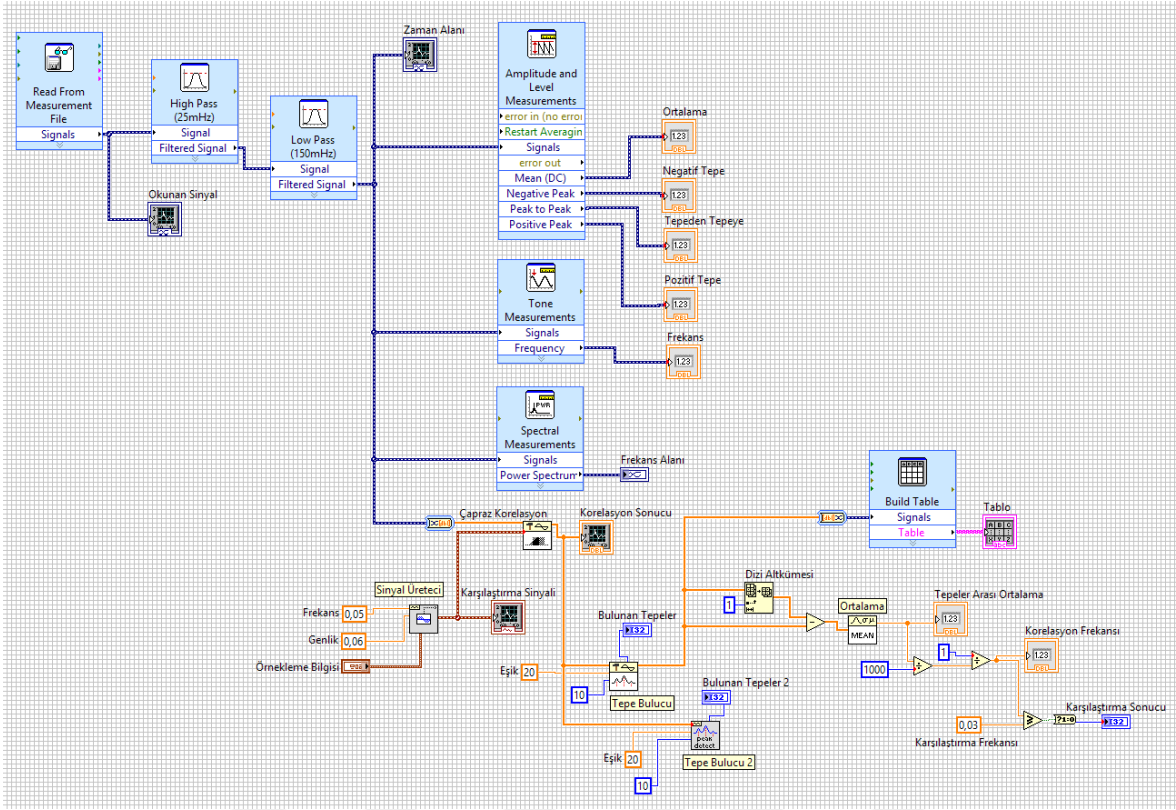
Ek-4: LabVIEW Veri Toplama Programı



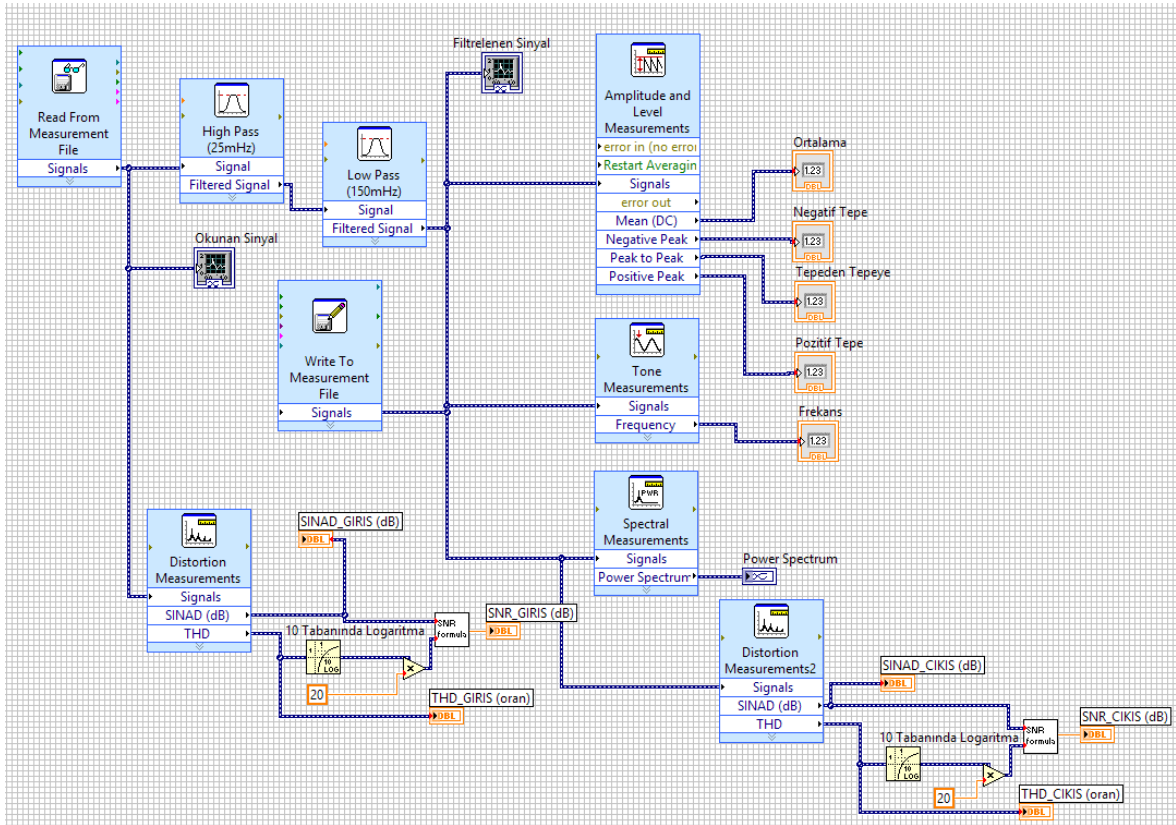
Ek-5: LabVIEW Filtreleme ve Baskın Frekans Tespit Programı



Ek-6: LabVIEW Çapraz İlgileşim ile Baskın Frekans Tespit Programı



Ek-7: Sistem Doğrulama LabVIEW Programı



ÖZGEÇMİŞ

Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı : Nadir AKİK
Doğum Yeri : İskenderun / HATAY
Medeni Hali : Bekar
E-posta : nadirakik@gmail.com
Adresi : Eryaman Mah. 260.Sokak Türkkonut İlkbahar Sit. No:3/41
Eryaman / ANKARA

Eğitim

Lise : Şevkiye Özel Anadolu Öğretmen Lisesi, Denizli (2004-2008)
Lisans : Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Bölümü, Ankara (2008-2013)

Yabancı Dil ve Düzeyi

İngilizce : İleri
Almaca : Başlangıç

İş Deneyimi

ASELSAN A.Ş. , Analog Donanım Tasarım Mühendisi, (2013-)

Deneyim Alanları

-

Tezden Üretilmiş Projeler ve Bütçesi

-

Tezden Üretilmiş Yayınlar

-

Tezden Üretilmiş Tebliğ ve/veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar

-



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK VE ELEKTRONİK MİHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA

Tarih: 13/03/2018

Tez Başlığı / Konusu: MİDE TEMBELLİĞİ İÇİN ELEKTROGASTROGRAFI (EGG) VE İŞLEMSEL ELEKTRİK UYARIM (FES) SİSTEMİ TASARIMI

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 72 sayfalık kısmına ilişkin 13 /03/2018 tarihinde tez danışmanım tarafından *Turnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 6'dır.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kaynakça hariç
- 2- Alıntılar hariç
- 3- 5 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

Tarih ve İmza

Adı Soyadı: Nadir AKİK

Öğrenci No: N13128937

Anabilim Dalı: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği

Programı: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği

Statüsü: Y.Lisans Doktora Bütünleşik Dr.

13.03.2018

DANIŞMAN ONAYI

UYGUNDUR.

Prof. Dr. Atilla YILMAZ

(Unvan, Ad Soyad, İmza)