T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROKARDİYOGRAM ve SİSMOKARDİYOGRAM SİNYALLERİNİN TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİYLE MODELLENMESİ

Emir HARDAL

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi İNCİ ZAİM GÖKBAY

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2019

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROKARDİYOGRAM ve SİSMOKARDİYOGRAM SİNYALLERİNİN TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİYLE MODELLENMESİ

Emir HARDAL

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi İnci ZAİM GÖKBAY

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2019

Bu çalışma, 17.11.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Programı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi



Dr. Öğr. Üyesi İnci ZAİM GÖKBAY (Danışman)
İstanbul Üniversitesi
Enformatik Enstitüsü



Doç. Dr. Aysel ERSOY YILMAZ
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi



Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Naci ÜNAL
Bahçeşehir Üniversitesi
Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi

ÖNSÖZ

Öncelikle, yürümek istediğim yolda araştırma serüvenim boyunca, kendisini tanıdığım günden beri benim için bir danışmandan çok daha fazlasını ifade eden pek değerli hocam, yol göstericim ve karşıma çıkan engelleri aşmamı sağlayan Dr. Öğr. Üyesi İnci ZAİM GÖKBAY'a yaşam boyu minnettarlığımı ve sadakatimi sunarım. Ayrıca, birlikte çalışma fırsatı bulduğumuz birkaç yıl boyunca öğrencisi olmaktan gurur ve sevinç duyduğum, beni Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı'na kabul eden Prof. Dr. Aydın AKAN'a bana katkıları için ve kariyeri boyunca yaptığı akademik çalışmalarla bu tez çalışması dahil olmak üzere yolumuza ışık tutan, tanımaktan onur duyduğum Prof. Dr. Sıddık YARMAN'a saygı, sevgi ve şükranlarımı sunarım.

Lisans hayatımın başından beri can yoldaşım olan pek kıymetli dostum ve zorlandığım anlarda kritik dokunuşlarıyla her daim ilham kaynağım olan Erdem ERDOĞAN'a, yine lisans eğitimimden beri bugünlere gelmemde emeği olan ve ihtiyacım olan her konuda desteğini hiçbir zaman esirgemeyen çok sevdiğim hocam Doç. Dr. Tolga BİRKANDAN'a ve de son olarak, uzun yıllar bütün akademik çabalarımda kendilerine ayıramadığım ve çalışmak zorunda olduğum tüm vakitleri hoş gören ve beni usanmadan her şartta destekleyen aileme ve dostlarıma teşekkürü borç bilirim.

Tez çalışmasının tamamlanmasına çok az zaman kala, yazdığımız MATLAB kodlarını kontrol ederek daha iyi performans alabilmemiz için çok değerli tavsiyeler veren RFT Araştırma'dan Osman KORKMAZ'a ve eski bir mensubu olduğum Delta Trade Company'nin Genel Müdür Yardımcısı Recep GÜLÜCÜ'ye daha rahat çalışabilmem amacıyla verdiği maddi-manevi destek için özel olarak teşekkür ederim.

29 Ekim 2019 Emir HARDAL

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ……..iv

İÇİNDEKİLER……v

ŞEKİL LİSTESİ……..vii

TABLO LİSTESİ……ix

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ……x

ÖZET……...xii

SUMMARY……xiii

1. GİRİŞ……..1

2. GENEL KISIMLAR……3

2.1. ELEKTROKARDİYOGRAM…….3

2.1.1. Elektrokardiyogram Düzlemleri……4

2.1.2. Einthoven Üçgeni……..5

2.1.3. Derivasyonlar…….5

2.1.3.1. *Standart Bipolar Derivasyon*……..5

2.1.3.2. *Ünipolar Derivasyon*……...5

2.1.3.3. *Kuvvetlendirilmiş Derivasyon*…….6

2.1.4. EKG Ölçüm Düzeni……...7

2.1.4.1. *Elektrotlar*.....……..8

2.1.4.2. *Koruma, Yalıtım ve Arıza Sezme Ünitesi*.....8

2.1.4.3. *Bağlantı Seçme Ünitesi*.....8

2.1.4.4. *Ayar Devresi*.....8

2.1.4.5. *Ön (Tampon) Kuvvetlendirici*……..9

2.1.4.6. *Sürücü Kuvvetlendiricisi*…….9

2.1.4.7. *Gösterge ve Kayıt Düzenleri Ünitesi*……...9

2.2. SİSMOKARDİYOGRAM……...9

2.2.1. Sismokardiyogram Eksenleri ve Ölçüm Teknikleri……12

2.2.2. Elektrokardiyogram ve Sismokardiyogram Sinyalleri Arasındaki İlişki..17

2.3. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI……..19

2.3.1. Tez Çalışmasının Amacı……..21

İÇİNDEKİLER (Devam)

Sayfa No

3. MALZEME VE YÖNTEM…….23

3.1. TANIM (İMZA) TEMELLİ VERİ İŞLEME YÖNTEMLERİNE GENEL BAKIŞ……...23

3.2. TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİ İLE BİYOSİNYALLERİN MODELLENMESİ……...23

3.2.1. Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin Tanımlanması……..24

3.2.2. Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması……..24

3.3. EKG VE SKG VERİ TABANI……...29

3.3.1. Kullanılan Veri Tabanının Antropometrik Özellikleri…….29

3.4. VERİ TABANININ TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİYLE ANALİZİ……...31

3.4.1. Uygulanan Ön İşlemler……31

3.4.2. Kullanılan Algoritmalar……...32

4. BULGULAR……35

5. TARTIŞMA VE SONUÇ……48

KAYNAKLAR……51

EKLER……57

EK 1. DENEYLERDE ELDE EDİLEN TÜM SONUÇLAR…….57

ÖZGEÇMİŞ……98

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Normal EKG Sinyali……...3

Şekil 2.2: Kardiyak Vektörünün İzdüşürüldüğü Eksenler ve Bulundukları Düzlemler……...4

Şekil 2.3: Einthoven Üçgeni……5

Şekil 2.4: Bipolar Standart Derivasyonda Elektrot Bağlanış Şekli……..6

Şekil 2.5: Unipolar Standart Derivasyonda Elektrot Bağlanış Şekli……6

Şekil 2.6: Kuvvetlendirilmiş Derivasyonda Sırasıyla aVR, aVL, aVF Ölçümlerinde Elektrotların Bağlanış Şekli……...7

Şekil 2.7: EKG Cihazı Blok Diyagramı……...8

Şekil 2.8: Normal bir SKG Sinyalinin Morfolojisi……10

Şekil 2.9: 1961 – 2013 Yılları Arasında Sismokardiyografi Alanında Yapılan Yayın Sayısının Yıllara Göre Değişimi……..11

Şekil 2.10: Sismokardiyogram Ölçüm Eksenleri……..12

Şekil 2.11: Ortalama SKG Dalga Formları ve Eşzamanlı Ölçülmüş EKG Sinyali……13

Şekil 2.12: Elektrokimyasal İvmeölçer……14

Şekil 2.13: Sismokardiyogram Ölçümü Yapılan Bir Sistemin Blok Diyagramı……14

Şekil 2.14: Kayıt Tutucu, Hafıza Kartı, EKG Elektrotları ve İvmeölçer Sensörü İçeren SKG Sistemi……....15

Şekil 2.15: Eşzamanlı EKG-SKG-Respirasyon Ölçümü Yapılabilen Bütünleşik Bir Sistemin Blok Diyagramı……..16

Şekil 2.16: Akıllı Telefon ile Alınan SKG Ölçümü……...16

Şekil 2.17: Eşzamanlı EKG-SKG Ölçümünde Sinyaller Arası İlişki……17

Şekil 2.18: Egzersiz Öncesi ve Sonrası EKG-SKG Ölçümlerinin Karşılaştırması……18

Şekil 4.1: 1.Katılımcı için Orijinal EKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali……36

Şekil 4.2: 1.Katılımcı için Orijinal SKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş SKG Sinyali……37

ŞEKİL LİSTESİ (Devam)

Sayfa No

Şekil 4.3: 3.Katılımcı için Orijinal EKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali……37

Şekil 4.4: 3.Katılımcı için Orijinal SKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş SKG Sinyali……38

Şekil 4.5: 1.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş EKG Sinyali……40

Şekil 4.6: 1.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş SKG Sinyali……41

Şekil 4.7: 3.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş EKG Sinyali……41

Şekil 4.8: 3.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş SKG Sinyali……42

Şekil 4.9: 1.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş EKG Sinyali……43

Şekil 4.10: 1.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş SKG Sinyali……..43

Şekil 4.11: 3.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş EKG Sinyali……..44

Şekil 4.12: 3.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş SKG Sinyali……..44

Şekil 4.13: 4.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş SKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş EKG Sinyali ……45

Şekil 4.14: 4.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş EKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş SKG Sinyali ……46

Şekil 4.15: 5.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş SKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş EKG Sinyali ……46

Şekil 4.16: 5.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş EKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş SKG Sinyali ……47

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: EKG ve SKG Ölçüm Sistemlerinin Karşılaştırması……12

Tablo 3.1: Ölçüm Alınan Katılımcıların Cinsiyetleri ve Fiziksel Özellikleri……30

Tablo 3.2: Katılımcıların Ölçüme Tabi Tutulduğu Süreler……...30

Tablo 3.3: Kullanılan Veri Tabanı ile Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması için Kullanılan 1.Algoritma…….33

Tablo 3.4: Oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Sinyallerin Yeniden Elde Edilmesi için Kullanılan 2.Algoritma…….34

Tablo 4.1: Deneye Tabi Tutulan Katılımcıların EKG ve SKG Sinyallerinin Ön İşlem Öncesi ve Sonrası SNR Değerleri……...35

Tablo 4.2: 1. ve 3.Katılımcılar için İlk Yaklaşım Bloğu Sonundaki Hata Değerleri……..38

Tablo 4.3: 1. ve 3.Katılımcılar için İkinci Yaklaşım Bloğu Sonundaki Hata Değerleri……39

Tablo 4.4: 1. ve 3.Katılımcılar için Üçüncü Yaklaşım Bloğu Sonundaki Hata Değerleri……40

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler		Açıklamalar
mV	**:**	Milivolt
Hz	**:**	Hertz
$\boldsymbol{x}$	**:**	Ayrık Zaman Sinyali
$\boldsymbol{X}$	**:**	Çerçeve Vektörü
$\boldsymbol{\alpha}$	**:**	Zarf Vektörü
$\boldsymbol{\varphi}$	**:**	Temel Tanım Vektörü
$\boldsymbol{C}$	**:**	Çerçeve Ölçekleme Katsayısı
$\boldsymbol{\epsilon}$	**:**	Hata Vektörü
$\boldsymbol{M}$	**:**	Çerçeve Matrisi
$\boldsymbol{N}$	**:**	Özgün Sinyaldeki Örnek Sayısı
$\boldsymbol{L_F}$	**:**	Çerçeve Örnek Uzunluğu
$\boldsymbol{N_F}$	**:**	Ana Çerçeve Vektörü Toplam Çerçeve Sayısı
$\boldsymbol{R}$	**:**	Özilinti (Otokorelasyon) Matrisi
$\boldsymbol{\phi}$	**:**	Özvektör
$\boldsymbol{\lambda}$	**:**	Özdeğer
$\boldsymbol{A}$	**:**	Köşegen Zarf Matrisi
$\boldsymbol{V}$	**:**	Tanım Vektörü
$\boldsymbol{\rho}$	**:**	Pearson Özilinti (Otokorelasyon) Katsayısı
$\boldsymbol{dB}$	**:**	Desibel

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ (Devam)

Kısaltmalar		Açıklamalar
BKG	**:**	Balistokardiyogram
EKG	**:**	Elektrokardiyogram
SKG	**:**	Sismokardiyogram
WHO	**:**	World Health Organization (Dünya Sağlık Örgütü)
PİK	**:**	Pearson İlinti Katsayısı
FFT	**:**	Fast Fourier Transform (Hızlı Fourier Dönüşümü)
SI-SKG	**:**	Superior-Inferior Sismokardiyogram
DV-SKG	**:**	Dorso-Ventral Sismokardiyogram
SD-SKG	**:**	Sinistro-Dexter Sismokardiyogram
SNR	**:**	Signal-to-Noise Ratio (Sinyal/Gürültü Oranı)
RMS	**:**	Root-Mean-Square (Karekök Ortalama)
PRD	**:**	Percentage Root-Mean-Square Diff. (Karekök Ortalama Fark Yüzdesi)

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTROKARDİYOGRAM ve SİSMOKARDİYOGRAM SİNYALLERİNİN TEMEL TANIM ve ZARF VEKTÖRLERİYLE MODELLENMESİ

Emir HARDAL

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi İnci ZAİM GÖKBAY

Kardiyovasküler sistem rahatsızlıklarının, ciddi bir ölüm sebebi olduğu günümüzde, erken teşhis yöntemleri oldukça önem arz etmektedir. Kişilerin, bir sağlık kuruluşuna başvurmadan önce öykülerinin sağlıklı bir şekilde analizi, sağlık profesyonellerine etkin bir teşhis ve tedavi imkânı sağlar. Bu doğrultuda, bu tez çalışmasının konusu, klinik olmayan ortamda elde edilebilen ve mekanik olarak ölçülen SKG verilerinin, referans ölçüm sistemi olan EKG verileriyle kıyaslanmasıdır. Çalışmada, önce EKG ve SKG kavramları incelenmiş ve literatür çalışmalarına değinilmiştir. Ardından veriler temel tanım ve zarf vektörleriyle modellenerek orijinal sinyallerle kıyaslanmıştır.

Ekim 2019, 98 Sayfa.

Anahtar kelimeler: Elektrokardiyogram, sismokardiyogram, temel tanım ve zarf vektörleri

SUMMARY

M. Sc. THESIS

MODELING of ELECTROCARDIOGRAM and SEISMOCARDIOGRAM SIGNALS USING PREDEFINED SIGNATURE and ENVELOPE SETS

Emir HARDAL

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Biomedical Engineering Department

Supervisor: Assist. Prof. Dr. İnci ZAİM GÖKBAY

Cardiovascular diseases today are the leading cause of death across the globe. For this reason, it is obvious that monitoring vital signs and cardiorespiratory activities should have priorities in developing medical technologies. When it comes to prevent heart diseases at early stages, long-term home monitoring keeps dramatically getting importance in recent years. Non-invasive and inconspicuous sensing techniques offer inexpensive, easy ways to allow screening vital body parameters and present preliminary data to physicians before clinical measurements are accomplished. In this study, ECG and SCG signals were modeled with a relatively novel method which is called predefined signature and envelope vector sets. After that, the reconstructed signals were compared to original signals.

October 2019, 98 Pages.

Keywords: Electrocardiogram, seismocardiogram, predefined signature and envelope sets.

1. GİRİŞ

Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'nün verilerine göre [1] kardiyovasküler sistem rahatsızlıkları, toplumda en başta gelen ölüm sebebi olmakla birlikte, 2015 yılı içinde dünya genelinde toplamda 17,7 milyon kişinin ölümüne sebep olmuştur. Bu bilgiler, hayati vücut sinyallerinin izlenmesine, tıp teknolojilerinin geliştirilmesinde öncelik verilmesi gerekliliğine ilişkin önemi ortaya koymaktadır. Söz konusu, kalp rahatsızlıklarının erken teşhisi ve önlenmesi olduğunda, uzun süreli izleme yöntemleri son yıllarda gün geçtikçe popülerlik kazanmaktadır. Hastalık tedavilerinin ekonomik koşullarıyla karşılaştırıldığında, girişimsel olmayan ve izlemeyi gerçekleştirirken fark edilmeyen algılama teknikleri tıp dünyasına kalp ritmi, nefes alış-verişi, kan basıncı gibi hayati vücut verilerinin elde edilmesi ve klinikte uzmanlar tarafından yapılacak ölçümlerden önce ön değerlendirilmesi konularında ucuz ve kolay alternatifler sunmaktadır [2].

Sismokardiyografi ve balistokardiyografi, son yıllarda klinik olmayan ortamlarda kalbin sismik aktivitelerini izlemek ve ölçmek üzere kullanılan, düşük maliyetli yöntemler olarak kabul edilmektedir [3]. Sismokardiyogram, kalp atışlarını müteakiben vücutta göğüs kafesi etrafında oluşan titreşimleri temsil ederken, balistokardiyogram ise kan akışının kalbin sol karıncığından ana atar damara doğru hareket ederken meydana getirdiği balistik geri tepme kuvvetinin ölçüsünü ifade eder [4].

Kesin sonuçlar vermesi dolayısıyla kalbin elektriksel aktivitesinin gözlenmesinde genellikle elektrokardiyogram ölçümü tercih edilse de klinik dışı ortamlarda kullanmaya pek elverişli olmaması ve ölçümü gerçekleştirebilmek için vücut üzerine yerleştirilen elektrot ve kablolara ihtiyaç duyulması, elektrokardiyografinin kullanım alanını kısıtlamaktadır. Ancak, sismokardiyogram ve balistokardiyogram ölçümünde sağlanan en büyük avantajlardan biri, ölçüm düzeneği olarak artık gündelik hayatta herkes tarafından oldukça yaygın şekilde kullanılan akıllı telefonların ivme ölçer sensörlerinden bile yararlanılabilmesidir [5]. Günümüz itibariyle, bu sistemlerin geliştirilmesi gereken yönü ve dezavantajı ise elde edilen kardiyogram sinyalinin gürültüye karşı fazlasıyla hassas olmasıdır [2 – 5]. Hali hazırdaki en büyük zorluk – vücudun kendi hareketleri, kalp sesleri, nefes alıp-verme ve postürden bile kolaylıkla

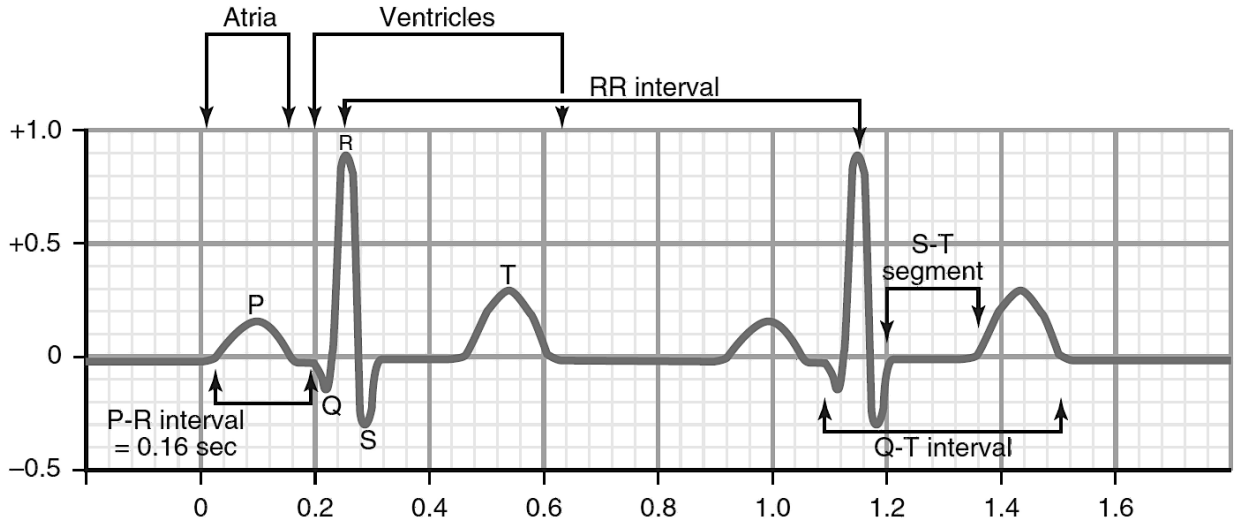
etkilenebilen– bu sinyallerin yüksek doğrulukla elde edilip klinik amaçlarla kullanılabilmesidir [6].

Bu tez çalışmasındaki amaç, elektrokardiyogram ve sismokardiyogram sinyallerini modelleyerek birbirleri arasında çapraz geçişler yapılabilmesi için önemli ve anlamlı bilgi barındıran veri bankalarının elde edilmesidir. Amaç doğrultusunda, gelecek çalışmalarda söz konusu veri bankalarına uygulanabilecek makine öğrenmesi yöntemleriyle, klinik olmayan ortamda elde edilmiş kardiyomekanik sinyaller klinik ortamda tanı ve teşhis amaçlı kullanılmaya uygun hale getirilebilir.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. ELEKTROKARDİYOGRAM (EKG)

Her kalp atışında, kalbi saran dokuları uyaran ve küçük bir kısmı da tüm vücut yüzeyine yayılan elektrik akımının, göğüs kafesi çevresinde cilt yüzeyine, kalbin zıt kutuplarına denk gelecek şekilde yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla toplanarak kaydedilmesiyle oluşan sinyale elektrokardiyogram (EKG) adı verilir [7]. Normal bir EKG sinyal örneği, Şekil 2.1'de gösterilmiştir. EKG sinyallerinin görüntülenmesi ve kaydını sağlayan cihazlara elektrokardiyograf, EKG ile ilgili sistemlerin geneline elektrokardiyografi adı verilir [8].



Şekil 2.1: Normal EKG Sinyali [7].

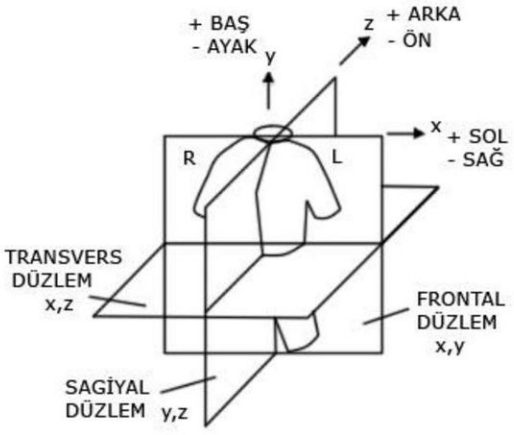
Bir EKG sinyali, temel olarak P-dalgası, QRS-kompleksi ve T-dalgasından oluşur [7]. P-dalgası, kulakçıkların ("atria") kasılmasından önce gerçekleşen depolarizasyon, QRS-kompleksi karıncıkların ("ventricles") kasılmasından önce gerçekleşen depolarizasyon sonucu oluşur [7]. Bu sebeple, P-dalgası ve QRS-kompleksi depolarizasyon dalgaları olarak adlandırılabilir. T-dalgası

ise karıncıkların depolarizasyon safhasının ardından yeniden toparlanma yani repolarizasyonu sonucu oluşur ve repolarizasyon dalgası olarak adlandırılır [7]. İki R dalgası arası uzaklığa RR aralığı veya bir kalp periyodu adı verilir ve bu aralık kalp atış hızının bir göstergesi olarak baz alınır [8].

Vücutta kalp atışlarıyla değişen gerilim farkları, ilk olarak yaklaşık 120 yıl önce A. Waller tarafından vücuda yerleştirilen kılcal elektrometre elektrotlarından alınan ölçümle keşfedilmişti [9]. Fakat o dönemlerde bunun EKG sinyali olduğu bilinmiyordu. Modern anlamdaki ilk EKG sinyali, W. Einthoven tarafından geliştirilen ve Einthoven Galvanometresi olarak da bilinen telli galvanometre ile elde edilmiş ve P, QRS ve T dalgaları Einthoven tarafından adlandırılmıştır [9].

2.1.1. Elektrokardiyogram Düzlemleri

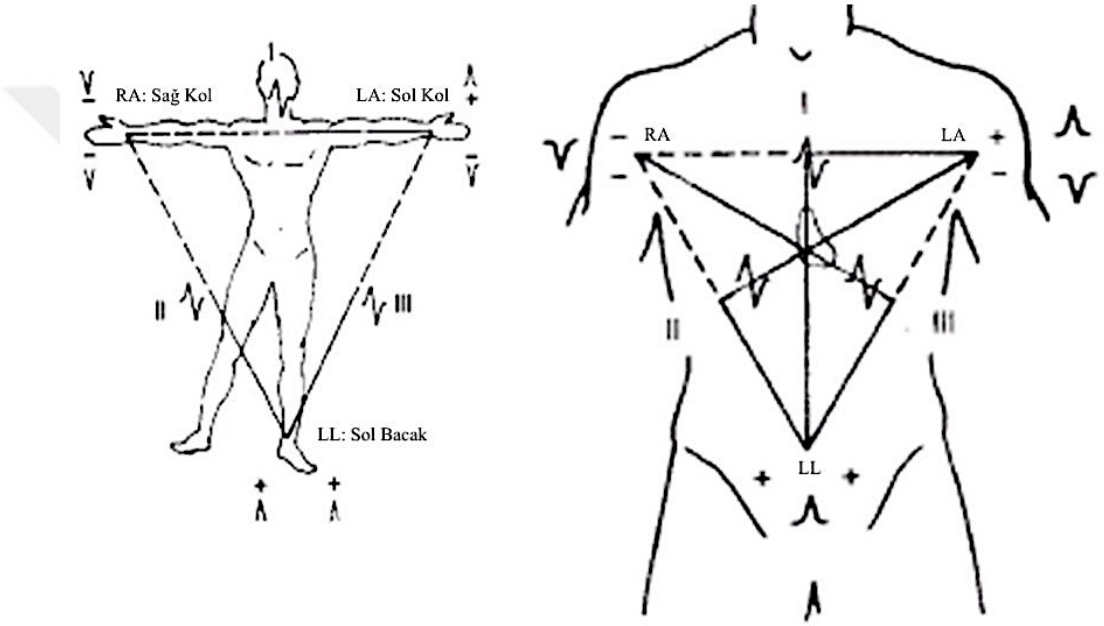
Kalp, gövde içerisine yerleştirilmiş ve uçları arasındaki potansiyel farkı direkt olarak ölçülemeyen bir elektrik jeneratörü olarak düşünüldüğünde, oluşan potansiyel farkların ölçümü ancak gövde üzerinde belirlenmiş noktalar aracılığıyla yapılabilir [10]. Bu sayede, göğüs kafesi içindeki elektriksel aktivite sonucu oluşan kardiyak vektör, referans düzlemler üzerinde bulunan eksenlere izdüşürülebilir [10]. Referans olarak alınan frontal, sagital ve transvers düzlemler ve eşlik eden eksenler Şekil 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.2: Kardiyak Vektörünün İzdüşürüldüğü Eksenler ve Bulundukları Düzlemler [10].

2.1.2. Einthoven Üçgeni

EKG ölçümü yapılırken, kardiyak vektörü izdüşümlerini belirlemek amacıyla frontal düzlemde, kalp çevresinde birbirine 60º'lik açılar yapan eksenlerin oluşturan üçgene Einthoven Üçgeni adı verilir [10]. Bu üçgenin üstteki iki köşesi kolları, alt köşesi ise sol bacağı temsil etmektedir [7]. Einthoven Üçgeni Şekil 2.3'te gösterilmiştir.



Şekil 2.3: Einthoven Üçgeni [11].

2.1.3. Derivasyonlar

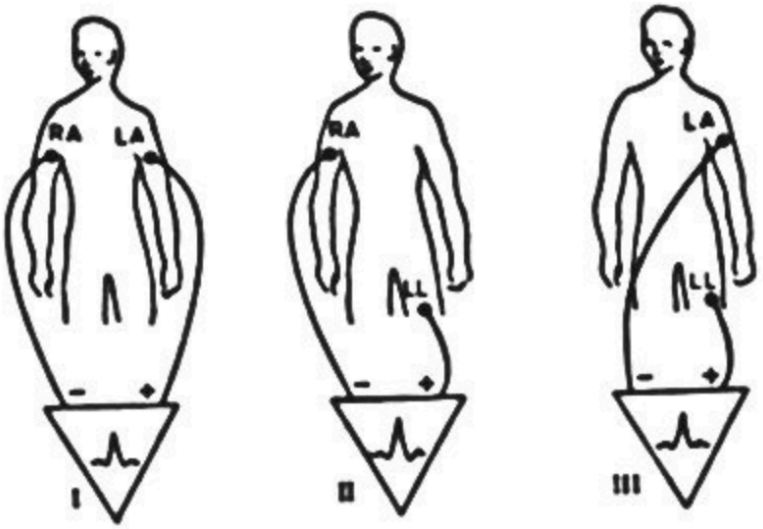
2.1.3.1. Standart Bipolar Derivasyon

Standart Bipolar Derivasyon, Şekil 2.3'te görüldüğü gibi ölçümlerin sırasıyla I (sağ ve sol kol arasında), II (sağ kol ve sol bacak arasında), III (sol kol ve sol bacak arasında) yapıldığı derivasyondur [10]. Elektrotların bağlanışı Şekil 2.4'te verilmiştir.

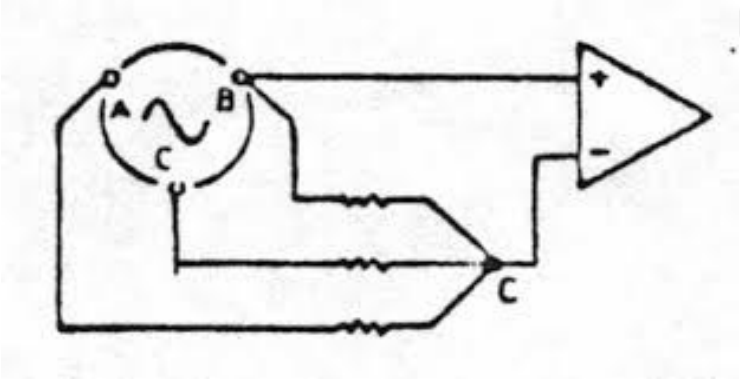
2.1.3.2. Ünipolar Derivasyon

Elektrotların eşit dirençler üzerinden birbirine bağlandığı ve Wilson Noktası olarak adlandırılan bir C noktası ile üçüncü elektrot arasında ölçümün alındığı derivasyon tipi ünipolar derivasyondur [10]. Ölçümler sırasıyla VR (sağ kol ile C noktası arasında), VL (sol kol ile C noktası arasında),

VF (sol bacak ile C noktası arasında) şeklinde adlandırılır. Elektrotların bağlanışı Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



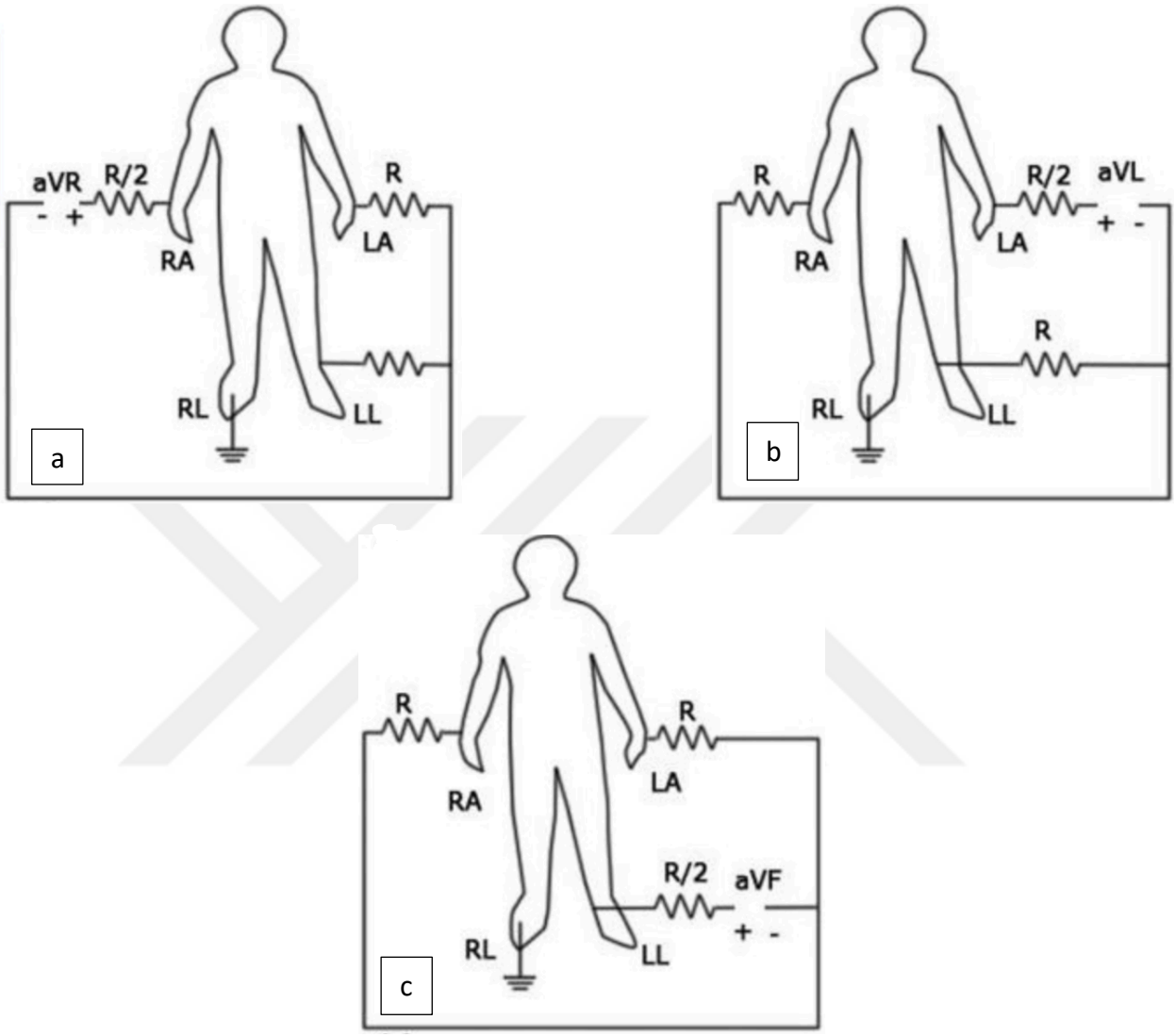
Şekil 2.4: Bipolar Standart Derivasyonda Elektrot Bağlanış Şekli [10].



Şekil 2.5: Unipolar Derivasyonda Elektrot Bağlanış Şekli [10].

2.1.3.3. Kuvvetlendirilmiş Derivasyon

Kuvvetlendirilmiş derivasyonun, ünipolar derivasyona göre farkı, ölçümün alındığı uzva uygulanan direncin, diğer uzuvlardaki dirence kıyasla yarı yarıya azaltılarak elde edilen işaretin genliğinin, ünipolar derivasyona göre %50 oranında artırılmasıdır [10]. Ölçümler sırasıyla, a harfi "augmented" yani kuvvetlendirilmiş anlamında kullanılmak üzere, aVR (sağ kol), aVL (sol kol), aVF (sol bacak) olarak adlandırılır. Elektrotların bağlanışı Şekil 2.6'da gösterilmiştir.

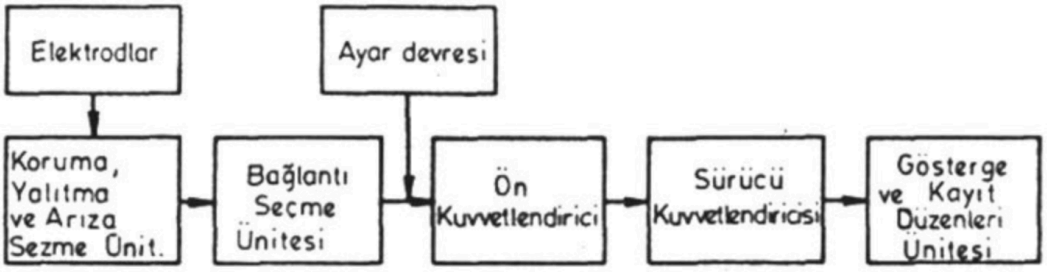


Şekil 2.6: Kuvvetlendirilmiş Derivasyonda Sırasıyla (a) aVR, (b) aVL, (c) aVF Ölçümlerinde Elektrotların Bağlanış Şekli [10].

2.1.4. EKG Ölçüm Düzeni

EKG ölçüm düzenleri elektrokardiyograf olarak adlandırılırlar. Bir elektrokardiyograf yardımıyla kaydedilen grafiğe elektrokardiyogram (EKG) denir. Kayıtlar günümüzde, termal kağıtlara yapıldığı gibi uzun süreli saklamak amacıyla klinik bilgi yönetim sistemleri veri tabanlarına da sayısal olarak kaydedilirler. EKG cihazının basit blok diyagramı Şekil 2.7'de gösterilmiştir [10]. Vücutta göğüs kafesi yüzeyinden elde edilen EKG sinyalleri, frekansları 0,02 – 150 Hz arasında değişen ve genlikleri en fazla 1 – 2 mV olan elektriksel biyo-işaretlerdir [8]. Buna göre, EKG cihazları, belirtilen frekans bandında sinyali yükseltmeli, vücuttaki diğer hareketlerden meydana

gelebilecek yüksek frekans (200 – 1000 Hz) bandındaki sinyalleri ve solunum kaynaklı hareketlerden oluşan çok düşük frekanstaki (0,1 – 0,3 Hz) sinyalleri, ayrıca kaçak olarak karışabilecek şebeke frekansı olan 50 Hz büyüklüğündeki sinyalleri filtreden geçirerek süzmelidir [8].



Şekil 2.7: EKG Cihazı Blok Diyagramı [10].

Şekil 2.7'ye göre bir EKG cihazının bileşenlerine alt başlıklarda kısaca değinilmiştir.

2.1.4.1. Elektrotlar

Kalbin elektriksel aktivitesi sonucunda oluşan iyon akımını, elektrik akımına çeviren dönüştürücülerdir [10].

2.1.4.2. Koruma, Yalıtım ve Arıza Sezme Ünitesi

Yalıtım kısmı, cihazda oluşabilecek ve hasta için tehlikeli olabilecek akımlardan hastayı korur. Koruma kısmı, hasta üzerinde oluşabilecek yüksek gerilimin cihaza zarar vermesini engeller. Arıza sezme kısmı ise elektrot bağlantılarında meydana gelen kopma ve temas kayıplarını kullanıcıya geri bildirir [10].

2.1.4.3. Bağlantı Seçme Ünitesi

Arzu edilen elektrotların seçimini sağlayarak, istenen derivasyonu oluşturur [10].

2.1.4.4. Ayar Devresi

1 mV'luk darbe şeklinde bir sinyali, gerekli ayarların yapılabilmesi için cihazın girişine uygular [10].

2.1.4.5. Ön (Tampon) Kuvvetlendirici

Bu kısım EKG işaretini kuvvetlendirir. Genellikle, EKG kuvvetlendiricilerinin girişleri, yüksek giriş empedanslı olması sağlanarak, çok düşük genlikli EKG sinyallerinin bir de kuvvetlendirici girişinde zayıflamışını engellemek amacıyla tampon kuvvetlendirici olarak tasarlanır [8]. Bu kuvvetlendiriciler, elektrotlarla bağlantı seçme ünitesi arasında, kazançları olan veya olmayan bir empedans çeviricisi olarak davranırlar ve bu sayede derivasyon seçicinin çalışmasının bozulmasını da engellemiş olurlar [8].

2.1.4.6. Sürücü Kuvvetlendiricisi

Bu ünite, EKG sinyallerini, gösterge ve kayıt düzenlerinin bulunduğu üniteyi sürecek seviyeye kadar kuvvetlendirir [10]. Bir önceki ünitenin çıkışındaki doğrusal akım kaymasını engellemek için girişi alternatif akımla değiştirir ve ayrıca cihaz için gerekli frekans bant genişliğini belirler [10].

2.1.4.7. Gösterge ve Kayıt Düzenleri Ünitesi

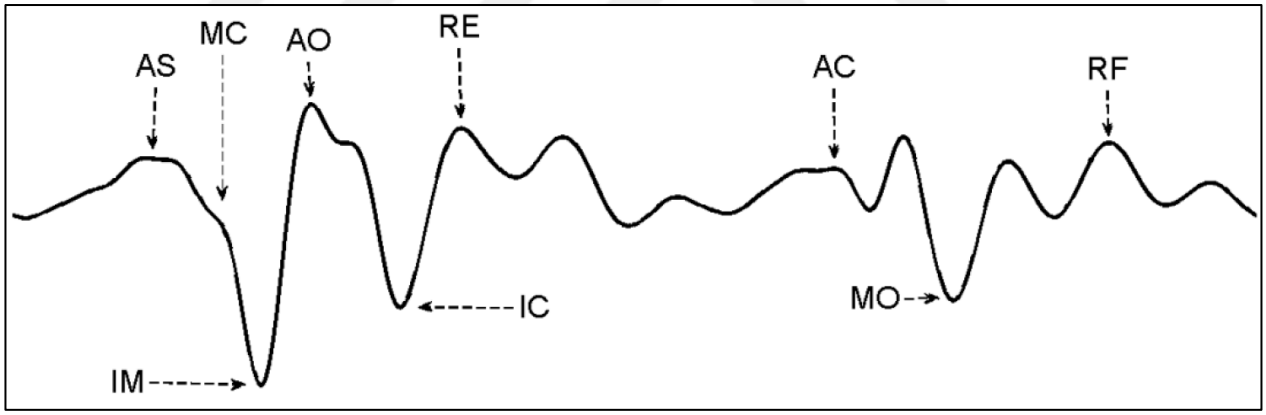
Bu kısımda sinyaller, bir kâğıt şeride yazdırılabildiği gibi aynı zamanda sayısal kayıt ortamlarında saklanabilmektedir. Ayrıca cihaz üzerindeki ekran aracılığıyla anlık izlenebilmektedir [10].

2.2. SİSMOKARDİYOGRAM (SKG)

Sismokardiyogram (SKG), her kalp atışına mukabil göğüs kafesinin ön kısmında, kalp hizasına denk gelen bölgedeki yerel titreşimlerin oluşturduğu mekanik sinyallerdir [12]. Sismokardiyografi ise bu sinyallerin, girişimsel olmayan şekilde göğüs kafesi çevresinden toplanmasını sağlayan sistemlerin genel adıdır [12]. İlk olarak 1961'de Bozhenko [13] tarafından klinik anlamda incelenen bir ölçüm yöntemi olan sismokardiyografi, ardından 1991'de modern anlamda, Salerno ve Zanetti [14] tarafından iskemi esnasında kalbin sol karıncığının fonksiyonlarındaki değişimin izlenmesinde kullanılmıştır. EKG'nin aksine, SKG tek başına tanı amaçlı kullanılan bir yöntem olmaktan daha çok elektrokardiyografi, kardiyak tomografi, koroner anjiyografi, manyetik rezonans görüntüleme ve kardiyolojik ultrason görüntüleme gibi diğer ölçüm düzenlerini destekleyici amaçlı bir yöntem olarak kullanılmaktadır [12, 14]. SKG ölçümü, geçmişten beri ivme ölçer sensörler aracılığıyla gerçekleştirilmektedir. Günümüzde kullanılan tüm akıllı cep telefonların içinde bulunan ivmeölçerler ile SKG ölçümünün gerçekleştirilebilmesi, bu tip

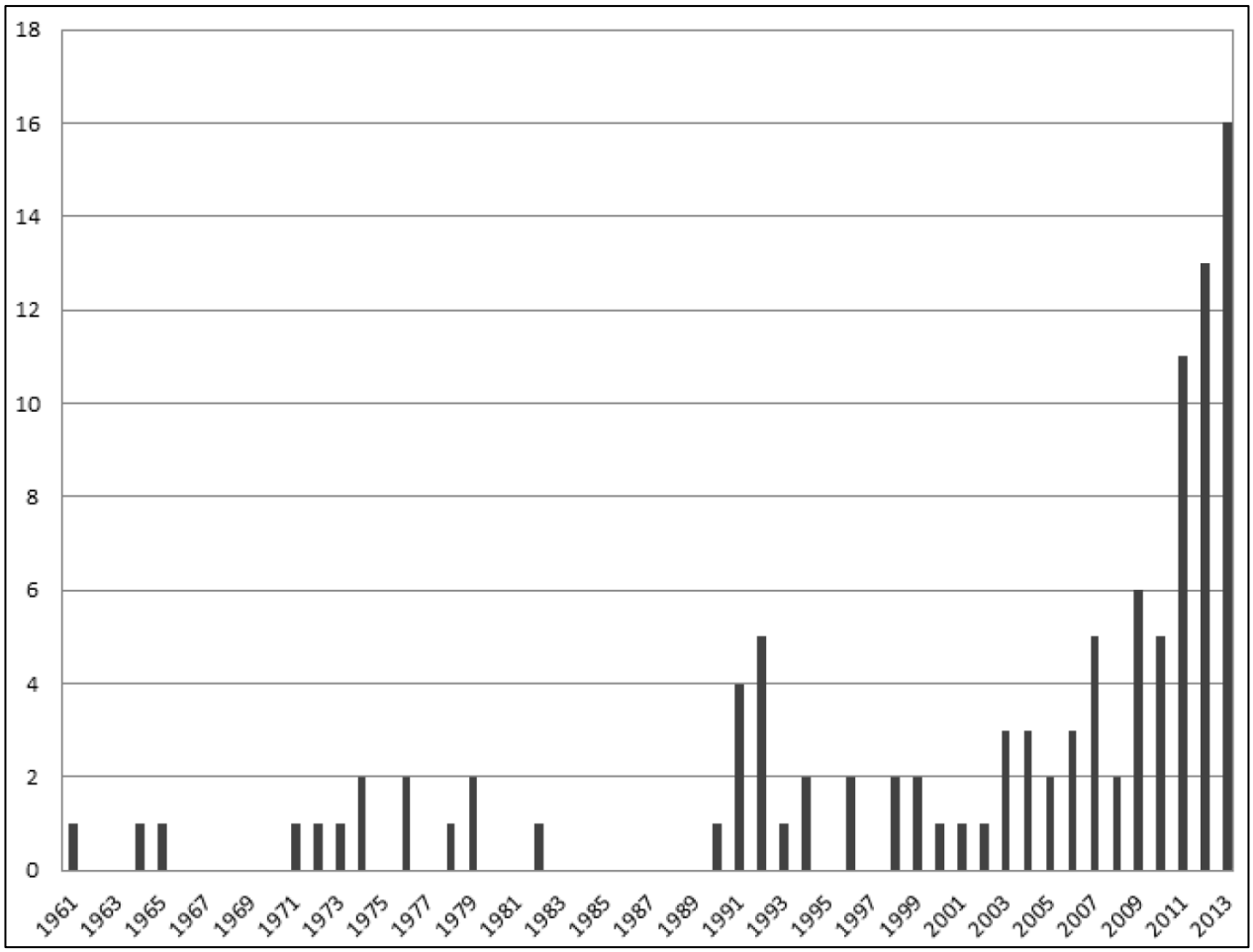
sensörlere erişimin ne kadar kolay olduğunun bir göstergesidir. Hatta, yaygın şekilde kullanılan mühendislik ve hesaplama yazılımı paketi olan MATLAB™'in mobil cihazlar için geliştirdiği uygulama sayesinde akıllı cihazın ivmeölçer sensörüne erişip sismokardiyogram ölçümü alabilmek mümkündür [15].

Tipik bir SKG sinyalinde, her bir kalp çevrimi için özel birer anlamı olan sistolik ve diyastolik bileşenler bulunmaktadır [12]. Şekil 2.8'de gösterilen tipik bir SKG sinyali için dalga formundaki dönüm ve tepe noktalarının anlamları şöyle sıralanabilir; i) AS noktası atriyal sistol, ii) MC noktası mitral valfin kapanışı, iii) IM noktası kanın izovolümik hareketinin başlangıcı, iv) AO noktası aortik valfin açılışı, v) IC noktası izotonik kasılma, vi) RE noktası hızlı sistolik boşalmanın tepe noktası, vii) AC noktası aortik valfin kapanışı, viii) MO noktası mitral valfin açılışı, ix) RF noktası ise kanın yeniden atriyuma hızlıca dolmasıdır [12].



Şekil 2.8: Normal bir SKG Sinyalinin Morfolojisi [12].

Vücuttaki sismik ve balistik etkilerin görüntülenmesi 19.yy'da keşfedilen bir fenomen olmasına rağmen, teknolojinin gelişerek elektrokardiyografinin daha kesin ve emin sonuçlar vermesinden ve ayrıca SKG ve BKG gibi ölçüm düzenlerinin o zamanın teknolojisiyle oldukça maliyetli olmasından dolayı 20.yy'ın sonlarına dek popülaritesini kaybetmiştir [12]. Fakat, ivmeölçer sensör teknolojilerinin giderek gelişmesi, ucuzlaması ve kolay erişilebilir olmasıyla son yıllarda yeniden önem kazanmaya başlamıştır [12]. PubMed ve Scopus veri tabanlarına göre 1961 ile 2013 arasında yapılan yayınların sayısındaki artış Şekil 2.9'da gösterilmiştir.



Şekil 2.9: 1961 – 2013 Yılları Arasında Sismokardiyografi Alanında Yapılan Yayın Sayısının Yıllara Göre Değişimi [12]. Düşey Eksen Yayın Sayısını, Yatay Eksen Yılları Göstermektedir.

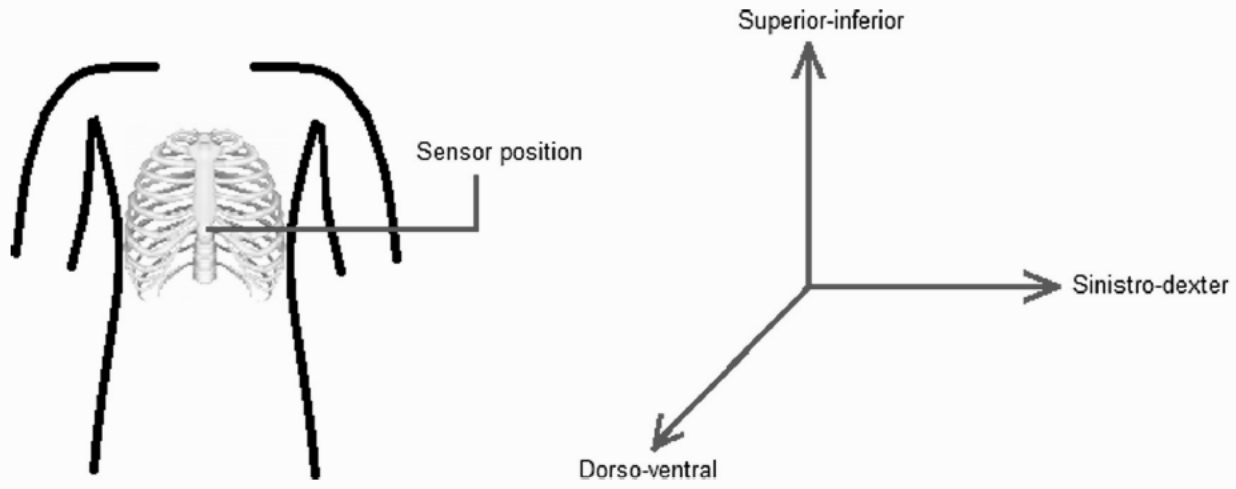
Sunulan tezin konusu olan EKG ve SKG ölçüm düzenlerinin, tahmini maliyetler, altyapı ihtiyacı, kullanıcının mesleki yeterliliği ve klinik dışı ortamda uygulanabilirlik açısından karşılaştırması ve ayrıca temel uygulama alanları Tablo 2.1'de özetlenmiştir [12]. Bu bilgiler doğrultusunda, SKG ölçüm sistemleri, düşük maliyeti, kolay kullanımı ve düşük altyapı ihtiyacı sayesinde ev kullanımı için gelecek vadetmektedir. Bu tez çalışmasının da gelecek hedeflerinden biri, SKG ölçüm sistemlerinin klinik olarak fizibilitesi artırılıp standardize edilebilmesiyle, sistemlerin kullanımının daha da yaygınlaştırılmasına katkı sağlamaktır.

Tablo 2.1: EKG ve SKG Ölçüm Sistemlerinin Karşılaştırması [12].

Yöntem	Maliyet	Altyapı İhtiyacı	Mesleki Yeterlilik	Klinik Dışında Uygulanabilirlik	Gözlemlenen Fenomen
EKG	Düşük	Düşük	Düşük	Orta	Kalbin Biyoelektrik Fonksiyonları
SKG	Düşük	Düşük	Orta	Orta	Kalp Fonksiyonları Kaynaklı Mekanik Titreşimler

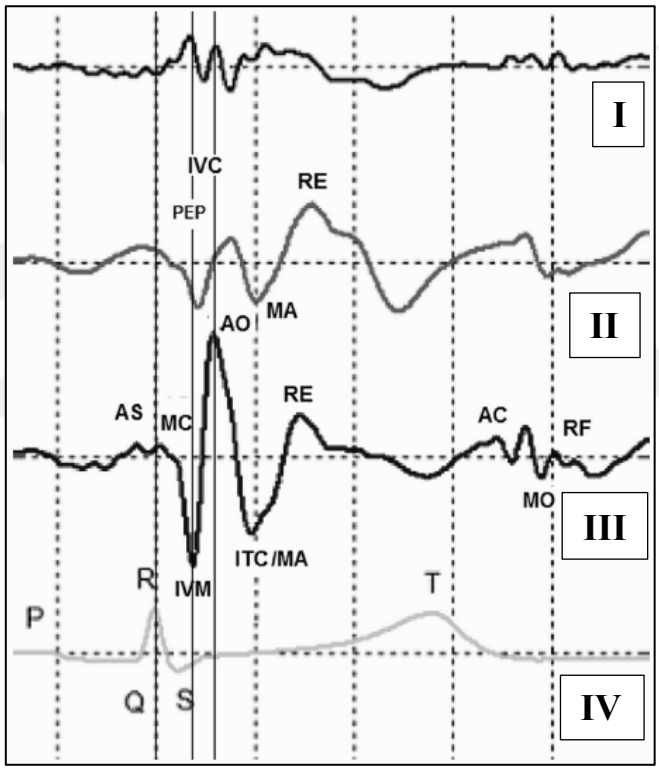
2.2.1. Sismokardiyogram Eksenleri ve Ölçüm Teknikleri

Hali hazırda kullanılan SKG ölçüm eksenleri, Tavakolian ve diğ. [16]'nin 2011 yılında yaptığı çalışmaya göre üç şekilde sınıflandırılmıştır; SI-SKG, DV-SKG ve SD-SKG. Fakat bu eksenlerden superior-inferior ve sinistro-dexter eksenlerinde yapılan ölçümler daha az dikkate alınırken, en yaygın ve geçerli olanı dorso-ventral eksendir ve basitçe SKG diye adlandırılır [17]. Sismokardiyogram ölçüm eksenleri Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10: Sismokardiyogram Ölçüm Eksenleri [18].

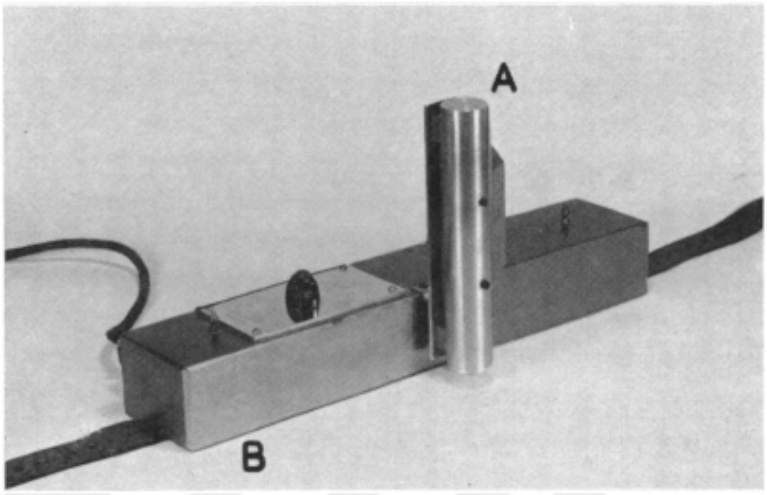
Teknolojinin gelişimine paralel olarak sensör teknolojisinin de gelişmesiyle, SI-DV-SD eksenlerinde yapılan ölçümleri birbiriyle entegre eden 3-boyutlu yaklaşımlar ortaya çıkmıştır [19, 20]. Yapılan çalışmalar, çok eksenli ölçümlerden elde edilen bilginin, tek eksenli ölçümlerden elde edilen bilgiden daha fazla olduğunu göstermiştir [19, 21]. Sırtüstü şekilde uzanan bir kişiden farklı eksenlerde alınan ortalama SKG dalga formları ve eşzamanlı ölçülen referans sinyal olan EKG dalgası Şekil 2.11'de gösterilmiştir.



Şekil 2.11: Ortalama SKG Dalga Formları ve Eşzamanlı Ölçülmüş EKG Sinyali [18]. I.Çizgi SD-SCG, II.Çizgi SI-SCG, III.Çizgi DV-SCG ve IV.Çizgi ise EKG Sinyalini Göstermektedir.

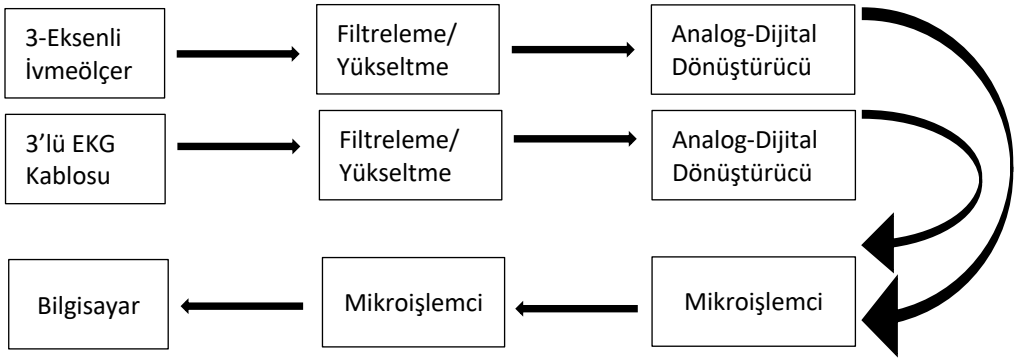
Göğüs kafesinde oluşan titreşimlerin keşfinden beri, ölçümler farklı yöntemlerle yapılmıştır. Son yıllarda tercih edilen yaygın yöntemler, ivmeölçer sensörlerin büyüklük ve maliyetleri azaldıkça sinyal kalitesinde belirgin bir artış meydana gelmesinden dolayı ivmeölçer tabanlı yöntemlerdir [18]. Mounsey [22] tarafından 1957 yılında yapılan ölçümler, tasarımı oldukça ilginç olan elektrokimyasal bir ivmeölçer kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu deneylerde kullanılan ivmeölçer, göğüs kafesine yerleştirildikten sonra temas noktasındaki cıva-sülfürik asit ara yüzünde

meydana gelen elektrik yüklerinin değişimini algılamaktadır. Söz konusu elektrokimyasal ivmeölçer sensör Şekil 2.12'de gösterilmektedir.



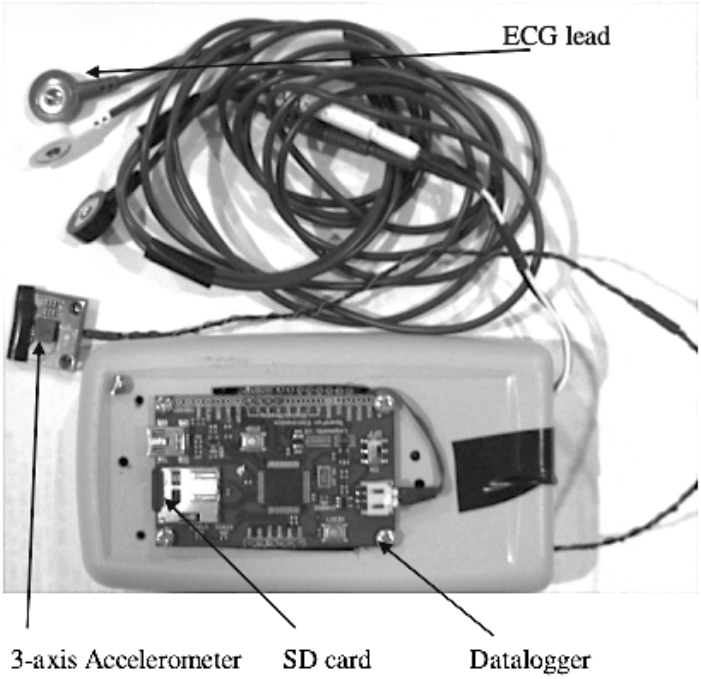
Şekil 2.12: Elektrokimyasal İvmeölçer [22]. Dikey Metal Tüp (A), Cıva-Sülfürik Asitten Oluşan Ara Yüzü İçeren Kısım; Yatay Parça (B) ise Hafif Ahşaptan Yapılan ve Göğse Yerleştirilen Kısımdır.

Zanetti ve Salerno [23] ise kütlesi yaklaşık 1 kilogram olan büyükçe bir piezoelektrik ivmeölçer sensör kullanmıştır. Bu sensör, her 1 V/g değişime karşı 0.3 ile 800 Hertz arasında lineer frekans cevabına sahiptir. Günümüzde ise son teknoloji 3-boyutlu SKG ölçüm sistemlerinde mikro elektromekanik sistem (MEMS) teknolojisine dayalı, oldukça hafif ivmeölçer sensörler kullanılmaktadır. Paukkunen ve diğ.[19], yaptıkları çalışmada birbirine dik konumlandırılmış tek eksenli, yüksek hassasiyete (2 V/g) ve 0 – 47 Hertz aralığında frekans cevabına sahip, 3-boyutlu bir ölçüm sistemi kullanmıştır.



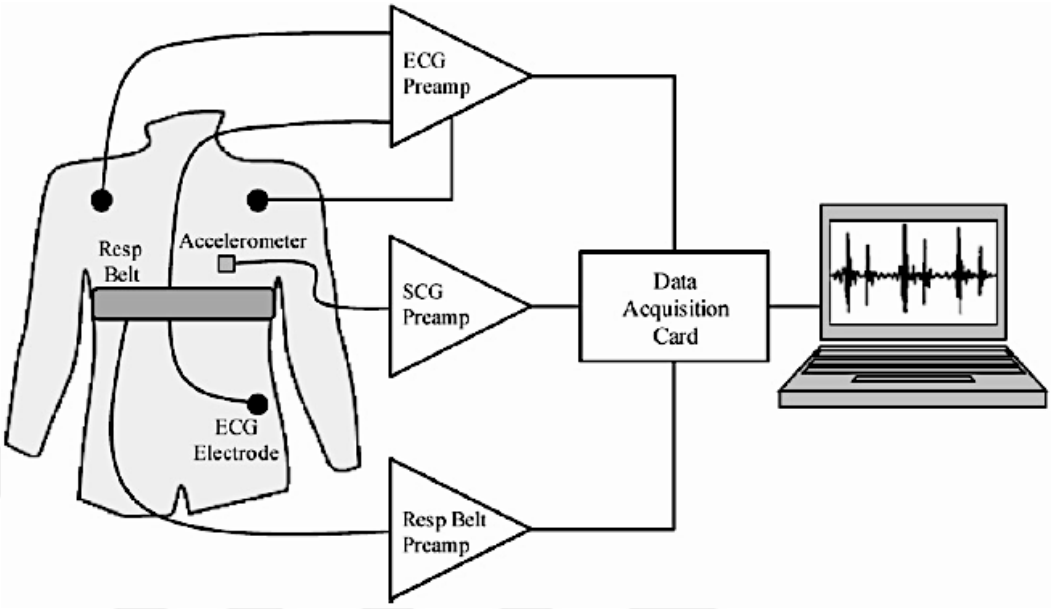
Şekil 2.13: Sismokardiyogram Ölçümü Yapılan Bir Sistemin Blok Diyagramı [24].

Pandia ve diğ. [20], tıpkı Dinh [24]'in yaptığı çalışmada kullandığı gibi 0.25 cm^2 yüzey alanına sahip minyatür ivmeölçer sensörlerden elde ettikleri sonuçları sunmuştur. Dinh'in yaptığı çalışmada, eşzamanlı alınan EKG ve SKG ölçümlerine dair sistemin blok diyagramı Şekil 2.13'te ve ilgili sistemin, kullanılan 3-eksenli ivmeölçer sensörle birlikte görüntüsü Şekil 2.14'te verilmiştir.



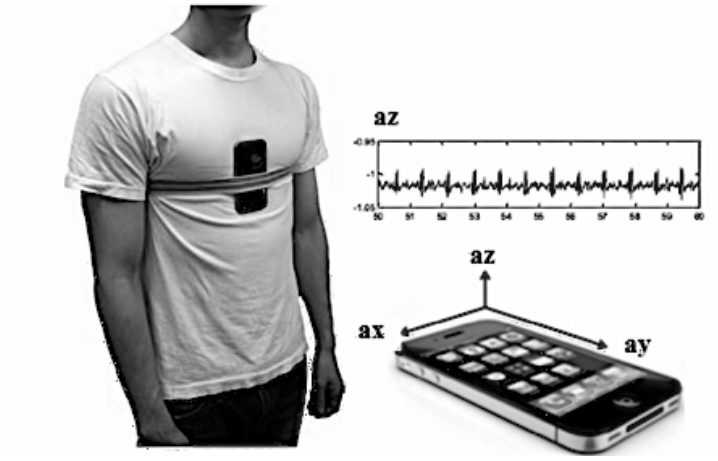
Şekil 2.14: Kayıt Tutucu, Hafıza Kartı, EKG Elektrotları ve İvmeölçer Sensörü İçeren SKG Sistemi [24].

Pandia ve diğ. [20]'nin yaptıkları çalışmada kullanılan ve eşzamanlı EKG-SKG-Respirasyon ölçümü alınabilen bütünleşik bir sistemin blok diyagramı ise Şekil 2.15'te gösterilmiştir. Bu çalışmada ivmeölçer sensör, SKG sinyalinin kalp sesi bileşenini azami seviyede elde etmek amacıyla göğüs kafesinin sol kısmına yerleştirilmiştir. "Resp Belt" olarak gösterilen ve nefes sinyalini ölçen sensör ise SKG sinyalinin çeşitli parametrelerinden hesaplanan nefes alıp-verme sayısını doğrulamak için referans sinyal olarak kullanılmıştır. EKG elektrotları ise kalp atım sayısını tespit etmek ve SKG sinyali karşısında kalp atışlarını bölümlemek amacıyla kullanılmıştır.



Şekil 2.15: Eşzamanlı EKG-SKG-Respirasyon Ölçümü Yapılabilen Bütünleşik Bir Sistemin Blok Diyagramı [20].

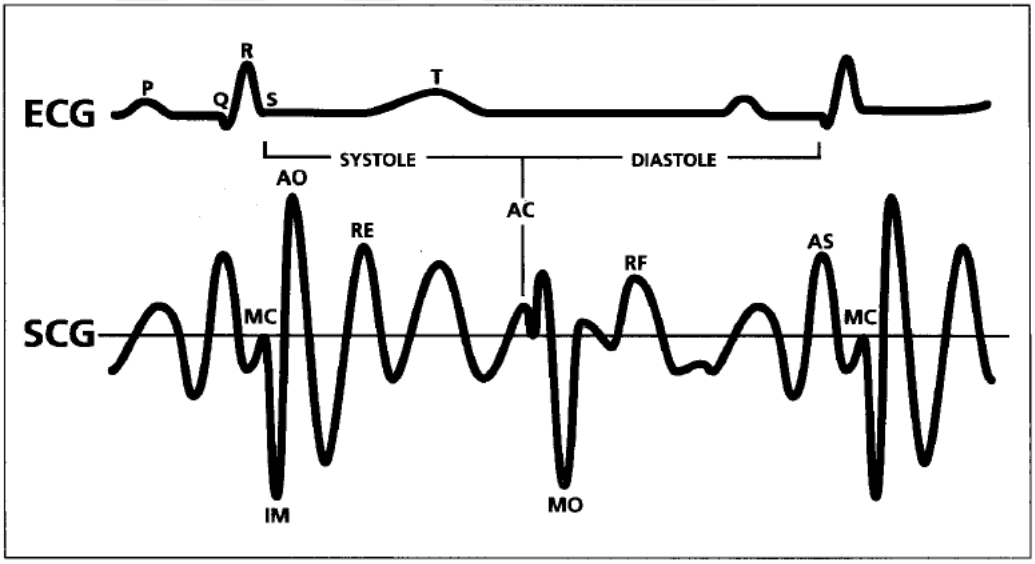
Tüm bunlara ek olarak, günümüzde akıllı mobil cihazların da gelişmesiyle, bu cihazların içinde bulunan ivmeölçer sensörler sayesinde tek başına SKG ölçümü mümkün olmaktadır. Kwon ve diğ. [25]'nin çalışmasında akıllı bir cihazla nasıl SKG ölçümü alınabildiği Şekil 2.16'da gösterilmektedir. Bu çalışmadaki sonuçlar, bu yolla yapılan SKG ölçümünde doğru şekilde kalp ritminin hesaplanabildiğini ve ölçüm alınan kişinin gündelik hayatına etki etmeden, akıllı cihazın göğüs kafesi çevresine sabitlenebildiğini göstermiştir.



Şekil 2.16: Akıllı Telefon ile Alınan SKG Ölçümü [25].

2.2.2. Elektrokardiyogram ve Sismokardiyogram Sinyalleri Arasındaki İlişki

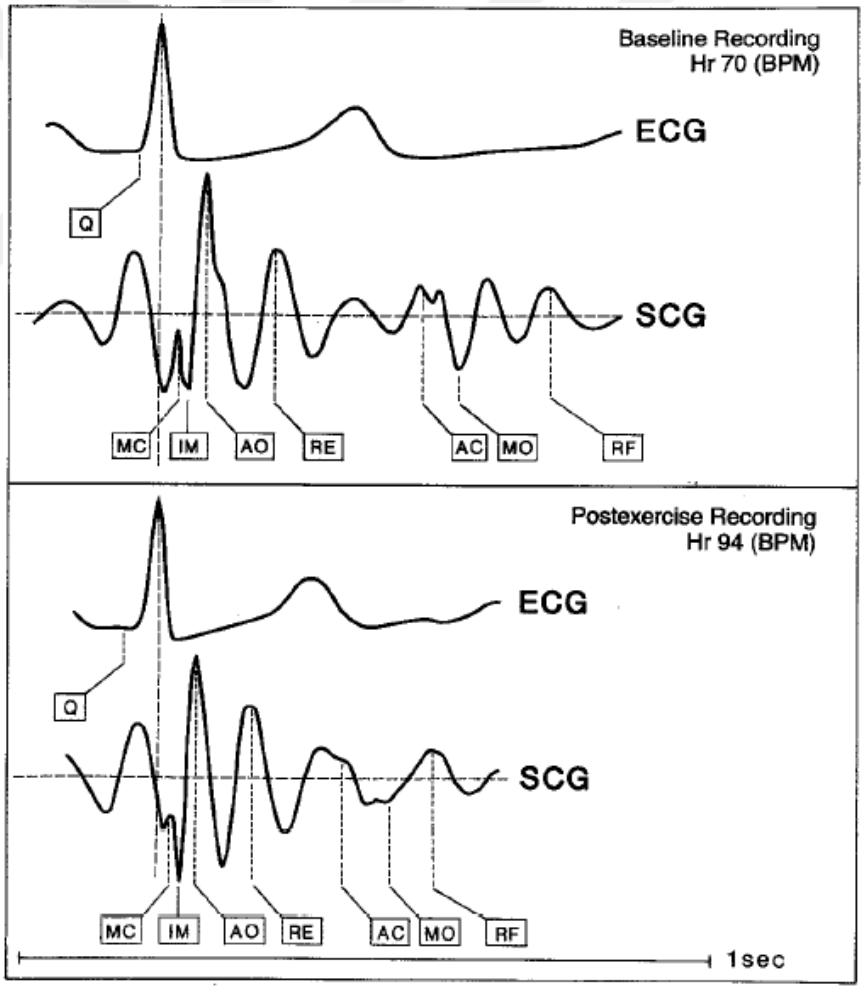
Eşzamanlı kaydedilmiş örnek bir EKG ve SKG sinyali Şekil 2.17'de gösterilmiştir. EKG sinyalinde R pikinin oluşmasını takiben gelişen sistolik kardiyak olaylarına mitral valfin kapanışı (MC), kanın izovolümik hareketi (IM), aortik valfin açılışı (AO), hızlı sistolik boşalma (RE) ve aortik valfin kapanışı (AC) dahil edilirken; diyastolik olaylara mitral valfin açılışı (MO), kanın hızlıca atriyuma yeniden dolması (RF) ve atriyal sistol (AS) dahil edilir [26]. SKG'deki sistolik olayların başlangıcı, EKG'deki QRS kompleksindeki R pikinin meydana gelmesiyle gerçekleşirken T dalgasının sonunda sistolik olaylar son bulur [26]. EKG'deki yeni bir P dalgasının meydana gelmesinden önce SKG'de başlayan diyastolik olaylar, P dalgasının sonunda QRS kompleksinin meydana gelmesinden hemen önce sonlanır [26].



Şekil 2.17: Eşzamanlı EKG-SKG Ölçümünde Sinyaller Arası İlişki [26].

Kalp ritminin dakikada 70 vuru olarak tespit edildiği normal bir EKG-SKG ölçümü ile egzersiz sonrası kalp ritmi dakikada 94 vuru seviyesindeyken yapılan bir EKG-SKG ölçümü arasında oluşan morfolojik farklar ise Şekil 2.18'de gösterilmiştir. Vücudun daha yüksek oksijen ihtiyacına yanıt verebilmek için hızlanan kalp ritmi ve yatay eksende boyu kısalan EKG sinyal döngüsüne eşlik eden SKG sinyalinde, taban çizgisi etrafında gözlemlenen kardiyak olaylarında tepe noktaları arasında mesafe kısalmasına rağmen diyastolik olayların ayırt edilebilirliğinin, artan kalp ritmiyle birlikte azaldığı gözlenmektedir [26]. Sistolik olayların ise diyastolik olayların aksine, tepe

noktalarında belirginleşme meydana gelmiş, kardiyak olaylar daha net bir şekilde gözlemlenebilmiştir [26]. Fakat kalbin elektriksel aktivitesini gösteren EKG sinyalinin ölçümü, vücudun mekanik hareketlerinden etkilenip bozulmazken; kalp atışlarının göğüs kafesinde oluşturduğu titreşimleri ölçerek kardiyak olayları dolaylı yoldan tespit eden SKG sinyali, her türlü kas hareketinden, vücut içi seslerden, dış kaynaklı titreşimlerden kolayca etkilenip bozulabilmekte ve eforlu EKG gibi bir ölçümü imkânsız kılmaktadır [2, 4, 12]. Buradan çıkarılabilecek bir sonuç, SKG ölçümünün gerek sinyali tüm bozulmalardan korunacak bir ortam yapılması gerekliliği gerekse ölçümü gerçekleştirirken kullanılan donanımın sinyalleri hassas bir şekilde algılayacak durumda olması gerekliliği olarak dile getirilebilir.



Şekil 2.18: Egzersiz Öncesi ve Sonrası EKG-SKG Ölçümlerinin Karşılaştırması [26].

2.3. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

Son birkaç yılda sismokardiyogram sinyalleri üzerinde yapılan çalışmaların kapsamının oldukça geniş olduğu görülmektedir. Önceki bölümlerde anlatılanların ışığında, kardiyovasküler sistem sağlığına dair ipucu ve bilgi sağlama anlamında oldukça yüksek potansiyel taşıyan sismokardiyogram sinyali, elde edilmesi için yeni donanım teknolojilerinin denenmesinden başlayıp sırasıyla ön işleme (preprocessing), bölümlere ayırma (segmentation), özellik çıkarımı (feature extraction) ve sınıflandırmaya (classification) kadar farklı alanlarda araştırılmaktadır [6]. Söz konusu alanlar genel olarak birbiriyle iç içe olup sinyaller elde edildikten sonra bir bütün olarak incelenmektedir. Sunulan tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen literatür çalışması, donanım konularına odaklanan araştırmalardan ziyade sinyal işleme konusuna odaklanmaktadır.

Sismokardiyogram sinyalleri, vücut dışı (harici) ve vücut içi (fizyolojik) sinyallerden oldukça fazla etkilenebilen ve bu sebeple kolaylıkla bozulabilen sinyaller olduğundan, içinde barındırdığı kardiyak fazlarına ait bilgileri ayırt etmek oldukça zor olmaktadır [4, 27]. Böylece, SKG sinyalindeki sistolik ve diyastolik döngüleri etkileyen gürültü ve bozulmaların bastırılması ve/veya filtreden geçirilmesinin önemi anlaşılabilir [27]. Son dönemlerde, SKG sinyallerindeki gürültü ve istenmeyen bozulmaları engellemek için kullanılan yöntemlerden bazıları şunlardır: Dalgacık dönüşümü (Wavelet Transform), ampirik mod ayırma (Empirical Mode Decomposition) ve uyarlanabilir filtrelemedir (Adaptive Filtering) [27]. İlgili çalışmada elde edilen sonuçlar göstermiştir ki gerçek SKG sinyallerine uygulanan gürültü giderme yöntemlerinde en yüksek doğrulukla sinyali süzebilen ve aynı zamanda hesaplama zamanında tasarruf eden yöntem dalgacık dönüşümü yöntemidir. Benzer şekilde, Choudhary ve diğ. [28]'nin çalışmasında SKG sinyalleri dalgacık dönüşümüyle birçok alt banda ayrılarak gürültü bileşenlerinden arındırılmış ve çalışma sonunda sistolik ve diyastolik döngüler yüksek doğrulukla elde edilebilmiştir. Aynı ekibin bir diğer çalışmasında ise, SKG sinyaline farklı kaynaklardan karışan ve taban çizgisinin kaymasına, kalp atış döngülerinin bozulmasına sebep olan gürültü sinyallerini bastırmak için uyarlanabilir Kalman filtresi uygulanmıştır [29]. Bu çalışmada önerilen yöntem, yüksek frekanslı gürültüleri bastırmada zaman bölgesinde uygulanan geleneksel filtreleme yöntemlerine göre daha iyi sonuçlar vermiştir.
Segmentasyon yani bölümlere ayırma ise bir SKG sinyalinin özgün olan tüm bölümlerini ayırt etme işlemine verilen addır [30]. Segmentasyon işlemi için en çok kullanılan yöntemlerden biri

eşleştirilmiş filtredir (Matched Filter) [30]. Bu algoritmada, sinyalin sistolik ve diyastolik kısımlarından oluşan tek bir döngüsü şablon olarak kullanılarak, eşleştirilmiş filtrenin tüm sinyalin bölümlerini algılaması sağlanır [31, 32]. Bir başka segmentasyon yönteminde ise referans ölçüm düzeni olarak EKG sinyalleri kullanılıp EKG'deki ardışık her iki R-piki arasındaki bölüme karşılık gelen SKG sinyali zaman aralığı penceresi çekip çıkarılarak kendini tekrar eden desen elde edilmiştir [33, 34].

Özellik çıkarımı ise EKG ve SKG gibi fizyolojik sinyallerin istatistiksel açıdan analizinde en kritik rolü oynayan aşamalardan biridir. Bir sinyalin en önemli özelliklerinin tanımlanması, bir sonraki aşama olan sınıflandırmanın verimli olabilmesinin birinci koşuludur. Özellik tanımlamasının doğru bir şekilde yapılabilmesi, sinyalden özellik çıkarmak için en etkili ve isabetli tekniklerin seçiminden geçmektedir. Son dönemlerde SKG sinyalinden özellik çıkarmak için kullanılan yöntemlerden en çok kullanılanlar, sinyali eşit parçalara bölerek zaman bölgesinde her bir parçanın ortalamasının alınması ve daha sonra her bir SKG döngüsüne hızlı Fourier dönüşümü (FFT) uygulanarak frekans bölgesinde her bir döngünün Fourier katsayılarını bulmaktır [35-38]. Özellik çıkarımının ardından, sinyale dair önemli bilgileri taşıyan en anlamlı özellikleri seçmek gerekir. Özellik seçimiyle, oluşturulacak model için minimum verinin elde edilmesi ve hesaplama sürelerinin kısaltılması [39], ayrıca kurulan modelin odaklanan problemi çözmekten uzaklaşmasına sebebiyet vererek sadece kendisine verilen hedefi tutturmak olarak tanımlanan aşırı uyum (overfitting) gösterme probleminden kurtulmak hedeflenmektedir [40]. Yine son dönemlerde, yapılan çalışmalarda özellik seçimi teknikleri, genel olarak makine öğrenmesi ve yapay sinir ağları algoritmalarına dayanmaktadır [38], [41-43].

Sinyal işlemede son adım sınıflandırmadır. Sınıflandırma; birden fazla kategoriye ait veriyi ayıklayarak önceden belirlenmiş gruplara atama veya yerleştirme işlemidir [44]. Genel olarak bir sınıflandırıcı, elindeki eğitici veriyi, kendisine verilen giriş değişkenlerinin hangi sınıfla ilişkilendirildiğini anlayıp öğrenmek için kullanır [44]. Aynı zamanda, makine öğrenmesi alanındaki danışmanlı öğrenmenin (Supervised Learning) bir dalı olan sınıflandırmanın birden fazla yöntemi mevcuttur [44]. Fakat sınıflandırma işleminde kullanılan öğrenici (Learner) tipleri temel olarak iki kategoriye ayrılabilir: Tembel öğrenici ve istekli öğrenici [45]. "K-NN" ve "KStar" gibi tembel öğreniciler, sakladıkları eğitim verisini akabinde test verisi girene kadar işlemezler; fakat Karar Ağacı (Decision Tree), Naive Bayes ve yapay sinir ağları gibi istekli öğreniciler

kendilerine test verisi verilmeden önce sakladıkları eğitim verisinden bir sınıflandırma modeli oluştururlar [45]. Bu öğrenici türlerinin performanslarının karşılaştırdığı bir çalışmada, Karar Ağacı yönteminin, öğretici veri setinden daha yüksek doğruluğa sahip bir model oluşturabildiği ve veri girişi arttıkça algoritmanın performansında artış olduğu kaydedilmiştir [46]. Sinyal işlemede son dönemde kullanılan sınıflandırma yöntemleri incelendiğinde, Taebi ve diğ. [36]'nin yaptığı çalışmada SKG sinyalleri destek vektör makineleri (SVM) adı verilen ve eğitim verisi içerisinde bulunan iki grup arasına çizilecek çizgiyi belirlemeye dayalı bir sınıflandırıcı kullanılarak işlenmiştir. Zia ve diğ. [47] tarafından yapılan başka bir çalışmada, SKG sinyallerinden çıkarılan özelliklere ayırıcı fonksiyon analizi uygulayarak gruplayan bir sınıflandırma yöntemi kullanılmıştır. Gamage ve diğ. [48]'nin gerçekleştirdiği bir diğer çalışmada ise sınıflandırma yöntemi olarak, veri kümesi içindeki birbirine yakın verileri, merkezlerine bir yarıçap belirleyerek kümeleyen k-ortalama kümeleme (K-means Clustering) algoritması kullanılmıştır.

2.3.1. Tez Çalışmasının Amacı

Sunulan tez çalışmasında, günümüzde klinik olarak uygulanan bir ölçüm yöntemi olan elektrokardiyografi ile klinik olmayan ortamlarda da kolayca uygulanabilen sismokardiyografi arasında bir köprü kurularak, sağlık kurumlarına sıklıkla gitme gereği kalmadan, elde edilen kardiyomekanik verileri sağlık profesyonelleri için anlamlı hale getirebilmek hedeflenmiştir. Son yıllarda hızlanan teknolojik gelişmelerle, gündelik hayatta kendine önemli bir yer edinen akıllı telefonlar sayesinde kolaylıkla erişilebilir hale gelen sismokardiyogram verileri doğru modellendiğinde kardiyak döngülerine dair isabetli bilgiler verme potansiyeline sahiptir.

Bu çalışmada öncelikle, Tavakolian ve diğ. [49]'nin ve Khosrow-Khavar ve diğ. [50]'nin yaptığı çalışmalarda kullanılmak üzere sağlıklı kişilerden eşzamanlı alınmış EKG ve SKG sinyalleri, Gürkan ve diğ. [51-52]'nin yaptığı çalışmalarda önerdiği "Temel Tanım ve Zarf Vektörleri" yöntemiyle modellenmeye çalışılmıştır. Bu model sonucunda elde edilen vektör veri bankalarıyla hem etkin veri sıkıştırması hem de sinyallere dair en çok bilgiyi taşıyan ve veri tabanında bulunan kişilerin sinyallerinin dışında evrensel olarak kullanılabilecek özelliklerin elde edilmesi hedeflenmiştir. Bu tez çalışmasından elde edilecek sonuçlara, daha sonraki çalışmalarda makine öğrenmesi yöntemleri uygulanarak EKG – SKG sinyalleri arasında çapraz geçiş yapabilmenin

mümkün olduğu öngörülmüştür. Başarılabilecek bu çapraz geçişlerle, klinik dışı ortamda elde edilen veriler, klinik ortamda kullanılabilir hale gelebilecektir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. TANIM (İMZA) TEMELLİ VERİ İŞLEME YÖNTEMLERİNE GENEL BAKIŞ

Gabor [53]'un 1945'te yayımlanan Haberleşme Teorisi'nde temellerini attığı Zaman-Frekans Analizi'nden 90'lı yıllara kadar sinyal işlemede pek yer bulamayan imza temelli yöntemler, elde edilen sinyal örüntülerinden benzersiz ve anlamlı bilginin çıkarılması esasına dayanmaktadır [54]. İmza temelli yöntemlerin, mekanik titreşimlerin analizinden metin, ses, görüntü, video işleme ve veri güvenliği alanlarına kadar oldukça fazla uygulaması bulunmaktadır [54-59]. Bu yöntemlerde, sinyale dair en çok veri taşıyan bileşenlerin çıkarılması amaçlandığından, veri sıkıştırmada oldukça verimli sonuçlar elde edilebilmektedir [59-60].

3.2. TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİ İLE BİYOSİNYALLERİN MODELLENMESİ

Sunulan tez çalışmasında kullanılan veri tabanında bulunan sinyallerin modellenmesinde, Gürkan ve diğ. [51] tarafından önerilen ve aşağıda detaylı şekilde açıklanan "temel tanım ve zarf vektör bankaları" yöntemi kullanılmıştır.

Bu modelde amaç, EKG ve SKG gibi sinyallerin ayırt edici özelliklerini ve doğasını en iyi yansıtan temel tanım ve zarf vektörü bankalarının oluşturulması ve bu bankalar aracılığıyla daha sonra sinyallerin yeniden elde edilmesidir. Yöntemin temeli, EKG ve SKG sinyallerinin kendi içinde fiziksel benzerliklerinin karşılaştırılarak, sinyallerin modellenmesi ve yeniden inşası için mümkün olan en az verinin elde edilmesi esasına dayanmaktadır [52].

3.2.1. Temel Tanım ve Zarf Vektörlerinin Tanımlanması

Ölçüm cihazları ile belli bir örnekleme frekansında, ayrık zaman bölgesinde sayısal olarak kaydedilen EKG ve SKG sinyalleri modellenirken, istatistiksel özelliklerini çıkarabilmek için her bir sinyal eşit uzunlukta çerçevelere bölünmektedir. Eğer $x(n)$ ayrık zaman bölgesinde kaydedilmiş bir sinyal olarak tanımlanırsa, Şekil 3.1'de çerçevelere bölünen özgün işaretin her bir çerçevesi $x_i(n)$ ile temsil edilmektedir. Buna göre, Şekil 3.1'de gösterimi yapılan ve L_F adet örnek içeren herhangi bir çerçeve için sinyal, Denklem 3.1'deki gibi tanımlanabilir.

$$X_i \cong C_i \alpha_K \varphi_R \tag{3.1}$$

Bu denklemde, C_i reel bir sabit ve $K \in \{1,2,\dots,N_\alpha\}$ ve $R \in \{1,2,\dots,N_\varphi\}$ olmak üzere $K, R, N_\alpha, N_\varphi$ terimler birer tam sayıdır. $\varphi_R^T = [\varphi_{R1}, \varphi_{R2}, \dots, \varphi_{RL_F}]$ olarak tanımlanan satır vektörü ise, C_i katsayısı ile X_i çerçeve sinyaline, minimum ortalama kareler anlamında sinyalin hata fonksiyonunu minimize eden, tek bir terim ile en iyi yaklaşımı gösteren vektördür. $C_i\varphi_R$ terimi, X_i çerçeve sinyalinin neredeyse en yüksek enerjisini taşır. L_F tam sayısı, bir çerçeve sinyalindeki eleman sayısını belirtmek üzere $L_F \times L_F$ boyutundaki köşegen matris $\alpha_K = diag[\alpha_{K1}\ \alpha_{K2}\ \alpha_{K3} \dots \alpha_{KL_F}]$ ise $C_i\varphi_R$ terimi için, $\epsilon = [X_i - C_i\alpha_K\varphi_R]$ hata vektörünü yine minimum ortalama kareler anlamında en aza indirgeyen bir zarf vektörü olarak davranır. Bu bilgiler doğrultusunda aşağıdaki tanımları yapabiliriz.

- Tanım 1: φ_R vektörü, bir C_i katsayısı ile birlikte X_i çerçeve sinyalinin neredeyse en yüksek enerjisini taşıması sebebiyle "temel tanım vektörü" olarak adlandırılır.
- Tanım 2: α_K köşegen matrisi, $C_i\varphi_R$ terimini X_i çerçeve sinyaline en az hatayla yaklaştıran bir zarf terimi şeklinde davrandığından "zarf vektörü" olarak adlandırılır.
- Tanım 3: Reel bir sabit olan C_i ise "çerçeve ölçekleme katsayısı" olarak adlandırılır.

3.2.2. Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması

Ayrık bir $x(n)$ sinyali aşağıdaki şekilde ifade edilebilir.

$$x(n) = \sum_{i=1}^{N} x_i \delta(n-i) \tag{3.2}$$

Bu denklemde $\delta_i(n)$ birim örneği, x_i ise N örnek uzunluğundaki $x(n)$ sinyalinin genliğini temsil etmektedir. $x(n)$ sinyali ayrıca vektör/matris notasyonu kullanılarak aşağıdaki şekilde gösterilebilir.

$$X^T = [x(1) \;\; x(2) \;\; \dots \;\; x(N)] = [x_1 \;\; x_2 \;\; \dots \;\; x_N] \tag{3.3}$$

Bu temsilde, X eşit uzunlukta çerçevelere bölünmüş ana çerçeve vektörü olarak adlandırılmaktadır. Bu durumda M_F çerçeve matrisi, her sütunu çerçeve vektörlerinden meydana gelen bir matris olarak tanımlanır.

$$M_F = [X_1 \;\; X_2 \;\; \dots \;\; X_{N_F}] \tag{3.4}$$

Bu matrisi oluşturan çerçeve vektörleri

$$X_i = \begin{bmatrix} x_{(i-1)L_F+1} \\ x_{(i-1)L_F+2} \\ \vdots \\ x_{iL_F} \end{bmatrix}, i = 1, 2, \dots, N_F \tag{3.5}$$

şeklinde seçilir. Bu eşitlikteki $N_F = N/L_F$ şeklinde, X sinyali yani özgün işaretin içindeki toplam çerçeve sayısıdır. Her X_i çerçeve vektörü aşağıdaki gibi ortonormal vektörlerle $\{\phi_{ik}; k = 1, 2, \dots, L_F\}$ oluşturulan bir vektör uzayına

$$\Phi_i^T = [\phi_{i1} \quad \phi_{i2} \quad \dots \quad \phi_{i3}] \tag{3.6}$$

$$\mathrm{C}_i^T = [c_{i1} \quad c_{i2} \quad \dots \quad c_{i3}] \tag{3.7}$$

olacak şekilde

$$X_i = \Phi_i^T C_i \tag{3.8}$$

$$C_i = \Phi_i X_i \tag{3.9}$$

biçiminde açılabilir. Bu sonuçla, X_i çerçeve vektörü, ortonormal ϕ_{ik} vektörlerinin süperpozisyonu şeklinde yeniden yazılabilir. Çerçevelerin c_{ik} katsayılarının elde edilmesi ise Denklem 3.11'da gösterilmiştir.

$$X_i = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik}\phi_{ik} \tag{3.10}$$

$$c_{ik} = X_i^T \phi_{ik} \tag{3.11}$$

Denklem 3.10'da görülen L_F adet ortonormal ϕ_{ik} vektöründen $1 < p < L_F$ olacak şekilde p tanesi alınırsa X_i çerçeve vektörü yaklaşık olarak Denklem 3.12'deki gibi ifade edilebilir.

$$X_i \cong X_{ip} = \sum_{k=1}^{p} c_{ik}\phi_{ik} \tag{3.12}$$

Buna göre özgün sinyalle modellediğimiz sinyal arasındaki hata vektörü

$$\epsilon_i = X_i - X_{ip} = \sum_{k=p+1}^{L_F} c_{ik}\phi_{ik} \tag{3.13}$$

olarak hesaplanır. Ortonormal ϕ_{ik} vektörleri, ϵ_i hata vektörünü minimum ortalama kare anlamında en aza indirgeyecek biçimde seçilir. Bu sebeple, ϕ_{ik} vektörlerinin hesaplanması Denklem 3.14'teki gibi bir özdeğer-özvektör problemine dönüşmektedir.

$$R_i\phi_{ik} = \lambda_{ik}\phi_{ik}, \; k = 1, 2, \dots, L_F \tag{3.14}$$

Yukarıda görülen R_i terimi X_i çerçeve vektörünün özilinti ("auotcorrelation") matrisini temsil etmektedir.

$$r_i(d+1) = \frac{1}{L_F}\sum_{j=[(i-1)L_F+1]}^{[iL_F-1-d]} x_{j+1}x_{j+1+d} \tag{3.15}$$

denklemi, özilinti matrisinin elemanlarını vermek üzere özilinti matrisi

$$R_i = \begin{bmatrix} r_i(1) & r_i(2) & r_i(3) & \cdots & r_i(L_F) \\ r_i(2) & r_i(1) & r_i(2) & \cdots & r_i(L_F-1) \\ r_i(3) & r_i(2) & r_i(1) & \cdots & r_i(L_F-2) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r_i(L_F) & r_i(L_F-1) & r_i(L_F-2) & \dots & r_i(1) \end{bmatrix} \tag{3.16}$$

olarak hesaplanır. Denklem 3.14'ün sağ tarafında bulunan ϕ_{ik} vektörleri ile λ_{ik} değerleri ise sırasıyla X_i çerçeve vektörünün R_i özilinti matrisinin özvektörleri ve özdeğerleri olarak anlamlandırılmaktadır. Söz konusu ϕ_{ik} vektörleri ortogonal, λ_{ik} özdeğerleri ise reel ve pozitiftir. Buna göre, herhangi bir çerçevenin toplam enerjisi

$$X_i^T X_i = \sum_{k=1}^{L_F} x_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} c_{ik}^2 = \sum_{k=1}^{L_F} \lambda_{ik}^2 \tag{3.17}$$

şeklinde yazılabilir. Denklem 3.14'e göre elde edilen özdeğerler, eşlik eden özvektörlerine göre büyükten küçüğe doğru sıralandıklarında ($\lambda_{i1} \geq \lambda_{i2} \geq \lambda_{i3} \ldots \geq \lambda_{iL_F}$), en yüksek özdeğere denk gelen birinci özvektör, sinyalin en yüksek enerjisini temsil eden özvektördür. En büyük enerjili özvektörlerin, sinyalde en büyük değişim yaşanan yönü göstermesinden dolayı temel bileşenler olarak adlandırılabilirler. Böylece Denklem 3.10, en yüksek enerjili ilk p tane bileşenin alınması ile özgün sinyale yaklaştırılabilir.

$$X_i \cong \sum_{k=1}^{p} c_{ik}\phi_{ik} \tag{3.18}$$

$p = 1$ durumunda Denklem 3.18'in en basit hali elde edilir ve buna binaen sinyalin en yüksek enerjili ve aynı zamanda sinyalin taşıdığı yararlı bilginin en büyük çoğunluğunu taşıyan 1.özvektörü ϕ_{i1}, X_i çerçeve vektörünün "tanım vektörü" adını alır. Bundan sonra, X_i çerçeve vektörü büyük bir yaklaşıklıkla

$$X_i \cong c_{i1}\phi_{i1} \tag{3.19}$$

olarak ifade edilebilir. Buna göre her bir çerçeve vektörü için L_F çerçeve uzunluğu, denklem 3.19'un çerçeve vektörünün neredeyse en yüksek enerjisini içereceği şekilde seçilmelidir.

Denklem 3.19'daki yaklaşıklık ise, her bir çerçeve için tanımlanan köşegen A_i zarf matrisi kullanılarak eşitliğe dönüştürülebilir. Bunun sonucunda çerçeve vektörü

$$X_i = c_{i1}A_{i1}\phi_{i1} \tag{3.20}$$

halini alır. Bu eşitlikte A_i köşegen matrisinin köşegen elemanları a_{ir}, X_i çerçeve vektörünün elemanları olan x_{ir} ve tanım vektörü ϕ_{i1}'in elemanları olan ϕ_{i1r} değerlerine bölünerek aşağıdaki gibi elde edilir.

$$a_{ir} = \frac{x_{ir}}{c_{i1}\phi_{i1r}},\ r = 1, 2, \dots, L_F \tag{3.21}$$

Sunulan tez çalışmasında kullanılan EKG ve SKG sinyalleri oldukça yüksek sayıda örnek içerdiğinden ve buna tekabül eden çok fazla sayıda tanım ve zarf vektörü elde edildiğinden birbirine benzer çok sayıda tanım ve zarf vektörü meydana gelmektedir. Oluşturulan vektör bankalarında veri kalabalığından kurtulmak ve birbirine benzeyen tanım ve zarf vektörlerini elemek amacıyla Pearson İlinti Katsayısı (PİK)'ndan yararlanılmıştır. Buna göre, benzer vektörlerin, eşitliği aşağıda verilen PİK'leri karşılaştırılarak elenmesi mümkündür.

$$\rho_{WY} = \frac{\sum_{i=1}^{L}(w_i y_i) - \frac{\left(\sum_{i=1}^{L} w_i \sum_{i=1}^{L} y_i\right)}{L}}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^{L} w_i^2 - \left(\sum_{i=1}^{L} w_i\right)^2 / L\right) \cdot \left(\sum_{i=1}^{L} y_i^2 - \left(\sum_{i=1}^{L} y_i\right)^2 / L\right)}} \tag{3.22}$$

Bu eşitlikte, W ve Y karşılaştırılacak iki vektörü temsil etmektedir. Bu vektörler aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir.

$$W = [w_1 \quad w_2 \quad \cdots \quad w_L], \qquad Y = [y_1 \quad y_2 \quad \cdots \quad y_L] \tag{3.23}$$

Sunulan tez çalışmasında, PİK değeri $0{,}9 \geq \rho_{WY} \geq 1$ aralığında olan vektörler neredeyse aynı kabul edilerek elenmiştir. Fakat PİK değerine göre eleme işleminde oluşabilecek bilgi kayıpları göz önünde bulundurularak, alternatif oluşturması açısından tanım ve zarf vektörleri ayrıca k-ortalama kümeleme algoritması kullanılarak gruplanmış ve her kümeden birer vektör seçilerek eliminasyon işlemi sonuçları kıyaslanmıştır.

Söz konusu şekillerde indirgenen tanım vektörleri, "temel tanım vektörleri" adını alır ve Denklem 3.24'te belirtilen küme içinde toplanarak Temel Tanım Vektör Bankası'nı oluşturur. Benzer şekilde, indirgenen zarf vektörleri de Denklem 3.25'teki küme içinde Zarf Vektör Bankası adı altında toplanmıştır.

$$\{\varphi_r(n); r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\} \tag{3.24}$$

$$\{\alpha_k(n); k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\} \tag{3.25}$$

Burada N_φ ve N_α sırasıyla, bu bankalardaki temel tanım vektörü ve zarf vektörü sayısını temsil etmektedir.

3.3. EKG ve SKG VERİ TABANI

Sunulan tez çalışmasında kullanılan EKG ve SKG veri kümeleri 18 sağlıklı kişiden alınmıştır [49-50]. Her katılımcının alt vücudu negatif basınç haznesinin içine yerleştirilerek ilium kemiğinin üst kenarından sabitlenmiştir. Ölçümler dinlenme durumunda, negatif basınç uygulanmaksızın başlatılıp ardından hazne basıncı, vakum uygulanmak suretiyle kademeli olarak -20, -30, -40 ve -50 mmHg seviyelerine düşürülmüştür. Her seviyede 5'er dakikalık ölçümlerin alınmasının ardından en son yine vakum uygulanmaksızın, basınç sonrası etkileri gözlemlemek için 5 dakika daha dinlenme durumunda ölçüm alınmıştır. Örnekleme frekansı 1000 Hz'dir. Ölçümler, Kanada Simon Fraser Üniversitesi Etik Kurulu onayı altında, aynı üniversitenin Uzay Fizyolojisi Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Burada belirtilmelidir ki, sunulan tez çalışması başlangıçta EKG ve BKG verileri ile gerçekleştirilmek istenmiş fakat veri kümeleri için yurtdışında başvurulan kurumlar ve araştırmacılar, paylaşıma açık verilerinin bulunmadığını, kendi çalışmalarında topladıkları verileri, yasal prosedürler ve kişisel bilgilerin gizliliği gereği paylaşamayacaklarını belirtmişlerdir. Ayrıca, BKG ölçümü almak için laboratuvar olanağı bulunmamaktadır. Bu sebeple, bu tezin yazarı ve danışmanı, çalışmayı "PhysioNet Topluluğu" tarafından bilim dünyasının ortak kullanımına sunulan, erişime açık fizyolojik veri tabanından bulunabilen EKG ve SKG verileri aracılığıyla gerçekleştirme kararı almıştır. Kullanılan veri seti, antropometrik açıdan bir sonraki bölümde incelenmiştir.

3.3.1. Kullanılan Veri Tabanının Antropometrik Özellikleri

Ölçüm alınan 18 katılımcının cinsiyet, boy, kütle ve yaş bilgileri Tablo 3.1'de verilmiştir. Katılımcıların boy – kütle – yaş ortalamaları sırasıyla 174,3 cm – 71,2 Kg – 27,6 yıldır. Standart sapma değerleri ise yine aynı sırayla 7,0 cm – 11,9 Kg – 3,7 yıldır.

Tablo 3.1: Ölçüm Alınan Katılımcıların Cinsiyetleri ve Fiziksel Özellikleri.

Katılımcı	Cinsiyet	Boy (cm)	Kütle (Kg)	Yaş
1	Erkek	179	78	29
2	Erkek	179	70	28
3	Kadın	176	60	33
4	Erkek	188	81	28
5	Erkek	178	94	28
6	Erkek	180	83	29
7	Erkek	173	67	29
8	Erkek	169	73	24
9	Kadın	168	55	24
10	Erkek	178	73	30
11	Erkek	160	55	24
12	Kadın	158	45	25
13	Erkek	176	75	27
14	Erkek	175	89	26
15	Erkek	179	66	29
16	Erkek	173	72	23
17	Erkek	171	71	23
18	Erkek	178	75	38

Her katılımcının, dinlenme durumunda, uygulanan her basınç değerinde ve basınç sonrası dinlenme durumunda ölçüm alınan süreleri ve toplam ölçüm süreleri Tablo 3.2'de belirtilmiştir. Ölçüm süreleri dakika cinsinden verilmiştir.

Tablo 3.2: Katılımcıların Ölçüme Tabi Tutulduğu Süreler.

Katılımcı	Dinlenme Durumu	-20 mmHg	-30 mmHg	-40 mmHg	-50 mmHg	Basınç Sonrası	Toplam Sinyal Uzunluk Süresi
1	5	5	5	5	3,55	5	28,55
2*	5	5	5	5	5	5	30
3	5	5	5	5	5	5,13	30,13
4	5	6	5	5	5	5,63	31,63
5	5	5	5	5	5	5,71	30,71
6*	5	5	5	5	5	7,14	32,14
7*	5	5	5	5	5	7,91	32,91
8*	5	5	5	5	5	6,75	31,75
9*	5	5	5	5	0	6,8	26,8
10	5	5	5	5	5	7,07	32,07
11	5	5	5	5	5	7,75	32,75

Katılımcı	Dinlenme Durumu	-20 mmHg	-30 mmHg	-40 mmHg	-50 mmHg	Basınç Sonrası	Toplam Sinyal Uzunluk Süresi
12*	5	5	5	5	-	6,02	26,02
13	5	7,5	3	4,5	5	8,44	33,44
14	5	5	5	5	5	6,87	31,87
15*	5	5	5	5	5	7,65	32,65
16	5	5	5	5	5	7,27	32,27
17	5	5	5	5	5	6,9	31,9
18	5	5	5	5	5	6,76	31,76

Dipnot: Tablo 3.2'nin devamı. ("*" işaretli katılımcıların verileri, aşağıda açıklanan sebeplerle analize dahil edilmemiştir.)

Tablo 3.2'de yıldızla işaretlenen katılımcıların her birinin ölçümlerinin belli noktalarında problemler donanımsal ya da katılımcı kaynaklı problemler meydana gelmiştir. Meydana gelen bu problemler, alınan ölçümün tamamına etki etmese bile bu tez çalışmasının homojenliğini veya bir diğer tabirle bağdaşıklığını bozabileceği gerekçesiyle, söz konusu katılımcıların verisi analize dahil edilmemiştir.

3.4. VERİ TABANININ TEMEL TANIM VE ZARF VEKTÖRLERİYLE ANALİZİ

3.4.1. Uygulanan Ön İşlemler

Sinyaller modellenmeden önce, donanımsal işlem yükünü azaltmak amacıyla 30'ar dakikalık sinyallerden sadece ilk 30'ar saniyelik bölümleri çıkartılmıştır. Bunun ardından sinyaller önce herhangi bir filtreleme veya gürültü giderme işlemine tabi tutulmadan ham halleriyle modellenmiştir. Daha sonra, yine aynı 30'ar dakikalık sinyallerin, gürültü seviyesi nitel olarak diğer kısımlarına göre daha az olan 1. ve 2.dakikaları arasındaki 30'ar saniyeleri çıkartılmış; barındırdıkları yüksek frekanslı gürültü ve şebeke kaynaklı taban çizgisi kaymaları mümkün oldukça giderilmiştir. Taban çizgisi kaymalarını gidermek amacıyla sinyallere MATLAB'da doğrusal olmayan trendler için kullanılan 6.dereceden polinom fonksiyonları uydurulmuştur. Akabinde, sinyallerin barındırdığı yüksek frekanslı gürültüyü gidermek amacıyla, yine MATLAB'ın "Wavelet Signal Denoiser" uygulaması kullanılarak tüm sinyallere ayrı ayrı dalgacık dönüşümü uygulanmıştır. EKG sinyallerine "Biorthogonal 3.7" dalgacığı, "Universal Threshold" yöntemiyle 8.seviyeye kadar uygulanıp gürültü frekanslarından arındırılmıştır. SKG sinyallerine ise –gürültüye karşı daha hassas yapıda olmaları sebebiyle– "Biorthogonal 3.3" dalgacığı,

"Minimax" yöntemiyle 6.seviyeye kadar uygulanıp gürültü tahmini seviyeden bağımsız yapılarak gürültü frekanslarından mümkün olabildiğince arındırılmıştır.

3.4.2. Kullanılan Algoritmalar

Bu bölümde, Bölüm 3.2'de anlatılan model üzerine inşa edilen hesaplama algoritmaları incelenmiştir. Her bir çerçevenin uzunluğu sırasıyla $L_F = \{8, 16, 32, 64\}$ olarak seçilip önce Tablo 3.3'te temel tanım ve zarf vektör bankalarını oluşturmaya yönelik uygulanan 1.Algoritma ve ardından Tablo 3.4'te elde edilen bankalarla sinyalleri yeniden oluşturmaya için uygulanan 2.Algoritma yazılmıştır.

Tablo 3.3: Kullanılan Veri Tabanı ile Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankalarının Oluşturulması için Kullanılan 1.Algoritma

GİRDİLER

i. EKG ve SKG sinyallerin ana çerçeve vektörü $\{X(n), n = 1, 2, 3, \dots, N\}$
ii. L_F: İncelenecek her bir çerçeve için toplam örnek sayısı.

HESAPLAMA ADIMLARI

Adım 1. Toplam çerçeve sayısını hesapla $N_F = N/L_F$.

Adım 2. $X(n)$ sinyalini X_i çerçevelerine böl. Bu durumda özgün sinyal, ana çerçeve vektörü olarak temsil edilir.

Adım 3. Her X_i çerçevesi için R_i özilinti matrisini hesapla.

Adım 4. Her R_i için λ_{ik} özdeğerlerini, eşlik eden özvektörlerle birlikte azalan sırada hesapla.

Adım 5. (a) En yüksek özdeğere denk gelen özvektörü sakla; çerçeve indis numarasıyla tanım vektörü olarak adlandır; V_{i1}değişkeni şeklinde ata. (b) Minimum ortalama kareler anlamında $X_i \cong C_1 V_{i1}$ yaklaşıklığını sağlamak için C_1 çerçeve ölçekleme katsayısını hesapla.

Adım 6. Adım 5'i tüm çerçeveler için hesapla $(i = 1, 2, \dots, N_F)$. Bu döngünün sonunda, tüm çerçeveler için en yüksek enerjiyi taşıyan özvektörler elde edilmiş olur.

Adım 7. PİK formülü ile Adım 6'da elde edilen tüm özvektörleri kıyasla. Buna göre, birbirine benzeyen örüntüleri elimine et. Böylece, $\{\varphi_r(n), n = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$ temel tanım vektörü bankası oluştur. Burada N_φ, eliminasyon işleminin ardından geriye kalan her bir farklı temel tanım vektör sayısını gösterir.

Adım 8. Her $C_1 V_{i1}$ ifadesi için A_i köşegen zarf matrisini hesapla.

Adım 9. Adım 7'de gerçekleştirilen işleme benzer şekilde, bu defa $\{\alpha_k(n), n = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ zarf vektör bankasını oluştur. Burada N_α, eliminasyon işleminin ardından geriye kalan her bir farklı zarf vektör sayısını gösterir.

Tablo 3.4: Oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile Sinyallerin Yeniden Elde Edilmesi için Kullanılan 2.Algoritma

GİRDİLER

i. Modellenecek EKG ve SKG sinyallerin ana çerçeve vektörü $\{X(n), n = 1, 2, 3, \dots, N\}$
ii. L_F: İncelenecek her bir çerçeve için toplam örnek sayısı.
iii. N_φ ve N_α, yani oluşturulan bankalardaki temel tanım ve zarf vektörlerinin sayısı.
iv. 1.Algoritma ile elde edilen $\{\varphi_r, r = 1, 2, 3, \dots, N_\varphi\}$ temel tanım vektör bankası.
v. 1.Algoritma ile elde edilen $\{\alpha_k, k = 1, 2, 3, \dots, N_\alpha\}$ zarf vektör bankası.

HESAPLAMA ADIMLARI

Adım 1. $X(n)$ sinyalini L_F uzunluğundaki X_i çerçevelerine böl. Bu durumda özgün sinyal, ana çerçeve vektörü olarak temsil edilir.

Adım 2. (a) Her bir i çerçevesi için, temel tanım vektör bankasından toplam hatası minimum olan uygun bir φ_r temel tanım vektörü seç. (b) φ_r'yi işaret eden r indis numarasını sakla. Bu durumda $X_i \approx c_r\varphi_r$ halini alır.

Adım 3. (a) Söz konusu çerçeve için, zarf vektör bankasından toplam hatayı daha da fazla minimize eden bir α_k zarf vektörü seç. (b) α_k'yi işaret eden k indis numarasını sakla. Son durumda, söz konusu çerçeve vektörü için en uygun temel tanım ve zarf vektörü seçilmiş olacağından, eşitlik çerçeve vektörünü en iyi tanımlayan $X_i \approx c_r\alpha_k\varphi_r$ halini alır.

Adım 4. Yeni kazanç faktörü $c_i = (\alpha_k\varphi_r)^T X_i/(\alpha_k\varphi_r)^T(\alpha_k\varphi_r)$'yi hesaplayarak özgün çerçeve sinyali ile modellenen sinyal arasındaki farkı en aza indirgeyerek yaklaşıklığı $X_i = c_i\alpha_k\varphi_r$ eşitliğine dönüştür.

Adım 5. Yukarıdaki adımları tüm EKG ve SKG sinyal çerçeveleri için tekrarla.

4. BULGULAR

Kullanılan veri tabanında, modelleme deneylerine tabi tutulan katılımcılara ait EKG ve SKG sinyallerinin ön işlemden geçmeden önceki ve geçtikten sonraki SNR değerleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. SNR değerinin birimi dB cinsinden verilmiştir. Kullanılan veri tabanındaki tüm sinyallerin oldukça gürültülü olduğu ve ön işlemden geçirildikten sonra bile SNR değerlerinin sıfırın altında kaldığı gözlemlenmiştir.

Tablo 4.1: Deneye Tabi Tutulan Katılımcıların EKG ve SKG Sinyallerinin Ön İşlem Öncesi ve Sonrası SNR Değerleri.

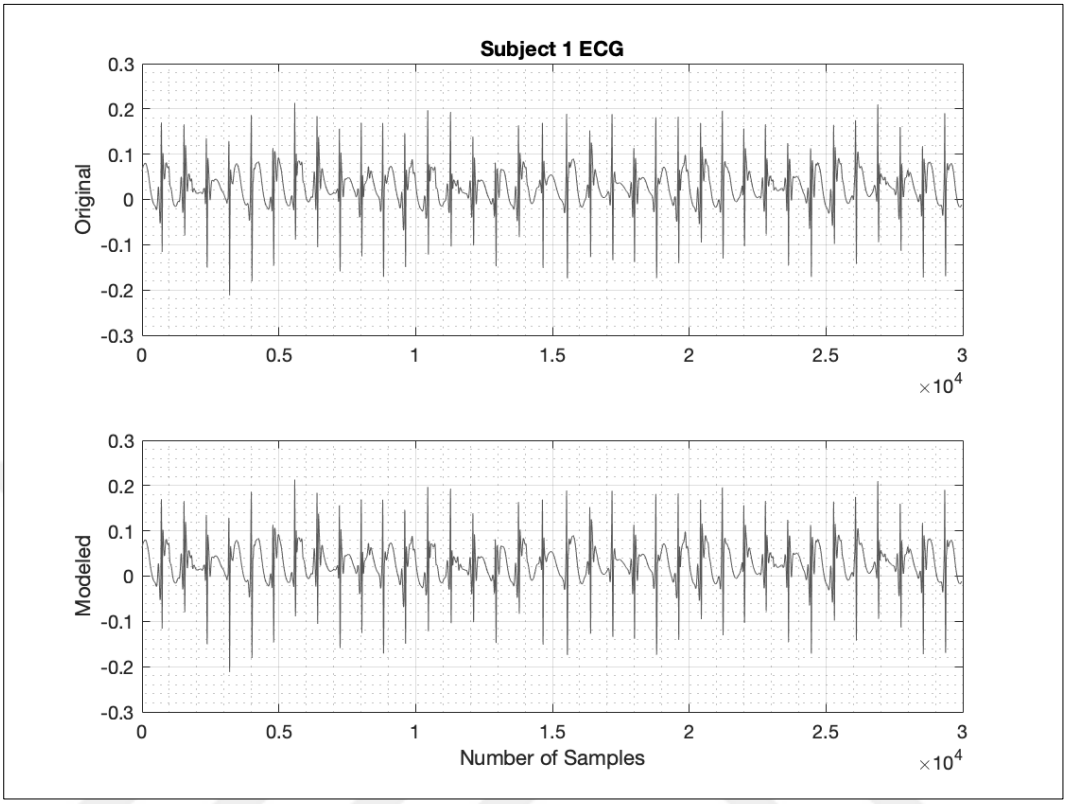
Katılımcı	Ön İşlem Öncesi SNR (EKG)	Ön İşlem Sonrası SNR (EKG)	Ön İşlem Öncesi SNR (SKG)	Ön İşlem Sonrası SNR (SKG)
1	-5,670	-4,405	-16,572	-16,569
3	-2,532	1,336	-10,855	-10,850
4	-5,987	-3,790	-13,161	-13,156
5	-2,252	-2,084	-11,005	-10,995
9	-4,798	-3,502	-11,551	-11,549
10	-5,912	-2,805	-11,043	-11,041
11	-5,345	-1,852	-14,154	-14,153
13	-3,523	-1,789	-2,979	-2,977
14	-2,391	0,503	-7,999	-7,998
16	-3,075	-0,857	-11,783	-11,782

Sinyalleri gürültüden arındırmak için uygulanan dalgacık dönüşümünde, kullanılan seviyelerden daha derine inildikçe sinyallerin bilgi içeren kısımlarında kayıplar meydana gelmiş ve sinyalin barındırdığı gürültü gücü artmış olduğundan, arındırma işlemi belli seviyelerle sınırlı tutulmuştur.

Bu bölümün bundan sonraki kısmında modelleme sonuçları sadece 2 katılımcı için paylaşılmış olup tüm katılımcıların modelleme sonuçları EK 1'de gösterilmiştir.

Modelleme aşamasında 1.algoritma uygulanarak EKG ve SKG sinyalleri 3.Bölüm'de anlatıldığı üzere bileşenlerine ayrılarak, herhangi bir veri ayıklaması olmaksızın yeniden inşa edildiğinde, orijinal sinyaller kayıpsız bir şekilde elde edilmiştir. Aşağıda çerçeve örnek

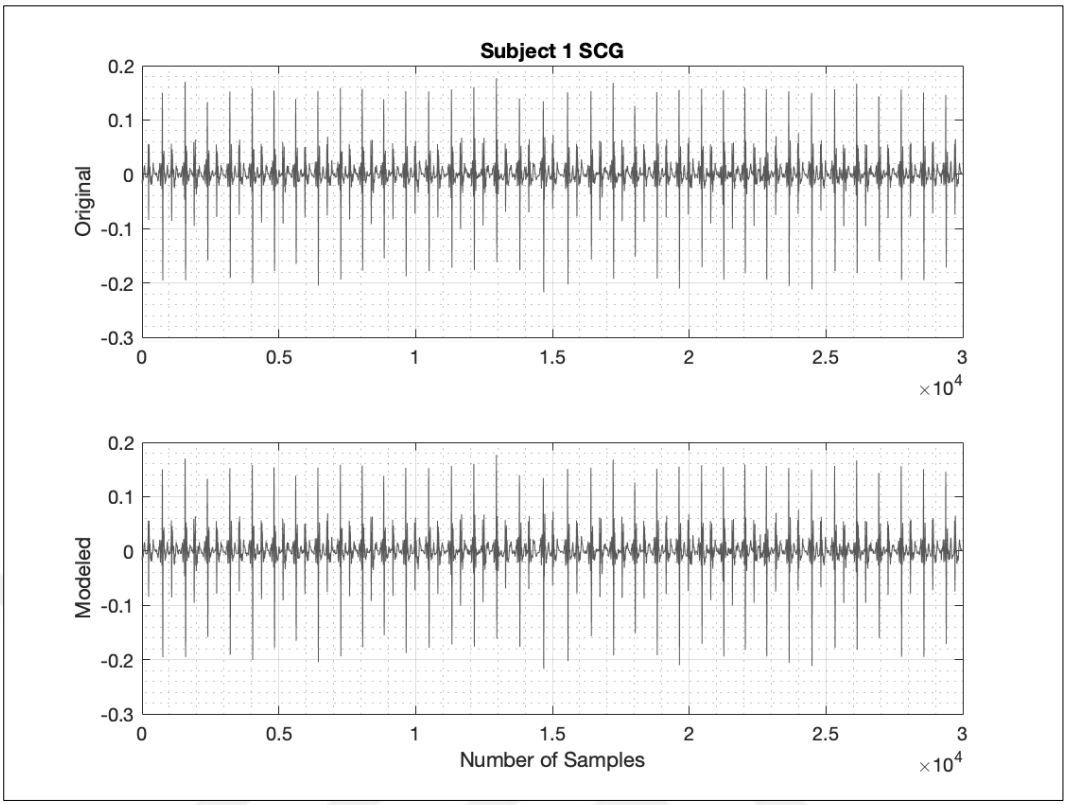
uzunluğu $L_F = 8$ için 1. ve 3.katılımcılar için sonuçlar Şekil 4.1, 4.2, 4.3 ve 4.4'te gösterilmiştir.



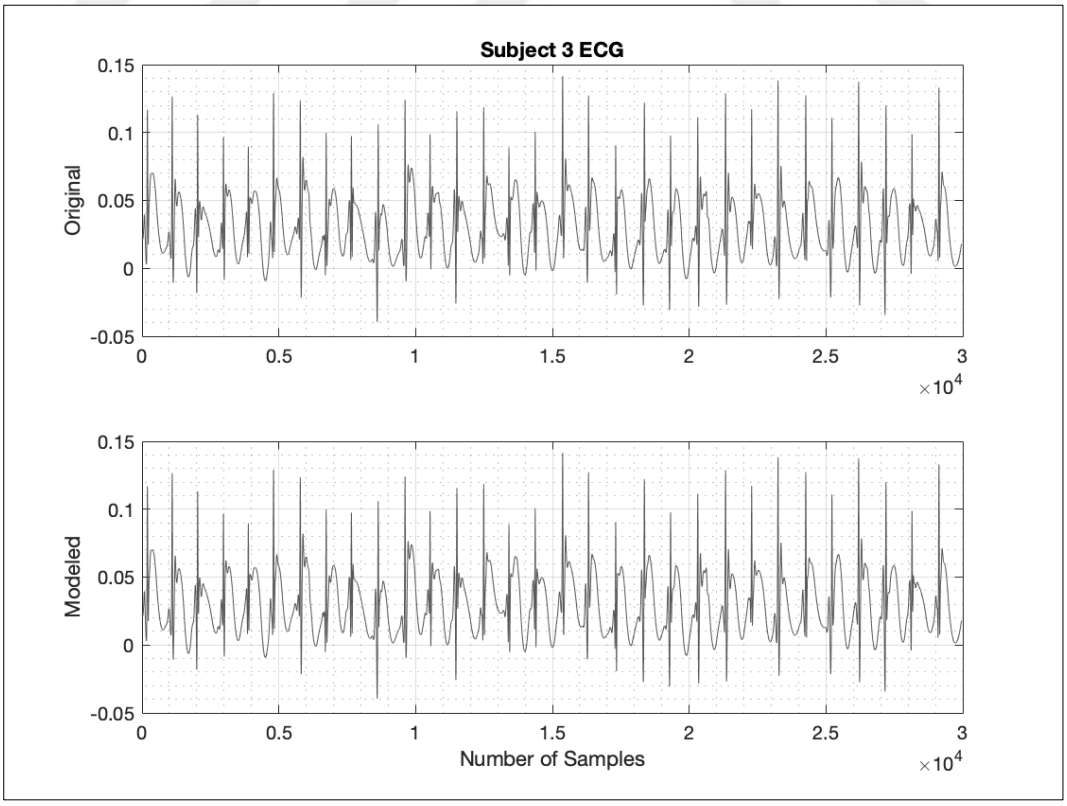
Şekil 4.1: 1.Katılımcı için Orijinal EKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali.

1.algoritma uygulandıktan sonra elde edilen temel tanım ve zarf vektör veri bankaları ile 2.algoritma çalıştırılmıştır. Orijinal sinyale ilk yaklaşımın gerçekleştirildiği ve her bir çerçeve için orijinal sinyale en uygun temel tanım vektörlerinin seçildiği ilk blok sonunda, çerçeve örnek uzunluğu $L_F = 8$ olmak üzere, ilk 10 çerçevenin hata değerleri 1. ve 3.katılımcıların EKG ve SKG sinyalleri için Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

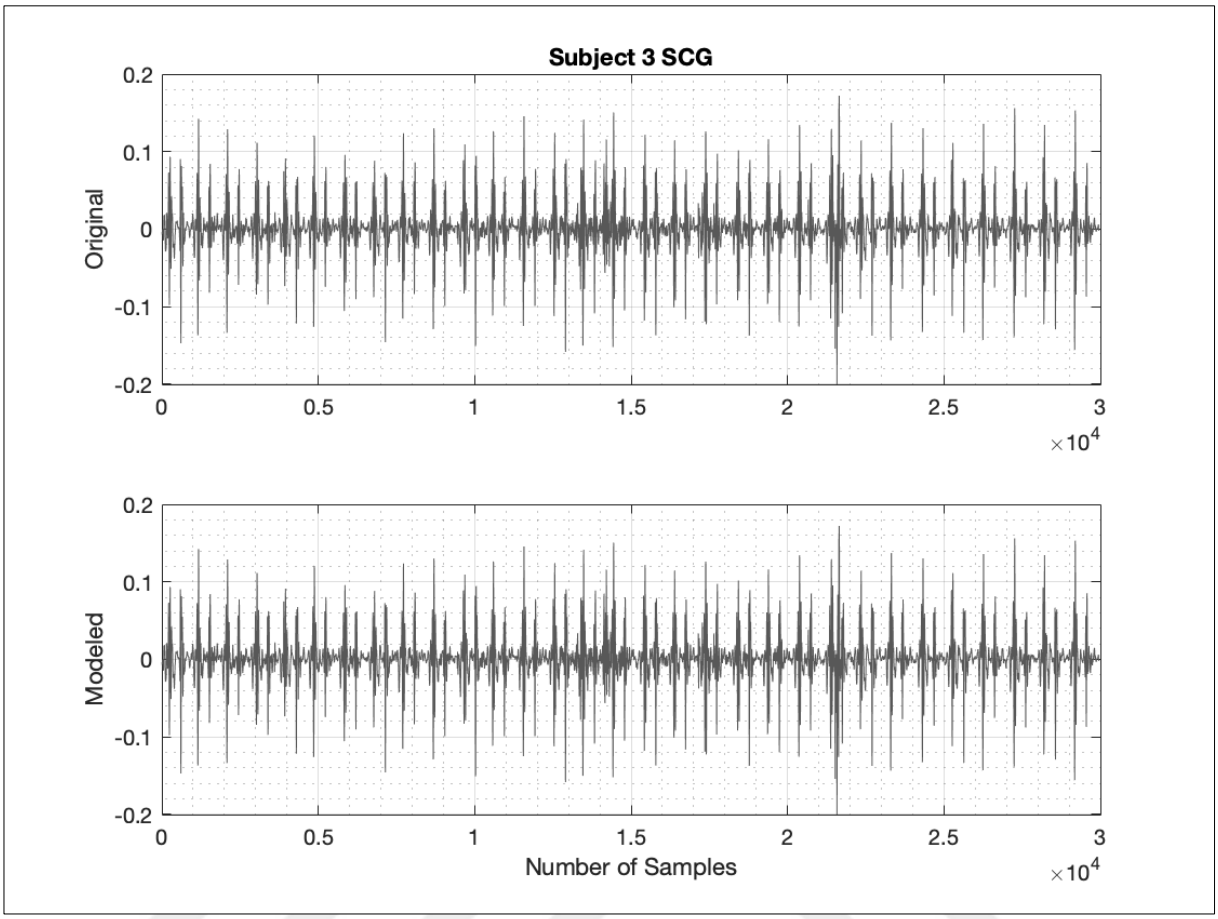
Elde edilen hata değerler, modelde hedeflendiği gibi sıfıra oldukça yakınsamakta ve temel tanım vektör bankasından her çerçeve için mümkün olan en uygun tanım vektörü seçilmektedir.



Şekil 4.2: 1.Katılımcı için Orijinal SKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.3: 3.Katılımcı için Orijinal EKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.4: 3.Katılımcı için Orijinal SKG ve İlk Algoritma Sonunda Modellenmiş EKG Sinyali.

Tablo 4.2: 1. ve 3.Katılımcılar için İlk Yaklaşım Bloğu Sonundaki Hata Değerleri.

Katılımcı 1 EKG Hata Değeri	Katılımcı 1 SKG Hata Değeri	Katılımcı 3 EKG Hata Değeri	Katılımcı 3 SKG Hata Değeri
0,0204	0,0070	0,0072	0,0027
0,0212	0,0043	0,0067	0,0009
0,0219	0,0049	0,0067	0,0042
0,0226	0,0043	0,0069	0,0051
0,0232	0,0047	0,0073	0,0060
0,0236	0,0040	0,0080	0,0047
0,0240	0,0069	0,0078	0,0048
0,0242	0,0064	0,0100	0,0218
0,0244	0,0054	0,0115	0,0090
0,0247	0,0042	0,0121	0,0032

Ardından ikinci yaklaşım bloğu olan, daha önce seçilen en uygun tanım vektörleri sabit tutularak, her bir çerçeve için temel zarf vektörü bankalarından en uygun zarf vektörünü seçme işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlemin sonunda, yine çerçeve örnek uzunluğu $L_F = 8$ olmak

üzere, ilk 10 çerçevenin hata değerleri 1. ve 3.katılımcıların EKG ve SKG sinyalleri için Tablo 4.3'de gösterilmiştir.

Tablo 4.3: 1. ve 3.Katılımcılar için İkinci Yaklaşım Bloğu Sonundaki Hata Değerleri.

Katılımcı 1 EKG Hata Değeri	Katılımcı 1 SKG Hata Değeri	Katılımcı 3 EKG Hata Değeri	Katılımcı 3 SKG Hata Değeri
0,1560	0,0327	0,0530	0,0117
0,1623	0,0191	0,0516	0,0145
0,1681	0,0284	0,0514	0,0075
0,1732	0,0306	0,0518	0,0028
0,1779	0,0182	0,0541	0,0141
0,1816	0,0213	0,0586	0,0304
0,1849	0,0167	0,0646	0,0296
0,1872	0,0049	0,0725	0,0180
0,1894	0,0181	0,0823	0,0333
0,1911	0,0288	0,0923	0,0153

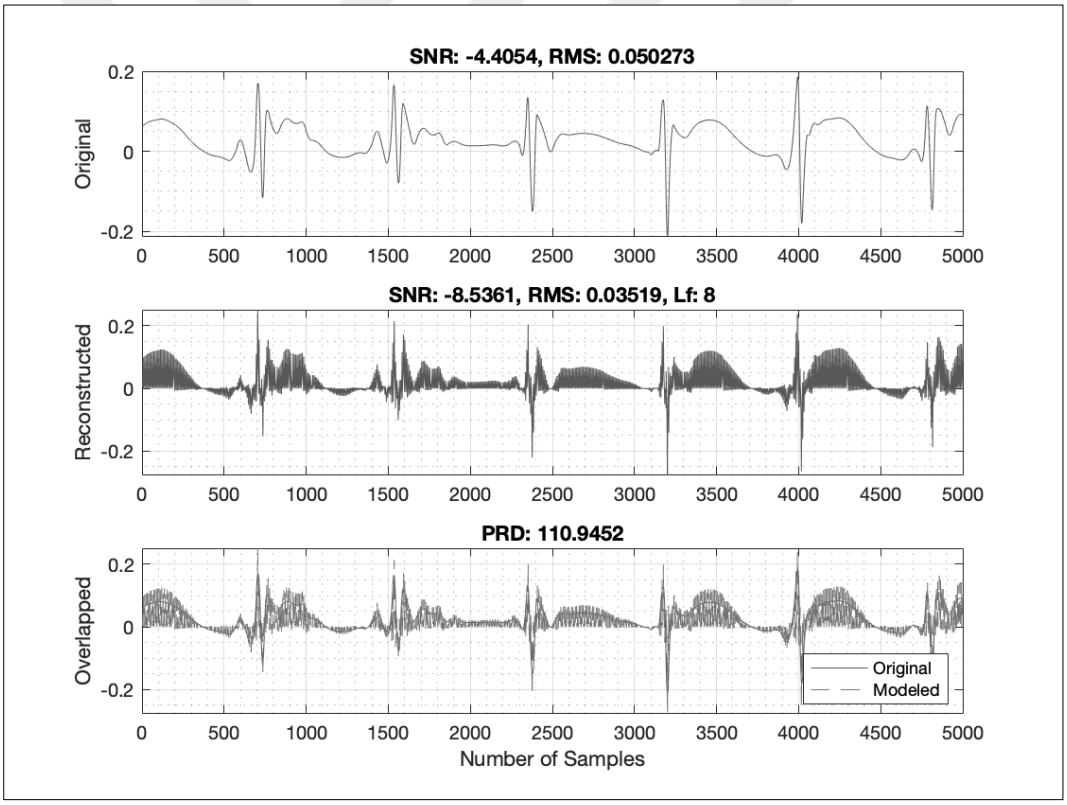
Tablo 4.2 ve 4.3'teki hata değerleri kıyaslandığında, kullanılan modelden beklenenin aksine ikinci yaklaşım bloğu sonunda hata fonksiyonu sonuçlarının küçülmek yerine büyüdüğü gözlemlenmektedir. Bu noktada sonuçlar, Gürkan ve diğ.[51-52]'nin çalışmalarında elde edilen sonuçlarla zıt düşmektedir.

Bir sonraki adımda, önceki iki adımda elde edilen en uygun tanım ve zarf vektörleri sabit tutulup 2.algoritmanın son yaklaşım bloğu çalıştırılarak, düzeltilmiş çerçeve ölçekleme katsayıları ve global hata fonksiyonu sonuçları hesaplanmıştır. Çerçeve ölçekleme katsayıları yeniden hesaplanarak düzeltildikten sonra elde edilen hata değerleri Tablo 4.4'te gösterilmiştir. Bu adımın sonunda global hata değerlerinin neredeyse sıfıra eşitlenmesi hedeflenmiş fakat bu hedef gerçekleştirilememiştir. Tablo 4.4'te gösterilen değerler, Tablo 4.3'teki değerlerle kıyaslandığında hata miktarlarında azalma gözlemlenmiş olsa da global hatayı sıfırlamak konusunda oldukça yetersiz kalmaktadır.

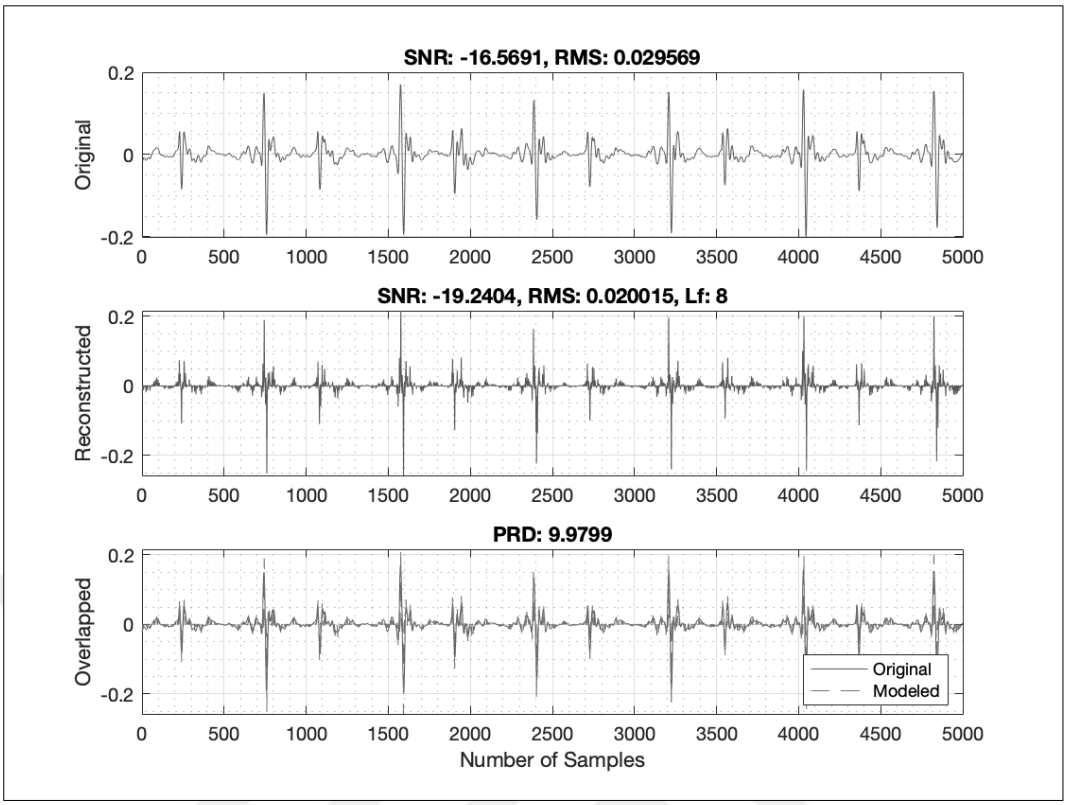
Orijinal sinyale toplamda 3 farklı adımla; her bir çerçeve için önce en uygun tanım vektörünün, ardından en uygun zarf vektörünün, son olarak da düzeltilmiş çerçeve ölçekleme katsayısının bulunmasıyla yapılan yaklaşımdan sonra sinyaller yeniden inşa edilmiştir. Şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.7'de 1. ve 3.katılımcıların yeniden inşa edilmiş EKG ve SKG sinyalleri, orijinal sinyallerle birlikte verilerek ayrıca üst üste çizdirilmiştir.

Tablo 4.4: 1. ve 3.Katılımcılar için Üçüncü Yaklaşım Bloğu Sonundaki Global Hata Değerleri.

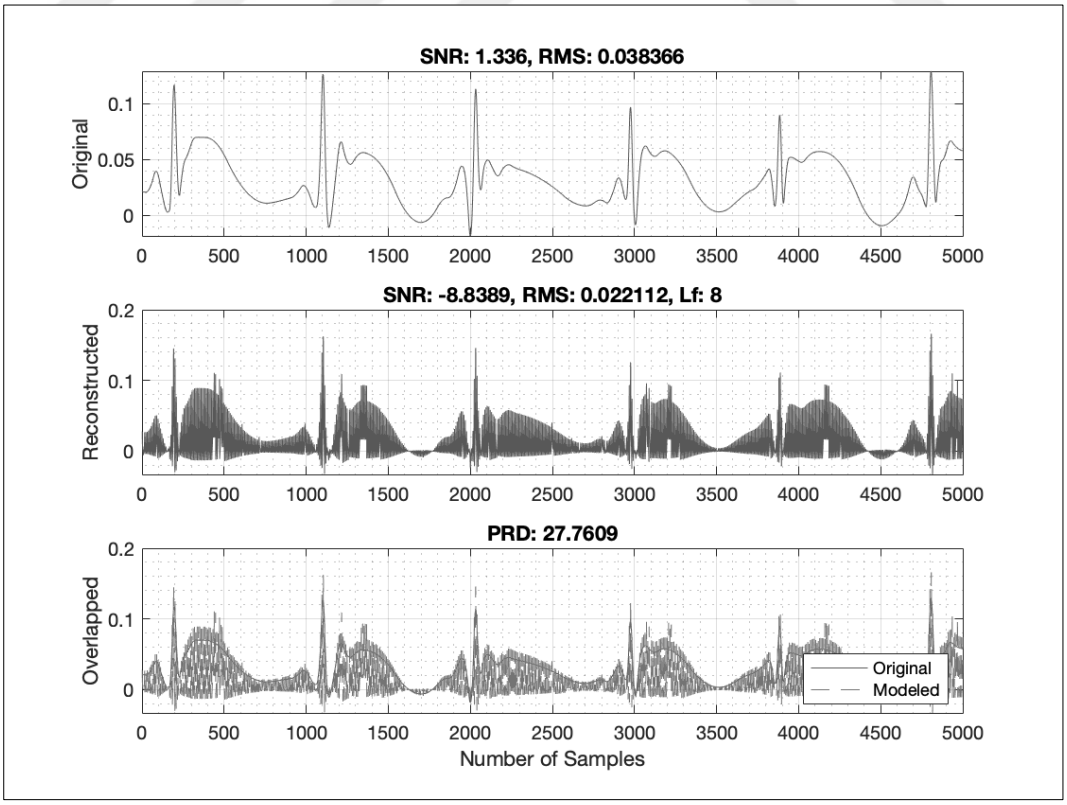
Katılımcı 1 EKG Hata Değeri	Katılımcı 1 SKG Hata Değeri	Katılımcı 3 EKG Hata Değeri	Katılımcı 3 SKG Hata Değeri
0,1201	0,0320	0,0512	0,0117
0,1251	0,0175	0,0503	0,0108
0,1298	0,0283	0,0500	0,0073
0,1339	0,0303	0,0503	0,0028
0,1376	0,0176	0,0524	0,0141
0,1407	0,0211	0,0566	0,0235
0,1433	0,0165	0,0626	0,0293
0,1455	0,0015	0,0700	0,0178
0,1472	0,0178	0,0793	0,0324
0,1483	0,0288	0,0894	0,0151



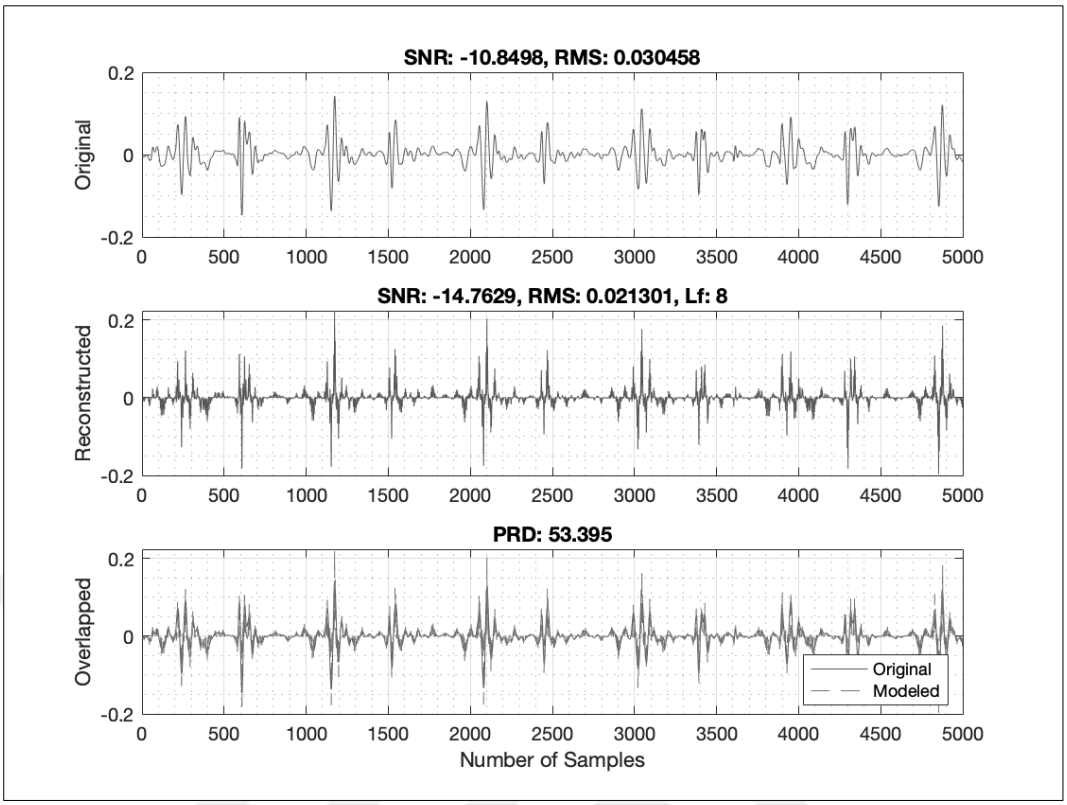
Şekil 4.5: 1.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.6: 1.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş SKG Sinyali.



Şekil 4.7: 3.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş EKG Sinyali.

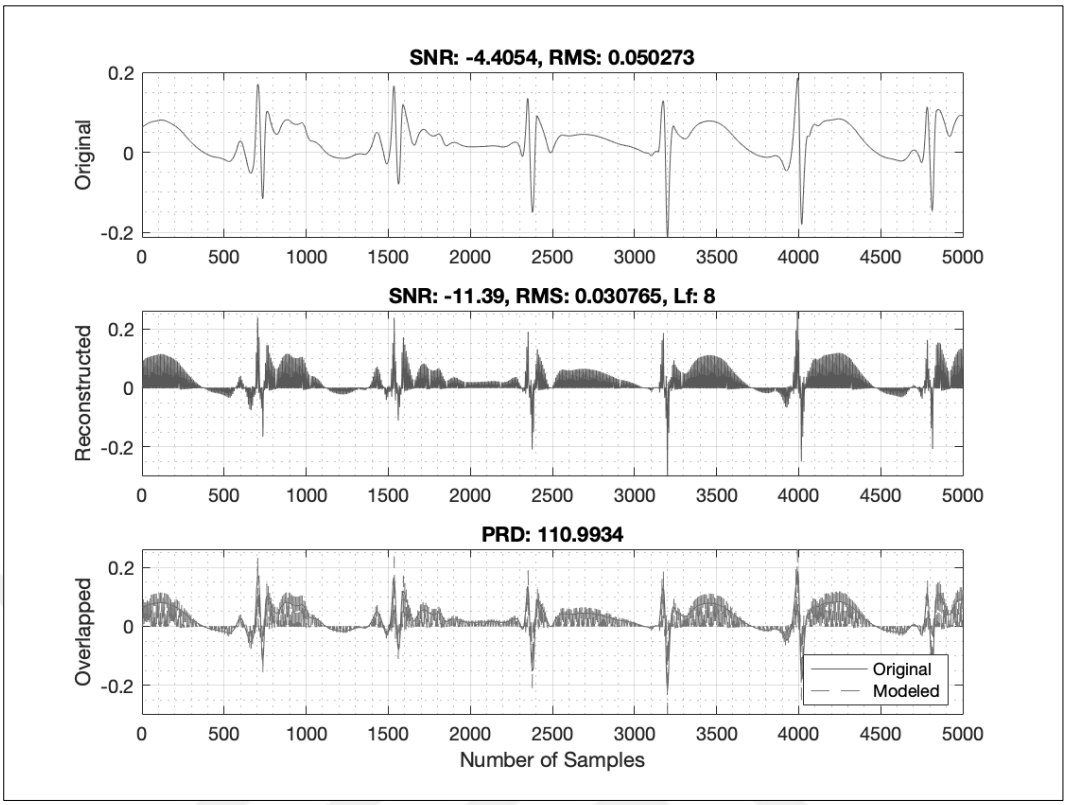


Şekil 4.8: 3.Katılımcı için Orijinal ve Yeniden İnşa Edilmiş SKG Sinyali.

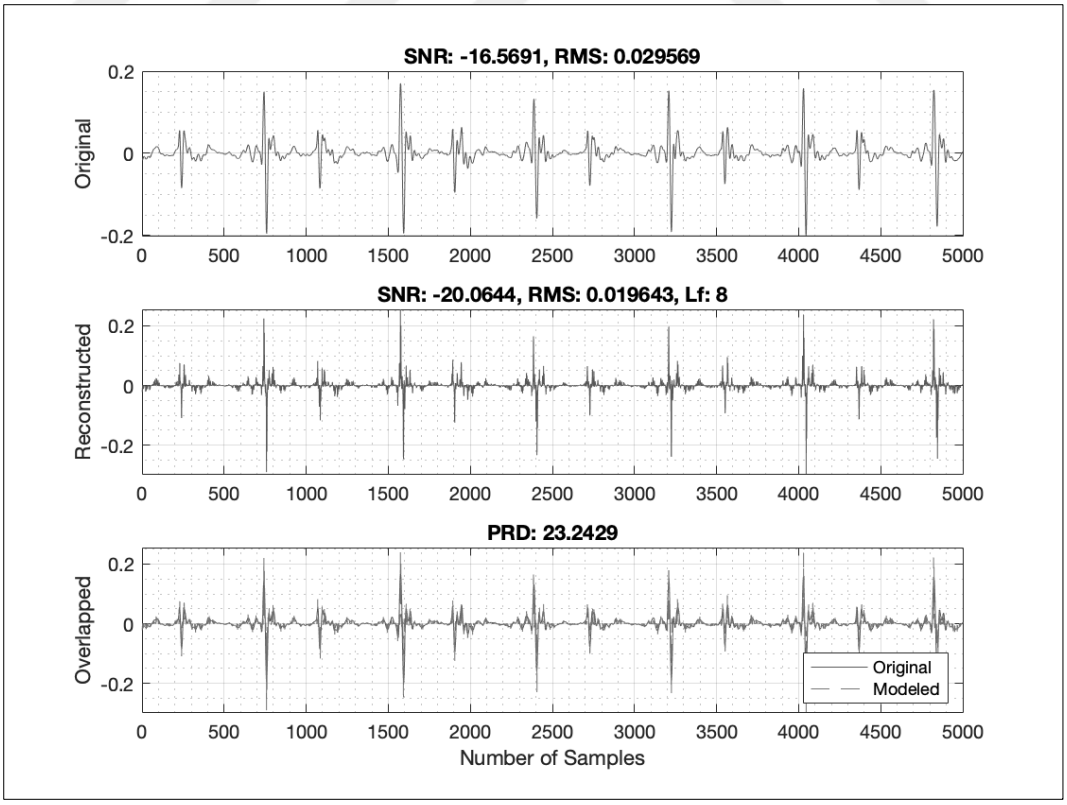
Yeniden inşa edilen sinyaller, yön ve ortalama olarak orijinal sinyallerle örtüşmektedir. Fakat vektör veri bankaları kullanılarak yeniden inşa edilmiş bu sinyaller, ilk algoritmanın sonunda bileşenlerine ayrılarak elde edilmiş sinyaller gibi orijinal sinyallerle benzerlik göstermemektedir.

Yeniden inşa edilen sinyallerin RMS değerlerinde, orijinal sinyale kıyasla önemli bir değişim olmazken SNR değerlerinde ciddi bir düşüş gözlenmiştir. Fizyolojik sinyallerde özellikle EKG sinyalleri için kullanılan, yeniden inşa edilen sinyallerin ve sıkıştırılan verinin kalite göstergesi olan PRD değerlerinde ise Gürkan ve diğ. [51]'nin, ayrıca Blanco-Velasco ve diğ. [61]'nin çalışmalarında kabul edilebilir değerlerin dışında dalgalanmalar gözlemlenmiştir. PRD değerlerinin yüksekliği veri kaybının fazlalığına işaret etmektedir.

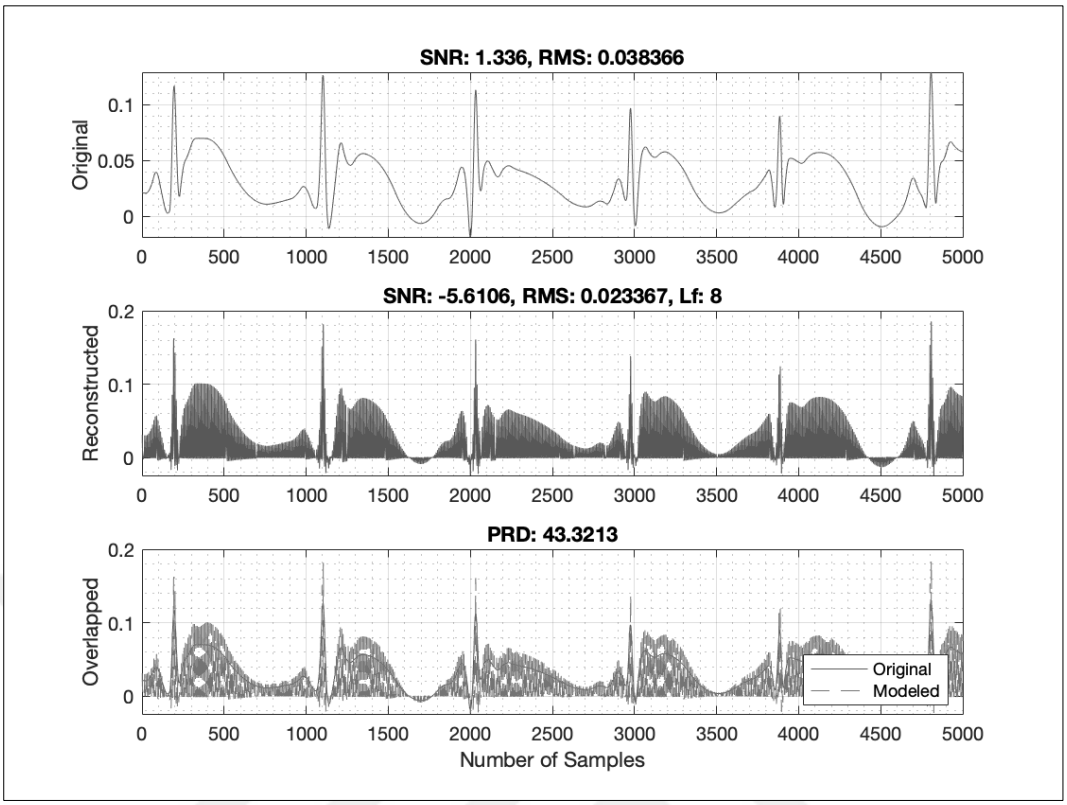
Sunulan tez çalışmasında hedeflenen sonuçların elde edilememesi üzerine modelleme, veri tabanında bulunan tüm katılımcıların sinyallerinden oluşturulmuş vektör veri bankalarının birleştirilmiş versiyonları üzerinden tekrar edilmiştir. Tez çalışmasına özel olarak, birleştirilmiş temel tanım ve zarf vektör bankaları kullanılarak yeniden inşa edilen sinyaller, 1. ve 3.katılımcıların EKG ve SKG sinyalleri için Şekil 4.9, 4.10, 4.11 ve 4.12'de gösterilmiştir.



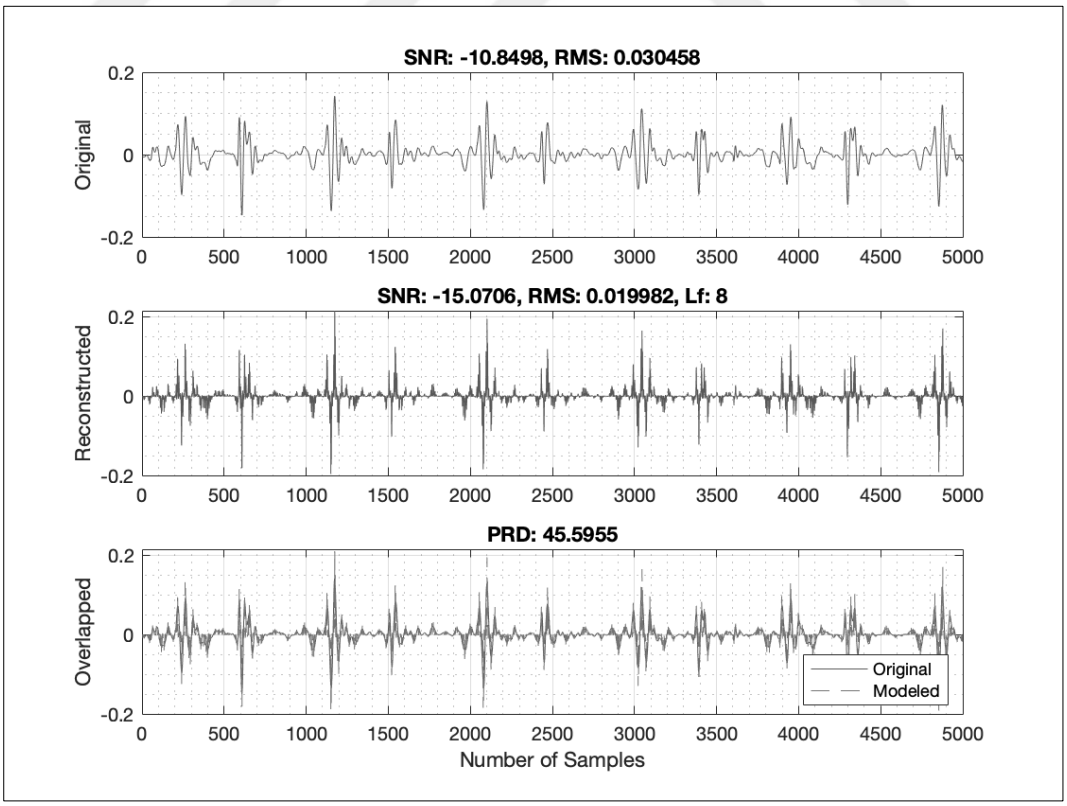
Şekil 4.9: 1.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.10: 1.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş SKG Sinyali.



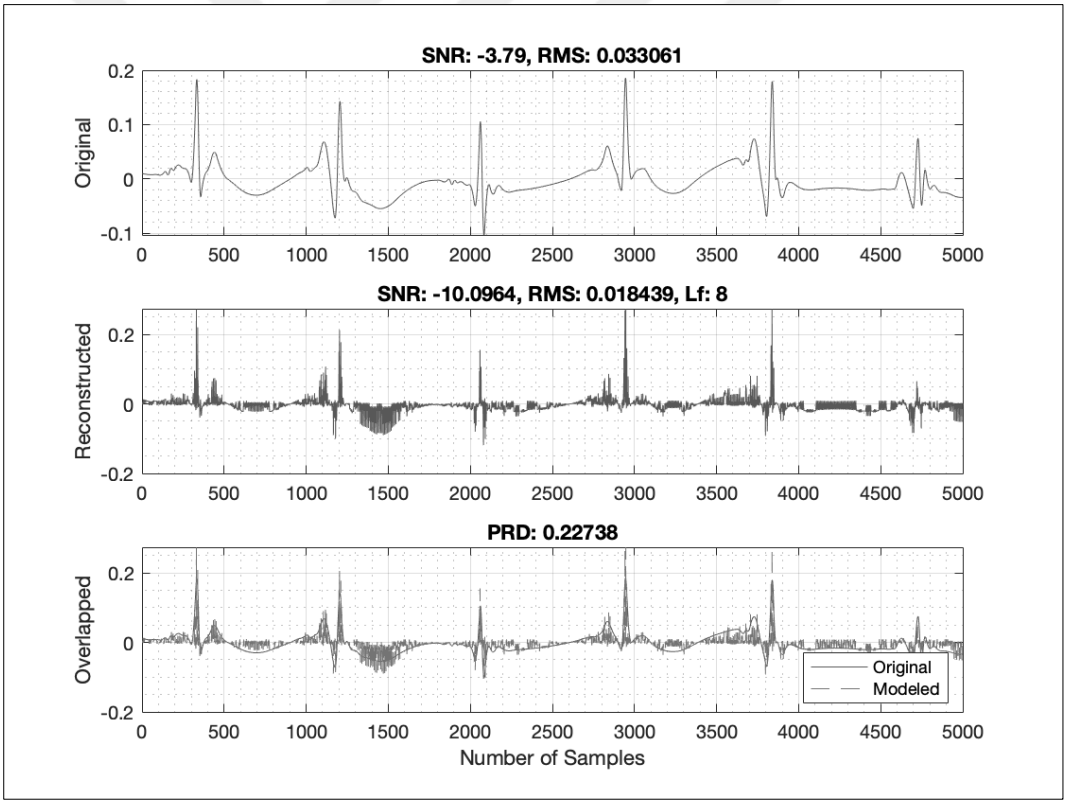
Şekil 4.11: 3.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş EKG Sinyali.



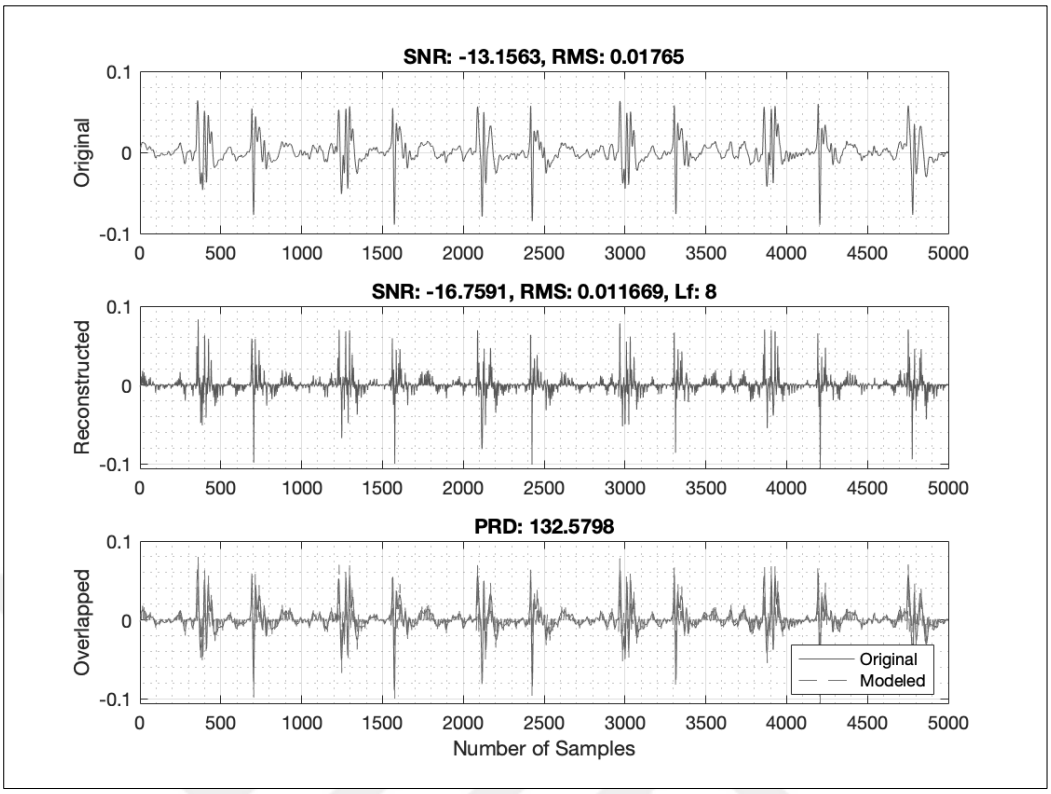
Şekil 4.12: 3.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş Veri Bankalarıyla İnşa Edilmiş SKG Sinyali.

Ayrıca araştırmanın derinliğini artırmak amacıyla 4. ve 5.katılımcıların EKG ve SKG sinyalleri, öncekilerden farklı olarak, birleştirilmiş temel tanım ve zarf vektör bankalarının yerleri değiştirilerek, yani EKG sinyalleri SKG vektör bankaları kullanılarak; SKG sinyalleri ise EKG vektör bankaları kullanılarak yeniden inşa edilmiş ve elde edilen sonuçlar gözlenip kıyaslanmıştır. Bu yolla yeniden inşa edilmiş sinyaller Şekil 4.13, 4.14, 4.15 ve 4.16'da gösterilmiştir.

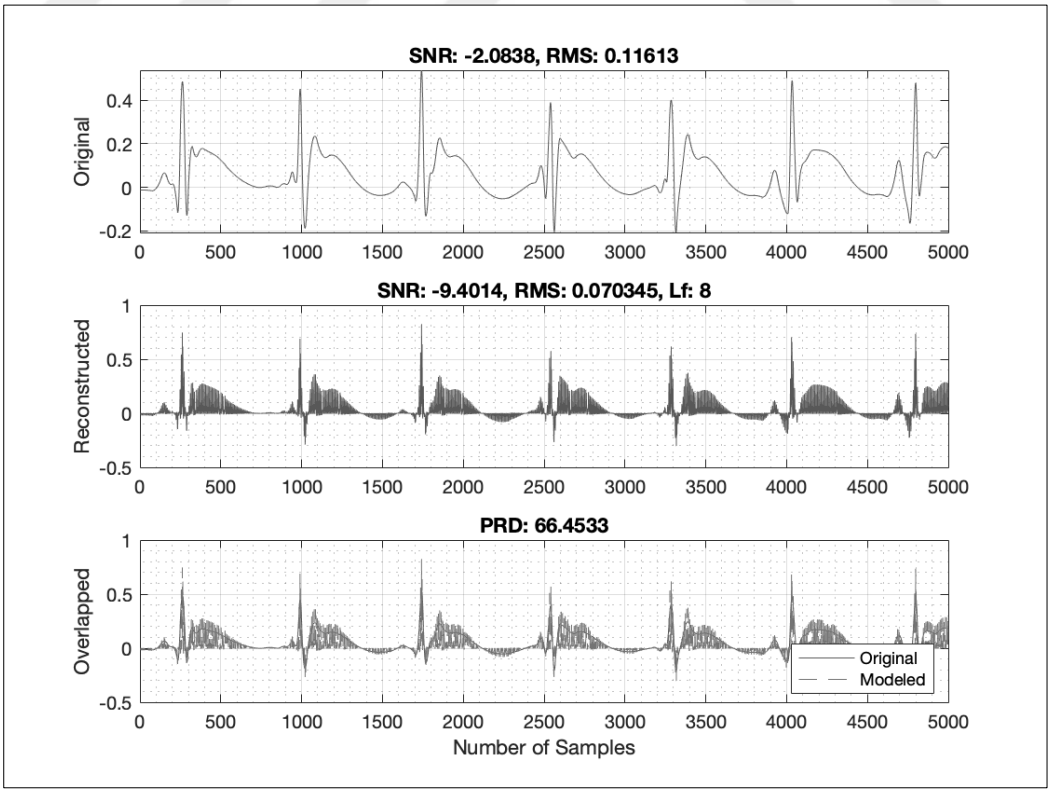
Buraya kadar anlatılan işlemlerin tamamı ayrıca -çerçeve uzunlukları sırasıyla 16-32-48 örnek olmak üzere- ham ve filtreden geçirilmiş tüm sinyaller için ayıklama yöntemleri olarak Pearson korelasyon formülü ve k-ortalama kümeleme algoritması ayrı ayrı denenip uygulanmış fakat elde edilen sonuçlarda olumlu yönde bir gelişme kaydedilememiştir. Deneylerde ortaya çıkan tüm sonuçların birbirine benzerlik gösterdiği gözlemlenmiştir.



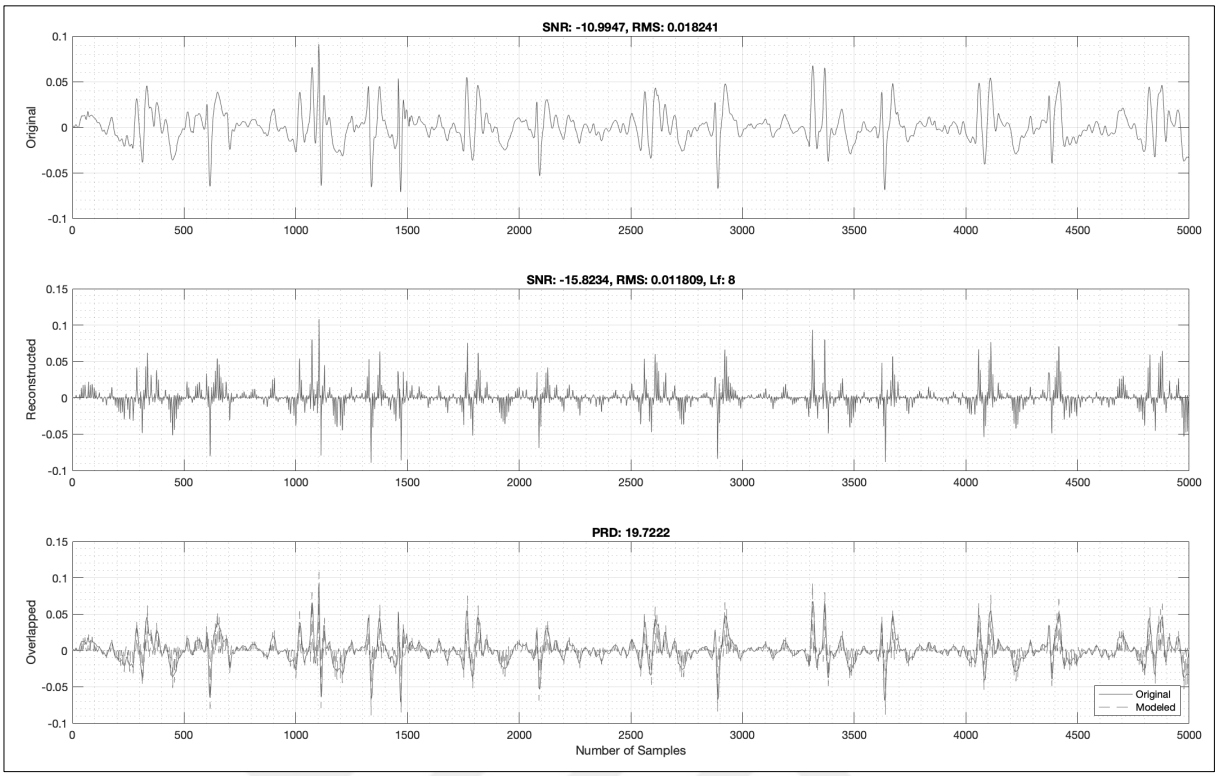
Şekil 4.13: 4.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş SKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.14: 4.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş EKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş SKG Sinyali.



Şekil 4.15: 5.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş SKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş EKG Sinyali.



Şekil 4.16: 5.Katılımcı için Orijinal ve Birleştirilmiş EKG Veri Bankalarından İnşa Edilmiş SKG Sinyali.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Sunulan tez çalışmasında EKG ve SKG sinyalleri, Gürkan ve diğ. [51-52]'nin çalışmalarında önerdiği yöntemle modellenmiş ve sonuçları paylaşılmıştır. "Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları" adı verilen bu yöntemle veri tabanında bulunan katılımcılardan 10 tanesinin, eş zamanlı alınmış EKG ve SKG sinyalleri, çerçeve uzunlukları sırasıyla 8-16-32-48 olmak üzere, önce toplamda 3 farklı bileşene (çerçeve ölçekleme katsayısı-zarf vektörü-tanım vektörü) ayrıştırılmıştır. Bu bileşenlerden oluşturulan Temel Tanım ve Zarf Vektör Bankaları ile daha sonrasında orijinal sinyaller yeniden inşa edilmiştir.

Üzerinde çalışılan EKG ve SKG veri tabanında bulunan sinyallerin gürültü seviyesi incelediğinde SNR değerlerine göre sinyallerin içerdiği gürültü gücünün sinyalin gücüne baskın geldiği ve sinyalin taşıdığı bilginin gürültüye gömülmüş olduğu gözlenmiştir. Bu sebeple sinyaller, ham ve filtrelenmiş olarak ayrı ayrı modellenmiştir. Gürültüden arındırma işlemleri, dalgacık dönüşümü yöntemiyle, bilgi kaybının oluşmaya başlamasını engellemek amacıyla inilmesi mümkün olan en üst seviyeye kadar (EKG sinyalleri için 8.seviye, SKG sinyalleri için 6.seviyeye) gerçekleştirilmiştir. Yine de elde edilen filtrelenmiş sinyallerin SNR değerlerinin genelde sıfırın altında kaldığı görülmüştür.

Modellemeyi olumsuz etkileyebilecek bir diğer nokta ise vektör bankalarını oluştururken kullanılan Pearson korelasyon formülü olarak saptanmış ve günümüzdeki yöntemlere daha uygun bir yaklaşımla vektörleri ayıklama işlemi alternatif olarak ayrıca k-ortalama kümeleme algoritmasıyla gerçekleştirilmiştir. Kümeleme işlemi sayesinde farklılık gösteren her kümeden en az bir eğrinin veri bankasına çekilmesi sağlanmış ve Pearson korelasyon formülüyle meydana gelebilecek olası veri kayıplarının önüne geçilmiştir.

Son olarak oluşturulan vektör bankalarıyla; önce her katılımcının kendi vektör bankalarından kendi sinyalleri, ardından bütün katılımcıların vektör bankalarının birleştirilmesiyle elde edilen büyük vektör bankalarından katılımcıların sinyalleri, en sonda ise birleştirilmiş vektör

bankalarının modelin ikinci aşamasındaki kullanım yerleri değiştirilerek EKG bankalarından SKG sinyalleri, SKG bankalarından EKG sinyalleri yeniden inşa edilmiştir.

Tüm sonuçlar üzerinden değerlendirme yapıldığında, kullanılan modelle EKG ve SKG sinyalleri üzerinde hedeflenen performansın yakalanamadığı görülmektedir. Yeniden inşa etme sırasında kullanılan vektör bankalarındaki bilginin yetersiz olabileceği ihtimalîyle, deneye tabi tutulan tüm katılımcıların vektör bankalarından birer adet büyük temel tanım vektörü ve büyük temel zarf vektörü bankası oluşturulmasına rağmen orijinal sinyallere birebir benzeyen, sağlık profesyonelleri tarafından tanı amaçlı kullanılabilecek sinyaller inşa edilememiştir. Bu duruma sebep olarak öncelikle Gürkan ve diğ.[51-52] tarafından önerilen modelin gürültü seviyesi açısından kötü durumdaki sinyaller üzerinde yeterince iyi çalışmadığı gözleminde bulunabilir. Söz konusu çalışmalarda, yazarlar tarafından önerilen modelin performansının fizyolojik sinyalleri örnekleme şartlarından bağımsız olduğu ve ayrıca bu yöntemin sinyallerin barındırdığı tanı bilgisini yüksek oranda koruduğu belirtilmiş olsa da bu iddiaları destekleyecek sonuçlar maalesef elde edilememiştir. Fakat EKG sinyalleri yeniden inşa edildikten sonra modelin her bir çerçeve için bir eğri çizerek yaklaşım yaptığı göz önünde bulundurulduğunda, inşa edilen EKG sinyallerinin izlediği rotada sadece pik noktaları sinyalden çıkarılarak bu noktalar üzerinden sinyale bir eğri uydurma işlemi gerçekleştirilirse, orijinal sinyallere benzer ve sağlık profesyonelleri tarafından teşhis amaçlı kullanılabilecek sinyallerin elde edilebileceği öngörülmektedir. Bu noktada, gürültü seviyesi yüksek sinyaller için önerilen model üzerinde gelecekte böyle bir modifikasyon yapılabilir.

Öte yandan, yüksek ve düşük frekanslı iç ve dış kaynaklı gürültüye karşı oldukça hassas olan SKG sinyallerinin, imza tabanlı bir yöntemle bilgi taşıyan alt bileşenlerine ayrıldığında ayırt edilebilir özelliklerinin kaybolduğu gözlemlenmiştir. Yeniden inşa edilen SKG sinyalleri, orijinal bir SKG sinyalinin her bir pik noktasının kalpte gerçekleşen farklı bir olayı temsil etmesi durumunu ortadan kaldırmaktadır. SKG sinyalleri için kullanılacak herhangi bir modelin, bu sinyal türünün dalga formlarını hiçbir şekilde bozmaması gerekmektedir. Bu sebeple, oldukça düşük genlikli ve gürültü içeren SKG sinyallerini önerilen yöntemle modellemek mümkün gözükmemektedir.

SKG ve benzeri diğer fizyolojik sinyaller için bu olumsuzluklar göz önünde bulundurulduğunda, son dönemde yapılan çalışmaların büyük çoğunlukla öğrenme temelli

yöntemler ile gerçekleştirildiği görülmektedir [32, 36, 37, 43, 47, 48, 50, 62]. Öğrenme temelli yöntemlerde, sinyalleri alt bileşenlerine ayırmak yerine genellikle zaman bölgesine uygulanan pencerelerle çıkarılan özellikler kullanılarak modeller eğitilmektedir. Ölçüm yöntem ve imkânlarının yetersizliği sebebiyle gürültü seviyesi yüksek, diğer sinyal türlerine göre nispeten bozuk olarak tanımlanabilecek fizyolojik sinyallerin taşıdığı bilgiyi çıkarmak yerine, istatistiksel yöntemlerle doğrudan sinyale uygulanabilecek öğrenme yöntemleri kullanılmaktadır.

KAYNAKLAR

[1]. Dünya Sağlık Örgütü (WHO), 2017, *Cardiovascular diseases*, https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds), [Ziyaret tarihi: 15 Haziran 2019].

[2]. Brüser, C., Antink, C. H., Wartzek, T., Walter, M., Leonhardt, S., 2015, Ambient and unobtrusive cardiorespiratory monitoring techniques, *IEEE reviews in biomedical engineering*, 8, 30-43.

[3]. Vogt, E., MacQuarrie, D., Neary, J. P., 2012, Using ballistocardiography to measure cardiac performance: a brief review of its history and future significance, *Clinical physiology and functional imaging*, 32, 415-420.

[4]. Inan, O.T., Migeotte, P. F., Park, K. S., Etemadi, M., Tavakolian, K., Casanella, R., ... & Di Rienzo, M., 2015, Ballistocardiography and seismocardiography: a review of recent advances, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(4), 1414-1427.

[5]. Gavriel, C., Parker, K. H., Faisal, A. A., 2015, Smartphone as an ultra-low cost medical tricorder for real-time cardiological measurements via ballistocardiography, *IEEE 12th international conference on wearable and implantable body sensor networks (BSN)*, June 2015, IEEE, 1-6.

[6]. Taebi, A., Solar, B. E., Bomar, A. J., Sandler, R. H., Mansy, H. A., 2019, Recent advances in seismocardiography, *Vibration*, 2(1), 64-86.

[7]. Guyton, A. C. and Hall, J. E., 2016, *Textbook of medical physiology*, 13th ed., Elsevier, USA, ISBN: 978-1-4557-7005-2.

[8]. Korürek, M., 1996, *Tıp elektroniğinde tasarım ilkeleri*, İTÜ Yayınları, İstanbul, ISBN: 975-561-081-2.

[9]. Macfarlane, P. W., Van Oosterom, A., Pahlm, O., Kligfield, P., Janse, M., & Camm, J., 2011, *Genesis of the electrocardiogram*, Comprehensive electrocardiology, 2nd ed., In: Barr, R.C. and Van Oosterom, A. (eds.), Chapter 5, Springer-Verlag, London, ISBN: 978-1-84882-046-3, 168-190.

[10]. Yazgan, E. ve Korürek, M., 1996, *Tıp elektroniği*, İTÜ Yayınları, İstanbul, ISBN: 975-561-073-1.

[11]. Makinos, Y., 2009, *Triángulo de einthoven*, http://kaiserstuhl.mobi/triangulo-de-einthoven-70/, [Ziyaret tarihi: 22 Haziran 2019].

[12]. Paukkunen, M., 2014, *Seismocardiography: practical implementation and feasibility*, Aalto University Publication Series, Helsinki, ISBN 978-952-60-5875-7.

[13]. Bozhenko, B. S., 1961, Seismocardiography- a new method in the study of functional conditions of the heart. *Terapevticheskii arkhiv*, 33, 55-64.

[14]. Salerno, D. M. and Zanetti, J., 1991, Seismocardiography for monitoring changes in left ventricular function during ischemia, *Chest*, 100(4), 991-993.

[15]. Mathworks Documentation, 2018, *MATLAB support package for apple iOS sensors*, https://www.mathworks.com/help/supportpkg/iossensor/ug/get-started-with-apple-ios-sensors.html

[16]. Tavakolian, K., Ngai, B., Blaber, A. P., & Kaminska, B., 2011, Infrasonic cardiac signals: complementary windows to cardiovascular dynamics, *33rd annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, 30th August – 3rd September 2011 Boston, MA, IEEE, 4275-4278.

[17]. Paukkunen, M., Linnavuo, M. T., Sepponen, R. E., 2013, A portable measurement system for the superior-inferior axis of the seismocardiogram, *Journal of Bioeng. & Biomed. Sci.*, 3(123), 1-4.

[18]. Paukkunen, M., Linnavuo, M., 2014, *Precordial vibrations: seismocardiography–techniques and applications*, Contemporary advancements in information technology development in dynamic environments, In: Khosrow-Pour, M. (ed.), Chapter 11, IGI Global, Hershey, PA, USA, ISBN: 978-1-4666-6253-7, 201-220.

[19]. Paukkunen, M., Linnavuo, M., Haukilehto, H., & Sepponen, R., 2012, A system for detection of three-dimensional precordial vibrations, *International journal of measurement technologies and instrumentation engineering (IJMTIE)*, 2(1), 52-66.

[20]. Pandia, K., Inan, O. T., Kovacs, G. T., & Giovangrandi, L., 2012, Extracting respiratory information from seismocardiogram signals acquired on the chest using a miniature accelerometer, *Physiological measurement*, 33(10), 1643-1660.

[21]. De Ridder, S., Migeotte, P. F., Neyt, X., Pattyn, N., & Prisk, G. K., 2011, Three-dimensional ballistocardiography in microgravity: a review of past research, *Annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, 2011, Boston, MA, IEEE, 4267-4270.

[22]. Mounsey, P., 1957, Praecordial ballistocardiography, *British heart journal*, 19(2), 259-271.

[23]. Salerno, D. M. and Zanetti, J., 1990, Seismocardiography: a new technique for recording cardiac vibrations: concept, method, and initial observations, *Journal of cardiovascular technology*, 9(2), 111-118.

[24]. Dinh, A., 2011, Design of a seismocardiography using tri-axial accelerometer embedded with electrocardiogram, *Proceedings of the world congress on engineering and computer science*, 19th – 21st October 2011, San Francisco, CA, IAENG, 19-21.

[25]. Kwon, S., Lee, J., Chung, G. S., Park, K. S., 2011, Validation of heart rate extraction through an iPhone accelerometer, *33rd annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, 30th August – 3rd September 2011 Boston, MA, IEEE, 5260-5263.

[26]. Wilson, R. A., Bamrah, V. S., Lindsay Jr, J., Schwaiger, M., & Morganroth, J., 1993, Diagnostic accuracy of seismocardiography compared with electrocardiography for the anatomic and physiologic diagnosis of coronary artery disease during exercise testing, *The american journal of cardiology*, 71(7), 536-545.

[27]. Sundar, A., Pahwa, V., 2017, *Evaluating the performance of state-of-the-art algorithms for enhancement of seismocardiogram signals*, Proceedings of the first international conference on intelligent computing and communication, In: Mandal, J.K. et al. (eds.), Chapter 5, Springer, Singapore, ISBN: 978-981-10-2035-3, 37-45.

[28]. Choudhary, T., Sharma, L. N., Bhuyan, M. K., 2018, Automatic detection of aortic valve opening using seismocardiography in healthy individuals, *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 23(3), 1032-1040.

[29]. Choudhary, T., Sharma, L. N., Bhuyan, M. K., 2018, Suppression of artifacts from seismocardiogram signal using two-stage kalman filtering model, *International conference on signal processing and communications (SPCOM)*, 2018, Bangalore, India, 417-421.

[30]. Taebi, A., 2018, *Characterization, classification, and genesis of seismocardiographic signals*, Thesis (PhD), University of Central Florida.

[31]. Taebi, A., Mansy, H. A., 2017, Grouping similar seismocardiographic signals using respiratory information, *IEEE signal processing in medicine and biology symposium (SPMB)*, December 2017, IEEE, 1-6.

[32]. Gamage, P. T., Azad, M. K., Taebi, A., Sandler, R. H., & Mansy, H. A., Clustering SCG events using unsupervised machine learning, *Age (years)*, 30, 5-8.

[33]. Soerensen, K., Verma, A. K., Blaber, A., Zanetti, J., Schmidt, S. E., Struijk, J. J., & Tavakolian, K., 2017, Challenges in using seismocardiography for blood pressure monitoring, *Computing in cardiology (CinC)*, September 2017, Rennes, France, IEEE, 1-4.

[34]. Di Rienzo, M., Vaini, E., Lombardi, P., 2017, An algorithm for the beat-to-beat assessment of cardiac mechanics during sleep on Earth and in microgravity from the seismocardiogram, *Scientific reports*, 7(1), 15634.

[35]. Zakeri, V., Akhbardeh, A., Alamdari, N., Fazel-Rezai, R., Paukkunen, M., & Tavakolian, K., 2016, Analyzing seismocardiogram cycles to identify the respiratory phases, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 64(8), 1786-1792.

[36]. Taebi, A., Solar, B. E., Mansy, H. A., 2018, An adaptive feature extraction algorithm for classification of seismocardiographic signals, *SoutheastCon 2018*, April 2018, St.Petersburg, FL, IEEE, 1-5.

[37]. Inan, O. T., Baran Pouyan, M., Javaid, A. Q., Dowling, S., Etemadi, M., Dorier, A., ... & Klein, L., 2018, Novel wearable seismocardiography and machine learning algorithms can assess clinical status of heart failure patients, *Circulation: heart failure*, 11(1), e004313.

[38]. Ashouri, H., Inan, O. T., 2017, Automatic detection of seismocardiogram sensor misplacement for robust pre-ejection period estimation in unsupervised settings, *IEEE sensors journal*, 17(12), 3805-3813.

[39]. James, G., Witten, D., Hastie, T., & Tibshirani, R., 2013, *An introduction to statistical learning*, Springer, New York, ISBN: 978-1-4614-7138-7.

[40]. Bermingham, M. L., Pong-Wong, R., Spiliopoulou, A., Hayward, C., Rudan, I., Campbell, H., ... & Haley, C. S., 2015, Application of high-dimensional feature selection: evaluation for genomic prediction in man, *Scientific reports*, 5, 10312.

[41]. Ashouri, H., Hersek, S., & Inan, O. T., 2017, Universal pre-ejection period estimation using seismocardiography: quantifying the effects of sensor placement and regression algorithms, *IEEE sensors journal*, 18(4), 1665-1674.

[42]. Zia, J., Kimball, J., Shandhi, M. H., & Inan, O. T., 2019, Automated identification of persistent time-domain features in seismocardiogram signals, *IEEE EMBS international conference on biomedical & health informatics (BHI)*, May 2019, Chicago, IL, IEEE, 1-4.

[43]. Yao, J., Tridandapani, S., Auffermann, W. F., Wick, C. A., & Bhatti, P. T., 2018, An adaptive seismocardiography (SCG)-ECG multimodal framework for cardiac gating using artificial neural networks, *IEEE journal of translational engineering in health and medicine*, 6, 1-11.

[44]. Alpaydin, E., 2009, *Introduction to machine learning*, 2nd ed., MIT press, USA, ISBN: 978-0-262-01243-0.

[45]. Asiri, S., 2018, *Machine learning classifiers*, https://towardsdatascience.com/machine-learning-classifiers-a5cc4e1b0623, [Ziyaret tarihi: 15 Ekim 2019].

[46]. Fentie, S. G., Alemu, A. D., Bhabani Shankar, D. M., 2014, A comparative study on performance evalution of eager versus lazy learning methods, *International journal of computer science and mobile computing*, 3(3), 562-568.

[47]. Zia, J. S., Kimball, J., Hersek, S., Shandhi, M., Semiz, B., & Inan, O., 2019, A unified framework for quality indexing and classification of seismocardiogram signals, *IEEE journal of biomedical and health informatics*.

[48]. Gamage, P. T., Azad, M. K., Taebi, A., Sandler, R. H., & Mansy, H. A., 2018, Clustering Seismocardiographic Events using Unsupervised Machine Learning, *IEEE signal processing in medicine and biology symposium (SPMB)*, 1st December 2018, Philadelphia, PA, IEEE,1-5.

[49]. Tavakolian, K., Dumont, G., Houlton, G., Blaber, A., 2014, Precordial vibrations provide noninvasive detection of early-stage hemorrhage, *Shock*, 41(2), 91-96.

[50]. Khosrow-Khavar, F., Tavakolian, K., Blaber, A., & Menon, C., 2016, Automatic and robust delineation of the fiducial points of the seismocardiogram signal for noninvasive estimation of cardiac time intervals, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 64(8), 1701-1710.

[51]. Gürkan, H., Güz, Ü., Yarman, B. S., 2007, Modeling of electrocardiogram signals using predefined signature and envelope vector sets, *EURASIP journal on advances in signal processing*, 2007(1), 012071.

[52]. Gürkan, H., Yarman, B. S., Gönüleren, A. N., 2011, Elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin temel tanım ve zarf fonksiyonları ile modellenmesi. *İTÜDERGİSİ/d*, 5(2).

[53]. Gabor, D., 1946, Theory of communication - part i: the analysis of information, *Journal of the institution of electrical engineers-part iii: radio and communication engineering*, 93(26), 429-441.

[54]. Samimy, B., Rizzoni, G., 1996, Mechanical signature analysis using time-frequency signal processing: application to internal combustion engine knock detection, *Proceedings of the IEEE*, 84(9), 1330-1343.

[55]. Usami, T., Koizumi, T., Inari, T., & Ohno, E., 1978, Practical application of diagnostic signature analysis to testing of rotating machines, *Information-control problems in manufacturing technology*, 33-39.

[56]. Faloutsos, C., 1990, Signature-based text retrieval methods: a survey, IEEE *Data Eng. Bull.*, 13(1), 25-32.

[57]. Le, T., Dombek, T., Glesner, M., 1998, Sound signature analysis using time-frequency signal processing: application to active stall avoidance in axial compressors, *9th European signal processing conference (EUSIPCO 1998)*, 1998, Rhodes, 1-4.

[58]. Hua, X. S., Chen, X., & Zhang, H. J., 2004, Robust video signature based on ordinal measure, *2004 International Conference on Image Processing (ICIP'04)*, October 2004, IEEE, 1, 685-688.

[59]. Cortes, C., Pregibon, D., 2001, Signature-based methods for data streams, *Data mining and knowledge discovery*, 5(3), 167-182.

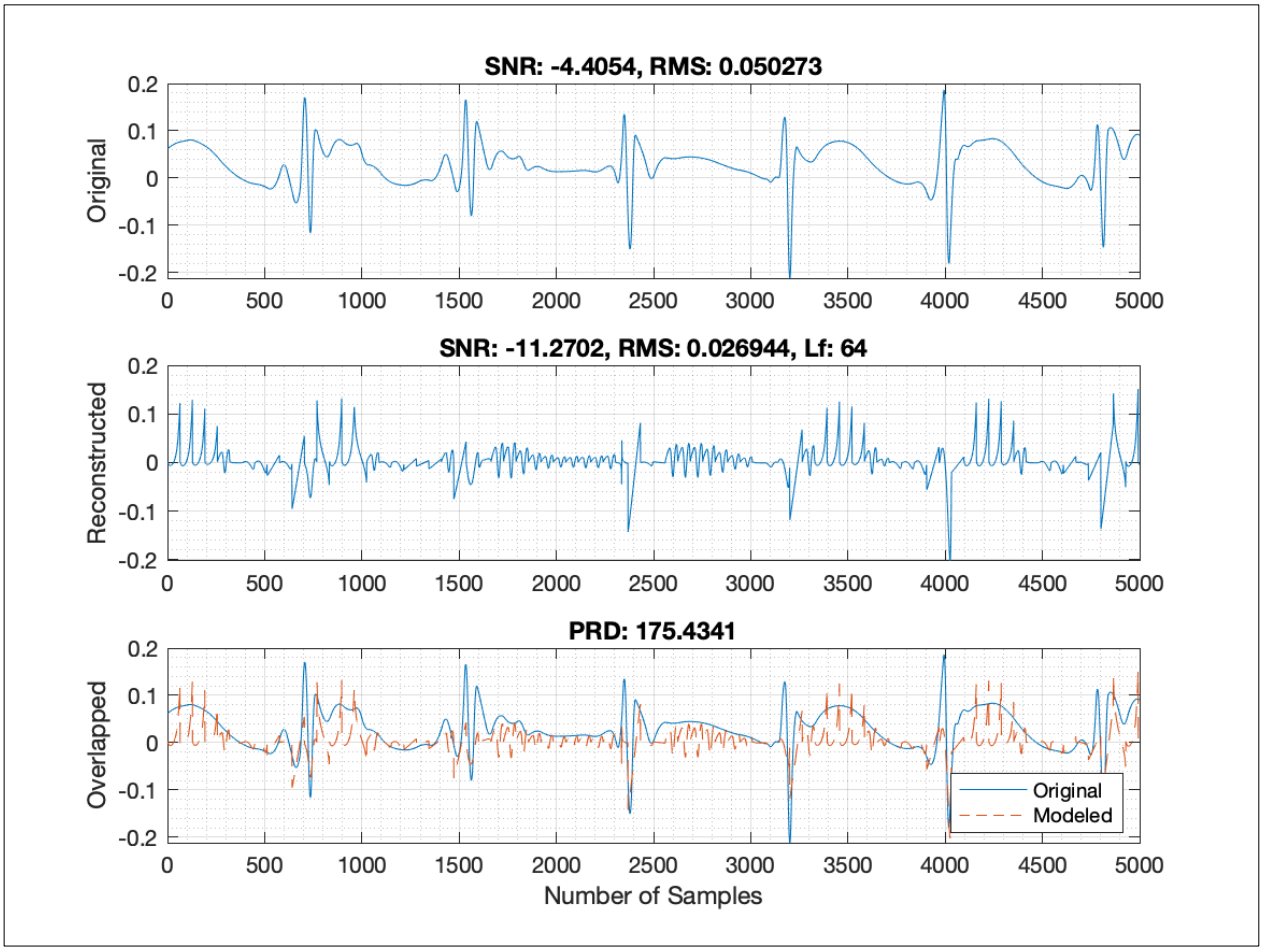
[60]. Gröchenig, K., 2013, *Foundations of time-frequency analysis*, Springer science & business media, Boston, USA, ISBN: 978-1-4612-0003-1.

[61]. Blanco-Velasco, M., Cruz-Roldán, F., Godino-Llorente, J. I., Blanco-Velasco, J., Armiens-Aparicio, C., & López-Ferreras, F., 2005, On the use of PRD and CR parameters for ECG compression, *Medical engineering & physics*, 27(9), 798-802.

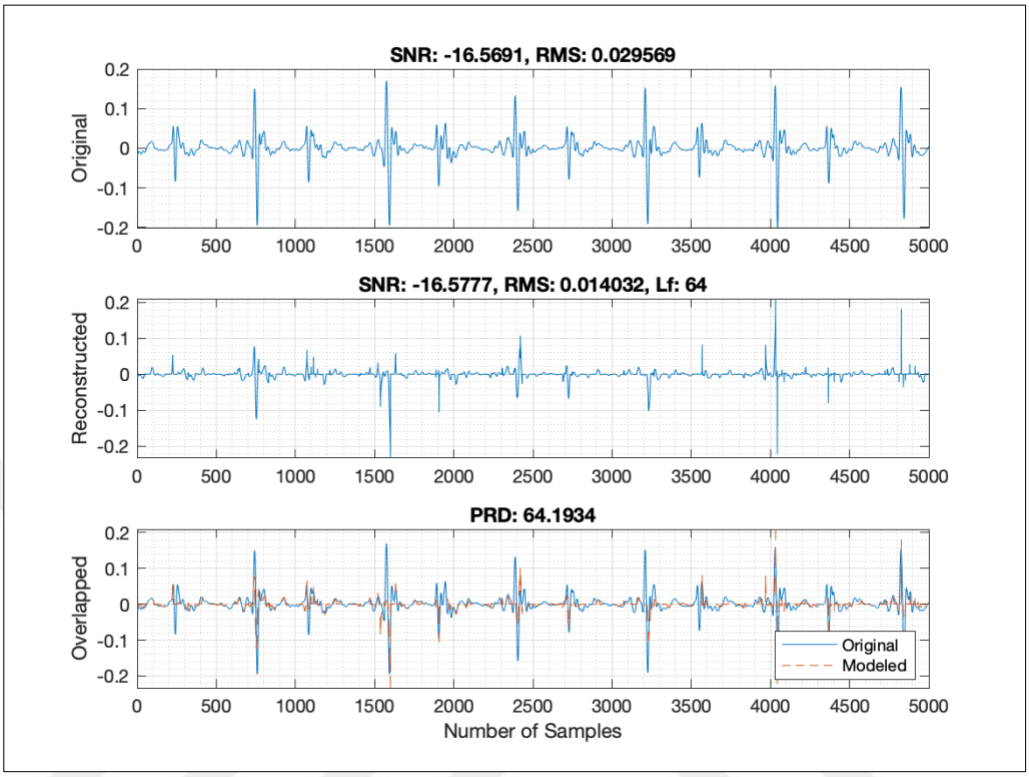
[62]. Sejdic, E., & Falk, T. H. (eds.), 2018, *Signal processing and machine learning for biomedical big data*. CRC press.

EKLER

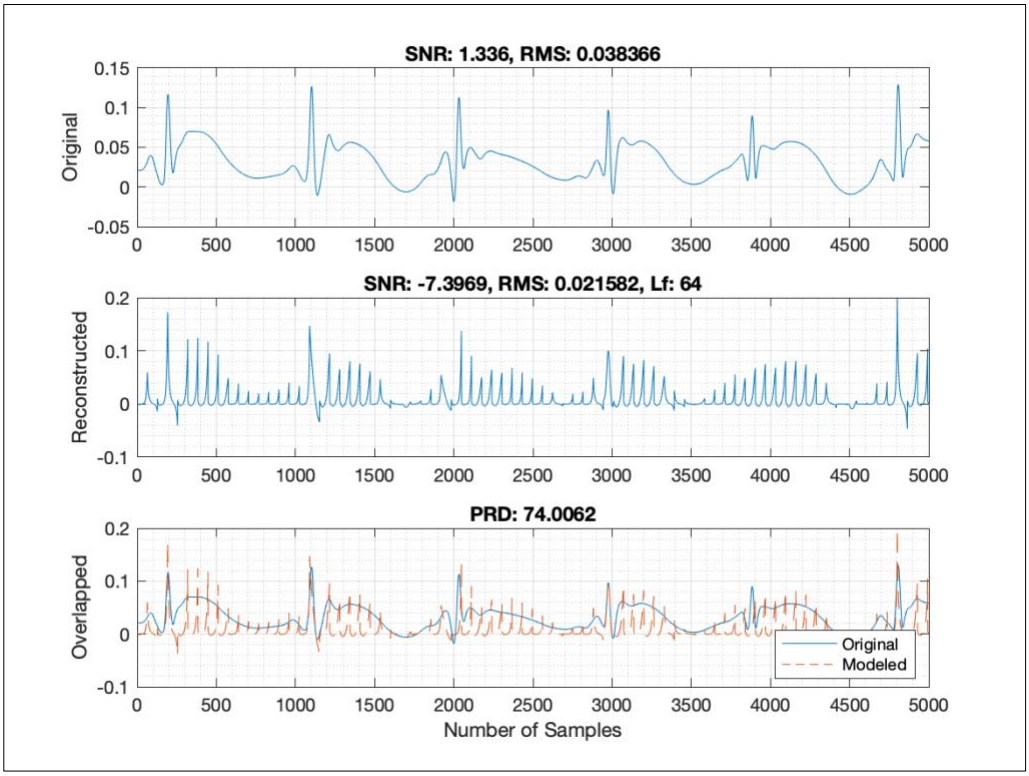
EK 1. DENEYLERDE ELDE EDİLEN TÜM SONUÇLAR



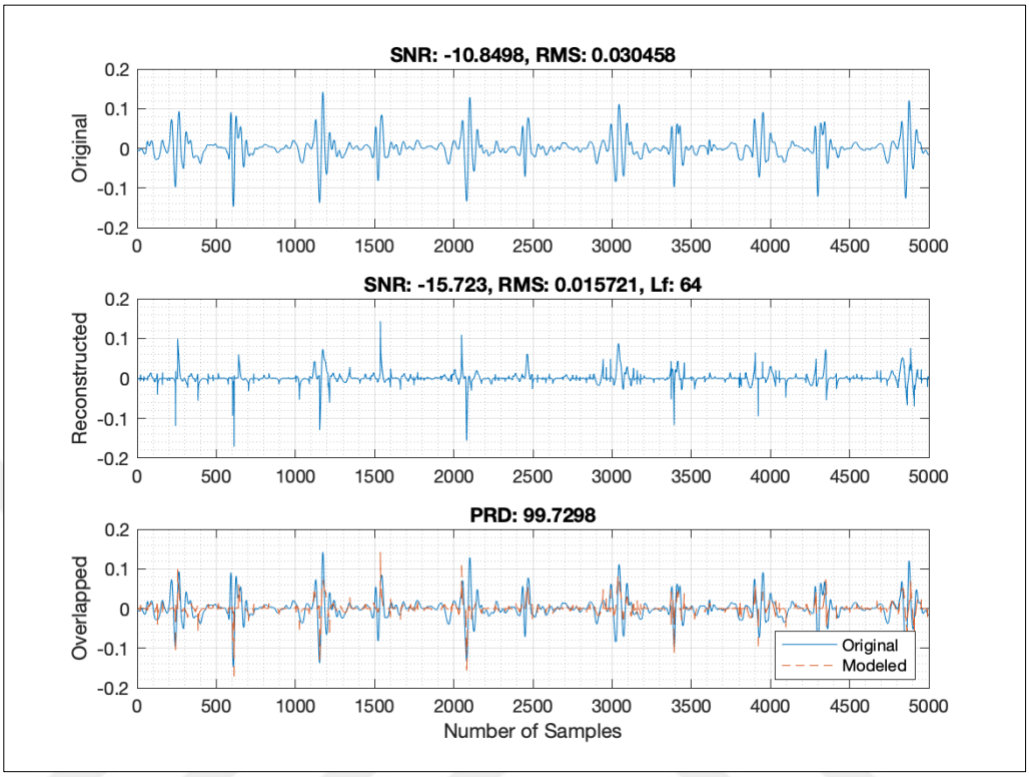
Şekil EK 1.1: 1.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



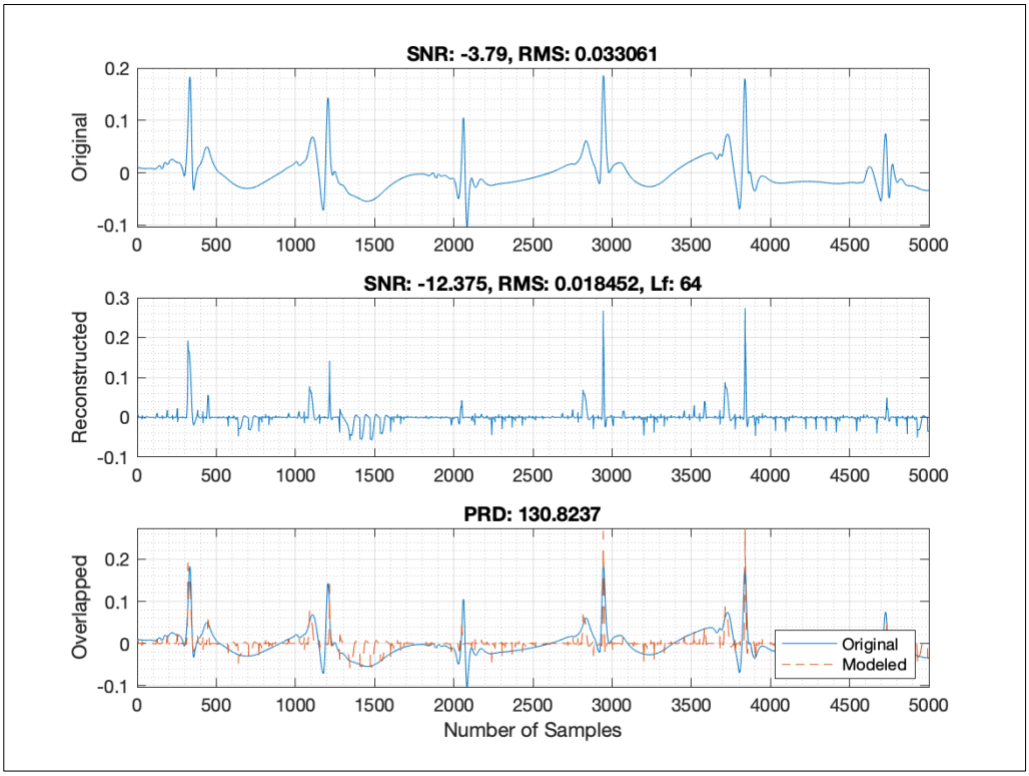
Şekil EK 1.2: 1.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



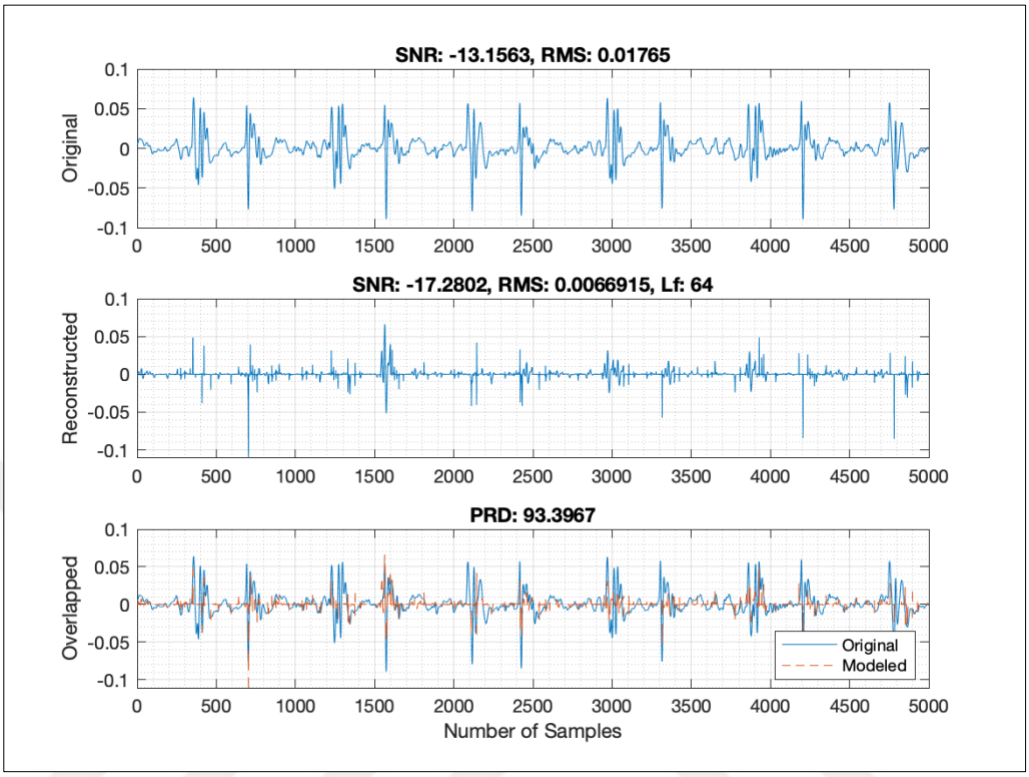
Şekil EK 1.3: 3.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



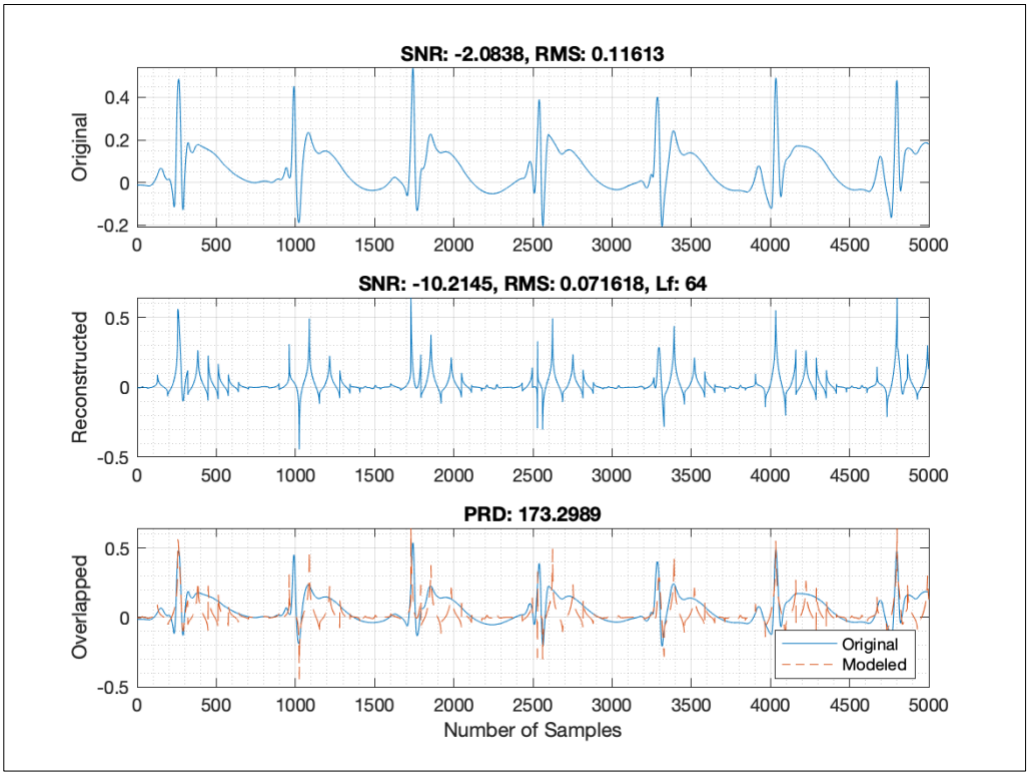
Şekil EK 1.4: 3.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



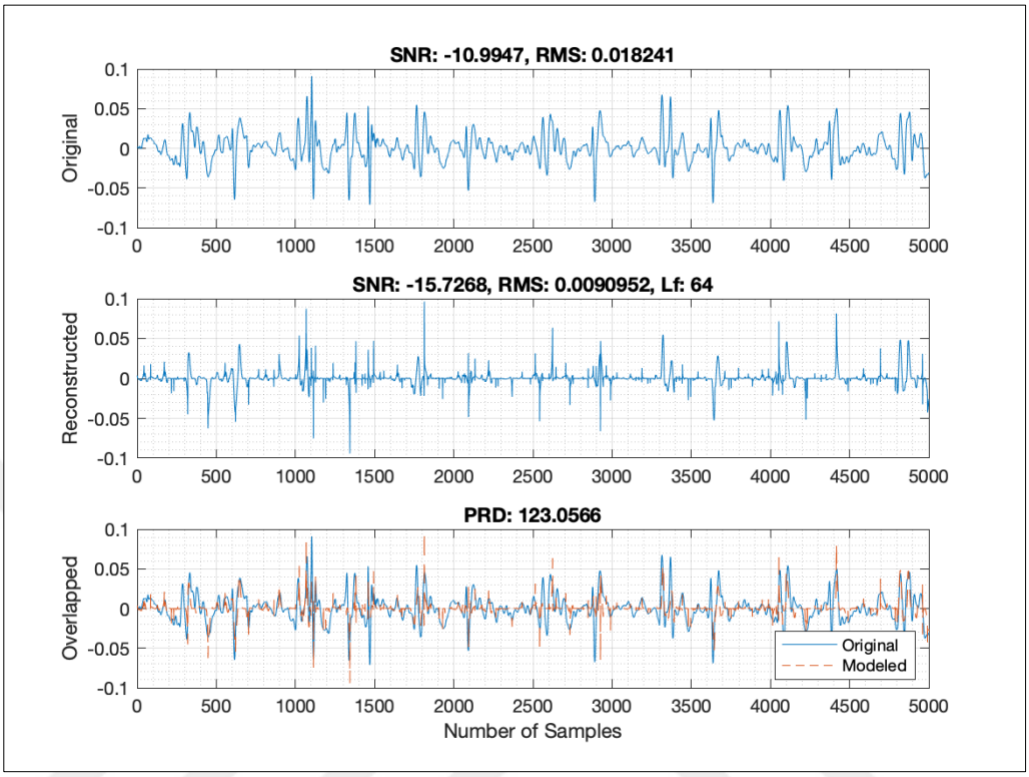
Şekil EK 1.5: 4.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



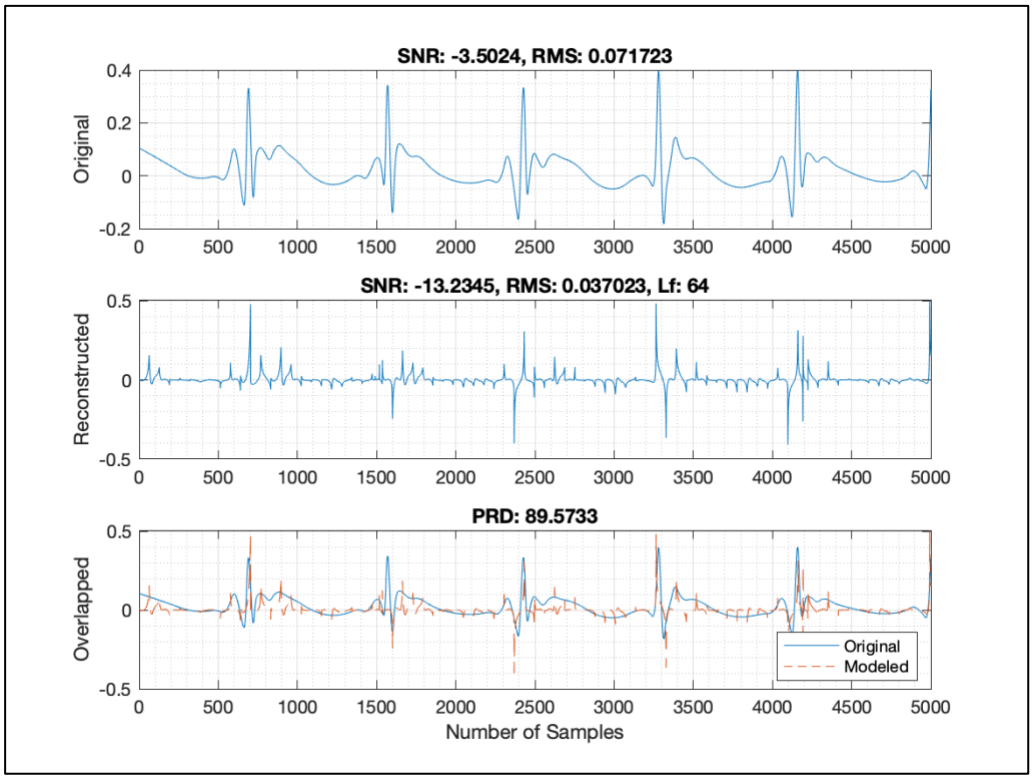
Şekil EK 1.6: 4.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



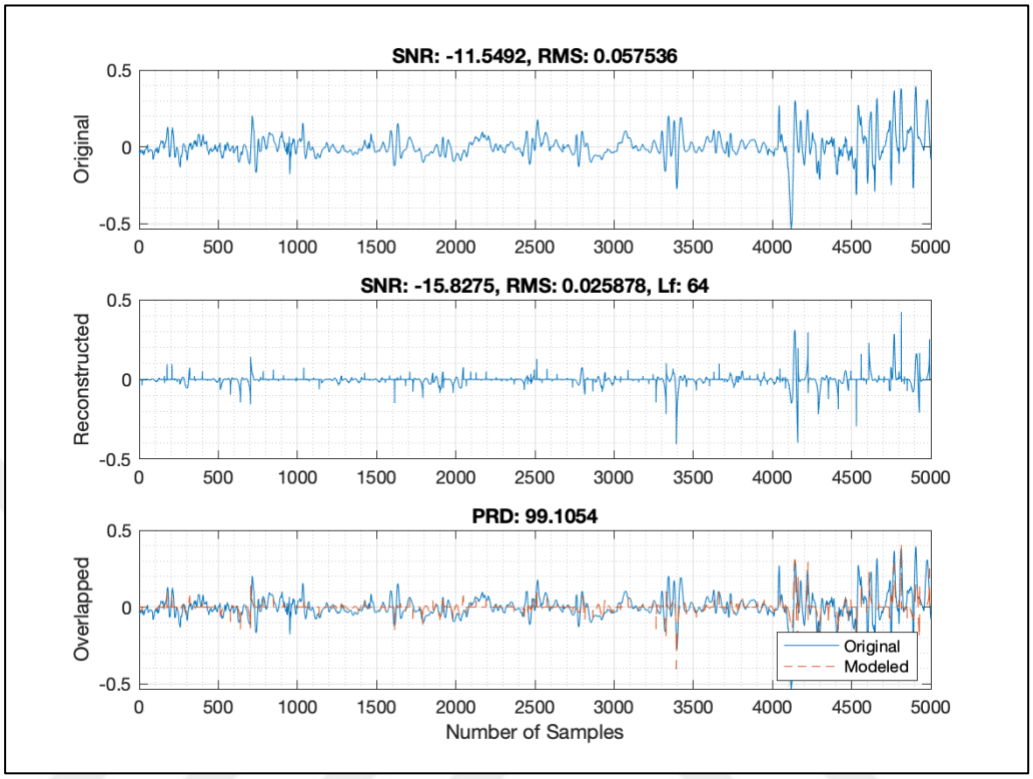
Şekil EK 1.7: 5.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



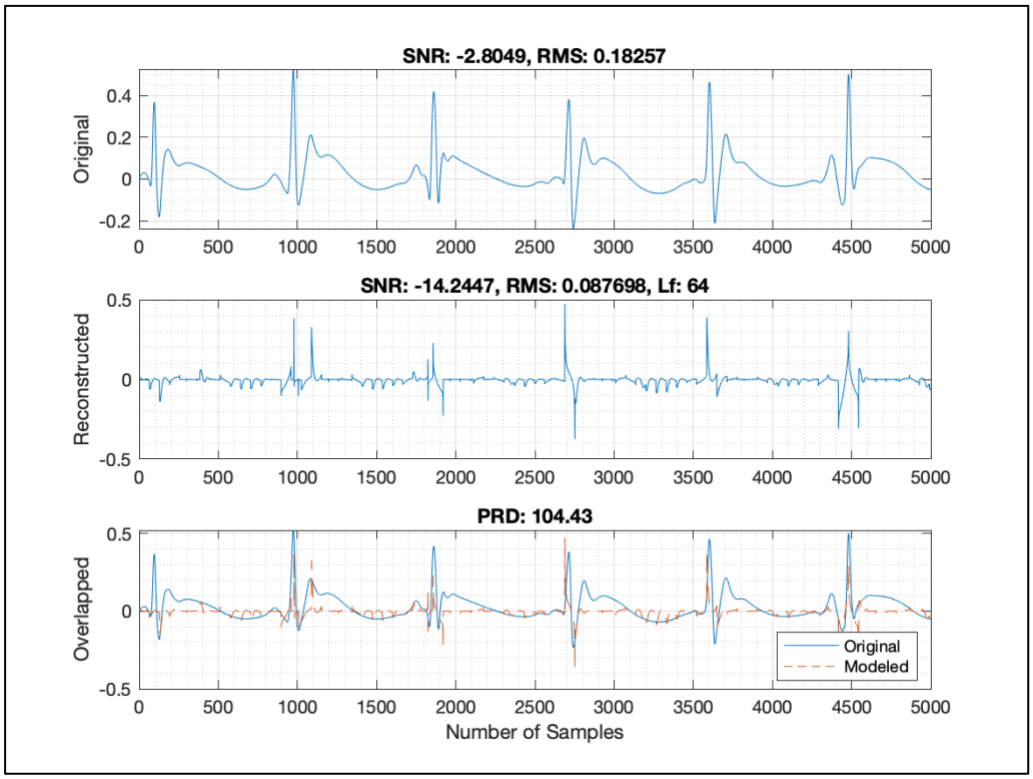
Şekil EK 1.8: 5.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



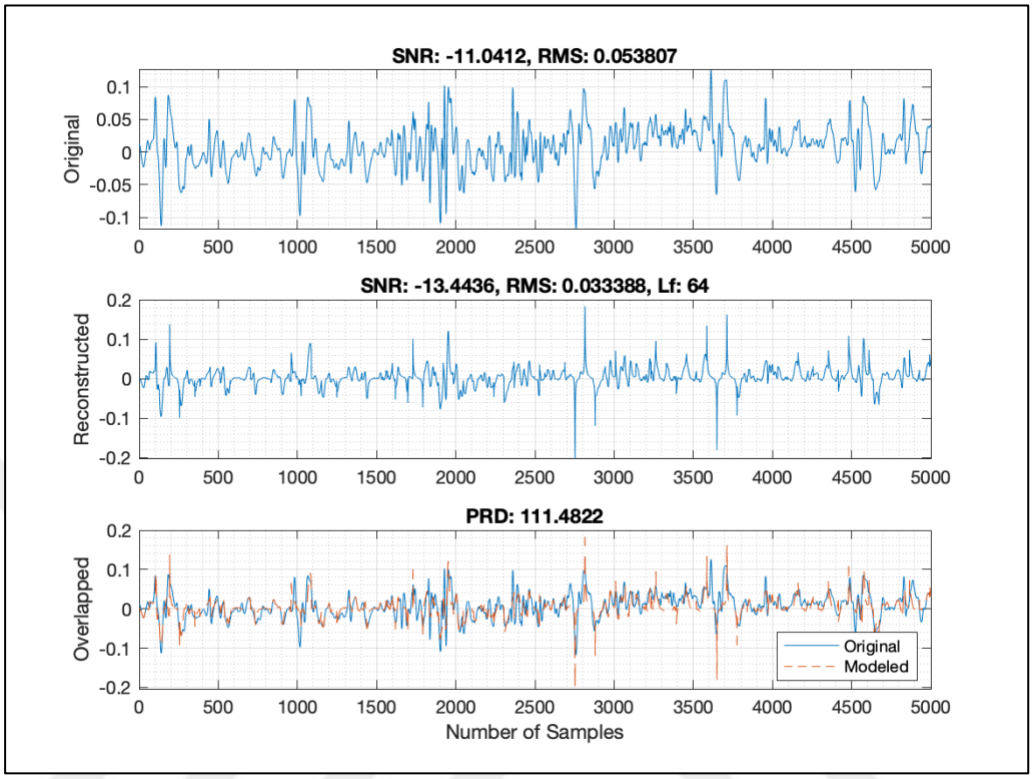
Şekil EK 1.9: 9.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



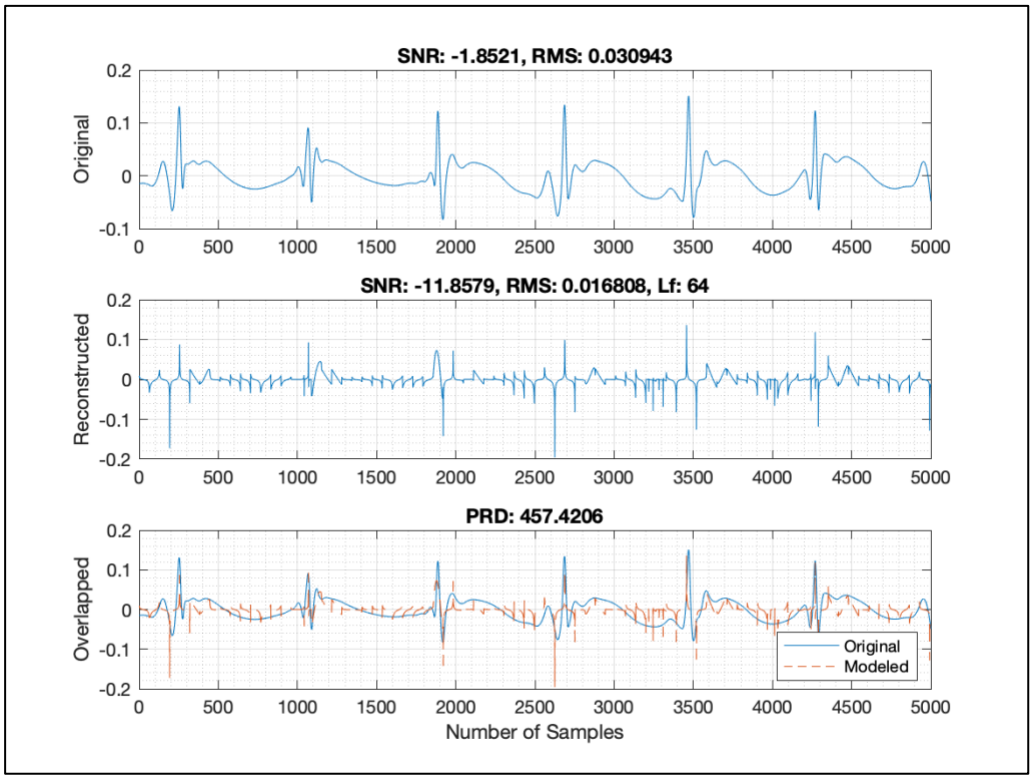
Şekil EK 1.10: 9.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



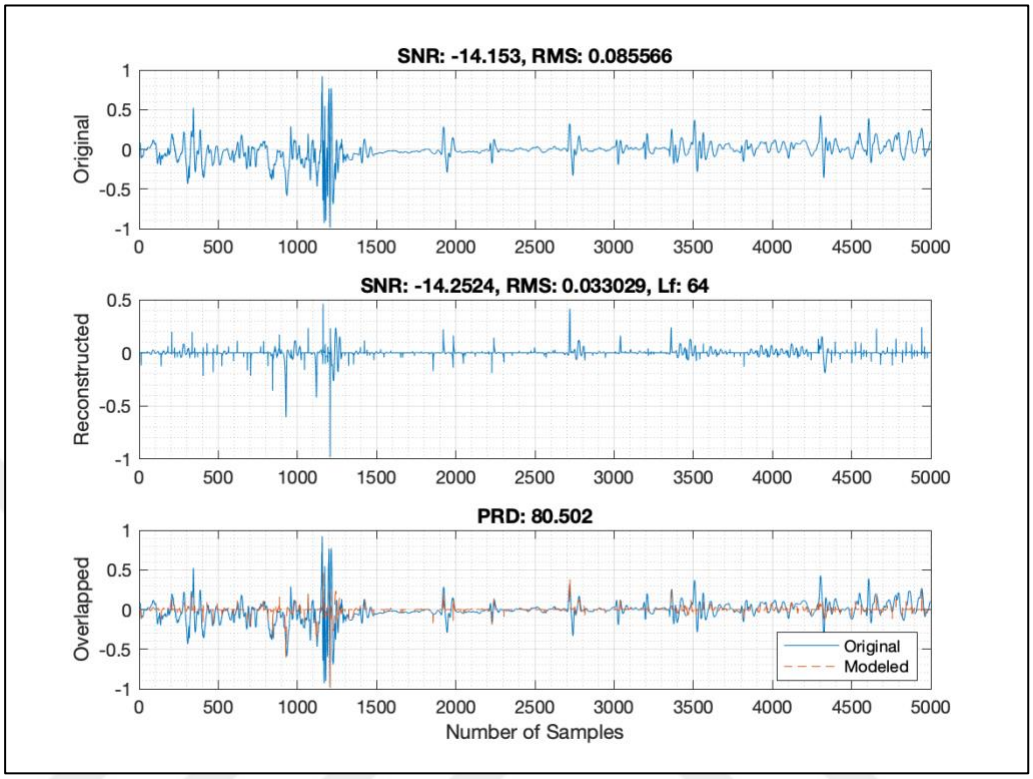
Şekil EK 1.11: 10.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



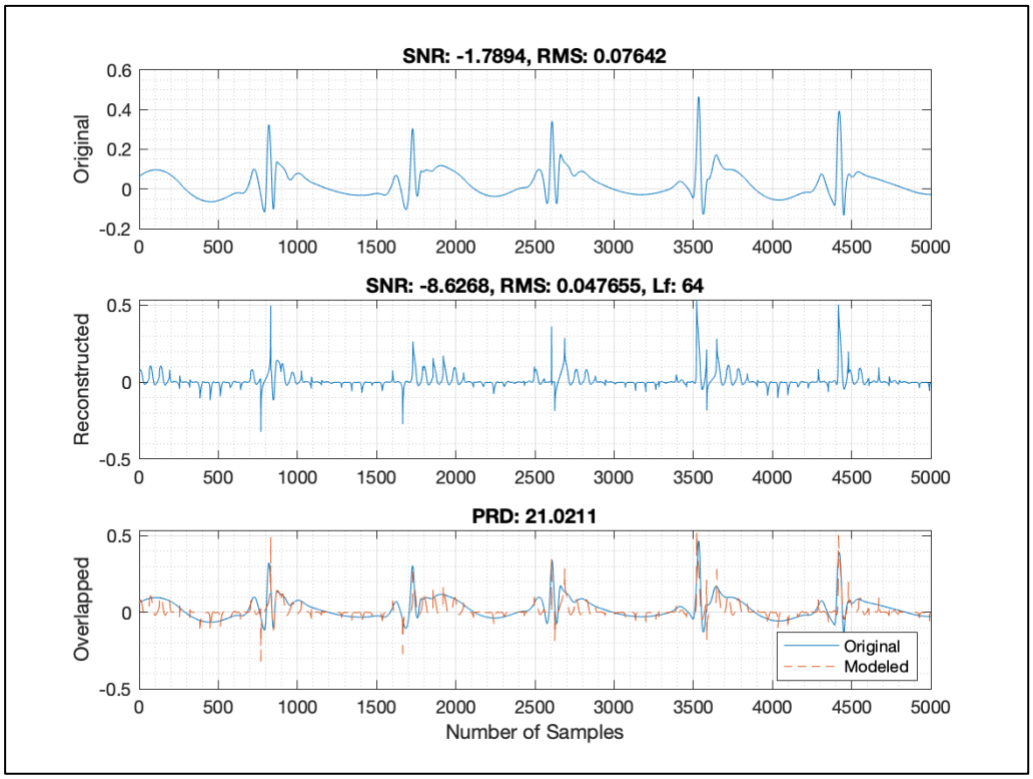
Şekil EK 1.12: 10.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



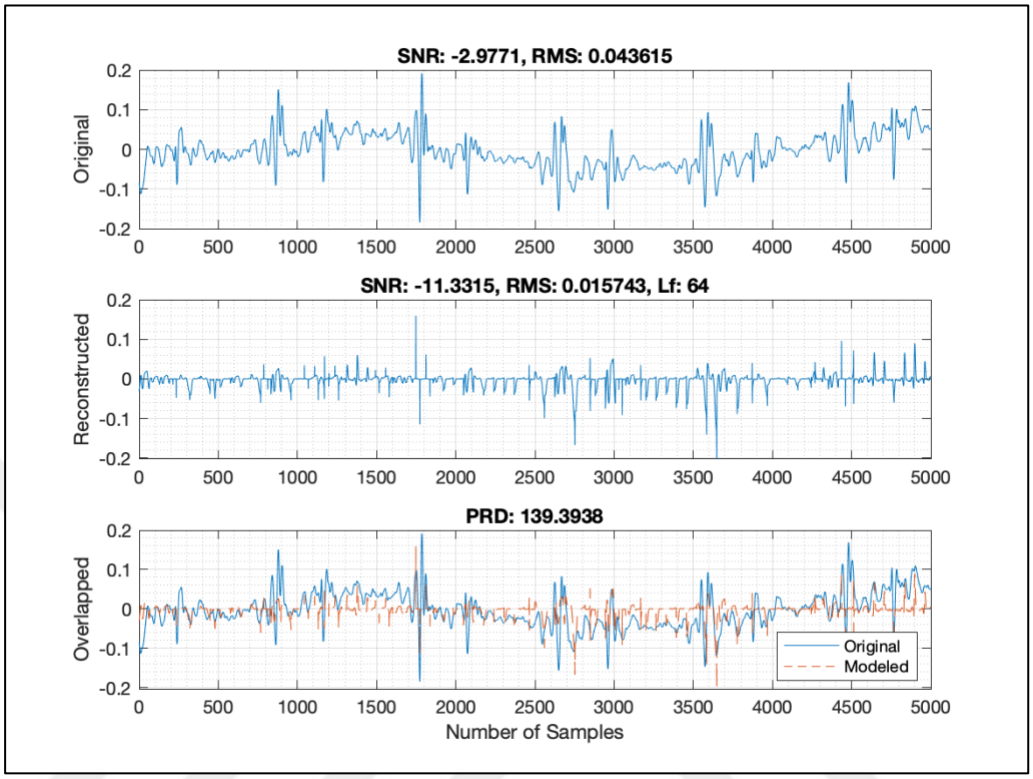
Şekil EK 1.13: 11.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



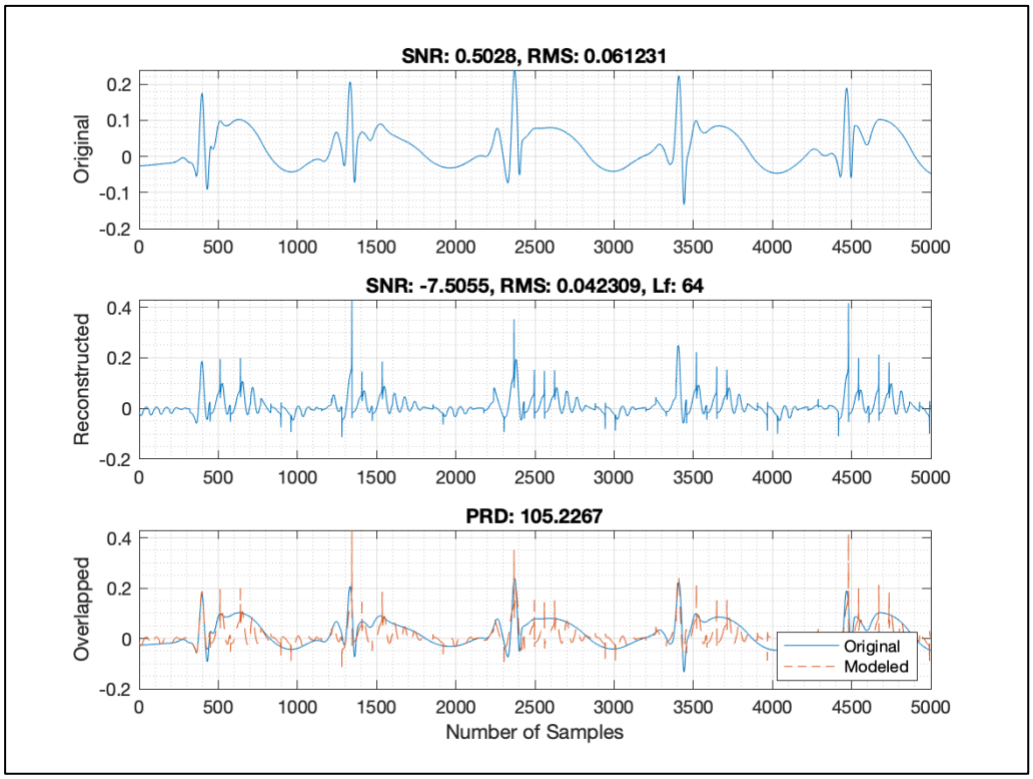
Şekil EK 1.14: 11.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



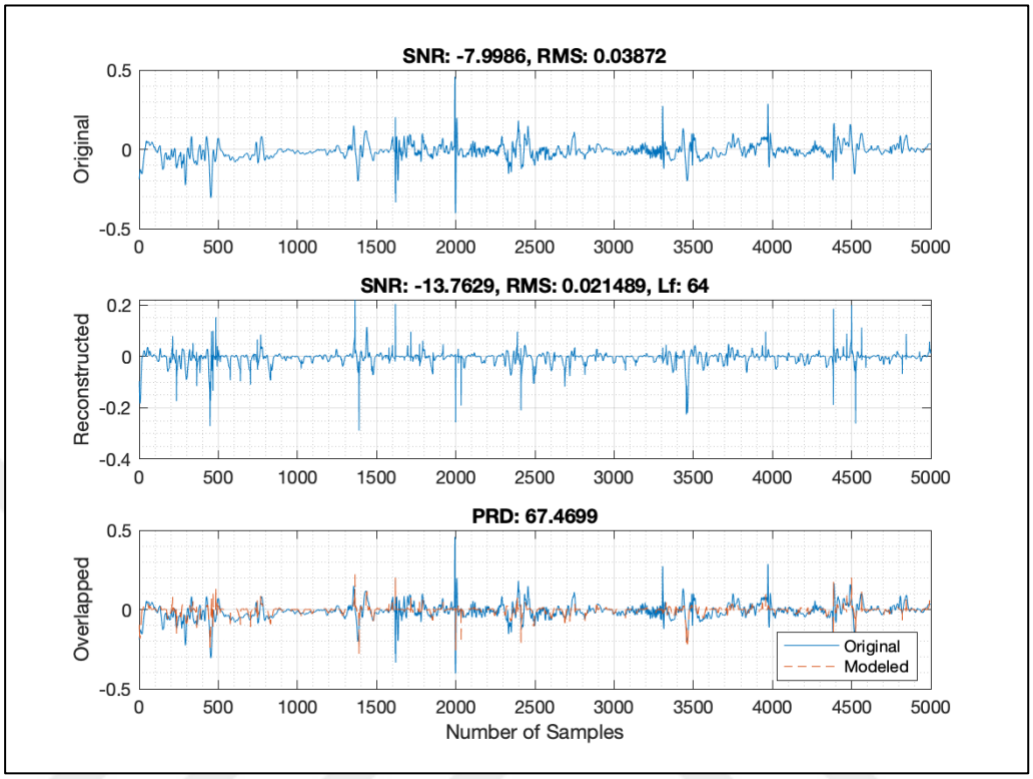
Şekil EK 1.15: 13.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



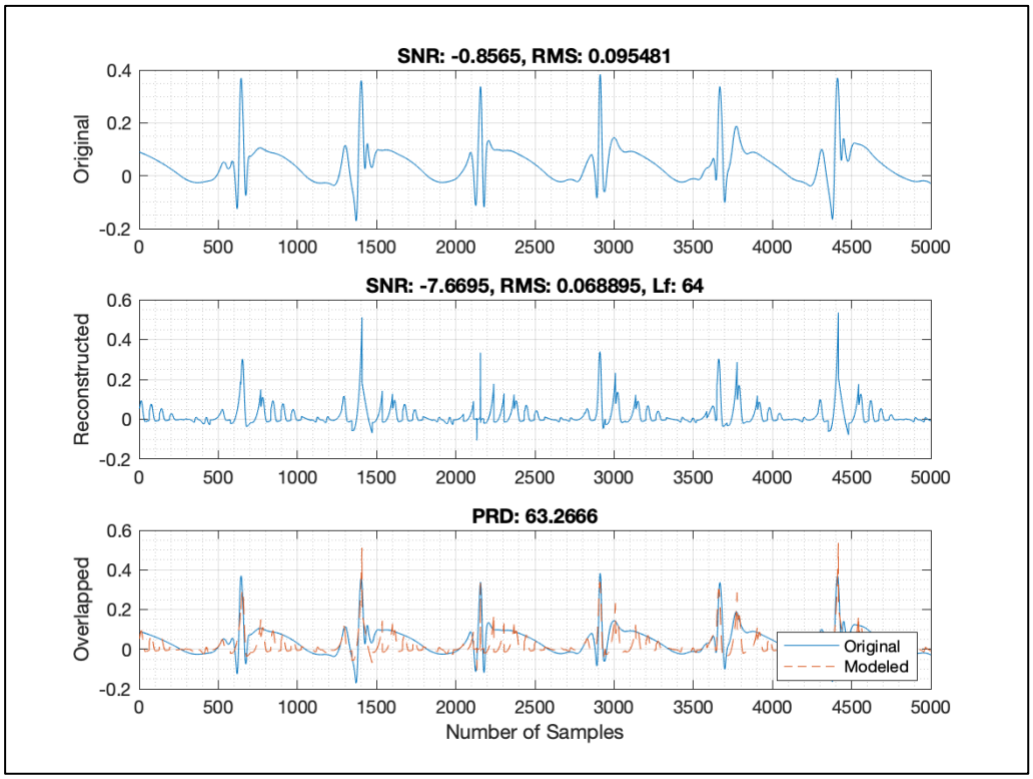
Şekil EK 1.16: 13.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



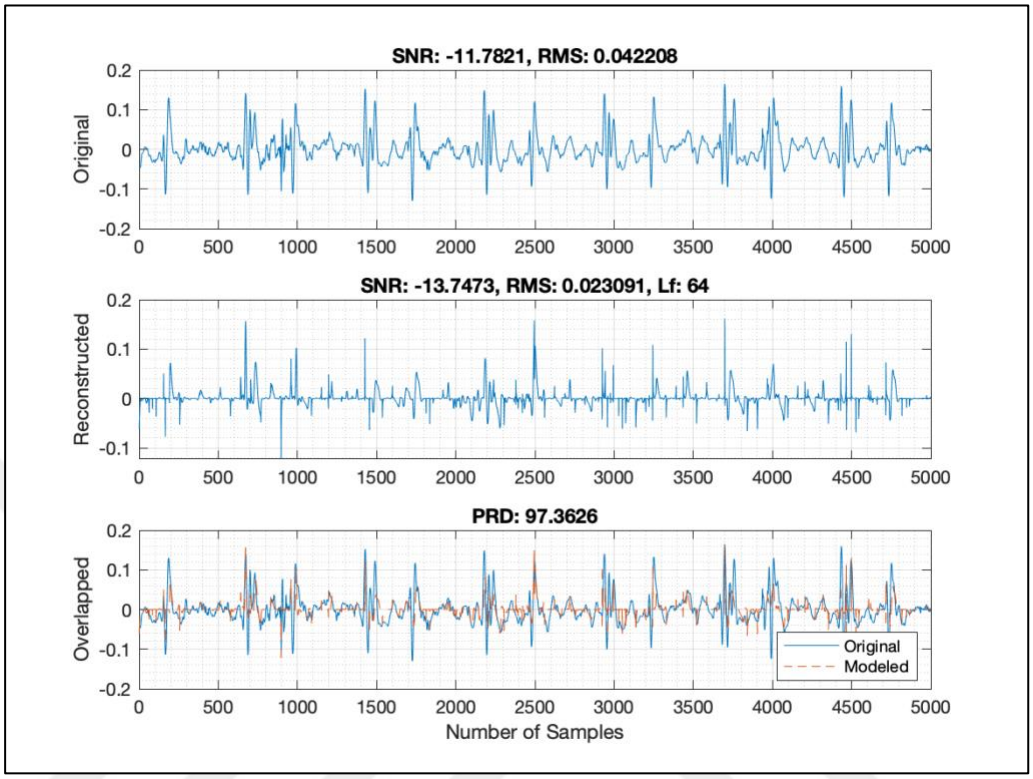
Şekil EK 1.17: 14.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



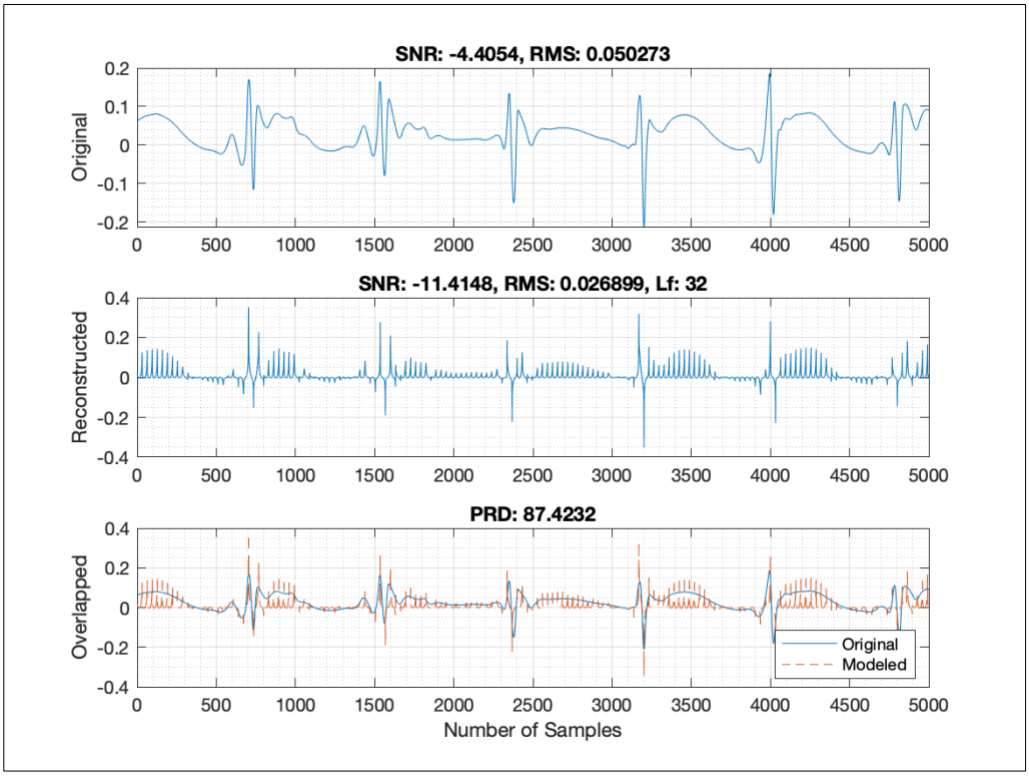
Şekil EK 1.18: 14.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



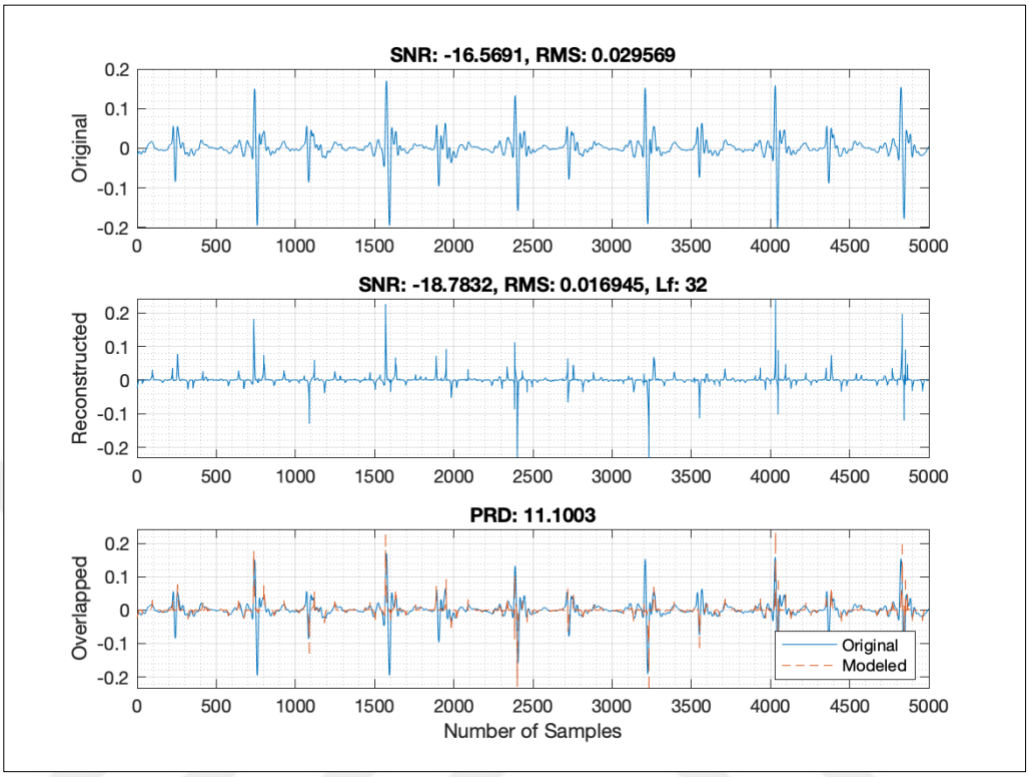
Şekil EK 1.19: 16.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



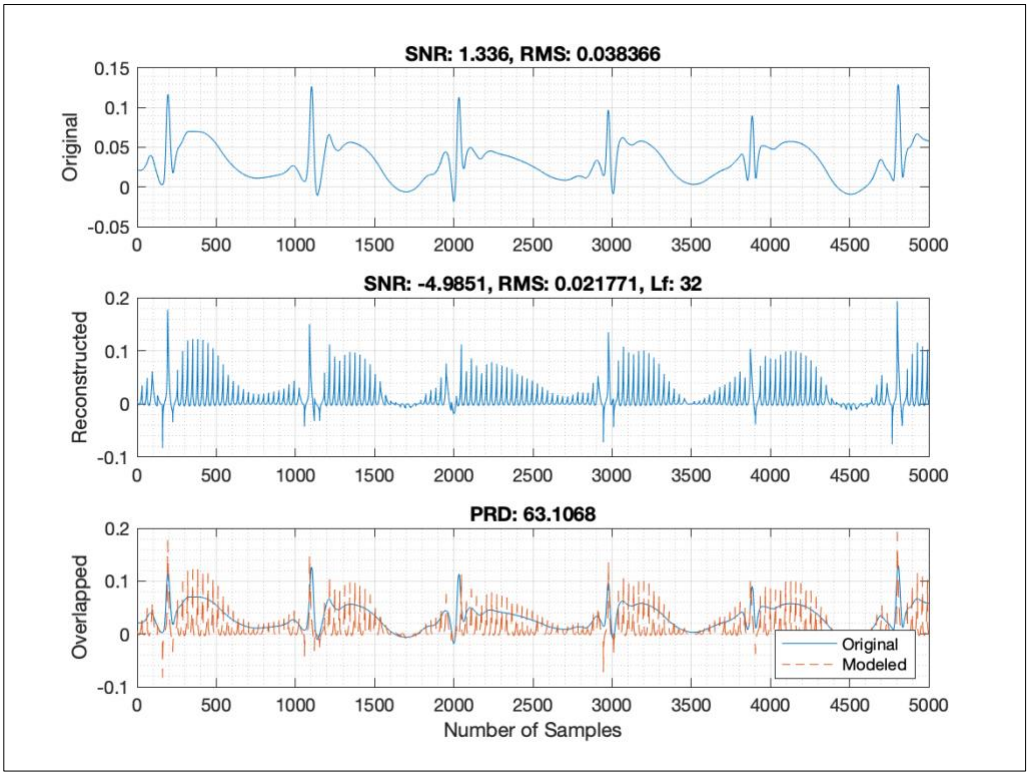
Şekil EK 1.20: 16.Katılımcı için 64-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



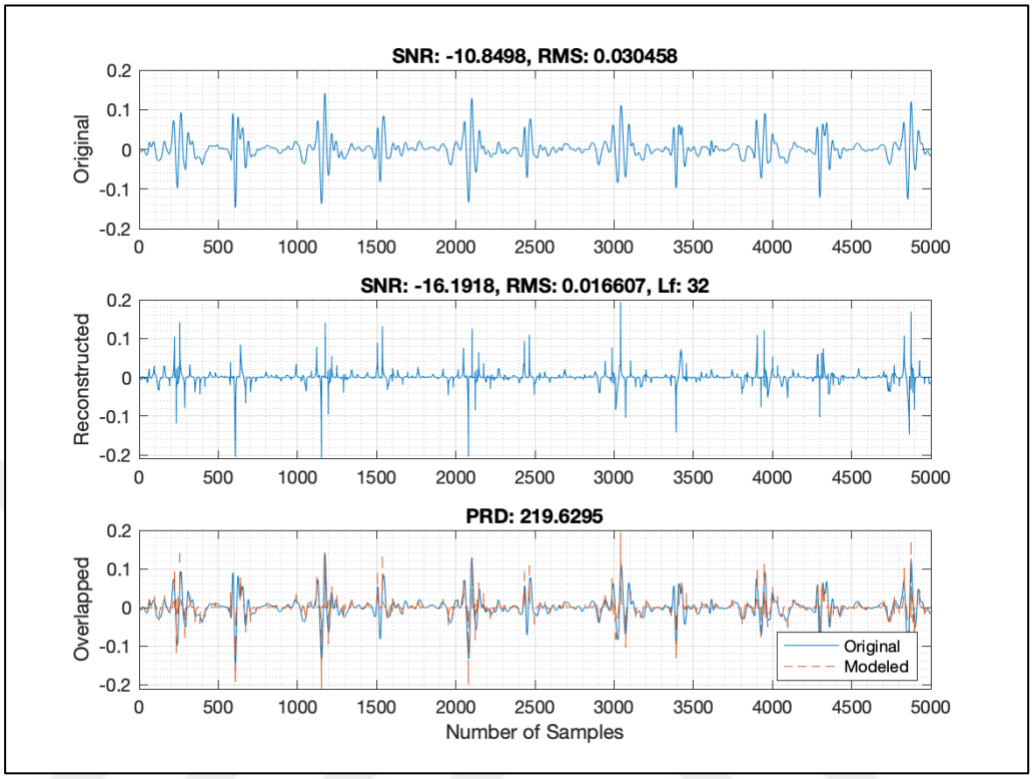
Şekil EK 1.21: 1.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



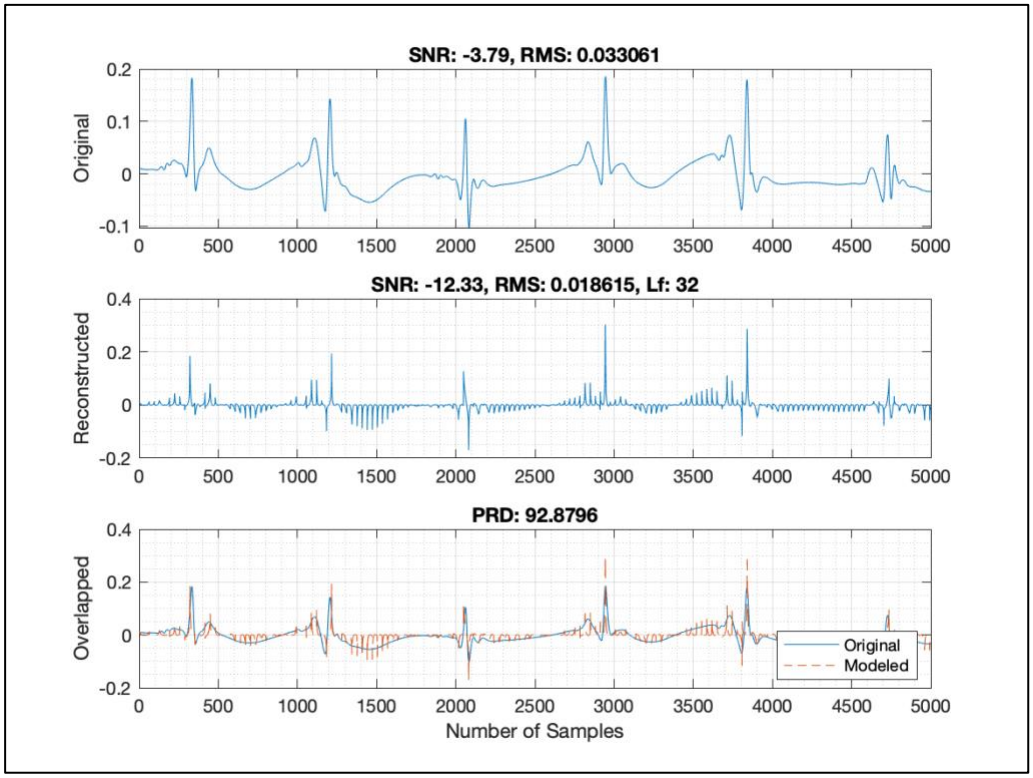
Şekil EK 1.22: 1.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



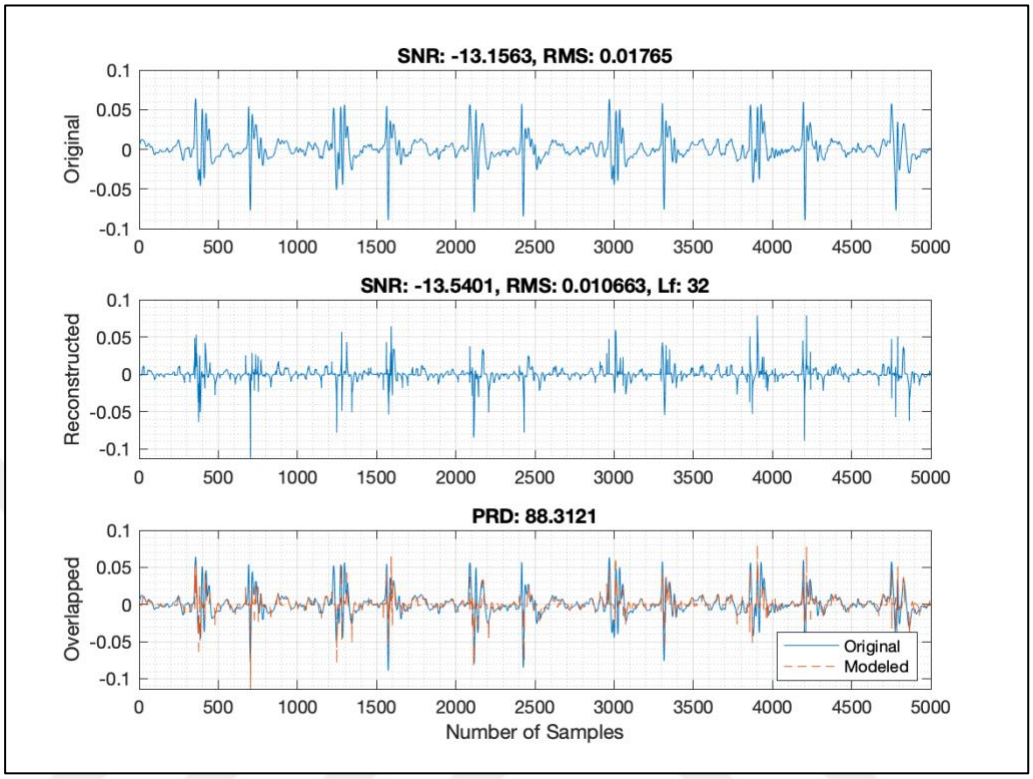
Şekil EK 1.23: 3.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



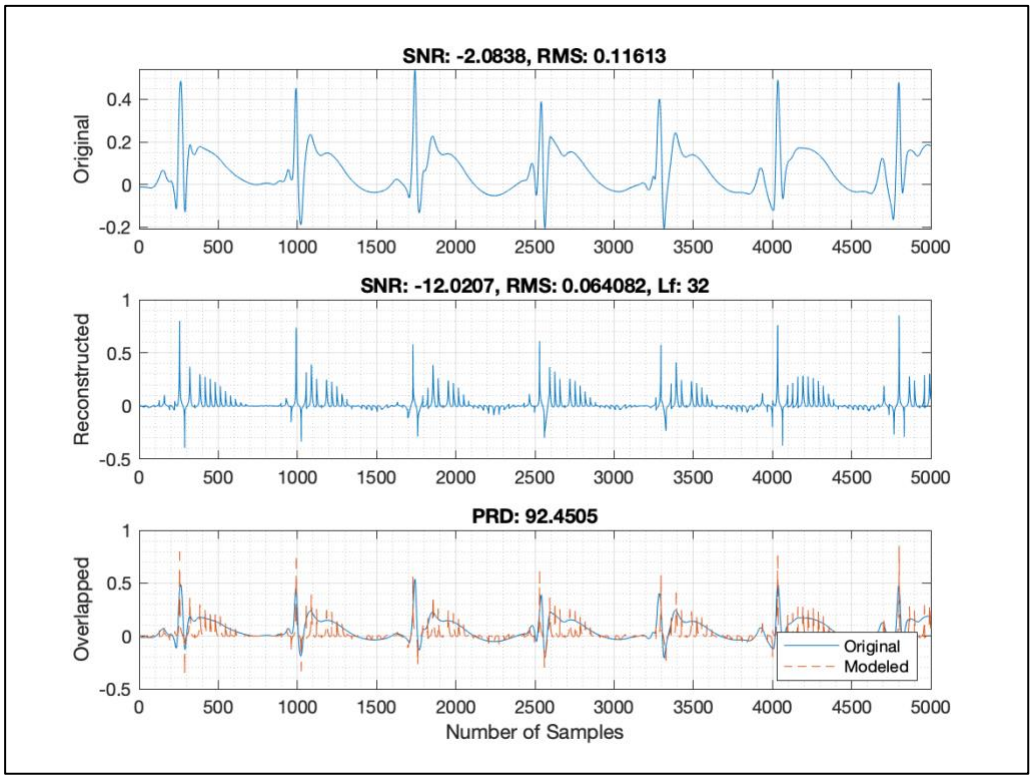
Şekil EK 1.24: 3.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



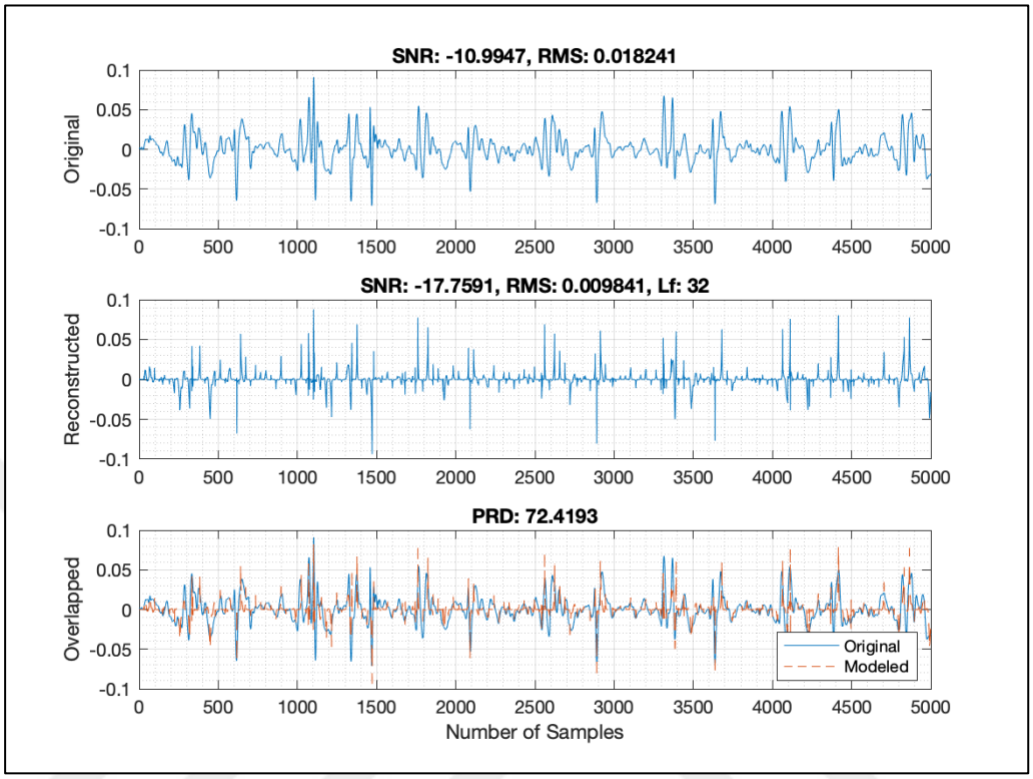
Şekil EK 1.25: 4.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



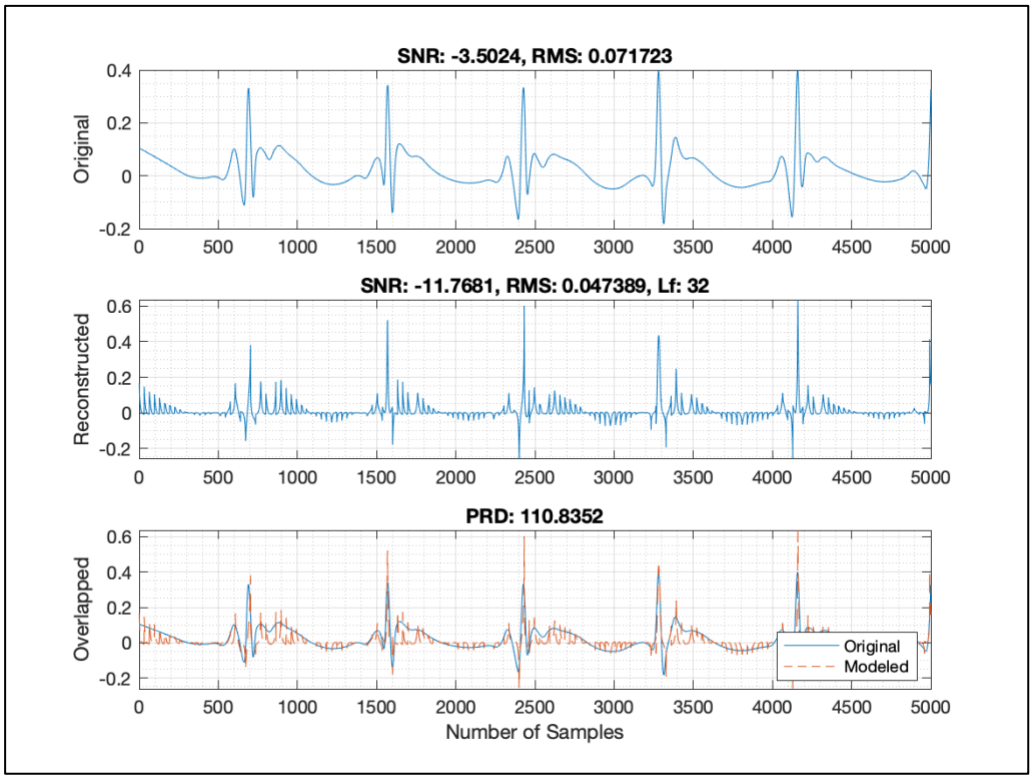
Şekil EK 1.26: 4.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



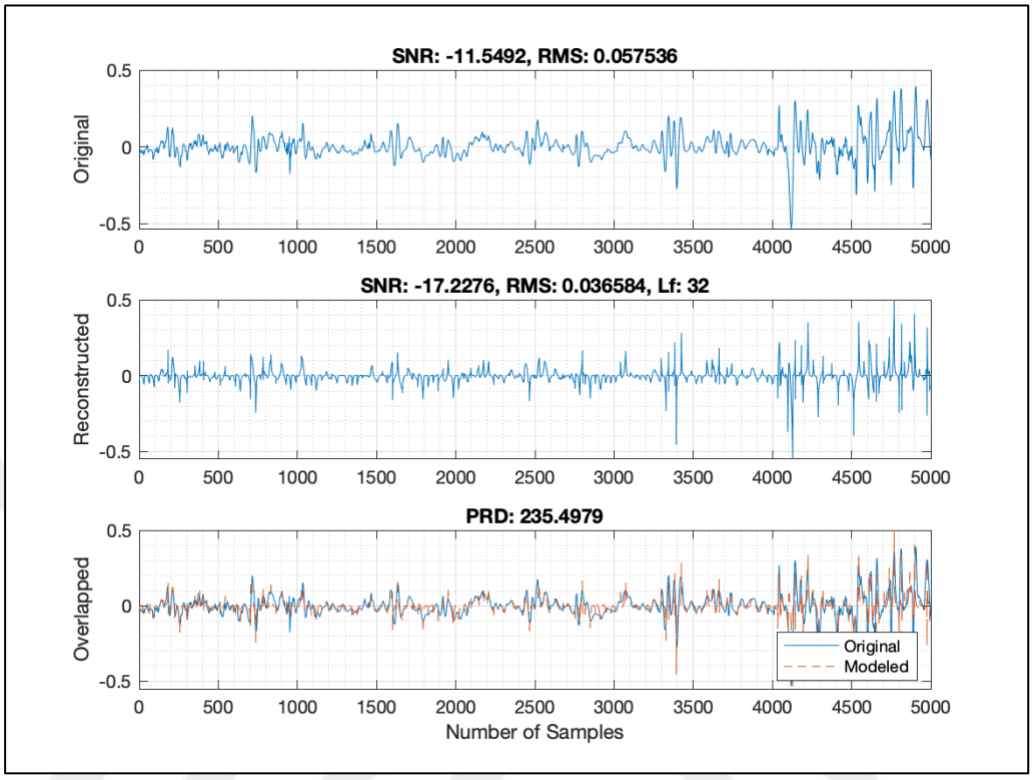
Şekil EK 1.27: 5.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



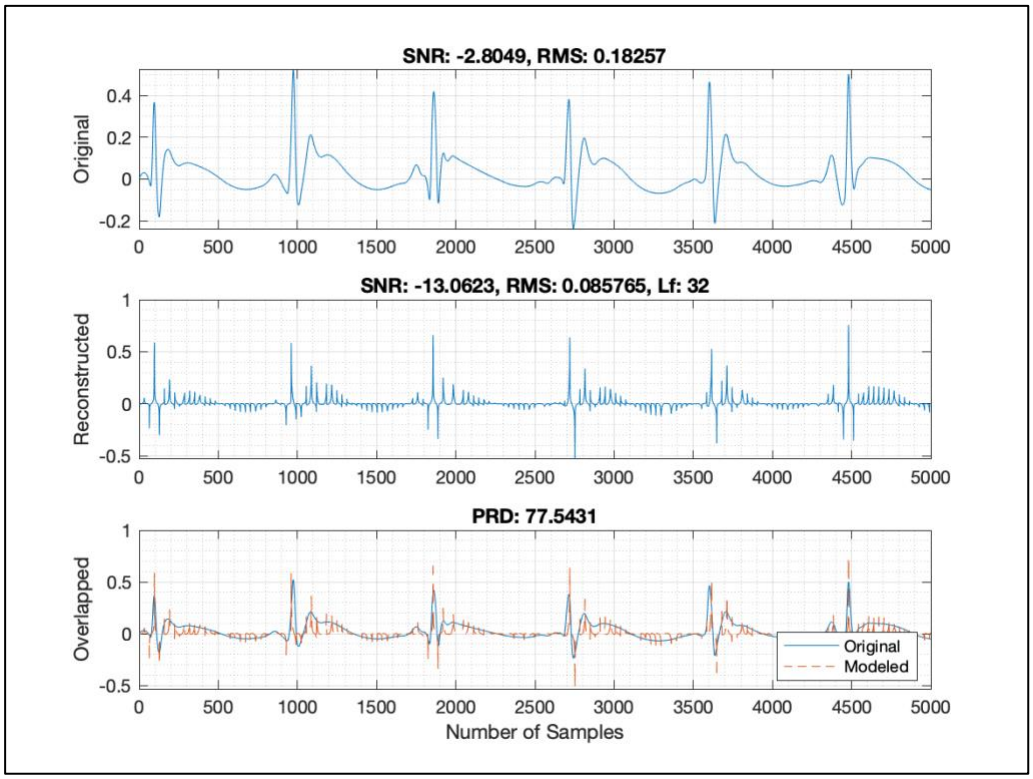
Şekil EK 1.28: 5.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



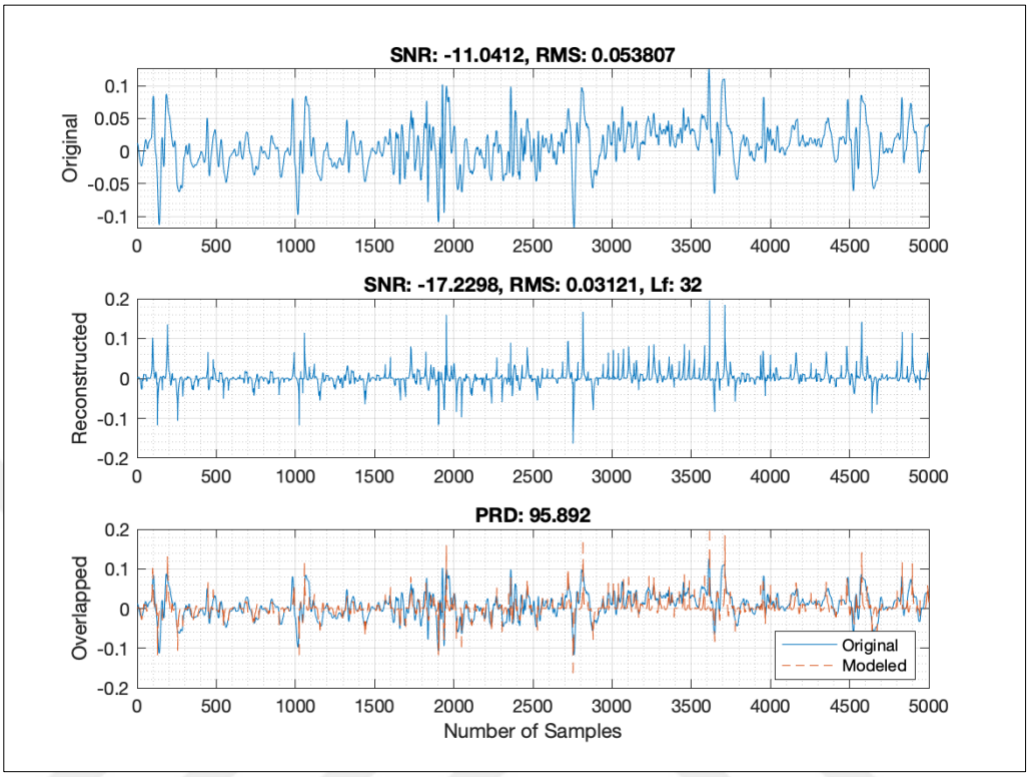
Şekil EK 1.29: 9.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



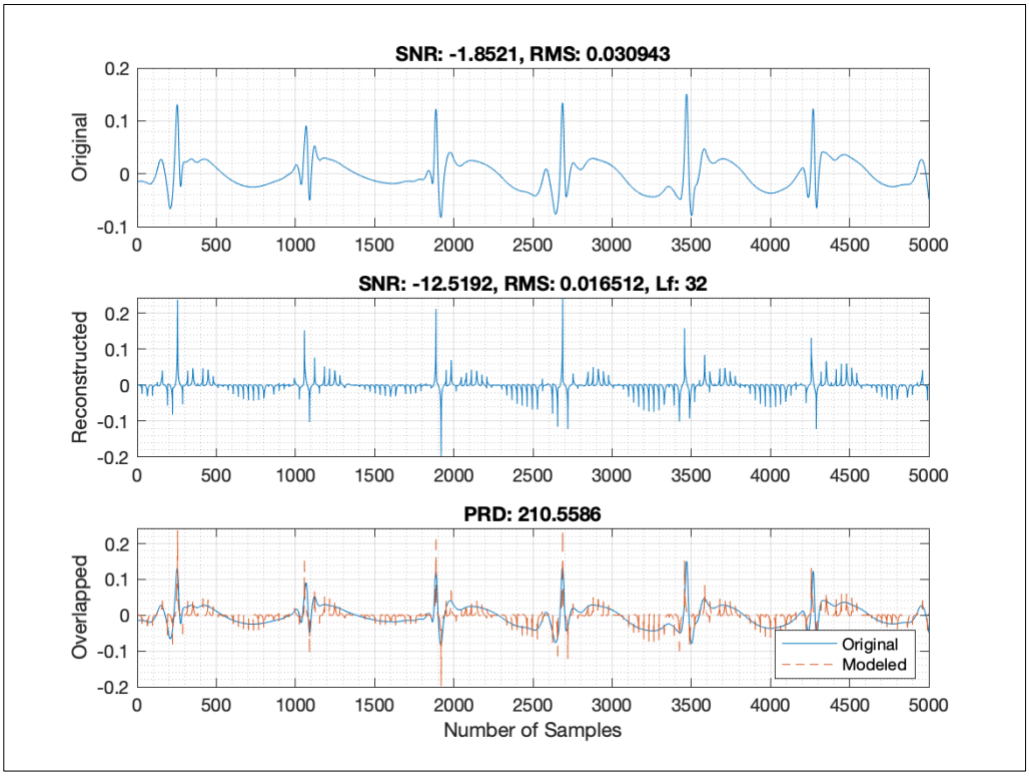
Şekil EK 1.30: 9.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



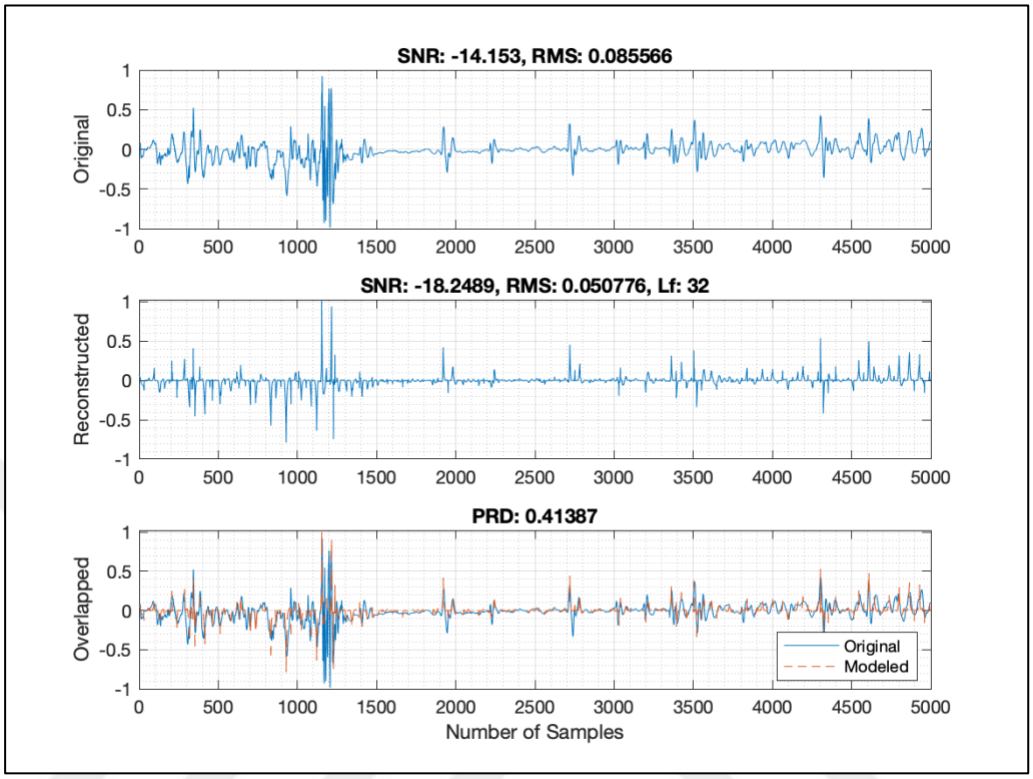
Şekil EK 1.31: 10.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



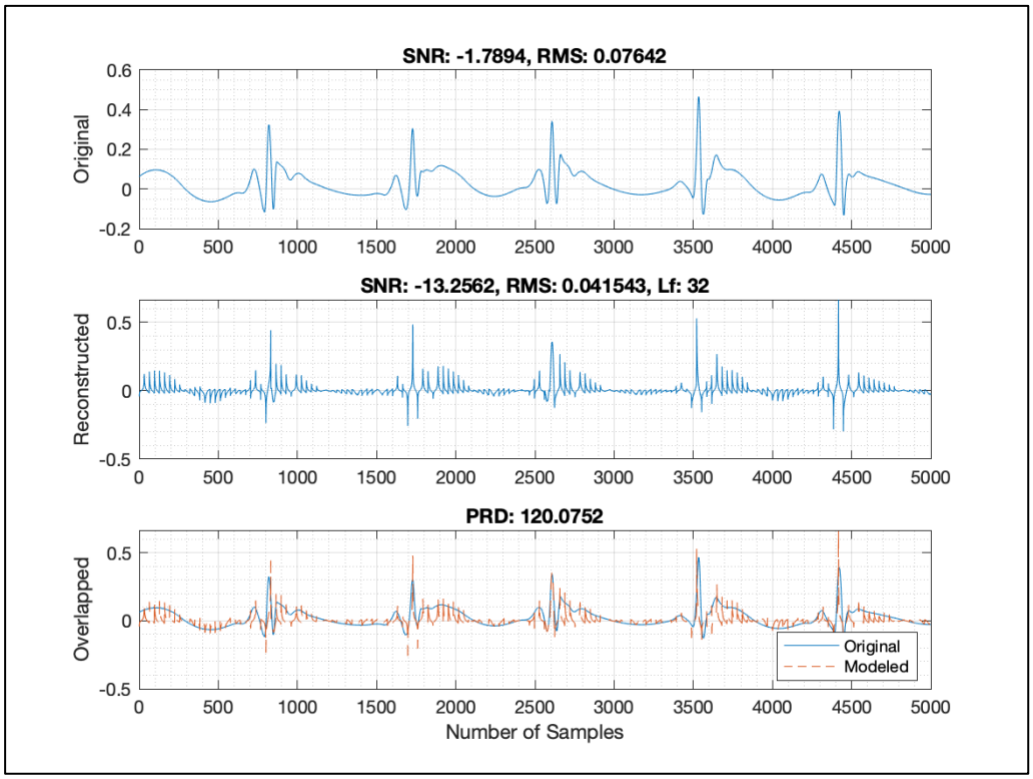
Şekil EK 1.32: 10.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



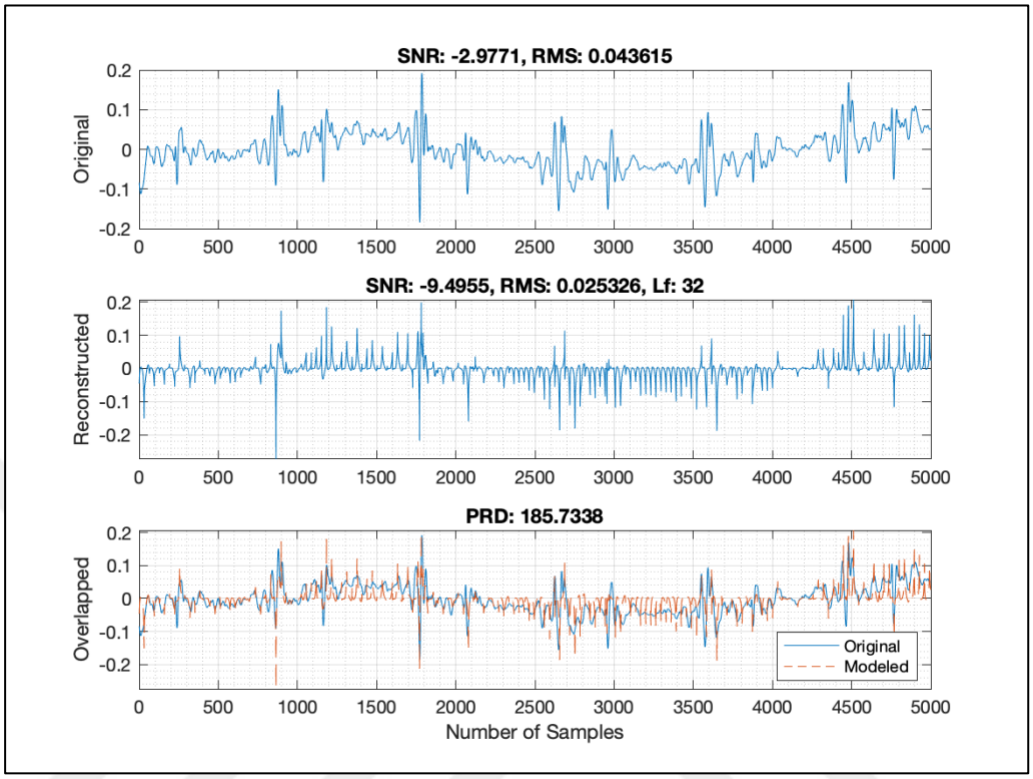
Şekil EK 1.33: 11.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



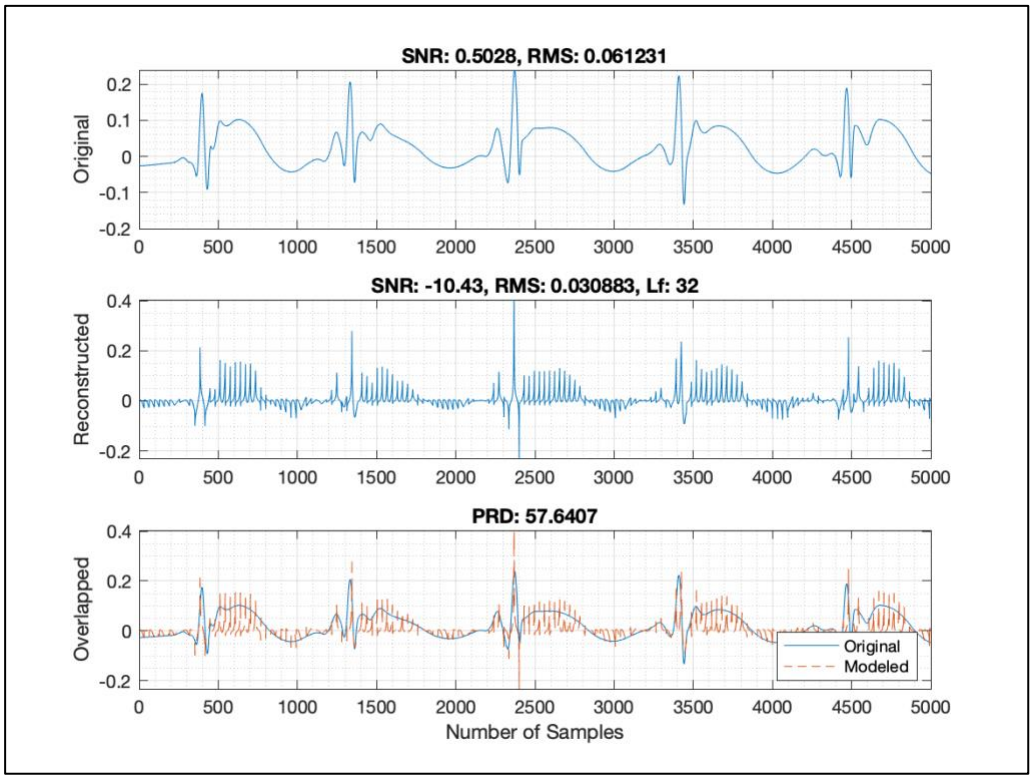
Şekil EK 1.34: 11.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



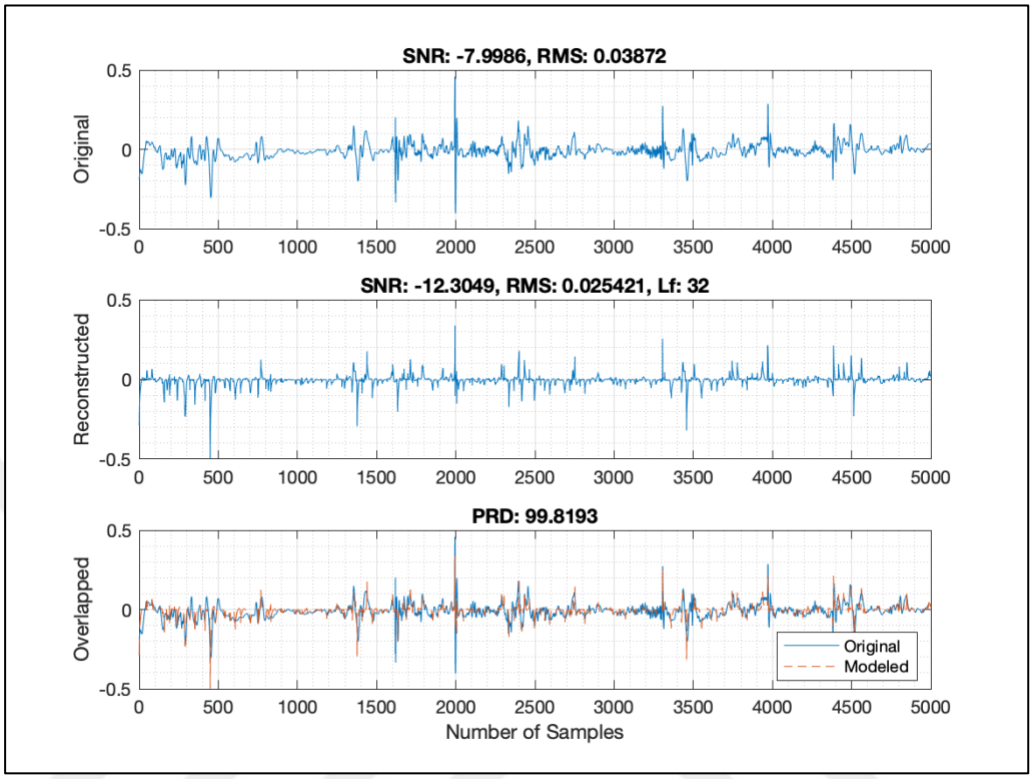
Şekil EK 1.35: 13.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



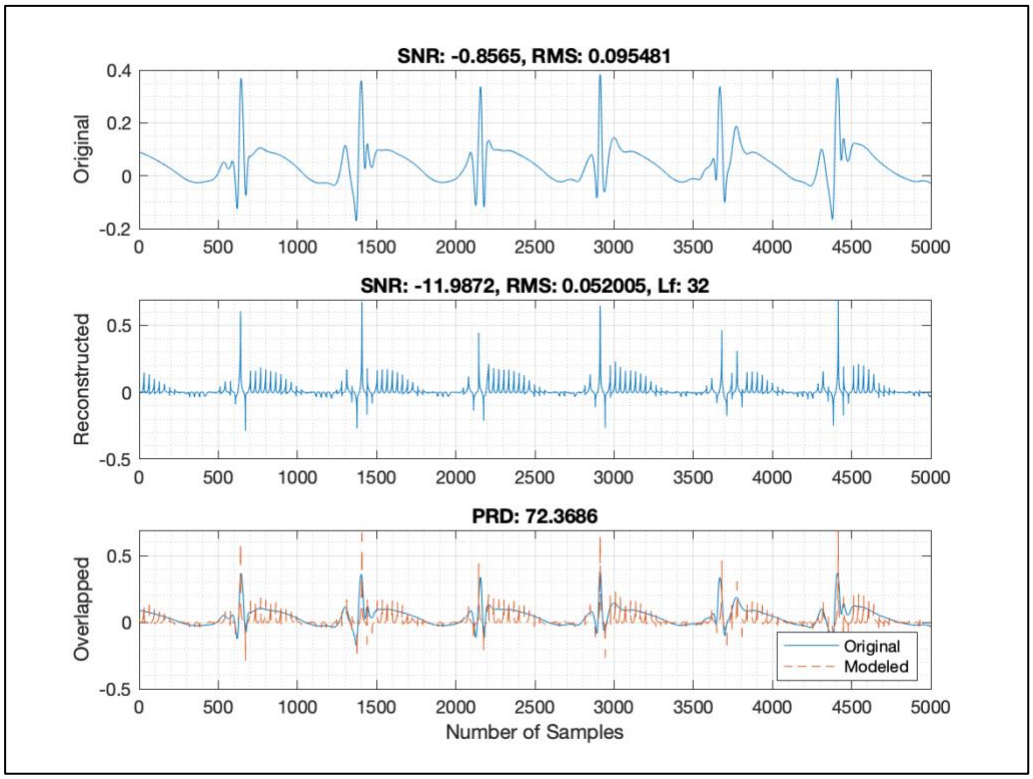
Şekil EK 1.36: 13.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



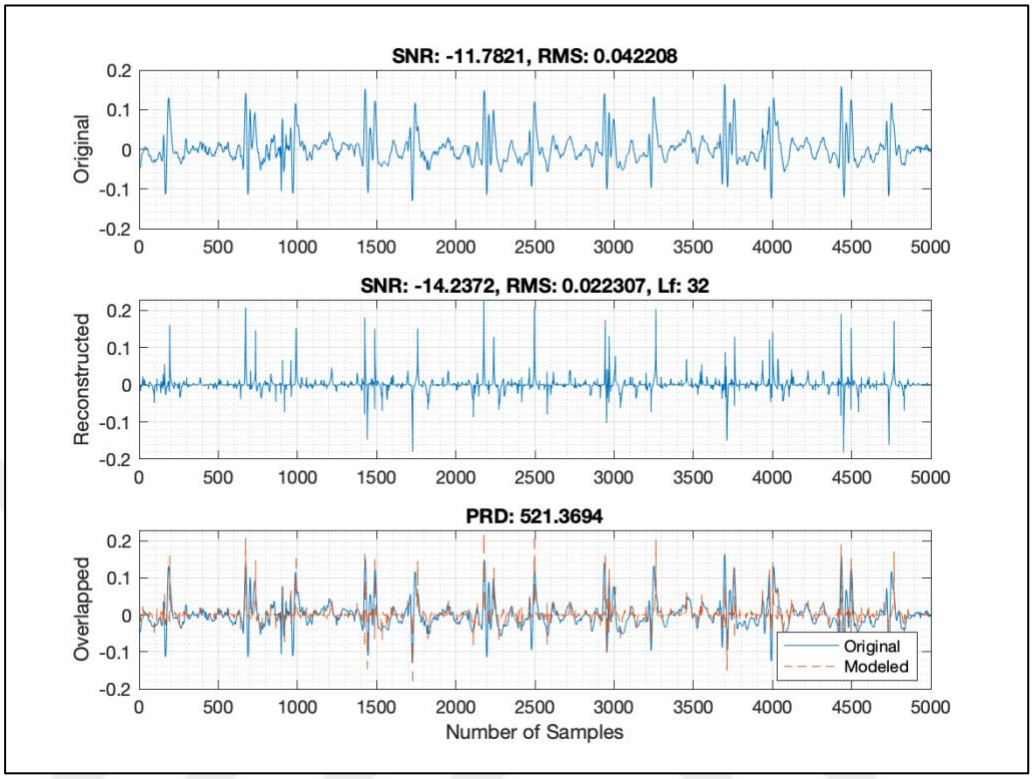
Şekil EK 1.37: 14.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



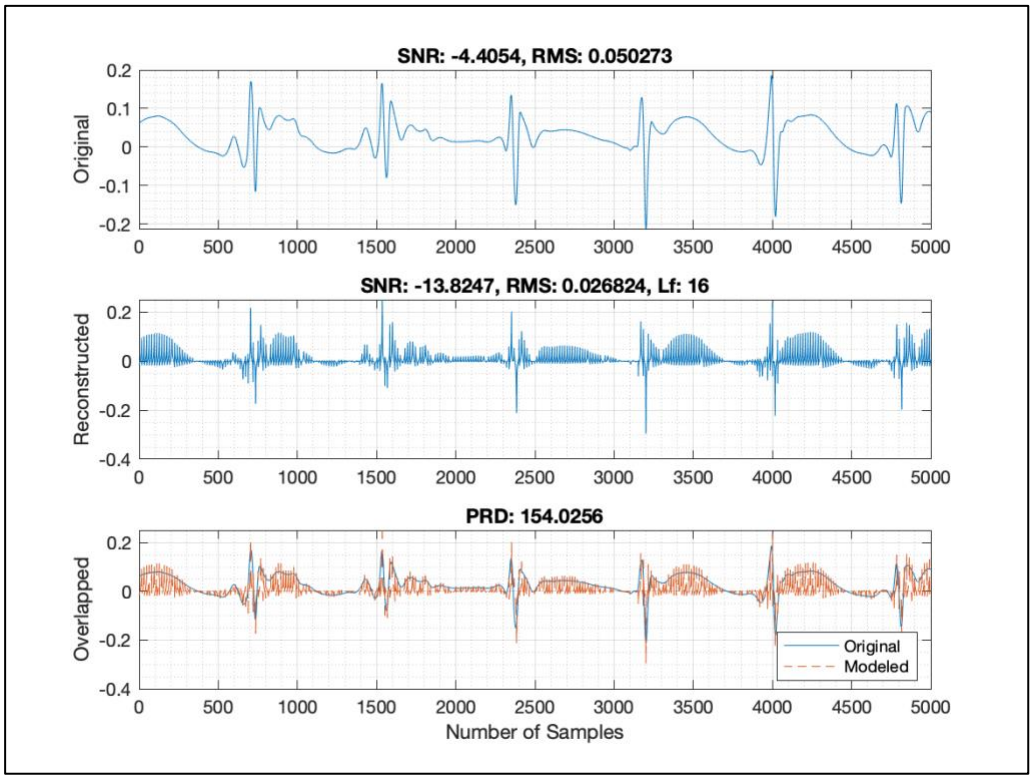
Şekil EK 1.38: 14.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



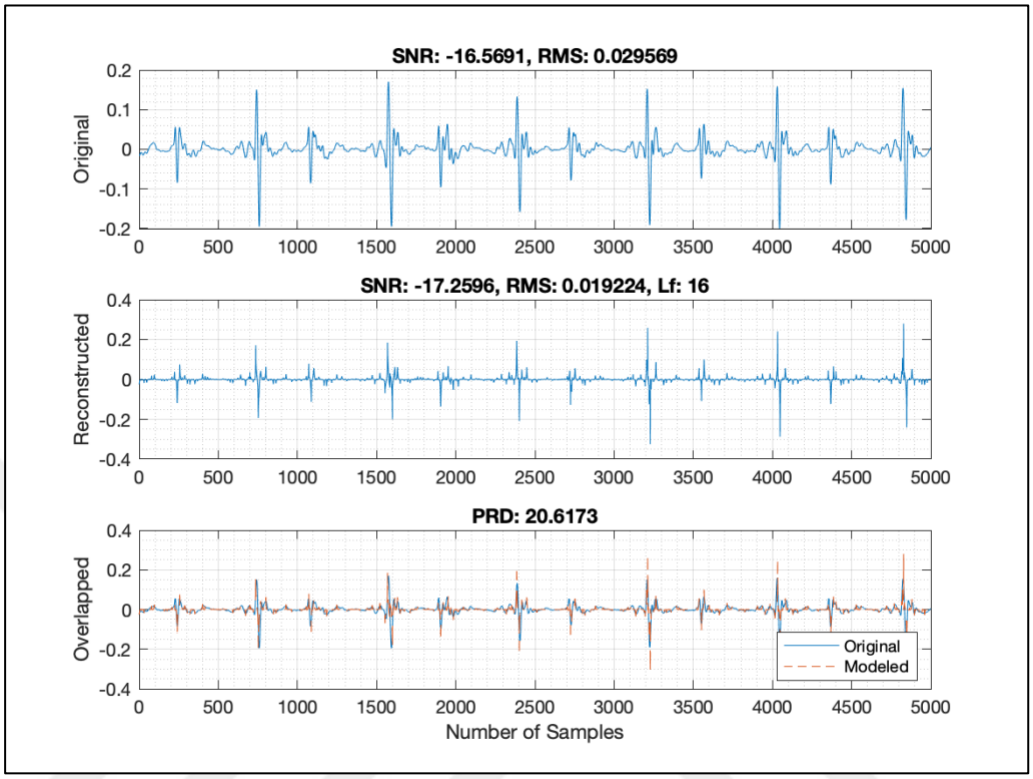
Şekil EK 1.39: 16.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



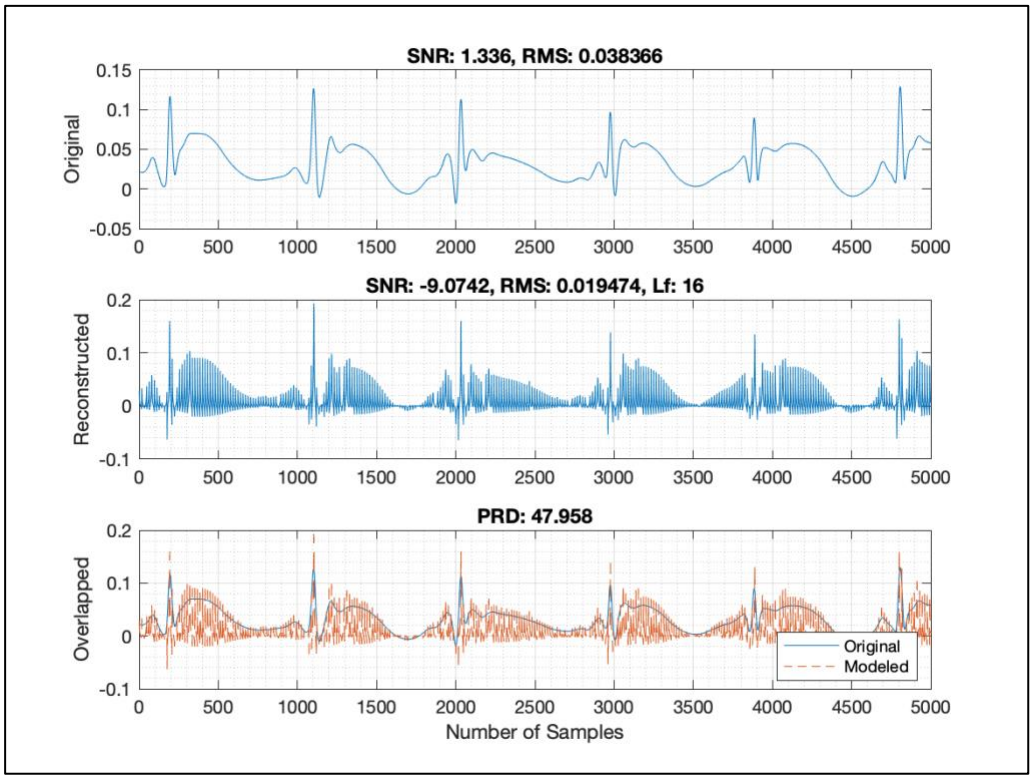
Şekil EK 1.40: 16.Katılımcı için 32-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



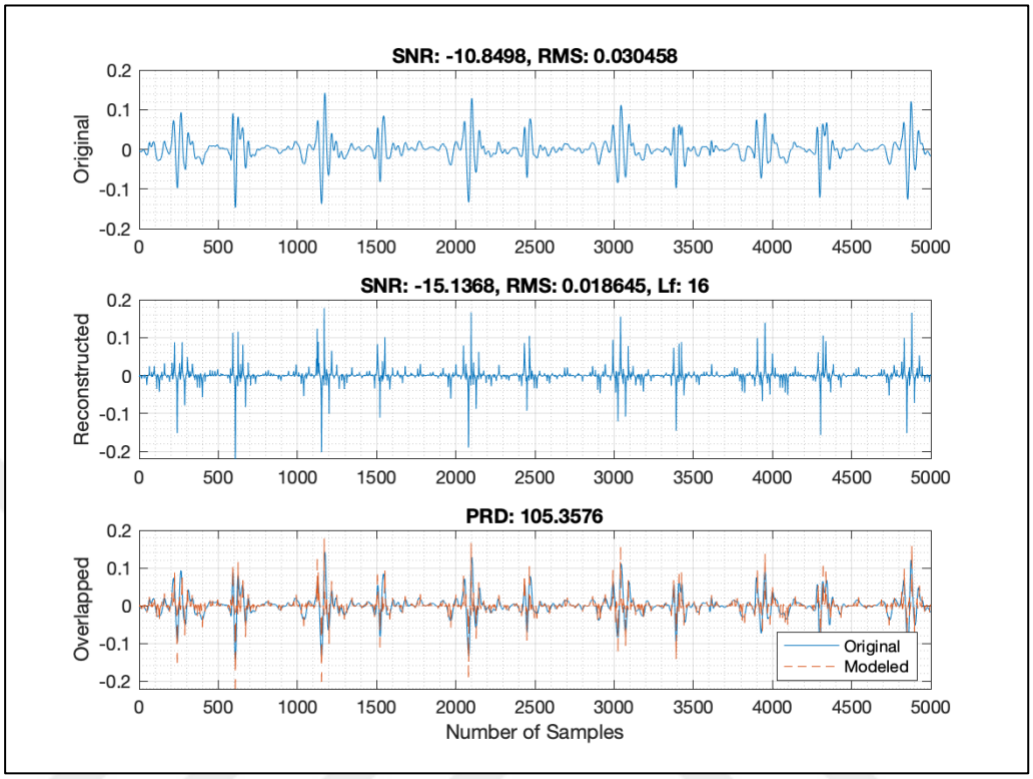
Şekil EK 1.41: 1.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



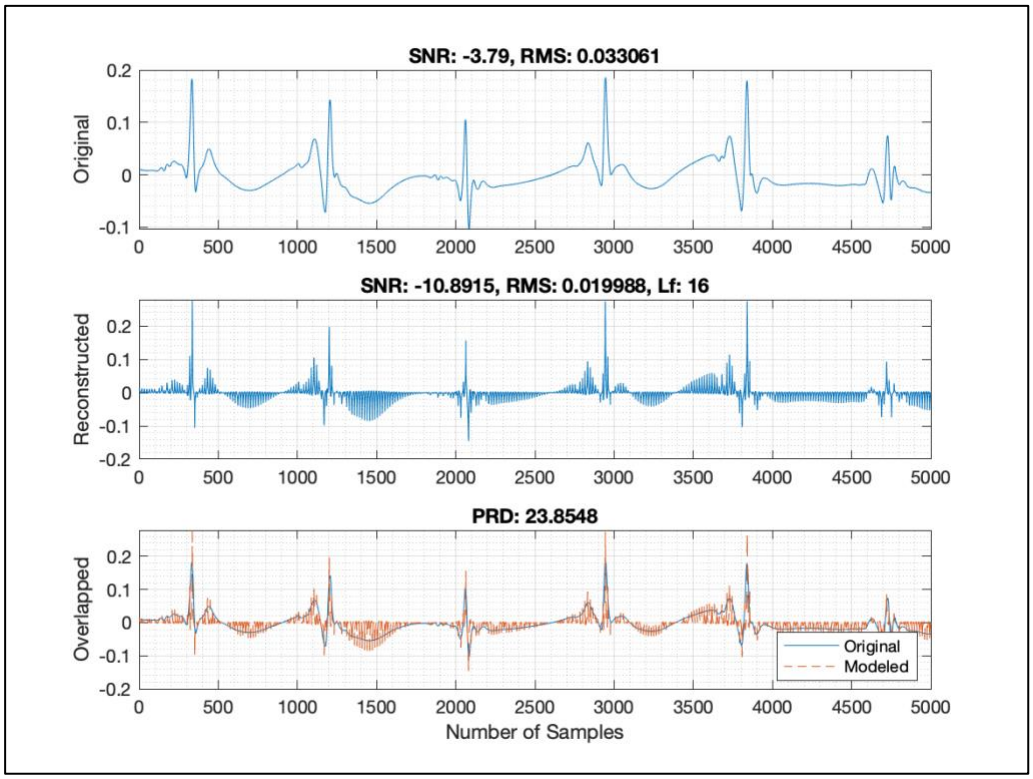
Şekil EK 1.42: 1.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



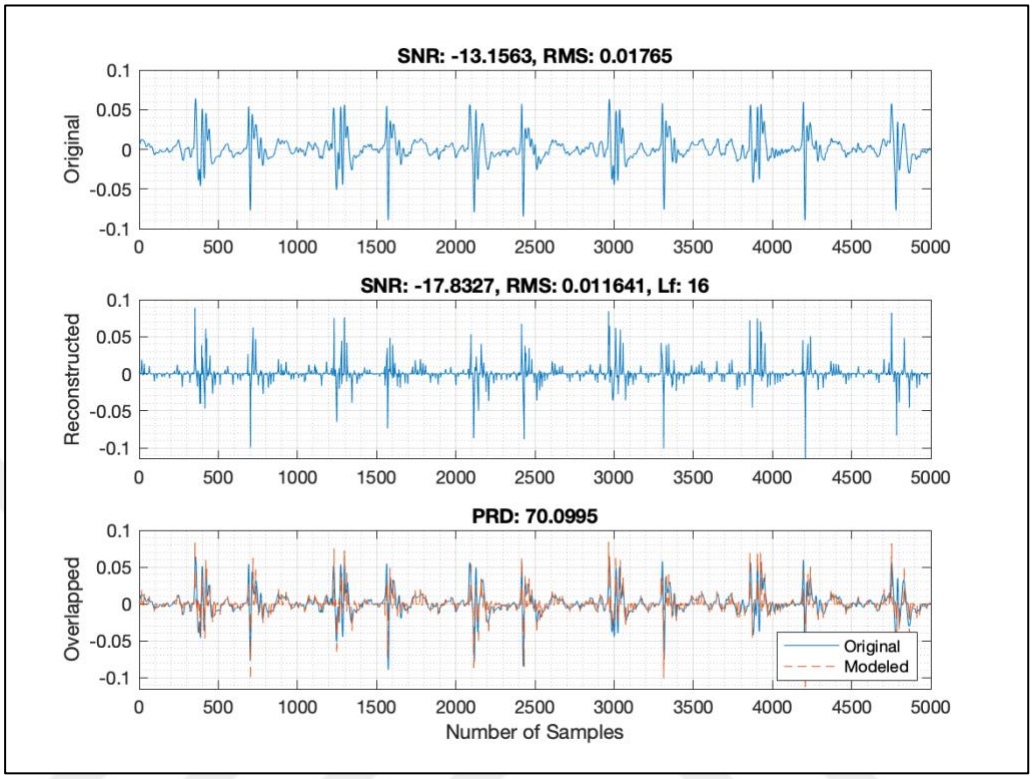
Şekil EK 1.43: 3.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



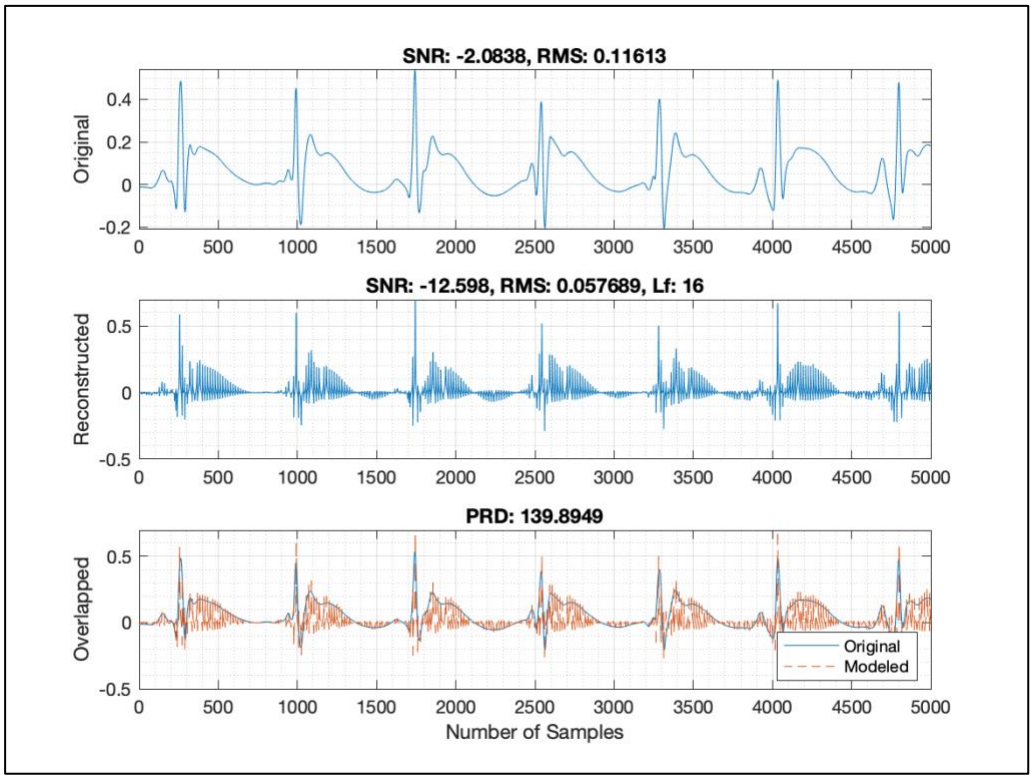
Şekil EK 1.44: 3.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



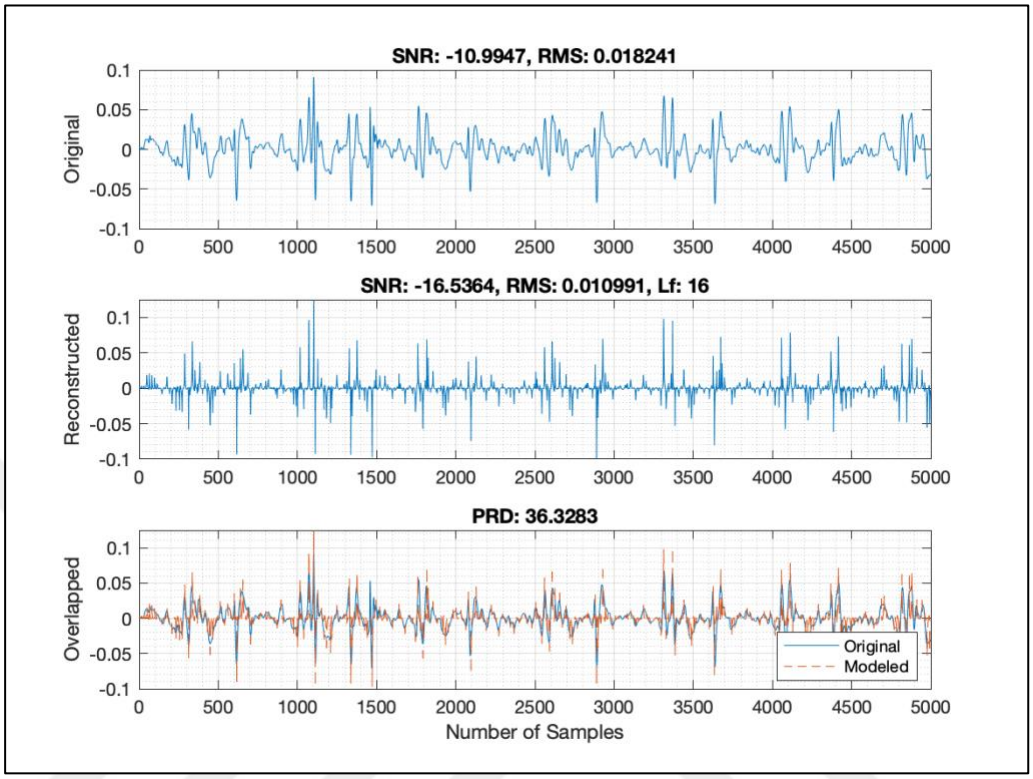
Şekil EK 1.45: 4.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



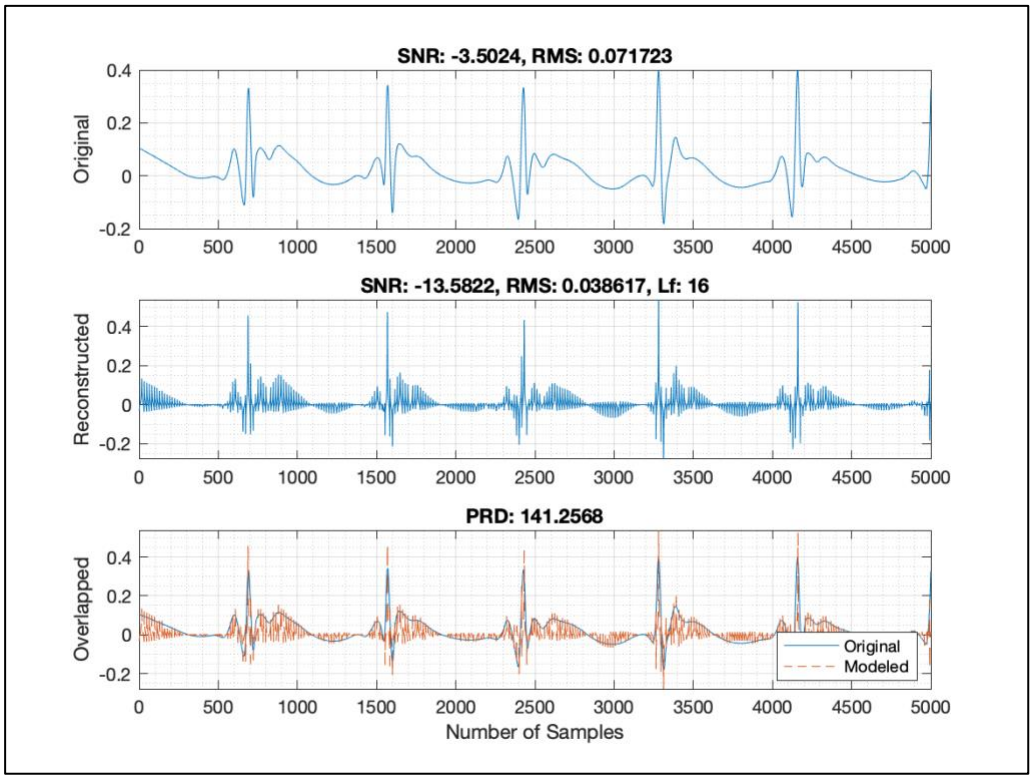
Şekil EK 1.46: 4.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



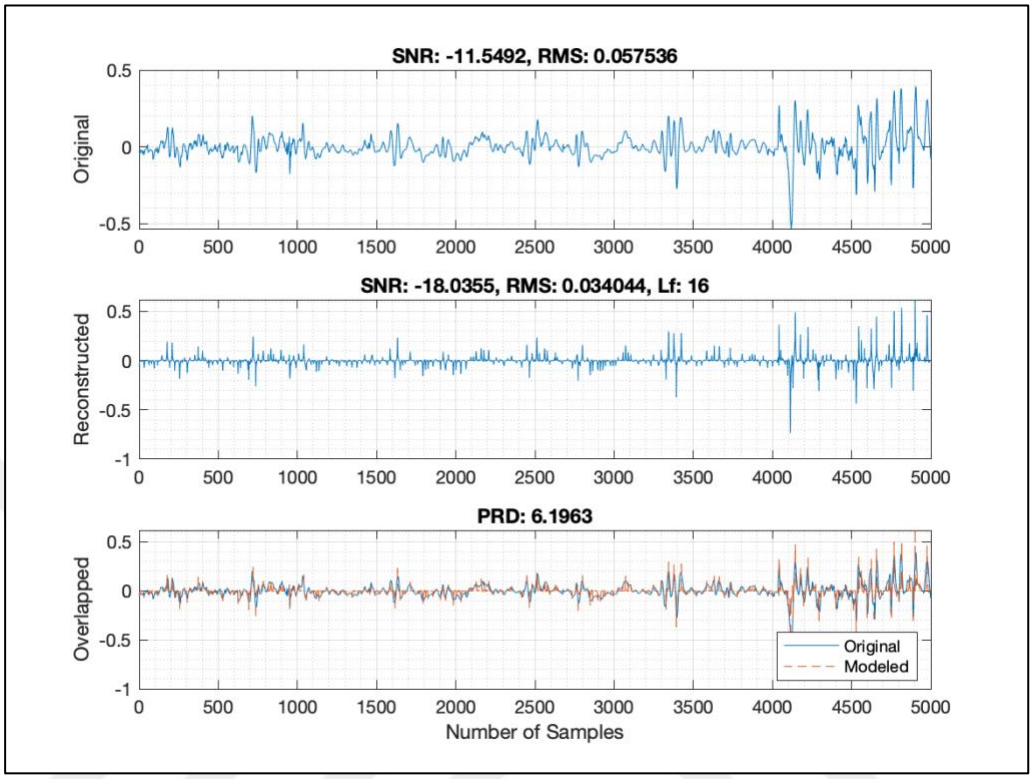
Şekil EK 1.47: 5.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



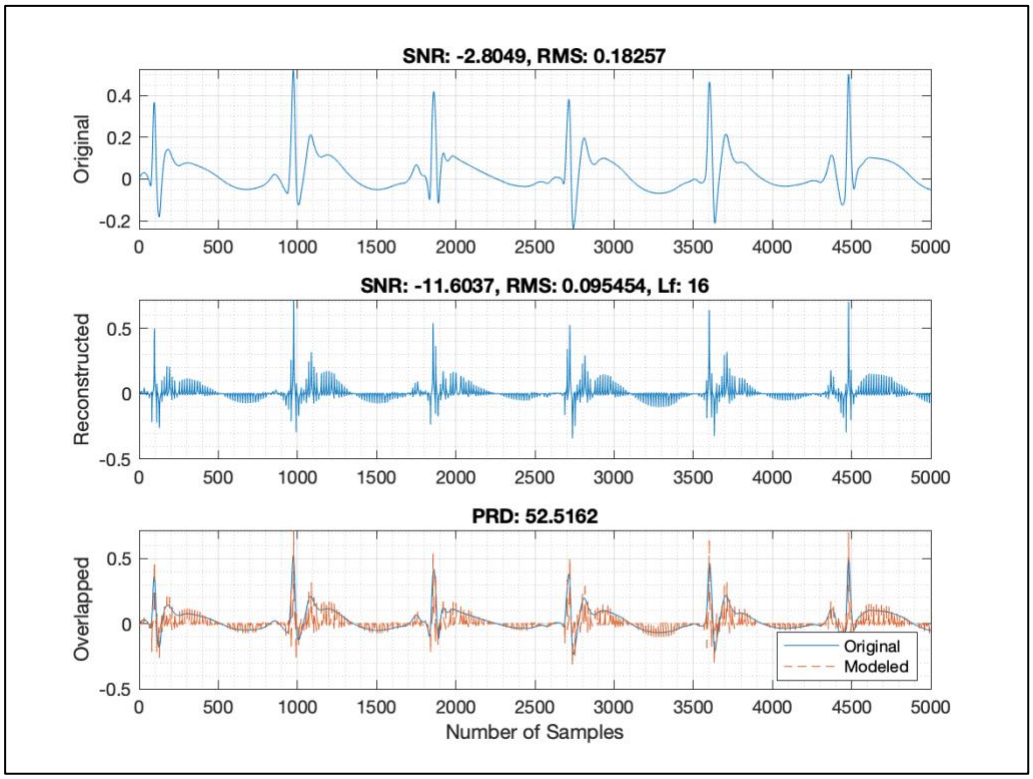
Şekil EK 1.48: 5.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



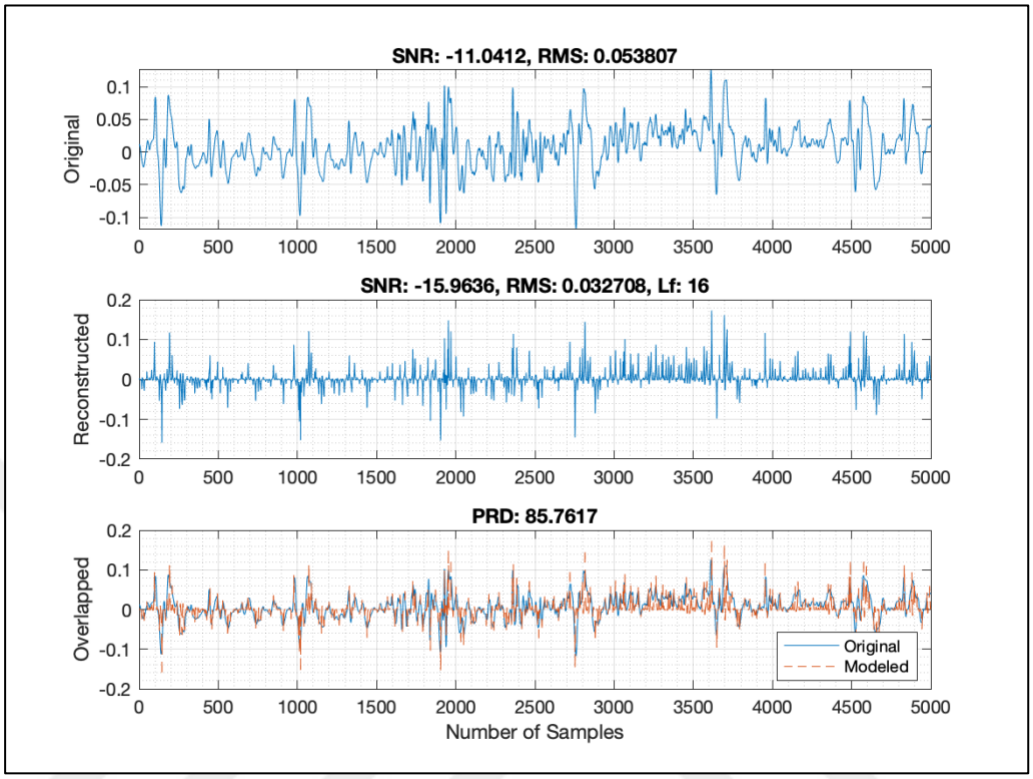
Şekil EK 1.49: 9.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



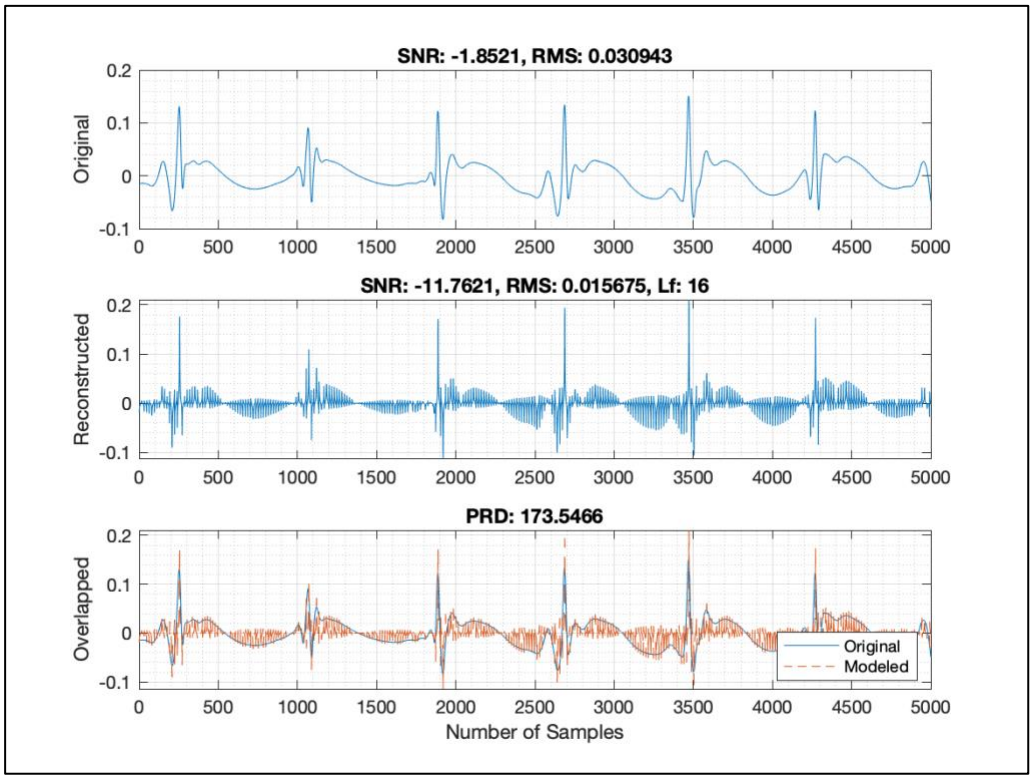
Şekil EK 1.50: 9.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



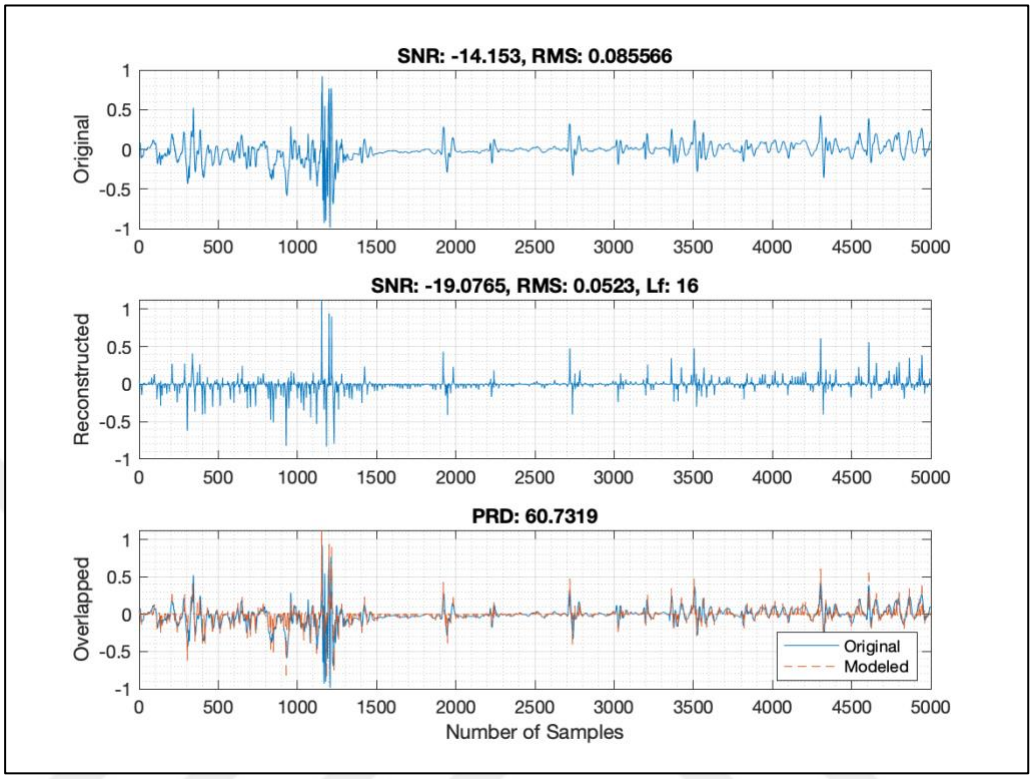
Şekil EK 1.51: 10.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



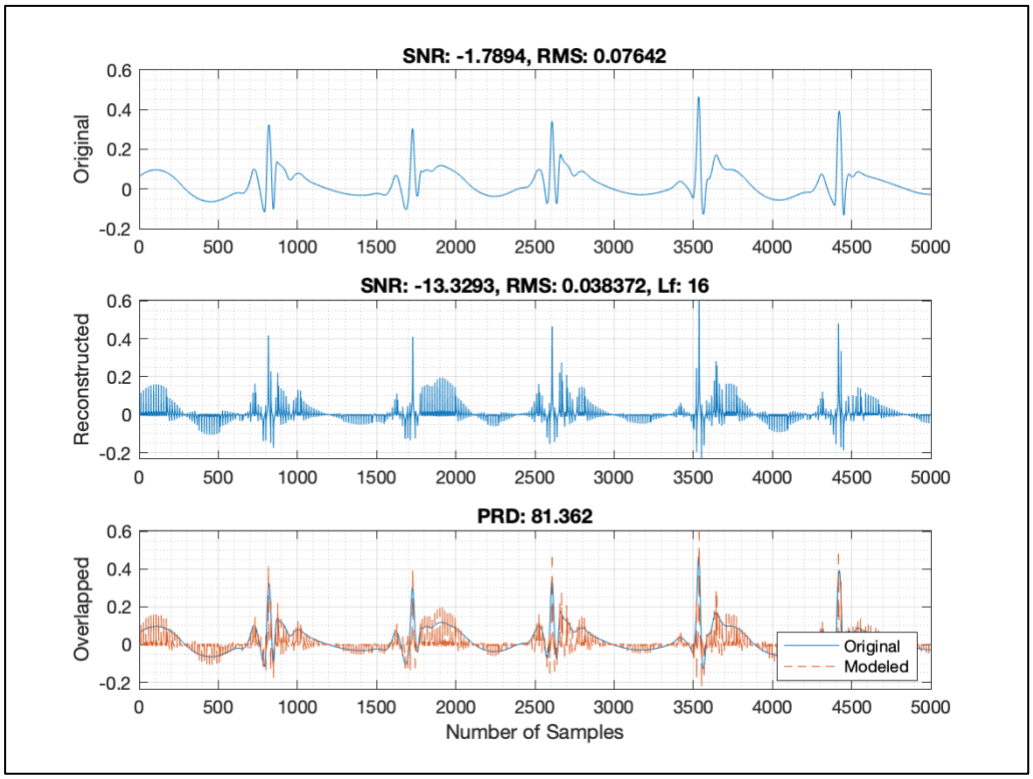
Şekil EK 1.52: 10.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



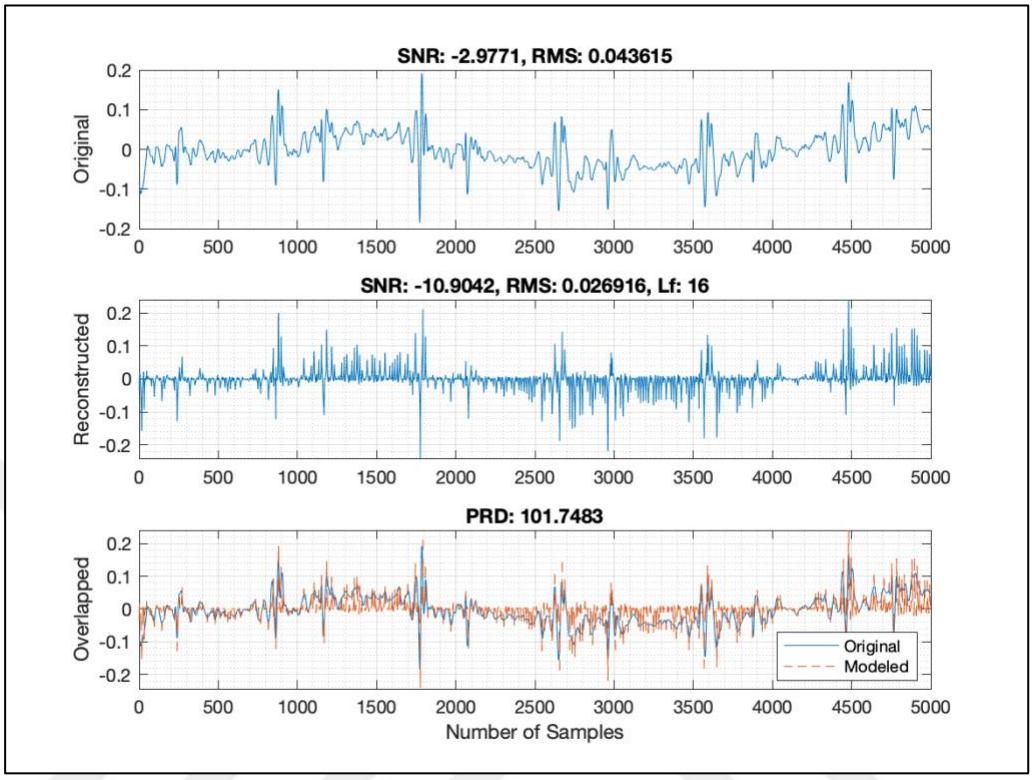
Şekil EK 1.53: 11.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



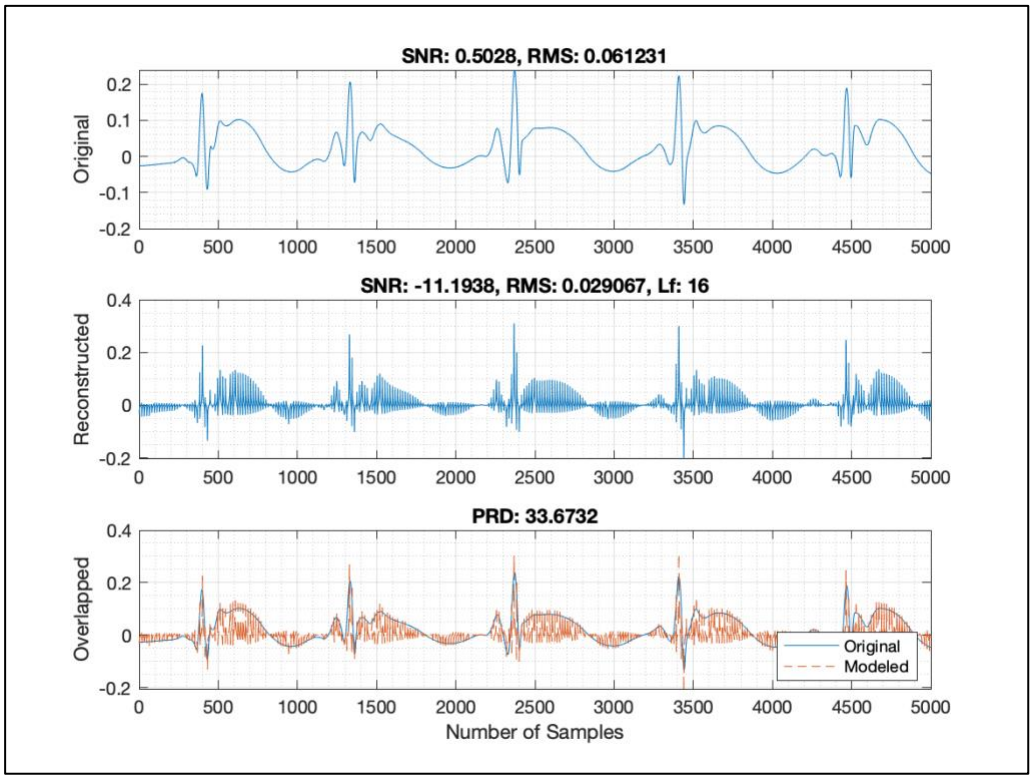
Şekil EK 1.54: 11.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



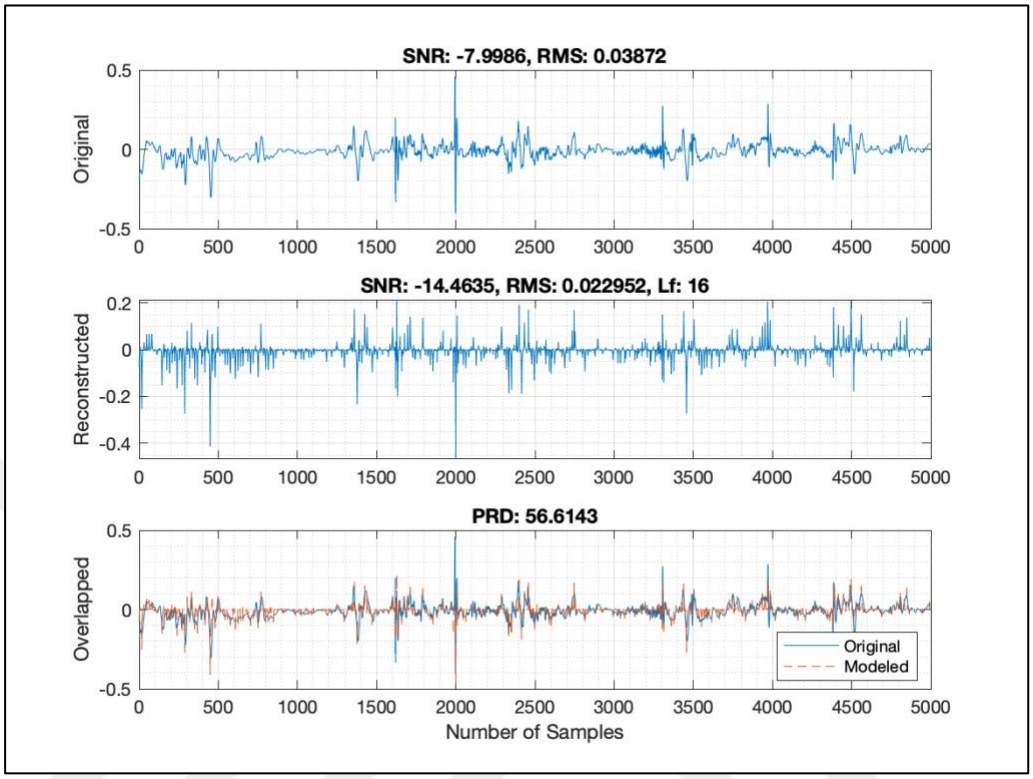
Şekil EK 1.55: 13.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



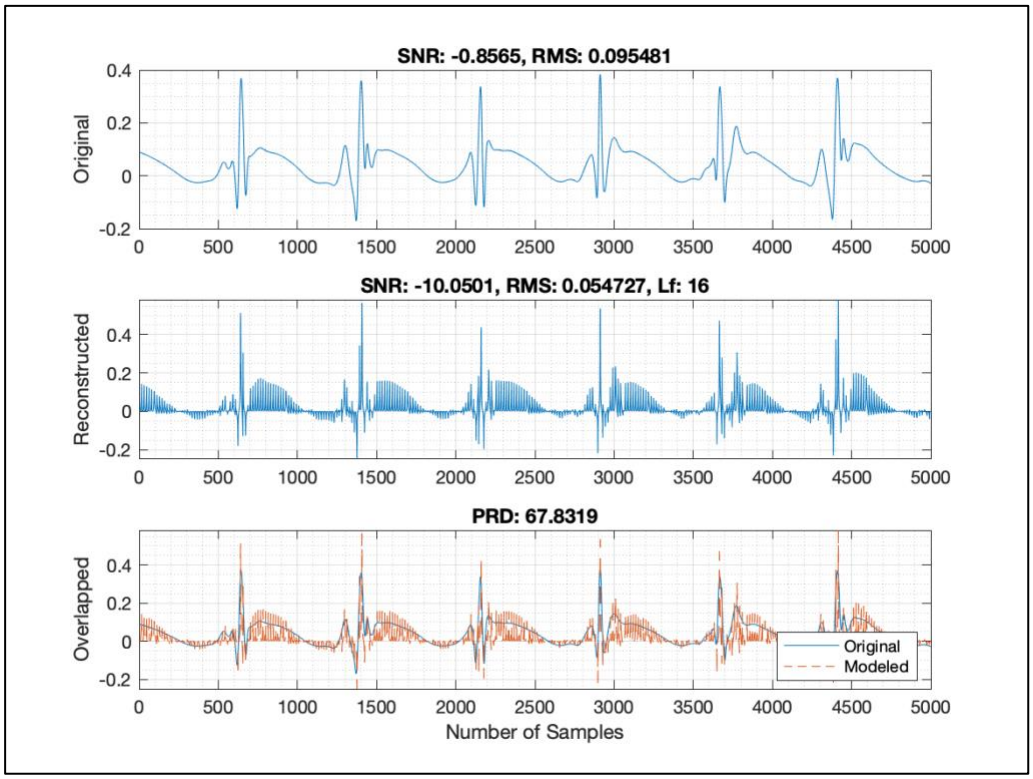
Şekil EK 1.56: 13.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



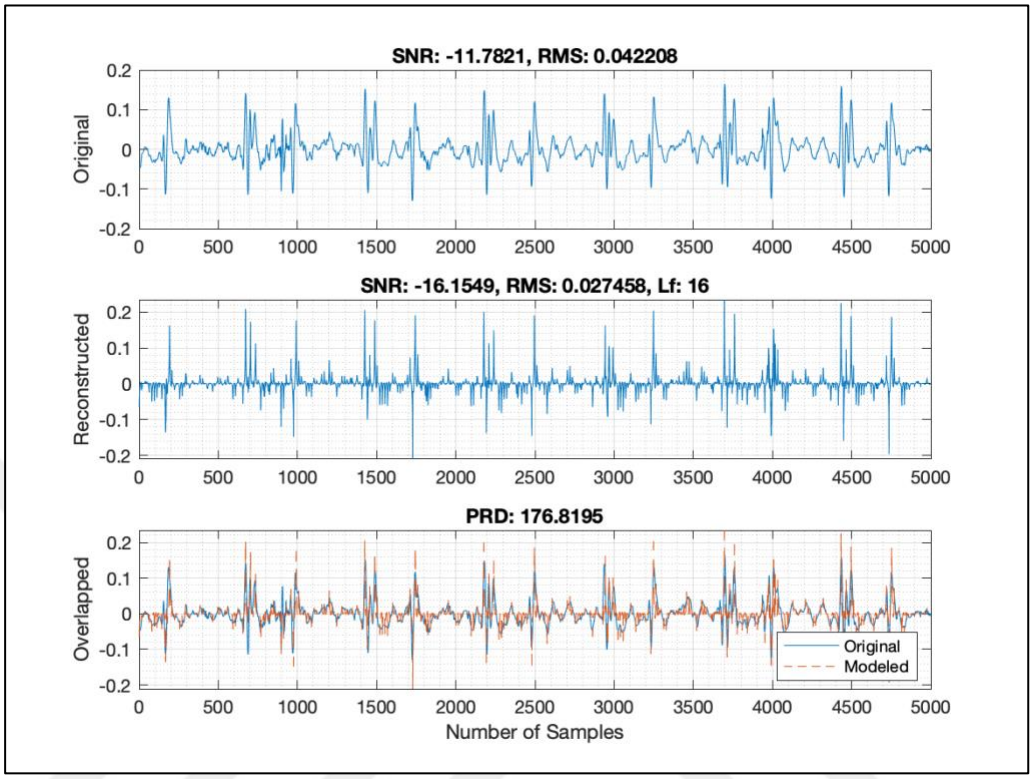
Şekil EK 1.57: 14.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



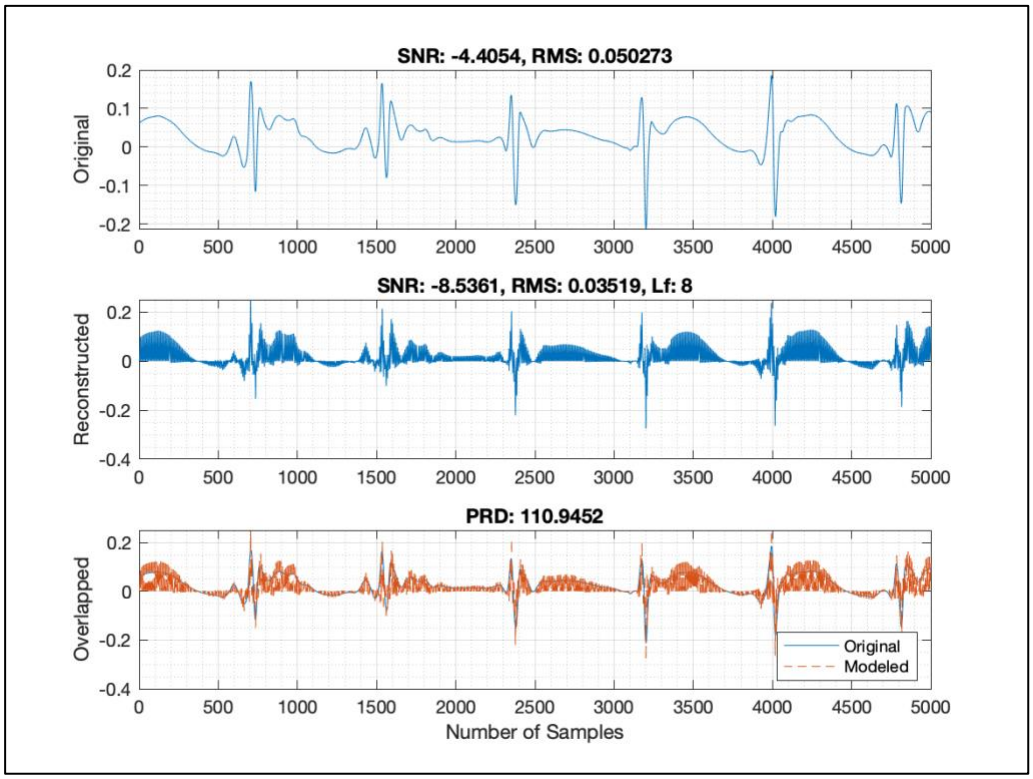
Şekil EK 1.58: 14.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



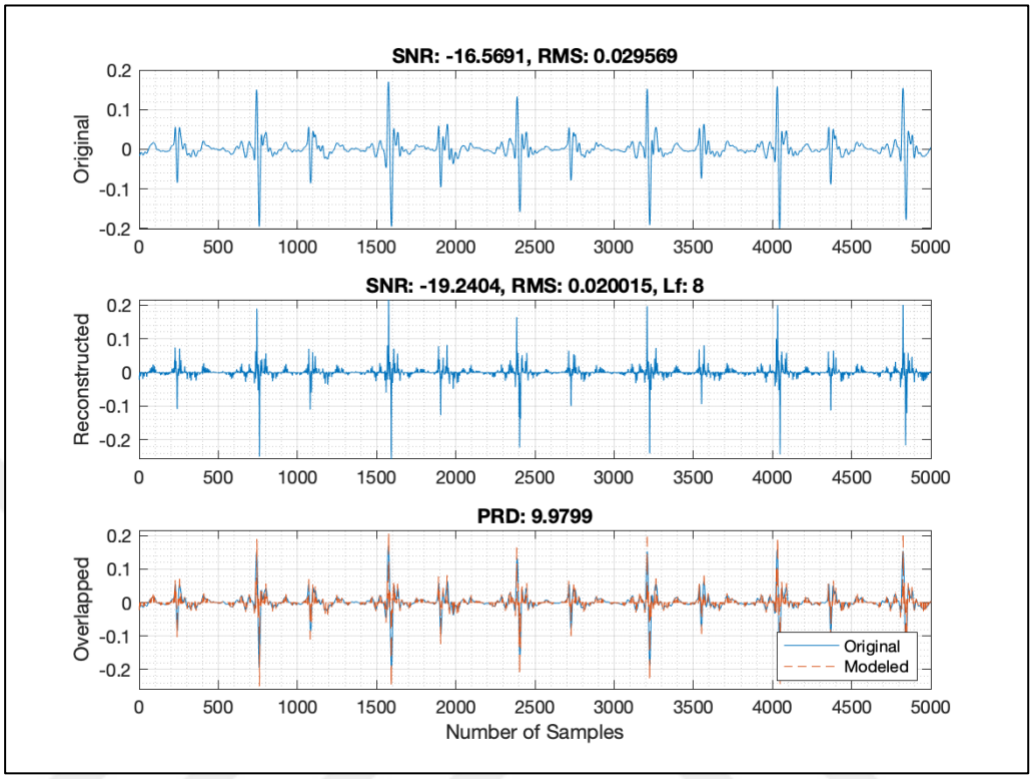
Şekil EK 1.59: 16.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



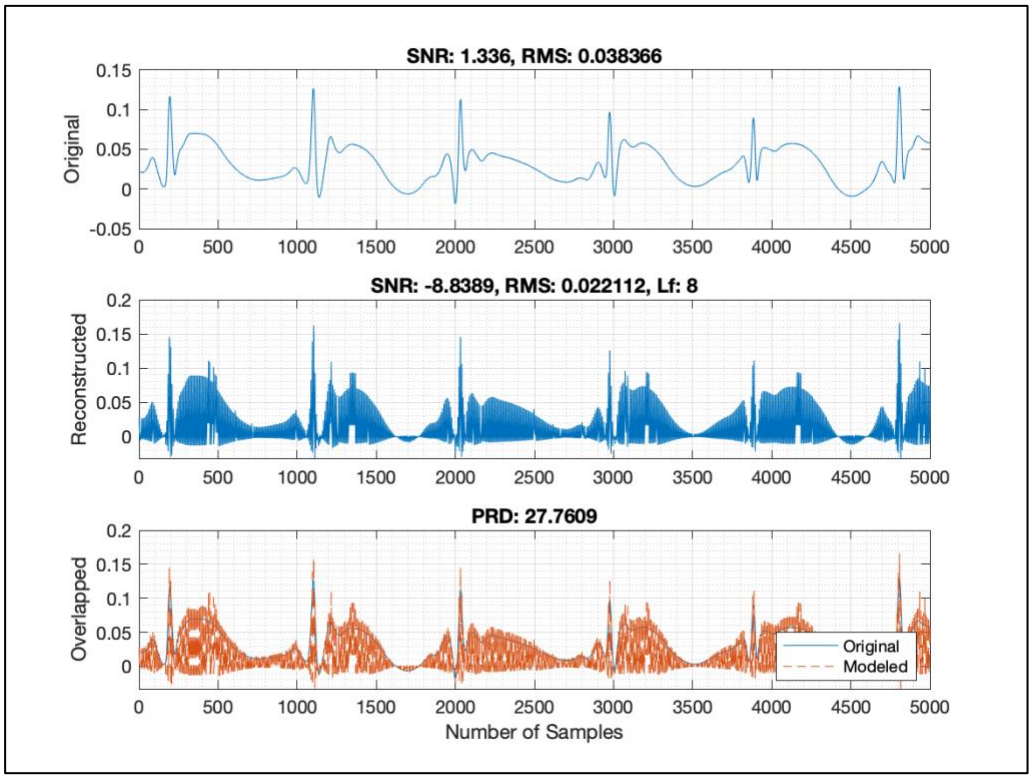
Şekil EK 1.60: 16.Katılımcı için 16-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



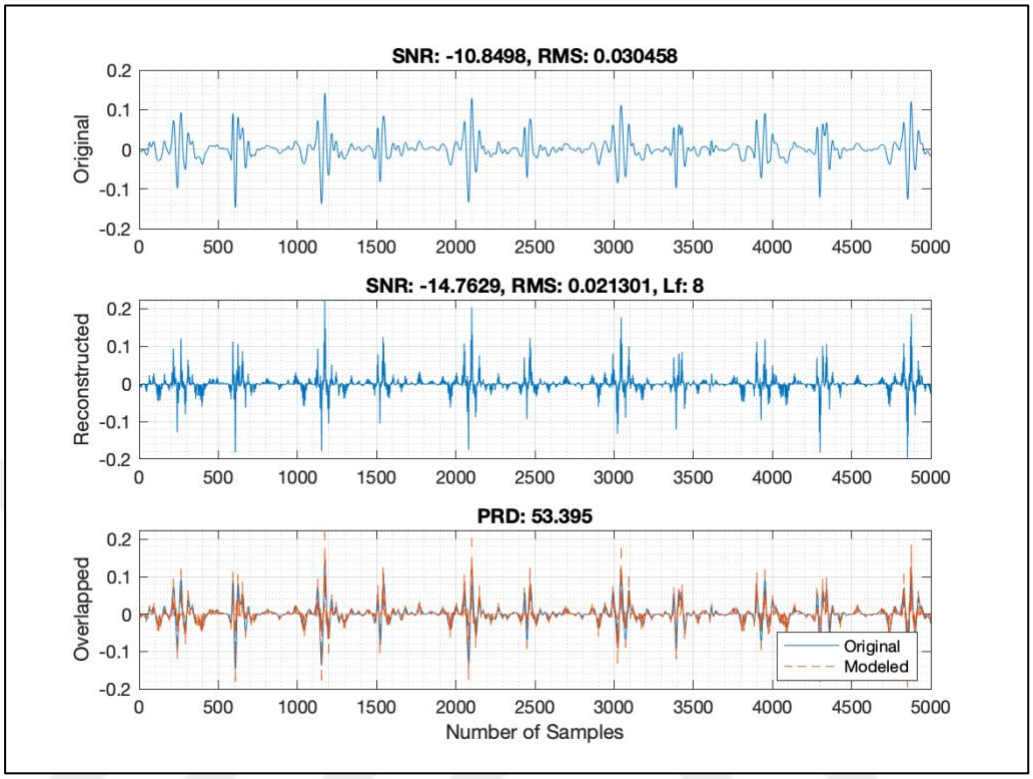
Şekil EK 1.61: 1.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



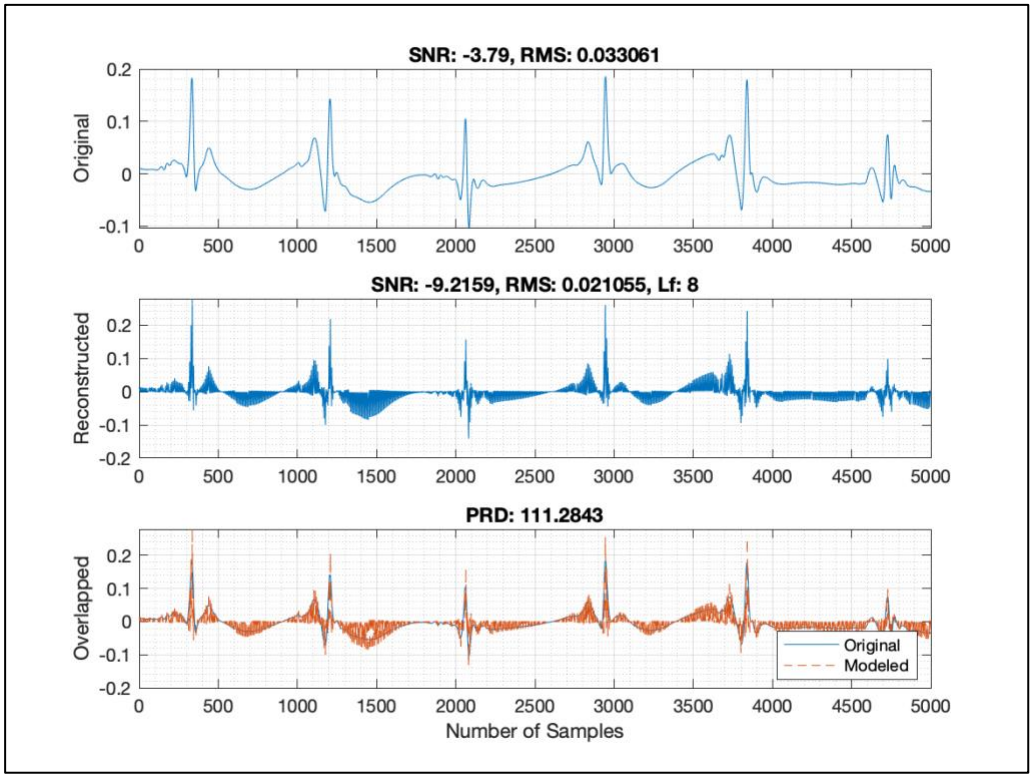
Şekil EK 1.62: 1.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



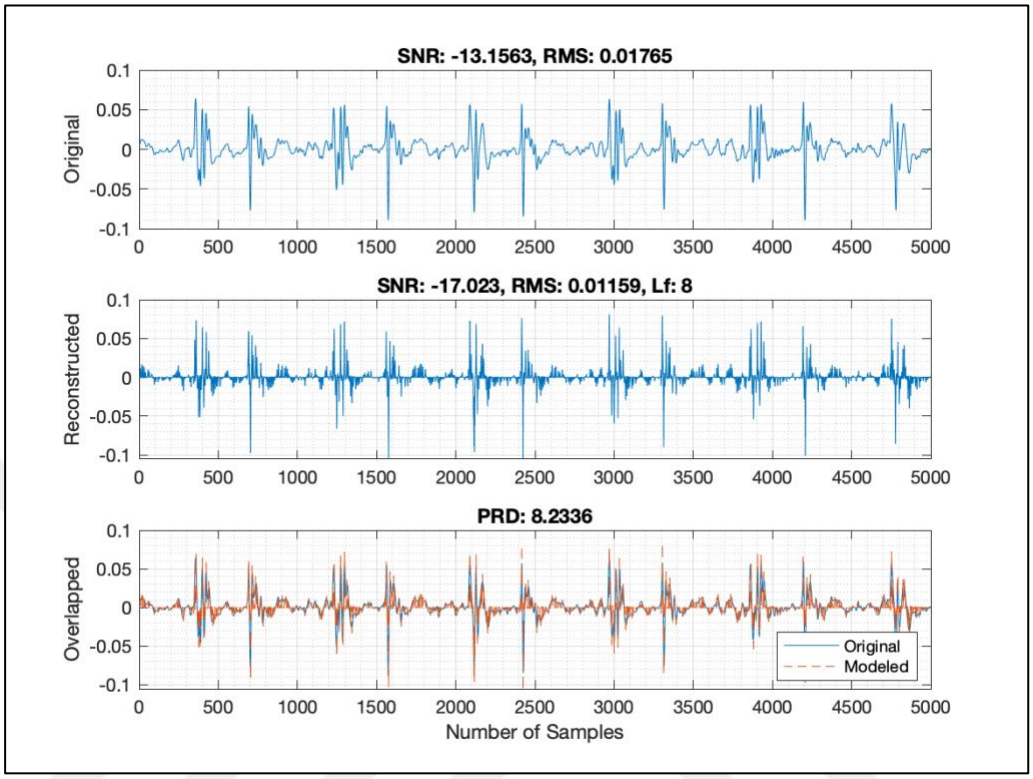
Şekil EK 1.63: 3.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



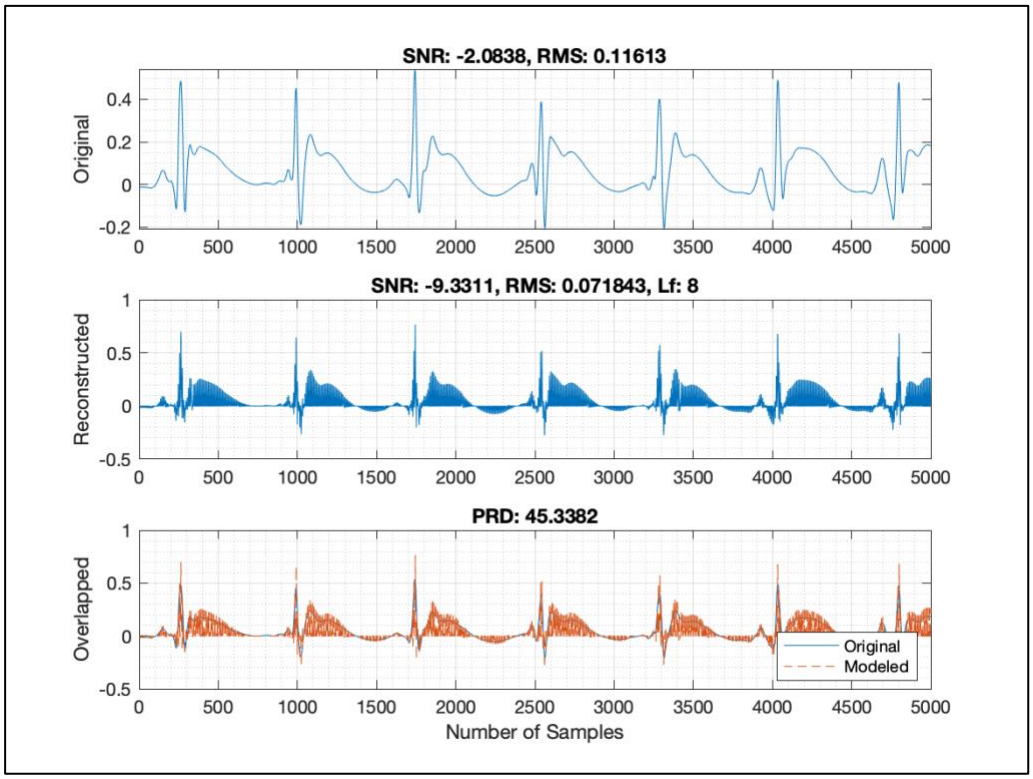
Şekil EK 1.64: 3.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



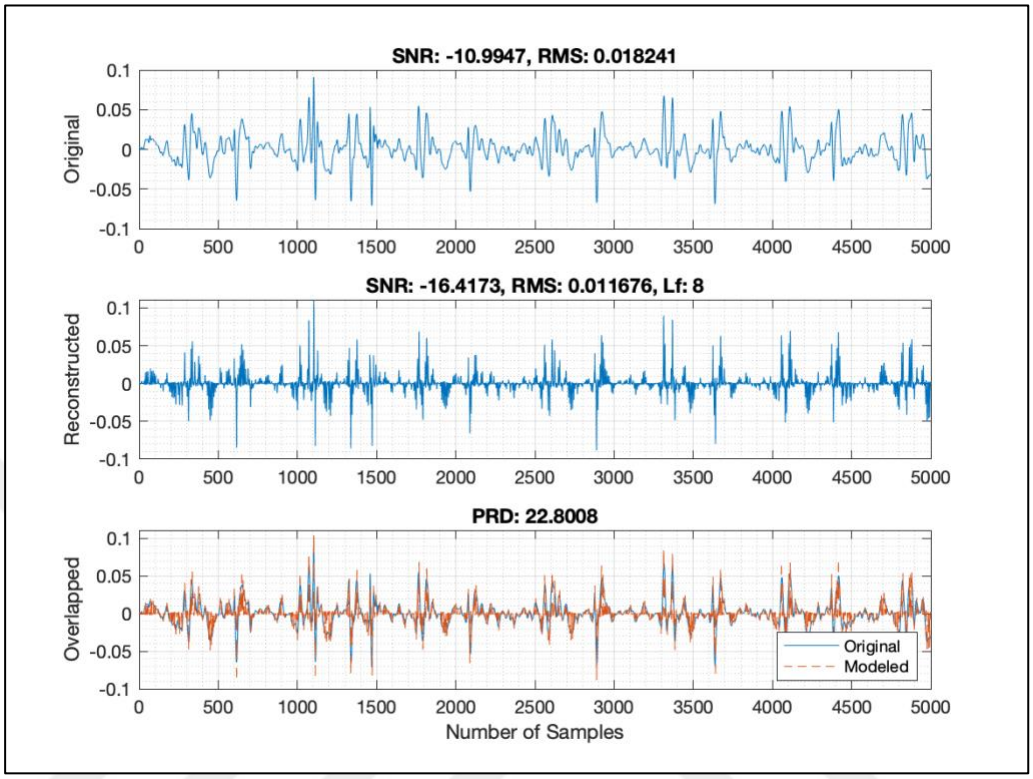
Şekil EK 1.65: 4.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



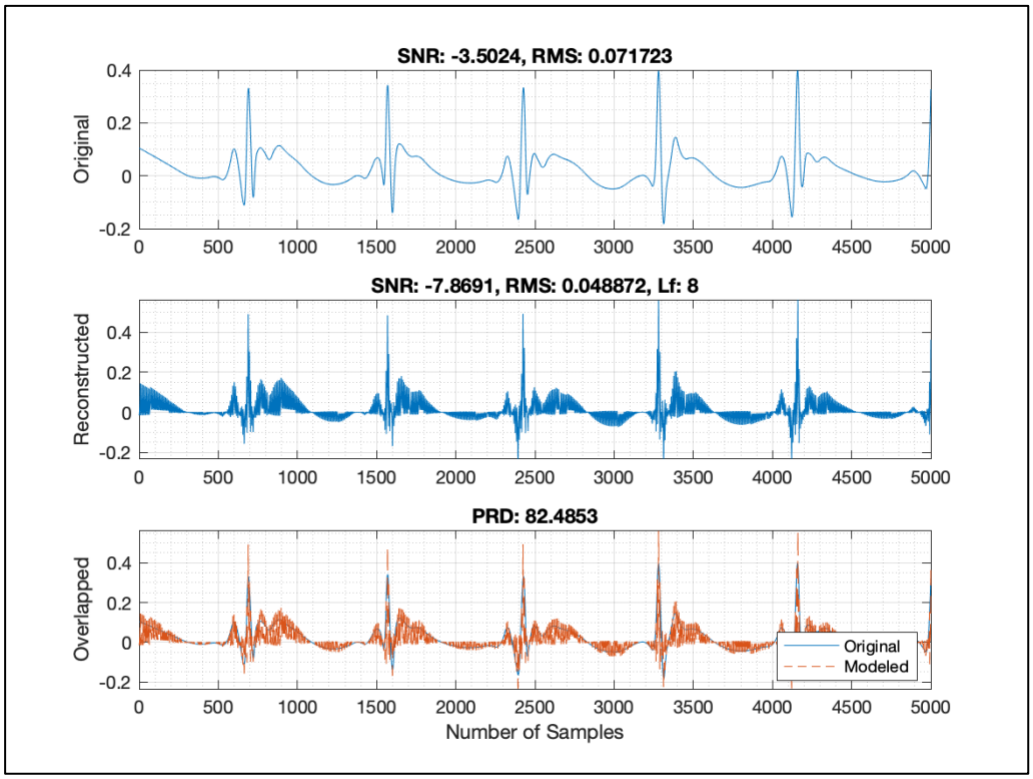
Şekil EK 1.66: 4.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



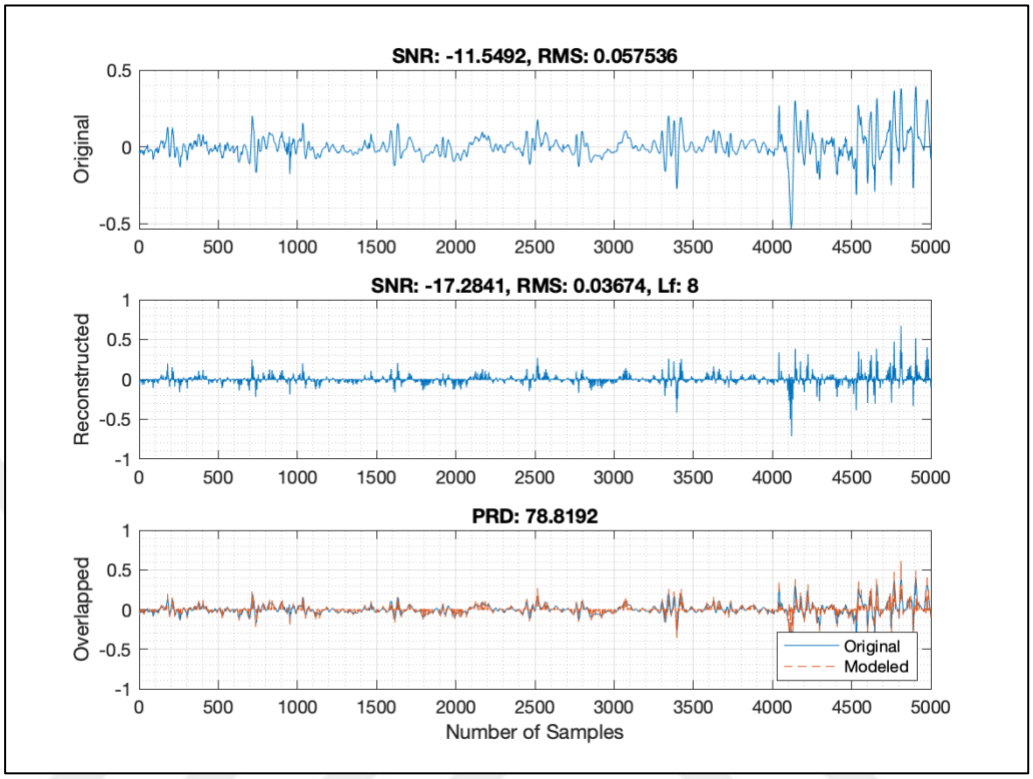
Şekil EK 1.67: 5.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



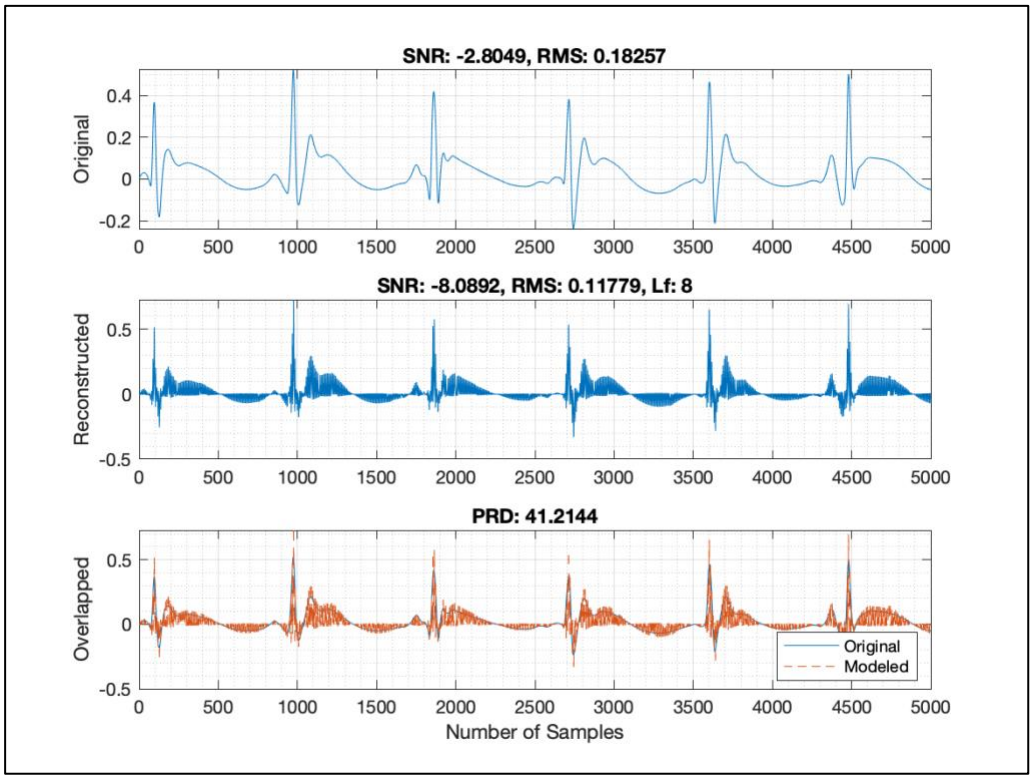
Şekil EK 1.68: 5.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



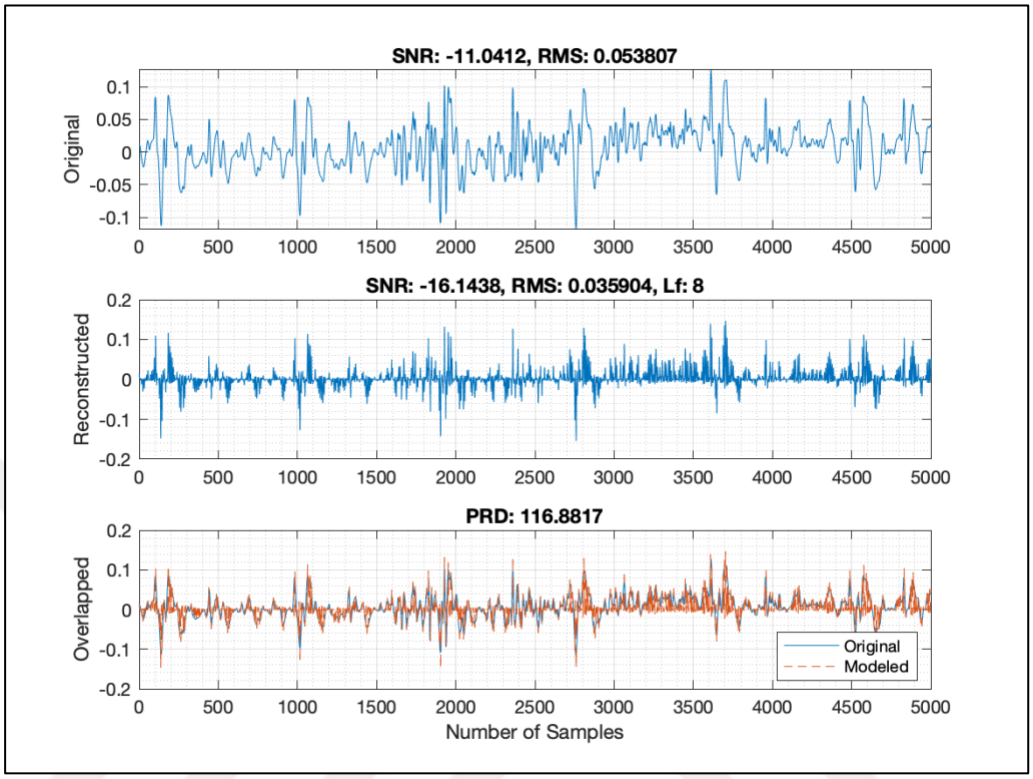
Şekil EK 1.69: 9.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



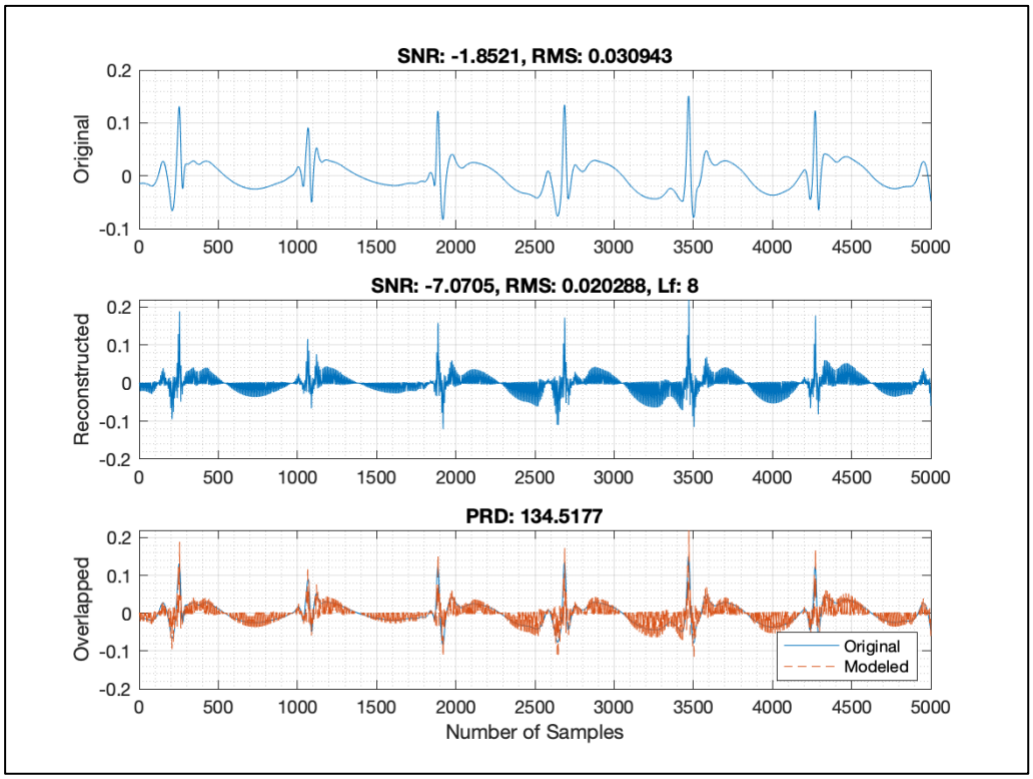
Şekil EK 1.70: 9.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



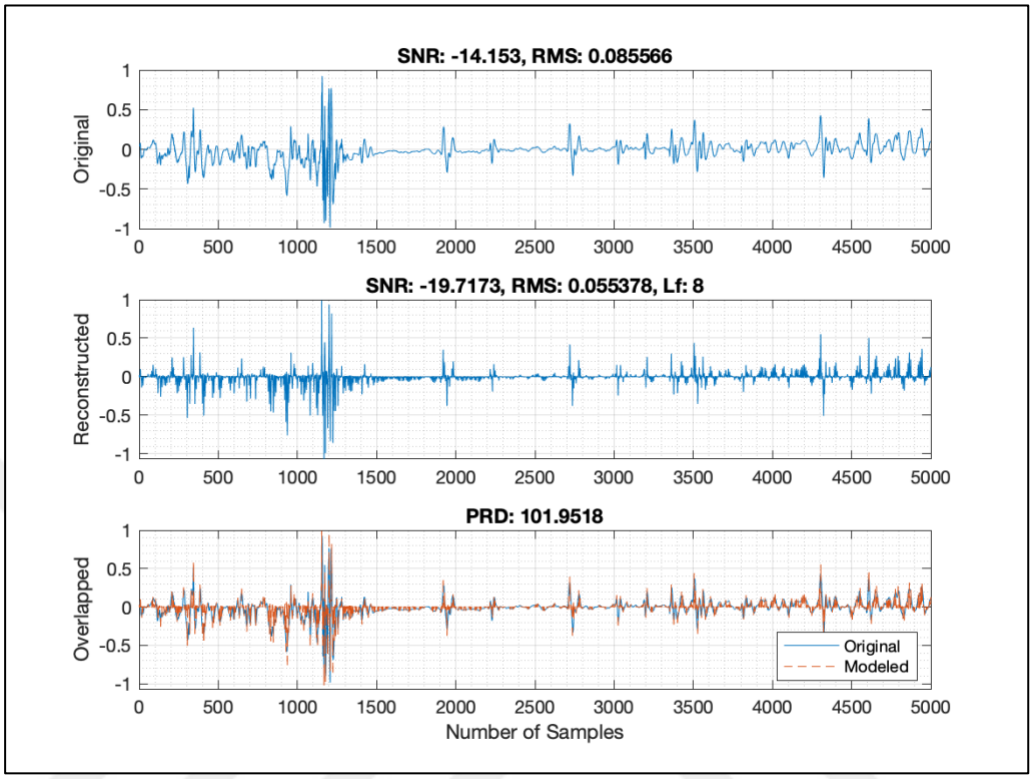
Şekil EK 1.71: 10.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



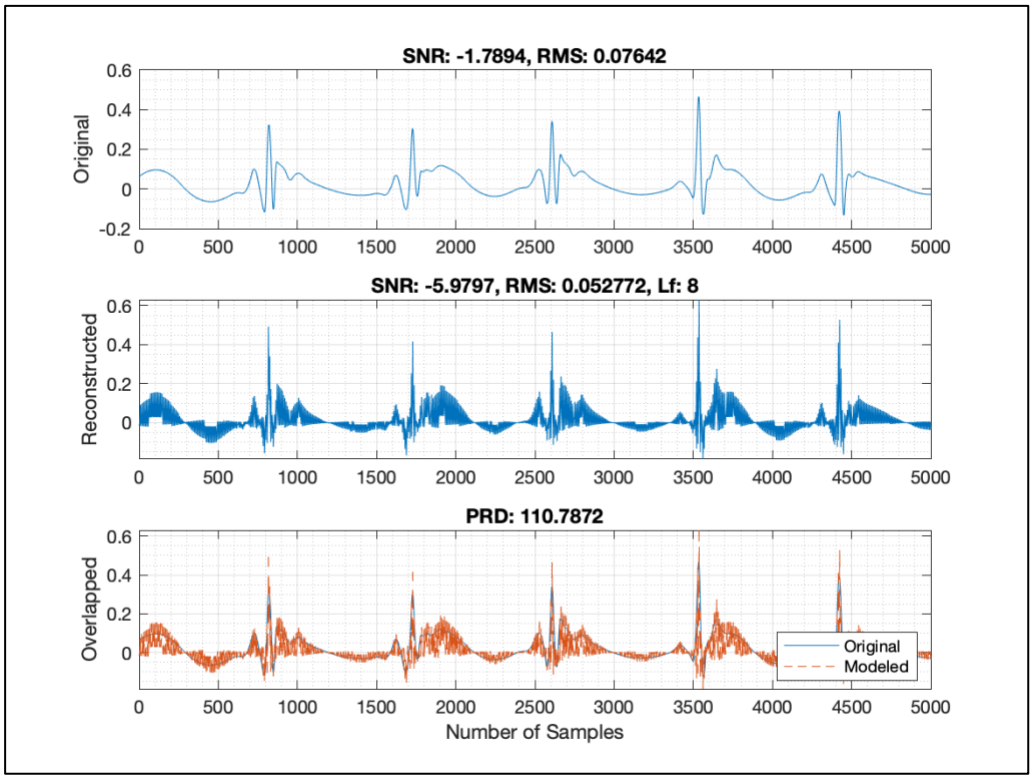
Şekil EK 1.72: 10.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



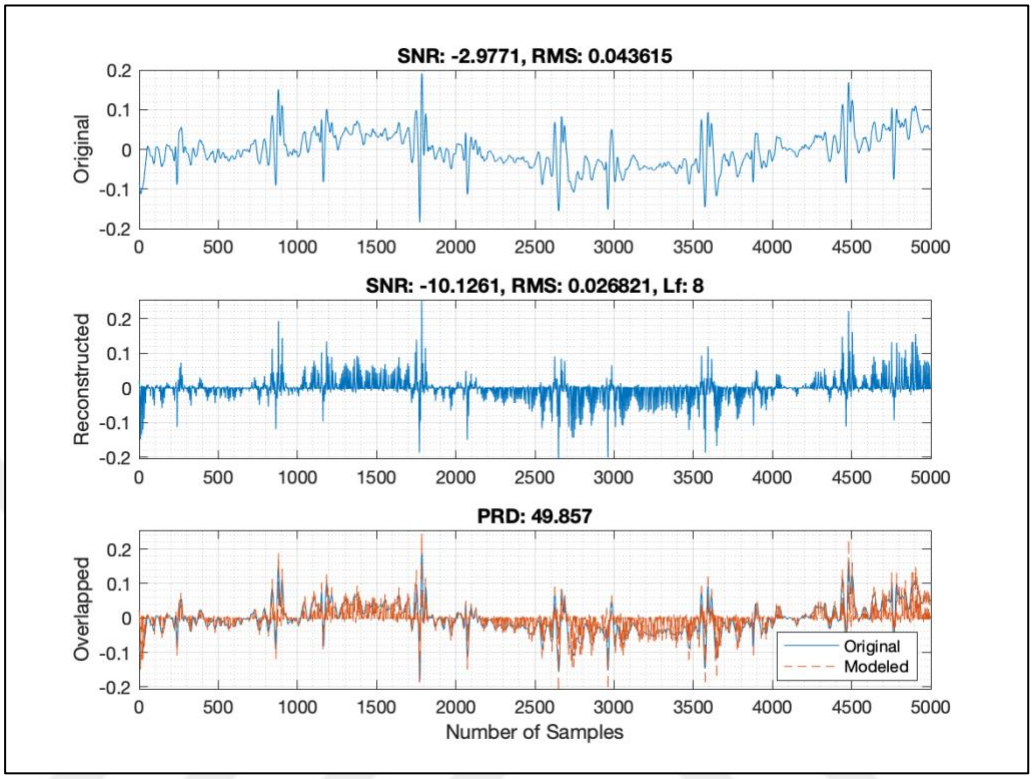
Şekil EK 1.73: 11.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



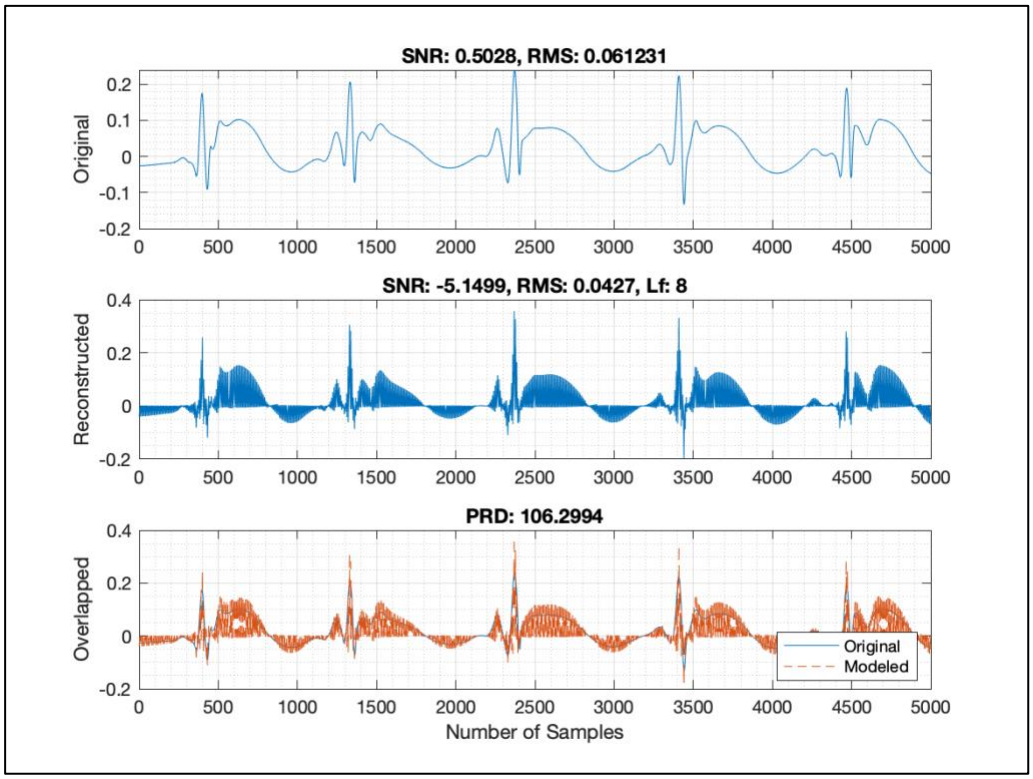
Şekil EK 1.74: 11.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



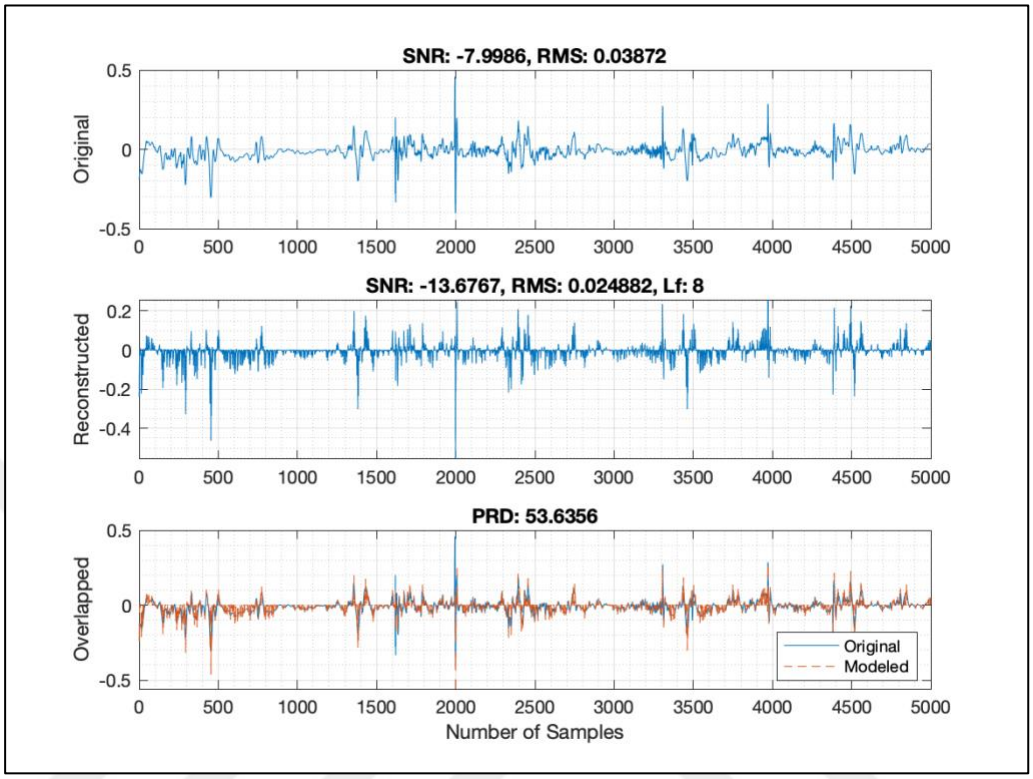
Şekil EK 1.75: 13.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



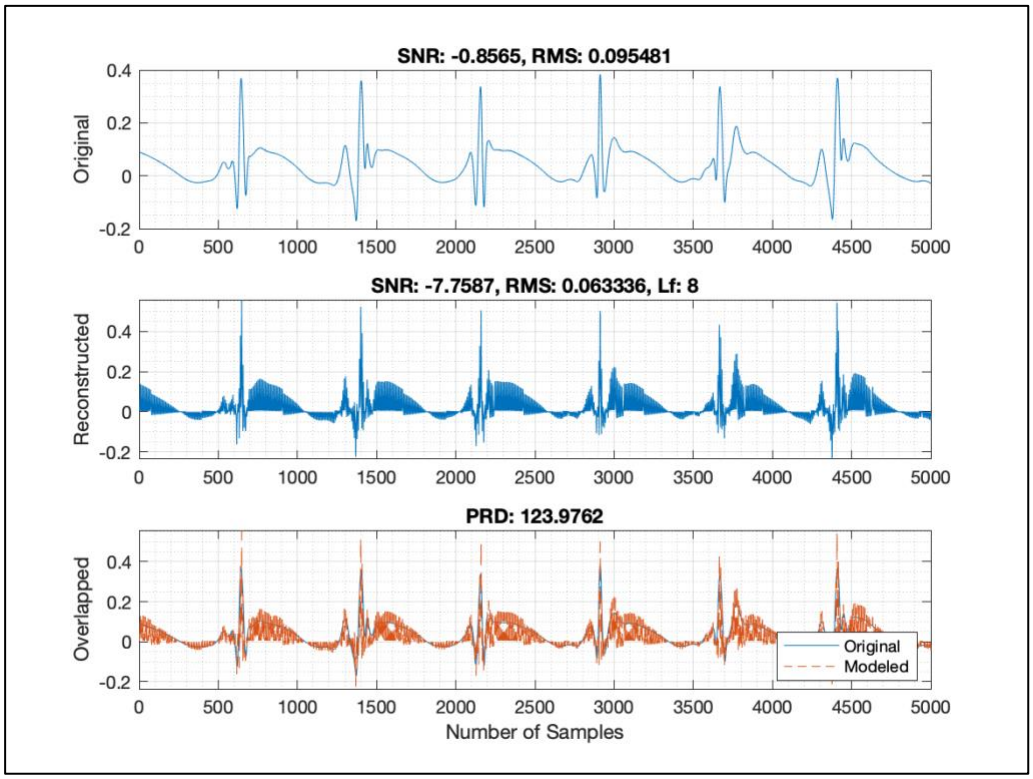
Şekil EK 1.76: 13.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



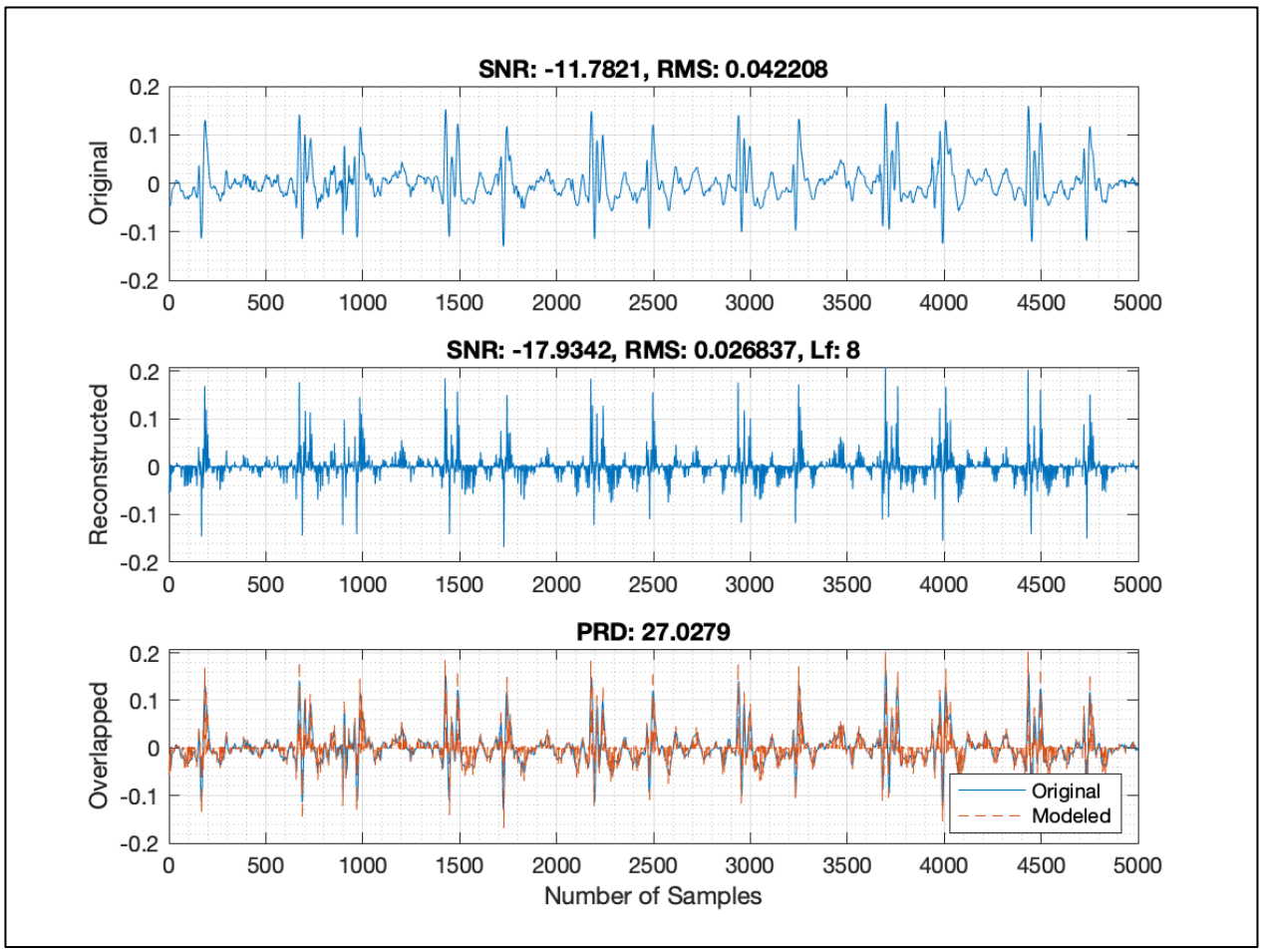
Şekil EK 1.77: 14.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



Şekil EK 1.78: 14.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.



Şekil EK 1.79: 16.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle EKG Modellemesi.



Şekil EK 1.80: 16.Katılımcı için 8-Örnek Uzunluklu Çerçevelerle SKG Modellemesi.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Emir Hardal
Doğum Yeri	İstanbul
Doğum Tarihi	28.20.1988
Uyruğu	T.C.
Telefon	+90 537 512 55 27
E-Posta	emir.hardal@ogr.iu.edu.tr
Web Adresi	-



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	İstanbul Teknik Üniversitesi
Fakülte	Fen-Edebiyat Fakültesi
Bölümü	Fizik Mühendisliği Bölümü
Mezuniyet Yılı	2013

Eğitim Bilgileri	
Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Enstitü Adı	Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Anabilim Dalı	Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Biyomedikal Mühendisliği Programı

Makale ve Bildiriler
-