

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ
ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE
KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI**

Betül ÜNAL

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

EKİM 2024

ANTALYA

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**



**AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ
ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE
KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI**

Betül ÜNAL

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

EKİM 2024

ANTALYA

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

**AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ
ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE
KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI**

**Betül ÜNAL
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi
Tarafından tarafından 6604 nolu Normal Araştırma Projesi ile desteklenmiştir.**

EKİM 2024

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ
ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE
KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI

Betül ÜNAL
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ

Bu tez 09/10/2024 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK
Prof. Dr. Edip BAYRAM
Prof. Dr. Evren EKMEKÇİ

ÖZET

AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI

Betül ÜNAL

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK

Ekim 2024; --- 67 sayfa

Hızlı bir şekilde ilerleyen teknoloji sonucu elektronik cihazların kullanımı günümüzde oldukça yaygınlaşmıştır. Bunun sonucunda yeni teknolojiler ve yeni malzemeler bu alanda hızla bulunmuş ve kullanıma sunulmuştur. Bu malzemelerden biri de grafendir. Özellikle de günümüzde nanoteknolojinin artması ile grafenin elektrik ve elektronik alanında kullanımını daha da arttırmıştır.

Bu tez çalışması kapsamında yeni Elektro Fizyolojik Çalışma (EFÇ) elektrotlarının geliştirilmesi ve iyonik/elektriksel iletkenliğe bağlı olarak geliştirilen elektrotlardan alınan sinyallerin kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu amaçla çalışma kapsamında sekiz farklı elektrot geliştirilmiş olup kontrol grubu olarak mevcut piyasada kullanılan elektrot kullanılmıştır. Geliştirilen elektrotlar; 1-Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot, 2-Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot, 3-Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot, 4-Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot, 5-Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot, 6-Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot, 7-Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot, 8-Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot.

Elektriksel iletkenlik açısından yeni geliştirilen elektrotlar ile mevcut elektrotlardan sinyaller elde edilmiş ve denemeler yapılmıştır. Ayrıca karışımlara iyonik sıvı eklemesi yapılarak da denemeler yapılmıştır. Böylelikle tezde karışımlara iyonik sıvı eklenerek, jel üzerine katkılama yapılarak, jel olmadan iyonik sıvı ile katkılama yapılarak iyonik iletkenlik çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Elde edilen tüm elektriksel iletkenlik ve iyonik iletkenlik ile sinyaller çalışma kapsamında kayıt altına alınmış, karşılaştırmaları yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Elektrotlardan sinyal alımı için Arduino seti kullanılmıştır. Bu aşamada sinyal alımı ve işleme AD8232 sensörü kullanılarak Arduino ile veri alımı yapılmıştır. Elde edilen veriler seriporttan okunarak kaydedilmiştir. Bu veriler her bir elektrot türü için örnekleme frekansı 200 Hz olacak şekilde 1 dakika boyunca kayıt altına alınmıştır. Kayıt altına alınan veriler Matlab üzerinden sinyal haline getirilerek çizimleri ve analizleri yaptırılmıştır. Kaplamalı ve kaplamasız elektrotların karşılaştırması için referans olarak mevcut ticari elektrottan kaydedilen veriler alınarak yeni üretilen 8 çeşit elektrottan alınan

sinyaller ile sırayla karşılaştırılması yapılmış ve değerlendirilmiştir. Karşılaştırma çalışmasında ilk olarak verilerin boyutları eşitlenmiş ardından ortalama hata karesi ve kosinüs benzerliği hesaplanmıştır. Daha sonra tepe-tepe genlik analizi yapılarak tepe-tepe genlik değerlerini karşılaştırma işlemi yapılmış ve çapraz korelasyon değerleri hesaplanarak maksimum korelasyon miktarı bulunmuş ve grafikler çizilmiştir.

Ayrıca çalışmada günümüzde mühendislikte birçok alanda kullanılan Comsol Multiphysics® programında simülasyon geliştirilmiştir. Elektrotların Comsol Multiphysics programında elektriksel analizi simüle edilerek değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak Ticari Ag/AgCl elektrot kullanılmıştır.

Tez çalışmasında *in vivo* denemeler yapılmıştır. Bunun için stimülatörler ve elektrotlar yardımıyla sinyal ölçümleri yapılmıştır. Sinyal ölçümleri sadece sinyal alma şeklinde tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir.

Comsol yazılımı kullanılarak iki boyutlu ve üç boyutlu kol tasarımı ve anot ve katot simülasyonu yapılmıştır. Sekiz elektrottan elde edilen sinyal sonuçları ticari Ag/AgCl elektrotlardan elde edilen sinyal sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Tüm elektrotlardan elde edilen sinyallerin Matlab analiz sonuçları değerlendirilmiştir.

Sonuç olarak; Azot katkılı grafenin elektriksel iletkenliği oldukça yüksektir. Bu nedenle bu malzemenin kullanılmasıyla oluşturulan elektrot olan JelveTozGrafen3'den daha okunabilir sinyal alınmıştır. Yine aynı şekilde iyonik sıvının da elektriksel iletkenliği yüksek olup mevcut elektrota iyonik sıvı uygulaması ile elde edilen elektrot olan JelveİyonikSıvı2'dan daha belirgin sinyaller elde edilmiştir.

ANAHTAR KELİMELEER: Comsol, EKG, Elektrot, Grafen, Karbonfiber, Matlab

JÜRİ:

Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK

Prof. Dr. Edip BAYRAM

Prof. Dr. Evren EKMEKÇİ

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF NITROGEN DOPED GRAPHENE BASED ELECTROPHYSIOLOGICAL DATA ELECTRODE AND FEASIBILITY STUDY FOR ITS USE IN ECG, EMG MEASUREMENTS

Betül ÜNAL

MSc Thesis in Electrical and Electronics Engineering Department

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK

October 2024; ---- 67 pages

As a result of rapidly advancing technology, the use of electronic devices has become quite widespread today. As a result, new technologies and new materials have been rapidly found and put into use in this field. One of these materials is graphene. Especially with the increase in nanotechnology today, the use of graphene in the field of electricity and electronics has increased even more.

In this thesis, it is aimed to develop new Electro Physiological Study (EPS) electrodes and to compare the signals obtained from the developed electrodes depending on ionic/electrical conductivity. For this purpose, eight different electrodes were developed within the scope of the study and the electrode used in the current market was used as a control group. The developed electrodes are; 1-Electrode with carbon fiber fabric coated on the gel of the existing Ag/AgCl electrode, 2-Electrode with ionic liquid added on the gel of the existing commercial electrode, 3-Electrode with graphene powder coating on the gel of the existing commercial electrode, 4-Electrode with graphene and ionic liquid mixture coating on the gel of the commercial electrode, 5-Electrode with graphene polyurethane and ionic liquid mixture coating instead of removing the gel of the commercial electrode, 6-Electrode made by adding ionic liquid on graphene and polyurethane coated electrode prepared by removing the gel of commercial electrode, 7-Electrode made by adding ionic liquid on graphite and polyurethane coated electrode prepared by removing the gel of commercial electrode, 8-Electrode made by adding ionic liquid on graphene and polyurethane coated electrode prepared by removing the gel of commercial electrode.

In terms of electrical conductivity, signals were obtained from newly developed electrodes and existing electrodes and experiments were carried out. Experiments were also carried out by adding ionic liquid to the mixtures. Thus, in the thesis, ionic conductivity studies were carried out by adding ionic liquid to the mixtures, doping on gel, doping with ionic liquid without gel. All electrical conductivity and ionic conductivity and signals obtained were recorded, compared and the results were compared.

Arduino set was used for signal acquisition from the electrodes. At this stage, signal acquisition and processing were performed with Arduino using AD8232 sensor. The data obtained was read from the serial port and saved. These data were recorded for 1 minute with a sampling frequency of 200 Hz for each electrode type. The recorded data

were converted into signals via Matlab and plotted and analyzed. For the comparison of coated and uncoated electrodes, the data recorded from the existing commercial electrode was taken as a reference and compared and evaluated sequentially with the signals obtained from 8 types of newly produced electrodes. In the comparison study, the dimensions of the data were first equalized and then the mean square error and cosine similarity were calculated. Then, peak-to-peak amplitude analysis was performed to compare the peak-to-peak amplitude values and cross-correlation values were calculated, the maximum correlation amount was found and graphs were drawn.

In addition, simulation was developed in the Comsol Multiphysics® program, which is used in many fields of engineering today. The electrical analysis of the electrodes was simulated and evaluated in the Comsol Multiphysics program. Commercial Ag/AgCl electrode was used as a control group.

In vivo experiments were conducted as part of the thesis study. For this purpose, signal measurements were performed with the assistance of stimulators and electrodes. The signal measurements were carried out repeatedly in the form of signal acquisition only.

Two-dimensional and three-dimensional arm design and anode and cathode simulation were performed using Comsol software. The signal results obtained from eight electrodes were compared with the signal results obtained from commercial Ag/AgCl electrodes. Matlab analysis results of the signals obtained from all electrodes were evaluated.

As a result, the electrical conductivity of nitrogen doped graphene is quite high. Therefore, a more readable signal was obtained from JelveTozGrafen3, the electrode created by using this material. Likewise, the electrical conductivity of ionic liquid is also high and more distinct signals were obtained from JelvelyonikSıvı2, the electrode obtained by applying ionic liquid to the existing electrode.

KEYWORDS: Comsol, ECG, Electrode, Graphene, Carbon Fiber, Matlab

COMMITTEE:

Assoc. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK

Prof. Dr. Edip BAYRAM

Prof. Dr. Evren EKMEKÇİ

ÖNSÖZ

Günümüzde ölümcül kalp hastalıkları hızla yaygınlaşmaktadır. Elektrokardiyogram (EKG) bu hastalıkların teşhis aşamasında sıkça kullanılan biyomedikal bir cihaz olup kalpteki kulakçık ve karıncıkların kasılma ve gevşeme evrelerinde oluşan elektriksel aktivitesini tespit edip grafiksel olarak göstermektedir.

Çalışma kalp hastalıklarının teşhisinde kullanılan EKG'nin geliştirilmesi, erken tanı ve tedavinin daha hızlı olması, doktor ve hastalara yardımcı olması amacıyla yapılmıştır.

Bu tez çalışması Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak yapılmıştır.

Çalışmamın ve eğitim öğretimimin her aşamasında bana destek olan bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren lisansüstü öğrenim hayatımın tüm aşamalarında her yönden yardımcı olan danışman hocam sayın Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK'a şükran ve saygılarımı sunarım.

Birikimlerini çalışma süresi boyunca paylaştan, bana öğretim hayatımda her yönden destek olan ve yol gösteren değerli hocam sayın Prof. Dr. Edip BAYRAM hocama en içten dileklerle teşekkür ederim.

Bugüne kadarki eğitim öğrenim hayatımın her aşamasında üzerime emeği geçen tüm hocalarıma, bana gösterdikleri ilgi, alaka ve destekler için teşekkür eder saygılarımı sunarım. Lisansüstü ve çalışma hayatım süresince hayatımda manevi olarak desteklerini esirgemeyen, bana destek veren Ergin KAYAR, Dr. Atalay KOCAKUŞAK, Tunç Eren AKAY ve Şehrigül TOKSOY'a teşekkür ederim. Aynı birimde çalıştığım, tez çalışmam süresince yükümü hafifleten tüm çalışma arkadaşlarıma ve bu süreçte manevi olarak yanımda olan tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Beni bu günlere sevgi ve saygı kelimelerinin anlamlarını bilecek şekilde yetiştirerek getiren ve benden hiçbir zaman desteğini esirgemeyen bu hayattaki en büyük şansım olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tezi 6604 nolu Normal Araştırma Projesi ile destekleyen Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi'ne teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vi
AKADEMİK BEYAN	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	4
2.1. Elektrofizyolojik Çalışma (EFÇ).....	4
2.2. Fizyolojik İşaret (Physiological Signal):	4
2.3. EKG ve EMG	5
2.4. Elektrotlar	7
2.5. Grafen ve Elektrik	7
2.6. Küresel Tıbbi Cihaz Sektörü	10
2.7. Comsol Multiphysics.....	11
3. MATERYAL VE METOT	12
3.1. Grafen Üretimi	12
3.2. N-GN'nin Elektriksel İletkenliğinin Tespiti.....	12
3.3. N-GN EFÇ Elektrotlarının Üretimi.....	13
3.4. N-GN EFÇ Elektrotlarının <i>in vitro</i> Test Çalışmaları	18
3.5. N-GN EFÇ Elektrotlarının Simülasyon Çalışmaları	18
3.6. <i>In vivo</i> Deneyler Yapılması	19
3.7. N-GN EFÇ Elektrotlarda Elde Edilen Sinyallerin Analiz Edilmesi.....	20
4. BULGULAR	22
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR	56
7. KAYNAKLAR	58
8. EKLER.....	63
ÖZGEÇMİŞ	

AKADEMİK BEYAN

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “**AZOT KATKILI GRAFEN TABANLI ELEKTROFİZYOLOJİK VERİ ELEKTROTU GELİŞTİRİLMESİ VE EKG, EMG ÖLÇÜMLERİNDE KULLANIMINA DAİR FİZİBİLİTE ÇALIŞMASI**” adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

09/10/2024
Betül ÜNAL

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

EKG : Elektrokardiyografi

EMG : Elektromiyografi

EFC : Elektrofizyolojik Çalışma

N-GN : Azot Katkılı Grafen

FS : Örnekleme frekansı

Kısaltmalar

NormalEKG : Mevcut ticari elektrot

KarbonFiber1 : Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot

JelveİyonikSıvı2 : Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot

JelveTozGrafen3 : Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot

JelveGrafenİSKarışım4 : Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot

GrafenPÜİSKarışım5 : Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot

GrafenPÜİSEskiKarışım6 : Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot

GrafitPÜİSEskiKarışım7 : Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot

GrafenPÜ8 : Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. EKG sinyali (İlhan 2017).....	6
Şekil 2.2. EKG dalga formu (Türker vd. 2017).	6
Şekil 2.3. a) Grafit; b) Grafitin kimyasal yapısı; c) Grafitin düzlemsel yapısı (Grafen) (Cuhadaroğlu ve Kara 2018).	8
Şekil 3.1. Kaplanmamış Bakır Levha ve N-GN ile Kaplı Bakır Levha.....	13
Şekil 3.2. a) KarbonFiber1; b) JelveyonikSıvı2; c) JelveyonikGrafen3; d)JelveyonikGrafenİSKarışım4; e) GrafenPÜİSKarışım5; f) GrafenPÜİSEskiKarışım6; g)GrafitPÜİSEskiKarışım7; h) GrafenPÜ8; ı) NormalEKG.....	15
Şekil 3.3. Üretilen Elektrotlar a) KarbonFiber1; b) JelveyonikSıvı2; c) JelveyonikGrafen3; d) JelveyonikGrafenİSKarışım4; e) GrafenPÜİSKarışım5; f) GrafenPÜİSEskiKarışım6; g) GrafitPÜİSEskiKarışım7; h) GrafenPÜ8.....	16
Şekil 3.4. a) ve b) Grafen tartımı, c) Ultra sonik su banyosu, d) Grafen+poliüretan, e) Kaplama, f) ve g) Hazırlanan elektrotlar, h) ve ı) Hazırlanan elektrotlar ve iyonik sıvı.	17
Şekil 3.5. İki boyutlu kol tasarımı, anot ve katot elektrot simülasyonu.	18
Şekil 3.6. Üç boyutlu kol tasarımı, anot ve katot elektrot simülasyonu.	18
Şekil 3.7. Elektrotlar ve sensör kullanımıyla alınan sinyal ölçümleri.	19
Şekil 3.8. Kalp Atış Hızı Sensörü, EKG ve diğer biyopotansiyel ölçüm uygulamaları için Arduino seti AD8232.	20
Şekil 4.1. Kaplanmamış bakır levha için 10 nm derinlikte akım ve gerilim değerleri.....	22
Şekil 4.2. Grafen kaplı bakır numunesi için 10 nm derinlikte akım ve gerilim değerleri.....	22
Şekil 4.3. Mevcut ticari elektrot (NormalEKG) sinyali.	24
Şekil 4.4. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot (KarbonFiber1) sinyali.	24
Şekil 4.5. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot (JelveyonikSıvı2) sinyali.	24
Şekil 4.6. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot (JelveyonikGrafen3) sinyali.....	24
Şekil 4.7. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot (JelveyonikGrafenİSKarışım4) sinyali.....	25
Şekil 4.8. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot (GrafenPÜİSKarışım5) sinyali.	25
Şekil 4.9. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafenPÜİSEskiKarışım6) sinyali.....	25

Şekil 4.10. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafitPÜİSEskiKarışım7) sinyali.	26
Şekil 4.11. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafenPÜ8) sinyali.	26
Şekil 4.12. Mevcut ticari elektrotun (NormalEKG) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	27
Şekil 4.13. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrotun (KarbonFiber1) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	27
Şekil 4.14. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrotun (JelveİyonikSıvı2) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	28
Şekil 4.15. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrotun (JelveTozGrafen3) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	28
Şekil 4.16. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrotun (JelveGrafenİSKarışım4) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	28
Şekil 4.17. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrotun (GrafenPÜİSKarışım5) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	29
Şekil 4.18. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafenPÜİSEskiKarışım6) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	29
Şekil 4.19. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafitPÜİSEskiKarışım7) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	29
Şekil 4.20. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafenPÜ8) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.	30
Şekil 4.21. Mevcut ticari elektrotun (NormalEKG) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	30
Şekil 4.22. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrottan (KarbonFiber1) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	31
Şekil 4.23. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrottan (JelveİyonikSıvı2) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	31
Şekil 4.24. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrottan (JelveTozGrafen3) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	32

Şekil 4.25. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (JelveGrafenİSKarışım4) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	32
Şekil 4.26. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (GrafenPÜİSKarışım5) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	33
Şekil 4.27. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜİSEskiKarışım6) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	33
Şekil 4.28. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafitPÜİSEskiKarışım7) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.	34
Şekil 4.29. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜ8) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.....	34
Şekil 4.30. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrottan (KarbonFiber1) alınan sinyal (turuncu).	35
Şekil 4.31. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrottan (JelveİyonikSıvı2) alınan sinyal (turuncu).....	36
Şekil 4.32. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrottan (JelveTozGrafen3) alınan sinyal (turuncu).	37
Şekil 4.33. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (JelveGrafenİSKarışım4) alınan sinyal (turuncu).	38
Şekil 4.34. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (GrafenPÜİSKarışım5) alınan sinyal (turuncu).	39
Şekil 4.35. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜİSEskiKarışım6) alınan sinyal (turuncu).....	40

Şekil 4.36. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı ek eklenerek yapılan elektrottan (GrafitPÜİSEskiKarışım7) alınan sinyal (turuncu).	41
Şekil 4.37. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜ8) alınan sinyal (turuncu).	42
Şekil 4.38. Tüm elektrotlardan elde edilen tek zirveli sinyallerin toplu Matlab analiz sonuçları.	43
Şekil 4.39. 2 boyutlu potansiyel ve akım yoğunluğu dağılımları.	47
Şekil 4.40. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki frekansa bağlı elektrik alan ve elektrik potansiyel dağılım değerleri.	48
Şekil 4.41. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki frekansa bağlı elektrik alan ve elektrik potansiyel dağılım değerleri.	48
Şekil 4.42. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.	48
Şekil 4.43. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.	49
Şekil 4.44. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.	49
Şekil 4.45. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.	49
Şekil 4.46. Elektrotların grafen ve gümüş materyalleri için, temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri kıyası.	50
Şekil 4.47. Elektrotların grafen ve gümüş materyalleri için, temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri kıyası.	50
Şekil 4.48. (a) coarse mesh görüntüsü, (b) normal mesh görüntüsü, (c) fine mesh görüntüsü, (d) finer mesh görüntüsü, (e) extra fine mesh görüntüsü, (f) extremely fine mesh görüntüsü.	51
Şekil 4.49. Farklı mesh çeşitleri için elektrik potansiyel grafiği.	51
Şekil 4.50. Farklı mesh çeşitleri için elektrik alan grafiği.	52

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 4.1. Grafen ile kaplanmış ve kaplanmamış bakır levhaların farklı derinliklerinden ölçülen direnç ve hesaplanan iletkenlik değerleri.....	23
Çizelge 4.2. Elektrotlardan elde edilen sinyallerin Matlab analiz sonuçları.....	43
Çizelge 4.3. Elektrotların temas ettiği yüzey alanındaki elektriksel alan değerlerinin her bir frekans değerine ait SNR değerleri.....	52



1. GİRİŞ

Geliştirilen yeni teknolojiler doktorların işlerini kolaylaştırıp birkaç saatte gerçekleştirdikleri teşhisi birkaç dakika seviyelerine kadar düşürme olanağı sunmaktadır. Son zamanlarda özellikle sinyal işleme ve yapay zeka tekniklerinde meydana gelen gelişmeler, otomatik teşhis koyabilen ve teşhis sonuçlarının doktorlar tarafından hızla kontrol edilmesini sağlayan karar destek sistemlerinin ürüne dönüşmesinin yolunu açmıştır.

Hızlı bir şekilde ilerleyen teknoloji sonucu elektrikli ve elektronik cihazların kullanımı günümüzde oldukça yaygınlaşmıştır. Bunun sonucunda yeni teknolojiler ve yeni malzemeler bu alanda hızla bulunmuş ve kullanıma sunulmuştur. Bu malzemelerden biri de grafendir. Özellikle de günümüzde nanoteknolojinin artması bu malzemenin elektrik ve elektronik alanında kullanımını daha da arttırmıştır.

Dünya genelinde kalp rahatsızlıkları, en önemli ölüm nedenlerinden biri olarak öne çıkmaktadır. Türkiye'de de her yıl binlerce insan kalp hastalıkları nedeniyle hayatını kaybetmektedir. Türkiye İstatistik Kurumunun yayınladığı raporda ölüm olayları içinde dolaşım sistemi kaynaklı olanların oranını % 40.3 olarak bildirmiştir. Bu yüzden kalp rahatsızlıklarının belirlenmesinde ve teşhisinde görüntüleme ve kayıt cihazları çok önemlidir. Bu cihazların güvenilir ve hassas olmaları hastalığın erken tanısı ve tedavisinde çok önemlidir (İlhan 2017).

Kalp ile ilgili rahatsızlıklarda EKG çekimi oldukça önem kazanmaktadır. EKG çekimi ile şu sorunlar belirlenmektedir; kalp ritim bozuklukları ve dolaşım sorunları, koroner kalp yetmezlikleri, kalp krizi tanısı, kalp duvarlarındaki oluşabilecek kalınlaşma, kalp boşluklarında görülen genişleme bulguları, kalp pilinin işlevleri, kullanılan kalp ilaçlarının etkileri, kişilerdeki elektrolit dengesizliği ve kalp dışında da bazı hastalıkların varsa kalbe etkileri (Kodal Sevindir vd. 2018).

Kalp kaslarının eş zamanlı olarak kasılması sonucunda yüksek genliğe sahip elektriksel bir işaret meydana gelir ve vücut üzerinden elektrotlar yardımıyla algılanan bu işaret EKG olarak adlandırılmaktadır (Abdioğlu vd. 2021). Kalpteki elektriksel aktivite cilt yüzeyinde elektriksel değişikliklere neden olur. EKG, hastanın vücuduna takılan 12 elektrot yardımıyla bu değişimin görsel olarak izlenmesini sağlar. Bu, kalp atışındaki aritmileri kullanarak kalp hastalığı, yüksek tansiyon ve kalp yetmezliği gibi teşhisleri kolaylaştırır. Ayrıca EKG, kısa ve uzun vadeli sonuçların tahmin edilmesinde çok önemlidir (Özgüven 2024).

EKG kayıtlarının güvenilir ve hassas olması gerekmektedir. Hastalık tespiti için 24 saatlik veya 48 saatlik EKG kayıtlarını incelemek hekimler için oldukça zor olduğu için kısa süreli EKG çekimi en yaygın yöntemdir. Bu sinyallerde varsa aritmilerin tespiti, çok önemlidir ve bunun için hassas elektrotlar oldukça önem kazanmaktadır (Bilgin ve Akın 2018).

Bu tez çalışmasında mevcut kullanımda elektrotlardan farklı elektrotlar geliştirilmiştir. Böylelikle Tez çalışmasında yeni EFÇ (Elektro Fizyolojik Çalışma) elektrotlarının geliştirilmesi ve iyonik/elektriksel iletkenliğe bağlı olarak geliştirilen elektrotlardan alınan sinyallerin kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu amaçla tez çalışmasında

sekiz farklı elektrot geliştirilmiş olup kontrol grubu olarak mevcut piyasada kullanılan elektrot kullanılmıştır. Geliştirilen elektrotlar;

- 1- Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot
- 2- Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot
- 3- Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot
- 4- Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot
- 5- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot
- 6- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot
- 7- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot
- 8- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot

Bu çalışmada azot katkılı grafen (N-GN) tabanlı elektro fizyolojik veri elektrotu geliştirilmesi ve EKG ve EMG ölçümlerinde kullanımına dair fizibilite çalışması yapılmıştır. Piyasada yaygın kullanılan elektrotlar yapışkan bantlı Ag/AgCl temelli elektrotlardır. Ag/AgCl sistemlerinin elektriksel iletkenliğinin düşük olması elektrot olarak kullanımı için iyonik jeller ile kullanılmasını gerektirmektedir. Üretilen yeni elektrotlar ve N-GN elektrotun iletkenliğinin daha fazla olması iyonik iletken jelin kullanım zorunluluğunu ortadan kaldırmaktadır. Standart Ag/AgCl sistemleri detaylı incelendiğinde sinyaller insan vücudu, iyonik jel ve Ag/AgCl sistemleri üzerinden ilerlemektedir. N-GN EFÇ elektrotlarında ise sinyal iletimi insan vücudu ve N-GN şeklindedir. Ayrıca elektronik sistemlerde sinyallerdeki kaybın en büyük nedeni ara yüzlerdeki aktarımdan kaynaklanmaktadır. Bu yüzden N-GN EFÇ elektrotlarında beklenen tek ara yüz oluşunun ve yüksek iletkenliğinin sinyal gürültü oranına katkıda bulunmaktadır. Tüm bunlara ek olarak Ag/AgCl elektrotlarının zamanla ter ve nem ile oksitlere dönüşümü elektriksel iletkenliği düşürdüğü gibi ek arayüz oluşumuna da sebep olmaktadır. Bu yüzden uzun süreli kullanımlarda, N-GN'nin kimyasal dayanıklılığı sayesinde üretilen elektrotların Ag/AgCl elektrotundan daha hassas sonuçlar vermesi önemlidir. Grafen yapısında azotun varlığı grafenin hidrofilik özelliğini artırmış olup ölçüm yapılan yüzeye daha kuvvetli tutunum ve daha kuvvetli sinyal eldesini sağlamıştır.

Ülkemizde kullanılan elektro fizyolojik veri elektrotları ithalat ürünleridir. Bu ürünlerin nakliye süreçleri zaman alıcı ve maliyetlidir. Geliştirilen elektro fizyolojik veri elektrotları, grafenin tarafımızca üretiliyor olması ve kullanılacak olan diğer malzemelerin ülkemizde üretiminin bulunması açısından daha ekonomik olduğu önemli bir gerçektir. Elektrot malzemesi olarak kullanılan N-GN'nin ticari olarak satılan grafene kıyasla daha düşük maliyetli olması çalışmanın avantajları arasındadır.

Ayrıca mevcut ticari elektrotlara farklı oranlarda ve farklı metotlarla grafen ve N-GN kaplaması yapılmış ve yeni elektrotlar geliştirilmiştir. Kaplama yapılan ve kaplama yapılmayan tüm elektrotlardan alınan sinyaller Comsol Multiphysics programında analiz edilmiş ve karşılaştırmalar yapılmıştır. Alınan kesintisiz ve kaliteli sinyallerin hangi orandaki kaplamalı elektrottan alındığı tespit edilmiş ve mevcut ön jelleşmiş, ıslak,

Ag/AgCl elektrotlar ile karşılaştırması yapılmıştır. Elektrot üretiminde kullanılan N-GN ara ürün olarak Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü Enerji Depolama ve Dönüşümü Laboratuvarında üretilmiştir. Elektrotlara grafen ve grafit kaplama dışında iyonik sıvı ekleme ve karbon fiber kumaş kaplama çalışmaları da yapılmıştır.

Geliştirilen elektrotların birçok alanda özellikle de akut kullanımlarda yüksek hassasiyet, doğruluk, güvenilirliğe sahip olacağı ve bunun yanında kronik hastalarda, uzun süreli kontrol istenilen durumlarda ve sporcularda mobilitayı engellemeden çevrim dışı kayıt ve periyodik veri aktarımları ile hassas gözetimi sağlayacağı düşünülmektedir.

Üretilen elektrotlar ve mevcut elektrot Comsol Multiphysics Programında incelenmiştir. Programda kolun bir kesitinin 2 boyutlu simülasyonu yapılmış ve vücudun elektriksel iletkenliği kullanılarak 2 elektrot yerleştirilmiştir. Bu elektrotlardan biri referans elektrot olup çalışılan tüm elektrotların elektriksel potansiyeli ve elektrik alanı çıktı olarak elde edilmiştir. 1KHz ve 100KHz aralığındaki frekans değerlerine göre yüzey üzerindeki elektrik alan grafiği çizdirilmiştir. Ardından aynı işlemler 3 boyutlu kol simülasyonu üzerinde de gerçekleştirilmiştir.

N-GN kaplı elektrot yapımı için ilk adım olarak grafen üretimi yapılmış ve ardından elektrot geliştirilmesi adımına geçilmiştir. Çalışmada ilk olarak karbon fiber kumaş üzerine kaplama yapılmıştır. Ancak bu elektrotların endüstriyel kullanım açısından bağlantıları sağlıklı olmadığı için başka bir çözüm düşünülmüş ve çözüm olarak mevcut ticari elektrotlara entegre bir sistem geliştirilmesine karar verilmiştir. Böylelikle mevcut Ag/AgCl elektrotların iyonik jel arayüzü çıkarılarak grafen/poliüretan, grafit/poliüretan, N-GN/poliüretan karışımları farklı yüzdeliklerle karıştırılarak elektrotlara kaplamalar yapılmış ve denemeler yapılmıştır. Kaplama çalışmalarında kaplamanın kırılma oranları göz önüne alınarak kullanılması en uygun olan karışım oranı belirlenmiş ve bu kaplamanın kullanıldığı elektrotlarda sinyal çalışmaları yapılmıştır. Elektriksel iletkenlik açısından yeni geliştirilen elektrotlar ile mevcut elektrotlardan sinyaller elde edilmiş ve denemeler yapılmıştır. Ayrıca karışımlara iyonik sıvı eklemesi yapılarak da denemeler yapılmıştır. Böylelikle çalışmada karışımlara iyonik sıvı eklenerek, jel üzerine katkılama yapılarak, jel olmadan iyonik sıvı ile katkılama yapılarak iyonik iletkenlik çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Elde edilen tüm elektriksel iletkenlik ve iyonik iletkenlik ile sinyaller çalışma kapsamında kayıt altına alınmış, karşılaştırmaları yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Elektrotlardan sinyal alımı için Arduino seti kullanılmıştır. Bu aşamada sinyal alımı ve işleme AD8232 sensörü kullanılarak Arduino ile veri alımı yapılmıştır. Elde edilen veriler seri porttan okunarak kaydedilmiştir. Bu veriler her bir elektrot türü için örnekleme frekansı 200 Hz olacak şekilde 1 dakika boyunca kayıt altına alınmıştır. Kayıt altına alınan veriler Matlab üzerinden sinyal haline getirilerek çizimleri yaptırılmıştır. Kaplamalı ve kaplamasız elektrotların karşılaştırması için referans olarak mevcut ticari elektrottan kaydedilen veriler alınarak yeni üretilen 8 çeşit elektrottan alınan sinyaller ile sırayla karşılaştırılması yapılmış ve değerlendirilmiştir. Karşılaştırma çalışmasında ilk olarak verilerin boyutları eşitlenmiş ardından ortalama hata karesi ve kosinüs benzerliği hesaplanmıştır. Daha sonra tepe-tepe genlik analizi yapılarak tepe-tepe genlik değerlerini karşılaştırma işlemi yapılmış ve çapraz korelasyon değerleri hesaplanarak maksimum korelasyon miktarı bulunmuş ve grafikler çizilmiştir.

2. KAYNAK TARAMASI

Ülkemizde ve dünyada nüfusun giderek yaşlanması, kronik rahatsızlıklardan, geç müdahaleler ve sağlık hizmetlerindeki yetersizlikler, her yıl binlerce insan yaşamını yitirmesine neden olmaktadır. Sağlık tetkiklerinin yaygınlaşması ve taşınabilir medikal cihazların gelişimiyle birlikte, toplumun bu alandaki artışa yönelik beklentisi oldukça yüksektir (Türker vd. 2017). Sağlık sorunlarına erken teşhis konulması ve hastanın takip edilmesi hastalığın tedavisi noktasında önem taşımaktadır. Erken tanılamada rol oynayan medikal ekipmanlardan birisi de hasta bireylere uygulanan EFÇ'dir.

2.1. Elektrofizyolojik Çalışma (EFÇ)

EFÇ elektriksel iletim sistemini inceleyen invaziv bir sistemdir. EFÇ iletken metaller ve veri toplayıcı cihazlardan oluşur. EFÇ'de elektriksel ölçümleri yapmak için elektrotlar kullanılır (Günay vd. 2013). Son zamanlarda oldukça yaygın olarak yapılan EFÇ lezyon bölgesinin ve hastalıklı bölgede oluşan hasarın şiddetinin belirlenmesinde, iyileşme takibi ve ayırıcı tanıda önemli rol oynar (Karslı vd. 2017). Elektro fizyolojik çalışmaların başlıcaları EKG (Elektrokardiyogram) ve EMG (Elektromiyografi)'dir.

20. yüzyılın başlarında yapılan hayvan deneylerinde, ilk kez kalp hücrelerindeki elektriksel enerjiler kaydedilmiştir. 1914 yılında Lewis, kalbin elektriksel haritalamasını gerçekleştirmiştir. Durrer ve Wellens ise, aritmilerin oluşturulması amacıyla programlı elektriksel stimülasyon işlemini gerçekleştirmişlerdir. İnsanlardaki his potansiyeli ölçümü ilk kez Scherlag ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Bu his potansiyellerinin kaydı aritmilerin tanısında EFÇ işleminin kullanılmasının önünü açmıştır. İlerleyen yıllarda, bir grup araştırmacı yaptıkları çalışmalar sonucunda programlı stimülasyonla atriyo-ventriküler ileti defektleri, supraventriküler ve ventriküler taşikardilerin tanısının yapılabileceğini kanıtlamışlardır. 1970'ler ve 1980'ler boyunca bu konuda yapılan birçok çalışmanın sonucunda kalp içinde farklı lokalizasyonlara yerleştirilen kateterler ile programlı stimülasyon esasına dayanan genel bir protokol oluşturulmuştur. EFÇ işlemi, son 40 yılda tüm dünyada yaygınlaşarak kullanım alanı ve sıklığı artan bir yöntem haline gelmiştir. Türkiye'de ise son 10 yılda birçok merkezde uygulanmaktadır. EFÇ işlemi, genel olarak noninvaziv tanı yöntemlerinin yetersiz kaldığı durumlarda tercih edilmektedir. EFÇ işleminin hassasiyeti ve özgüllüğü işlemi yapan klinisyene bağlı olarak yüksek olduğu belirtilmiştir (Erdem ve Yazıcı 2012). Yüksek hassasiyet ve seçici ölçüm değerlerinin elde edilmesi için EFÇ'de kullanılan elektrotlardaki malzemelerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi büyük önem arz etmektedir.

2.2. Fizyolojik İşaret (Physiological Signal):

İşaret, bilgi taşıyan, zamana göre değişen veya sabit kalan büyüklüklere denmektedir. Biyolojik işaret, canlı vücudundan elektrotlar ya da dönüştürücüler aracılığıyla algılanan, elektrik kökenli olan veya elektrik kökenli olmayan işaretlerdir. Vücudun normal işleyişiyle ilgili parametreler (EKG, EMG, EEG, EOG vb.) fizyolojik işaret olarak adlandırılır (Fidan vd. 2016).

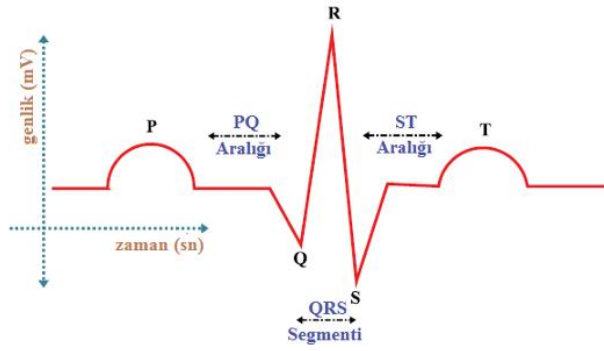
2.3. EKG ve EMG

Kalbin çalışması esnasında ortaya çıkan elektriksel sinyallerin kayıt edilmesine EKG denir. Elektromiyogram (EMG) ise kasın çalışması sırasında ortaya çıkan biyo-potansiyel işaretleri kayıt eder (Fidan vd. 2016). Bu tanımlara bakıldığında EKG, kalbin kasılması (depolarizasyon) ve gevşemesi (repolarizasyon) sırasında oluşan aksiyon potansiyellerinin oluşturduğu, kalp kasının atması sırasında gelişen elektrik sinyalinin kaydedilmesidir. EMG, kas fibril membranlarındaki fizyolojik değişikliklerden kaynaklanan, miyoelektrik sinyalleri geliştiren, kaydeden ve analiz eden bir tekniktir. Yüzeysel kinesiyolojik EMG, cilde yapıştırılan elektrotlarla hedeflenen kastan gelen sinyalleri kaydeder. Yüzeysel EMG, egzersiz seçimi, eğitim, fonksiyonel hareketler ve postüral pozisyonlarda kasların nöromüsküler aktivasyonuna odaklanır. Kinesiyolojik EMG uygulamaları laboratuvar koşullarında kasların kasılma paternlerini anlamak, kasların aktivasyon miktarını ölçmek, kas sinerjistik aktivasyon profilini değerlendirmek ve yorgunluk oluşumunu tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır (Gözüören ve Cıngı 2020). Deri üzerinden yüzeysel elektrotlar ile EMG sinyalleri alınabildiği gibi, iğne elektrotlar ile doğrudan EMG sinyalleri kastan da alınabilir. Simetrik olmayan bir yapıda olan EMG sinyalleri birçok kas lifinde kasılma sonucu oluşan biyo-potansiyel işaretin toplamıdır (Akğün vd. 2022).

EKG ve EMG, insanın sağlıklı olup olmadığını tespit etmek için çeşitli klinik uygulamalarda kullanılabilen birincil insan fizyolojik sinyalleridir. Bu nedenle sinyallerin uygun şekilde işlenmesi ve saptanması çok önemlidir (Nagendra vd. 2011). Çalışma kapsamında geliştirilen elektrotlardan elde edilen sinyallerin analizinde sinyal işleme yöntemleri kullanılmıştır. Mevcut EFÇ sinyallerinde gürültü ve artefaktlar sebebiyle yapılan analizler esnasında hatalı sonuçlar oluşmaktadır. Gürültülü EKG sinyalleri, gürültüye özgü sinyal işleme şemaları kullanılarak ya atılmalı ya da filtrelenmelidir. Tek bir sinyal işleme tekniği, farklı türden tek ve birleşik gürültüleri gidermek için yeterli olmayabilir (Satija ve Hu. 2018).

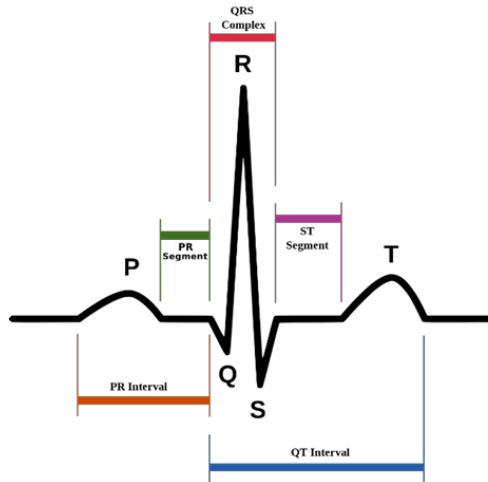
EKG gürültü giderme yöntemleri olarak; hareketli ortalama ve medyan filtreler, frekans seçici filtreler, uyarlanabilir filtreler, Wiener filtreler, polinom filtreler, tekil değer ayrıştırma, ayrık kosinüs dönüşümü temelinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Satija ve Hu., 2018). EKG sinyalinin analizi, klinik teşhis için hem zaman hem de frekans bilgisi gerektirir. Bu nedenle, dalgacık dönüşümleri bu tür sinyallerin analizi için kullanışlı hale gelir (Nagendra vd. 2011).

Kalp hastalıklarının tanısı ve teşhisi için EKG sinyalleri değerli bilgiler içermektedir. Şekil 2.1’de normal bir EKG sinyali görülmektedir. Atrial kasılmanın depolarizasyonu tarafından üre akıma göre oluşan P dalgası, ventriküler kasılmadan önceki depolarizasyona bağlı olarak üretilen QRS dalgası ve ventriküler depolarizasyon ile oluşan T dalgası görülmektedir. Kalp hastalıklarının teşhisi bu sinyallerde meydana gelen değişikliklerle tespit edilmektedir (İlhan 2017).



Şekil 2.1. EKG sinyali (İlhan 2017).

EKG sinyalleri P, Q, R, S ve T olarak beş pozitif ve negatif tepe noktası olarak Şekil 2.2’de gösterilmiştir. EKG’nin güvenilir analizi bu piklerin düzgün olarak görüntülenmesine bağlıdır. Kalp hızı ve ST segmenti gibi analizler EKG’den elde edilen QRS kompleksini bağlıdır. Bu nedenle QRS kompleksi net ve doğru şekilde tespit edildiğinde analizler doğru yapılmaktadır (Türker vd. 2017).



Şekil 2.2. EKG dalga formu (Türker vd. 2017).

EKG başka bir anlatımla kalbin kulakçık ve karıncıklarının kasılma ve gevşeme evreleri sırasında ortaya çıkan elektriksel aktivitenin grafiksel gösterimidir. EKG çekimi hastalara zarar vermeden yapılan bir uygulama olduğu için kalbin çalışma fonksiyonunun değerlendirilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Kalbin hızlı çalışması veya yavaş çalışması sonucu oluşan ritim ve iletim bozuklukları hastalıkları EKG ile belirlenebilmektedir. Muayene sırasında çekilen EKG çok kısa zaman aralığında çekilmekte olup sinyallerin ve verilerin çok güvenilir olması gerekmektedir. Genelde EKG, hastanın kalp atımlarının ve ritminin yaklaşık 10-15 saniyelik bölümünü gösterir. Ritim bozukluklarının saptanması için bu aralıklarda ölçülen EKG’nin oldukça hassas olması gerekmektedir (Kartal 2018).

EKG’nin ölümlerin en büyük nedeni olarak görülen kalp hastalıklarının tespiti EKG’nin önemini ortaya çıkarmıştır. Erken dönemde gerçekleştirilecek EKG ölçümlere hastalıkların tespitini ve ölümlerin engellenmesini sağlamaktadır. EKG miyokardın

kasılma ve gevşeme sırasında oluşturduğu elektriksel aktivitenin kâğıda dökülmesi işlemi olup hastalık teşhisi için önemli bir veridir (Doğan ve Atay 2018).

2.4. Elektrotlar

EKG, EMG ve EEG elektrotların uygulamalarında belirli sorunlar yaşanmaktadır. Nihai kullanıcılar ve ilgili sağlık çalışanları açısından mevcut durumda kullanılan elektrotlarda görülen problemler; gürültü oluşumu (artefakt etki) ve bozuk sinyallerdir. Ayrıca, hastanın sinyal görüntülemesi işlemi sırasında hareket serbestliğinin kısıtlanması, elektrotların vücuda yapışmaması ve insan vücudu salgısı olan terleme nedeni ile elektrotların hızlı oksitlenmesi sinyal kalitesini etkileyen önemli problemlerdir. Ayrıca EKG monitörizasyonu sırasında kullanılan elektrotlara ait alerjik kontakt dermatit görülebilir (Aksoy vd. 2006, Kurt vd. 2010, Uzunhisarcıklı vd. 2019, Türk vd. 2020).

Biyopotansiyeller mikrovolt veya milivolt cinsinden küçük genlikli sinyallerdir. Ölçüm elektrotunun kalitesi, bu küçük genlikli sinyallerin cilt yüzeyinden yüksek hassasiyetle elde edilmesi için çok önemlidir. Biyo-potansiyel sinyal üzerindeki artefaktlar ve gürültüler genellikle cilt yüzeyinin yanı sıra ölçüm elektrotlarına da bağlıdır. İnsan derisinin yüzeyi çok sayıda ölü hücre ve kıl içerir, bu da direncin artmasına ve ölçüm elektrotu ile temas yüzey alanının azalmasına yol açar. Bu nedenle ölçüm yapılmadan önce cilt yüzeyinin hazırlanması gerekir. En dıştaki stratum korneum tabakasının aşındırılması, ölü hücrelerden kaynaklanan temas direncini azaltır. Ayrıca cilt yüzeyine iletken bir elektrolitik jel uygulanması da direnci azaltır ve elektrot ile cilt arasındaki yüzey alanını artırır. Cilt yüzeyi ile elektrot arasındaki elektrolitik jel, cilde nüfuz ederek iletkenliği yüksek bir tabaka oluşmasını sağlar (İstanbullu ve Avcı 2020).

Araştırmalar dikey olarak hizalanan karbon nanotüp elektrotların düşük elektrot-cilt empedansına sahip olduğunu ve kuru ve ıslak elektrotlara göre ölçüm kalitesini artırabildiğini göstermektedir.

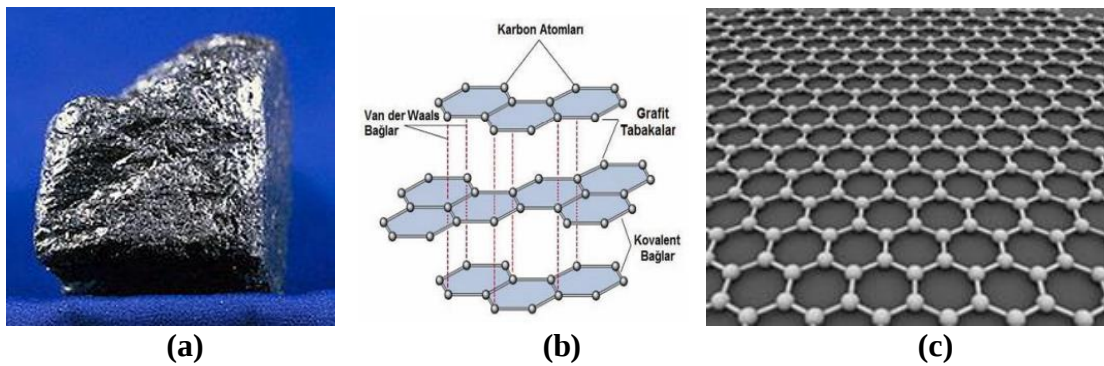
2.5. Grafen ve Elektrik

Hızlı bir şekilde ilerleyen teknoloji sonucu elektrikli ve elektronik cihazların kullanımı günümüzde oldukça yaygınlaşmıştır. Bunun sonucunda yeni teknolojiler ve yeni malzemeler bu alanda hızla bulunmuş ve kullanıma sunulmuştur. Bu malzemelerden biri de grafendir. Özellikle de günümüzde nanoteknolojinin artması bu malzemenin elektrik ve elektronik alanında kullanımını daha da arttırmıştır.

Günümüzde nanoteknoloji alanında karbon bazlı malzemelerin üretimi ve kullanımı artmaktadır. Grafen hakkında bilgi vermeden önce grafitten bahsetmek gerekmektedir. Grafit yumuşak ve yağlı yapıdadır. Aynı zamanda grafit siyah renkli ve katı bir madde olup kâğıt üzerinde iz bırakabilmektedir. Grafitin yapısı kristal olup grafit grafen tabakalarından oluşmaktadır (Şekil 3).

Grafen ise, hekzagonal karbon atomlarının bal peteği yapısında bir araya gelmesiyle oluşmuş düzlemsel karbon allotropu olarak tanımlanmaktadır. Grafit, karbonnanotüp ve C₆₀'ın ana yapıtaşı olan ve bal peteği kristal yapısında, sp² melezleşmesi yapmış karbon atomları ilk olarak 2004 yılında grafitten izole edilerek özellikleri belirlenmiştir. Andre Geim ve Konstantin Novoselov'a 2010 yılında iki

boyutlu grafene ilişkin önemli çalışmaları için ve grafeni bilim dünyasına tanıstırması nedeniyle Nobel Fizik Ödülüne layık görülmüşlerdir. Bilim dünyasına tanıtılan grafenin birçok üstün özellikleri bulunmaktadır. Bu da grafenin yapısından kaynaklanmaktadır. Bu yapıdan dolayı elektronların hareketleri bile etkilenmektedir. Örneğin, elektronların grafen yapısı içinde rölativisttik hızlarda hareketine grafenin düzlemsel delokalize elektron ağı izin vermektedir. Grafen, bu özellik ve yapısı nedeniyle çok yüksek termal ve elektriksel iletkenliğe sahip olup aynı zamanda yüksek mekaniksel dayanıma ve esnekliğe, oldukça yüksek teorik spesifik yüzey alana ($2630 \text{ m}^2/\text{g}$) ve yüksek optik geçirgenliğe sahiptir. Bununla beraber grafenin yüksek kimyasal dayanımı ve toksik olmama özellikleri bilinmektedir. Grafen sahip olduğu sıra dışı özellikleri nedeniyle bazı teknolojilerin yerini almaktadır. İyi bir iletken olması ve dayanıklı olması grafeni gelecekte süper özellikli teknolojilerde kullanılacak malzeme haline getirmiştir. Özellikle, grafenin sahip olduğu optik geçirgenliği, esneklik ve iletkenlik özellikleri birleştirilerek esnek elektroniklerin üretimi yapılabilmektedir. Bu teknolojinin daha da gelişmesi ileride birçok yeniliklerin önünü açacaktır. Grafenle yapılan çalışmalarla, grafenin, enerji depolama ve dönüşümü, dokunmatik ekranlar, alan etkili transistörler ve sağlık alanında kullanılabileceği görülmüştür. Ayrıca, grafenin bu alanlarda birçok yenilik yapma potansiyeli vardır (Ünal vd. 2020). Grafen biyosensörler ve biyoelektroniklerde de kullanılmaktadır. Özellikle mikroelettriksel cihazların üretimi bu alanda grafen sayesinde mümkün olabilmektedir. Ayrıca, güneş pilleri, lityum iyon pilleri, transistörler ve kataliz gibi uygulamalarda da grafen kullanılmaktadır. Bunun temel nedeni grafenin, yüksek mekanik mukavemeti, yüksek yük taşıma kapasitesi, üstün termal iletkenliği, büyük ve spesifik yüzey alanı, kimyasal kararlılığı, yüksek elektriksel ve optiksel özellikleridir. Bu özellikleri kullanılarak üretilecek nano kompozitler ilerleyen günlerde hayatımızın birçok alanında yer alacaktır (Aydın vd. 2018). Son zamanlarda grafen katkılı polimerlerde elektronik alanında da kullanılmaktadır. Grafen katkılı polimer bir malzeme yapısındaki grafen artışına bağlı olarak iletkenlik, esneklik ve kalkanlama malzemesi yeteneği kazanmaktadır. Bu nedenle grafen iyi bir elektromanyetik kalkanlama malzemesi üretilmesinde eşsiz bir temel yapı maddesidir (Altun vd. 2017).



Şekil 2.3. a) Grafite; b) Grafite kimyasal yapısı; c) Grafite düzlemsel yapısı (Grafen) (Cuhadaroğlu ve Kara 2018).

Elektriksel özellik dışında grafen şimdiye kadar bilinen en ince malzeme olma özelliği göstermekte ve buna rağmen güçlü karbon bağları grafeni dayanıklı malzeme haline getirmektedir. Bunun temel nedeni s, p_x , p_y orbitallerinden oluşan 120° açılı sp^2 hibritleşmesi ve oldukça sıkı bir şekilde bir araya gelen karbon atomlarıdır. Grafende boşta kalan p_z orbitalleri, grafenin elektronik özelliklerini belirlemektedir. Bunun yanında

grafenin bu durumu yüksek yüzey alan ve optik transparanlık ($\sim 97.7\%$) gibi önemli özelliklerden sorumludur. Bağ yapması için karbon atomlarının dört elektronu bulunmaktadır. İki boyutlu grafen üç bağ yapmakta ve dördüncü elektron kristalde serbestçe dolaşmaktadır. Bu da grafene yüksek elektriksel iletkenlik özelliği sağlamaktadır. Grafenin iletim ve valans bantları Dirac noktasında (değerlik bandı ile iletim bandı arasındaki geçiş) buluşmaktadır. Bu nedenle grafen yasak enerji aralığı bulunmayan bir yarıiletkenidir. (Doğan vd. 2018).

Şekil 2.3’de grafenin yapısı ayrıntılı incelendiğinde, grafenin altıgen şeklinde kafes içine yerleştirilmiş tek bir karbon atomu katmanından oluşan bir allotrop olduğu görülmüştür. Grafen bir semi-metal olarak da adlandırılmaktadır. Bunun nedeni grafenin değerlik ve iletim bantları arasında küçük bir örtüşme yapmasından dolayıdır. Sahip olduğu kristal yapısı nedeniyle grafende dikkat çekici bir bant yapısı bulunmaktadır. Karbon atomları iki boyutlu bir düzlemde altıgen bir kafes oluşturmaktadır. Bu atomların her biri, bir σ bağına paylaştığı üç komşusundan yaklaşık olarak $a = 1.42 \text{ Å}$ ’luk bir uzaklıktadır. Diğer dördüncü bağ ise düzlem dışı olan z yönünde yönlendirilmiş bir π bağıdır. Her atom bu π bağlarından birine sahiptir. Bunlar π bant ve π^* bantları olarak isimlendirilen yapıyı meydana getirmek için hibrit orbitalleri oluştururlar. Bu özellik grafenin hem elektrik ve hem de elektronik alanında kullanılmasında önemli bir etkidir. Grafenin altıgen kafesinin ayrıntılı incelenmesinde kafesin iki araya eklenmiş üçgen kafes gibi görüldüğü bulunmuştur. Bir atom kalınlığında grafit tabakası olan grafenin, üstün elektriksel iletkenliği, yüksek spesifik yüzey alanı ($\sim 2630 \text{ m}^2.\text{g}^{-1}$) ve düşük kütle yoğunluğu nedeniyle yüksek performanslı enerji depolama cihazlarının üretilmesinin önünü açmıştır (Harputlu 2021).

Diğer taraftan, grafene karbon dışındaki elementlerin katkılanması ile mekanik, elektriksel, optik ve termal özellikleri istenilen sistemlere göre ayarlanabilmektedir. Örnek olarak; grafen plakasına, azot atomunun katkılanması yapıdaki elektron yoğunluğunu artırarak grafenin iletkenliğine katkıda bulunmaktadır (Ünal vd. 2020).

N-GN ile yapılan çalışmalarda bu malzemenin sitotoksik etkisinin olmadığı gözlenmiş ve sağlık alanında güvenle kullanılabilecek bir malzeme olduğu belirtilmiştir (Ünal vd. 2020). Özellikle belirli sağlık sorunlarının erken teşhisi ve hastalığın takip edilmesi tedavi için oldukça önem taşımaktadır (Engin 2002). Bu nedenle, elde edilecek elektrotların hem erkek hem de kadınlarda her yaş grubunda rahatlıkla kullanılabileceği öngörülmektedir. Literatürde verilen çalışmalarda, grafen oksit (GO) ve/veya indirgenmiş grafen oksit (rGO) kullanılarak EKG, EMG ve EEG elektrotlarının yapıldığı gözlenmiştir (Qiao vd. 2019, Liu vd. 2020). Ancak, bu malzemelerin üretiminde kullanılan yöntemlerin maliyetinin yüksek, sentez basamaklarının uzun olduğu ve endüstriyel üretime de uygun olmadıkları belirlenmiştir (Edwards ve Coleman 2013). Ayrıca, literatürlerde N-GN kullanımı ile elektrot yapımı çalışmasının olmadığı da tespit edilmiştir. Bu nedenle, bu tez çalışmasında, diğer yöntemlerden farklı olarak tek basamakta N-GN üretiminin gerçekleştirilmesi ve literatürde ilk olarak N-GN kullanılarak elektro fizyolojik veri elektrot malzemesi yapılması amaçlanmıştır. Çalışmada, Doç. Dr. Edip BAYRAM ve Dr. Çağdaş KIZIL tarafından Türk Patent Ofisi’nde patent tescillerini almış, uluslararası patent başvuruları da tescil edilmiştir (PCT/TR 2019/050884) olan N-GN kullanılmıştır.

Yapılan patent araştırmalarında (2019/11524, 2018/01325, CN20201144091 20200928, 2018/16088, 2017/02172) grafen kaplamalı bazı elektrotlar üretildiği görülmüştür. Ancak bu çalışmalarda N-GN kullanılmadığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle tez çalışması ülkemizde ilk olma özelliği taşımaktadır. Ayrıca, ilgili patent çalışmaları incelendiğinde ölçüm yapılması sırasında iletkenliğin artırılması için jel kullanıldığı görülmektedir. Tez çalışmasında kullanılan N-GN malzemesinin yüksek iletkenliği, jel kullanma zorunluluğunu ortadan kaldıracaktır. Standart jel kullanılan Ag/AgCl sistemlerinde sinyaller iki arayüz üzerinden ilerlemektedir. N-GN EFÇ elektrotlarında ise jel kullanılmamasıyla sinyal iletimi tek arayüz üzerinden gerçekleşmektedir. Bu sayede N-GN EFÇ elektrotlarında arayüz aktarımından oluşan sinyal kayıpları engellenebilecektir.

Literatür çalışmaları incelendiğinde N-GN'nin elektrot malzemesi olarak kullanıldığı elektrofizyolojik veri elektrotu çalışmalarına rastlanmamıştır. Buna ek olarak, elektrot iletkenliğini artırmak için jelin kullanılmadığı, kumaşa entegre edilmiş elektrot çalışması da gözlemlenmemiştir. İlgili kısım tezimizin yenilikçi ve özgün yanını oluşturmaktadır.

2.6. Küresel Tıbbi Cihaz Sektörü

Küresel tıbbi cihaz sektör büyüklüğü 2020'de 432,23 milyar dolara ulaşmıştır. Yapılan analizlere göre, küresel sektör 2017-2019 döneminde yıllık ortalama büyümeye kıyasla 2020'de %3,7 düşüş göstermiştir. Sektörün 2021'de 455,34 milyar dolarlık değerinin 2021-2028 aralığında %5,4'lük bir büyüme göstererek 2028'de 657,98 milyar dolarlık değere ulaşması beklenmektedir. Amerikan Hastaneler Birliği'ne göre, 2019'da ABD'de yaklaşık 36,2 milyon hasta kabulü gerçekleşmiştir. Tıbbi cihazlara olan talebi artıran etkenler arasında, hasta kabullerindeki artış, artan cerrahi ve teşhis prosedürleri, sermaye ekipmanı ihtiyacı örnek olarak gösterilebilir (Fortunebusinessinsights 2022).

Türkiye'de 2020 yılında sağlık hizmetleri konusunda toplam sektör büyüklüğü 1.854, toplam yerli ürün üretimi 968, toplam ihracat 597, toplam ithalat 1.483 milyon dolardır (Export 2022). Küresel kardiyovasküler cihazlar sektörün 2021'de 54,08 milyar dolarlık değerinin 2021-2028 süre aralığında %6,9'lük bir büyüme göstererek 2028'de 86,27 milyar dolarlık değere ulaşması beklenmektedir (Fortunebusinessinsights 2022).

Kardiyak ritim yönetimi (CRM) cihazları, aritmi, bradikardi, taşikardi ve ani kalp durmalarını tedavi etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kardiyak ritim koşullarının yaygın değeri arttığından, son on yılda kardiyak yönetim cihazları önemli ölçüde benimsenmeye başlamıştır. Gelişmekte olan ülkelerdeki kalp rahatsızlıklarının daha yüksek prevalansı, ürünler hakkında artan farkındalık ve kişi başına düşen gelirin artması nedeniyle bu cihazlara büyük bir talep görülmeye başlanmıştır. Avrupa Kardiyak Derneği'ne göre, 2017'de Batı Avrupa'daki bazı ülkelerde implant kullanım oranı 1000 ünite/milyon olarak gerçekleşmiştir (Fortunebusinessinsights 2022). 2018 yılında birçok ülkedeki grafen üreticisi firmalar uzay, savunma ve madencilik gibi sektörler için yüksek miktarda grafen siparişleri almışlar ve bunun sonucunda grafenin kullanıldığı birçok prototipi bu firmalar geliştirmişlerdir. Grafen sektörünün gelirleri Research and Market'in raporuna göre 2017'de 85 milyon dolarken, 2018'de 200 milyon dolara çıkmıştır. Diğer bir araştırmada, küresel grafen sektörünün gelecekte 2017-2026 döneminde yıllık ortalama %40 büyüme oranına çıkacağını öngörülmektedir. Aynı raporun bir başka

araştırmasında, grafenin 2023 yılında yaklaşık bir milyar dolarlık bir pazar büyüklüğüne ulaşacağı tahmin edilmektedir. Tıbbi cihazlar için küresel elektrotların pazar büyüklüğü 2016 yılında 775,8 milyon dolar olduğu ve yapılan öngörülere göre bu pazarda yıllık yaklaşık olarak %11,3'lük bir büyüme beklenmektedir. Ayrıca, tıbbi elektrotlardaki teknolojik gelişmeler, artan hastane ve sağlık hizmetleriyle ilgili maliyetleri azaltmak için taşınabilir tıbbi cihazlara yönelik artan talep, dünya çapında pazar büyümesini yönetmesi düşünülen muhtemel kilit faktörlerdendir (Thinktech 2022).

2.7. Comsol Multiphysics

Tez çalışmasında günümüzde mühendislikte birçok alanda kullanılan (Erdoğan vd. 2018, Bayrakdar 2022, Tur 2023) Comsol Multiphysics® programında simülasyon geliştirilmiştir. Comsol Multiphysics®, karmaşık çoklu fizik olgularının simülasyonuna ve analizine olanak tanıyan güçlü bir hesaplama aracıdır (Tur 2023).

Comsol Multiphysics yazılımı güçlü bir sonlu eleman (Powerful Finite Eleman=FEM), kısmi diferansiyel denklem (Partial Differential Equation=PDE) çözüm motorudur. Temel Comsol Multiphysics yazılımı, temel yazılımın yeteneklerini genişleten sekiz eklenti modülüne sahiptir. Uygulama alanları: AC/DC, Akustik, Kimya Mühendisliği, Yer Bilimi, Isı Transferi, MEMS, RF ve Yapı Mekaniği. Comsol Multiphysics yazılımı ayrıca CAD Import modül gibi başka destekleyici yazılım kitaplığına da sahiptir. Bu yazılım ile bilim insanları fiziksel cihaz yapılarının bilgisayar modellemesi yoluyla tanıtılması, doğrudan uygulama yoluyla uygulamalı model oluşturma ve çözme teknikleri gibi işlemleri yapmaktadırlar. Bilgisayar simülasyonu ile ilk prensip analizinin birleşiminden elde edilen temel avantaj, modelleyicinin çözüme yönelik mümkün olduğu kadar çok farklı yaklaşımı deneyebilmesidir. Laboratuvar ortamında sorunu doğru (veya en azından doğruya yakın) yapmak için kes-dene metodolojisini kullanarak veriler hızlı bir şekilde incelenmektedir. Bu bilgisayar simülasyonun avantajı analizleri anlamak için, modelleyicinin problemin çözümü için mümkün olduğu kadar farklı yaklaşımları deneyebilmesidir (Pryor 2011).

3. MATERYAL VE METOT

Giyilebilir cihazların artan popülaritesi çalışmayı önemli kılmaktadır. Özellikle elektro fizyolojik veya biyo-potansiyel sinyallerin sürekli izlenmesi, kronik ve akut durumların tespit edilmesi, hastalığın tedavi edilmesi ve hastalığın yönetilmesi açısından çok sayıda veri içermektedir. Günümüz elektrotlarındaki deriye yapıştırma yönteminde derideki tabakalar empedansa bariyer oluşturmaktadır. Bunu önlemek amacıyla iyonik jeller kullanılmaktadır. Hidrojel elektrotlar yüksek kaliteli sinyal sağlarlarken, jel ve elektrotu cilde bağlı tutmak için kullanılan yapışkan, tahrişe ve alerjik reaksiyonlara neden olmaktadır (Lam vd. 2022). Çalışmada ürün olarak elde edilecek giyilebilir yüksek empedans değerine sahip elektrotların bu sorunları çözmede önemli rol oynayacağı düşünülmektedir. Gümüş, yüksek iletkenlik ve kolay üretilebilirliğe, ancak zayıf yıkanabilirliğe, düşük mekanik gerilime sahiptir. Ayrıca, oksidasyona karşı hassastır. Çoğu zaman gümüş elektrotlar, daha iyi sinyal kalitesi sağlamak için nemlendirilmektedir. Bu nedenle günümüzde araştırmacılar gelişmiş sinyal kalitesi için farklı türde malzemeler üzerinde çalışmaktadırlar (Lam vd. 2022).

Bu tez kapsamında N-GN tabanlı elektro fizyolojik veri elektrotu geliştirilmesi ve EKG ve EMG ölçümlerinde kullanımı araştırılmıştır. Materyal olarak tez kapsamında üretilen ve sinyal iletim mekanizması açısından farklı 8 çeşit elektrot kullanılmış ve elde edilen sinyaller ticari Ag/AgCl elektrotu ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada sırasıyla grafen üretimi, elektrot üretimi, sinyal alımı, sinyal işleme ve sonuçların değerlendirilmesi işlemleri yapılmıştır. Sinyaller Arduino ve AD8232 sensörü kullanılarak elde edilmiş ve Matlab programı yardımıyla analiz edilmiştir. Buna ek olarak elektrotların Comsol Multiphysics programında elektriksel analizi simüle edilerek değerlendirilmiştir. Kontrol grubu olarak Ticari Ag/AgCl elektrot kullanılmıştır.

3.1. Grafen Üretimi

Katkılı grafen üretimi ve fiziksel karakterizasyonu kapsamında ilk olarak N-GN sentezi gerçekleştirilmiştir. Sentez yöntemi olarak ise endüstriyel ölçekte seri üretime uygun olduğu literatürde bildirilen solvotermal yöntemi seçilmiştir (Bayram vd. TR 2018 19187 B). Kullanılan üretim yöntemi; karışımın hazırlanması, sıcaklık ve basınç kontrollü reaktörde solvotermal işlem, katı üründen sıvı karışımın hazırlanması, karışımın kurutulması, kurutulmuş ürünün pirolizi ve piroliz sonrası yıkama basamaklarından oluşmaktadır. Grafen yapısını belirlemek için standart yapısal karakterizasyon teknikleri kullanılmıştır. Bu kapsamda fonksiyonel grupların karakterizasyonu için XPS, malzemenin kristal ve amorf yapısının belirlenmesi için XRD, morfolojik özelliklerin belirlenebilmesi için SEM, N-GN kalitesinin belirlenmesi için ise RAMAN analizleri gerçekleştirilmiştir.

3.2. N-GN'nin Elektriksel İletkenliğinin Tespiti

Elektrotların kaplamasında kullanılan N-GN'nin elektriksel iletkenliği ölçümü için bakır levha kullanılmıştır. İki adet bakır levhadan biri N-GN ile kaplanmış diğeri kontrol grubu olarak kaplanmamıştır (Şekil 3.1). Kaplı ve kaplı olmayan bakır levhaların farklı derinliklerinde direnç değerleri ölçülmüş ve iletkenlik değerleri hesaplanmıştır.



Şekil 3.1. Kaplanmamış Bakır Levha ve N-GN ile Kaplı Bakır Levha.

3.3. N-GN EFÇ Elektrotlarının Üretimi

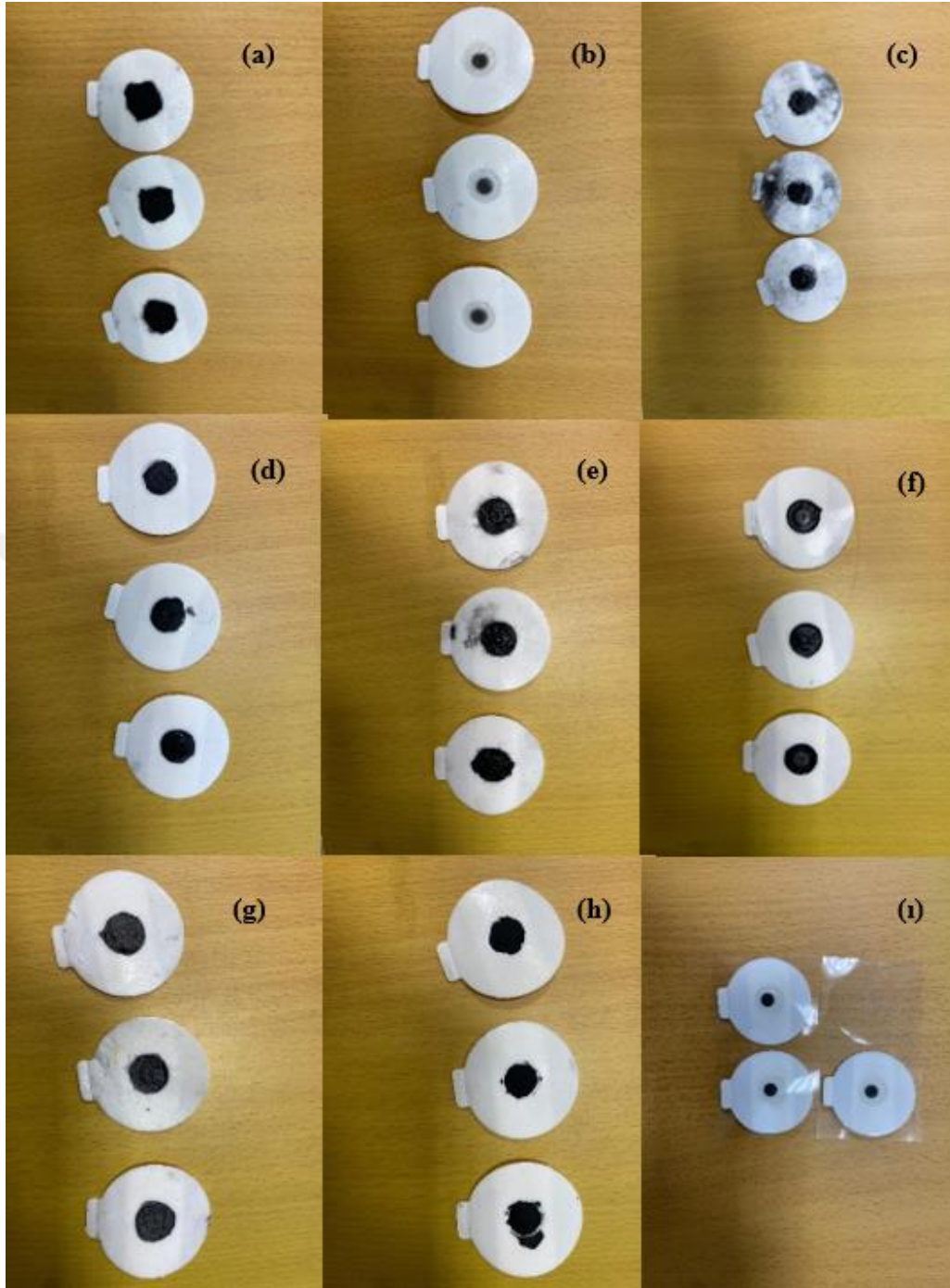
Tez kapsamında üretilen elektrotlar ve üretim yöntemleri aşağıda sıralanmıştır;

Üretilen elektrotlar ve üretim yöntemleri:

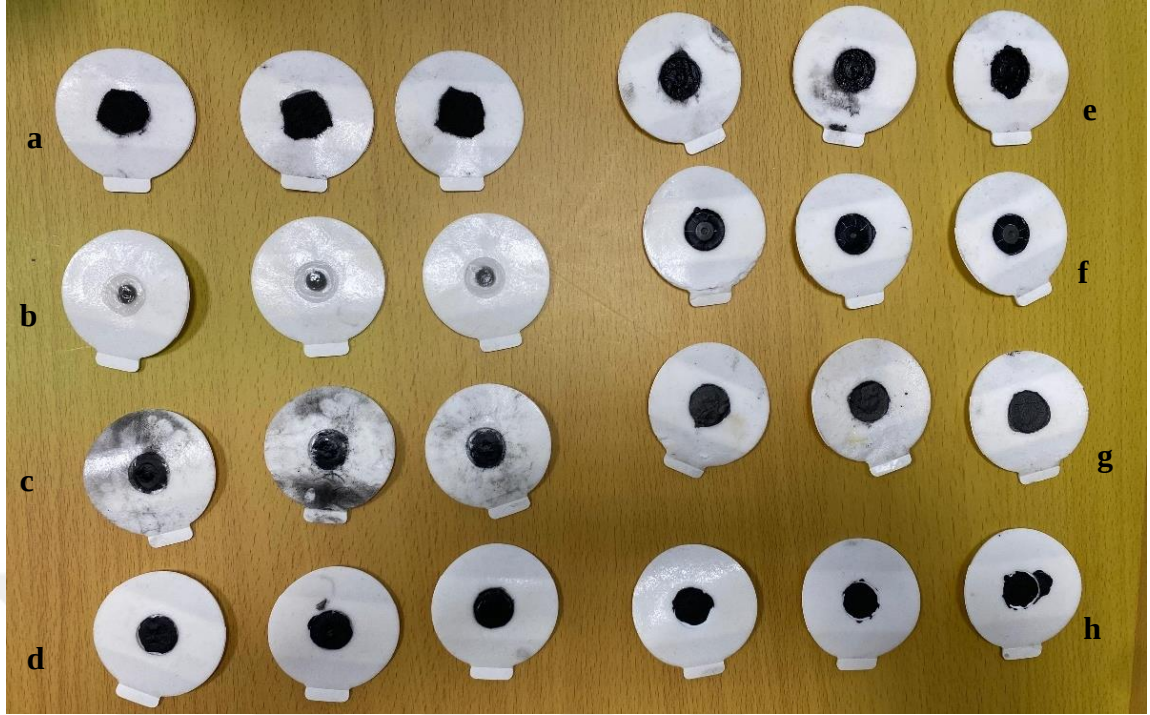
- 1- **Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot (KarbonFiber1):** Elektrottaki jelin üzerine karbon fiber kumaş yerleştirilmesi ile elde edilmiştir.
- 2- **Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot (JelveİyonikSıvı2):** Elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı olan 1-Ethyl-3-methylimidazolium tetrafluoroborate (Aldrich) eklenmiştir.
- 3- **Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot (JelveTozGrafen3):** Elektrotun jelinin üzerine toz formunda azot katkılı grafen (N-GN) ile kaplama yapıldı.
- 4- **Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvıdan oluşan karışımının kaplanması ile oluşturulan elektrot (JelveGrafenİSKarışım4):** Elektrot jelinin üzerine toz N-GN ve iyonik sıvıdan oluşan karışım kaplandı.

- 5- **Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen, poliüretan ve iyonik sıvı karışımı içeren karışımın kaplanması ile oluşturulan elektrot (GrafenPÜİSKarışım5):** Elektrotun üzerindeki jel çıkarılmış ve iyonik sıvı eklenmiş %40 N-GN ve %60 Poliüretan karışımı ile kaplandı.
- 6- **Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenmesi ile oluşturulan elektrot (GrafenPÜİSEskiKarışım6):** Elektrotun üzerindeki jel çıkarılmış ve %40 N-GN ve %60 Poliüretan karışımı kaplandı, kurutuldu ve üzerine iyonik sıvı eklendi.
- 7- **Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafitPÜİSEskiKarışım7):** Elektrotun üzerindeki jel çıkarılmış ve elektrot %80 grafit ve %20 Poliüretan karışımı ile kaplandı, kurutuldu ve iyonik sıvı eklendi.
- 8- **Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrot (GrafenPÜİ8):** Elektrotun üzerindeki jel çıkarılmış ve %40 N-GN ve %60 Poliüretan karışımı ile kaplandı.
- Kontrol grubu olarak Mevcut Ticari elektrot (**NormalEKG**) kullanılmıştır.

Tez kapsamında üretilen elektrotlar Şekil 3.2’de sırasıyla fotoğraf olarak gösterilmiştir. Her bir elektrottan 3’er adet yapılmıştır. Şekil 3.3’de ise üretilen elektrotlar toplu halde görülmektedir.

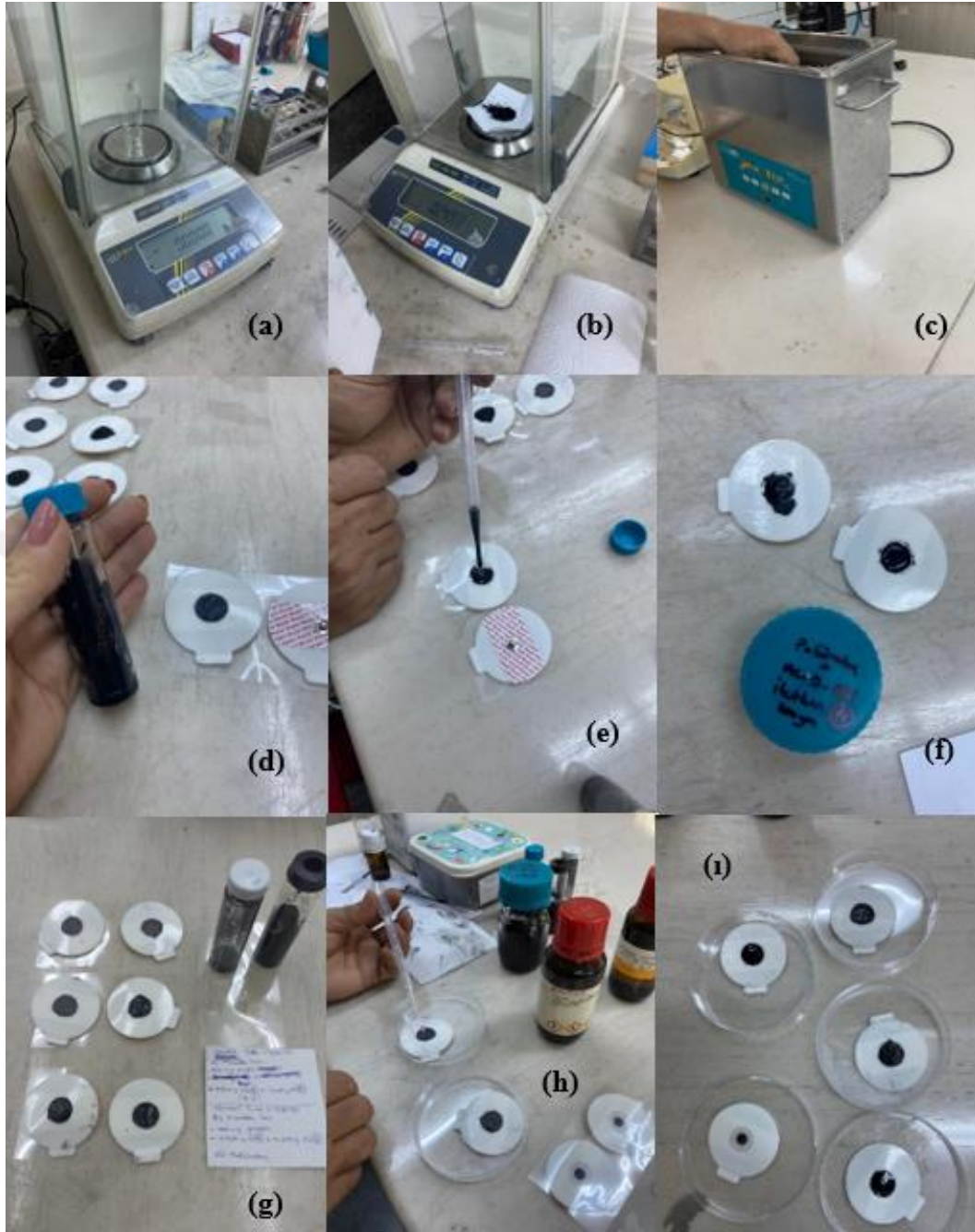


Şekil 3.2. a) KarbonFiber1; b) Jel ve İyonik Sıvı2; c) Jel ve Toz Grafen3; d) Jel ve Grafen İS Karışım4; e) Grafen PÜİS Karışım5; f) Grafen PÜİS Eski Karışım6; g) Grafit PÜİS Eski Karışım7; h) Grafen PÜ8; i) Normal EKG.



Şekil 3.3. Üretilen Elektrotlar a) KarbonFiber1; b) JelveliyonikSıvı2; c) JelveTozGrafen3; d) JelveGrafenİSKarışım4; e) GrafenPÜİSKarışım5; f) GrafenPÜİSEskiKarışım6; g) GrafitPÜİSEskiKarışım7; h) GrafenPÜ8.

Elektrotlara kaplanan karışımların hazırlanışı sırasıyla oranları doğrultusunda malzemelerin tartılması, tartılan malzemelerin karıştırılarak ultrasonik su banyosunda homojenize edilmesi, hazırlanan karışımın kaplanması şeklindedir. Elektrotların hazırlanışı gösteren görseller Şekil 3.4’de verilmiştir.



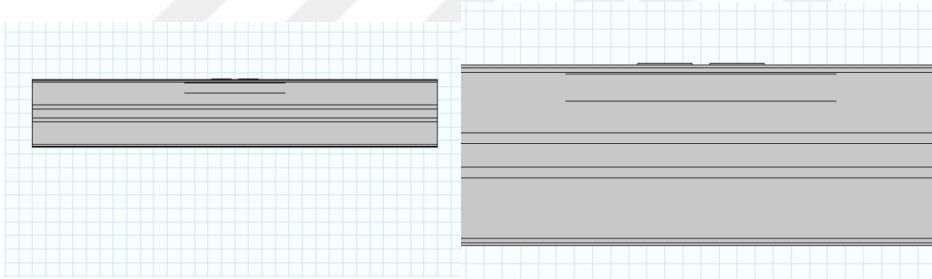
Şekil 3.4. a) ve b) Grafen tartımı, c) Ultra sonik su banyosu, d) Grafen+poliüretan, e) Kaplama, f) ve g) Hazırlanan elektrotlar, h) ve ı) Hazırlanan elektrotlar ve iyonik sıvı.

3.4. N-GN EFÇ Elektrotlarının *in vitro* Test Çalışmaları

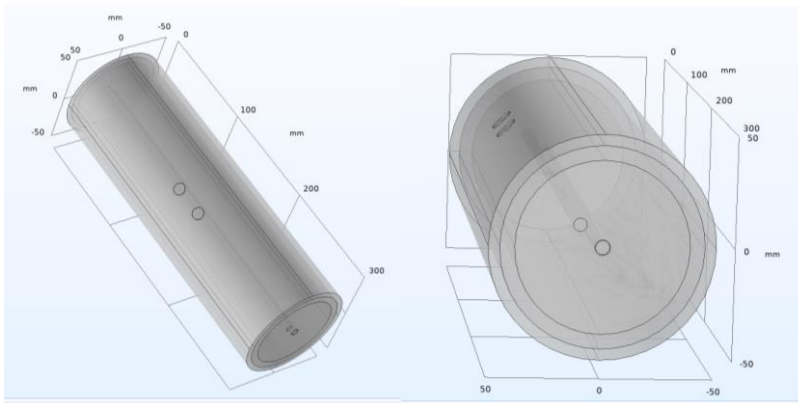
Tez kapsamında üretilen elektrotların ve mevcut ticari elektrotların testleri yapılmıştır. Çalışma kapsamında her kaplamanın sinyal ölçüm gücü canlı dokusunu taklit etmesi amacıyla balistik jel ve akım jeneratörü ile *in vitro* olarak test edilmiştir. *In vitro* testlerin karşılaştırılması için ticari Ag/AgCl elektrotlar da aynı deney parametrelerinde denenmiştir. Homojen dağılımın kontrol işlemi için kaplamanın yapıldığı yüzeylerin belirli bölgelerinden örnekler alınarak elde edilen sonuçlar arasındaki sapma değerleri incelenmiştir. Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde sinyal/gürültü oranlarının (SNR) ölçümü gerçekleştirilmiş ve SNR değerinin iyileştirilmesi için elektronik devre modülü hazırlanmıştır. Üretilen N-GN EFÇ elektrotlarının canlı dokusu ile oluşturacağı ara yüzey N-GN EFÇ elektrot-balistik jel - N-GN EFÇ elektrot simetrik test hücrelerinde incelenmiştir. Çalışmalar Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü Enerji Depolama ve Dönüşümü laboratuvarında yapılmıştır.

3.5. N-GN EFÇ Elektrotlarının Simülasyon Çalışmaları

Comsol yazılımı kullanılarak iki boyutlu ve üç boyutlu kol tasarımı ve anot ve katot simülasyonu yapılmıştır. Şekil 3.5 ve 3.6'da bu simülasyonlar görülmektedir. Elektrot materyalleri değiştirilerek farklı malzemeler için simülasyon çalışması yapılmıştır.



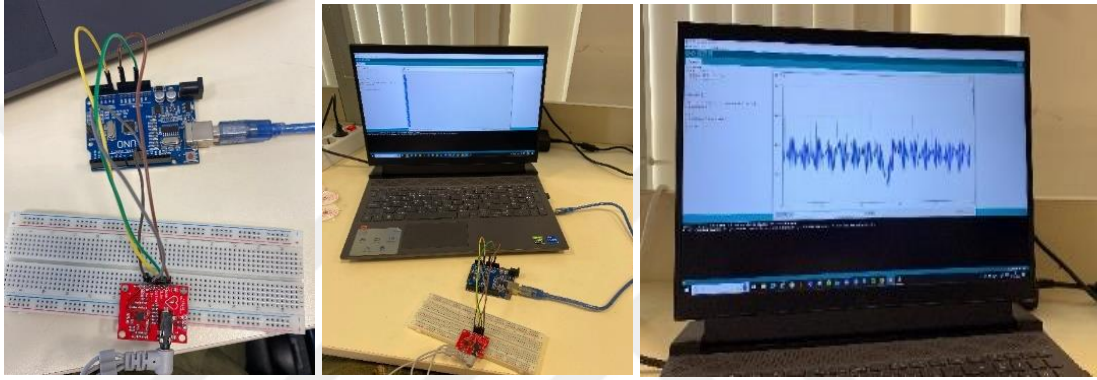
Şekil 3.5. İki boyutlu kol tasarımı, anot ve katot elektrot simülasyonu.



Şekil 3.6. Üç boyutlu kol tasarımı, anot ve katot elektrot simülasyonu.

3.6. In vivo Deneyler Yapılması

Tez kapsamında *in vivo* denemeler yapılmıştır. Bunun için hasta stimülatörleri ve elektrotlar yardımıyla sinyal ölçümleri yapılmıştır. Sinyal ölçümleri sadece sinyal alma şeklinde tekrarlı olarak gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.7’de sinyallerin elde edilmesi, görüntülenmesi aşamasında mevcut EKG, EMG modülü ve biyomedikal ölçüm cihazları kullanılmıştır. Bu işlemi gerçekleştirmek için Akdeniz Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü laboratuvar imkânları kullanılmıştır. Tüm çalışmalar sonucunda elektrotlardan elde edilen sinyaller değerlendirilmiş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. EKG ve EMG, insanın sağlıklı olup olmadığını tespit etmek için çeşitli klinik uygulamalarda kullanılabilen fizyolojik sinyalleridir (Nagendra vd. 2011). Bu nedenle sinyallerin uygun şekilde işlenmesi ve saptanması önemlidir.



Şekil 3.7. Elektrotlar ve sensör kullanımıyla alınan sinyal ölçümleri.

Tez kapsamında kalp atış hızı sensörü, EKG ve diğer biyo-potansiyel ölçüm uygulamaları için Arduino seti olan AD8232 kullanılmıştır. Bu set kalp atış hızını ölçmekte ve alınan analog sinyalleri grafik olarak EKG benzeri çıktılar vermektedir. Ölçüm problemleri olarak mevcut elektrot ve tarafımızdan üretilen 8 çeşit elektrot kullanılmıştır. Şekil 3.7’de gösterilen set üzerinde kalp atış hızına bağlı olarak yanıp sönen bir de led bulunmaktadır.

Kalp atış hızının elektriksel hareketi AD8232 adı verilen sensör tarafından ölçülmüştür. Bu sensör, zararlı olmayan ve kalp atış hızını ölçen sinyali veren ve MSP430, Arduino, Raspberry-pi gibi herhangi bir kontrolöre doğrudan bağlanabilen sensör modülünü gösterir. Bu sensör, elektrotların vücuda bağlantısı zayıf olduğunda bile sinyali çıkarmak için tasarlanmıştır. Çıkan sinyal daha sonra yükseltilmiştir. Bu tasarım, çıkış sinyalinin gömülü bir denetleyiciden veya analogdan dijitale dönüştürücü (ADC) ultra düşük güçlü bir cihazdan kolayca elde edilmesine yardımcı olur.

Kalp atış hızı sensörü özellikleri:

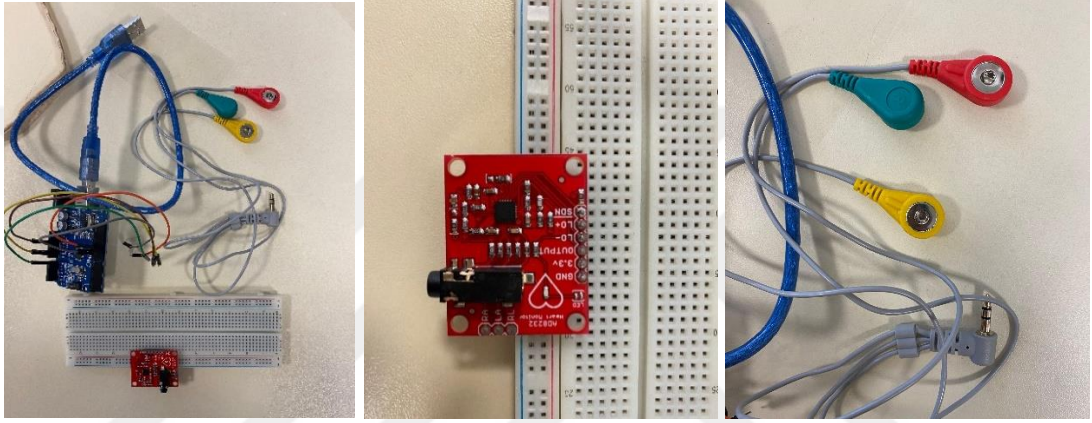
- Çalışma Gerilimi: 3.3 V
- Analog Çıkış
- Kablo bağlantısının çıktığını algılama
- Led göstergesi

Kalp atış hızı sensörü kullanımı:

Sensörde mevcut ve geliştirilmiş 8 çeşit medikal pedler kullanılmıştır. Kalpte meydana gelen elektriksel dalgaları pedler yardımıyla algılayarak grafik değerler okunmaktadır. Çalışmada Arduino UNO ile beraber sensörler kullanarak okumalar gerçekleştirilmiştir. Pedler, Şekil 3.8'deki Arduino sensörün üzerinde yazdığı gibi LA olanı Sol kola doğru, RA olanı Sağ kola doğru ve RL olanı ise sağ bacak veya karın bölgesine yapıştırılmıştır.

Arduino kodlar:

Kodlar Ek 1'de verilmiştir. Kodlar yüklendikten sonra Araçlar > Seri Çizici üzerinden grafikler gözlemlenmektedir.



Şekil 3.8. Kalp Atış Hızı Sensörü, EKG ve diğer biyopotansiyel ölçüm uygulamaları için Arduino seti AD8232.

3.7. N-GN EFÇ Elektrotlarda Elde Edilen Sinyallerin Analiz Edilmesi

Çalışma kapsamında geliştirilen elektrotlardan elde edilen sinyallerin analizinde sinyal işleme yöntemlerinin kullanılmıştır. Yapay zeka, son yıllarda tıp alanında özellikle elektrokardiyografi ve görüntü yorumlamada kişiselleştirilmiş tedaviyi optimize etmede önemli ilerlemeler kaydetmiştir. Mevcut EFÇ sinyallerinde gürültü ve artefaktlar sebebiyle yapılan analizler esnasında hatalı sonuçlar oluşmaktadır. Gürültülü EKG sinyalleri, gürültüye özgü sinyal işleme şemaları kullanılarak atılmalı ya da filtrelenmelidir. Tek bir sinyal işleme tekniği, farklı türden tek ve birleşik gürültüleri gidermek için yeterli olmayabilir (Satija vd. 2018). EKG gürültü giderme yöntemleri olarak; hareketli ortalama ve medyan filtreler, frekans seçici filtreler, uyarlanabilir filtreler, Wiener filtreler, polinom filtreler, tekil değer ayrıştırma, ayrık kosinüs dönüşümü temelinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (Satija vd. 2018). Sinyallerin frekans içeriğini değiştirmek ve özellikle istenmeyen gürültüleri temizlemek için frekans seçici filtreler kullanılmaktadır. Bu filtreler genlik cevabına göre alçak geçiren, yüksek geçiren, bant geçiren ve bant durduran filtrelerdir. Impuls cevabının uzunluğuna göre sonsuz uzunluklu impuls cevabına sahip IIR filtre ve sonlu uzunluklu impuls cevabına sahip filtreler kullanılmaktadır. Faz cevabına göre ise Sıfır faz, Lineer faz, Genelleştirilmiş lineer faz ve Lineer olmayan faz filtreler kullanılmaktadır (Akan vd.

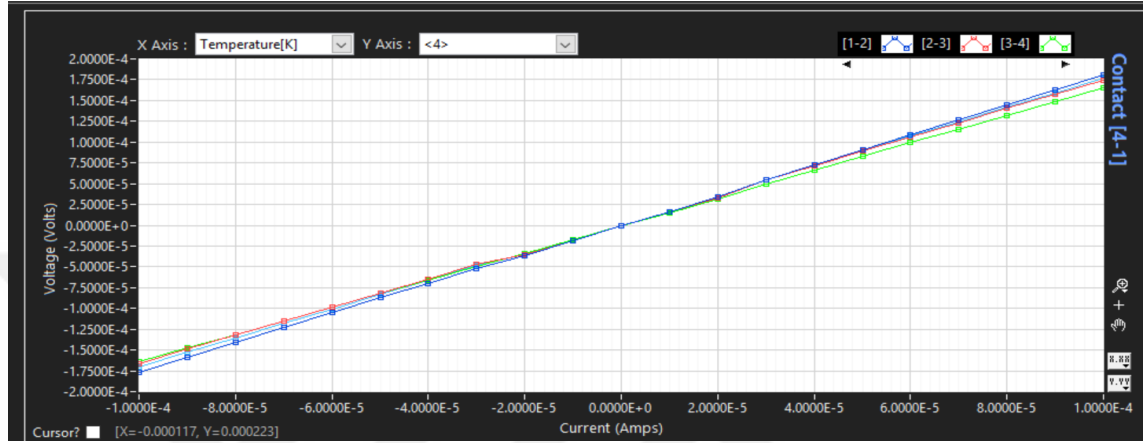
2019). EKG sinyalinin analizi, klinik teşhis için hem zaman hem de frekans bilgisi gerektirir. Bu nedenle, dalgacık dönüşümleri bu tür sinyallerin analizi için kullanışlı hale gelir (Nagendra vd. 2011).

Elektrotların her birinden örnekleme frekansı 200 Hz olacak şekilde 60 saniye kayıt alınmıştır. Örnekleme frekansı (FS) her bir saniyede elde edilmiş veri noktalarının sayısı olup 200 örnek/saniye örnekleme frekansı her bir saniyede elde edilmiş olan 200 ayrı veri noktası demektir. Örnekleme frekansı (FS) her bir saniyede elde edilmiş veri noktalarının sayısıdır. 200 örnek/saniye örnekleme frekansı için her bir saniyede elde edilmiş olan 200 ayrı veri noktası 60 saniye boyunca alınmış olup 60x200 örnekleme karşılık gelmektedir. Her bir elektrottan 3 farklı veri kaydı yapılmıştır. Buna göre 12000x3 sadece 1 elektrot türünden alınmış örneklem sayısıdır (Uçar 2021).

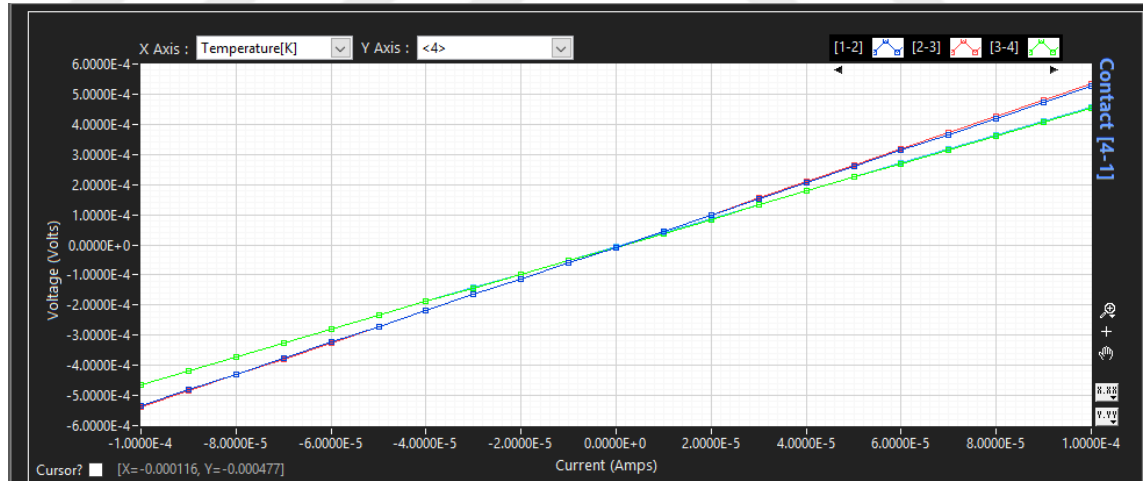


4. BULGULAR

Katkılı grafen üretimi ve fiziksel karakterizasyonu kapsamında ilk olarak N-GN sentezi gerçekleştirilmiştir. N-GN'nin Elektriksel iletkenliği tespit edilmiştir. Kaplanmamış bakır levha için dört noktalı ölçüm (four point probe) tekniği ile 10 nm derinlikten elde edilen Akım-Gerilim verileri Şekil 4.1'de verilmiştir. N-GN ile kaplanmış bakır levha için dört noktalı ölçüm (four point probe) tekniği ile 10 nm derinlikten elde edilen Akım-Gerilim verileri ise Şekil 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.1. Kaplanmamış bakır levha için 10 nm derinlikte akım ve gerilim değerleri.



Şekil 4.2. Grafen kaplı bakır numunesi için 10 nm derinlikte akım ve gerilim değerleri.

Akım-Gerilim grafiklerinin eğiminden Ohm Kanununa göre örneklerin direnç (R) değerleri hesaplanmıştır. Direnç verileri kullanılarak da numunelerin iletkenlik (L) değerleri $L = 1 / R$ formülüne göre hesaplanmıştır. Hesaplanan R ve L değerleri Çizelge 4.1'de verilmiştir. Buna göre 10 nm derinlikteki elektriksel iletkenliğin saf bakıra göre yaklaşık 104 kat arttığı sonucu ortaya çıkmıştır.

Çizelge 4.1. Grafen ile kaplanmış ve kaplanmamış bakır levhaların farklı derinliklerinden ölçülen direnç ve hesaplanan iletkenlik değerleri.

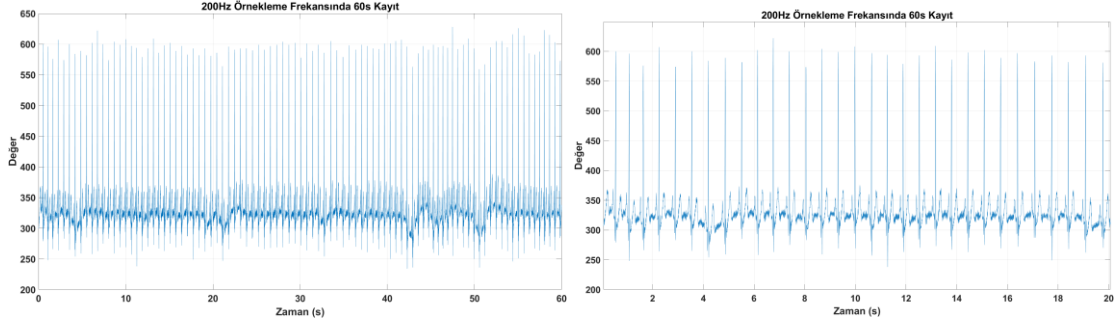
Malzeme	Direnç (R)/ Ω (10 nm)	İletkenlik(L)/ $S.cm^{-1}$ (10 nm)
Bakır Levha	2.42×10^{-6}	4.13×10^5
Kaplanmış Bakır Levha	2.44×10^{-10}	4.09×10^9

Yapılan bu araştırmalarda ve çalışmalarda yeni EFÇ elektrotlarının geliştirilmesi ve iyonik/elektriksel iletkenliğe bağlı olarak geliştirilen elektrotlardan alınan sinyallerin kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu amaçla 8 adet yeni elektrot geliştirilmiştir. Geliştirilen elektrotlar mevcut kullanımda olan ticari elektrot ile sinyalleri karşılaştırılmıştır.

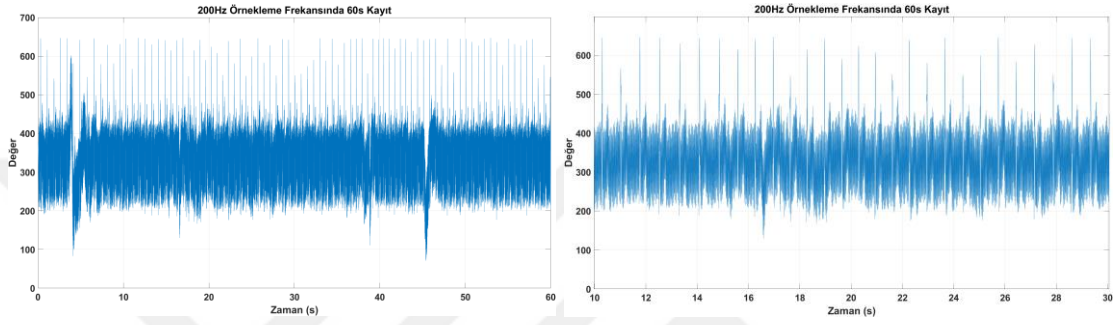
Mevcut elektrot ile elde edilen 8 elektrot, elektrotlara verilen kodlar ve elde edilen sinyaller aşağıda verilmiştir.

- 1- Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot (**KarbonFiber1**)
- 2- Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot (**JelveİyonikSıvı2**)
- 3- Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot (**JelveTozGrafen3**)
- 4- Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot (**JelveGrafenİSKarışım4**)
- 5- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot (**GrafenPÜİSKarışım5**)
- 6- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (**GrafenPÜİSEskiKarışım6**)
- 7- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (**GrafitPÜİSEskiKarışım7**)
- 8- Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (**GrafenPÜ8**)
- Mevcut Ticari elektrot (**NormalEKG**)

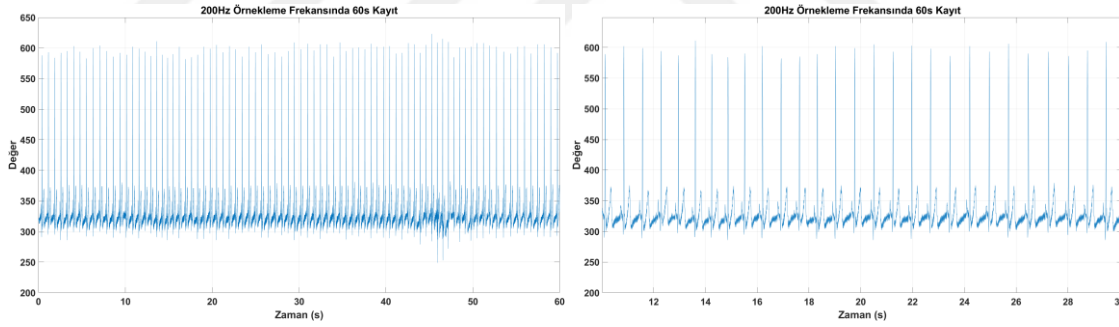
Tüm elektrotlardan elde edilen sinyaller ve bu sinyallerin yakınlaştırılmış görüntüleri aşağıda sırasıyla verilmiştir. Şekil 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9, 4.10 ve 4.11’de elektrotlara ait tüm pikler ve bazı piklerin yakın görüntüsü verilmiştir.



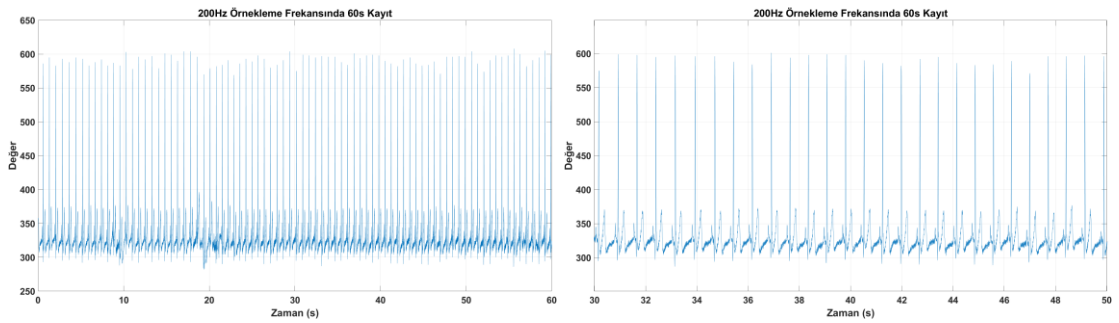
Şekil 4.3. Mevcut ticari elektrot (NormalEKG) sinyali.



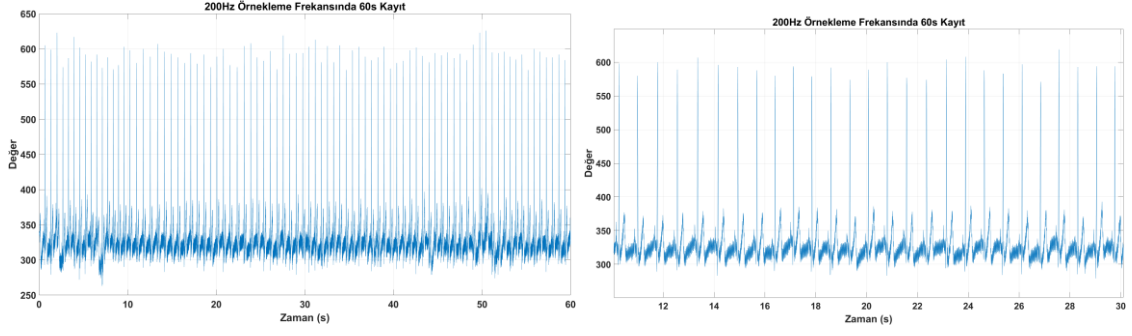
Şekil 4.4. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrot (KarbonFiber1) sinyali.



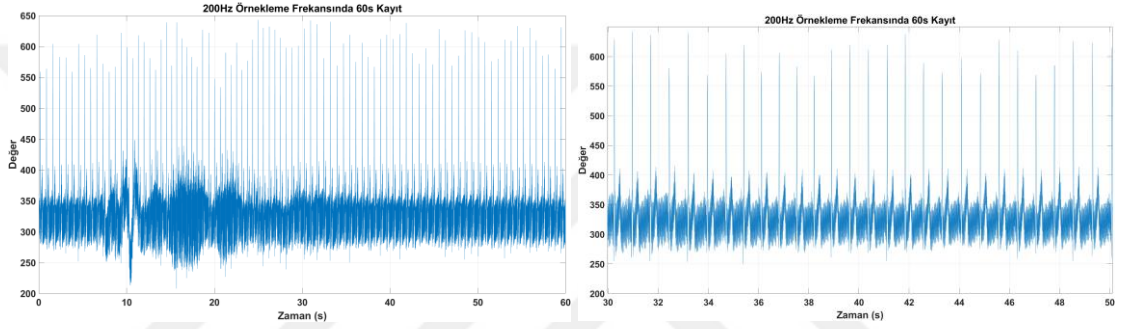
Şekil 4.5. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrot (JelveİyonikSıvı2) sinyali.



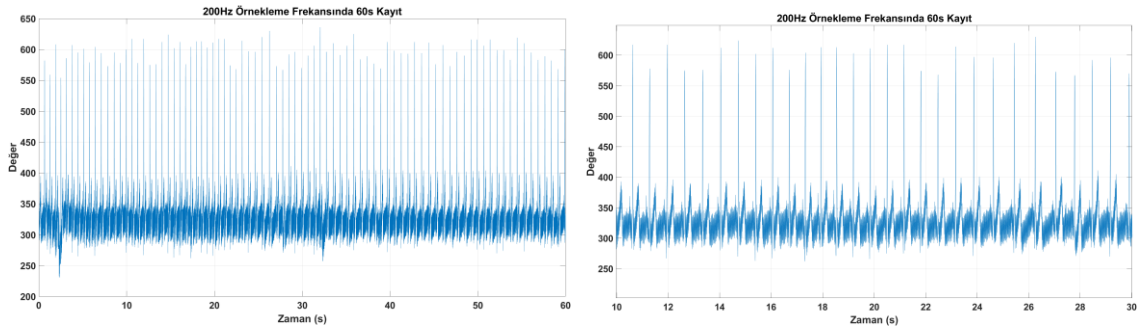
Şekil 4.6. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrot (JelveTozGrafen3) sinyali.



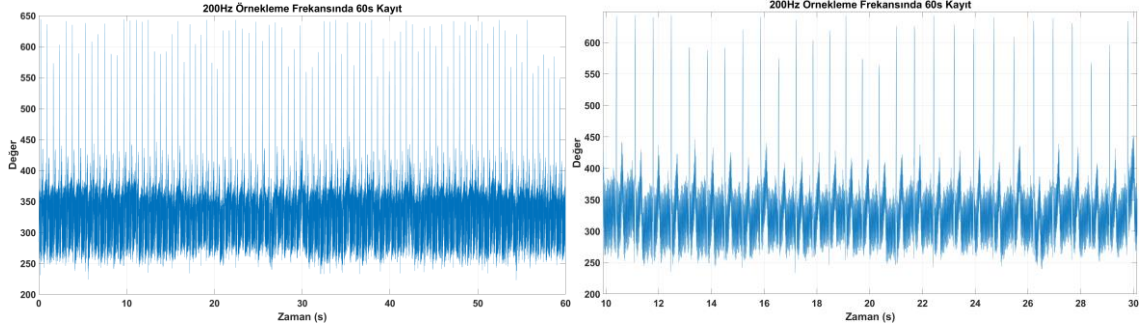
Şekil 4.7. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrot (JelveGrafenİSKarışım4) sinyali.



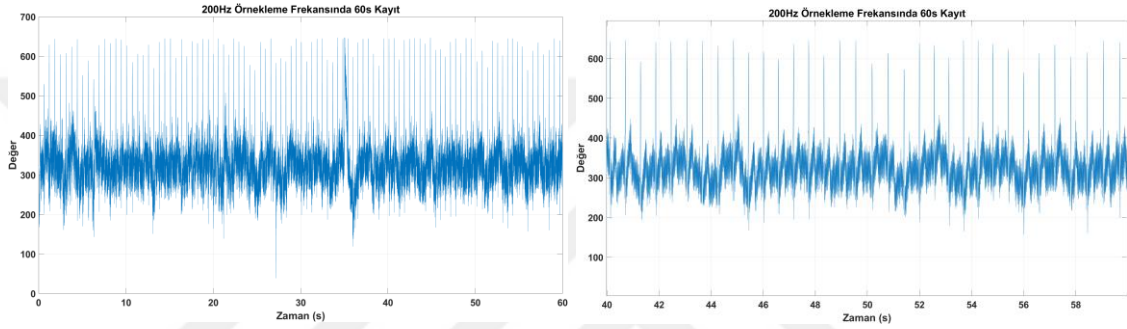
Şekil 4.8. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrot (GrafenPÜİSKarışım5) sinyali.



Şekil 4.9. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafenPÜİSEskiKarışım6) sinyali.



Şekil 4.10. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafitPÜİSeskiKarışım7) sinyali.



Şekil 4.11. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrot (GrafenPÜ8) sinyali.

Elde edilen EKG sinyallerine Pan-Tompkins algoritması uygulanmıştır. Pan-Tompkins algoritması, elektrokardiyogram (EKG) sinyallerindeki QRS komplekslerinin gerçek zamanlı olarak tespit edilmesi amacıyla geliştirilmiş bir algoritmadır. Bu algoritma, dijital analizler yoluyla EKG sinyalindeki eğim, genlik ve genişlik özelliklerini kullanarak QRS komplekslerini tanıır. Pan-Tompkins algoritmasının işleyişi şu şekildedir:

1. Band Geçiren Filtreleme: Algoritma, öncelikle EKG sinyalindeki gürültüyü azaltmak için dijital bir band geçiren filtre kullanır. Bu filtre, yüksek ve alçak geçiren filtrelerin birleşiminden oluşur ve 5-15 Hz frekans bandını geçirir. Veri 5-15 Hz arasında bir band geçiren bir Butterworth filtresi kullanarak filtrelendir. Bu aşama, kas hareketlerinden kaynaklanan gürültü, elektrot hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar, güç hattı paraziti ve baz hat sapmalarını azaltır.

2. Türev Alma: Filtrelenmiş sinyal türevlenir. Bu aşama, QRS kompleksinin eğim bilgilerini sağlar ve türev işlemi, sinyalin hızlı değişen bileşenlerini (QRS kompleksleri gibi) vurgular. Bu aşamada beş noktalı türev işleci kullanılır.

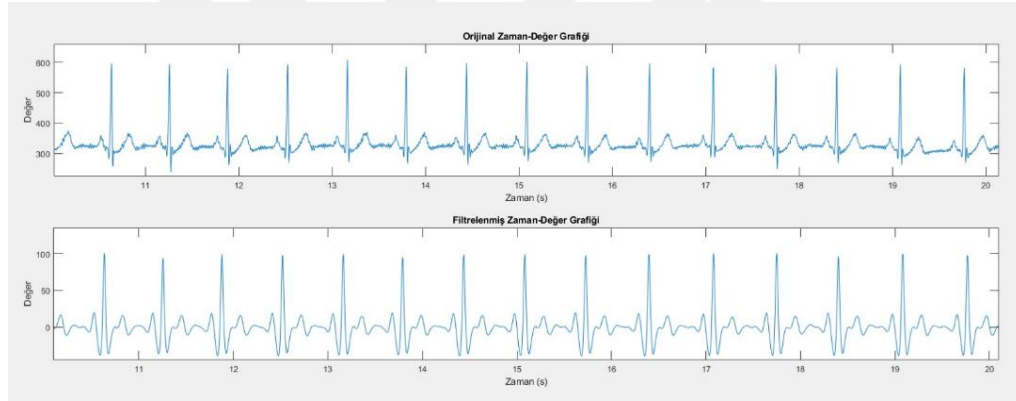
3. Kare Alma: Türevlenmiş sinyalin her bir noktası kare alınarak işlenir. Bu işlem, sinyaldeki negatif değerleri pozitif hale getirir ve yüksek frekans bileşenlerini (özellikle QRS komplekslerini) daha belirgin hale getirir.

4. Hareketli Pencere Entegrasyonu: Kare alınmış sinyal daha sonra hareketli pencere entegrasyonu ile işlenir. Bu işlem, QRS kompleksinin hem eğim hem de genişlik bilgilerini içerir. Pencere genişliği, genellikle en geniş QRS kompleksine eşdeğer olacak şekilde ayarlanır. Bu adımda, belirli bir örnek sayısına göre ortalama alınır.

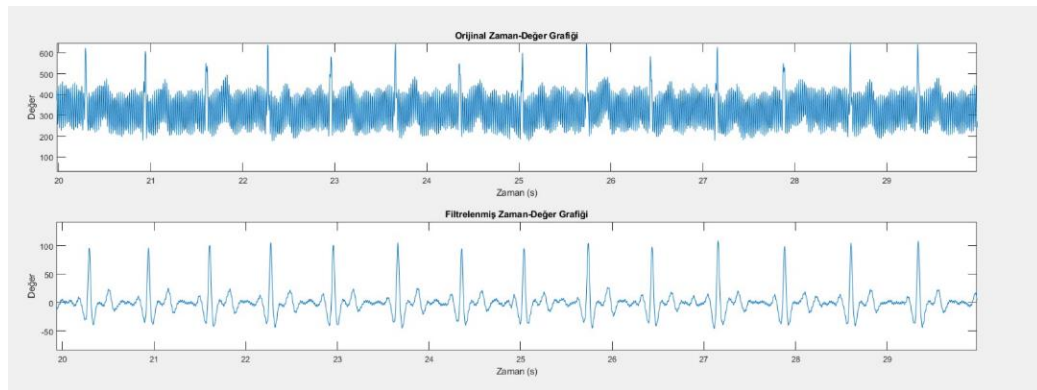
5. Eşik Değerleri ve Karar Kuralları: Hareketli pencere entegrasyonu sonucunda elde edilen sinyal ve filtrelenmiş EKG sinyali üzerinde eşik değerleri uygulanır. Bu eşik değerleri, QRS komplekslerinin tespit edilmesini sağlar ve algoritma, adaptif eşikler kullanarak zaman içinde sinyal değişikliklerine uyum sağlar. Algoritma, her QRS kompleksi tespiti için bir sinyal üretir ve bu sinyal QRS kompleksinin yerini işaretler.

Bu adımlar, algoritmanın QRS komplekslerini doğru bir şekilde tespit etmesini sağlar ve çeşitli gürültü türlerinin EKG sinyaline olan etkilerini en aza indirir. Pan-Tompkins algoritması, özellikle gerçek zamanlı uygulamalar için optimize edilmiştir ve yüksek doğruluk oranına sahiptir, bu da onu EKG analizi için ideal bir seçim haline getirir (Pan ve Tompkins 1985).

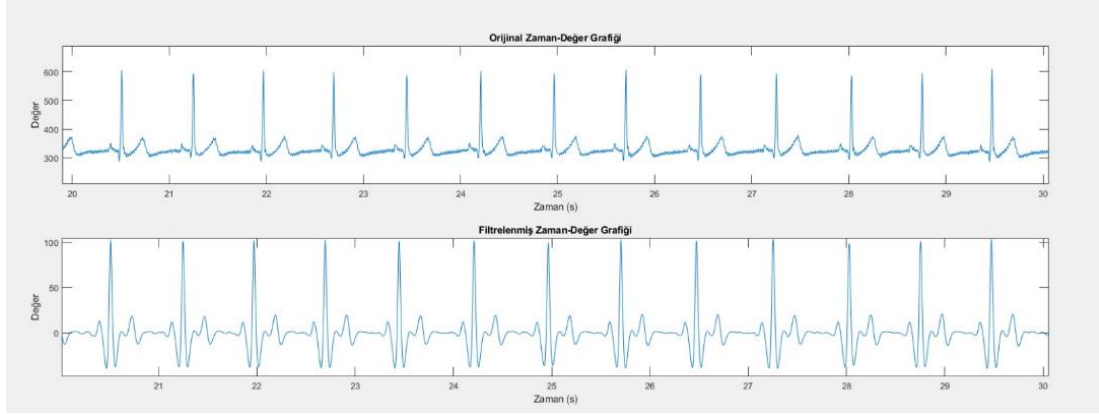
Tüm elektrotların 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri Şekil 4.12, Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18, Şekil 4.19 ve Şekil 4.20’de sırasıyla verilmiştir.



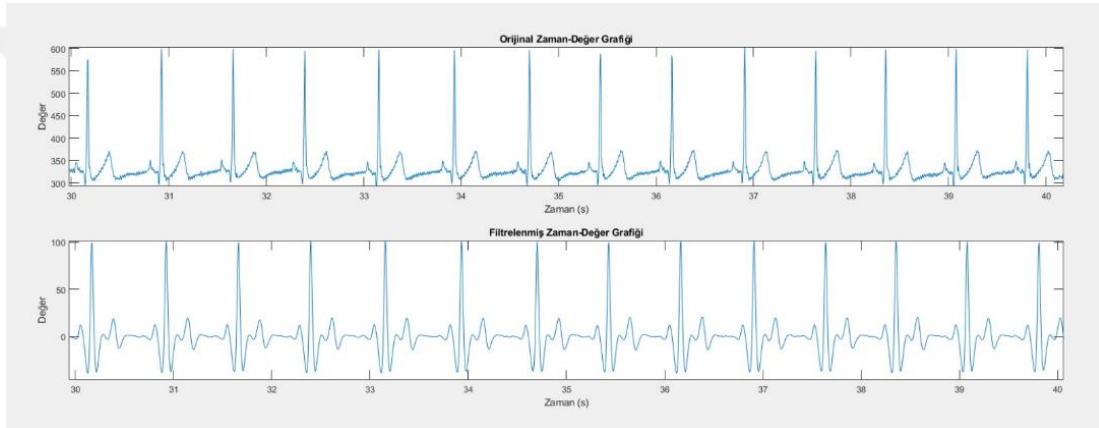
Şekil 4.12. Mevcut ticari elektrotun (NormalEKG) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



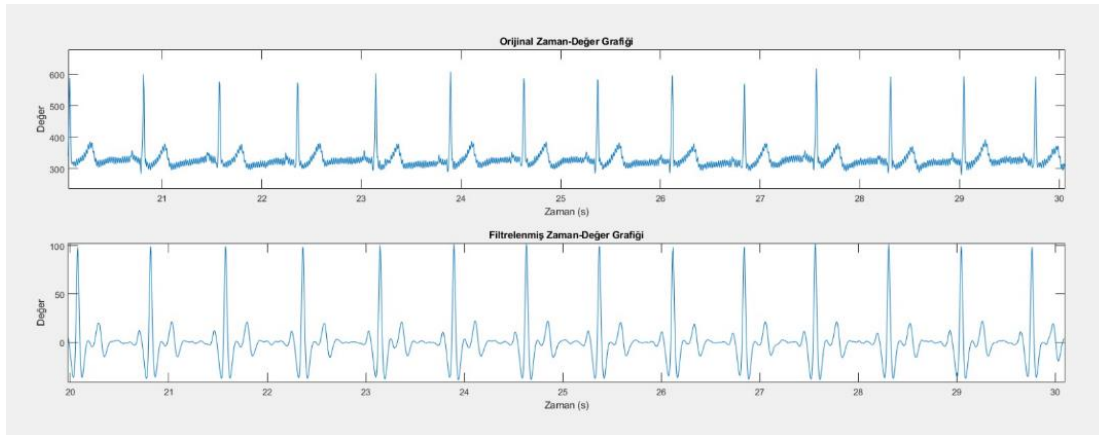
Şekil 4.13. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrotun (KarbonFiber1) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



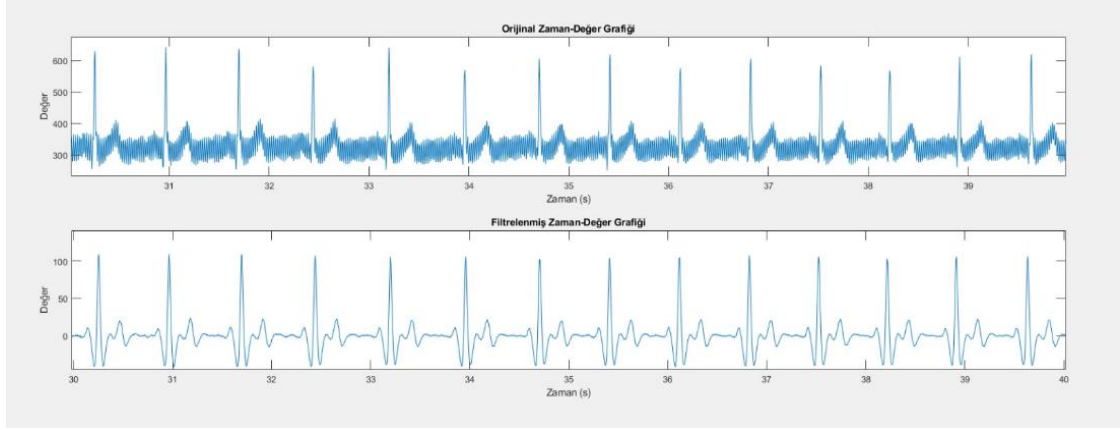
Şekil 4.14. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrotun (JelveyonikSıvı2) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



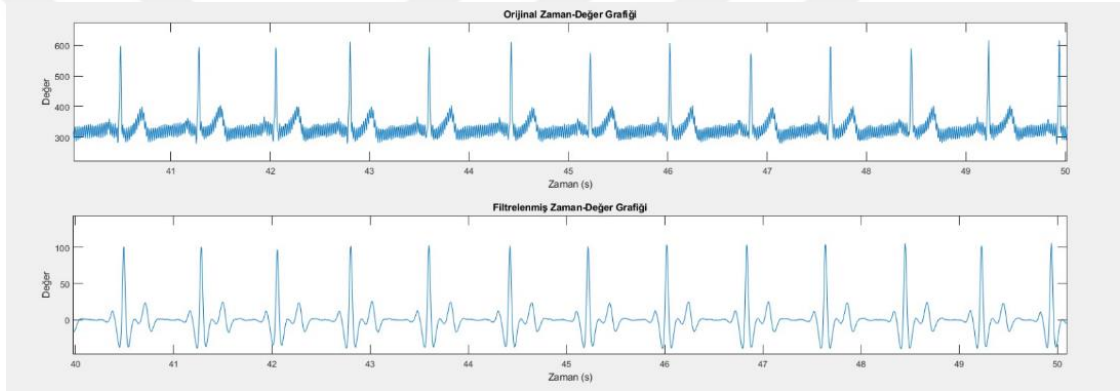
Şekil 4.15. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrotun (JelveTozGrafen3) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



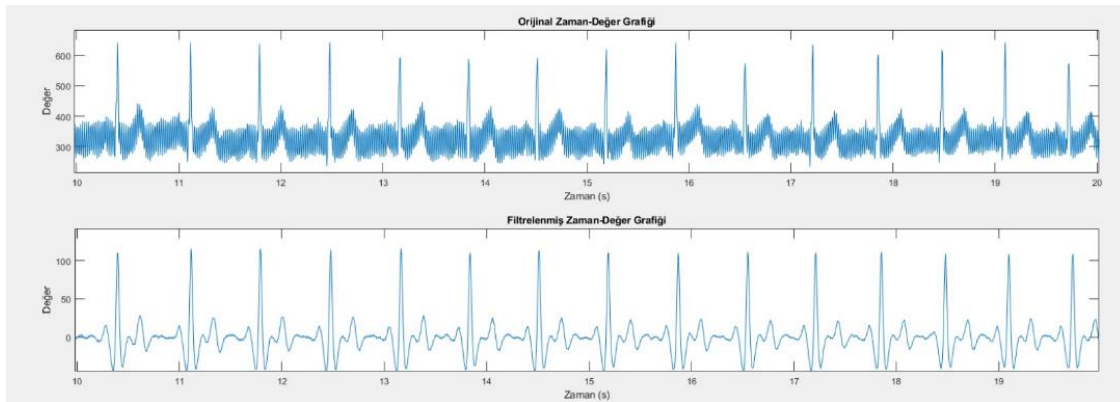
Şekil 4.16. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrotun (JelveGrafenİSKarışım4) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



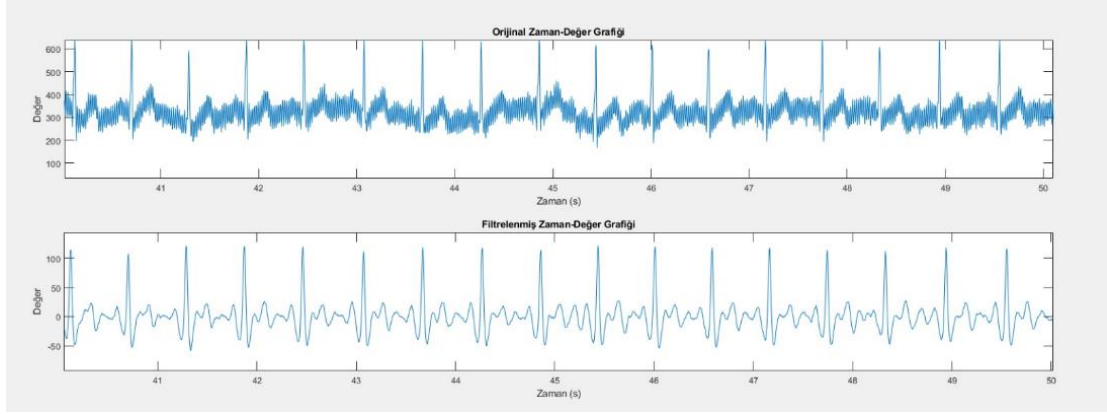
Şekil 4.17. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrotun (GrafenPÜSKarışım5) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.



Şekil 4.18. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafenPÜİSEskiKarışım6) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.

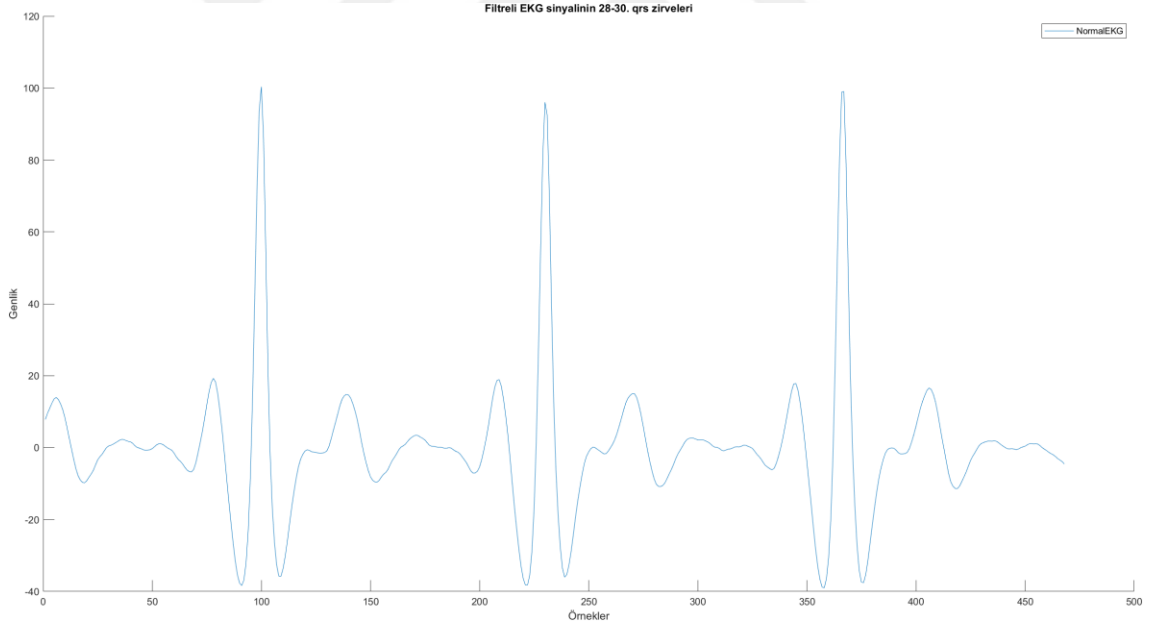


Şekil 4.19. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafitPÜİSEskiKarışım7) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.

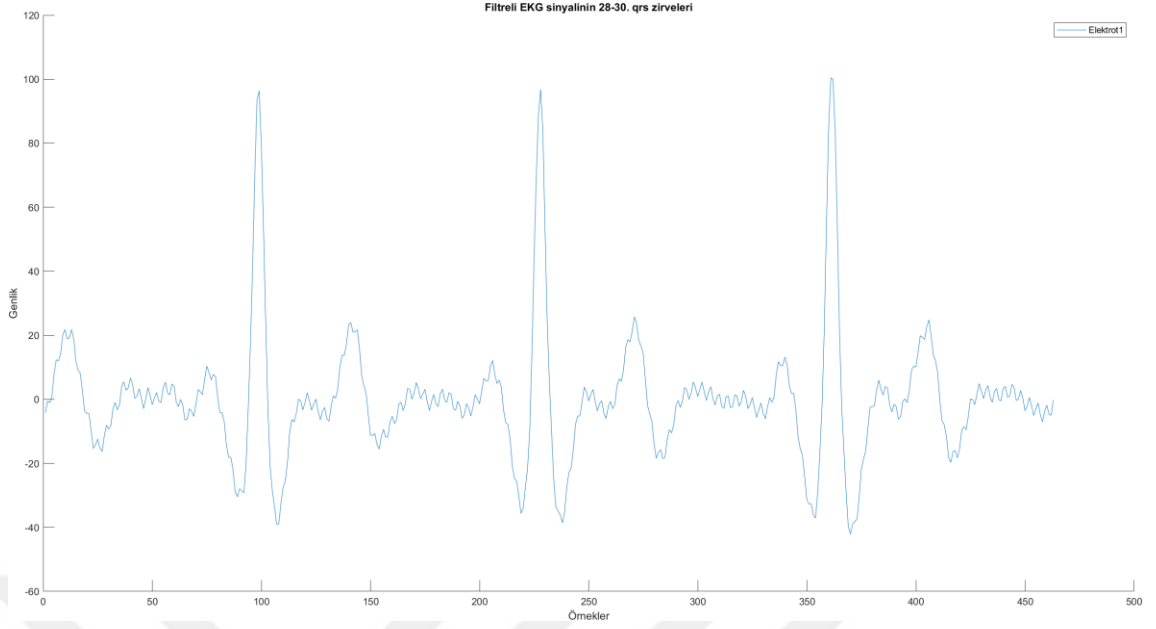


Şekil 4.20. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrotun (GrafenPÜ8) 10 saniyelik sinyallerinin filtreli ve filtresiz görüntüleri.

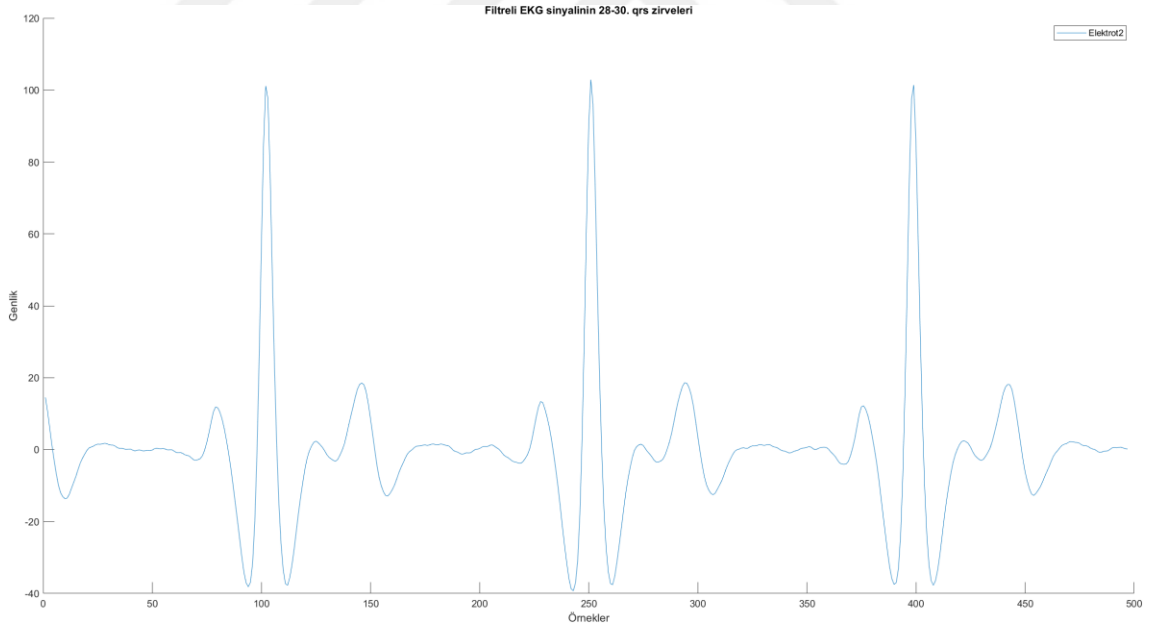
Tüm elektrotlardan alınan sinyallerin 3 adet zirve (28, 29 ve 30'ncu zirveler) noktasına ait görüntüler Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23, Şekil 4.24, Şekil 4.25, Şekil 4.26, Şekil 4.27, Şekil 4.28 ve Şekil 4.29'da sırasıyla verilmiştir.



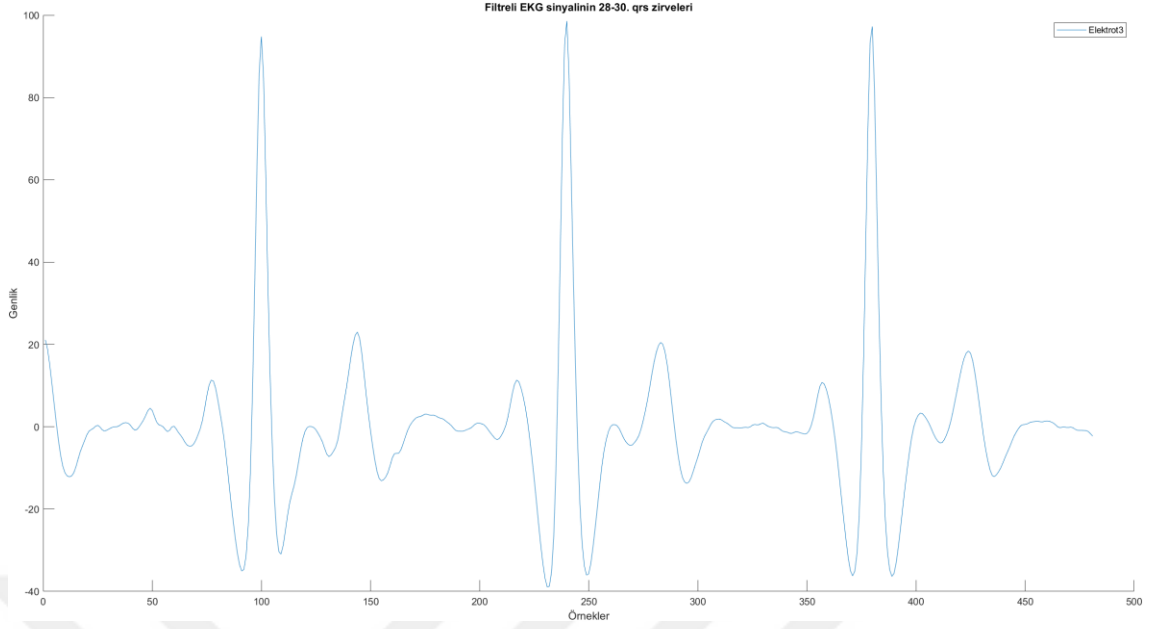
Şekil 4.21. Mevcut ticari elektrotun (NormalEKG) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.



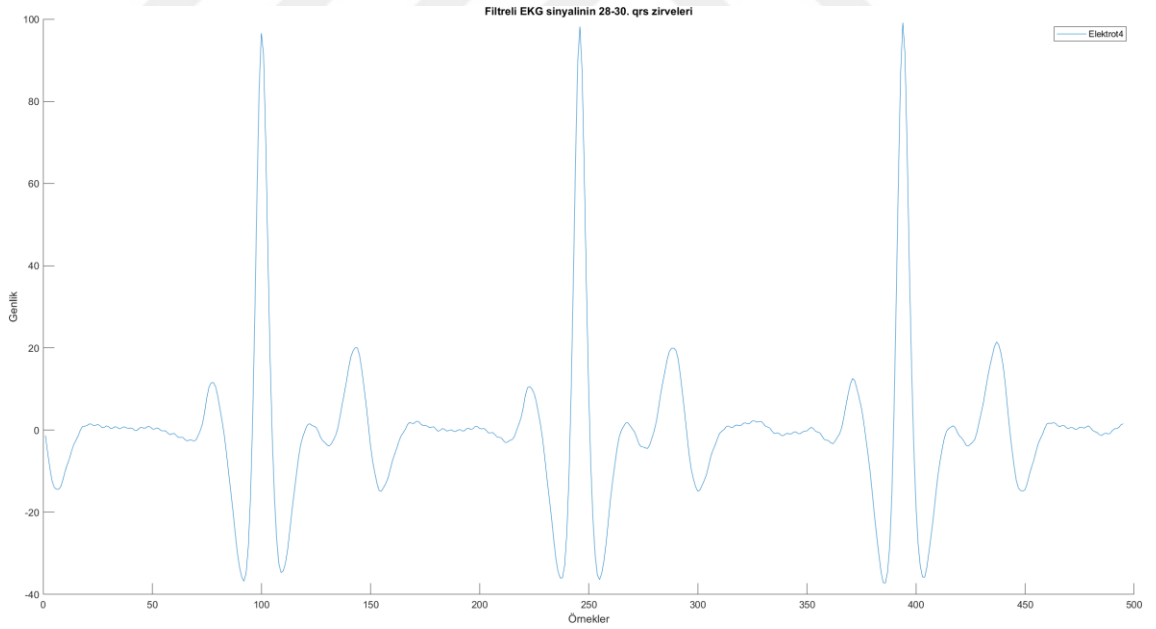
Şekil 4.22. Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrottan (KarbonFiber1) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.



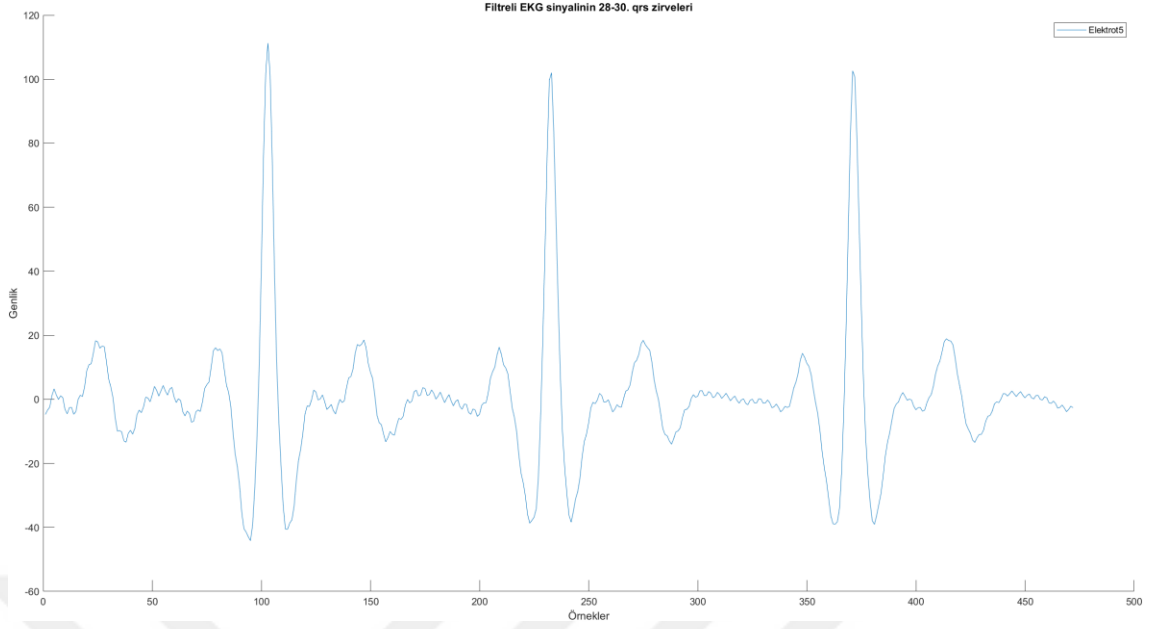
Şekil 4.23. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrottan (JelveİyonikSıvı2) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncu zirveler) görüntüsü.



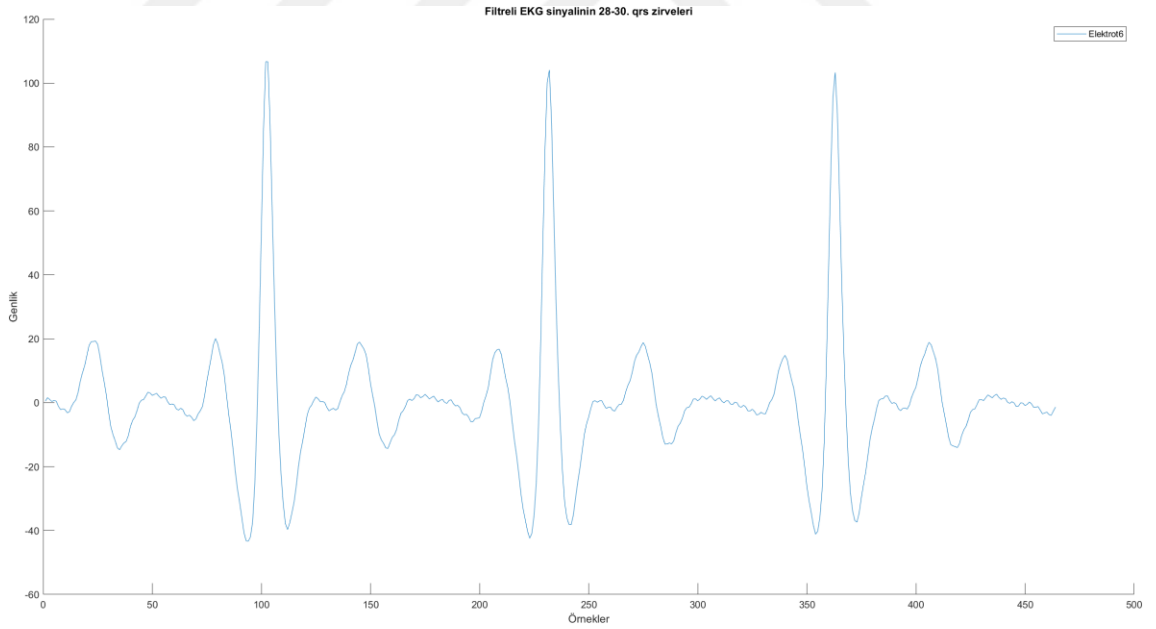
Şekil 4.24. Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrottan (JelveTozGrafen3) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncü zirveler) görüntüsü.



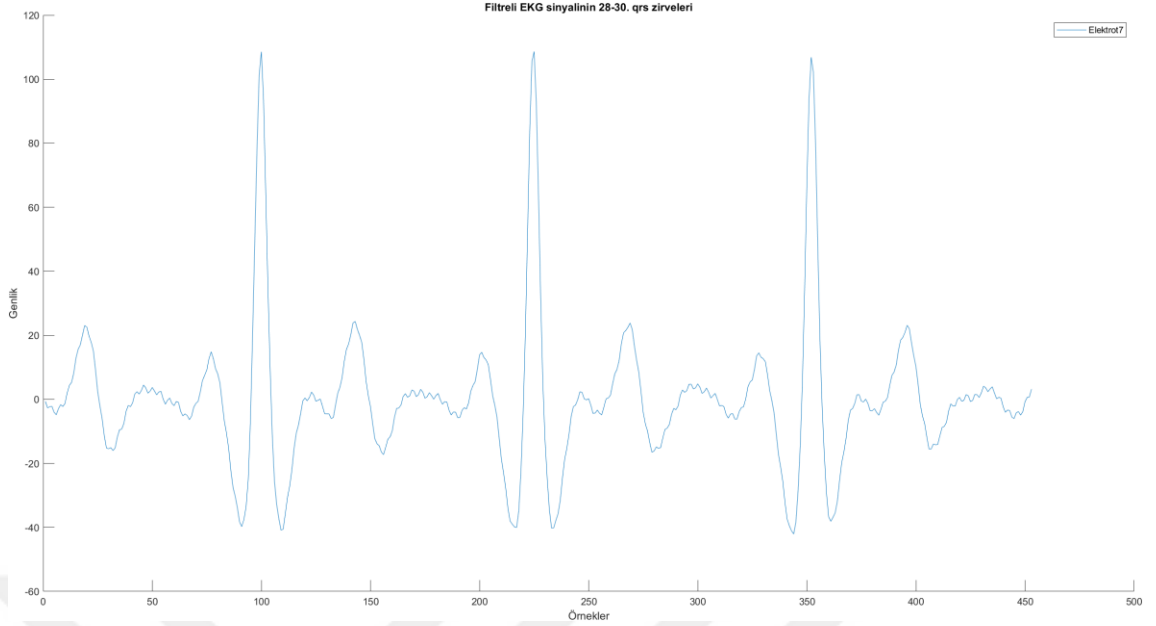
Şekil 4.25. Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (JelveGrafenİSKarışım4) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncü zirveler) görüntüsü.



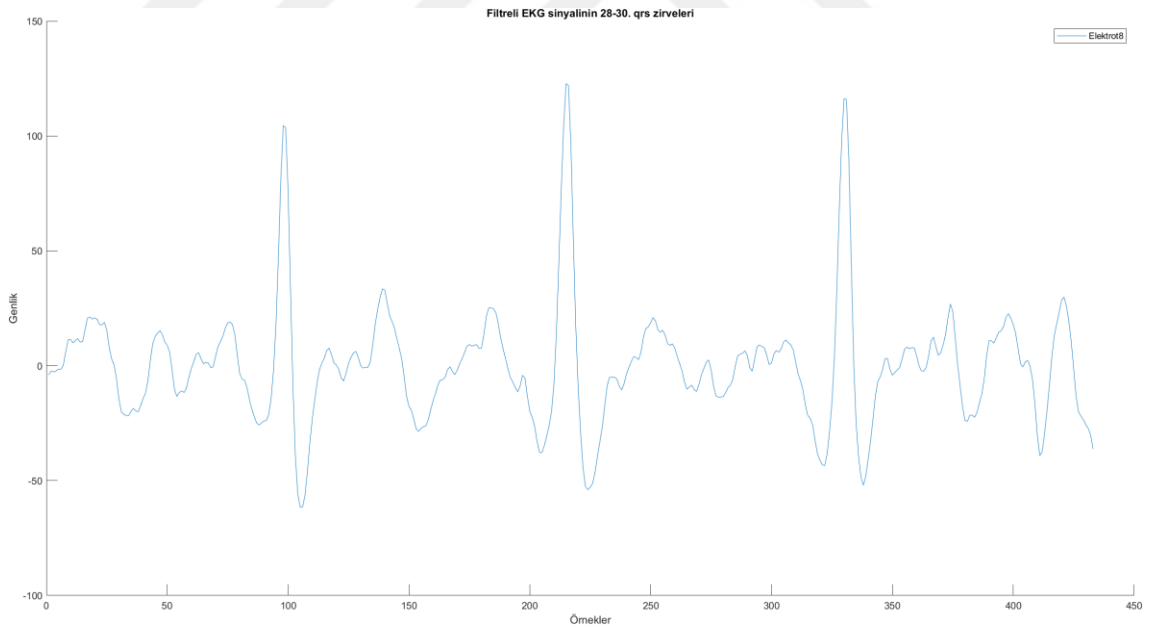
Şekil 4.26. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrottan (GrafenPÜİSKarışım5) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30’ncu zirveler) görüntüsü.



Şekil 4.27. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜİSEskiKarışım6) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30’ncu zirveler) görüntüsü.



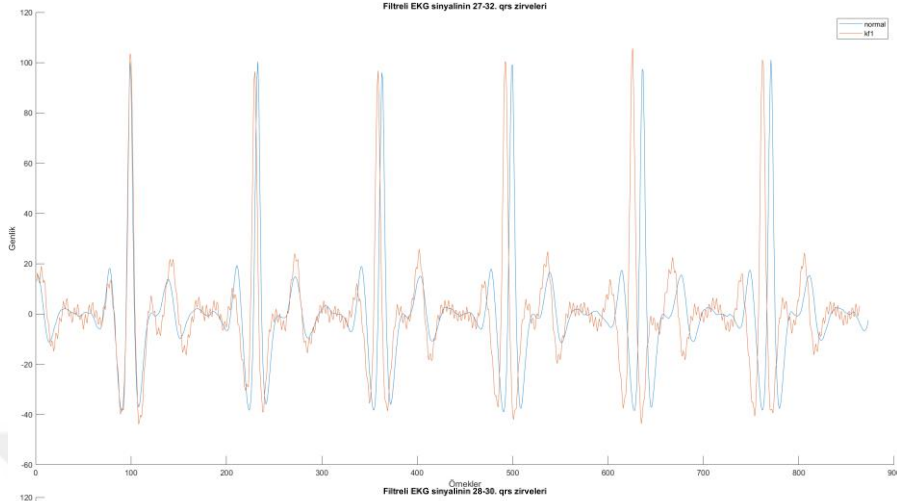
Şekil 4.28. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafitPÜİSeskiKarışım7) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncü zirveler) görüntüsü.



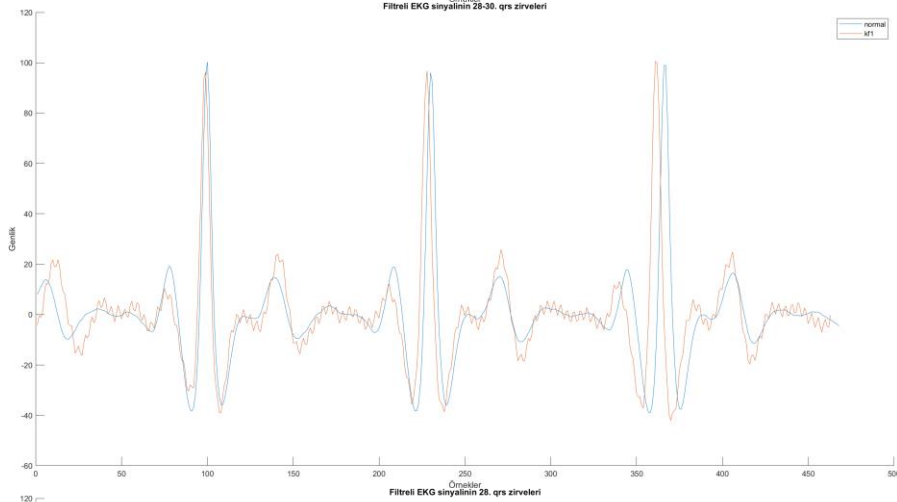
Şekil 4.29. Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafitPÜ8) alınan sinyallerin 3 zirve noktası (28, 29 ve 30'ncü zirveler) görüntüsü.

Her bir elektrottan saniyede 200 örnek olacak şekilde 60 sn. boyunca kayıt alınmıştır. Kayıt altına alınan bütün sinyallere filtre uygulanmıştır. Her bir elektrottan alınan ve filtre uygulanmış sinyaller, sırasıyla ticari Ag/AgCl elektrottan alınmış sinyal

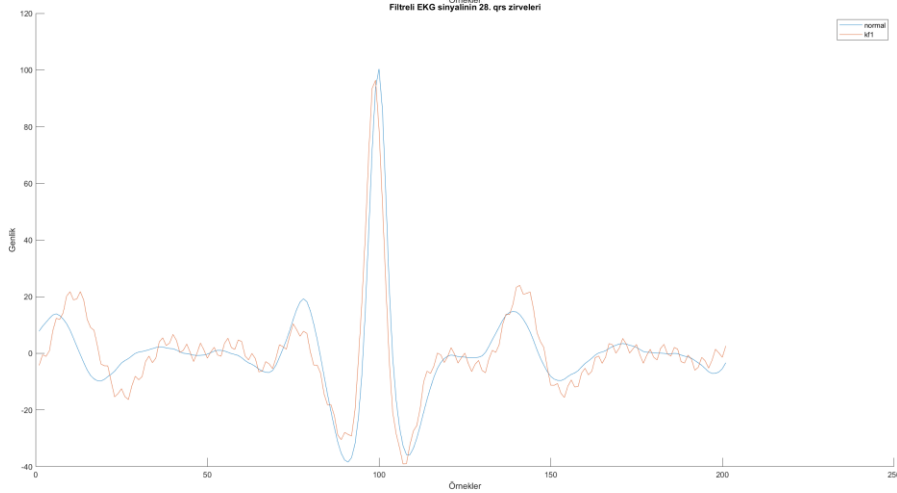
ile üst üste gelecek şekilde çizdirilmiştir. Her bir sinyal kıyas grafiği 6, 3 ve 1 zirveli örnek olacak şekilde çizdirilmiş ve Şekil 4.30, Şekil 4.31, Şekil 4.32, Şekil 4.33, Şekil 4.34, Şekil 4.35, Şekil 4.36 ve Şekil 4.37’de sırasıyla verilmiştir.



(a)

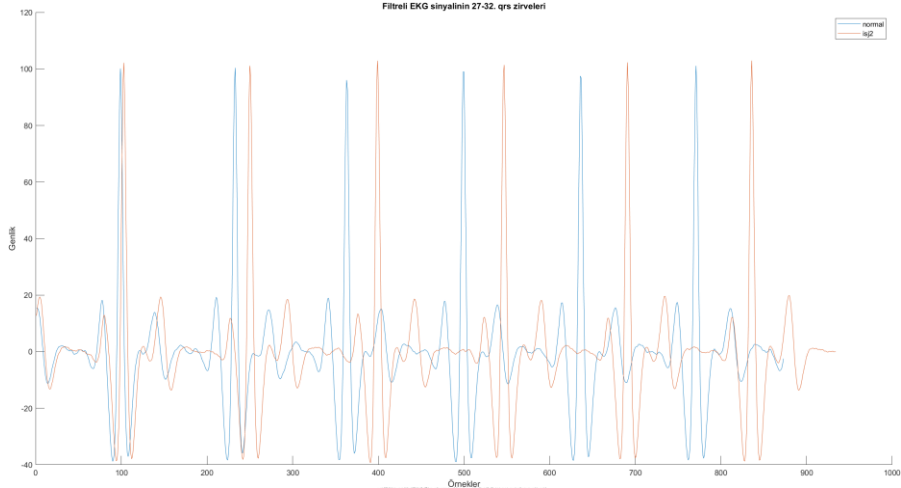


(b)

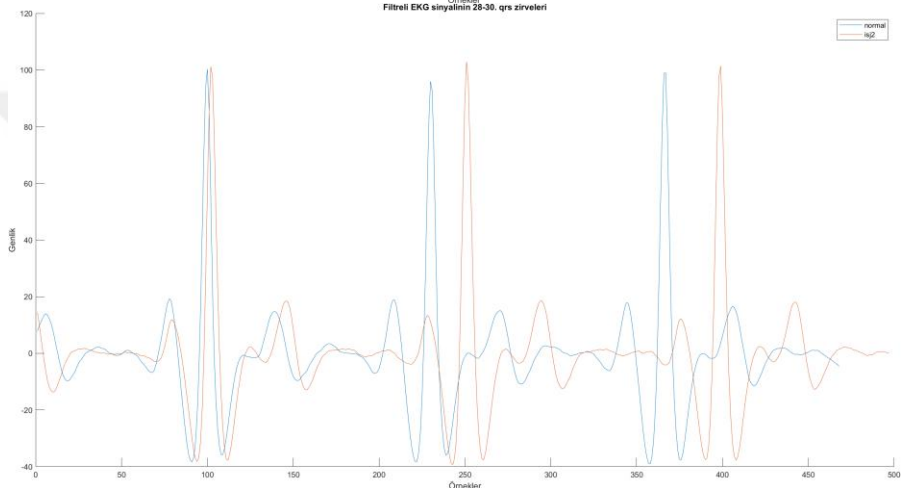


(c)

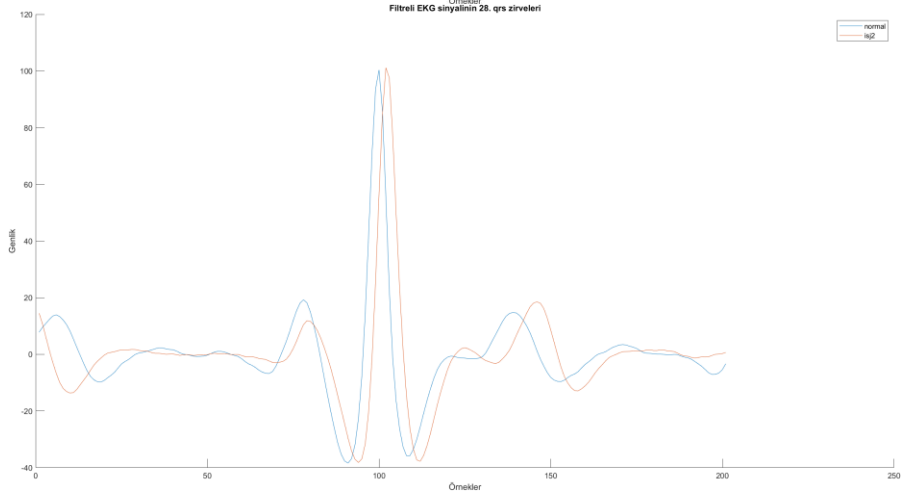
Şekil 4.30. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut Ag/AgCl elektrotun jelinin üzerine karbon fiber kumaş kaplanmış elektrottan (KarbonFiber1) alınan sinyal (turuncu).



(a)

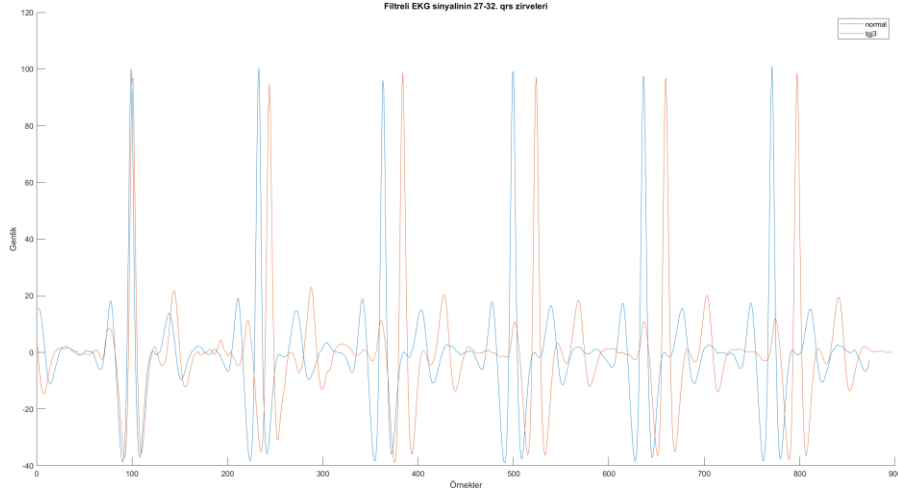


(b)

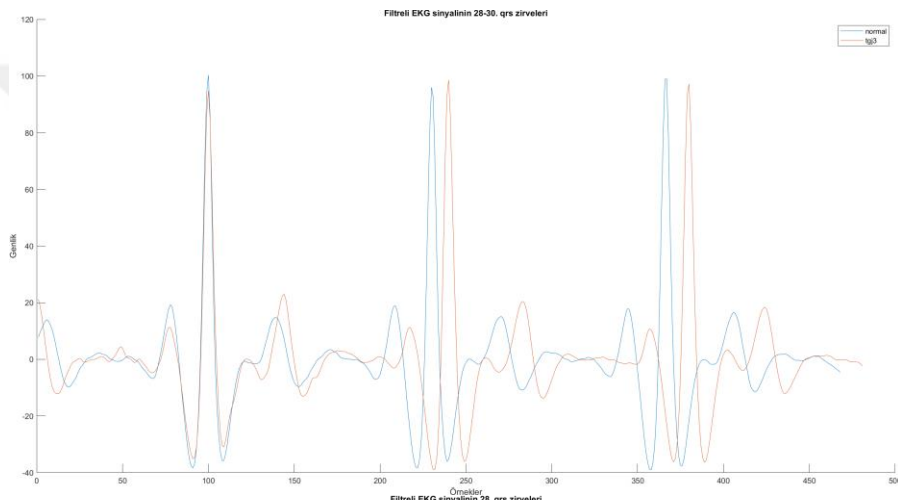


(c)

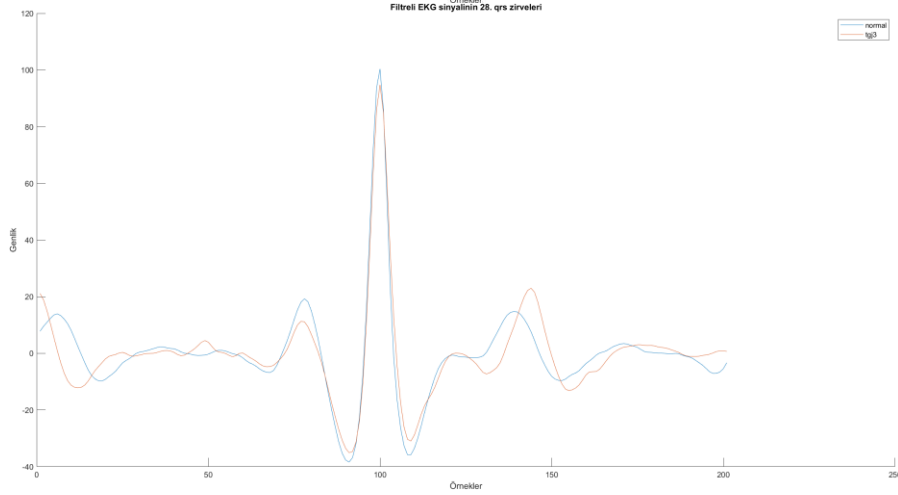
Şekil 4.31. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine iyonik sıvı eklenmiş elektrottan (JelveİyonikSıvı2) alınan sinyal (turuncu).



(a)

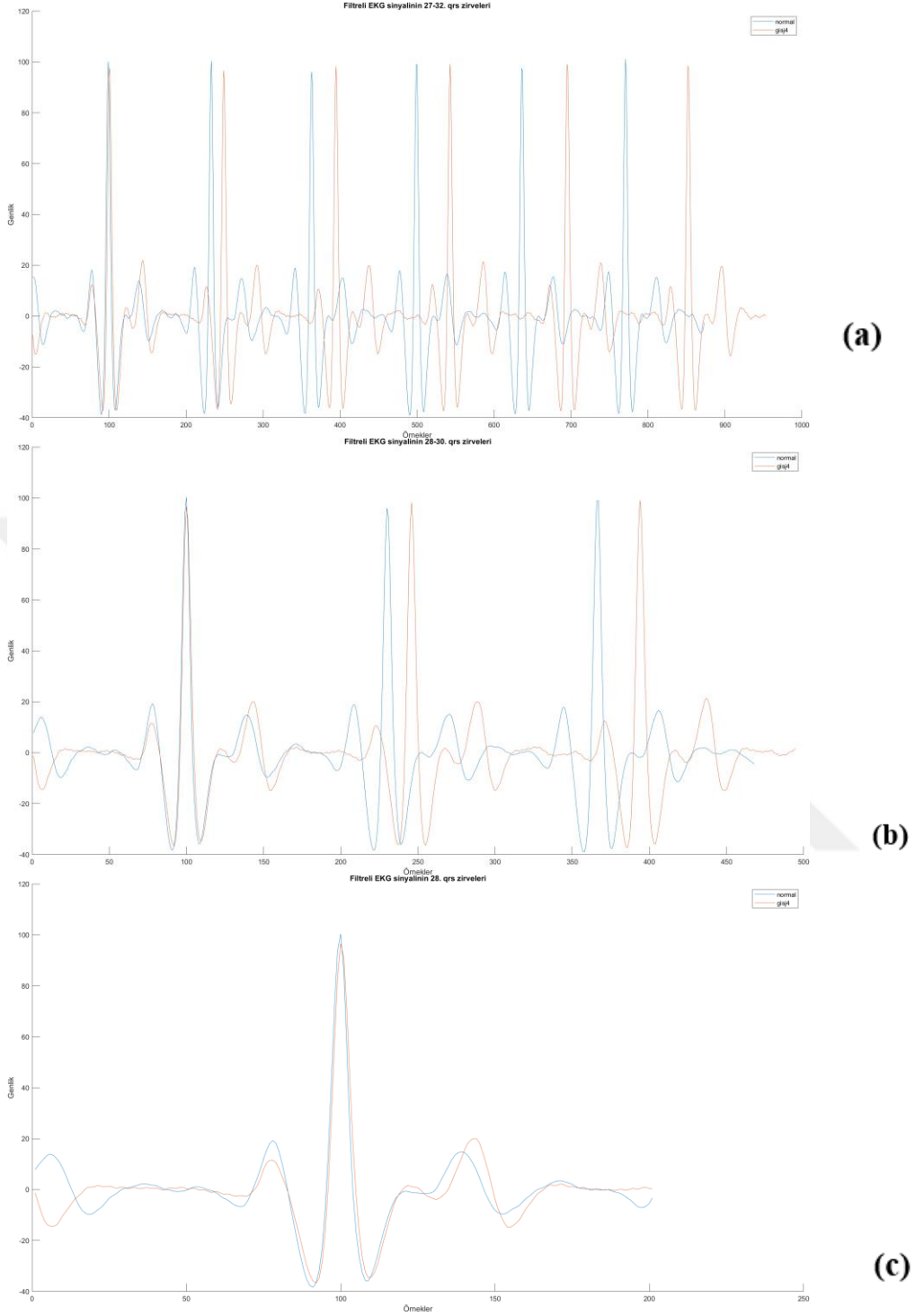


(b)

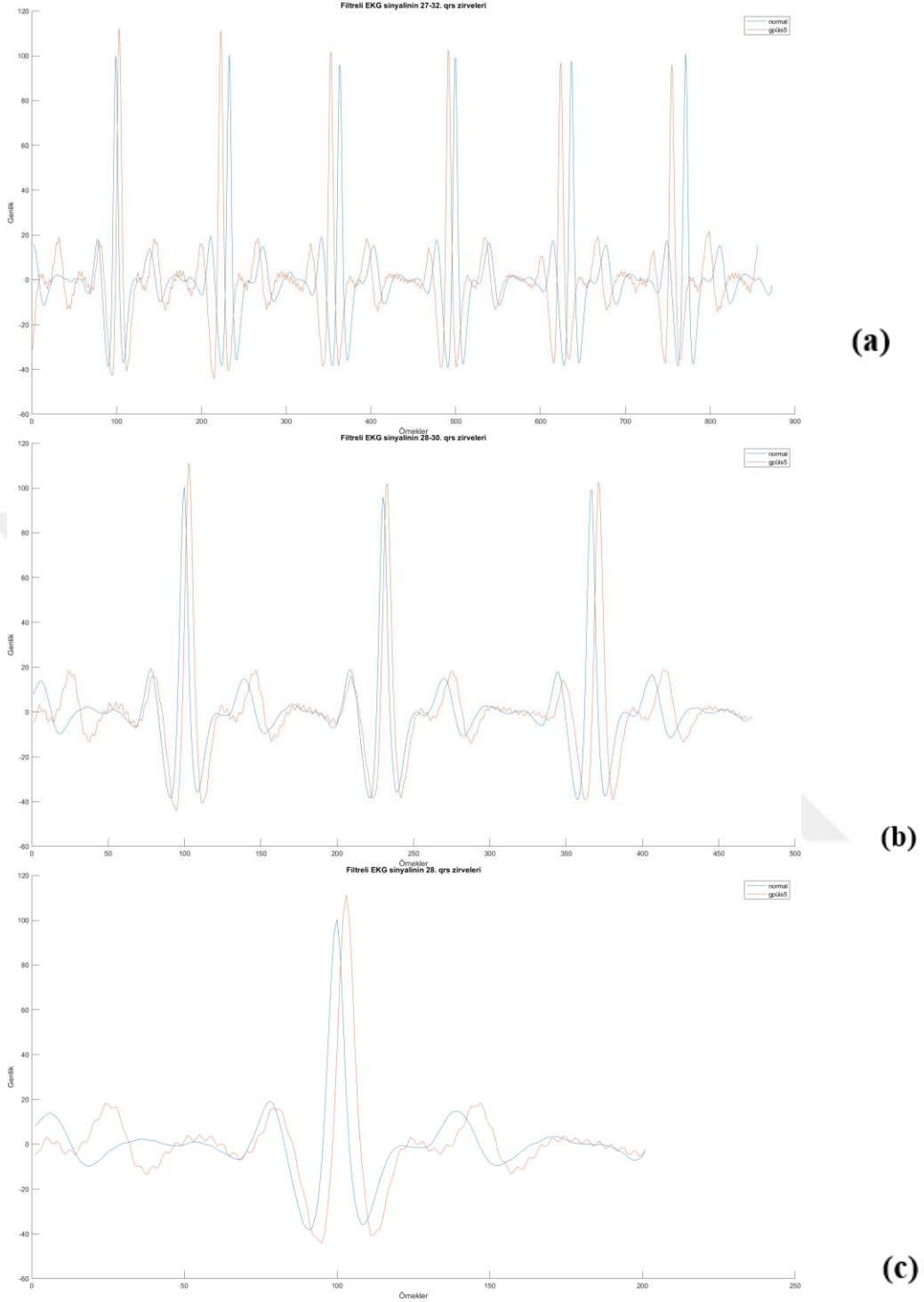


(c)

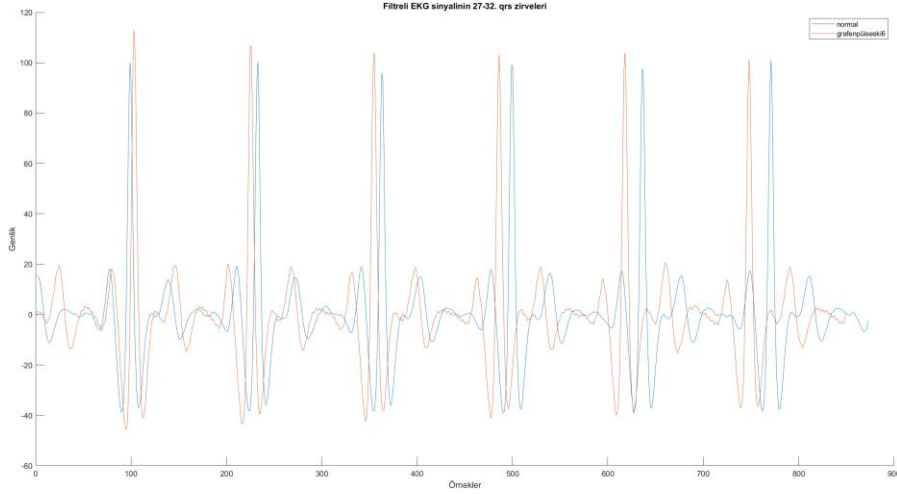
Şekil 4.32. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Mevcut ticari elektrotun jelinin üzerine toz grafen kaplama yapılan elektrottan (JelveTozGrafen3) alınan sinyal (turuncu).



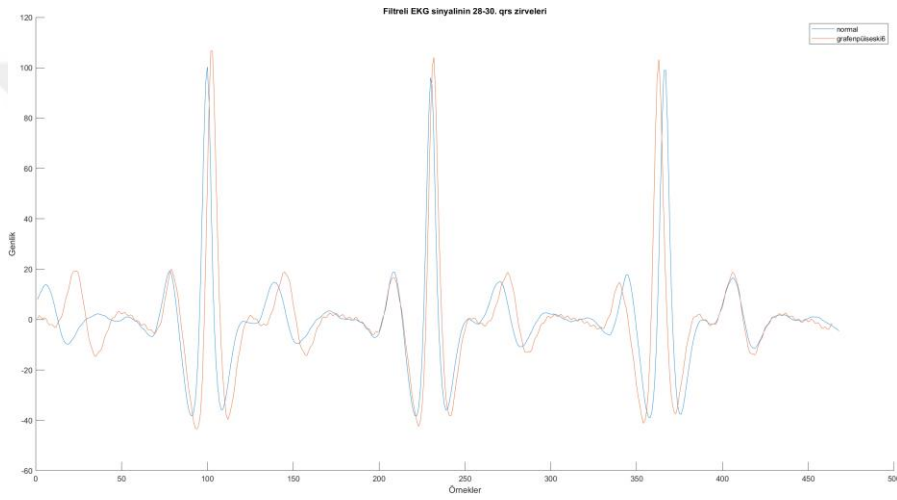
Şekil 4.33. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jelinin üzerine grafen ve iyonik sıvı karışımını kaplama yapılan elektrottan (JelveGrafenİSKarışım4) alınan sinyal (turuncu).



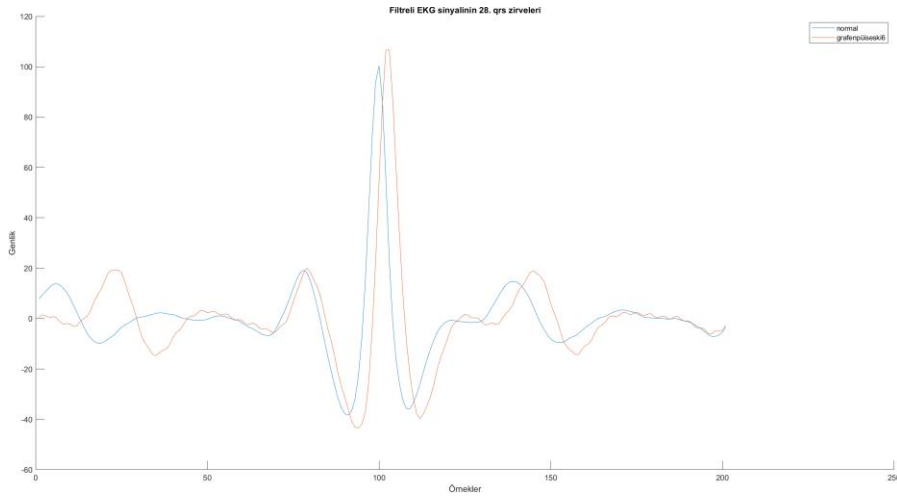
Şekil 4.34. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak yerine grafen poliüretan ve iyonik sıvı karışımı kaplama yapılan elektrottan (GrafenPÜİSKarışım5) alınan sinyal (turuncu).



(a)

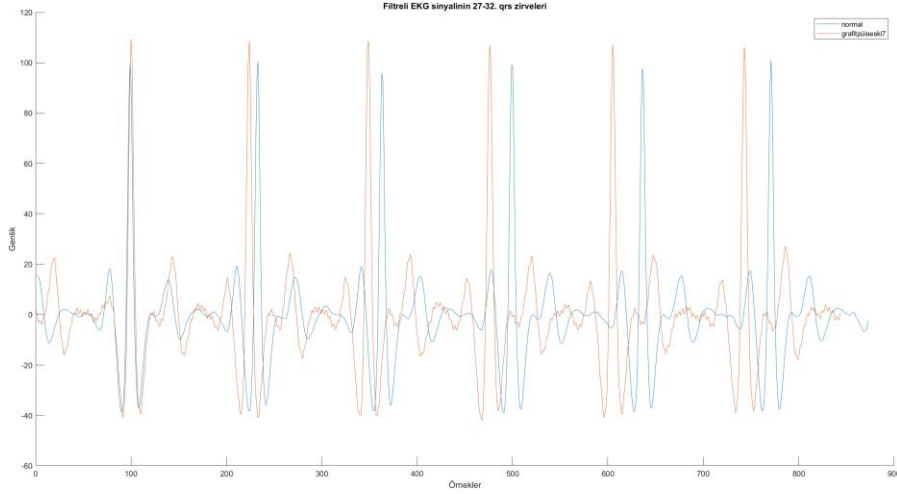


(b)

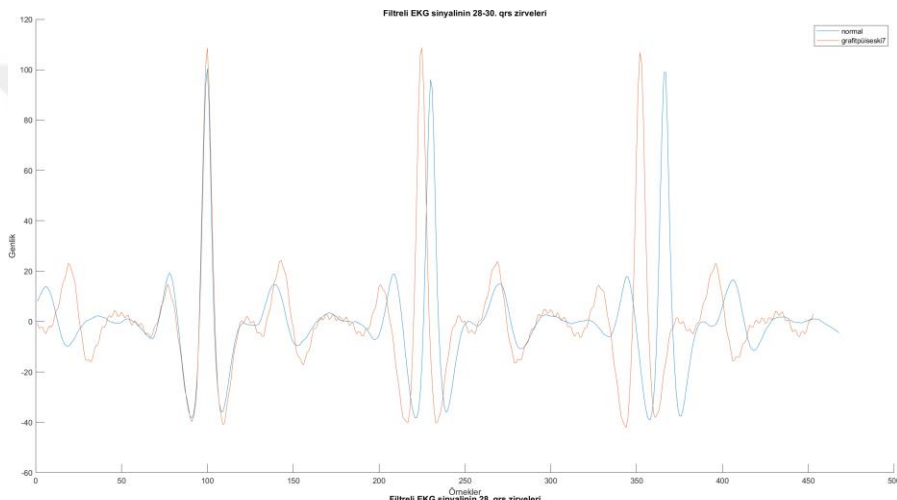


(c)

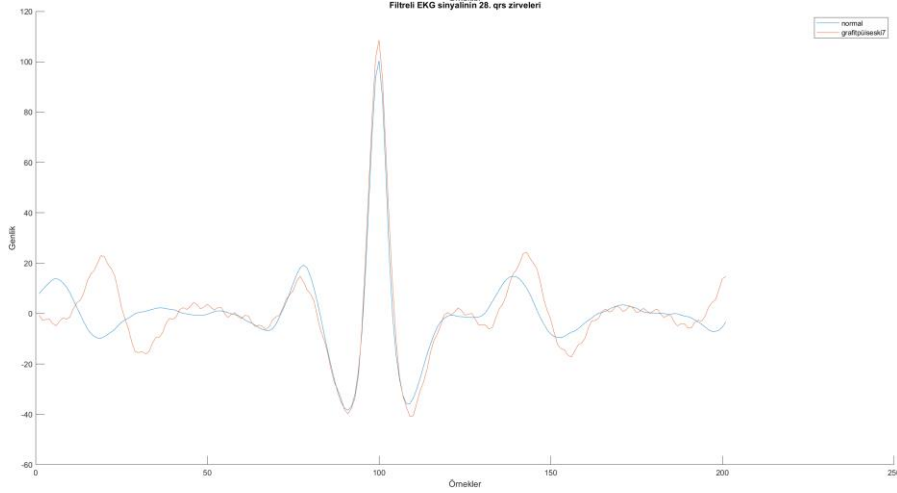
Şekil 4.35. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafenPÜİSEskiKarışım6) alınan sinyal (turuncu).



(a)

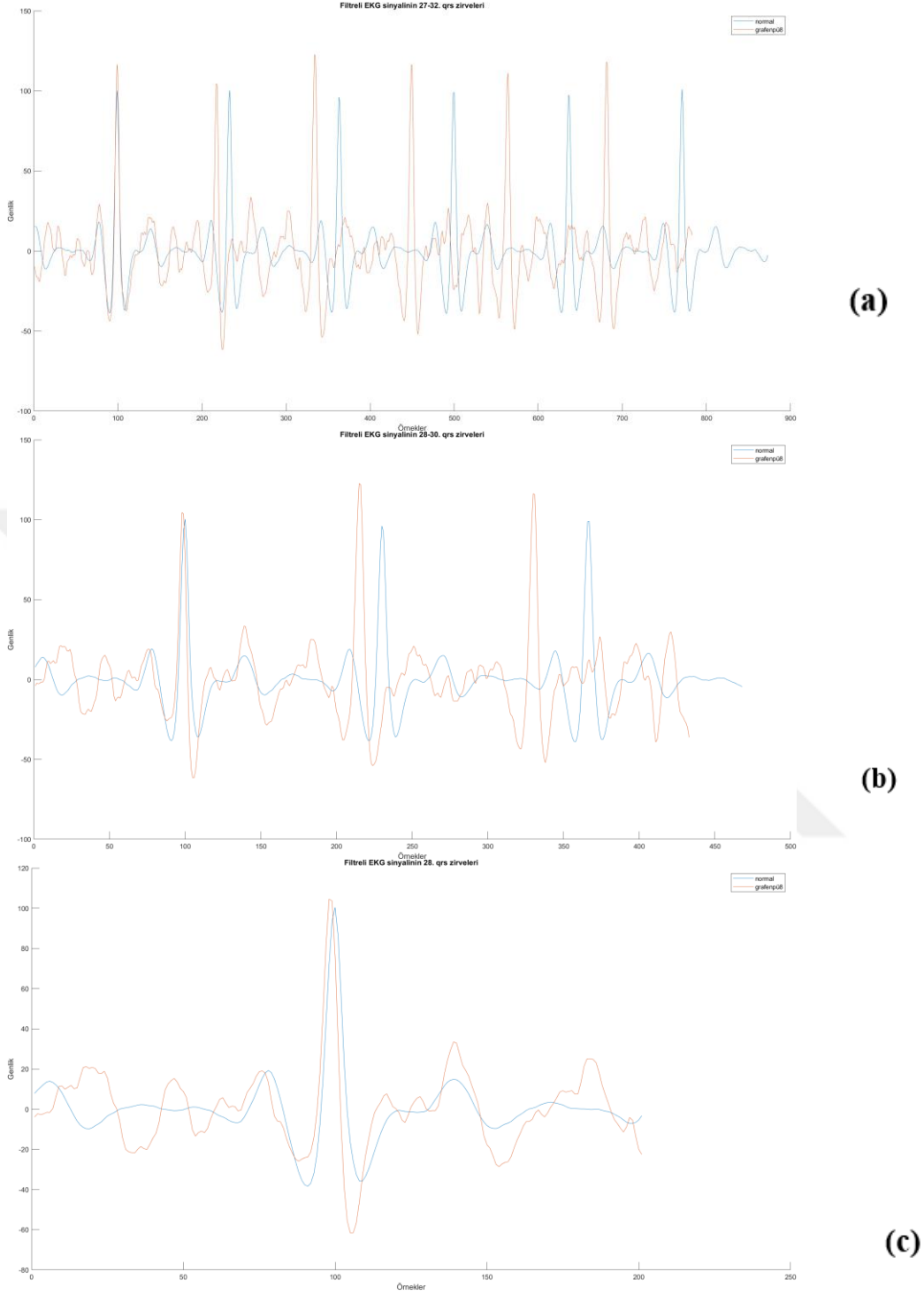


(b)



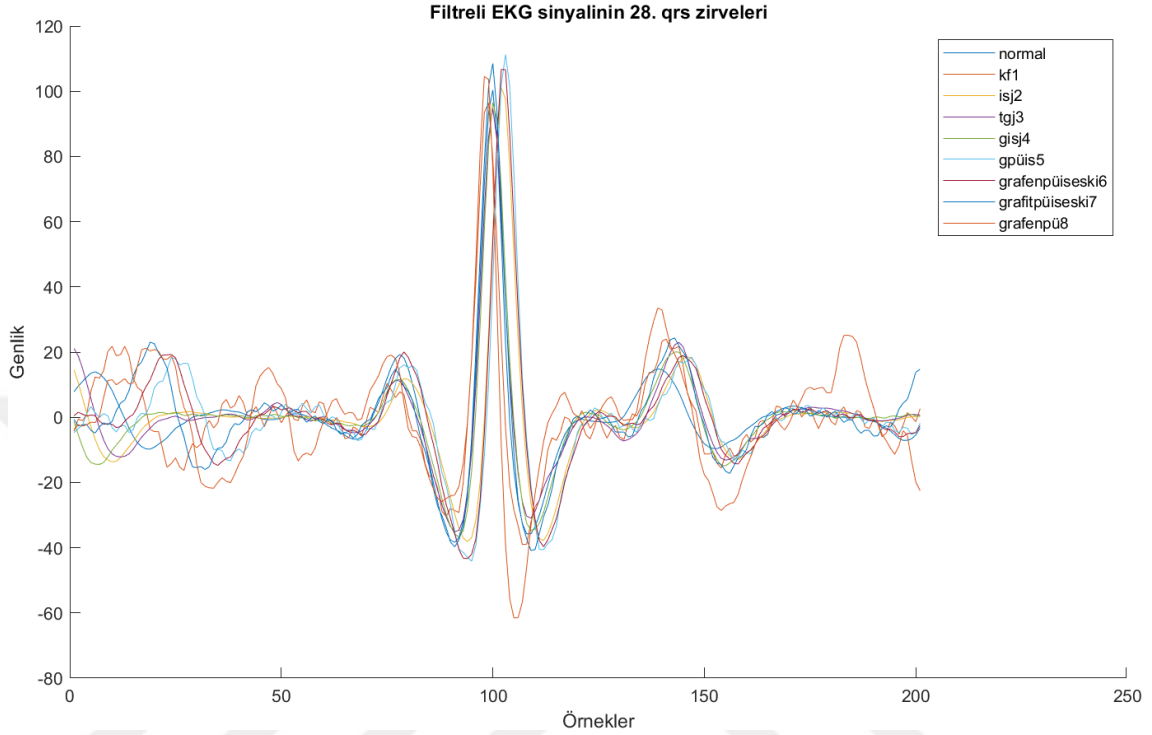
(c)

Şekil 4.36. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafit ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (GrafitPÜİSEskiKarışım7) alınan sinyal (turuncu).



Şekil 4.37. a) 6 zirveli kıyas grafiği; b) 3 zirveli kıyas grafiği; c) 1 zirveli kıyas grafiği. Mevcut ticari elektrottan (NormalEKG) alınan sinyal (mavi) ve Ticari elektrotun jeli çıkarılarak hazırlanan grafen ve poliüretan kaplı elektrotun üzerine iyonik sıvı eklenerek yapılan elektrottan (**GrafenPÜ8**) alınan sinyal (turuncu).

Tüm elektrotlardan elde edilen tek zirveli sinyallerin toplu karşılaştırmalı Matlab analiz sonuçları şekil olarak Şekil 4.38’de verilmiştir. Burada her sinyale Pan filtresi uygulanmış ve filtreli her bir sinyalin 28.nci zirve noktası ve bu noktanın 100 örnek öncesi ve sonrası çizdirilmiştir. Kodlar Ek 2’de verilmiştir.



Şekil 4.38. Tüm elektrotlardan elde edilen tek zirveli sinyallerin toplu Matlab analiz sonuçları.

Tüm elektrotlardan elde edilen sinyallerin Matlab analiz sonuçları elde edilmiş ve Çizelge 4.2’de verilmiştir. Bu çalışmanın kodları EK 3 (Kontrol grubu sinyali ile diğer sinyallerin ikiyeşerli olarak maksimum korelasyon değerlerinin bulunduğu ve her bir sinyalin tepeden tepeye genlik değerinin hesaplandığı kodlar) ve Ek 4’de (MSE ve CosSim değerlerinin hesaplandığı kodlar) verilmiştir.

Çizelge 4.2. Elektrotlardan elde edilen sinyallerin Matlab analiz sonuçları.

Elektrotlar	MSE	CosSim	p-pAmp	MaxKorKat	Gecikme	SNR
NormalEKG			394.00			0.30 dB
KarbonFiber1	92388.756	0.95967	576.00	0.961	-0.010 s	-1.89 dB
JelveİyonikSıvı2	29335.938	0.98682	374.00	0.987	0.000 s	0.21 dB
JelveTozGrafen3	29069.644	0.98693	326.00	0.987	-0.005 s	0.16 dB
JelveGrafenİSKarışım4	30517.617	0.98628	363.00	0.986	0.000 s	-0.46 dB
GrafenPÜİSKarışım5	40444.558	0.98188	435.00	0.982	0.010 s	0.17 dB
GrafenPÜİSEskiKarışım6	33165.628	0.98513	405.00	0.985	0.020 s	-0.14 dB
GrafitPÜİSEskiKarışım7	47264.632	0.97896	421.00	0.979	0.000 s	0.01 dB
GrafenPÜ8	59029.216	0.9736	608.00	0.974	0.000 s	0.29 dB

Sinyal-Gürültü Oranı (SNR) değeri, bir sinyalin kalitesini değerlendiren önemli bir metrik olup elde edilen SNR değerlerinin anlamları şu şekildedir;

Yüksek pozitif SNR: İyi sinyal kalitesi, düşük gürültü. 0 dB SNR: Sinyal ve gürültü eşit, düşük sinyal kalitesi. Negatif SNR: Kötü sinyal kalitesi, yüksek gürültü anlamına gelmektedir. Negatif SNR değerleri, EKG sinyalinizin büyük ölçüde gürültü tarafından maskelendiğini göstermektedir. Bu durumda, sinyal işleme teknikleri kullanarak gürültünün azaltılması veya veri toplama yöntemlerinin iyileştirilmesi gerekmektedir.

Bir diğer değer ise tepeden tepeye genlik değerleri olup bir sinyalin en yüksek ve en düşük noktaları arasındaki mesafeyi ifade etmektedir. Bu değerlerin yorumlanması, genellikle ölçülen sinyalin özelliklerine ve uygulamanın gereksinimlerine bağlıdır. Ancak, genel bir kural olarak;

Yüksek tepeden tepeye genlik değeri: Bu değer sinyalin genellikle daha güçlü olduğunu ve daha geniş bir aralıkta değişiklik gösterdiğini göstermektedir.

Düşük tepeden tepeye genlik değeri: Bu değer sinyalin genellikle daha zayıf veya daha az değişken olduğunu ve daha dar bir aralıkta değişiklik gösterdiğini göstermektedir.

Diğer bir analiz ise çapraz korelasyon olup bu iki farklı sinyalin birbiriyle nasıl ilişkili olduğunu ölçen bir istatistiksel metriktir. İki sinyal arasındaki çapraz korelasyon değeri, bu sinyaller arasındaki benzerlik veya ilişki derecesini göstermektedir. Çapraz korelasyon genellikle -1 ile 1 arasında değer almaktadır. 1'e yakın pozitif bir çapraz korelasyon değeri, iki sinyalin pozitif yönde güçlü bir ilişki içinde olduğunu göstermektedir. Yani, bir sinyal artarken diğer sinyal de artmaktadır. -1'e yakın negatif bir çapraz korelasyon değeri, iki sinyalin negatif yönde güçlü bir ilişki içinde olduğunu göstermektedir. Yani, bir sinyal artarken diğer sinyal azalmaktadır. 0'a yakın bir çapraz korelasyon değeri ise iki sinyal arasında belirgin bir ilişki olmadığını veya ilişkinin çok zayıf olduğunu göstermektedir. Yani, bir sinyaldeki değişiklikler diğer sinyaldeki değişiklikleri tahmin etmede kullanışlı değildir.

Elde edilen çapraz korelasyon değeri, iki sinyalin benzerlik derecesini göstermektedir. Pozitif bir değer, iki sinyalin benzer şekilde davrandığını veya birbirleriyle ilişkili olduğunu gösterirken, negatif bir değer, iki sinyalin birbirine ters tepki verdiğini göstermektedir.

Maksimum korelasyon değeri ise, iki sinyal arasındaki en yüksek korelasyonu temsil eder. Bu değer, iki sinyalin birbirleriyle olan en güçlü ilişkisini göstermektedir. Genellikle çapraz korelasyon grafiğinde en yüksek noktaya karşılık gelmektedir.

Elde edilen maksimum korelasyon değeri, iki sinyalin benzerlik derecesini göstermektedir. Bu değer ne kadar yüksekse, iki sinyalin o kadar benzer olduğu ve birbiriyle o kadar güçlü bir ilişki içinde olduğu anlamına gelmektedir. Özellikle, maksimum korelasyon değeri, iki sinyalin aynı desenleri paylaştığı ve birlikte hareket ettiği durumlarda önemlidir. Bu nedenle, maksimum korelasyon değeri, sinyaller arasındaki ilişkinin gücünü ve doğasını anlamak için kullanılmaktadır.

Elde edilen MSE (Ortalama Kare Hata) değeri, iki veri seti arasındaki ortalama karesel farkı ölçmektedir. Bu, genellikle bir tahmin modelinin gerçek değerlerle ne kadar uyumlu olduğunu değerlendirmek için kullanılır. MSE'nin yorumlanması, birkaç faktöre bağlıdır. Bunlar;

Değer Aralığı: MSE değerleri genellikle pozitif bir değere sahiptir ve veri setlerinin birimleriyle tutarlıdır.

Daha Küçük MSE Değerleri: Daha küçük MSE değerleri, modelin gerçek verilere daha yakın tahminler yaptığını ve dolayısıyla daha iyi bir uyum sağladığını göstermektedir. Bu durumda, daha küçük MSE değerleri daha iyi performansı göstermektedir.

MSE değerleri, farklı modellerin veya parametre ayarlarının performansını karşılaştırmak için kullanılmaktadır. Daha düşük MSE değerleri, diğer koşullar sabitken, bir modelin diğerine göre daha iyi performans gösterdiğini işaret eder.

MSE değerlerinin yorumlanması, kullanılan veri setinin özelliklerine ve problem bağlamına bağlıdır. Genel olarak, daha küçük MSE değerleri, tahmin edilen değerler ile gerçek değerler arasında daha az varyans olduğunu gösterir ve bu da daha iyi bir uyum ve tahmin kalitesi anlamına gelir. Öte yandan, daha büyük MSE değerleri, tahmin edilen değerlerin gerçek değerlerden daha fazla sapma gösterdiğini ve dolayısıyla daha kötü bir uyum olduğunu göstermektedir. MSE formülü aşağıdaki gibidir.

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2$$

Pratikte, MSE değerleri genellikle modelin kalitesini karşılaştırmak ve iyileştirmek için diğer modellerle veya farklı parametre ayarlarıyla karşılaştırılır.

Sonuç olarak, MSE değerleri modelin uyumunu ve performansını ölçmek için önemli bir metriktir. MSE değerleri ne kadar küçük olursa, modelin o kadar iyi performans gösterdiği ve verilere daha iyi uyduğu söylenebilir.

Kosinüs benzerliği, veri setleri arasındaki benzerliği ölçmek için kullanılan bir metriktir. Bu metrik, veri setlerinin arasındaki açıyı ölçer ve bu açının 1'e ne kadar yakın olduğuna dayanarak benzerlik derecesini belirler. Kosinüs benzerliği, 0 ile 1 arasında bir değer alır, 1'e daha yakın olan değerler daha yüksek bir benzerlik düzeyini, 0'a daha yakın olan değerler ise daha düşük bir benzerlik düzeyini göstermektedir.

Kosinüs benzerliği aşağıda yorumlanmaktadır:

1: Tam benzerlik. İki veri kümesi arasında mükemmel bir uyum ve benzerlik olduğunu gösterir. Veri setleri aynı yönde hareket ediyor demektir.

0: Hiçbir benzerlik yok. İki veri kümesi arasında hiçbir benzerlik bulunmamaktadır.

-1: Tam ters benzerlik. Veri setleri tam ters yönde hareket ediyor demektir.

Matematiksel olarak, iki vektörün (veri seti), vektörlerin iç çarpımının normalleştirilmiş bir halidir:

$$\text{Kosinüs Benzerliği} = \frac{A \cdot B}{\|A\| \cdot \|B\|}$$

Burada;

A ve B karşılaştırılan iki vektördür (veri seti).

. iç çarpımı temsil eder.

$\|A\|$ ve $\|B\|$ vektörlerin normlarını (uzunluklarını) temsil eder.

Dolayısıyla, kosinüs benzerliği, iki vektör arasındaki açıyı belirler. Bu açı ne kadar küçükse (ve dolayısıyla kosinüs benzerliği değeri ne kadar büyükse), iki vektör o kadar benzerdir.

Bu nedenle, elde edilen kosinüs benzerliği değerinin ne kadar yüksek olduğu, iki veri setinin ne kadar benzer olduğunu gösterir. Örneğin, 1'e yakın bir kosinüs benzerliği değeri, iki veri setinin birbirine çok benzer olduğunu gösterirken, 0'a yakın bir değer, iki veri seti arasında çok az benzerlik olduğunu gösterir.

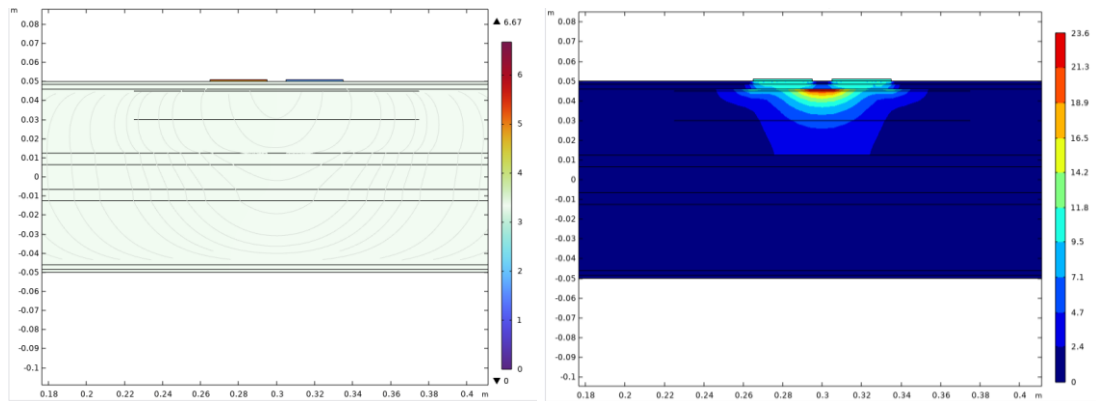
Tüm bu veriler ışığında elektrotlardan alınan sinyal şekilleri bu konuda Uzman Doktorlara gösterilmiştir. Buna göre sekizinci elektrot olan **GrafenPÜ8** hariç diğerleri doktorlar tarafından EKG sinyali olarak kabul edilebilmektedir. Sekizinci elektrottan alınan sinyal EKG değerlendirmesi için geçerli bir sinyal olmayıp bunun temel nedeni grafene eklenen poliüretanın grafen tabakaları arasına girmesi ve grafenin iletkenliğini etkilemesi olarak değerlendirilmiştir. Doktorlar **JelveİyonikSıvı2** ve **JelveTozGrafen3** elektrottan alınan sinyal görüntülerinin EKG değerlendirilmesinde daha verimli olacağını bildirmişlerdir.

Çizelge 4.2 incelendiğinde ise şu sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Sekizinci elektrot olan **GrafenPÜ8** hariç yeni geliştirilen bütün elektrotlarda sinyal alım hassasiyetinin kontrole göre arttığı tespit edilmiştir. Bunun temel nedeni olarak karbon fiberin, grafenin ve iyonik sıvının elektriksel iletkenliğinin fazla olmasıdır. Özellikle 2 ve 3 numaralı elektrotlarda (**JelveİyonikSıvı2** ve **JelveTozGrafen3**) sinyal kalitesi daha yüksek görülmüştür. MSE değeri düşük olan elektrotlar daha iyi performans göstermektedir. **JelveİyonikSıvı2**'nin MSE değeri 29.335.938 ve **JelveTozGrafen3**'ün MSE değeri 29.069.644 olup diğerlerinden düşük olması nedeniyle daha kaliteli sinyal olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca kosinüs benzerliği 1'e ne kadar yakın olduğuna dayanarak benzerlik derecesini belirler. Bire yaklaştıkça benzerlik artar. Bu nedenle **JelveTozGrafen3**'ün kosinüs değeri 0.98693 ve **JelveİyonikSıvı2**'nin Kosinüs değeri 0.98682 olup bu iki değer diğerlerine göre 1'e en yakın iki değerdir. Böylelikle bu iki elektrot daha verimlidir. Son olarak maksimum korelasyon katsayısı değeri iki sinyalin benzerlik derecesini göstermektedir. Bu değer ne kadar yüksekse, iki sinyalin o kadar benzer olduğu ve birbiriyle o kadar güçlü bir ilişki içinde olduğu anlamına gelmektedir.

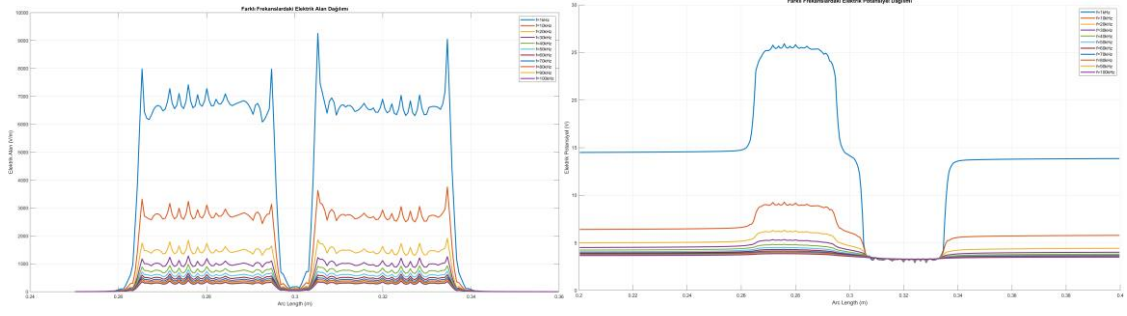
Çizelge 4.2'ye bakıldığında JelveyonikSıvı2'nin 0.987 ve JelveTozGrafen3'ün 0.987 ile diğerlerine göre en yüksek değerde olması nedeniyle bu iki elektrot sinyali daha verimlidir.

Cmsol programında gerçekleştirilen 2 boyutlu simülasyondan elde edilen elektrotların temas ettiği yüzey alanındaki frekansa bağlı elektrik alan ve akım yoğunluğu dağılımı Şekil 4.39'da, gümüş ve grafen materyalli elektrotun elektrik alan ve elektrik potansiyel değerlerine ait sonuçlar 1 kHz ve 100 kHz frekans aralığı için (Matlab programı kullanılarak elde edilen) ise Şekil 4.40 ve Şekil 4.41'de sunulmaktadır. En yüksek elektrik alan değeri grafen materyali için 1 kHz'de 8130.09 V/m ve gümüş materyali için 1 kHz'de 9257.11 V/m'dir (Şekil 4.42 ve Şekil 4.43). Bununla beraber en yüksek elektrik potansiyel değeri grafen materyali için 1 kHz'de 20.77 V, gümüş materyali için 1 kHz'de 25.91 V olarak bulunmuştur (Şekil 4.44 ve Şekil 4.45). Elektrik alan değerinin yüksek olması empedansın düşük olduğunu göstermektedir. Böylece sinyalin kayıpsız ve bozulmadan iletilmesi sağlanabilmektedir. Her iki materyale ait elektrik alan ve elektrik potansiyel değerleri kıyas grafikleri Şekil 4.46 ve Şekil 4.47'de verilmiştir. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan optimum ağ elemanı sayısını belirleyebilmek için mesh analizi yapılmış ve coarse mesh, normal mesh, fine mesh, finer mesh, extra fine mesh, extremely fine mesh olacak şekilde ağ elemanı sayısı artırılarak simülasyonlar tekrarlanmış olup (Şekil 4.48) optimum mesh sayısının finer meshde 1248 ağ elemanı ve 2428 sınır elemanından oluşmuş olduğu tespit edilmiştir. Bu seçenekler için aynı frekans değerindeki maksimum elektrik alan ve elektrik potansiyel değerleri belirlenerek sonuçlar grafik olarak elde edilmiştir (Şekil 4.49 ve Şekil 4.50). Her bir frekans değeri için iki materyalden de elde edilen elektrik alan değerlerinin SNR oranları hesaplanmıştır (Çizelge 4.3). Her iki materyal için de elektrik alan değerlerinin en yüksek SNR değerleri 100 kHz'de elde edilmiştir.

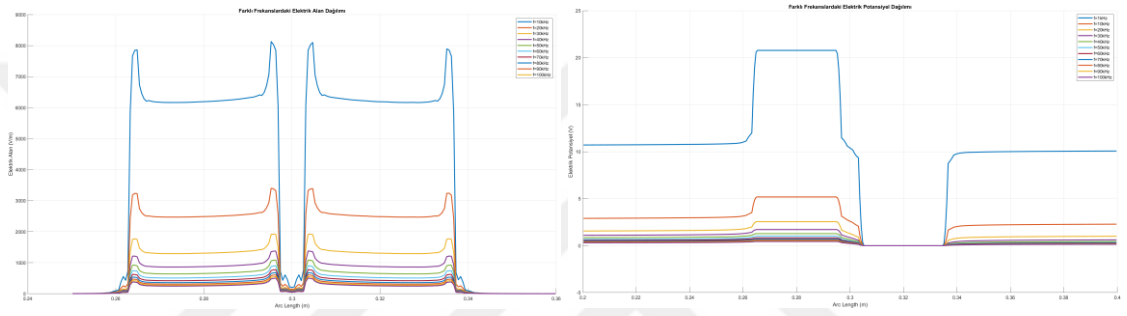
Cmsol Multiphysics programı kullanılarak elde edilen elektriksel analiz sonuçları aşağıda sunulmaktadır.



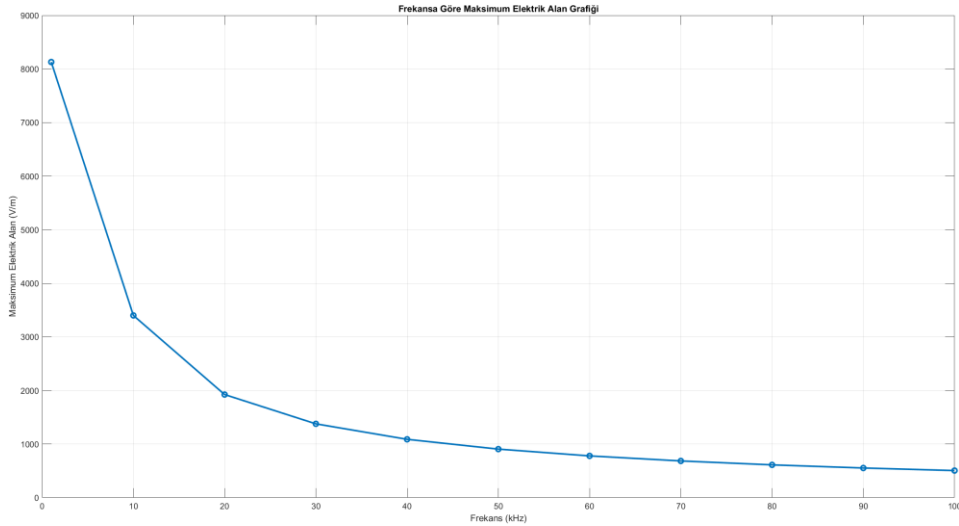
Şekil 4.39. 2 boyutlu potansiyel ve akım yoğunluğu dağılımları.



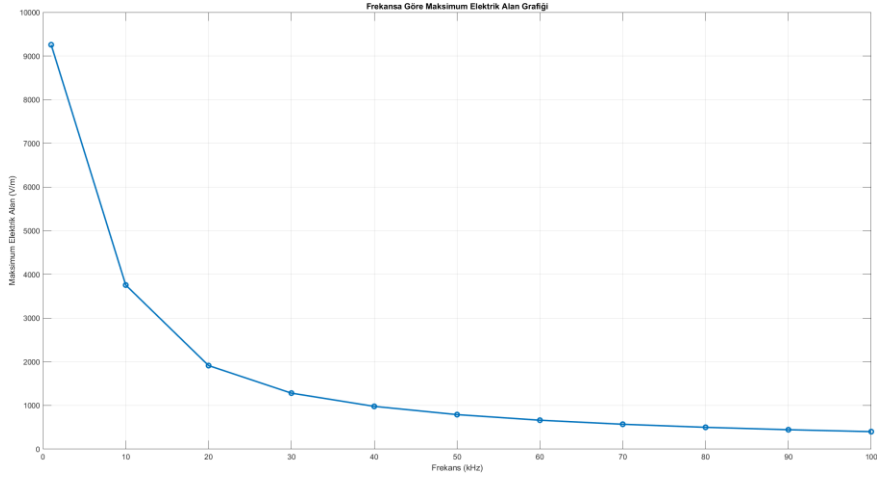
Şekil 4.40. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki frekansa bağlı elektrik alan ve elektrik potansiyel dağılım değerleri.



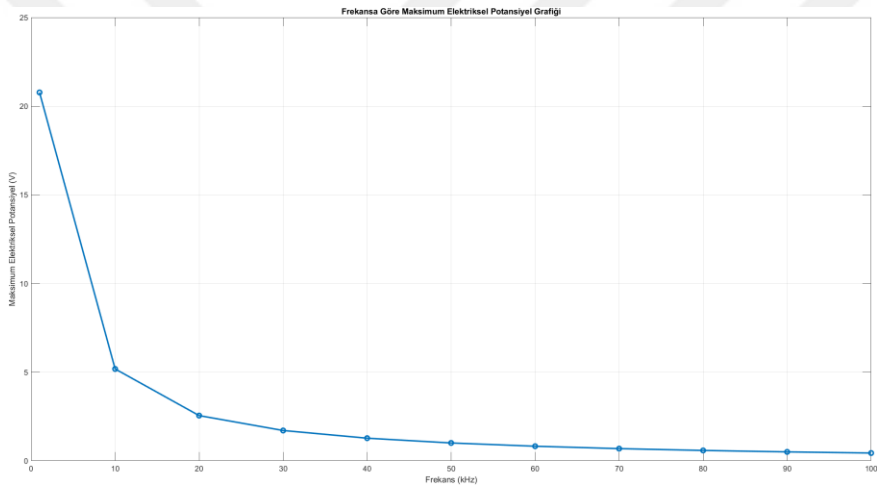
Şekil 4.41. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki frekansa bağlı elektrik alan ve elektrik potansiyel dağılım değerleri.



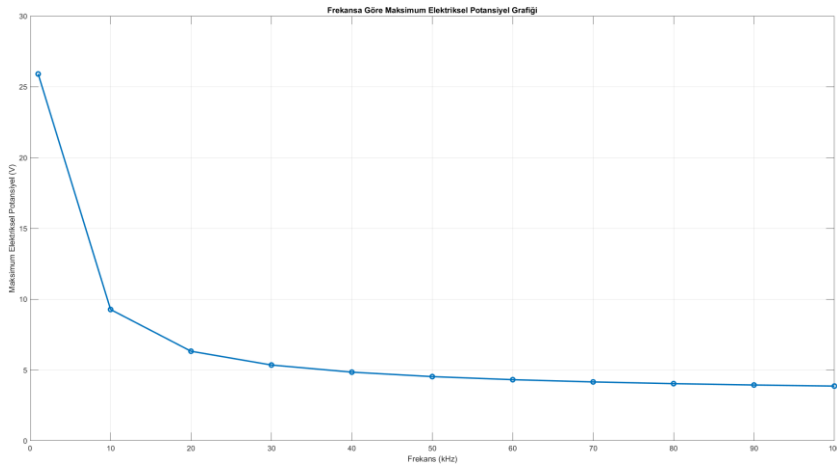
Şekil 4.42. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.



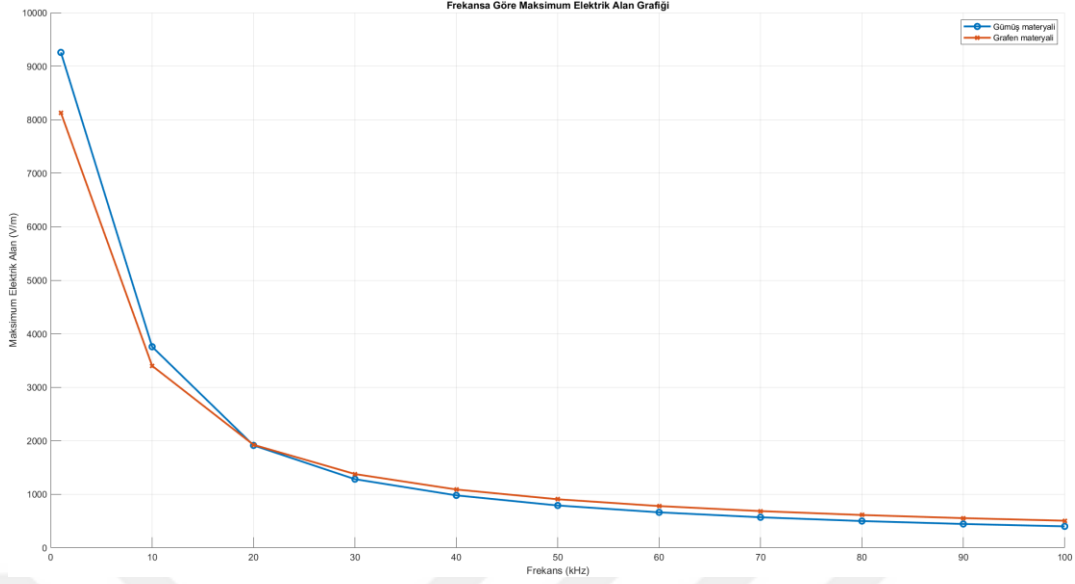
Şekil 4.43. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.



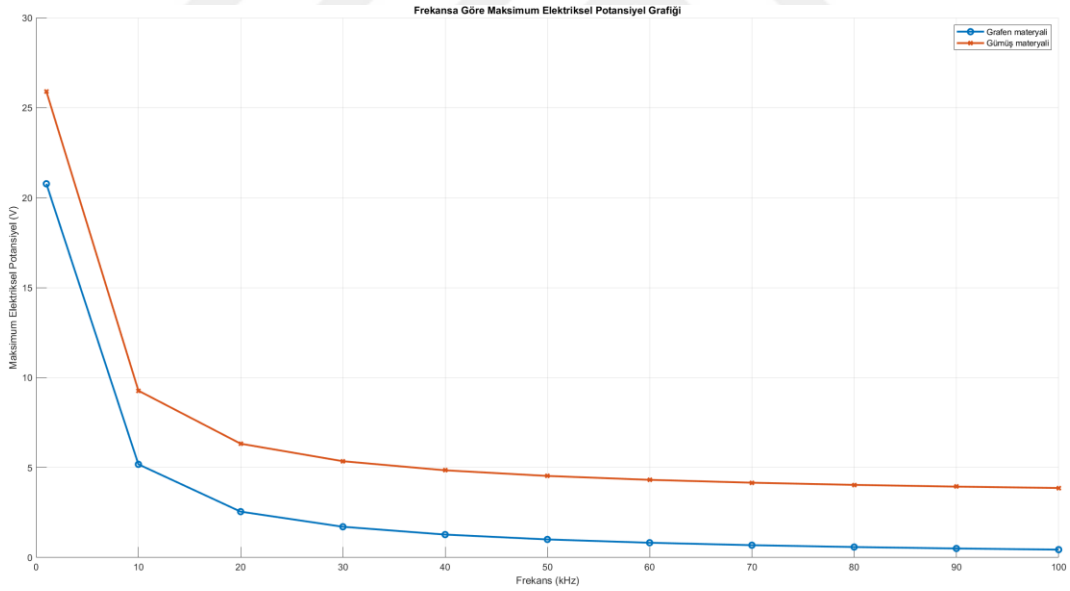
Şekil 4.44. Elektrotların (Grafen materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.



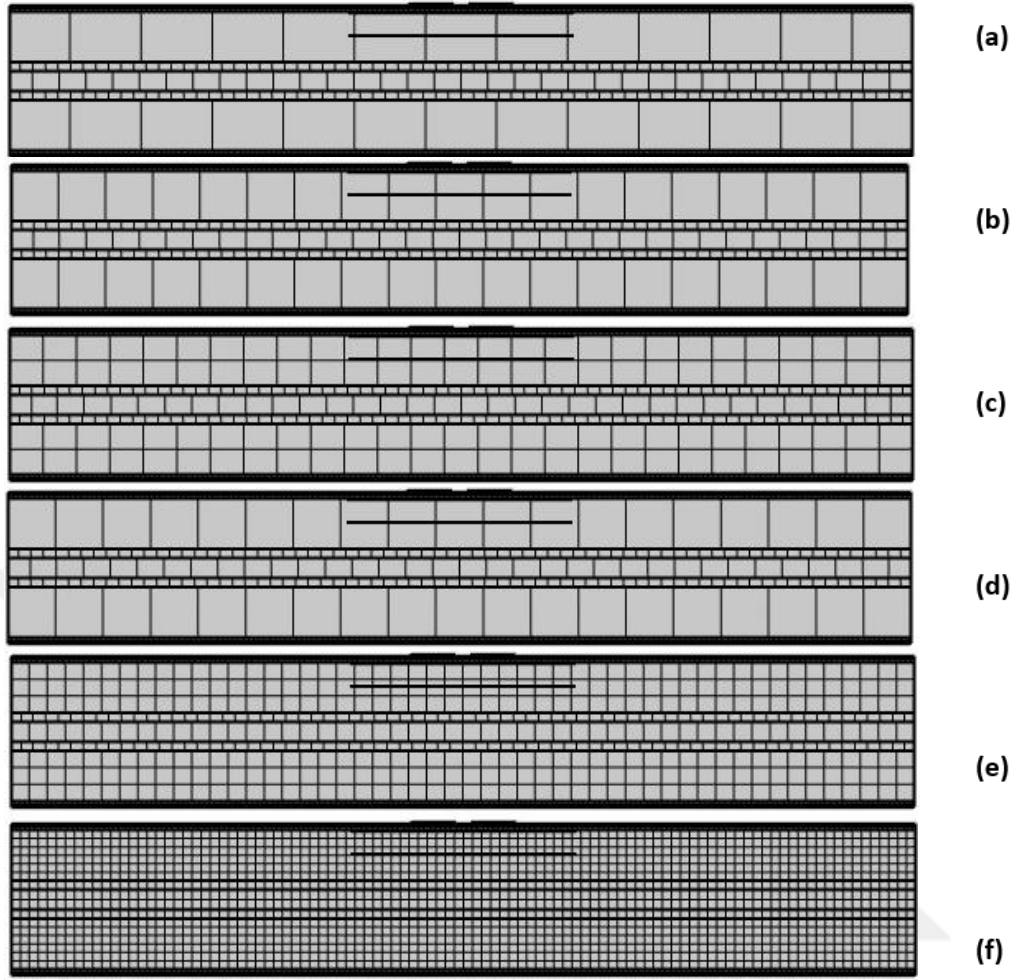
Şekil 4.45. Elektrotların (Gümüş materyali) temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri.



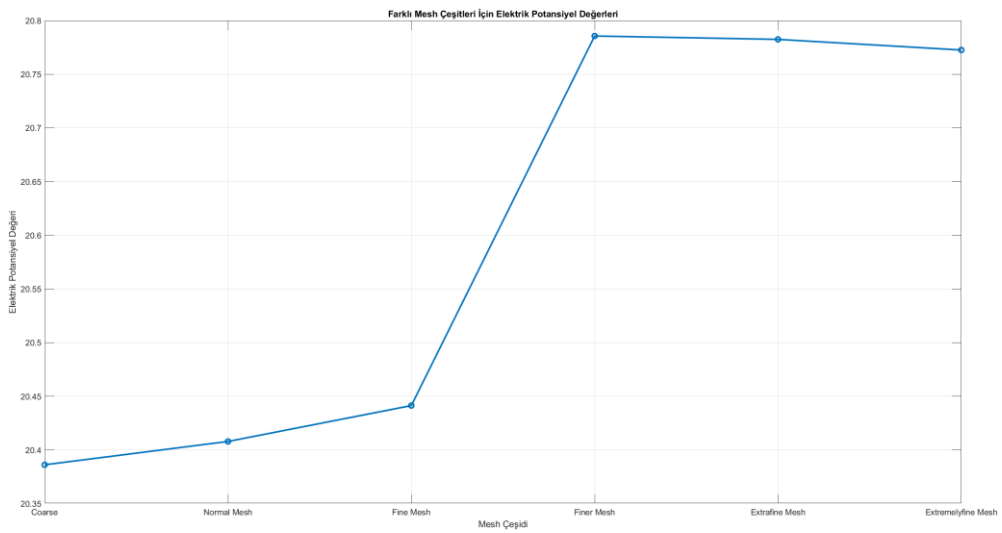
Şekil 4.46. Elektrotların grafen ve gümüş materyalleri için, temas ettiği yüzey alanındaki elektrik alan değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri kıyası.



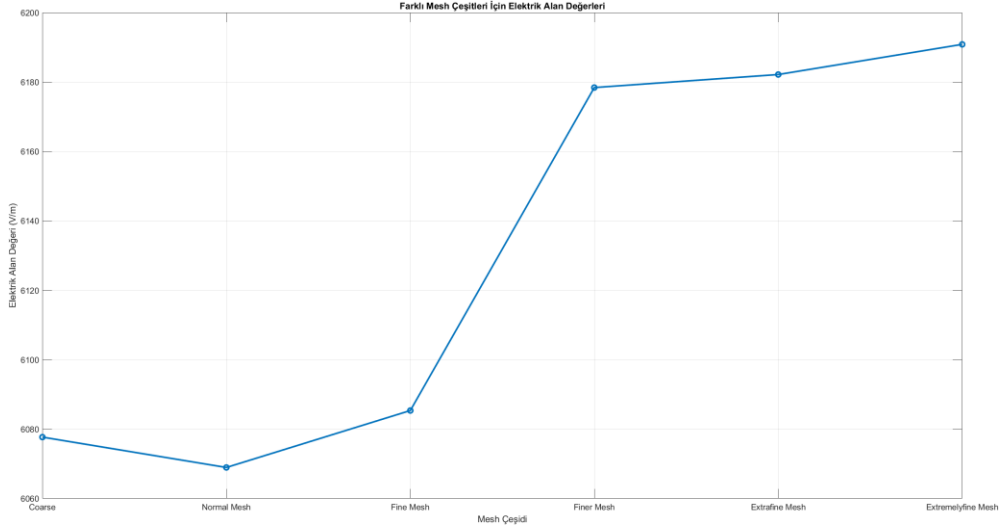
Şekil 4.47. Elektrotların grafen ve gümüş materyalleri için, temas ettiği yüzey alanındaki elektrik potansiyel değerlerinin her bir frekans değeri için maksimum değerleri kıyası.



Şekil 4.48. (a) coarse mesh görüntüsü, (b) normal mesh görüntüsü, (c) fine mesh görüntüsü, (d) finer mesh görüntüsü, (e) extra fine mesh görüntüsü, (f) extremely fine mesh görüntüsü.



Şekil 4.49. Farklı mesh çeşitleri için elektrik potansiyel grafiği.



Şekil 4.50. Farklı mesh çeşitleri için elektrik alan grafiği.

Çizelge 4.3. Elektrotların temas ettiği yüzey alanındaki elektriksel alan değerlerinin her bir frekans değerine ait SNR değerleri.

Frekans değeri (kHz)	Grafen materyali SNR değeri (dB)	Gümüş materyali SNR değeri (dB)
1	4.32	4.00
10	4.36	3.98
20	4.40	4.02
30	4.42	4.06
40	4.42	4.09
50	4.42	4.12
60	4.42	4.14
70	4.41	4.16
80	4.41	4.18
90	4.40	4.20
100	4.39	4.21

5. TARTIŞMA

Günümüzde kalp rahatsızlıkları ani ölümlere neden olan hastalıkların başında yer almaktadır. Her yıl yaklaşık 7,2 milyon insan yaşamını bu hastalık nedeniyle kaybetmektedir. Bu nedenle hastalığın tanısında EKG büyük önem taşımaktadır. Özellikle sinyallerin alımında elektrotlara büyük görev düşmektedir. Tanı amaçlı kullanılan EKG işaretleri insan vücudu üzerinde algılanabilen ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlerdir. Bu işaretlerin alınmasında elektrotlar büyük önem taşımaktadır. Elektrotlardan alınan EKG sinyalleri deri yüzeyinden çeşitli bağlantı şekilleri ile algılanır, yükseltilir ve uzmanlarca gözlenir (Türker ve Güler 2018).

Yaşam kalitesinin artırılması ve hastalık teşhislerinin daha hızlı gerçekleşmesi amacıyla teknolojik gelişmeler sağlık alanına hızla uygulanmaktadır. Kalp rahatsızlıkları sağlık alanında önemli hastalıklardan biridir. Ani ölümlere neden olan kalp rahatsızlıklarının erken teşhisi ve tanısı çok sayıda hasta kaybının önüne geçilebilmesini sağlamaktadır. Kalp rahatsızlıklarının teşhis yöntemlerinden biri de EKG'dir. EKG kalbin elektriksel aktivitesinin kayıt altına alınması ve elektrokardiyogram sinyal verilerinin yorumlanmasıdır. Bu sinyal verilerinde görülen düzensizlikler ve değişimler kalpte önemli bir rahatsızlık olduğunu göstermektedir. Kalpte meydana gelen rahatsızlıklar hasta için tehlikeli sonuçlar doğurabilmektedir. Bu tehlikelerin önceden kestirilebilmesi EKG verilerinin doğru bir biçimde alınması, tanımlanması ve sınıflandırılması ile mümkün olmaktadır (Sayın 2020). EKG kalpteki elektriksel potansiyel değişikliklerini kaydetmektedir. EKG kaydı almak için kollara, bacaklara ve göğüs duvarı üzerine elektrotlar yerleştirilir (Demirci 2024).

Tez çalışması kapsamında 7 farklı türde elektrot üretilmiş ve mevcut kullanımda olan elektrotla karşılaştırılmıştır. Toplam 8 elektrot kullanılarak deneyler yapılmış ve elde edilen bulgular değerlendirilmiştir. Çalışılan 8 elektrotun kodları sırasıyla **NormalEKG**, **KarbonFiber1**, **JelveİyonikSıvı2**, **JelveTozGrafen3**, **JelveGrafenİSKarışım4**, **GrafenPÜİSKarışım5**, **GrafenPÜİSEskiKarışım6**, **GrafitPÜİSEskiKarışım7** ve **GrafenPÜ8**'dir. Grafen üstün özellik göstermesine rağmen bazı handikapları da bulunmaktadır. Örneğin grafen yüksek tabaka direncine sahiptir. Ayrıca grafen yasak enerji bant aralığına da sahiptir. Buda grafenin bazen elektronik ve optoelektronik uygulamalarda kullanımını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle Grafene kimyasal katkılama yapılmalıdır (Zan vd. 2022). Çalışma kapsamında kullanılan grafen azot katkılı grafen olup grafenin iletkenliği ve bazı özelliği azot katkılanarak geliştirilmiştir. Azot katkılı grafenin aynı zamanda sitotoksik etkisi de bulunmamaktadır. Ünal ve arkadaşlarının 2020 yılında yapmış oldukları çalışmada azot katkılı grafen bazı kanser hücre hatlarına uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre azot katkılı grafen A549 akciğer karsinom hücrelerinin ve MCF-7 meme kanseri hücrelerinin canlılığı üzerine en fazla etkiye sahip olduğu epitel hücrelerine ise istatistiksel olarak anlamlı kabul edilen sitotoksik bir etki göstermediği bulunmuştur. Grafenin elektriksel iletkenliği özelliğinden dolayı katkılama olayları son yıllarda artmış ve son olarak kurşun oksit-grafen (PbO-G) nanokompozitler bile üretilmiştir (Öztürk vd. 2021).

Elektrotlardan alınan sinyaller ilgili konuda uzman doktorlara gösterildiğinde, sekizinci elektrot olan **GrafenPÜ8** hariç diğer elektrotlar ile elde edilen sinyaller doktorlar tarafından EKG sinyali olarak kabul edilmiştir. Sekizinci elektrottan alınan sinyal EKG değerlendirmesi için geçerli bir sinyal olmayıp bunun temel nedeni grafene eklenen poliüretanın grafen tabakaları arasına girmesi ve grafenin iletkenliğini etkilemesi olarak değerlendirilmiştir. Poliüretanlar (PU)'ın endüstride çok çeşitli alanlarda kullanılmakta ve çok yönlülüklerinden dolayı plastiklerin en önemli gruplarından biridir. (Temur Ergan 2020). Yılmaz ve Bedeloğlu'nun 2021'de yapmış olduğu çalışmada poliüretan gibi bazı iletkenliği az olan maddelerin grafene eklendiğinde grafen yüzeyinin kovalent bağlar ile fonksiyonelleştirilmesi sayesinde dolgunun matris içinde daha iyi dağıldığının görüldüğünü, ancak bu durumun, grafen nanopartiküllerin elektriksel özelliğini olumsuz etkilediğini belirtmiş olup bu sonuç çalışmamızla uyumludur. Sinyalleri inceleyen doktorlar **JelvelyonikSıvı2** ve **JelveTozGrafen3** elektrotun EKG değerlendirilmesinde daha verimli olacağını bildirmişlerdir. Günümüzde, araştırmacılar tarafından çeşitli karbon nano-yapılı malzemeler fazlaca araştırılmaktadır. Grafen, iki boyutlu (2B) ve tek katmanlı bir malzeme olduğundan; yüksek termal iletkenlik, geçirgenlik ve elektriksel iletkenlik göstermektedir. Bu nedenle grafen özellikle sensörler, kataliz ve çevre alanlarındaki uygulamalar için birçok araştırmacının ilgi odağı olmuştur (Harputlu 2021). Elektriksel özelliğini arttırmak için grafene azot eklenmiştir. Bu çalışmada grafenin azot katkılı olması ön plana çıkmıştır. Grafene azot katkılanması oldukça kolay bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Bunun nedeni, azotun atomik yarıçapının 75 pm ve karbonun atomik yarıçapının ise 70 pm olmasıdır. Azotun ve karbonun atom yarıçaplarının birbirine yakın olması nedeniyle örgüde azot atomunun karbon atomu ile yer değiştirmesi oldukça kolay gerçekleşmektedir (Zan vd. 2022). Hatta elektriksel iletkenlikte grafen ve grafenoksit giyilebilir tekstil ürünlerinde kullanılabilmesi için bazı çalışmalar da bulunmaktadır (Gültekin 2021). Son günlerde grafenin, katalizör desteği olarak kullanımı son derece geniş yüzey alanı ve yüksek elektriksel iletkenliği nedeni ile dikkat çekmektedir (Yarar 2021). Bir çalışmada (Karaboduk 2019) araştırmacılar düşük maliyetli ve tek kullanımlık kalem grafit elektrot yapmışlar ve bu elektrotun, camsı karbon elektrota oranla pik akımının belirgin şekilde artması nedeniyle çok iyi bir katalitik etki gösterdiğini bulmuşlardır. Grafen yalnızca kompozit malzemelerin ağırlığını azaltmamakta, aynı zamanda bu malzemelerin korozyon direncini ve elektriksel, mekanik, termal özelliklerini oldukça iyileştirmektedir (Türkcan vd. 2022). Bunun dışında elektrota grafen kaplamak korozyona karşı direnci de artırmaktadır. Çelik ve arkadaşlarının 2020 yılında yaptıkları çalışmada grafen kaplı KKM kimyasal sensör; aseton, etanol ve metanol zararlı UOB'i ile temas ettirildiğinde, grafen kaplı KKM sensörü dayanıklılık göstermiş olup yüksek konsantrasyonlarda grafen kaplı elektrot UOB (metanol, etanol ve aseton) arasından en fazla asetona duyarlıdır. Grafen gibi karbonfiber de elektriksel iletkenliği mevcut olan bir malzemedir. Bir çalışmada (Türkcan vd. 2022) karbon allotropları ve bunların nano yapıları (fulleren, karbon nanotüp, karbon nanofiber ve grafenler) yüksek ve eşsiz elektriksel, termal, mekanik, tribolojik özellikleri ve aynı zamanda korozyon dirençleri sebebiyle AMMK'ler için en iyi takviye malzemesidir denilmektedir. Başka bir çalışmada elektrot malzemesi olarak karbon fiber kullanılarak yeni enzim elektrotları hazırlanmıştır. Bu elektrotlarla yapılan çalışmalarda olumlu neticeler elde edilmiştir (Böyükbayram 2020). Tüm bu çalışmalar Azot katkılı grafenin ve karbonfiberin elektriksel iletkenliğinin oldukça fazla olduğunu belirtmekte olup elde ettiğimiz elektrotlarda bu özellikten dolayı hassasiyet ve hassasiyete bağlı gürültüler tespit edilmiştir.

EKG sinyallerinde oluşan gürültüleri gidermede ayrıık dalgacık dönüşümü kullanılmaktadır. EKG veri alımı sırasında iletim hatlarında bir sorun meydana gelirse ya da hastada hareketlilik meydana gelirse EKG sinyallerinde istenmeyen gürültüler ortaya çıkmaktadır. Böylelikle EKG sinyalinin görüntüsü gürültülü olmaktadır. Bu durum hastalara tanı konulmasında yanlışlıklara sebep olacağından bu gürültülerin EKG sinyalinden arındırılması gerekmektedir (Tepe ve Sezgin 2024). Tıbbi tanılama sistemleri ham biyolojik sinyallerin toplanıp çeşitli sinyal işleme yöntemlerinin uygulanarak teşhis ve tanıda doğruluğı arttırmak için geliştirilmektedir (Mert vd. 2012). Bu nedenle çalışmada elektrotlardan elde edilen EKG sinyallerine filtre uygulanmış ve görüntüler daha okunabilir hale getirilmiştir. Son zamanlarda derin öğrenme algoritmalarının kullanımı giderek artmaktadır (Uyular vd. 2019). Son yıllarda çalışmaları giderek artan yapay zeka yöntemlerinin bu alanda kullanımı artmaktadır (Sayın vd. 2020). Tüm bu çalışmalara bakıldığında üretilecek olan hassas elektrotların EKG sinyallerinde hassasiyet kaynaklı gürültülerin azaltılmasını mümkün kılabileceğı ve böylelikle EKG okuma işleminin daha verimli olabileceğı düşünülmektedir.

Gelecek çalışması olarak Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Tarafında tarafından 6604 nolu Normal Araştırma Projesi ile desteklenmiş olan tez çalışmasının hayvan deneyleri yapılarak sonuçlar geliştirilecektir.

6. SONUÇLAR

EKG elektriksel aktivitenin grafiksel gösterimidir. EKG kalbin kulakçık ve karıncıklarının kasılma ve gevşeme evreleri sırasında ortaya çıkan elektriksel aktiviteyi grafik olarak göstermektedir. Bu grafiklerin hassasiyeti ve düzgünlüğü elektrotlara sıkı sıkıya bağlıdır. Günümüzde EKG kullanımı pratik ve canlı dokulara zarar vermeyen bir tekniktir. Bu nedenle hastaların kalp çalışma fonksiyonlarının değerlendirilmesinde öncelikli ve önemli yöntemdir. EKG ile kalbin hızlı ya da yavaş çalışması sonucu ortaya çıkan hastalıkları, ritim ve iletim bozukluklarını çizmiş olduğu grafiklerle ortaya çıkarmaktadır. Bundan dolayı ölümcül bir hastalık olan kalp rahatsızlıklarında EKG çok önemli yer tutmaktadır. Aynı zamanda EKG’de kullanılacak olan elektrotun sinyal alma hassasiyeti de ön plana çıkmaktadır.

Comsol programında gerçekleştirilen simülasyondan elde edilen sonuçlarda en yüksek elektrik alan değeri grafen materyali için 1 kHz’de 8130.09 V/m ve gümüş materyali için 1 kHz’de 9257.11 V/m’dir ve elektrik alan değerinin yüksek olması empedansın düşük olduğunu göstermektedir. Bu sayede sinyal kayıpsız iletilmektedir. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan optimum ağ elemanı sayısını belirleyebilmek için yapılan mesh analizinde optimum mesh sayısının finer meshde 1248 ağ elemanı ve 2428 sınır elemanından oluştuğu gözlemlenmiştir.

Çalışmada kontrol grubu olarak mevcut elektrot ve tarafımızca üretilen 8 farklı elektrot (**NormalEKG, KarbonFiber1, JelveliyonikSıvı2, JelveTozGrafen3, JelveGrafenİSKarışım4, GrafenPÜİSKarışım5, GrafenPÜİSEskiKarışım6, GrafitPÜİSEskiKarışım7 ve GrafenPÜ8**) test edilmiştir. Bu elektrotlarla çekilen EKG sinyalleri incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Bu denemler için Tezde Arduino set ile Comsol ve Matlab yazılımları kullanılmıştır. Çalışmalardan çıkan bulgular tek ve toplu değerlendirilmiş ve yorumlanmıştır.

Buna göre; **GrafenPÜ8** elektrottan alınan EKG sinyalleri hariç diğer görüntüler EKG sinyal görüntüsü özelliği göstermektedir. Yapılan incelemelerde en iyi EKG sinyal görüntüsü **JelveliyonikSıvı2 ve JelveTozGrafen3** elektrotlardan alınan EKG sinyalleridir. Bunun temel nedeni olarak karbon fiberin, grafenin ve iyonik sıvının elektriksel iletkenliğinin fazla olmasıdır. Bilindiği üzere grafenin elektriksel iletkenliği bulunmaktadır. Grafene Azot katkılanması ile bu özellik geliştirilmiştir. Buna bağlı olarak bu malzemeden üretilen elektrot daha verimli bulunmuştur. Gene aynı şekilde iyonik sıvının elektrik iletkenliği oldukça yüksek olup azot katkılı toz grafenli elektrotla benzer sonuçlar göstermiştir.

EKG çalışmaları sonucunda elde edilen tüm sinyaller Şekil 4.36’da toplu olarak verilmiştir. Burada tarafımızca üretilen elektrotların sinyal durumları kontrol grubu olan mevcut elektrotla karşılaştırılmış ve Matlab yardımıyla oluşturulan Çizelge 4.1 sayesinde sonuçlar ayrıntılı değerlendirilmiştir.

MATLAB’da yapılan hesaplamalar sonucunda MSE değeri düşük olan elektrotlar daha iyi performans göstermektedir. JelveliyonikSıvı2’nin MSE değeri 29.335.938 ve JelveTozGrafen3’ün MSE değeri 29.069.644 olup diğerlerinden düşük olması nedeniyle daha kaliteli sinyal olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca Kosinüs benzerliği 1’e ne kadar yakın olduğuna dayanarak benzerlik derecesini belirler. Bire yaklaştıkça benzerlik artar.

Bu nedenle JelveTozGrafen3'ün kosinüs değeri 0.98693 ve JelvelıyonıkSıvı2'nin Kosinüs değeri 0.98682 olup bu iki değeri diğerlerine göre 1'e en yakın iki değerdir. Böylelikle bu iki elektrot daha verimlidir. Son olarak maksimum korelasyon katsayısı değeri iki sinyalin benzerlik derecesini göstermektedir. Bu değeri ne kadar yüksekse, iki sinyalin o kadar benzer olduğu ve birbiriyle o kadar güçlü bir ilişki içinde olduğu anlamına gelmektedir. Çizelge 4.1'e bakıldığında JelvelıyonıkSıvı2'nin 0.987 ve JelveTozGrafen3'ün 0.987 ile diğerlerine göre en yüksek değerde olması nedeniyle bu iki elektrot sinyali daha verimlidir.

Sonuç olarak; Azot katkılı grafenin elektriksel iletkenliğı oldukça yüksektir. Bu nedenle bu malzemenin kullanılmasıyla oluşturulan elektrot olan **JelveTozGrafen3'**den daha okunabilir sinyal alınmıştır. Gene aynı şekilde iyonik sıvının da elektriksel iletkenliğı yüksek olup mevcut elektrotta iyonik sıvı uygulaması ile elde edilen elektrot olan **JelvelıyonıkSıvı2'**den daha belirgin sinyaller elde edilmiştir.



7. KAYNAKLAR

- Abdioğlu, S., Acar, B., & Kavsaoğlu, A. R. 2021. Kablosuz EKG Cihazı Tasarımı ve Sinyal İşleme Teknikleri Kullanılarak Özniteliklerin Değerlendirilmesine Yönelik Web Sitesi Tasarımı. *Avrupa Bilim Ve Teknoloji Dergisi*(26), 144-150. <https://doi.org/10.31590/ejosat.951988>
- Akgün, G., Demir, U. and Yıldırım, A. 2022. EMG Sinyallerinin HFD Analizi ve Hareket Sınıflandırılması. *Computer Science, IDAP-2022 : International Artificial Intelligence and Data Processing Symposium*, 130-136. <https://doi.org/10.53070/bbd.1172684>
- Aksoy, Y., Ergin, A., Sözüer, M.E., İkizceli, İ., Avşaroğulları, L. ve Yıldırım, C. 2006. Akut Miyokard İnfarktüsünün Erken Teşhisinde Troponin T, Miyogloblin ve CK-MB'nin Yeri. *Fırat Tıp Dergisi* 11(2): 103-107.
- Altun, M., Karteri, İ., Güneş, M. ve Alma, M. H. 2017. Grafen Katkılı Odun-Plastik Nanokompozitlerinin Elektromanyetik Özellikleri ve Elektromanyetik Kalkanlama Etkinliği Karşılaştırmalı Çalışması. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 20(1), 38-47. <https://doi.org/10.17780/ksujes.304082>
- Aydın, C., Aydın, H., ve Alıç, H. 2018. Grafen Katkılandırılmış Yarıiletken Nanokompozitlerin Yapısal Ve Elektriksel Karakteristiği. *International Journal of Innovative Engineering Applications*, 2(1), 28-35.
- Bayrakdar Ateş, E., & Ege, A. 2022. Optimization Oxygen and Hydrogen Input Velocities by Golden Section Method with 3D Multifluid Model in COMSOL for PEMFCs. *Düzce Üniversitesi Bilim Ve Teknoloji Dergisi*, 10(3), 1489-1507. <https://doi.org/10.29130/dubited.995420>
- Bayram, E., Kızıl, Ç. and Kuru, Z. 2019. Method for Nitrogen-Doped Graphene Production, Başvuru Numarası: PCT/TR2019/050884, Başvuru Tarihi: 22.10.2019. Tescil Tarihi: 03.07.2020.
- Bedeloğlu, A. ve Taş, M. 2016. Grafen ve Grafen Üretim Yöntemleri. *AKU J. Sci. Eng.* 16: 031203, 544-554. DOI: 10.5578/fmbd.32173.
- Bılgin, S., & Akın, Z. E. 2018. A New Robust Qrs Detection Algorithm In Arrhythmic Ecg Signals. *Mühendislik Bilimleri Ve Tasarım Dergisi*, 6(1), 64-73. <https://doi.org/10.21923/jesd.391625>
- Böyükbayram, A. E. 2020. Enzyme Immobilization Onto Carbon Fiber Electrodes by Electrochemical Polymerization. *Karaelmas Fen ve Mühendislik Dergisi*, 10(1), 82-87.
- Cuhadaroğlu, A.D. ve Kara, E. 2018. Grafit: Bir Genel Değerlendirme. *Teknik Bilimler Dergisi*, 8(1), 14-33.
- Çelik, S., Büyükkabasakal, K., Deniz, A., Açıkbaş, Y., vd. 2020. Grafen Kaplı Kimyasal Sensörlerin Şişme Davranışları ve Matematiksel Modelleme. *Selçuk Üniversitesi Fen Fakültesi Fen Dergisi*, 46(2), 110-117. <https://doi.org/10.35238/sufefd.806837>
- Demir, Ç., Akgöz, B., Erdiñç, M. C., Mercan, K., vd. 2017. Elastik Bir Malzeme İle Temas Halinde Olan Grafen Tabakanın Titreşim Hesabı. *Gazi Üniversitesi*

- Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 32(2).
<https://doi.org/10.17341/gazimmfd.322182>.
- Demirci, O. 2024. Elektrokardiyografi (EKG) Sinyallerinin Ölçümü ve Analizi. Celal Bayar Üniversitesi 22. Bilim ve Bahar Şenliği. Bilim Projeleri Yarışması. Mühendislik Bilimleri. chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/http://yucelkocyigit.cbu.edu.tr/EKG%20sinyallerinin%20Analizi.pdf. Erişim:14.06.2024
- Doğan, H. Ö., Öznülüer, T. ve Demir, Ü. 2018. Fotovoltaik İnce Film Olarak Elektrokimyasal Depozit Edilmiş Cu-Grafen ve Cu₂O-Grafen Nanokompozitler. *Journal of the Institute of Science and Technology*, 8(3), 201-209. <https://doi.org/10.21597/jist.458627>
- Doğan, U. ve Atay, E. 2018. İlk ve Acil Yardım Programı Öğrencilerine Verilen Temel Ekg Eğitiminin Sonuçlarının Değerlendirilmesi. *Hastane Öncesi Dergisi*, 3(2), 81-89.
- Edwards, R.S. and Coleman K.S. 2013. Graphene synthesis: relationship to applications. *Nanoscale*, (5), 38-51. DOI <https://doi.org/10.1039/C2NR32629A>
- Engin, M. 2002. Bispectral Analysis of ECG-Late Potentials. *Journal of Polytechnic*, 5(3):217-220.
- Erdem, A. ve Yazıcı, M. 2012. The Cardiac Electrophysiologic Study. *Abant Medical Journal*, 1(2):99-103. Doi: 10.5505/abantmedj.2012.03521.
- Erdoğan, A., Ouellette, D., & Çolpan, C. Ö. 2018. Gövde Boru Tipi Isı Değiştiricisinin Comsol Multiphysics Programında Sayısal Modellenmesi. *Mühendis Ve Makina*, 59(692), 1-16.
- Export 2022.
https://2016.export.gov/industry/health/healthcareresourceguide/eg_main_124557.asp.
- Fidan, U., Ergün, U. ve Süzme, K. 2016. HL7 Standardına Uygun HBYS Entegrasyonu: Fizyolojik İşaretleri (EKG, EMG ve Spirometre) Depolama Ve Raporlama. *Engineering Sciences. (NWSAENS)*, 1A0362, 11(2): 54-62. <http://dx.doi.org/10.12739/NWSA.2016.11.2.1A0362>
- Fortunebusinessinsights 2022. <https://www.fortunebusinessinsights.com/industry-reports/medicaldevices-market-100085>.
- Gözüören, Y. and Cıngı, C.Ç. 2020. Evaluation of ECG and EMG Findings in Dogs Undergoing Abdominal Ultrasonography. *Kocatepe Veterinary Journal*, 13(3), 248-253.
- Gültekin, B. C. 2021. İndirgenmiş Grafen Oksit ile Kaplanan Pamuk Kumaşın Elektriksel İletkenlik ve Haslık Özelliklerinin İncelenmesi. *International Journal of Advances in Engineering and Pure Sciences*, 33(1), 39-46. <https://doi.org/10.7240/jeps.688586>.
- Günay, Ş., Hamidi, M. ve Baran, İ. 2013. Çarpıntı ve/veya Senkop Şikayeti ile Başvuran Hastaların Elektrofizyolojik Çalışma ile Değerlendirilmesi: 10 Yıllık Tecrübemiz. *Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 39(3):153-156.

- Harputlu, E. 2021. Yüksek iletkenliğe sahip farklı üç boyutlu grafen hidrojellerin hazırlanması. Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 10(1), 420-425. <https://doi.org/10.28948/ngumuh.742883>.
- İlhan, İ. 2017. "Mobil cihaz kontrollü EKG holteri", *DÜMF MD*, c. 8, sy. 1, ss. 101–110.
- İstanbulu, M., and Avcı, M. 2020. Evaluation of CNT/MOSFET Based Active Electrode with ECG, EMG, and EEG Signals. Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi, 35(3), 699-710. <https://doi.org/10.21605/cukurovaummfd.846673>
- Karaboduk, K. 2019. Voltammetric Determination of Rutin by Using Disposable Pencil Graphite Electrode. Erzincan University Journal of Science and Technology, 12(1), 158-169. <https://doi.org/10.18185/erzifbed.432836>
- Karal, Ö. 2018. EKG verilerinin destek vektör regresyon yöntemiyle sıkıştırılması. Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 33(2), 743-756. <https://doi.org/10.17341/gazimmfd.416527>
- Karlı, P.B., Karaahmet, Ö.Z., Ünlü, E., Gürçar, E. ve Çakıcı, F.A. 2017. Siyatik sinir yaralanmalarında etiyolojik faktörler ile elektrofizyolojik bulguların değerlendirilmesi. Ege Journal of Medicine,; 56(3):124-127.
- Kodal Sevindir, H., Çetinkaya, S., & Yazıcı, C. 2018. Makine öğrenmesi algoritmaları ve dalgacık dönüşümü ile EKG sinyalinde özellik çıkarmı. Balıkesir Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 20(1), 94-109. <https://doi.org/10.25092/baunfbed.413705>
- Kurt, İ., Şahin, A., Şavk, E. ve Demirkam, S. 2010. Olgu Sunumu: Yoğun Bakım Ünitesinde EK Elektrotuna Bağlı Kontakt Dermatit. *ADÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 11(3): 21-23.
- Liu, Y., Ge, X. and Li, J. 2020. Graphene lubrication. Applied Materials Today (20). 1-31. <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2020.100662>
- Mert, A., Kılıç, N., Akan, A. 2012. Geliştirilmiş Morfolojik Öznitelikler Kullanılarak EKG Sinyal Analizi. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları Sempozyumu, 3-4 Temmuz, Trabzon
- Nagendra, H., Mukherjee, S. and Kumar, V. 2011. Application of Wavelet Techniques in ECG Signal Processing: An Overview. International Journal of Engineering Science and Technology (IJEST). 3(10), 7432-7443.
- Özseven, T. 2024. Comparative Performance Analysis of Time-Frequency Domain Images and Raw Signal Data for Classification of ECG Signals. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 12(2), 745-761. <https://doi.org/10.29130/dubited.1236072>.
- Öztürk Doğan, H., Kurt Urhan, B., & Öznülüer Özer, T. 2019. PbO-Grafen Elektrot Yüzeyinde Askorbik Asit ile Dopaminin Eşzamanlı Elektrokimyasal Tespiti. Gümüşhane Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi, 9(4), 742-750. <https://doi.org/10.17714/gumusfenbil.520362>
- Pan, J., Tompkins, W.J. 1985. "A Real-Time QRS Detection Algorithm," in IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-32, no. 3, pp. 230-236, March. doi: 10.1109/TBME.1985.325532

- Pryor, R.W. 2011. Multiphysics modeling using COMSOL : a first principles approach. Jones and Bartlett Publishers. 852 p. ISBN-13: 978-0-7637-7999-3
- Qiao, Q., Liu, C., Wei, G. and Huang, L. 2019. Graphene oxide model with desirable structural and chemical properties. Carbon (143), 566-577
- Satija, H. and Hu, F.B. 2018. Plant-based diets and cardiovascular health. Trends in Cardiovascular Medicine. 28(7), 437-441.
- Sayın, H., Salman, O. K. M., Aksoy, B., Köse, U. 2020. EKG Sinyallerini kullanarak Kalp Ritimlerinin Yapay Zekâ ile Sınıflandırılması. Düzce Üniversitesi Bilim Ve Teknoloji Dergisi, 9(1), 7-15. <https://doi.org/10.29130/dubited.824362>
- Temur Ergan, B. 2020. Geliştirilmiş mikrodalga sisteminin elastik poliüretan köpüğünün geri dönüşümüne etkisi. Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 35(2), 651-662. <https://doi.org/10.17341/gazimmfd.502413>
- Tepe C, Sezgin H. 2024. EKG Sinyallerinde Gürültü Gidermede Ayrık Dalgacık Dönüşümünde Farklı Ana Dalgacıkların Ve Ayrıştırma Seviyelerinin Karşılaştırılması. [chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.emo.org.tr/ekler/48132c7802e7bad_ek.pdf](https://www.emo.org.tr/ekler/48132c7802e7bad_ek.pdf). Erişim Tarihi: 15.06.2024.
- Thinktech 2022. https://thinktech.stm.com.tr/uploads/raporlar/pdf/3012201912238665_stm_grafen_teknolojisi_ve_savunma.pdf.
- Tur, E. 2023. Fatigue Analysis of an Aerospace Elastoplastic Structural Cylindrical Component with Hole under Cyclic Mechanical Load using COMSOL Multiphysics and Taguchi Method Optimization. Bayburt Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi, 6(2), 151-171. <https://doi.org/10.55117/bufbd.1303228>
- Türk, Ö., Şeker, M. ve Özerdem, M.S. 2020. Hilbert Dönüşümü Kullanılarak EEG İşaretlerinden Kanal Bazlı Şizofren Hastalığının Tespiti. Türkiye Bilişim Vakfı Bilgisayar Bilimleri ve Mühendisliği Dergisi, 13(2):78-86.
- Türkcan, J. H., Özdemir, O. K., & Saraç, M. F. 2022. Grafen Oksit Takviyesinin AA1050 Metal Matrisli Kompozitlerin Elektriksel Direnç ve Korozyon Özelliklerine Etkisi. Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 10(4), 1272-1277. <https://doi.org/10.21923/jesd.1105487>
- Türker, G.F. ve Güler İ. 2018. Farksal Yalıtılmış EKG Tasarımı ve Uygulaması. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 16(3), 264-268
- Türker, Y.E., Güler, M. ve Yıldız, M.Z. 2017. Gömülü Sistem Tabanlı EKG Holter Cihazının Tasarlanması. APJES 5(3):146-156. DOI: 10.21541/apjes.335275.
- Uçar M.K. 2021. Holter Monitörü İçin Elektrokardiyografi Sinyali Tabanlı Yeni Bir Kan Basıncı Hesaplama Yöntemi. 9. International Symposium on Innovative Technologies in Engineering and Science. 15-17 October. Sakarya-Turkey.
- Uyular, Ç., Ergüzel, T.T., Tarhan, N. 2019. Elektroensefalografi Tabanlı Sinyallerin Analizinde Derin Öğrenme Algoritmalarının Kullanılması. The Journal of Neurobehavioral Sciences. 6(2): 108-124.

- Uzunhisarcıklı, E., Çetinkaya, M.B., Fidan, U. ve Çalışkuşu, İ. 2019. Investigation of EMG Signals in Lower Extremity Muscle Groups During Robotic Gait Exercises. *European Journal of Science and Technology*, Special Issue, pp. 109-118.
- Ünal, O., Ünal, A., Çetin, A.S., Aydemir, E., Bayram, E., Kızıl, Ç. 2020. Grafen Oksit (GO), Azot Katkılanmış Grafen Oksit (NGN-OKSİT) ve Azot Katkılanmış Grafen (NGN)'in Antikanser Etkilerinin Araştırılması. *Erciyes University Journal of Institute of Science and Technology* 36 (2):193-203.
- Yarar Kaplan, B. 2021. Polimer Elektrolit Membranlı (PEM) Yakıt Pilleri İçin İndirgenmiş Grafen Oksit-Karbon Nanofiber Hibrit Destekli Platin Elektrokatalizörlerinin Geliştirilmesi. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 26(2), 365-378. <https://doi.org/10.17482/uumfd.790349>
- Yılmaz, H., Altın, Y., & Bedeloğlu, A. 2021. Grafen Takviyeli Epoksi Nanokompozitlerin Özelliklerinin İncelenmesi. *Politeknik Dergisi*, 24(4), 1719-1727. <https://doi.org/10.2339/politeknik.689424>.
- Zan, R., Altuntepe, A., Erkan, S., Seyhan, A. 2022. Nitrojen Katkılı Grafen Film Sentezi ve Karakterizasyonu. *Politeknik Dergisi*, 25(2), 667-673. <https://doi.org/10.2339/politeknik.830591>

8. EKLER

Ek 1. Arduino Kodları:

```
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
  pinMode(10, INPUT); // LO +  
  pinMode(11, INPUT); // LO -  
}  
  
void loop() {  
  if((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1)){  
    Serial.println('!');  
  }  
  else{  
    for(int i=1;i<=12000;i++) {  
      Serial.println(analogRead(A0));  
      //delay(1);  
    }  
  }  
  delay(20000);  
}
```

Ek 2- MATLAB analiz kodları

```

% Dosya isimlerini ve yolunu tanımla
file_paths = {
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\normal.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\kf1.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\isj2.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\tgj3.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\gisj4.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\gpüis5.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\grafenpüiseski6.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\grafitpüiseski7.txt',
    'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\grafenpü8.txt'
};

% Örnekleme frekansı (200 Hz)
fs = 200;

% Bandpass filtreleme parametreleri
f1 = 5; % Düşük kesme frekansı
f2 = 15; % Yüksek kesme frekansı
[b, a] = butter(1, [f1 f2] / (fs / 2), 'bandpass');

% Tek grafik oluştur
figure;
hold on;

for i = 1:length(file_paths)
    % Veri dosyasını oku
    veri = dlmread(file_paths{i});
    n = length(veri); % Veri noktalarının sayısı
    zaman = (0:1/200:(n-1)/200)'; % Zamanı oluştur (her veri arasında 5 ms)

    % Adım 1: Bandpass Filtreleme (5-15 Hz)
    filtered_ecg = filtfilt(b, a, veri);

    % Adım 2: Türev Alma
    diff_ecg = diff(filtered_ecg);

    % Adım 3: Karesini Alma
    squared_ecg = diff_ecg.^ 2;

    % Adım 4: Hareketli Ortalama Entegrasyonu
    window_size = round(0.150 * fs); % Pencere boyutu 150 ms
    integrated_ecg = filter(ones(1, window_size) / window_size, 1, squared_ecg);

    % Adım 5: Eşik Belirleme
    threshold = 0.5 * max(integrated_ecg); % Örnek eşik değeri

```

```
qrs_peaks = find(integrated_ecg > threshold);

% Zirve konumlarını rafine et
min_distance = round(0.2 * fs); % Zirveler arasında minimum mesafe (200 ms)
qrs_peaks_refined = qrs_peaks([true; diff(qrs_peaks) > min_distance]);

% Eğer qrs_peaks_refined 28 adet zirve içeriyorsa, 28. zirveyi çiz
if length(qrs_peaks_refined) >= 28
    % Filtrelenmiş sinyali 28. QRS zirvesi etrafında çiz
    start_idx = max(qrs_peaks_refined(28) - 100, 1); % 28. zirveden 100 örnek önce
    end_idx = min(qrs_peaks_refined(28) + 100, length(filtered_ecg)); % 28. zirveden
    100 örnek sonra
    plot(filtered_ecg(start_idx:end_idx));
else
    warning('File %d does not have 28 QRS peaks', i);
end
end

title('Filtered ECG around 28th QRS peak for each file');
xlabel('Samples');
ylabel('Amplitude');
legend(file_paths, 'Interpreter', 'none'); % Dosya isimlerini legend olarak kullan
hold off;
```

Ek 3. Kontrol grubu sinyali ile diğer sinyallerin ikiyeşerli olarak maksimum korelasyon değerlerinin bulunduğu ve her bir sinyalin tepeden tepeye genlik değerinin hesaplandığı kodlar.

```
% Verileri dosyadan oku ve kontrol et
filename1 = 'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\normal.txt';
filename2 = 'C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\tgj3.txt';

% Dosyaların mevcut olup olmadığını kontrol et
if exist(filename1, 'file') ~= 2
    error('Dosya bulunamadı: %s', filename1);
end

if exist(filename2, 'file') ~= 2
    error('Dosya bulunamadı: %s', filename2);
end

% İki farklı sinyalin verilerini yükle
veri1 = dlmread(filename1);
veri2 = dlmread(filename2);
fs = 200; % Hz
peak_to_peak_amplitude1 = max(veri1) - min(veri1);
peak_to_peak_amplitude2 = max(veri2) - min(veri2);
fprintf('Tepe-Tepe Amplitüd:\n');
fprintf('Sinyal 1 - Peak-to-Peak Amplitude: %.2f\n', peak_to_peak_amplitude1);
fprintf('Sinyal 2 - Peak-to-Peak Amplitude: %.2f\n', peak_to_peak_amplitude2);
[crossCorr, lags] = xcorr(veri1, veri2);
crossCorr = crossCorr / (norm(veri1) * norm(veri2));
figure;

plot(lags/fs, crossCorr);
title('Çapraz Korelasyon Katsayıları');
xlabel('Gecikme (saniye)');
ylabel('Korelasyon Katsayısı');
grid on;

[maxCorr, idx] = max(crossCorr);
maxLag = lags(idx) / fs;

fprintf('Maksimum Korelasyon Katsayısı: %.3f\n', maxCorr);
fprintf('İlgili Gecikme: %.3f saniye\n', maxLag);
```

Ek 4. MSE ve CosSim değerlerinin hesaplandığı kodlar

```
% İlk dosyadan ve ikinci dosyadan verileri oku
veri1 = dlmread('C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\normal.txt');
veri2 = dlmread('C:\Users\user\Desktop\verilerek\veri\tgj3.txt');

% Veri setlerinin boyutlarını eşitle
min_uzunluk = min(length(veri1), length(veri2));
veri1 = veri1(1:min_uzunluk);
veri2 = veri2(1:min_uzunluk);

% Mean Squared Error (MSE) hesapla
mse_deger = mean((veri1 - veri2).^2);

% Cosine Similarity hesapla
cos_sim = dot(veri1, veri2) / (norm(veri1) * norm(veri2));

disp(['Mean Squared Error (MSE): ', num2str(mse_deger)]);
disp(['Cosine Similarity: ', num2str(cos_sim)]);
```

ÖZGEÇMİŞ

Betül ÜNAL

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2021-2024	Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans	Akdeniz Üniversitesi
2016-2021	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Araştırma Görevlisi	Akdeniz Üniversitesi
2023-Devam Ediyor	Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Antalya