



## New approach in synthetic biosignal generation for human-machine interface applications: FPAA based emulator

Volkan Onursoy\*<sup>ID</sup>, Recai Kılıç<sup>ID</sup>

Department of Electric-Electronic Engineering, Faculty of Engineering, Erciyes University, Kayseri, Türkiye

### Highlights:

- Biosignal generation and simulation with LabVIEW based simulator
- Synthetic ECG, EEG, EMG biosignals generation and test signals generation
- Flexible synthetic biosignal generation with FPAA based multi-channel emulator

### Keywords:

- Biosignal
- Synthetic ECG
- Synthetic EEG
- Synthetic EMG
- FPAA

### Article Info:

Research Article  
Received: 26.08.2022  
Accepted: 12.11.2023

### DOI:

10.17341/gazimmfd.1167193

### Correspondence:

Author: Volkan Onursoy  
e-mail:  
volkanonursoy@gmail.com  
phone: +90 553 657 5652

### Graphical/Tabular Abstract

The general expression of the system design to transfer the simulated biosignals via a computer based simulator program to the physical environment via an emulator circuit is shown in Figure A. The system can be broadly divided into two subsystems. The first subsystem is a computer based simulator program that can generate and simulate biosignals. The second subsystem is an emulator circuit that converts the generated digital biosignals to analog biosignals.

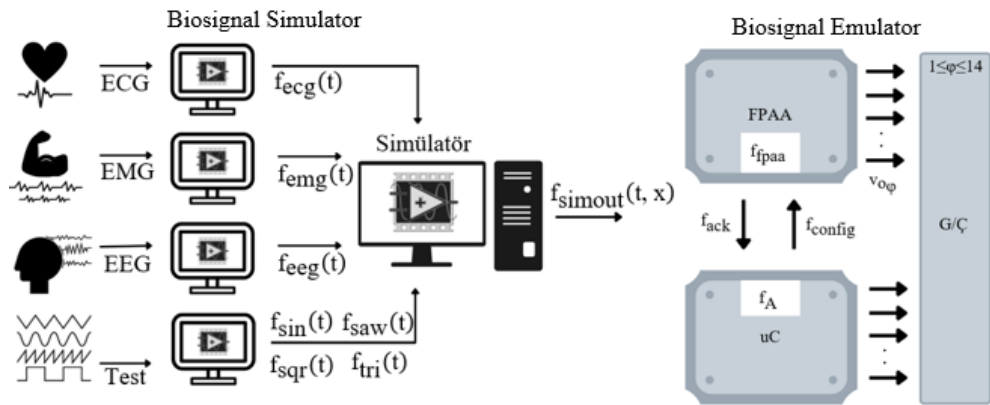


Figure A. System design to generate flexible synthetic biosignals

**Purpose:** Providing a single reconfigurable hybrid circuit topology in the level of Volts and mV for synthetic biosignal generation, test signals generation, HMI applications and medical devices; eliminating the limitation of biosignal databases by bringing flexibility to simulate, generate and record biosignals thanks to adjustable signal characteristics can be listed as purposes of the study.

**Theory and Methods:** ECG, EEG and EMG biosignals have different amplitude ranges and different frequency components. So that almost completely different filter structures, electronic elements and circuit designs are required to produce the aforementioned biosignals separately. The idea of collecting the different designs required for each biosignal generation on a single electronic card will increase the card sizes, increase the costs, will not be innovative, flexible and usable. So that it is a necessity to focus on the concept of "reconfigurability". In order to provide these features, a configurable Field Programmable Analog Array (FPAA) based hybrid system design that can be controlled with a computer based simulator has been proposed and developed in this study to generate synthetic biosignals. In addition, an opportunity is given to users in order to create their own biosignal databases by adjusting the sampling frequency and other signal characteristic with the computer based biosignal simulator developed within the scope of the study.

**Results:** Simulated biosignals were examined on excel spreadsheet. Generated biosignals were observed on outputs of FPAA based emulator by picoscope. According to simulation results and experimental results, biosignal realization tables with error rates were created to express the signal accuracy. The results show that switched capacitor FPAAs have great potential to generate analog biosignals.

**Conclusion:** The existence of a biosignal emulator is important because the signals produced by each human body are not exactly the same due to psychological and physical effects. Existence of a biosignal emulator allows innovations and developments in various fields such as control applications and artificial intelligence algorithms. It is predicted that studies about biosignal emulators will give a new direction to the literature.



## İnsan-makine arayüz uygulamaları için sentetik biyosinyal üretiminde yeni yaklaşım: FPAA tabanlı emülatör

Volkan Onursoy\*<sup>ID</sup>, Recai Kılıç<sup>ID</sup>

Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Kayseri, Türkiye

### Ö N E Ç I K A N L A R

- LabVIEW tabanlı simülâtör ile biyosinyal üretimi ve simülasyonu
- Sentetik ECG (ElectroCardiyoGram), EEG (ElectroEnsefaloGram), EMG (ElectroMyoGram) biyosinyal üretimi
- FPAA (Field Programmable Analog Array) tabanlı çok kanallı emülatör ile esnek sentetik biyosinyal üretimi

### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 26.08.2022

Kabul: 12.11.2023

### DOI:

10.17341/gazimmfd.1167193

### Anahtar Kelimeler:

Biyosinyal,  
sentetik ECG,  
sentetik EEG,  
sentetik EMG,  
FPAA

### ÖZ

Biyosinyaller insan vücudu tarafından üretilen elektriksel sinyallerdir. Bu sinyallerden ECG sinyali kalp kasları tarafından, EEG sinyali beyin tarafından, EMG sinyali ise vücuttaki çizgili kaslar tarafından üretilmektedir. Bu biyosinyaller ve test sinyalleri tıbbi cihazların kalibrasyon işlemlerinde ve İMA (insan-makine arayüzü) uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu çalışma ile hem tıbbi cihazların kalibrasyon işleminde kullanılan test sinyallerini üreten hem de İMA uygulamalarındaki süreçlerde kullanılmak üzere sentetik ECG, EEG ve EMG sinyallerini üreten çok kanallı biyosinyal emülatörü geliştirilmiştir. Geliştirilen biyosinyal emülatörü ile biyosinyal üretimleri ve test sinyali üretimleri için gerekli olan farklı devre topolojileri anahtarlamalı kapasitör teknolojisine sahip FPAA ile ortadan kaldırılarak yeni bir yaklaşım önerilmiştir. Böylece tek bir hibrid devre topolojisi ve azaltılmış eleman sayısı sağlanarak biyosinyallerin yanısıra test sinyalleri de fiziksel olarak Volt ve mV mertebesinde üretilmiştir. Bu sinyaller emülatör üzerinde sağlanan toplamda 14 adet çıkış ile gözlemlenmiştir. Ayrıca geliştirilen LabVIEW tabanlı biyosinyal simülâtörü ile ayarlanabilir sinyal karakteristikleri sayesinde biyosinyalleri üretme ve kaydetme esnekliği getirilerek veritabanlarının getirdiği sınırlılığın ortadan kaldırılması hedeflenmiştir. Bununla birlikte simülâtör, üretilen biyosinyalleri seri haberleşme standartlarına uygun olarak dış dünyaya aktarabilme yeteneğine sahiptir. Simülâtörün emülatör ile haberleşmesi sağlanarak simülâtörün veri aktarabilme yeteneği doğrulanmıştır.

## New approach in synthetic biosignal generation for human-machine interface applications: FPAA based emulator

### H I G H L I G H T S

- Biosignal generation and simulation with LabVIEW based simulator
- Synthetic ECG, EEG, EMG biosignals generation
- Flexible synthetic biosignal generation with FPAA based multi-channel emulator

### Article Info

Research Article

Received: 26.08.2022

Accepted: 12.11.2023

### DOI:

10.17341/gazimmfd.1167193

### Keywords:

Biosignal,  
synthetic ECG,  
synthetic EEG,  
synthetic EMG,  
FPAA

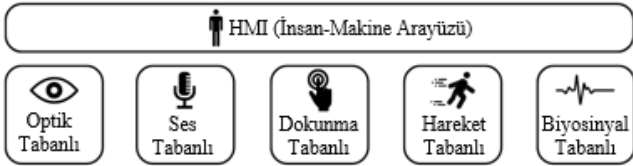
### ABSTRACT

Biosignals are electrical signals produced by the human body. ECG signal is produced by the heart muscles, the EEG signal is produced by the brain, and the EMG signal is produced by the striated muscles in the body. These biosignals and test signals are used in calibration processes of medical devices and HMI (Human-Machine Interface) applications. With this study, a multi-channel biosignal emulator that produces both test signals that can be used in calibration processes of medical devices and synthetic ECG, EEG and EMG signals to be used in the processes of HMI applications has been developed. A new approach is proposed by eliminating the different circuit topologies required for biosignal generation and test signal generation using switched capacitor technology FPAA based emulator. Thus, by providing a single hybrid circuit topology and reduced component count, ECG, EEG and EMG biosignals as well as test signals are physically produced in the level of Volts and mV. These signals were observed with a total of 14 outputs provided on the emulator. In addition, with the LabVIEW-based biosignal simulator developed, it is aimed to eliminate the limitation of databases by bringing flexibility to generate and record biosignals thanks to adjustable signal characteristics. However, the simulator has the ability to transfer the produced biosignals to the outside world in accordance with serial communication standards. Transferring data ability of the simulator has been verified by ensuring that the simulator communicates with the emulator.

\*Sorumlu Yazar/Yazarlar / Corresponding Author/Authors : \*volkanonursoy@gmail.com, kilic@erciyes.edu.tr / Tel: +90 553 657 5652

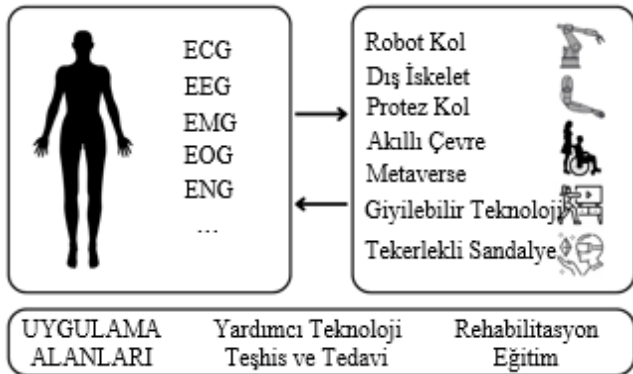
## 1. Giriş (Introduction)

Dünya çapında, engelli sorunları kişilerin yaşamlarını etkilemektedir. Engeller, kazalar ve çeşitli bilimsel sebepler ile engelli insanların problemleri gün geçtikçe artmaktadır. Diğer yandan, yaşlı ve engelli kişilerin gündelik aktivitelerini yerine getirmeye yardımcı olan İMA gibi yardımcı teknolojilerde de hızlı gelişmeler olmaktadır. Böylece bir girişimsel olmayan İMA uygulaması engelli kişilerin rehabilitasyonunda bir yardımcı teknoloji olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Bir İMA uygulaması kişi ve aygıt arasında bir bağlantı oluşturur. Bununla birlikte, bu süreçteki temel yaklaşım insan vücudunun ürettiği elektrik sinyalleri ile harici aygıt arasında bir bağlantı gerçekleştirmeye dayanır. Bilgisayar bilimleri, sinir bilim, yapay zeka, bilişsel psikoloji, medikal ve elektronik mühendisliği ile birlikte insan faktörü, İMA sistemlerin tasarımına ve geliştirilmesine katkı sağlayan önemli alanlardır. Şekil 1'de gösterilen İMA teknolojileri optik tabanlı İMA, ses tabanlı İMA, dokunmatik tabanlı İMA, hareket tabanlı İMA ve biyosinyal tabanlı İMA olarak yaygınlıkla beş kategoride incelenmektedir [1, 2].



Şekil 1. İMA teknolojileri (HMI technologies)

Biyosinyalleri kullanan İMA teknolojisi Şekil 2'de gösterilmektedir. Bu teknoloji biyoloji, robotik, elektronik ve yazılım gibi bilgisayar bilimlerini kullanan etkileyici bir alandır. Bu teknolojide gözler, bacaklar, kollar, kaslar, beyin ve kalp gibi insan vücudunun çeşitli uzuv ve organlarından üretilen sinyaller herhangi bir fonksiyonu yerine getirmek için kullanılır. ECG sinyali, EEG sinyali, EMG sinyali, EOG (ElectroOculoGram) sinyali gibi vücudun çeşitli bölgeleri tarafından üretilen biyosinyaller kullanıcının niyetini algılamak için ve cihazlarda girdi olarak kullanılması amacıyla kontrol sinyali olarak kullanılmaktadır. İMA uygulamalarında yardımcı teknoloji, rehabilitasyon, eğitim alanlarında çeşitli amaçlar için robot kol, protez kol, akıllı çevre, metaverse, egzersiz oyunları, giyilebilir teknoloji, akıllı tekerlekli sandalye kontrolü gibi çalışmalar yapılmaktadır [2].



Şekil 2. Biyosinyal tabanlı İMA (Biosignal based HMI)

Çalışmalarda biyosinyallerin kontrol sinyali olarak kullanılmasıyla ilgili temel yaklaşım Şekil 3'te gösterilmektedir. Doğası gereği düşük genlikli, düşük frekanslı ve frekans spektrumu geniş olan biyosinyaller, sensörler ve elektrotlar aracılığıyla hastalardan ve

kişilerden elde edilmektedir. Biyosinyallere elektronik filtreler, yükselteçler, doğrultucular ve analog-dijital dönüştürücüler gibi elektronik katmanlar uygulanarak sinyaller şebeke gürültüsünden ve diğer istenmeyen frekans ve genlik değerlerinden arındırılmaktadır. Elde edilen sinyal üzerinde yazılımsal filtreler gibi çeşitli matematiksel fonksiyonlar ve algoritmalar çoğunlukla bilgisayar ortamında uygulanarak amaca yönelik sinyalin özelliği ya da sınıflandırması ortaya konmaktadır. Böylece bilgisayar, mikrodenetleyici ya da algoritma ile kontrol edilen cihaz için kontrol sinyali üretilerek cihaza uygulanmaktadır [3-5].

Literatürdeki çalışmalarda kullanılan biyosinyaller gerçek zamanlı olarak elektrotlar veya sensörler ile alınmaktadır. Bu tip elde edilen sinyaller çeşitli elektronik filtreler ve yükselteçler ile işlenmektedir. Uluslararası kullanıma açık olan veritabanlarından elde edilen biyosinyal kayıtları ise bilgisayar ortamında yazılımsal filtreler uygulanarak işlenmektedir [6-8]. Veritabanlarında çeşitli koşullarda kaydedilmiş hastalara ait biyosinyaller bulunmaktadır. Neredeyse bütün çalışmalar bu sinyal dosyalarını baz almaktadır. Sinyal dosyalarının çok çeşitli cihazlarla elde edilmiş olması sinyallerin örnekleme frekansı, kanal sayısı ve örnek sayısı gibi parametrelerinin birbirinden farklı olmasına ve dosya boyutlarının büyümesine yol açmaktadır. Ayrıca sinyaller fazla şebeke gürültüsü ile psikolojik ve fiziksel kaynaklı çeşitli girişimler barındırmaktadır. Çalışmalarda biyosinyal işleme aşamalarında büyük dosya boyutları sorun teşkil etmektedir ve ön işleme gibi çeşitli yöntemlerle dosya boyutu düşürülmektedir. Bununla birlikte, literatürdeki çalışmalar veritabanı kayıtları ile sınırlanmış olmaktadır. Bu iki yöntemle elde edilen biyosinyaller ile yapılan çalışmaların avantajı biyosinyallerin gerçek olması olarak görünse de biyosinyallerin hastalara, hastanın cinsiyetine, yaşına, psikolojik durumuna, gözünü açıp kapamasına göre çok fazla parametreden etkilenerek değişiklik göstermesi dezavantajdır. Bu aşırı değişiklikli durum standart bir biyosinyal alımını engellemektedir. Neticede bu durum İMA alanında fiziksel çıkarım düşünülen çalışmaların geliştirilmesinin ve cihazların test ve kalibrasyonunun yapılmasının önüne geçmektedir. Bu kapsamda bilimsel çalışmaların denemesi sürecinde tıbbi cihazlara ulaşımın zor olması, maliyetli olması, kullanımı pratik olmayan sistemler olması göz önüne alındığında fiziksel devre uygulamalarının geliştirilebilmesi, biyosinyalleri kullanan devre tasarımlarının hayata geçirilebilmesi, tıbbi cihazların test ve kalibrasyonunun yapılabilmesi, eğitim amaçlı biyosinyallerin cihazlarda gösterimi ve hastalık teşhisinde kullanılan sinyallerin tanıtımıyla ilgili personelin eğitilebilmesi için biyosinyalleri taklit edebilen, sentetik biyosinyaller üretebilen bir yapının ortaya konması oldukça önemlidir. Bu amaçlarla sentetik biyosinyal üretimi konusunda literatürde çalışmalar yapıldığı görülmektedir. Bu çalışmalar, gölge biyosinyaller, sentetik biyosinyaller, yapay biyosinyaller gibi isimlerle de anılmaktadır.

Literatürde sentetik biyosinyal üretimi konusundaki çalışmalar sentetik ECG sinyali üretilmesi üzerine yoğunlaşmaktadır. Bu alanda yapılan çalışmalarda ağırlıklı olarak mikrodenetleyici tabanlı sistemler ile PWM (Pulse Width Modulation) tekniği [9], merdiven direnç tekniği [10], DAC (Digital Analog Converter) entegreler kullanılarak 0-5 Volt arasında sinyaller üretilerek morfolojik olarak kalp ritmi oluşturulmaya çalışılmaktadır [11, 12]. Bununla birlikte, EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), SD (Secure Digital) kart ya da mikrodenetleyici flash hafızası gibi sabit hafızalarda veritabanlarından elde edilen biyosinyal verisi tutulmaktadır [13]. Bu durum ise biyosinyal varyasyonlarını hafıza boyutları ile sınırlandırmaktadır. ECG sinyali üretimi konusunda FPGA (Field Programmable Gate Array) tabanlı çalışmalar da mevcuttur ancak pratik olarak kullanım sunmayan yapılarıdır [14]. Sentetik EEG sinyali üretimi konusunda ise SD karttan veri okuyarak

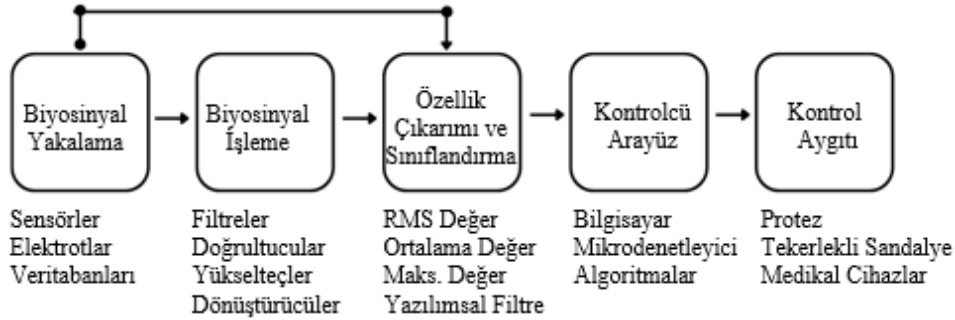
PWM tekniği ile üretim yapan bir çalışma ile ses kartı kullanılarak veritabanları kaydının tekrar oynatılmasını öneren bir çalışma mevcuttur ancak sinyallerin gösterimi bulunmamaktadır [15, 16]. Sentetik EMG sinyali üretimi konusunda çalışmaya rastlanmamıştır.

ECG, EEG ve EMG gibi tıbbi cihazlar ise hasta üzerinde ölçüm yapılmasından önce periyodik bir test ve kalibrasyon sürecine ihtiyaç duymaktadır. Kalibrasyon için tıbbi cihazların elektrotları, bazı cihazlara bağlanmaktadır. Bu cihazlar her biyosinyal için farklı tiptedir ve sentetik EMG üreten bir cihaza rastlanmamıştır. Referans sinyaller üreten ve ticari olarak bulunabilen bu pahalı cihazlar ile tıbbi cihazların kalibrasyonu yapılarak hastadan daha doğru ölçüm sonuçlarının alınması hedeflenmektedir [17-20]. Literatürde bu ticari ürünleri kullanan çalışmalar vardır. Bu çalışmalarda özetle otomatik duyu tanımlama sistemleri [21], mikrodenetleyici tabanlı biyosinyal veri toplama sistemleri [22-25], medikal cihazların tasarımı [26] konularını içeren çalışmalardır. Bu çalışmalarda ortaya konan fiziksel yapıların ve algoritmaların doğrulama ve test işlemleri ise değişken kanal sayısına sahip olan bu ticari cihazlarla sağlandığı görülmektedir.

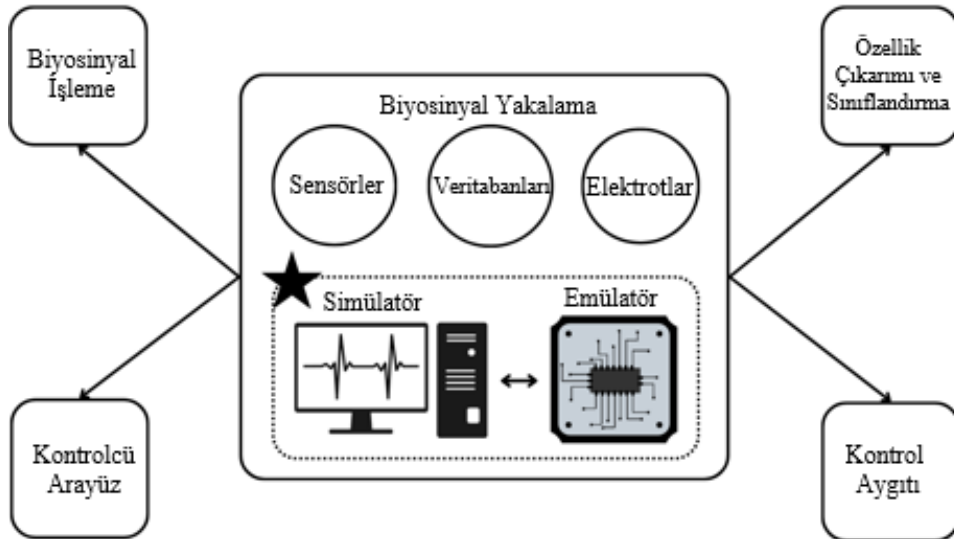
Şekil 4'te bu çalışmanın çerçeve edindiği alan ve biyosinyal tabanlı İMA uygulamalarında kullanılabilecek yeni yaklaşım önerilmektedir. Sentetik biyosinyal simülasyonu ve emülatörü, biyosinyallerin hem bilgisayar ortamında hem de fiziksel ortamda elde edilmesinde kullanılabilir. Böylece İMA uygulamalarındaki temel işlemlerle doğrudan bağlantı kurularak süreç esnetilebilir ve kolaylaştırılabilir. Simülasyon aracılığıyla biyosinyallere ve test-kalibrasyon sinyallerine ait veritabanları oluşturulabilir. Bu veritabanları öznetelik çıkarımı,

sınıflandırma, arayüz çalışmaları ve yapay zeka algoritma testlerinde kullanılabilir. Simülasyon aracılığıyla bilgisayar tabanlı üretilen biyosinyaller ve test-kalibrasyon sinyalleri, emülatör aracılığıyla şebeke gürültüsü ve çeşitli girişimler içermeyen sınırları belirli bir biyosinyal elde edilerek elektronik tabanlı biyosinyal işlemeye gerek kalmadan doğrudan fiziksel ortama taşınarak kontrol arayüzlerine, kontrol aygıtlarına ya da ECG, EEG, EMG ve uyku monitörleri gibi kayıt cihazlarına uygulanabilir. Bununla birlikte, hem simülasyon hem de emülatör biyosinyallerin tanıtılması, hastalık tanımlama ve teşhisinde biyosinyal morfolojisinin ve karakteristiğinin anlaşılması gibi tıbbi personelin eğitiminde de kullanılabilir.

Bu çalışma ile geliştirilen LabVIEW tabanlı biyosinyal simülasyonu ile veritabanlarının getirdiği sınırlılık ortadan kaldırılarak sinyal karakteristiklerinin yanısıra şebeke gürültüsü, beyaz gürültü gibi çeşitli karakteristikleri de kullanarak biyosinyalleri üretme ve kaydetme esnekliği getirilmiştir. Bununla birlikte simülasyon, üretilen biyosinyalleri USB (Universal Serial Bus) port üzerinden seri haberleşme standartlarına uyarak dış dünyaya aktarabilme yeteneğine sahiptir. Simülasyonun emülatör ile haberleşmesi sağlanarak simülasyonun veri aktarabilme yeteneği doğrulanmıştır. Yine bu çalışma ile geliştirilen FPAA tabanlı biyosinyal emülatörü ile farklı biyosinyal üretimleri ve test sinyali üretimleri için gerekli olan farklı devre topolojileri FPAA potansiyeli kullanılarak ortadan kaldırılmıştır. Böylece tek bir hibrid devre topolojisi ve azaltılmış eleman sayısı sağlanarak ECG, EEG ve EMG biyosinyallerinin yanısıra test dalgaları da fiziksel olarak üretilmiştir. Bu sinyaller devre üzerinde sağlanan toplamda 14 adet çıkış ile gözlemlenmiştir.



Şekil 3. Biyosinyal tabanlı İMA uygulamalarında temel yaklaşım (Basic approach for biosignal based HMI applications)



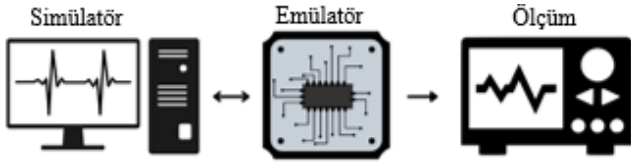
Şekil 4. Biyosinyal tabanlı İMA uygulamalarında yeni yaklaşım (New approach for biosignal based HMI applications)



## 2. Teorik ve Deneysel Yöntem (Theoretical and Experimental Method)

Bir bilgisayar tabanlı simülasyon programı aracılığı ile üretilen ve simüle edilen biyosinyalleri fiziksel ortama aktarmak için gerçekleştirilen sistem tasarımının genel ifadesi Şekil 5'te gösterilmektedir. Bu tasarıma göre bir emülatörün bir bilgisayar yazılımı (simülasyon) aracılığıyla kontrol edilmesi, emülatörden bilgisayar programına bilgi akışı sağlanması gerekmektedir. Dolayısıyla sistem genel olarak iki alt sisteme ayrılabilir. İlk alt sistem biyosinyalleri üretebilecek ve simülasyonunu yapabilecek bir bilgisayar tabanlı simülasyon programıdır. İkinci alt sistem ise üretilen dijital biyosinyalleri analog biyosinyallere çeviren emülatördür. Emülatöre sağlanan G/Ç (Giriş/Çıkış) terminalleri ile üretilen biyosinyallerin fiziksel ortama aktarılabilmesi ve ölçülebilmesi için dijital girişlere ve analog çıkışlara ihtiyaç vardır. Aynı zamanda emülatör bir kere programlandıktan sonra şarj edilebilir özelliği ile serbest çalışmaya imkan sağlamalıdır. Simülasyon ECG, EEG ve EMG biyosinyallerini ve test-kalibrasyon amaçlı sinyalleri esnek olarak üretebilmelidir. Bununla birlikte sistem, medikal cihazların test ve kalibrasyonu için kullanılan temel dalga şekillerini de emülatör çıkışlarından sağlamalıdır. Çıkışlar ECG, EEG, EMG ve uyku monitörleri gibi medikal cihazlar için ve İMA uygulamalarında kullanılabilmesi için yeterli sayıda olmalıdır.

ECG, EEG ve EMG biyosinyalleri birbirlerinden farklı genlik değeri aralıklarına ve farklı frekans bileşenlerine sahip olduklarından dolayı anılan biyosinyalleri ayrı ayrı üretmek için birbirinden neredeyse tamamen farklı filtre yapıları, elektronik elemanlar ve devre tasarımları gerekmektedir [27]. Her biyosinyal için gerekli olan farklı tasarımları tek bir elektronik kart üzerinde toplama fikrinin kart boyutlarını arttıracığı, maliyetleri arttıracığı, yenilikçi olmayacağı, esnek ve kullanılabilir olmayacağı anlaşıldığından dolayı "yeniden yapılandırılabilirlik" kavramı üzerinde durulması bir gerekliliktir. Bu özelliklerin sağlanabilmesi için bilgisayar tabanlı bir simülasyon ile kontrol edilebilen yapılandırılabilir FPAA tabanlı bir hibrid sistem tasarımı bu çalışmada geliştirilmiştir.

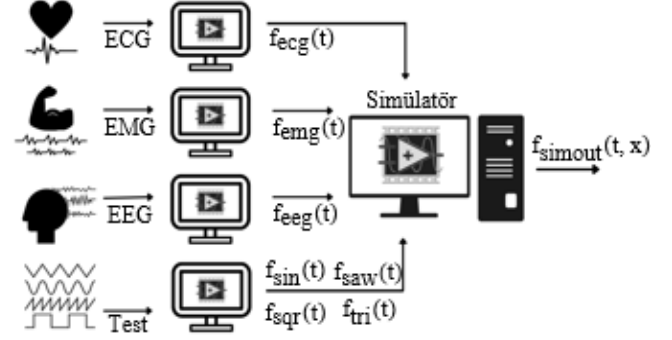


Şekil 5. Temel sistem tasarımı (Basic system design)

### 2.1. Simülasyon Tasarımı (Simulator Design)

Şekil 6'da ilk alt sistem olarak sunulan bilgisayar tabanlı simülasyon programına ait tasarımın genel yapısı gösterilmektedir. Buna göre LabVIEW platformunda Biyomedikal Araç Kutusu kullanılarak yukarıda anılan biyosinyaller üretmek üzere dört ayrı simülasyon alt programı geliştirilmiştir. Dört ayrı simülasyon alt programı ile yedi farklı fonksiyon üretilmektedir. Her fonksiyon sinyal üretimi için kullanıcıdan geçerli değerleri talep etmektedir. Değerlerin geçerli aralıkta olup olmadığı simülasyon tarafından kontrol edilmektedir. Bu değerlere göre elde edilen biyosinyaller sürekli zamanlı grafiksel ekranda hızlı ya da yavaş görünümle kullanıcıya sunulmaktadır. Dört ayrı alt program tek bir pencerede birleştirilerek kullanım kolaylığı sağlanmaktadır. Üretilen sürekli zamanlı sinyale ait zaman ve genlik bilgileri "Değerleri Excel'e Aktar" butonu ile ".xls" formatında bilgisayara kaydedilebilir. Böylece kullanıcı kendi biyosinyal veritabanını oluşturabilir. "Grafik Görüntüsü Kaydet" butonu ile de üretilen sinyalin anlık grafiksel görüntüsü bilgisayara ".bmp" formatında kaydedilebilir. "Ara" butonu ile bilgisayara bağlı bir

emülatörün olup olmadığı kontrol edilir. Emülatörün olması ya da olmaması simülasyon programının çalışmasına engel değildir. "Emülatöre Gönder" butonu ile sürekli zaman sinyali ayrık zamanlı sinyale dönüştürülerek belirli bir formatta bir sonraki bölümde detayları verilen emülatöre gönderilir. Böylece emülatör çıkışlarından sinyal gözlemlenmektedir.



Şekil 6. LabVIEW tabanlı simülasyon programı tasarımı (Design of computer based simulator program)

Üretilen biyosinyaller, test sinyalleri ve bilgisayar programı çıkışı Eş. 1'de gösterildiği üzere fonksiyonlar olarak tanımlanmaktadır. Herhangi bir zaman diliminde dört ayrı alt programdan bir tanesi çıkış verebilmektedir. Bu durum Eş. 2 ile ortaya konulmaktadır. Kullanıcının simüle etmek istediği fonksiyon x değeri ile anlaşılacaktır. Kullanıcının seçimine göre x bilinmeyen [0,6] aralığında bir değer alır. Bu değer belirlendikten sonra ilgili fonksiyon üretilir ve f\_simout(t, x) simülasyon programı çıkışı elde edilir.

$$f_{simout}(t, x), f_{ecg}(t), f_{eeg}(t), f_{emg}(t), f_{sin}(t), f_{tri}(t), f_{sqr}(t), f_{saw}(t) \quad (1)$$

$$f_{simout}(t, x) = \begin{cases} f_{ecg}(t), & x=0, \\ f_{eeg}(t), & x=1, \\ f_{emg}(t), & x=2, \\ f_{sin}(t), & x=3, \\ f_{tri}(t), & x=4, \\ f_{sqr}(t), & x=5, \\ f_{saw}(t), & x=6, \end{cases} \quad (2)$$

#### 2.1.1. ECG sinyali üretimi (ECG signal generation)

f<sub>ecg</sub>(t) fonksiyonunu üretmesi için geliştirilen simülasyon alt programına ait ön panel ve blok diyagram görüntüsü Şekil 7'de gösterilmektedir. ECG sinyali dalga morfolojisinde P, Q, R, S ve T olarak bilinen dip ve tepe noktaları hem yatay eksen hem de dikey eksenle değiştirilebilecek şekilde simülasyonda yapılandırılmıştır. Bu sayede keyfi ECG dalgaları da üretilebilmektedir. f<sub>ecg</sub>(t) fonksiyonu ECG sinyalini üreten simülasyon alt programının çıktısıdır. Eş. 3'te ifade edildiği üzere x=0 olduğu durumda simülasyon çıkışı bu fonksiyona eşit olmaktadır.

$$f_{simout}(t, 0) = f_{ecg}(t) \quad (3)$$

Fonksiyonun üretilebilmesi için gerekli değerler kullanıcıdan alınmaktadır. Bu değerler, ECG sinyal voltajı üst limiti (v<sub>ecg\_up</sub>), ECG sinyal voltajı alt limiti (v<sub>ecg\_down</sub>), dakikadaki kalp atış hızı (β<sub>bpm</sub>), örnekleme frekansı (f<sub>ecg\_s</sub>), gürültü genliği (v<sub>ecg\_n</sub>), gürültü frekansı (f<sub>ecg\_n</sub>), beyaz gürültü genliği (v<sub>ecg\_wn</sub>) ve kayıt süresi (t<sub>rec</sub>) olarak sıralanmaktadır. Bu halde Eş. 3, Eş. 4 olarak bu girdi değerlerinin bir fonksiyonu olarak yazılabilir.

$f_{ecg}(t) = F(v_{ecg\_up}, v_{ecg\_down}, \beta_{bpm}, f_{ecg\_s}, v_{ecg\_n}, f_{ecg\_n}, v_{ecg\_wn}, t_{rec})$  (4)  
 $f_{simout}(t, x)$  sinyalinde Eş. 5'te gösterilen dönüşüm yapılarak  $t$  zamanının  $n$  indisli bir zaman dizisi olarak düşünüldüğü ifade edilmektedir. Simulatörde üretilen sinyal emülatöre gönderilmek istendiğinde, sürekli zamanlı sinyal Eş. 6'da gösterildiği üzere kullanıcıdan alınan örneklem frekansı bilgisine göre ayrık zamanlı sinyale dönüştürülmektedir.

$$(t) \rightarrow (t_n) \quad (5)$$

$$f_{simout}(t_n, x) \xrightarrow{f_{ecg\_s}} f_{ecg}[n] \mid f_{ecg\_s} = \frac{1}{\tau_{ecg\_s}}, n = n\tau_{ecg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (6)$$

Böylece, tanımlı  $(t_n)$  zaman aralığı örneklem frekansına göre eşit zaman aralıklarına ayrılmaktadır ve her bir zaman değerine bir  $f_{ecg}$  fonksiyonu tarafından üretilen genlik değeri karşılık olarak düşmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ecg\_s}}, x) =$$

$$f_{ecg}[n\tau_{ecg\_s}], f_{ecg\_s} = \frac{1}{\tau_{ecg\_s}}, n = n\tau_{ecg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (7)$$

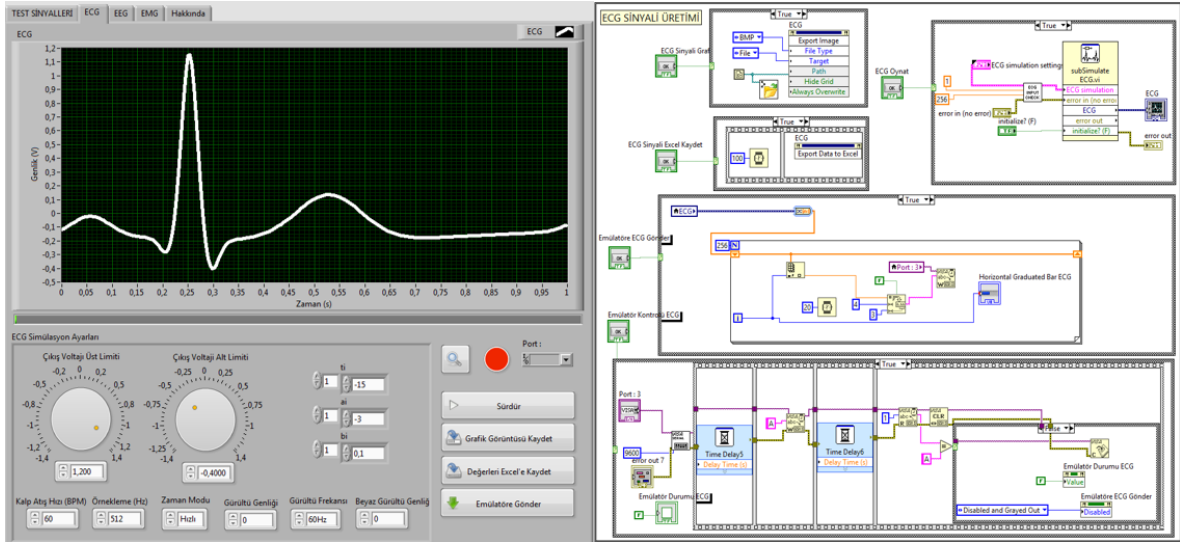
Böylece Eş. 8 ile gösterildiği üzere  $f_{simout}$  fonksiyonu belirlenen değerleri ayrı ayrı ihtiva eden tek boyutlu dizi birleşimi haline getirilerek emülatöre gönderilmeye hazır hale getirilmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ecg\_s}}, x) = \sum_{n\tau_{ecg\_s}=0}^1 f_{ecg}[n\tau_{ecg\_s}] \quad (8)$$

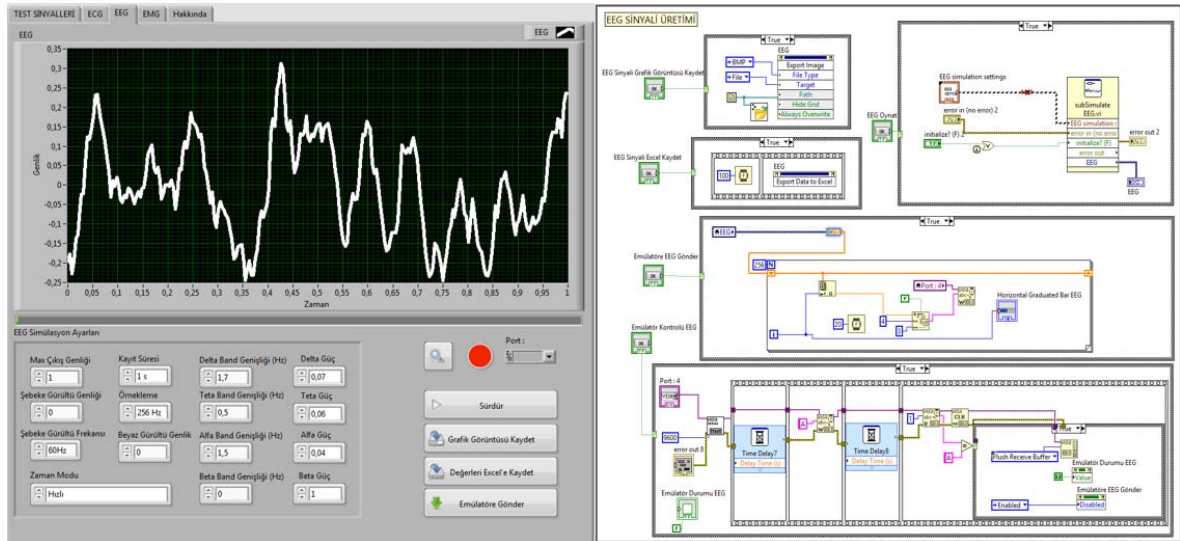
### 2.1.2. EEG sinyali üretimi (EEG signal generation)

$f_{ecg}(t)$  fonksiyonunu üretmesi için geliştirilen simülatör alt programına ait ön panel ve blok diyagram görüntüsü Şekil 8'de gösterilmektedir.  $f_{ecg}(t)$  fonksiyonu EEG sinyalini üreten simülatör alt programının çıktısıdır. Eş. 9'da ifade edildiği üzere Eş. 2'de  $x=1$  olduğu durumda simülatör çıkışı bu fonksiyona eşit olmaktadır.

$$f_{simout}(t, 1) = f_{ecg}(t) \quad (9)$$



Şekil 7.  $f_{ecg}(t)$  fonksiyonunu üreten simülatör alt programı (Simulator subprogram that generates  $f_{ecg}(t)$  function)



Şekil 8.  $f_{ecg}(t)$  fonksiyonunu üreten simülatör alt programı (Simulator subprogram that generates  $f_{ecg}(t)$  function)

Fonksiyonun üretilmesi için gerekli değerler kullanıcıdan alınmaktadır. Bu değerler, EEG sinyal maksimum voltajı ( $v_{ceg\_up}$ ), örnekleme frekansı ( $f_{ceg\_s}$ ), gürültü genliği ( $v_{ceg\_n}$ ), gürültü frekansı ( $f_{ceg\_n}$ ) beyaz gürültü genliği ( $v_{ceg\_wn}$ ), kayıt süresi ( $t_{rec}$ ), alfa dalgası band genişliği ( $\alpha_{bw}$ ), teta dalgası band genişliği ( $\theta_{bw}$ ), beta dalgası band genişliği ( $\beta_{bw}$ ), delta dalgası band genişliği ( $\delta_{bw}$ ), alfa dalgası gücü ( $P_\alpha$ ), teta dalgası gücü ( $P_\theta$ ), beta dalgası gücü ( $P_\beta$ ), delta dalgası gücü ( $P_\delta$ ) olarak sıralanmaktadır. Bu halde Eş. 9, Eş. 10 olarak bu girdi değerlerinin bir fonksiyonu olarak yazılabilir.

$$f_{ceg}(t) = F \left( \begin{array}{c} v_{ceg\_up}, f_{ceg\_s}, v_{ceg\_n}, f_{ceg\_n}, \\ v_{ceg\_wn}, t_{rec}, \alpha_{bw}, \theta_{bw}, \beta_{bw}, \delta_{bw}, \\ P_\alpha, P_\theta, P_\beta, P_\delta \end{array} \right) \quad (10)$$

$f_{simout}(t, x)$  sinyalinde Eş. 11'de gösterilen dönüşüm yapılarak  $t$  zamanının  $n$  indisli bir zaman dizisi olarak düşünüldüğü ifade edilmektedir. Simülátörde üretilen sinyal emülatöre gönderilmek istendiğinde, sürekli zamanlı sinyal Eş. 12'de gösterildiği üzere kullanıcıdan alınan örnekleme frekansı bilgisine göre ayrık zamanlı sinyale dönüştürülmektedir.

$$(t) \rightarrow (t_n) \quad (11)$$

$$f_{simout}(t_n, x) \xrightarrow{f_{ceg\_s}} f_{ceg}[n] \mid f_{ceg\_s} = \frac{1}{\tau_{ceg\_s}}, n = n\tau_{ceg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (12)$$

Böylece, tanımlı ( $t_n$ ) zaman aralığı örnekleme frekansına göre eşit zaman aralıklarına ayrılmaktadır ve herbir zaman değerine bir  $f_{ceg}$  fonksiyonu tarafından üretilen genlik değeri karşılık olarak düşmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ceg\_s}}, x) = f_{ceg}[n\tau_{ceg\_s}], f_{ceg\_s} = \frac{1}{\tau_{ceg\_s}}, n = n\tau_{ceg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (13)$$

Böylece Eş. 14 ile gösterildiği üzere  $f_{simout}$  fonksiyonu belirlenen değerleri ayrı ayrı ihtiva eden tek boyutlu dizi birleşimi haline getirilerek emülatöre gönderilmeye hazır hale getirilmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ceg\_s}}, x) = \sum_{n\tau_{ceg\_s}=0}^1 f_{ceg}[n\tau_{ceg\_s}] \quad (14)$$

### 2.1.3. EMG sinyali üretimi (EMG signal generation)

$f_{cmg}(t)$  fonksiyonunu üretmesi için geliştirilen simülátör alt programına ait ön panel ve blok diyagram görüntüsü Şekil 9'da gösterilmektedir.  $f_{cmg}(t)$  fonksiyonu EMG sinyalini üreten simülátör alt programının çıktısıdır. Eş. 15'te ifade edildiği üzere Eş. 2'de  $x=2$  olduğu durumda simülátör çıkışı bu fonksiyona eşit olmaktadır.

$$f_{simout}(t, 2) = f_{cmg}(t) \quad (15)$$

Fonksiyonun üretilmesi için gerekli değerler kullanıcıdan alınmaktadır. Bu değerler, EMG sinyal maksimum voltajı ( $v_{cmg\_max}$ ), örnekleme frekansı ( $f_{cmg\_s}$ ), gürültü genliği ( $v_{cmg\_n}$ ), gürültü frekansı ( $f_{cmg\_n}$ ), beyaz gürültü genliği ( $v_{cmg\_wn}$ ), kayıt süresi ( $t_{rec}$ ), EMG sinyalin içereceği en düşük frekans ( $f_{cmg\_low}$ ), EMG sinyalin içereceği en yüksek frekans ( $f_{cmg\_high}$ ), kasılma süresi ( $t_{con}$ ), kasılma yayılımı ( $\mu_{con}$ ) olarak sıralanmaktadır. Bu halde Eş. 15, Eş. 16 olarak yazılabilir.

$$f_{cmg}(t) = F \left( \begin{array}{c} v_{cmg\_max}, f_{cmg\_s}, v_{cmg\_n}, f_{cmg\_n}, \\ v_{cmg\_wn}, t_{rec}, f_{cmg\_low}, \\ f_{cmg\_high}, t_{con}, \mu_{con} \end{array} \right) \quad (16)$$

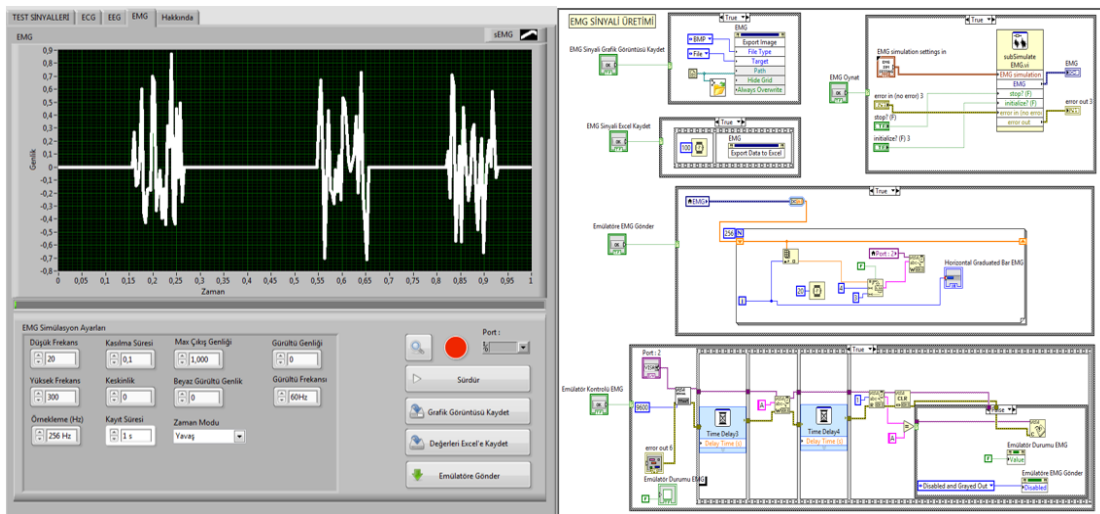
$f_{simout}(t, x)$  sinyalinde Eş. 17'de gösterilen dönüşüm yapılarak  $t$  zamanının  $n$  indisli bir zaman dizisi olarak düşünüldüğü ifade edilmektedir. Simülátörde üretilen sinyal emülatöre gönderilmek istendiğinde, sürekli zamanlı sinyal Eş. 18'de gösterildiği üzere kullanıcıdan alınan örnekleme frekansı bilgisine göre ayrık zamanlı sinyale dönüştürülmektedir.

$$(t) \rightarrow (t_n) \quad (17)$$

$$f_{simout}(t_n, x) \xrightarrow{f_{cmg\_s}} f_{cmg}[n] \mid f_{cmg\_s} = \frac{1}{\tau_{cmg\_s}}, n = n\tau_{cmg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (18)$$

Böylece, tanımlı  $t_n$  zaman aralığı örnekleme frekansına göre eşit zaman aralıklarına ayrılmaktadır ve herbir zaman değerine bir  $f_{cmg}$  fonksiyonu tarafından üretilen genlik değeri karşılık olarak düşmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{cmg\_s}}, x) = f_{cmg}[n\tau_{cmg\_s}], f_{cmg\_s} = \frac{1}{\tau_{cmg\_s}}, n = n\tau_{cmg\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (19)$$



Şekil 9.  $f_{cmg}(t)$  fonksiyonunu üreten simülátör alt programı (Simulator subprogram that generates  $f_{cmg}(t)$  function)



Böylece Eş. 20 ile gösterildiği üzere  $f_{simout}$  fonksiyonu belirlenen değerleri ayrı ayrı ihtiva eden tek boyutlu dizi birleşimi haline getirilerek emülatöre gönderilmeye hazır hale getirilmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{emg\_s}}, x) = \sum_{n\tau_{emg\_s}=0}^1 f_{emg}[n\tau_{emg\_s}] \quad (20)$$

#### 2.1.4. Test sinyalleri üretimi (Test signals generation)

Test sinyallerini üretmesi için geliştirilen simülatör alt programına ait ön panel ve blok diyagram görüntüsü Şekil 10'da gösterilmektedir.  $f_{sin}(t)$ ,  $f_{tri}(t)$ ,  $f_{sqr}(t)$ ,  $f_{saw}(t)$  fonksiyonları sırasıyla sinüs, üçgen, kare ve testere tipi test sinyallerini üreten simülatör alt programının çıktısıdır. Eş. 21'de ifade edildiği üzere Eş. 2'de  $x=[3, 4, 5, 6]$  olduğu durumda simülatör çıkışı sırasıyla bu fonksiyonlara eşit olmaktadır.

$$\begin{aligned} f_{simout}(t, 3) &= f_{sin}(t) \\ f_{simout}(t, 4) &= f_{tri}(t) \\ f_{simout}(t, 5) &= f_{sqr}(t) \\ f_{simout}(t, 6) &= f_{saw}(t) \end{aligned} \quad (21)$$

$f_{simout}(t, x)$  fonksiyonunun üretilebilmesi için geçici bir  $f_{test}(t)$  fonksiyonu oluşturularak gerekli değerler kullanıcıdan alınmaktadır. Bu değerler, test sinyal tipi ( $\rho_{type}$ ), test sinyal tepe voltajı ( $V_{test\_p}$ ), sinyal frekansı ( $f_{test\_sig}$ ), örnekleme frekansı ( $f_{test\_s}$ ), gürültü genliği ( $V_{test\_n}$ ), gürültü frekansı ( $f_{test\_n}$ ), off-set voltajı ( $V_{test\_off}$ ), kayıt süresi ( $t_{rec}$ ) ve duty cycle ( $\mu_{duty}$ ) olarak sıralanmaktadır.  $\mu_{duty}$  değeri sadece kare sinyal üretiminde kullanılmaktadır. Bu halde Eş. 21, Eş. 22 olarak yazılabilir.

$$\begin{aligned} f_{sin}(t) &= F(\rho_{type}, V_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, V_{test\_n}, f_{test\_n}, V_{test\_off}, t_{rec}) \\ f_{tri}(t) &= F(\rho_{type}, V_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, V_{test\_n}, f_{test\_n}, V_{test\_off}, t_{rec}) \\ f_{sqr}(t) &= F(\rho_{type}, V_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, V_{test\_n}, f_{test\_n}, V_{test\_off}, t_{rec}, \mu_{duty}) \\ f_{saw}(t) &= F(\rho_{type}, V_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, V_{test\_n}, f_{test\_n}, V_{test\_off}, t_{rec}) \\ f_{test}(t) &= \{f_{sin}(t) | f_{tri}(t) | f_{sqr}(t) | f_{saw}(t)\} \end{aligned} \quad (22)$$

$f_{simout}(t, x)$  sinyalinde Eş. 23'te gösterilen dönüşüm yapılarak  $t$  zamanının  $n$  indisli bir zaman dizisi olarak düşünüldüğü ifade edilmektedir. Simülatörde üretilen sinyal emülatöre gönderilmek

istendiğinde, sürekli zamanlı sinyal Eş. 24'te gösterildiği üzere kullanıcıdan alınan örnekleme frekansı bilgisine göre ayrık zamanlı sinyale dönüştürülmektedir.

$$(t) \rightarrow (t_n) \quad (23)$$

$$f_{simout}(t_n, x) \xrightarrow{f_{test\_s}} f_{test}[n] | f_{test\_s} = \frac{1}{\tau_{test\_s}}, n = n\tau_{test\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (24)$$

Böylece, tanımlı  $t_n$  zaman aralığı örnekleme frekansına göre eşit zaman aralıklarına ayrılmaktadır. Herbir zaman değerine bir  $f_{test}$  fonksiyonu tarafından üretilen genlik değeri karşılık olarak düşmektedir.

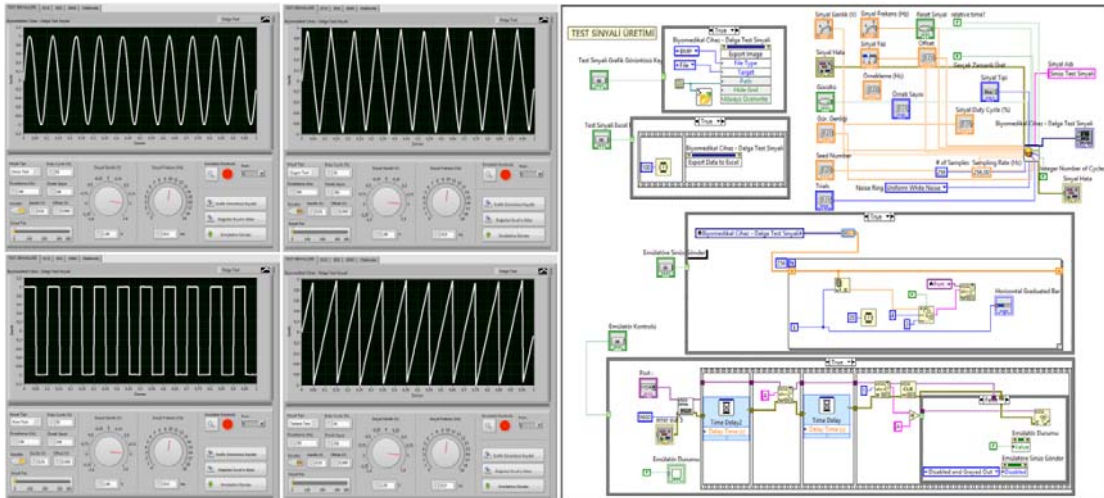
$$f_{simout}(t_{n\tau_{test\_s}}) = f_{test}[n\tau_{test\_s}], f_{test\_s} = \frac{1}{\tau_{test\_s}}, n = n\tau_{test\_s}, 0 \leq t_n \leq t_{rec} \quad (25)$$

Böylece Eş. 26 ile gösterildiği üzere  $f_{simout}$  fonksiyonu belirlenen değerleri ayrı ayrı ihtiva eden tek boyutlu dizi birleşimi haline getirilerek emülatöre gönderilmeye hazır hale getirilmektedir.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{test\_s}}, x) = \sum_{n\tau_{test\_s}=0}^1 f_{test}[n\tau_{test\_s}] \quad (26)$$

#### 2.2. Emülatör Tasarımı (Emulator Design)

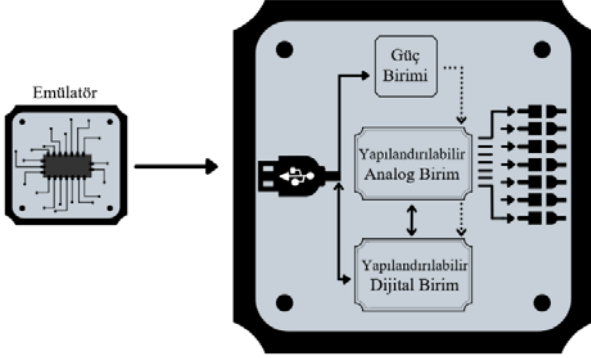
Emülatör alt sistemi tasarımına ait genel yapı Şekil 11'de gösterilmektedir. Buna göre emülatör genel olarak yapılandırılabilir dijital birime, yapılandırılabilir analog birime ve sistem için gerekli kaynağı sağlayan güç birimine sahiptir. Dijital birim analog birimin yapılandırılmasında, simülatör ile haberleşmede, gerekli değerleri tekrardan simülatöre döndermekle ve kullanıcı ile etkileşime girmek ile yükümlüdür. Simülasyon programından elde edilen fonksiyon  $f_{simout}(t_n, x)$ , emülatör içerisinde tanımlanan yapılandırılabilir dijital birime gönderilmektedir. Yapılandırılabilir dijital birim ve simülatör arasındaki haberleşme USB üzerinden gerçekleştirilmektedir. Yapılandırılabilir dijital birim üzerinde bulunan USB-Seriport çeviricisi sayesinde haberleşme mikrodenetleyiciye ait USART (Universal Synchronous/Asynchronous Receiver/Transmitter) modülü üzerinden gerçekleştirilmektedir. Haberleşme hızı 9600 baudrate hızında 8N1 formatındadır. Yapılandırılabilir analog birim, dijital birimin kontrolündedir ve kendisine gönderilen fonksiyonu analog olarak çıkışlarına yansıtma yükümlüdür. Bu iki birim arasındaki haberleşme SPI protokolü üzerinden 4 Mbit/s hızında



Şekil 10.  $f_{sqr}(t)$ ,  $f_{saw}(t)$ ,  $f_{sin}(t)$ ,  $f_{tri}(t)$  fonksiyonlarını üreten simülatör alt programları (Simulator subprogram that generates  $f_{sqr}(t)$ ,  $f_{saw}(t)$ ,  $f_{sin}(t)$ ,  $f_{tri}(t)$  function)



gerçekleşmektedir. Analog birim yedi adet farksal çıkış ile beraber toplamda on dört adet çıkışa sahiptir. Güç birimi, kaynak olarak tak-çalıştır mantığı ile bilgisayarın USB portunu ve gezgin uygulamalar için Li-ion bataryayı kullanmaktadır. Bu sayede dijital birim ve analog birim için gerekli olan voltaj regülasyonlarını ve akım korumasını sağlamaktadır.



Şekil 11. Emülator alt sistem tasarımı (Emulator subsystem design)

FPAA dijital ekseninde kullanılan FPGA'lerin analog eksenindeki karşılığıdır. Dijital donanım prototip oluşturma çalışmalarında, FPGA'ler laboratuvar ortamında tasarımcılar tarafından sürekli kullanılmış olup prototip maliyetleri azaltılarak zamandan tasarruf edilmesini, ürünlerin markete hızlıca kazandırılmasını sağlamıştır. Analog ekseninde ise 1990'larda ticari ürün haline gelen FPAA'lerin piyasada yer bulmasıyla, tasarım süreçleri uzun olan analog devrelerin tasarımlarında bilgisayar destekli yöntemler ve FPAA'lerin kullanılması tasarım döngüsü zamanından tasarruf sağlanmasını ve analog prototip oluşturma maliyetlerinin azaltılmasını sağlamıştır. FPGA'ler görüntü işleme gibi çok fazla paralel işlem ve hız gerektiren uygulamalarda kullanılmaktadır. FPAA'ler ise programlanabilir analog devreler oluşturulmasına imkan sağlamaktadır. Her iki yapının da avantaj ve dezavantajları kullanım alanına göre değişmektedir.

FPAA, mikrodenetleyici veya sabit EEPROM'lar aracılığıyla programlanabilen analog yapıların oluşturulabildiği tümleşik devredir [28]. FPAA içerisinde, analog işaret işlemlerinin yoğunluğu CAB (Configurable Analog Block)'lerde ve tamamı diferansiyel anahtarlamalı kapasitör devrelerle gerçekleştirilir. Tümleşik devrede LUT (Look Up Table) bulunmaktadır ve CAB'lerden LUT'a erişim sağlanabilmektedir. Bu sayede keyfi transfer fonksiyonları oluşturulabilmektedir ve G/Ç hücrelerinde bu fonksiyonlar gözlemlenebilmektedir. Şekil 11'de gösterilen genel yapıya uygun olarak, yapılandırılabilir analog birim için AN231E04 FPAA tümdevresi; yapılandırılabilir dijital birim için ise ATMEGA328P  $\mu$ C tümdevresi seçilmiştir. Birimler arasındaki bağlantı tanımlamaları ise Şekil 12'de detaylandırılmaktadır.

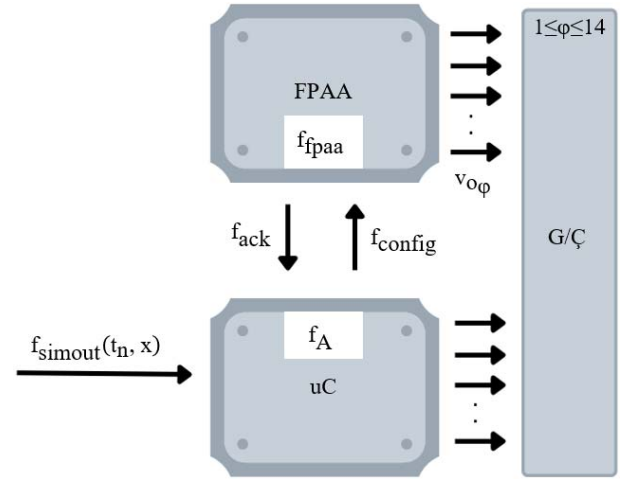
Şekil 12'ye göre simülasyon programı çıkışından Eş. 2 ile elde edilen  $f_{simout}(t_n, x)$  fonksiyonu mikrodenetleyiciye uygulanmaktadır. Dizi şeklinde gelen ayrık zamanlı sinyal verisi Eş. 27'de gösterildiği üzere  $(d)_n$  dizisine atanmaktadır. Eş. 28 ise  $f_{simout}(t_n, x)$  simülasyon çıkış fonksiyonunun her bir  $n$  değeri için işaret ettiği değeri tutan  $(d)_n$  dizisinin genişletilmiş hali gösterilmektedir.

$$(d)_n = f_{simout}(t_n, x) \mid n = nT, f = \frac{1}{T} \quad (27)$$

$$(d)_n = \{f_{simout}(t_{nT}, x) \mid (\dots)\} \quad (28)$$

FPAA içerisinde bulunan dijital kontrol birimi FPAA içerisindeki yapılanmayı sağlamaktadır. Bu dahili birimin yaptığı görev  $f_{FPAA}$

fonksiyonu ile Eş. 29'da tanımlanmaktadır.  $T_{circuit}$  değeri, FPAA içerisindeki CAM (Configurable Analog Module) seçimleri, CAB ayarları, G/Ç hücresi ayarları, dahili ve global yol bağlantı yapılanmalarını, saat sinyali ayarlarını, dahili kapasitör değerleri gibi birçok parametreyi içeren devre topolojisini ifade etmektedir. Bu değeri üreten eşdeğer AnadigmDesigner2™ tasarımı Şekil 13'te gösterilmektedir. Bu şekle göre devre topolojisi bir adet LUT CAM ve iki adet InvGain CAM'den oluşmaktadır. LUT CAM simülasyonlardan gelen ayrık sinyal verisini tutmak için gereklidir. InvGain CAM'ler ise yükselteç katları olup kazançları dinamik olarak mikrodenetleyici tarafından kontrol edilmektedir. LUT CAM çıkışından elde edilen analog sinyal, kazanç kat sayısı değeri 1 olan InvGain\_1 CAM'e uygulanmaktadır. Terslenen sinyal tekrardan kazanç kat sayısı değeri 1 olan InvGain\_2 CAM'e uygulanmaktadır. Bu son CAM'in çıkışındaki tekrar terslenen analog sinyal ise çıkış olarak tanımlanan G/Ç hücrelerine ulaştırılmaktadır. Elektronik kart üzerinde bulunan üç adet buton ile yükselteçlerin kazanç katsayıları ayarlanmaktadır. Böylece LUT CAM çıkışında elde edilen sinyal, kullanıcının bastığı butona göre 10'a, 100'e ve 1000'e bölünmektedir. Bu sayede sinyal morfolojisi bozulmadan Volt, mV ve  $\mu$ V mertebesinde sinyaller elde edilebilmektedir.



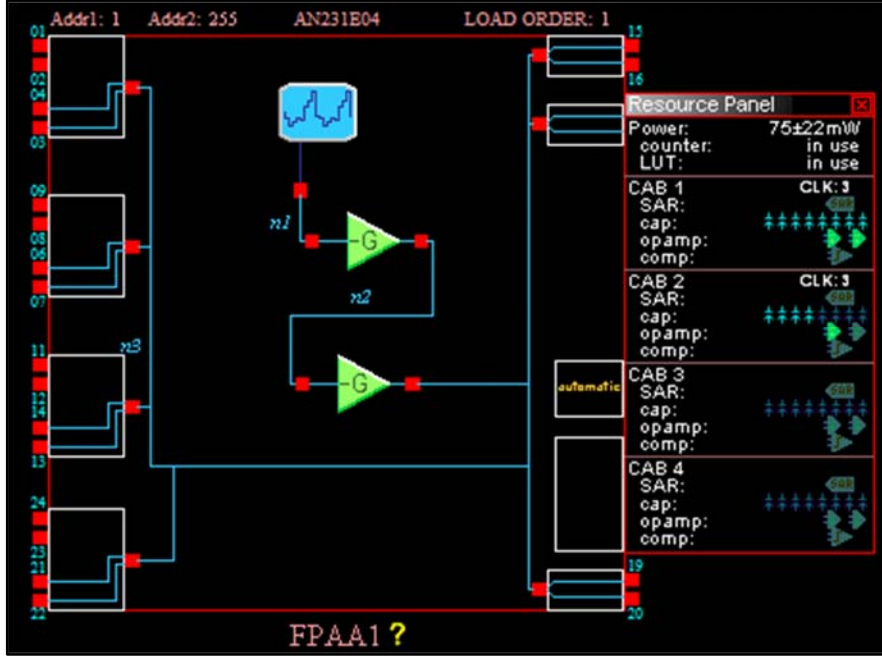
Şekil 12. Yapılandırılabilir birimler arasındaki bağlantılar (Connections between reconfigurable units)

$$f_{FPAA} \rightarrow f_{FPAA}(T_{circuit}, f_{config}(CAM_n, CAM_{data})) \quad (29)$$

$f_{config}(CAM_n, CAM_{data})$  ise yapılandırılan CAM'lerin parametreleri üzerinde değişiklik yapmaya imkan vermektedir. Değişiklik sonucu üretilen değer ile devre topolojisi değeri  $f_{FPAA}$  fonksiyonu ile FPAA'in bütün yapılandırılabilir birimleri üzerinde uygulanmaktadır. Böylece Eş. 30'da ifade edildiği üzere FPAA çıkışlarında sinyaller belirlenmektedir.

$$v_{o\phi} = f_{FPAA}(T_{circuit}, f_{config}(CAM_n, CAM_{data})) \mid 1 \leq \phi \leq 14 \quad (30)$$

Mikrodenetleyici için simülasyonlardan gönderilen veri katarına göre FPAA'in dinamik olarak kontrol edilmesine imkan veren bir gömülü yazılım geliştirilmiştir. Bu gömülü yazılım A algoritması olarak isimlendirilmektedir. Algoritma çeşitli görevleri yerine getiren alt programlardan oluşmaktadır. Bu görevlerin bütünü Eş. 31'de tanımlanan  $f_A$  fonksiyonu ile yerine getirilmektedir. Eş. 32'de gösterildiği üzere bu algoritma Eş. 33'te tanımlanan ayrık zamanlı sinyal verisini LUT'un veri yazmaçlarına yazmak üzere atama işlemi yapar.  $(d_{LUT})_n$  ifadesi LUT'un veri yazmaçlarına yazılmak istenen diziyi ifade etmektedir. Eş. 34 ile elde edilen LUT verisi Eş. 35'te oluşturulan  $f_{config}(CAM_n, CAM_{data})$  fonksiyonuna algoritma



Şekil 13.  $T_{\text{circuit}}$  değerini üreten eşdeğer AnadigmDesigner2™ tasarımı  
(Equivalent AnadigmDesigner2™ design that generates  $T_{\text{circuit}}$  value)

yardımıyla girdi olarak sunulur ve yapılandırma/yeniden yapılandırma verisi üretilir. Üretilen bu değer Eş. 36'da gösterildiği üzere Eş. 30'da yerine konarak FPAA çıkışlarından analog sinyaller üretilir. Bu halde Eş. 2 ile ortaya konan simülasyon çıkış fonksiyonu ile Eş. 36 ile elde edilen emülatör çıkış fonksiyonu Eş. 37 ile birlikte yazılarak sistemin parçalı fonksiyonu tanımlanabilir.

$$A \rightarrow f_A() \quad (31)$$

$$(d_{\text{LUT}})_n = f_A((d)_n) \quad (32)$$

$$(d_{\text{LUT}})_n = (d)_n \quad (33)$$

$$\text{CAM}_n = \text{CAM}_{\text{LUT}}, \text{CAM}_{\text{data}} = (d_{\text{LUT}})_n \quad (34)$$

$$f_{\text{config}}(\text{CAM}_n, \text{CAM}_{\text{data}}) = f_A(\text{CAM}_{\text{LUT}}, (d_{\text{LUT}})_n) \quad (35)$$

$$v_{o_\phi} = f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, (d_{\text{LUT}})_n)) \quad (36)$$

$$v_{o_\phi} = \begin{cases} f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{ecg}_s}=0}^1 f_{\text{ecg}}[n\tau_{\text{ecg}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{ecg}_s}=0}^1 f_{\text{ecg}}[n\tau_{\text{ecg}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{emg}_s}=0}^1 f_{\text{emg}}[n\tau_{\text{emg}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{test}_s}=0}^1 f_{\text{sin}}[n\tau_{\text{test}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{test}_s}=0}^1 f_{\text{tri}}[n\tau_{\text{test}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{test}_s}=0}^1 f_{\text{sqr}}[n\tau_{\text{test}_s}])) \\ f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n\tau_{\text{test}_s}=0}^1 f_{\text{saw}}[n\tau_{\text{test}_s}])) \end{cases} \quad (37)$$

### 2.2.1. Baskı devre kartının tasarımı ve üretilmesi (Design and production of printed circuit board)

Baskı devre tasarımında bağlantı yollarının fazla olması ve FPAA ile mikrodenetleyici kılıflarının sadece yüzey montajına imkan vermesi sebebiyle PCB (Printed Circuit Board) iki katmanlı olarak tasarlanmıştır. Şekil 14a'da montajlanmış emülatör baskı devre kartı gösterilmektedir. Emülatör devresi elektronik kartı 50 mm x 50 mm ölçülerindedir. Kart 232 adet pin bağlantı ucu (Through Hole ve SMD), 42 adet Via, 128 adet Hole, 308 farklı PCB yolu (Traces) ve toplamda 1579 mm uzunluğunda bakır PCB yollarından oluşmaktadır. Emülatör direkt olarak USB ile beslenebilmektedir. Yapı ayrıca, üzerindeki bileşenler için gerekli olan referans voltajlarını başka hiçbir kaynağa ihtiyaç duymadan üretebilmektedir. Gerekli görülmesi halinde gezgin deneyler için bir Li-ion batarya ve bu bataryanın şarj ünitesinin ihtiyaç duyduğu fiziksel alanlara ve elektriksel bağlantılara yapıya eklenebilecek şekilde imkan tanınmıştır. Gömülü sistem yazılımı geliştirmek için Atmega328p mikrodenetleyicisini USB ile bilgisayara bağlamak yeterlidir. Şekil 14b'deki ölçüm düzeneği ile elde edilen sonuçlar 3. Bölümdedir.

### 3. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

Bu bölümde öncelikle simülasyon programında üretilen ECG, EEG, EMG sinyallerine ve test sinyallerine ait kullanıcı tanımlı girdi parametreleri tablolar halinde sunulmaktadır. Daha sonra emülatör çıkışlarından gözlemlenen osiloskop sonuçları tablolar halinde sunulmaktadır. ECG sinyali için hata oranı belirlenmesinde, simülasyondan gönderilen sinyalin tepeden tepeye voltaj değeri baz alınarak emülatörden elde edilen sinyalin osiloskopta ölçülen tepeden tepeye voltaj değeri ile karşılaştırma yöntemi kullanılmıştır. Bu sinyal için ayrıca simülasyonda belirlenen  $\beta_{bpm}$  değeri ile emülatör çıkışında gözlemlenen frekans değeri karşılaştırılarak bu parametreyle ilgili hata oranı da sunulmaktadır. Benzer şekilde test sinyalleri için de tepeden tepeye voltaj değeri ve frekans değeri karşılaştırılması yapılmıştır. EEG ve EMG sinyalleri için ise simülasyondan gönderilen sinyallerin tepeden tepeye voltaj değeri ile ölçülen tepeden tepeye voltaj değerleri arasında karşılaştırma

yapılarak hata oranları belirlenmiştir. Simülasyon programında elde edilen sinyaller birer saniye uzunluktaki sinyaller olup emülatöre 256 bit uzunluğunda dizi olarak gönderilmektedir. Emülatör ise elde edilen sinyali her saniye tekrarlamaktadır. Simülatör ve emülatör arasında sürekli bağlantı söz konusu olmayıp, bir kez istenen sinyal gönderildikten sonra o sinyali tekrarlamaktadır. Simülatör ve emülatör sonuçları görsel grafikler ihtiva eden şekiller olarak sunulmaktadır. Bu durumda şekillerde üstte bulunan grafik simülatör sonuçlarını altta bulunan grafik ise emülatör sonuçlarını göstermektedir.

### 3.1. ECG Sinyali Simülasyonu ve Emülasyonu (Simulation and Emulation of ECG Signal)

Eş. 4'te ortaya konan  $f_{ecg}(t)$  fonksiyonuna Tablo 1'de bulunan simülasyon değerleri uygulandığında elde edilen simülatör çıkışı Eş. 38'de gösterilmektedir. Sinyalin emülatöre gönderilmesiyle Eş. 39'a göre biyosinyal emülatörü ECG sinyali üretimi için yeniden yapılandırılmaktadır. Böylece  $v_{o_p}$  sinyali emülatör çıkışlarından elde edilmekte olup Şekil 15'te gösterilmektedir. Emülatör çıkışlarından gözlemlenen osiloskop sonuçlarına göre sinyal başarımlar oranları Tablo 2'de sunulmaktadır.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ecg_s}}, x) = \sum_{n\tau_{ecg_s}=0}^1 f_{ecg}[n\tau_{ecg_s}] \quad (38)$$

$$v_{o_p} = f_{FPAA}(T_{circuit}, f_{config}(CAM_{LUT}, \sum_{n\tau_s=0}^1 \{f_{ecg}[0], f_{ecg}[\frac{1}{256}], \dots, f_{ecg}[1]\})) \quad (39)$$

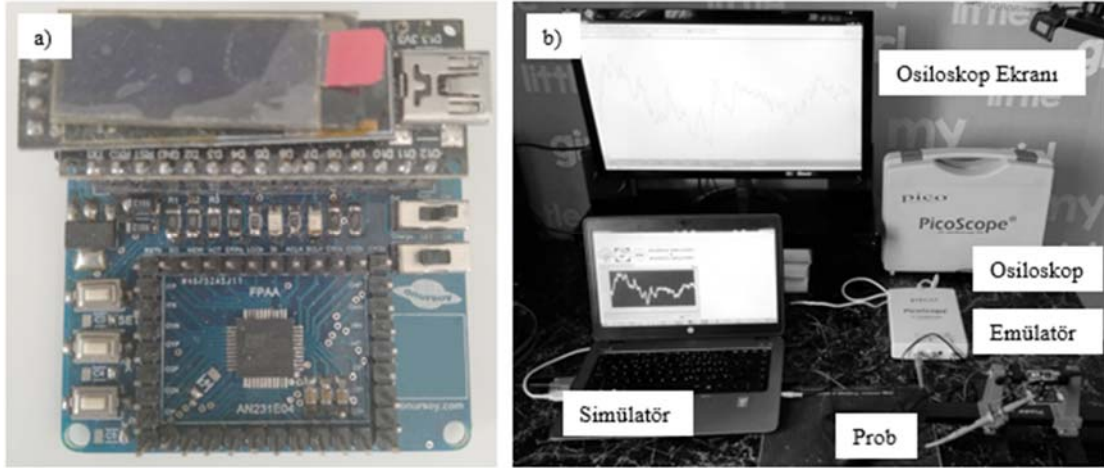
$$v_{ecg\_pp} = |v_{ecg\_up}| + |v_{ecg\_down}| \quad (40)$$

$$\beta_{bpm} = f_{bpm} \times 60 \quad (41)$$

### 3.2. EEG Sinyali Simülasyonu ve Emülasyonu (Simulation and Emulation of EEG Signal)

Eş. 10'da ortaya konan  $f_{ecg}(t)$  fonksiyonuna Tablo 3'te bulunan simülasyon değerleri uygulandığında elde edilen simülatör çıkışı Eş. 42'de gösterilmektedir. Sinyalin emülatöre gönderilmesiyle Eş. 43'e göre biyosinyal emülatörü EEG sinyali üretimi için yeniden yapılandırılmaktadır. Böylece  $v_{o_p}$  sinyali emülatör çıkışlarından elde edilmekte olup Şekil 16'da gösterilmektedir. Emülatör çıkışlarından gözlemlenen osiloskop sonuçlarına göre sinyal başarımlar oranları Tablo 4'te sunulmaktadır.

$$f_{simout}(t_{n\tau_{ecg_s}}, 1) = \sum_{n\tau_{ecg_s}=0}^1 f_{ecg}[n\tau_{ecg_s}] \quad (42)$$



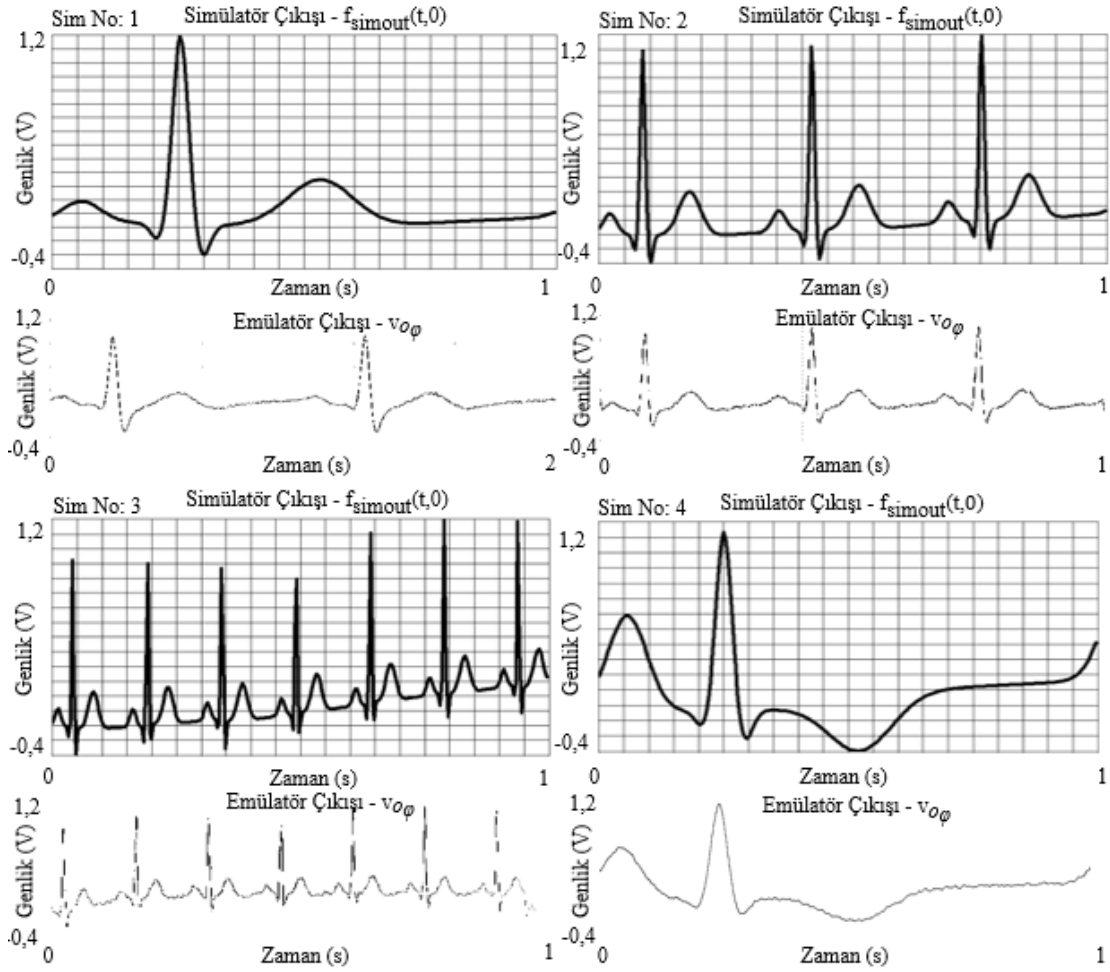
Şekil 14. a) Üretilen emülatör elektronik devre kartı b) Ölçüm düzeneği  
(a) Fabricated emulator electronic circuit board b) Measurement setup)

Tablo 1. ECG biyosinyali üretimi için uygulanan simülasyon değerleri (Simulation values applied for ECG signal generation)

$x = 0$	$f_{ecg}(t) = F(v_{ecg\_up}, v_{ecg\_down}, \beta_{bpm}, f_{ecg\_s}, v_{ecg\_n}, f_{ecg\_n}, v_{ecg\_wn}, t_{rec})$							
Sim No.	$v_{ecg\_up}$	$v_{ecg\_down}$	$\beta_{bpm}$	$f_{ecg\_s}$	$v_{ecg\_n}$	$f_{ecg\_n}$	$v_{ecg\_wn}$	$t_{rec}$
1	1.2 V	-0.4 V	60	256	0	0	0	1 s
2	1.2 V	-0.4 V	180	256	0	0	0	1 s
3	1.2 V	-0.4 V	420	256	0	0	0	1 s
4	1.2 V	-0.4 V	60	256	0	0	0	1 s

Tablo 2. Sentetik ECG biyosinyali üretimi başarımlar oranları (Synthetic ECG biosignal generation realization rates)

Sim No	Simülasyon Çıkışı		Emülatör Çıkışı		Hata Oranı		
	$v_{ecg\_pp}$	$\beta_{bpm}$	$v_{ecg\_pp}$	$f_{bpm}$	$\beta_{bpm}$	$\epsilon_{v_{ecg\_pp}}$	$\epsilon_{\beta_{bpm}}$
1	1,600 V	60	1,648 V	1,004 Hz	60,24	% 3	% 0,40
2	1,600 V	180	1,580 V	3,013 Hz	180,78	% 1,25	% 0,43
3	1,600 V	420	1,591 V	7,027 Hz	421,62	% 0,56	% 0,38
4	1,600 V	60	1,619 V	1,003 Hz	60,18	% 1,17	% 0,30



Şekil 15. Sentetik ECG sinyali için simülasyon ve emülasyon sonuçları (Simulation and emulation results for synthetic ECG signal)

Tablo 3. EEG biyosinyali üretimi için uygulanan simülasyon değerleri (Simulation values applied for EEG biosignal generation)

x=1	$f_{\text{ceg}}(t)=F(v_{\text{ceg\_up}}, f_{\text{ceg\_s}}, v_{\text{ceg\_n}}, f_{\text{ceg\_n}}, v_{\text{ceg\_wn}}, t_{\text{rec}}, \alpha_{\text{bw}}, \theta_{\text{bw}}, \beta_{\text{bw}}, \delta_{\text{bw}}, P_{\alpha}, P_{\theta}, P_{\beta}, P_{\delta})$						
Sim No.	$v_{\text{ceg}}$	$f_{\text{ceg\_s}}$	$v_{\text{ceg\_n}}$	$f_{\text{ceg\_n}}$	$v_{\text{ceg\_wn}}$	$t_{\text{rec}}$	$\alpha_{\text{bw}}$
1	0,600 V	256 Hz	0	0	0	1 s	1,5 Hz
	$\theta_{\text{bw}}$	$\beta_{\text{bw}}$	$\delta_{\text{bw}}$	$P_{\alpha}$	$P_{\theta}$	$P_{\beta}$	$P_{\delta}$
	0,5 Hz	0	1,7 Hz	0,04 w	0,06 w	0	0,07 w
2	$v_{\text{ceg}}$	$f_{\text{ceg\_s}}$	$v_{\text{ceg\_n}}$	$f_{\text{ceg\_n}}$	$v_{\text{ceg\_wn}}$	$t_{\text{rec}}$	$\alpha_{\text{bw}}$
	1,300 V	256 Hz	0	0	0	1 s	1,5 Hz
	$\theta_{\text{bw}}$	$\beta_{\text{bw}}$	$\delta_{\text{bw}}$	$P_{\alpha}$	$P_{\theta}$	$P_{\beta}$	$P_{\delta}$
	1,5 Hz	1 Hz	1,7 Hz	0,07 w	0,09 w	0,1 w	0,07 w

Tablo 4. Sentetik EEG biyosinyali üretimi başarımlı oranları (Synthetic EEG biosignal generation realization rates)

Sim No	Simülâtör Çıkışı			Emülâtör Çıkışı	Hata Oranı
	$v_{\text{ceg\_max}}$	$v_{\text{ceg\_min}}$	$v_{\text{ceg\_pp}}$	$v_{\text{ceg\_pp}}$	$\epsilon_{v_{\text{ceg\_pp}}}$
1	0,453 V	-0,130 V	0,583 V	0,597 V	% 2,40
2	1,255 V	-0,319 V	1,574 V	1,600 V	% 1,65

$$v_{o\phi} = f_{\text{FPAA}}(T_{\text{circuit}}, f_{\text{config}}(\text{CAM}_{\text{LUT}}, \sum_{n \in \tau_{\text{ceg\_s}}=0}^1 \{f_{\text{ceg}}[0], f_{\text{ceg}}[\frac{1}{256}], \dots, f_{\text{ceg}}[1]\})) \quad (43)$$

$$v_{\text{ceg\_max}} = \max_{n \in \tau_{\text{ceg\_s}}} (f_{\text{ceg}}[n]) \quad (44)$$

$$v_{\text{ceg\_min}} = \min_{n \in \tau_{\text{ceg\_s}}} (f_{\text{ceg}}[n]) \quad (45)$$



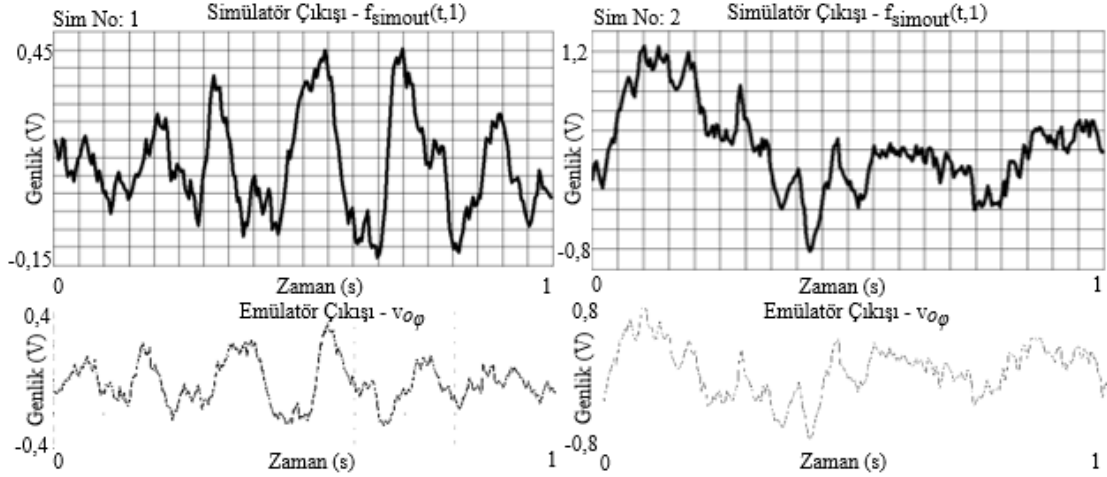
$$v_{\text{ceg\_pp}} = |v_{\text{ceg\_max}}| + |v_{\text{ceg\_min}}| \quad (46)$$

### 3.3. EMG Sinyali Simülasyonu ve Emülasyonu (Simulation and Emulation of EMG Signal)

Eş. 16’da ortaya konan  $f_{\text{emg}}(t)$  fonksiyonuna Tablo 5’te bulunan simülasyon değerleri uygulandığında elde edilen simülasyon sonucu Eş. 47’de gösterilmektedir. Sinyalin emülatöre gönderilmesiyle Eş. 48’e

göre biyosinyal emülatörü EMG sinyali üretimi için yeniden yapılandırılmaktadır. Böylece  $v_{\text{op}}$  sinyali emülatör çıkışlarından elde edilmekte olup Şekil 17’de gösterilmektedir. Emülatör çıkışlarından gözlemlenen osiloskop sonuçlarına göre sinyal başarımları Tablo 6’da sunulmaktadır.

$$f_{\text{simout}}(t_{n\tau_{\text{emg}_s}, 2}) = \sum_{n\tau_{\text{emg}_s}=0}^1 f_{\text{emg}}[n\tau_{\text{emg}_s}] \quad (47)$$



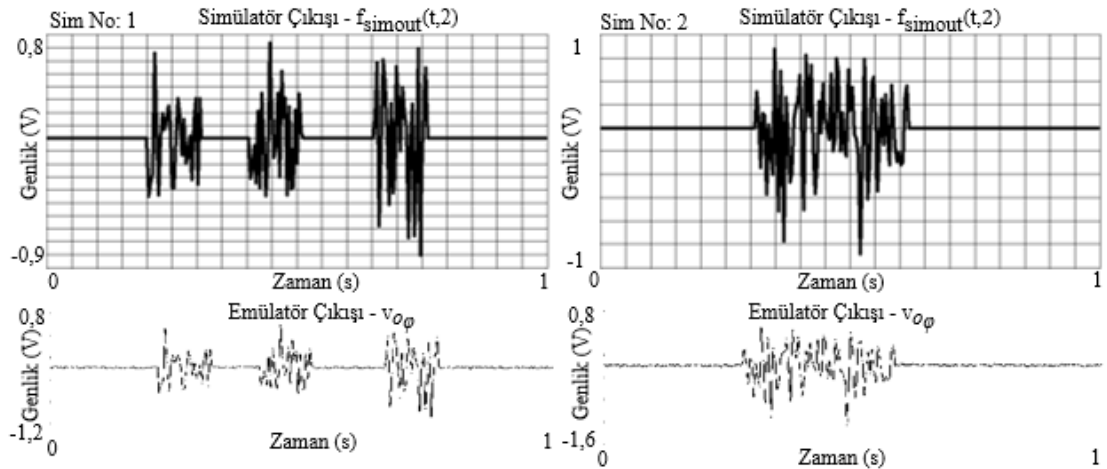
Şekil 16. Sentetik EEG sinyali için simülasyon ve emülasyon sonuçları  
(Simulation and emulation results for synthetic EEG signal)

Tablo 5. EMG biyosinyali üretimi için uygulanan simülasyon değerleri (Simulation values applied for EMG biosignal generation)

$x = 2$	$f_{\text{emg}}(t) = F(v_{\text{emg\_max}}, f_{\text{emg\_s}}, v_{\text{emg\_n}}, f_{\text{emg\_n}}, v_{\text{emg\_wn}}, t_{\text{rec}}, f_{\text{low}}, f_{\text{high}}, t_{\text{con}}, \mu_{\text{con}})$									
Sim No.	$v_{\text{emg\_max}}$	$f_{\text{emg\_s}}$	$v_{\text{emg\_n}}$	$f_{\text{emg\_n}}$	$v_{\text{emg\_wn}}$	$t_{\text{rec}}$	$f_{\text{low}}$	$f_{\text{high}}$	$t_{\text{con}}$	$\mu_{\text{con}}$
1	1 V	256 Hz	0	0	0	1 s	20 Hz	300 Hz	0,1 s	1
2	1 V	256 Hz	0	0	0	1 s	20 Hz	300 Hz	0,2 s	3
3	1 V	256 Hz	0	0	0	1 s	20 Hz	300 Hz	0,3 s	0

Tablo 6. Sentetik EMG biyosinyali üretimi başarımları (Synthetic EMG biosignal generation realization rates)

Sim No	Simülasyon Çıkışı			Emülatör Çıkışı		Hata Oranı
	$v_{\text{emg\_max}}$	$v_{\text{emg\_min}}$	$v_{\text{emg\_pp}}$	$v_{\text{emg\_pp}}$	$\epsilon_{v_{\text{emg\_pp}}}$	
1	0,739 V	-0,904 V	1,643 V	1,636 V	% 0,43	
2	0,678 V	-1,085 V	1,763 V	1,769 V	% 0,34	



Şekil 17. Sentetik EMG sinyali için simülasyon ve emülasyon sonuçları  
(Simulation and emulation results for synthetic EMG signal)

$$v_{o_p} = f_{FPAA}(T_{circuit}, f_{config}(CAM_{LUT}, \sum_{n_{\tau_{emg\_s}}=0}^1 \{f_{emg}[0], f_{emg}[\frac{1}{256}], \dots, f_{emg}[1]\})) \quad (48)$$

$$v_{emg\_max} = \max_{n_{\tau_{emg\_s}}} (f_{emg}[n]) \quad (49)$$

$$v_{emg\_min} = \min_{n_{\tau_{emg\_s}}} (f_{emg}[n]) \quad (50)$$

$$v_{emg\_pp} = |v_{emg\_max}| + |v_{emg\_min}| \quad (51)$$

### 3.3. Test Sinyalleri Simülasyonu ve Emülasyonu (Simulation and Emulation of Test Signals)

Eş. 22'de ortaya konan  $f_{test}(t)$  fonksiyonuna Tablo 7'de bulunan simülasyon değerleri uygulandığında elde edilen simülasyon çıkışı Eş. 52'te gösterilmektedir. Sinyalin emülatöre gönderilmesiyle Eş. 53'e göre biyosinyal emülatörü test sinyalleri üretimi için yeniden yapılandırılmaktadır. Böylece  $v_{o_p}$  sinyali emülatör çıkışlarından elde edilmekte olup Şekil 18'de gösterilmektedir. Emülatör çıkışlarından gözlemlenen osiloskop sonuçlarına göre sinyal başarımları Tablo 8'de sunulmaktadır.

$$f_{simout}(t_{\tau_{test\_s}}, [3, 4, 5, 6]) = \sum_{n_{\tau_{test\_s}}=0}^1 f_{test}[n_{\tau_{test\_s}}] \quad (52)$$

$$v_{o_p} = f_{FPAA}(T_{circuit}, f_{config}(CAM_{LUT}, \sum_{n_{\tau_{test\_s}}=0}^1 \{f_{test}[0], f_{test}[\frac{1}{256}], \dots, f_{test}[1]\})) \quad (53)$$

## 4. Simgeler (Symbols)

A	: Algoritma
$(d_{LUT})_n$	: LUT yazmacı dizi değişkeni
$f_A$	: Algoritma fonksiyonları
$f_{config}$	: FPAA ilk yapılandırma fonksiyonu
$f_{ecg}$	: ECG sinyali üreten fonksiyon
$f_{ecg\_n}$	: ECG şebeke gürültü frekansı
$f_{ecg\_s}$	: ECG örnekleme frekansı

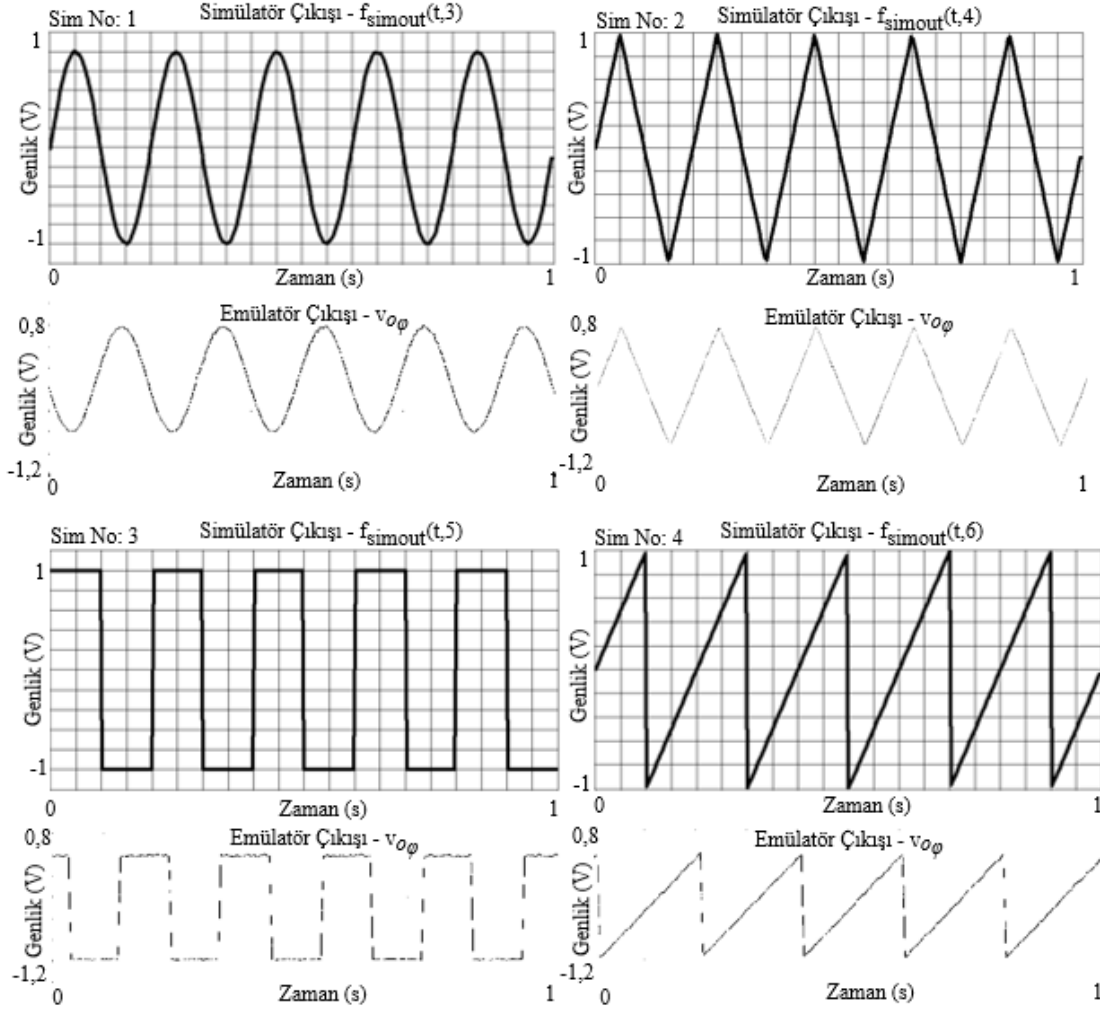
$f_{ecg}$	: EEG sinyali üreten fonksiyon
$f_{ecg\_n}$	: EEG şebeke gürültü frekansı
$f_{ecg\_s}$	: EEG örnekleme frekansı
$f_{emg}$	: EMG sinyali üreten fonksiyon
$f_{emg\_high}$	: EMG en yüksek frekans bileşeni
$f_{emg\_low}$	: EMG en düşük frekans bileşeni
$f_{emg\_n}$	: EMG şebeke gürültü frekansı
$f_{emg\_s}$	: EMG örnekleme frekansı
$f_{FPAA}$	: FPAA yeniden yapılandırma fonksiyonu
$f_{saw}$	: Testere dişi sinyal üreten fonksiyon
$f_{sin}$	: Sinüs sinyali üreten fonksiyon
$f_{sqr}$	: Kare sinyal üreten fonksiyon
$f_{test}$	: Test sinyali üreten ara fonksiyon
$f_{test\_n}$	: Test sinyali şebeke gürültü frekansı
$f_{test\_s}$	: Test sinyali örnekleme frekansı
$f_{test\_sig}$	: Test sinyali frekansı
$f_{tri}$	: Üçgen sinyal üreten fonksiyon
$P_\alpha$	: Alfa dalgası gücü
$P_\theta$	: Teta dalgası gücü
$P_\beta$	: Beta dalgası gücü
$P_\delta$	: Delta dalgası gücü
$\rho_{type}$	: Test sinyali sinyal tipi
t	: Zaman
$t_{con}$	: EMG kasılma süresi
$t_{rec}$	: Sinyal kayıt süresi
$T_{circuit}$	: FPAA yeniden yapılandırma ayarları
$v_{ecg\_down}$	: ECG alt limit voltaj
$v_{ecg\_n}$	: ECG şebeke gürültü genliği
$v_{ecg\_pp}$	: ECG tepeden tepeye genlik
$v_{ecg\_up}$	: ECG üst limit voltaj
$v_{ecg\_wn}$	: ECG beyaz gürültü genliği
$v_{ecg\_up}$	: EEG üst voltaj limiti
$v_{ecg\_n}$	: EEG şebeke gürültü genliği
$v_{ecg\_pp}$	: EEG tepeden tepeye genlik
$v_{ecg\_wn}$	: EEG beyaz gürültü genliği
$v_{emg\_max}$	: EMG üst voltaj limiti
$v_{emg\_n}$	: EMG şebeke gürültü genliği
$v_{emg\_pp}$	: EMG tepeden tepeye genlik
$v_{emg\_wn}$	: EMG beyaz gürültü genliği

**Tablo 7.** Test sinyalleri üretimi için uygulanan simülasyon değerleri (Simulation values applied for generation of test signals)

$x = 4, 5, 6, 7$	$f_{sin}(t) = F(\rho_{type}, v_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, v_{test\_n}, f_{test\_n}, v_{test\_off}, t_{rec})$								
	$f_{tri}(t) = F(\rho_{type}, v_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, v_{test\_n}, f_{test\_n}, v_{test\_off}, t_{rec})$								
	$f_{sqr}(t) = F(\rho_{type}, v_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, v_{test\_n}, f_{test\_n}, v_{test\_off}, t_{rec}, \mu_{duty})$								
	$f_{saw}(t) = F(\rho_{type}, v_{test\_p}, f_{test\_sig}, f_{test\_s}, v_{test\_n}, f_{test\_n}, v_{test\_off}, t_{rec})$								
Sim No.	$\rho_{type}$	$v_{test\_p}$	$f_{test\_sig}$	$f_{test\_s}$	$v_{test\_n}$	$f_{test\_n}$	$v_{test\_off}$	$t_{rec}$	$\mu_{duty}$
1	SIN	1 V	5 Hz	256	0	0	0	1 s	-
2	TRI	1 V	5 Hz	256	0	0	0	1 s	-
3	SQR	1 V	5 Hz	256	0	0	0	1 s	% 50
4	SAW	1 V	5 Hz	256	0	0	0	1 s	-

**Tablo 8.** Test sinyalleri üretimi başarımları (Test signals generation realization rates)

Sim No	Simülasyon Çıkışı		Emülatör Çıkışı		Hata Oranı	
	$v_{test\_pp}$	$f_{test\_sig}$	$v_{test\_pp}$	$f_{test\_sig}$	$\epsilon_{test\_pp}$	$\epsilon_{test\_sig}$
1	2 V	5 Hz	2,002 V	5,019 Hz	% 0,10	% 0,38
2	2 V	5 Hz	1,933 V	5,019 Hz	% 3,38	% 0,38
3	2 V	5 Hz	2,006 V	5,019 Hz	% 0,30	% 0,38
4	2 V	5 Hz	1,935 V	5,020 Hz	% 3,25	% 0,40



Şekil 18. Test sinyalleri için simülasyon ve emülasyon sonuçları (Simulation and emulation results for test signals)

- $V_{test\_n}$  : Test sinyali şebeke gürültü genliği  
 $V_{test\_off}$  : Test sinyali off-set voltajı  
 $V_{test\_p}$  : Test sinyali tepe değeri  
 $V_{test\_pp}$  : Test sinyali tepeden tepeye genlik  
 $X$  : Kullanıcı fonksiyon seçimi  
 $v_{oφ}$  : FPAA çıkış sinyali  
 $\alpha_{bw}$  : Alfa dalgası band genişliği  
 $\beta_{bpm}$  : Dakikadaki kalp ritmi  
 $\beta_{bw}$  : Beta dalgası band genişliği  
 $\delta_{bw}$  : Delta dalgası band genişliği  
 $\theta_{bw}$  : Teta dalgası band genişliği  
 $\mu_{con}$  : EMG kasılma keskinliği  
 $\mu_{duty}$  : Kare sinyal duty cycle

## 5. Sonuçlar (Conclusions)

Simülasyon kavramı ile ilgili literatürdeki genel yaklaşım, gerçek aygıtların ve bunların etkileşimlerinin bir bilgisayar yazılımında modellenmesi ve yine bilgisayar ortamında çalıştırılması şeklindedir. Simülasyon; esnek olma, kontrol edilebilirlik, tekrar edilebilirlik, çok fazla kullanıcıya ulaşabilme, düşük maliyetle gerçekleştirim gibi çeşitli avantajlara sahiptir. Bununla birlikte, gerçek aygıtların modelleme doğruluğu düşükse, simülasyon sonuçları deneysel ölçümlerle uyuşmamaktadır. Bu problemin üstesinden gelebilmek

için emülatör yaklaşımı kullanılabilir. Emülasyon kavramı, deneyliliği ifade eder ve gerçek zamanlı olarak çalışmalıdır. Simülasyonun ise zamanda hızı artırılabilir ya da azaltılabilir. Bu nokta simülasyon ve emülatörlerin ayrıldığı noktadır. Emülatörler, üzerinde bir algoritmanın çalıştırıldığı kendine has gömülü yazılımı olabilen, fiziksel ortamda görünür, kontrol edilebilir ve tekrarlanabilir sonuçlar çıkarabilen yapılar olarak da tanımlanmaktadır. Bunun aksine, bir simülasyonun kendine has bir işletim sistemi ya da gömülü yazılımı yoktur [29]. Bu sebeple literatürde sentetik biyosinyal üretimi konusundaki çalışmalara isim verilirken tekrar değerlendirilmesi önerilmektedir.

Çalışılan alanda bir emülatörün varlığı, birçok farklı çalışma alanının kapısını aralamaktadır ve bu çalışma alanlarının gelişmesini sağlamaktadır. Örneğin, PV (Fotovoltaik) Emülatörün geliştirilmesi, çok çeşitli akım, gerilim ve güç değerlerindeki güneş panellerinin I-V karakteristiğinin oluşturulmasını mümkün kılmıştır. Bu durum ise laboratuvar gibi kapalı ortamlarda güneş paneli gibi davranan devrelerle çalışma imkanı ortaya çıkarmıştır. Bu sayede MPPT (Maksimum Güç Noktası Takibi) sistemleri, hibrid enerji sistemleri, enerji grid sistemleri, güneş panellerinde gölgeleme etkisi gibi birçok farklı konu laboratuvar çalışılabilir hale gelmiş ve son beş yılda yüzlerce çalışma çıkmıştır. Çok çeşitli güç değerindeki güneş panelini buldurmanın maliyetli oluşu, hava parametrelerinin sürekli aynı olmayışı, panel kurulumları sırasında panellerin zarar görmesi ve kapalı ortamda çalışma imkanı sunması bir emülatörün varlığının önemli olduğunu göstermektedir [30].

Benzer şekilde, bir biyosinyal emülatörünün varlığı, her insan vücudu tarafından üretilen sinyallerin psikolojik ve fiziksel etkiler sebebiyle birebir aynı olmaması, biyosinyal ölçüm düzeneklerinin yerleştirilmesinin ve ayarlanmasının zahmetli ve maliyetli olması, her laboratuvarında aynı imkanın olmaması, hastanın hayatının tehlikeye atılması nedenleriyle önemlidir. Literatürdeki çalışmaların Şekil 3'te gösterilen alanlarda yoğunlaştığı göz önüne alındığında bir biyosinyal emülatörünün varlığı, biyosinyal filtre devre tasarımlarının geliştirilmesi ve doğrulanması, ölçüm elektrotlarının geliştirilmesi ve denemesi, biyosinyal tabanlı kontrol uygulamalarının ve yapay zeka algoritmalarının geliştirilmesi ve denemesi gibi çeşitli alanlarda yeniliklere ve gelişmelere imkan tanıyarak literatüre yeni bir yön vereceği öngörülmektedir.

Bu çalışma sonucunda hem tıbbi cihazların test ve kalibrasyonuna imkan veren hem de insan-makine arayüz uygulamalarında kullanılmak üzere çok kanallı biyosinyal emülatörü geliştirilmiştir. İnsan-makine arayüz uygulamaları alanında kullanılan ve tıbbi eğitim amacının da güdüldüğü biyosinyallerin tek bir yeniden yapılandırılabilir platform aracılığıyla üretilebilmesi, oluşturulan yapının çok kanallı olarak paralel çıkışlara izin verilebilmesi, diğer akademik ve ticari çalışmalardan farklı olarak biyosinyallerin geniş genlik aralığında üretilebilmesi, sentetik sinyal üretimi konusunda mevcut çalışmalardan farklı bir yöntem ortaya koyarak anahtarlamalı kapasitör tekniği kullanan FPAA tabanlı olması, EMG gibi daha önce sentetik olarak üretimi konusunda çalışma yapılmamış biyosinyallerin üretimi, tek bir biyosinyal yerine birçok biyosinyal çeşidinin tek bir hibrid sistem ile üretilmesi neticesinde maliyetlerin azaltılması, hastanelerde ve laboratuvarlarda kullanılabilecek şekilde daha uygulanabilir bir sistem olması, tıbbi cihazların test ve kalibrasyonu için gerekli ticari ürünlerin fonksiyonelitesini tek bir yapıda toplaması, eğitim amaçlı olarak da kullanılan biyosinyallerin gerçek özellikleri ile fiziksel ortama taşınabilmesi çalışmanın getirdiği yenilikler olarak düşünülmemektedir. Ayrıca çalışma kapsamında geliştirilen bilgisayar tabanlı biyosinyal simülatörü ile de kullanıcılara örneklem frekansı ve kayıt süresi ayarlanmak suretiyle kendi biyosinyal veritabanlarını oluşturma imkanı verilmiştir. Simülatör çalıştırıldığı bilgisayarın USB çıkışlarından seri olarak veri gönderme yeteneğine sahip olacak şekilde yapılandırıldığı için farklı bir sentetik biyosinyal emülatörü geliştirilmek istendiğinde de kullanılabilir.

Gelecek çalışmalarda biyosinyallerin matematiksel modellerinin geliştirilerek FPAA içerisinde uygulanması tavsiye edilebilir. Bu durumda FPAA'lerde bulunan kapasite sorunu yüzünden zincir FPAA yapıları kurularak ve daha gelişmiş bir mikrodenetleyici ile çalışılmasının uygun olacağı düşünülmektedir.

## Kaynaklar (References)

- Cannan, J., Hu, H., Human-Machine Interaction (HMI): A Survey Technical Report: CES-508; School of Computer Science & Electronic Engineering University of Essex, 1–16, 2011.
- Kaur, A., Wheelchair control for disabled patients using EMG/EOG based human machine interface: a review, *J. Med. Eng. Technol.*, 45 (1), 61-74, 2021.
- Esposito, D., Centracchio, J., Andreozzi, E., Gargiulo, G. D., Naik, G. R., Bifulco, P., Biosignal-Based Human-Machine Interfaces for Assistance and Rehabilitation: A Survey, *Sensors*, 21 (20), 6863, 2021.
- Singh, H. P., Kumar, P., Developments in the human machine interface technologies and their applications: a review, *J. Med. Eng. Technol.*, 45 (7), 552-573, 2021.
- Bulut C., Ballı T., Yetkin E.F., Comparative classification performances of filter model feature selection algorithms in EEG based brain computer interface system, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 38 (4), 2397-2408, 2023.
- Khosla, A., Khandnor, P., Chand, T., A comparative analysis of signal processing and classification methods for different applications based on EEG signals, *BioCybern. Biomed. Eng.*, 40 (2), 649-690, 2020.
- Wasimuddin, M., Elleithy, K., Abuzneid, A. S., Faezipour, M., Abuzaghlh, O., Stages-based ECG signal analysis from traditional signal processing to machine learning approaches: A survey, *IEEE Access*, 8, 177782-177803, 2020.
- Rodríguez-Tapia, B., Soto, I., Martínez, D. M., Arballo, N. C., Myoelectric interfaces and related applications: Current state of EMG signal processing—A systematic review, *IEEE Access*, 8, 7792-7805, 2020.
- Wijaya, N. H., Rijali, W. A., Shahu, N., Ahmad, I., Atmoko, R. A., The Design of Electro Cardiograph Signal Generator Using IC 14521 and IC 14017, *Journal of Robotics and Control (JRC)*, 2 (4), 270-273, 2021.
- Ardila, S. O., Yulianto, E., Sumber, S., Digital ECG Phantom Design to Represent the Human Heart Signal for Early Test on ECG Machine in Hospital, *International Journal of Advanced Health Science and Technology*, 1 (1), 14-19, 2021.
- Wang, B., Chen, G., Rong, L., Yu, A., Wen, T., Zhang, Y., Hu, B., ECG diagnosis device based on machine learning, *IEEE ICESIT, Chongqing-Çin*, 383-386, 22-24 Kasım, 2021.
- Gil, J. C. V., Gonzalez-Vargas, A. M., UAOSIM-ECG: An open-source 12-lead electrocardiography simulator, *IEEE 2nd International Congress of Biomedical Engineering and Bioengineering (CI-IB&BI)*, Bogota-Kolombiya, 1-4, 13-15 Ekim, 2021.
- Utomo, B., Wisana, I. D. G. H., Hamzah, T., Lamidi, L., Wicaksono, D. K., Baighout, S. A., ECG Simulator Based on Microcontroller Equipped with Arrhythmia Signal, *Jurnal Teknokes*, 15 (2), 103-109, 2022.
- Karataş, F., Koyuncu, İ., Tuna, M., Alçın, M., Avcioglu, E., Akgul, A., Design and implementation of arrhythmic ECG signals for biomedical engineering applications on FPGA, *The European Physical Journal Special Topics*, 231 (5), 869-884, 2022.
- Karakulak, E., ARM MCU-Based Experimental EEG Signal Generator Using Internal DAC and PWM Outputs, *Gazi University Journal of Science*, 35 (3), 886-894, 2022.
- Powell, M. P., Anso, J., Gilron, R., Provenza, N. R., Allawala, A. B., Sliva, D. D., Borton, D. A., NeuroDAC: an open-source arbitrary biosignal waveform generator, *J. Neural Eng.*, 18 (1), 016010, 2021.
- Netech Corporation. MiniSim 330 EEG Simulator. [https://www.netechcorp.us/Products/details/330-EEG-Simulator\\_71](https://www.netechcorp.us/Products/details/330-EEG-Simulator_71). Erişim tarihi: Ağustos 19, 2022.
- Netech Corporation. MiniSim 1000 ECG Simulator. [https://www.netechcorp.us/Products/details/MiniSim-1000-Patient-Simulator\\_70](https://www.netechcorp.us/Products/details/MiniSim-1000-Patient-Simulator_70). Erişim tarihi: Ağustos 19, 2022.
- Rigel Medical. Uni-Sim. <https://www.rigelmedical.com/gb/products/patient-simulation/patient-simulators/370a930-uni-sim>. Erişim tarihi: Ağustos 19, 2022.
- Rigel Medical. PatSim 200. <https://www.rigelmedical.com/gb/products/patient-simulation/patient-simulators/404a920-patsim-200>. Erişim tarihi: Ağustos 19, 2022.
- Kotowski, K., Fabian, P., Stapor, K., Machine learning approach to automatic recognition of emotions based on bioelectrical brain activity, *Simulations in Medicine, De Gruyter*, 15-34, 2020.
- Apriadi, W., Gani, H. S., Prayitno, P., Ibrahim, N., Wijaya, S. K., Development of multithread acquisition system for high quality EEG signal measurement, *In Journal of Physics: Conference Series*, 1816 (1), 012072, 2021.
- Toresano, L. O. H. Z., Wijaya, S. K., Prawito, Sudarmaji, A., Badri, C., Data acquisition system of 16-channel EEG based on ATSAM3X8E ARM Cortex-M3 32-bit microcontroller and ADS1299, *AIP Conference Proceedings*, 1862 (1), 030149, 2017.
- Hendarwin, H., Prajitno, P., Wijaya, S. K., EEG data acquisition system 32 channels with relative power ratio based on Raspberry Pi 3, *AIP Conference Proceedings*, 2168 (1), 020017, 2019.
- Arif, R., Wijaya, S. K., Prajitno, P., Gani, H. S., Development of electroencephalography (EEG) data acquisition system based on FPGA PYNQ, *AIP Conference Proceedings*, 2092 (1), 020026, 2019.
- Apriadi, W., Wijaya, S. K., Development of electroencephalogram (EEG) based on ADS1299EEGFE-PDK and LaunchPad MSP432P401R, *5th International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology and Biomedical Engineering (ICICI-BME)*, Bandung-Endonezya, 241-245, 6-7 Kasım, 2019.
- Bronzino, J. D., *Medical devices and systems*, CRC press, A.B.D., 2006.
- Hasler, J., The Rise of SoC FPAA Devices, *IEEE Custom Integrated Circuits Conference (CICC)*, Newport Beach-ABD, 1-8, 24-27 Nisan, 2022.



29. Zhu, Q., Li, H., Fu, Y., Wang, C. X., Tan, Y., Chen, X., Wu, Q., A novel 3D non-stationary wireless MIMO channel simulator and hardware emulator, *IEEE Trans. Commun.*, 66 (9), 3865-3878, 2018.
30. Ram, J. P., Manghani, H., Pillai, D. S., Babu, T. S., Miyatake, M., Rajasekar, N., Analysis on solar PV emulators: A review, *Renewable Sustainable Energy Rev.*, 81, 149-160, 2018.

