T.C.
ERCİYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

BİYOLOJİK NÖRON MODELLERİNİN ELEKTRONİK DONANIMLARININ İNCELENMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Hazırlayan
Nimet DAHASERT

Danışman
Prof. Dr. Recai KILIÇ

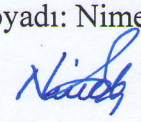
Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından FBY-11-3794 kodlu proje ile desteklenmiştir.

Temmuz 2012
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: Nimet DAHASERT

İmza : 

YÖNERGEYE UYGUNLUK

"Biyolojik Nöron Modellerinin Elektronik Donanımlarının İncelenmesi" adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Nimet DAHASERT

Tezi Hazırlayan

Prof. Dr. Recai KILIÇ

Danışman

Prof. Dr. Necmi TAŞPINAR

Elektrik-Elektronik Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Recai KILIÇ danışmanlığında **Nimet DAHASERT** tarafından hazırlanan **"Biyolojik Nöron Modellerinin Elektronik Donanımlarının İncelenmesi"** adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Elektrik-Elektronik Mühendisliği** Anabilim Dalında **Yüksek Lisans** tezi olarak kabul edilmiştir.

24 /07/ 2012

JÜRİ:

Danışman : Prof. Dr. Recai KILIÇ

Üye : Prof. Dr. Mustafa ALÇI

Üye : Doç. Dr. İbrahim DEVELİ

ONAY:
Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 04.09.2012 tarih ve 2012/40-08 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

04/09/ 2012

Prof. Dr. Necmettin MARAŞLI
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ / TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca bilimsel katkılarıyla beni aydınlatan, yakın ilgi ve yardımlarını esirgemeyen ve bu günlere gelmemde çok fazla emeği olan tez danışmanım Prof. Dr. Recai KILIÇ'a teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmalarım sırasında karşılaştığım zorlukları aşmamdaki yardımlarından dolayı Arş. Gör. İsmail ÖZTÜRK'e teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasına maddi destek veren Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne (Proje No: FBY-11-3794) teşekkür ederim.

Ayrıca; çalışmalarım süresince sabır göstererek beni destekleyen aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Nimet DAHASERT

Kayseri, Temmuz 2012

BİYOLOJİK NÖRON MODELLERİNİN ELEKTRONİK DONANIMLARININ İNCELENMESİ

Nimet DAHASERT

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi, Temmuz 2012

Danışman: Prof. Dr. Recai KILIÇ

ÖZET

Nöronların davranışlarını, fizyolojik yapılarını ve bilgi transfer mekanizmalarını etkileyen parametrelerin değişimlerinin incelenmesi veya nöronlar arasındaki etkileşimlerin canlı vücudu dışında ele alınması amacıyla literatürde farklı biyolojik nöron modelleri yer almıştır. Hodgkin-Huxley, FitzHugh-Nagumo, Morris-Lecar, Hindmarsh-Rose, ve Izhikevich Nöron Modeli gibi modeller bunlardan bazılarıdır. Biyolojik nöron modellerinin aktiviteleri simülasyon araçları ya da deneysel düzeneklerden yararlanılarak test edilmektedir. Bu modellerin simülasyon incelemeleri nöral özellikleri yansıtırken, donanım gerçekleştirimleri hem bu özellikleri yansıtmakta hem de elde edilen gerçek zamanlı işaretler robotik uygulamalar ve CPG (Central Pattern Generator) gibi çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu sebeple biyolojik nöron modellerini en doğru şekilde, az sayıda eleman kullanarak ve hassas parametre ayarı yapacak şekilde gerçeklemek önemlidir. Bu tez çalışmasında nöronların ve nöral yapıların literatürde mevcut olan donanım gerçekleştirimlerinin incelenmesi, nümerik benzetim programları aracılığıyla modellerin test edilmesi, analog ve dijital programlanabilir elemanlar kullanılarak alternatif gerçekleştirimlerin ortaya konulması amaçlanmıştır.

Bu kapsamda, literatürde sıkça çalışılan biyolojik nöron modelleri nümerik olarak analiz edilmiştir. Modellerin daha önce önerilen donanım çalışmaları incelenmiştir. FitzHugh-Nagumo, Izhikevich, Hindmarsh-Rose Nöron Modelleri, literatürde bulunan çalışmalara bir alternatif olması açısından FPAA (Field Pragrammable Analog Array) ve FPGA (Field Programmable Gate Array) elemanları ile programlanabilir olarak gerçeklenmiştir. Programlanabilirlik ve yeniden yapılandırılabilirlik özellikleriyle FPAA ve FPGA elemanları tasarımların karmaşıklığını azaltan esnek tasarım özellikleri, gerçek zamanlı modifikasyon, yazılımla kontrol gibi kolaylıklar sunmaktadır. Biyolojik nöron modellerinin FPAA ve FPGA tabanlı

gerçekleştirimlerinin ardından; nöronların senkronizasyon davranışı incelenmiş ve iki Hindmarsh-Rose nöronun senkronizasyonu bu elemanlar kullanılarak elde edilmiştir. Biyolojik nöron modellerinin yanı sıra, gerçek bir biyolojik nöronun kaotik cevapları gibi dinamik davranışlara sahip olan Kaotik Nöron Modeli ve iki kaotik nöron arasındaki etkileşim de FPAA elemanı kullanılarak gerçeklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Nöron Modelleri, Kaotik Nöron Modeli, Senkronizasyon, FPAA, FPGA.

INVESTIGATION OF THE ELECTRONIC HARDWARE OF BIOLOGICAL NEURON MODELS

Nimet DAHASERT

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

M.Sc. Thesis, July 2012

Supervisor: Prof. Dr. Recai KILIÇ

ABSTRACT

Several biological neuron models were reported in the literature for the purpose of the examination of the parameter changes, which affect the behaviors, physiological structures and information transfer mechanisms of the neurons, or the investigation of the interaction between neurons outside the living body. Hodgkin-Huxley, FitzHugh-Nagumo, Morris-Lecar, Hindmarsh-Rose, and Izhikevich Neuron Models are some of them. The activities of the biological neuron models are tested utilizing the simulation tools or experimental setups. While the software examinations of the biological neuron models simulate the neural features, the hardware implementations of them both emulate these features and the obtained real time signals are used in studies such as robotic applications and CPG (Central Pattern Generators). For these reasons, it is important to implement the biological neuron models by using minimum number of components and allowing high precision parameter setup in a most accurate way. In this thesis, it is aimed to examine the available hardware implementations of neurons and neural structures in the literature, to test the models via the numerical simulation programs and to present the alternative implementations of them by using the analog and digital programmable devices.

In this context, the frequently studied biological neuron models in the literature were analyzed numerically. Previously proposed hardware implementations of the models were examined. FitzHugh-Nagumo, Izhikevich, Hindmarsh-Rose Neuron Models were implemented with FPAA (Field Programmable Analog Array) and FPGA (Field Programmable Gate Array) devices in a programmable manner, in terms of being an alternative to the studies in literature. With the programmability and reconfigurability features, FPAA and FPGA devices offer the conveniences such as flexible design possibilities of reducing the complexity of design, real-time modification, software control and adjustment within the system. After the FPAA and FPGA based realizations

of the biological neuron models, the synchronization behaviors of the neurons were examined and the synchronization of two HR neurons were obtained by using these devices. In addition to the biological neuron models, chaotic neuron model, which have the dynamical behaviors such as the chaotic responses of a real biological neurons, and also the interactions of two chaotic neurons were implemented by using FPAA device.

Keywords: Neuron Models, Chaotic Neuron Model, Synchronization, FPAA, FPGA.

İÇİNDEKİLER

BİYOLOJİK NÖRON MODELLERİNİN ELEKTRONİK DONANIMLARININ İNCELENMESİ

Sayfa

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI iii
KABUL VE ONAY SAYFASI iv
ÖNSÖZ v
ÖZET vi
ABSTRACT viii
İÇİNDEKİLER x
KISALTMALAR xiii
TABLOLAR LİSTESİ xiv
ŞEKİLLER LİSTESİ xv

GİRİŞ 1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Literatür Taraması 4

1.2. Nöron Elektrofizyolojisine Genel Bir Bakış 6

1.2.1. Membran Potansiyelinin Oluşumu 6

1.2.2. Membranın Elektriksel Modeli 8

2. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN NÜMERİK OLARAK İNCELENMESİ

2.1. Hodgkin-Huxley (HH) Nöron Modeli 11

2.2. FitzHugh-Nagumo (FHN) Nöron Modeli 13

2.3. Izhikevich Nöron Modeli 14

2.4. Hindmarsh-Rose (HR) Nöron Modeli 16

2.5. Morris-Lecar Nöron Modeli 18

2.6. Kaotik Nöron Modeli 19

2.6.1. Mutlak Değer Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modeli 20

2.6.2. PWL Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modeli 21

2.6.3. Kaotik Nöral Ağ Yapısı 24

2.7. Nöral Sistemlerde Kuplaj ve Senkronizasyon 28

3. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN DONANIM ÇÖZÜMLERİ

3.1. HH Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi 32

3.2. FHN Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi 34

3.3. Izhikevich Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi 36

3.4. HR Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi 37

3.5. Morris-Lecar HR Nöron Modeli'nin Donanım 38
Uygulamalarının İncelenmesi

3.6. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli 38

3.7. Kaotik Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi 41

4. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN ANALOG VE DİJİTAL PROGRAMLANABİLİR ELEMANLARLA GERÇEKLEŞTİRİMİ

4.1. Alan Programlanabilir Analog Diziler (FPAA) 43

4.2. Alan Programlanabilir Kapı Dizileri (FPGA) 46

4.3. FitzHugh-Nagumo Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı 49
Gerçekleştirimleri

4.3.1. FHN Nöron Modelinin FPAA Gerçekleştirimi 49

4.3.2. FHN Nöron Modelinin FPGA Gerçekleştirimi 51

4.4. Izhikevich Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı Gerçekleştirimleri 52

4.4.1. Izhikevich Nöron Modelinin FPAA Tabanlı Gerçekleştirimi 52

4.4.2. Izhikevich Nöron Modelinin FPGA Tabanlı Gerçekleştirimi 54

4.5. Hindmarsh-Rose Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı Gerçekleştirimleri 56

4.5.1. HR Nöron Modelinin FPAA Tabanlı Gerçekleştirimi 56

4.5.2. HR Nöron Modelinin FPGA Tabanlı Gerçekleştirimi 61

4.6. Kaotik Nöron Modellerinin FPAA Elemanı ile Gerçekleştirimi 66

4.6.1. Mutlak Değer Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modelinin FPAA ile Gerçekleştirimi 66

4.6.2. PWL-N Kaotik Nöron Modelinin FPAA ile Gerçekleştirimi 68

4.6.3. Kaotik Nöral Ağ Yapısı'nın FPAA ile Gerçekleştirimi 70

5. BÖLÜM

TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER

KAYNAKÇA 76

ÖZGEÇMİŞ 82

KISALTMA VE SİMGELER

CPG	Central Pattern Generator (Merkezi Desen Üreteci)
FPAA	Field Programmable Analog Array (Alan Programlanabilir Analog Dizi)
FPGA	Field Programmable Gate Array (Alan Programlanabilir Kapı Dizisi)
HH	Hodgkin-Huxley
FHN	FitzHugh-Nagumo
HR	Hindmarsh-Rose
OTA	Operational Transconductance Amplifier (İşlemsel Geçişiletkenliği Kuvvetlendiricisi)
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor (Bütünleyici Metal Oksit Yarıiletken)
VLSI	Very-Large-Scale Integration (Çok Büyük Ölçekli Entegrasyon)
SC-CNN	State-Controlled Cellular Neural Network (Durum Kontrollü Hücresel Sinir Ağı)
PWL	Piecewise-Linear (Parçalı Lineer)
Na	Sodyum
K	Potasyum
Ca	Kalsiyum
Cl	Klor
CAB	Configurable Analog Block (Yapılandırılabilir Analog Blok)
CAM	Configurable Analog Modules (Yapılandırılabilir Analog Modül)
LUT	Look-Up Table (Başvuru Çizelgesi)
VHDL	Very high speed integrated circuit Hardware Description Language (Çok yüksek hızlı entegre devrelerde Donanım Tanımlama Dili)
DAC	Digital Analog Convertor (Dijital Analog Dönüştürücü)

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4.1. AnadigmDesigner2 yazılımında kullanılan CAM Listesi. 45

Tablo 5.1. FPAA tabanlı gerçekleştirimlere ait kapasite kullanımı ve. 75
güç tüketimi değerleri

Tablo 5.2. FPGA tabanlı gerçekleştirimlere ait sentez sonuçları ve 75
güç tüketim değerleri.

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Bir sinir hücresi yapısı. 6
Şekil 1.2. Bir hücredeki iyon yoğunlukları ve yoğunluk değişimi [41]. 7
Şekil 1.3. Aksiyon potansiyelinin oluşumunu özetleyen bir şema. 8
Şekil 1.4. Hücre membranını temsil eden eşdeğer devre modeli. 9
Şekil 2.1. HH Nöron Modeli'nin a) I= 10 μA/cm2 ve b) I= 100 μA/cm2 değerleri için nümerik simülasyon sonuçları..... 12
Şekil 2.2. FHN Nöron Modeli'nin a) I=0.34 ve I=0.32 için membran potansiyeli, b) v-u faz portresi gösterimi. 14
Şekil 2.3. Izhikevich Nöron Modelinin spike durumu için nümerik simülasyon sonucu, (a) I=14, (b) I=50. 15
Şekil 2.4. Izhikevich Nöron Modeli'nin burst durumu için nümerik simülasyon sonucu. 16
Şekil 2.5. Izhikevich Nöron Modeli'nin hızlı spike durumu için nümerik simülasyon sonucu. 16
Şekil 2.6. HR Nöron Modelinin dinamikleri ve v-u faz portresi gösterimi, a) Spike davranışı, b) Burst davranışı, c) Kaotik davranış. 17
Şekil 2.7. Morris-Lecar Nöron Modeli'nin a) I=60 ve I=0 için membran potansiyeli, b) v-u faz portresi gösterimi. 19
Şekil 2.8. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı kaotik nöron modelinin dallanma diyagramı. 20
Şekil 2.9. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı Kaotik Nöron Modeli'nin k=0.7, α=1, V_{in}=0.2 için nümerik simülasyon sonuçları, a) Durum değişkenleri, b) *x(t)-x(t+1)* ekseninde faz portresi gösterimi..... 20
Şekil 2.10. PWL-N kaotik nöron modelinin dallanma diyagramı..... 22
Şekil 2.11. PWL-N Kaotik Nöron Modeli'nin a) α=0.3, b) α=0.5, c) α=0.9. değerleri için nümerik simülasyon sonuçları. 23
Şekil 2.12. İki nöron arasındaki etkileşimin sembolik blok diyagramı. 24
Şekil 2.13. İki kaotik nöronun etkileşiminde, a) a parametresi değişken, c=0 için, b) c parametresi değişken a=1, durumu için dallanma diyagramları. 25
Şekil 2.14. Etkileşimli iki nöron arasındaki ilişki için oluşturulmuş bir yapının, a) w_{21}=0, b) w_{21}=0.01 için, c) w_{21}=0.1 için, d) w_{21}=1 değerleri için dallanma diyagramları..... 26

Şekil 2.15. PWL-N kaotik nöron ağ yapısının α=1 değerinde, a) w_{21}=0, b) w_{21}=0.01, c) w_{21}=0.1, d) w_{21}=1 değerleri için nümerik simülasyon sonuçları. 27
Şekil 2.16. Kuplajlanmış iki nöron arasındaki ilişkinin sembolik gösterimi. 29
Şekil 2.17. Sinaptik kuplajlı HR nöronlarının membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi..... 30
Şekil 2.18. Elektriksel kuplajlı asenkron HR nöronlarının g_s=0.2 değeri için membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi. 31
Şekil 2.19. Elektriksel kuplajlı senkron HR nöronlarının g_s=0.8 değeri için membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi..... 31
Şekil 3.1. Bağımlı kaynaklarla gerçeklenen HH Nöron Modeli'nin devre şeması [65]. 33
Şekil 3.2. Bağımlı kaynaklarla gerçeklenen HH Nöron Modeli'nin SPICE simülasyon sonucu. 34
Şekil 3.3. Diyotların I-V karakteristiğinden yararlanılarak ayrık donanımlarla gerçekleştirilen FHN Nöron Modeli'nin devre şeması. 35
Şekil 3.4. FHN Nöron Modeli'nin diyotlarla gerçekleştirimi üzerine yapılan çalışmanın SPICE simülasyon sonucu. 35
Şekil 3.5. MOS transistör tabanlı Izhikevich Nöron Modeli'nin devre şeması [22]. 36
Şekil 3.6. FPGA&ayrık donanım tabanlı HR Nöron Modeli devresinin blok şeması [27]. 37
Şekil 3.7. Ayrık donanım tabanlı Morris-Lecar Nöron Modeli devresinin blok şeması [58]. 38
Şekil 3.8. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin devre şeması [50]. 39
Şekil 3.9. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin spike davranışı için a) Devre şeması, b) Spice simülasyon sonucu. 40
Şekil 3.10. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin burst davranışı için a) Devre şeması, b) Spice simülasyon sonucu. 40
Şekil 4.1. a) FPAA blok diyagramı, b) CAB'in içyapısı..... 44

Şekil 4.2. FPAA Tabanlı Gerçekleştirimler için akış diyagramı. 46
Şekil 4.3. FPGA'in iç yapısı. 47
Şekil 4.4. FPGA tabanlı gerçekleştirimler için akış diyagramı. 48
Şekil 4.5. FHN Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması. 50
Şekil 4.6. FPAA tabanlı FHN Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike Davranışı, x: 0.5V/div, y: 0.5V/div, Time/div: 2.5 ms; b) v-u faz portresi gösterimi, x: 0.2V/div, y: 0.5V/div. 50
Şekil 4.7. FPGA tabanlı FHN Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike Davranışı, x: 5 V/div, y: 5V/div, Time/div: 100µs; b) v-u faz portresi gösterimi, x: 2V/div, y: 5V/div. 51
Şekil 4.8. Izhikevich Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması. 53
Şekil 4.9. FPAA tabanlı Izhikevich Nöron Modelinin a) I=0.33 b) I=1.17 değerleri için deneysel sonuçları, x: 0.5 V/div, y: 0.5V/div, Time/div: 0.5ms. 53
Şekil 4.10. FPGA tabanlı Izhikevich Nöron Modeli için oluşturulan deneysel düzenek. 54
Şekil 4.11. FPGA tabanlı Izhikevich Nöron Modeli için deney sonuçları, (a) Düzenli spike durumu (I=14), (b) Düzenli spike durumu (I=50), (c) Burst durumu, (d) Hızlı spike durumu. [Üstteki işaretler v değişkeni x: 1V/div, alttaki işaretler u değişkeni y: 1V/div Time/div:1ms]. 55
Şekil 4.12. HR Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması. 57
Şekil 4.13. FPAA tabanlı HR Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike davranışı, x: 0.5 mV/div, y: 0.5mV/div, time/div: 1ms, b) Spike davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 0.5mV/div, y: 0.5 mV/div, c) Burst davranışı, x: 0.5 mV/div, y: 0.5 mV/div, time/div: 10ms, d) Burst davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 0.2 mV/div, y: 0.2 mV/div. 58
Şekil 4.14. FPAA tabanlı iki HR nöronunun elektriksel kuplajla birleştirilmesinin, a) Blok diyagramı, b) Deneysel kurulumu. 59
Şekil 4.15. Elektriksel kuplajlı iki HR nöron modelinin FPAA gerçekleştirim şeması. 60
Şekil 4.16. Elektriksel kuplajlı iki HR nöronunun FPAA elemanıyla gerçekleştirimin deney sonuçları, a) g_s=0.2 için asenkron durumdaki

v_1,v_2 ve hata işaretleri, x: 1V/div, y: 1V/div, time/div: 10ms, b) g_s=0.2 için v_1-v_2 faz portresi gösterimi, x: 1V/div, y: 1V/div, c) g_s=0.8 için senkron durumdaki v_1,v_2 ve hata işaretleri, x: 1V/div, y: 1V/div, time/div: 10ms, d) g_s=0.8 için v_1-v_2 faz portresi gösterimi x: 0.5V/div, y: 0.5V/div. 61

Şekil 4.17. HR Nöron Modeli'nin a) FPGA tabanlı gerçekleştirimi için oluşturulan yapı, b) Deneysel düzenek. 62

Şekil 4.18. FPGA tabanlı HR Nöron Modeli'nin deney sonuçları s) Spike davranışı, x: 2V/div, y: 2V/div, time/div: 50µs, b) Spike davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 2V/div, y: 2V/div, c) Burst davranışı x: 2V/div, y: 2V/div, time/div, d) Burst davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 1V/div, y: 1V/div, e) Kaotik davranış, x: 2V/div, y: 2V/div, time/div: 1ms, f) Kaotik davranışının v-u faz portresi gösterimi, : 1V/div, y: 1V/div. 63

Şekil 4.19. a) Başlangıç şartları aynı değerde alınan iki HR nöronu arasındaki hata işareti, b) Başlangıç şartları farklı değerde alınan iki HR nöronu arasındaki hata işareti. 64

Şekil 4.20. FPGA tabanlı, elektriksel kuplajlanmış HR nöronlarının g_s= {-0.2, 0.2, 0.35, 0.8} değerleri için deney sonuçları. Nöronların membran potansiyelleri ve aralarındaki hata işaretleri, v_1-v_2 faz portresi gösterimleri. 65

Şekil 4.21. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı Kaotik Nöron Modeli'nin FPAA gerçekleştirim şeması. 66

Şekil 4.22. Mutlak değer tabanlı kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştiriminin V_{in}= {-0.07, -0.06, -0.05, 0.219} değerleri için deney sonuçları x(t), x(t+1) durum değişkenleri, x(t)-x(t+1) faz portresi gösterimleri. 67

Şekil 4.23. PWL-N Kaotik Nöron Modeli'nin FPAA gerçekleştirim şeması. 68

Şekil 4.24. PWL-N kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştiriminin V_{in}= {0.3, 0.55, 1.2, 1.4} değerleri için deney sonuçları. x(t), x(t+1) durum değişkenleri, x(t)-x(t+1) faz portresi gösterimleri. 69

Şekil 4.25. PWL-N Kaotik Nöral Ağ Yapısı'nın FPAA gerçekleştirim şeması. 70

Şekil 4.26. PWL-N Kaotik Nöron Modeli için oluşturula deneysel düzenek. 71

Şekil 4.27. PWL-N Kaotik Nöral Ağ Yapısının FPAA tabanlı gerçekleştirimi için deney sonuçları..... 72

GİRİŞ

Canlıların sinir sistemindeki nöronları modellemek, membran yüzeyindeki iyon akışını matematiksel olarak ifade etmek, nöron davranışlarını ve aktivitelerini simüle etmek, beynin nasıl çalıştığını anlamak amacıyla birçok biyolojik nöron modeli geliştirilmiş ve bu biyolojik nöron modelleri çeşitli matematiksel denklemlerle ifade edilmiştir. Matematiksel denklemler şeklinde modellenen nöron davranışlarının fiziksel olarak elde edilmesi oldukça önemlidir. Çünkü canlı vücudunda mikro seviyelerde bulunan bir hücrenin ürettiği bireysel işareti ölçmek ya da nöronlar arasındaki etkileşimi incelemek imkânsız değilse de bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Bu sebeple parametre değişiminin nöron davranışları üzerindeki etkilerini ya da nöron etkileşimindeki önemli parametreleri canlı vücudu dışında alternatif sistemlerle belirleme şansı veren nümerik modelleme ve donanım uygulamaları gibi düzenekler önem kazanmaktadır. Bu bağlamda yapılan nümerik modelleme çalışmaları sistemleri simüle ederken, donanım uygulamaları somut ve gerçek zamanlı işaretler üretmektedir. Bu işaretler robotik sistemler ve CPG'ler gibi pratik uygulamalarda kullanılmaktadır.

Literatürde farklı nöron modelleri için farklı tasarım tekniklerine sahip birçok elektronik donanım önerilmiştir. Bu konudaki gelişmelerle alternatif yapılar da gündeme gelmeye devam etmektedir. Nöron modellerinin gerçekleştirimleri üzerine yapılan çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda; nöron davranışlarını az sayıda eleman kullanarak en doğru şekilde yansıtan, nöral ağ yapılarını incelemek için uygun olan ve kullanılan donanımlar üzerinde hassas parametre ayarı yapmaya imkân sağlayan gerçekleştirimlerin önemli olduğu görülmektedir. Gerçek nöron yapılarının kendilerine özgü, doğal bir yeniden yapılandırılabilirlik özelliğine sahip olduğuna dikkat çekilmektedir. Son yıllarda bu kriterleri sağlayarak alternatif bir yapı sunan programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirilen donanım çalışmalarına yönelimler mevcuttur. Bu çalışmalarda; FPAA ve FPGA tabanlı sistem çözümleri, nöral sistemlerin gerçeklenmesinde tasarım karmaşasını azaltan esnek tasarımları, gerçek

zamanlı modifikasyonları ve yazılımla kontrole imkân sağlamaları gibi özellikleri ile alternatif çözümler sunmaktadır.

Bu tez çalışmasında nöronların ve nöral yapıların literatürde mevcut olan donanım gerçekleştirimlerinin incelenmesi, benzetim programlarından yararlanılarak modellerin test edilmesi ve alternatif gerçekleştirimlerin ortaya konulması hedeflenmiştir. Yapılacak olan çalışmanın ilk adımını, nöron modelleri için yapılan literatür taraması oluşturmuştur. Ardından benzetim programlarından yararlanılarak literatürde öne çıkan bazı modeller test edilmiştir. Son adımda modellerin mevcut donanım gerçekleştirimlerine alternatif olarak programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir analog veya dijital dizi elemanları tabanlı gerçekleştirimler sunulmuştur.

Bu kapsamda öncelikle nöronların spike davranışlarını iki adet diferansiyel denklemle tanımlayabilen FitzHugh-Nagumo Nöron Modeli incelenmiştir. Literatürde bu modele ait FPAA ve FPGA gerçekleştirimler mevcuttur; fakat hem çalışmaya başlangıç olması açısından hem de mevcut gerçekleştirimlerinden daha az eleman ve yer kullanılarak gerçekleştirilmesi sebebiyle çalışmaya bu modelle başlanmıştır.

Ardından gerçek nöron dinamiklerini sergileyebilme açısından öne çıkan bir model olan Izhikevich Nöron Modeli, FPAA ve FPGA elemanları ile gerçeklenmiştir. Dijital gerçekleştirimler sırasında daha önce yapılan FPGA tabanlı gerçekleştirimlerinin aksine, eğitim çalışmalarında ve laboratuvar araştırmalarında hızlı prototip ve düşük maliyet sunan bir tasarım tekniği önerilmiştir.

Senkronizasyon çalışmalarında sıklıkla kullanılan Hindmarsh-Rose Nöron Modeli literatürde bulunan donanım çalışmalarına alternatif olması açısından; FPAA ve FPGA elemanları ile ilk kez gerçekleştirilmiştir. Ayrıca nöronlar arasındaki etkileşimin donanım kullanılarak incelenmesi için iki Hindmarsh-Rose nöronunun senkronizasyon davranışı bu elemanlar kullanılarak elde edilmiştir. Etkileşimli nöronlar arasındaki senkronizasyon davranışını etkileyen ve bireysel nöronların dinamik davranışlarının değişimlerine sebep olan parametrelerin değişimleri, bu elemanların programlanabilmesini sağlayan arayüz programları sayesinde kolaylıkla yapılmıştır.

Bu çalışmada biyolojik nöron modellerinin yanı sıra gerçek bir biyolojik nöronun kaotik cevapları gibi dinamik davranışlara sahip olan Kaotik Nöron Modelleri de incelenmiştir. Ayrı nonlineer fonksiyonlarla tanımlanan iki ayrı kaotik nöron modeli FPAA elemanı kullanılarak gerçeklenmiştir. Bu modellerden birinde etkileşimli iki kaotik nöron FPAA

elemanı kullanılarak gerçeklenmiş ve basit bir ağ yapısı elde edilmiştir. Bu ağ yapısındaki parametrelerin değişimleri FPAA elemanı üzerinde kolaylıkla ayarlanarak nöronların farklı davranışları gerçek zamanlı işaretler şeklinde kaydedilmiştir.

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER

1.1. Literatür Taraması

Canlı vücudundaki nöronları modellemek için birçok biyolojik nöron modeli geliştirilmiştir. 1943'te McCullach ve Pitts tarafından önerilen klasik nöron modelinde, nöron aktivitelerinin "ya hep ya hiç" prensibine göre gerçekleştiği, sinir sistemi içerisinde sadece sinaptik gecikmenin önemli olduğu, ağın yapısının zamanla değişmediği gibi hesaplama kolaylığı açısından önemli olan bazı fiziksel kabuller yapılmıştır [1]. Klasik nöron modeli diğer modellerin temelini oluşturmaktadır. 1952'de nöron modellerinin en başarılısı ve en yaygın kullanılanı Hodgkin-Huxley (HH) Nöron Modeli literatüre sunulmuştur [2]. Bu modelde, aksonlardaki aksiyon potansiyelinin başlangıcının ve yayılımının temeli olan iyonik mekanizma açıklanmıştır. Bu iyonik akışın membran yüzeyinde meydana getirdiği elektrik akımı ile ilgilenilmiştir. Kapsamlı bir model olması sebebi ile modelin bağımlı olduğu pek çok parametre vardır. HH modelinin ardından bu modelin sadeleşmiş şekli olan ve harici bir akımla uyarılan FitzHugh-Nagumo (FHN) Nöron Modeli geliştirilmiştir [3]. 1972'de Nagumo ve Sato, nonlineer diferansiyel eşitlikler şeklindeki matematiksel nöron modelini tanımlamışlardır [4]. Wilson-Cowan modeli de aynı yıl önerilmiştir [5]. Bu model, nöronlar arasındaki dâhili ve harici bağlantıları temsil eden iki adet boyutsuz diferansiyel denklem içerir. 1981'de yine iki adet boyutsuz denklem içeren fakat kondüktans tabanlı bir model olan Morris-Lecar Nöron Modeli geliştirilmiştir [6]. 1984 yılında, nöron davranışlarını üç adet birinci derecede diferansiyel eşitlikle tanımlayabilen Hindmarsh-Rose (HR) Nöron Modeli geliştirilmiştir [7]. Bu modellerin dışında, nöronların elektrofizyolojisi yerine sadece elektriksel aktivitelerini tanımlayan Integrate-and-Fire (Bütünleştir ve Ateşle) tipi modeller de mevcuttur [8]. Izhikevich Nöron Modeli ise 2003 yılında literatüre sunulmuştur [9].

Nöron modelleri ile ilgili yapılan ilk donanım çalışmaları HH Nöron Modeli'ne dayanmaktadır. 1964'te Lewis, nöron davranışlarını simüle etmek amacı ile transistör tabanlı bir gerçekleştirim önermiştir [10]. 1972'de ise Roy, Lewis'in çalışmasına benzer şekilde elektronik membran modellerini FET kullanarak gerçekleştirmiştir [11]. Roy FET tabanlı membran modelini gerçekleştirirken; HH modelinin kondüktans tabanlı bir model olduğunu, FET elemanın da ayarlanabilir bir kondüktans yapısına sahip olduğunu düşünerek daha basit bir devre yapısı sunmayı hedeflemiştir. Bahsedilen nöron modellerinin hepsi ile ilgili simülasyon çalışmalarının yanı sıra, çok farklı tasarım tekniklerine sahip, farklı elemanlar kullanılarak gerçeklenmiş donanım örnekleri mevcuttur. Bu tez çalışmasında ele alınacak olan modellerle ilgili donanım çalışmaları ise aşağıda özetlenmiştir.

FHN Nöron Modeli ile ilgili olarak; OTA (Operational Transconductance Amplifier) [12], CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) [13], optoelektronik [14], ayrık donanım [15], FPGA [16], FPAA [17] ve VLSI (Very-Large-Scale Integration) tabanlı [18] gerçekleştirimler donanım çalışmalarına örnek olarak gösterilebilir.

Bir nöral ağ yapısının davranışının incelenmesi [19] ve karakter tanıma problemi [20] için Izhikevich Nöron Modeli'nin kullanıldığı FPGA tabanlı gerçekleştirimler, bu modelin donanım uygulamaları için birer örnektir. Bunların yanı sıra, Izhikevich Nöron Modeli'nin MOS transistör [21] ve VLSI tabanlı gerçekleştirimleri de mevcuttur [22, 23]. Tez çalışması sırasında yayınlanmış olan FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirimler de nöron modelinin incelenmesi için bir donanım örneğidir [24].

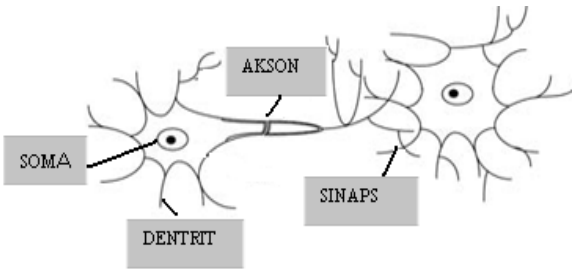
Literatürde HR Nöron Modeli ile ilgili VLSI tabanlı ve ayrık donanımla gerçeklenen çalışmalar mevcuttur [25, 26]. Modelin nonlineer fonksiyonunun FPGA ile diğer kısımlarının ise ayrık donanımlarla oluşturulduğu, karma bir donanım çalışması da sunulmuştur [27]. SC-CNN (State-Controlled Cellular Neural Network) tabanlı HR Nöron Modeli yapısına ait bir gerçekleştirim de yapılmıştır [28]. HR nöronunun gerçekleştirimi ve senkronizasyonun simülasyonu üzerine yapılmış pek çok çalışma olmasına rağmen [29-33]; senkronizasyon durumunun donanımla elde edildiği çalışma sayısı çok azdır [34].

Kaotik Nöron modeli ise ilk olarak Aihara ve arkadaşları tarafından 1990 yılında literatüre sunulmuştur [35]. Bu modelin ardından nonlineer fonksiyon olarak PWL (parçalı lineer) fonksiyonu [36], Gaussian fonksiyonu [37], mutlak değer fonksiyonu

[38] gibi fonksiyonların kullanıldığı alternatif modeller geliştirilmiştir. Bu modellerin gerçekleştirimleri üzerine anahtarlamalı kapasitör, anahtarlamalı akım [39], ayrık devre donanımı ile gerçekleştirim [38] ve VLSI gerçekleştirimi [36] gibi tekniklerin kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır.

1.2. Nöron Elektrofizyolojisine Genel Bir Bakış

Merkezi sinir sisteminin temel elemanı sinir hücresidir ve nöron olarak isimlendirilir. Nöronlar; hücre gövdesi (soma) , dendritler ve aksonlar olmak üzere üç bileşenden meydana gelir ve birbirleri ile sinaps bağlantıları aracılığı ile haberleşir.

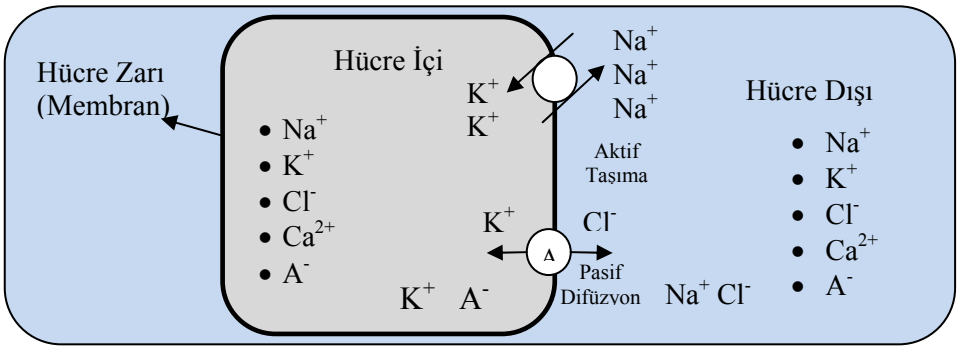


Şekil 1.1. Bir sinir hücresi yapısı.

Canlıların sinir sistemi sürekli bilgi alan, bu bilgileri yorumlayan ve uygun kararlar veren karmaşık bir yapı halindedir. Bu sistemde iki tür sinir bulunur: Bunlar alıcı ve tepki sinirleridir. Alıcı sinirler algıladıkları bilgileri elektrik sinyallerine dönüştürerek beyne iletirler. Tepki sinirleri ise beynin ürettiği kararları vücuda iletirler. Merkezi sinir ağında, bilgiler alıcı ve tepki sinirleri arasında ileri ve geri besleme yönünde değerlendirilir ve bu değerlendirmelere uygun tepkiler üretilir. Nöronlardaki elektriksel işaretler hücrelerin uyarılabilme özelliğinin bir sonucudur. Canlı vücudundaki hücrelerin hepsinin uyarılabilirlik özelliği aynı ölçüde değildir. Sinir ve kas hücrelerinin uyarılabilme özellikleri daha yüksektir. Bu hücrelerin membranları eşik seviyesi olarak adlandırılan değerin üzerinde bir etki ile uyarıldığında nöronlarda membran (aksiyon) potansiyeli oluşur [40].

1.2.1. Membran Potansiyelinin Oluşumu

Nöronlardaki elektriksel aktivite nöron membranı üzerindeki iyonik akımlar vasıtasıyla oluşur. İyonik akımların oluşmasını sağlayan en önemli etken ise hücre içerisinde bulunan iyonların yoğunluk değişimleridir. Hücrede sodyum (Na^+), potasyum (K^+),

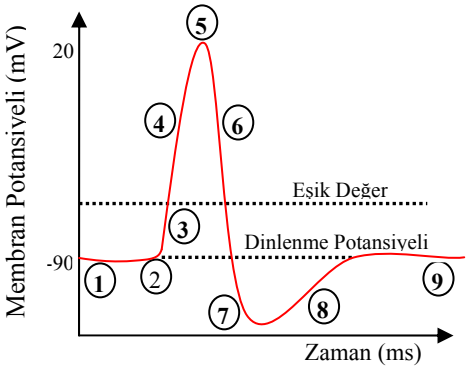


Şekil 1.2. Bir hücredeki iyon yoğunlukları ve yoğunluk değişimi [41].

kalsiyum (Ca^{+}) ve klor (Cl^{-}) iyonları bulunmaktadır. Bu iyonların hücre içindeki ve hücre dışındaki yoğunlukları farklıdır. Hücre dışında Na^{+} ve Cl^{-} iyonlarının yoğunlukları yüksek iken Ca^{+} iyonlarının yoğunluğu nispeten yüksektir. Hücre içerisinde ise K^{+} iyonlarının yoğunlukları ve A^{-} ile temsil edilebilecek negatif iyonların yoğunlukları yüksektir. Şekil 1.2'de görüldüğü gibi hücredeki iyon yoğunluğunun değişimine sebep olan iki temel etken vardır. Bunlar pasif difüzyon ve aktif taşımadır. Pasif difüzyon, iyonların yüksek yoğunluklu ortamdan, düşük yoğunluklu ortama geçme olayıdır ve difüzyon durumunda hücrede herhangi bir enerji harcanmaz. Aktif taşıma ise, iyonların düşük yoğunluklu ortamdan, yüksek yoğunluklu ortama geçmesi olayıdır. Bu durumda vücutta metabolik enerji harcanmaktadır.

Membran yüzeyinde iyon yoğunluklarının farkıyla belirlenen bir gerilim oluşur. Nöronlarda hücre içi, dışına göre daha negatiftir. Bu sebeple membran yüzeyinde negatif bir gerilim oluşur. Denge durumunda membran yüzeyindeki bu potansiyele *dinlenme potansiyeli* adı verilir. Hücre dinlenme durumundayken membran yüzeyine uygulanan harici bir akım Na^{+} iyonlarının hücre içerisine doğru geçmesine sebep olur. Bu durumda dinlenme potansiyeli pozitif değerlere doğru artar. Bu potansiyel değişimine *aksiyon potansiyeli* (spike davranışı), hücre içinin negatif durumdan pozitif duruma geçmesi olayına ise *depolarizasyon* olayı adı verilmektedir. Na^{+} iyonlarının membrandan geçişinin durmasının ardından hücre tekrar dinlenme durumuna döner. Bu olaya *repolarizasyon* adı verilir. Bazı durumlarda ise hücre içi dinlenme durumundan daha negatif seviyelerde yani *hiperpolarizasyon* durumunda olabilir. Hücrede aksiyon potansiyelinin oluşması için, membran yüzeyine uygulanan etkinin eşik seviyesinin üzerinde olması gerekir. Aksi durumda hücre aksiyon potansiyeli üretmez. Bu prensibe "ya hep-ya hiç" prensibi denir. Eşik seviyesi üzerinde uyarılıp aksiyon potansiyeli

üreten hücre belirli bir süre yeniden uyarılamaz. "Mutlak bekleme süresi" olarak adlandırılan bu süre yaklaşık bir milisaniyedir. Aksiyon potansiyelini gösteren ve yukarıda bahsedilen olayların aksiyon potansiyelinin oluşumu sürecinin hangi zamanında meydana geldiğini özetleyen bir şema Şekil 1.3'te sunulmaktadır.



1) Dinlenme potansiyeli,
2) Depolarizasyon,
3) Hızlı Na ve yavaş K kanallarının açılması
4) Hızlı Na girişi ve depolarizasyon,
5) Na kanallarının kapanıp, K kanallarının açılması,
6) K'nın hücre dışına doğru hareketi, (repolarizasyon)
7) Hiperpolarizasyon,
8) K kanallarının kapanması
9) Hücrenin dinlenme durumuna dönüşü.

Şekil 1.3. Aksiyon potansiyelinin oluşumunu özetleyen bir şema.

Aksiyon potansiyeli nöronun uyarılması ile meydana gelir. Genlik değeri sabittir, frekansı ise uyarı şiddetinin büyüklüğüne göre değişir. Membrana uygulanan uyarının şiddeti yüksekse, aksiyon potansiyelinin de frekansı yüksektir [40].

1.2.2. Membranın Elektriksel Modeli

Hücre denge durumundayken iyonların meydana getirdiği net akım sıfırdır. Aksi durumda oluşan akım, membran potansiyeli ve denge potansiyeli arasındaki farkla doğru orantılıdır. Hücredeki bütün iyonların ürettiği net akımlar aşağıdaki denklemlerle ifade edilebilir:

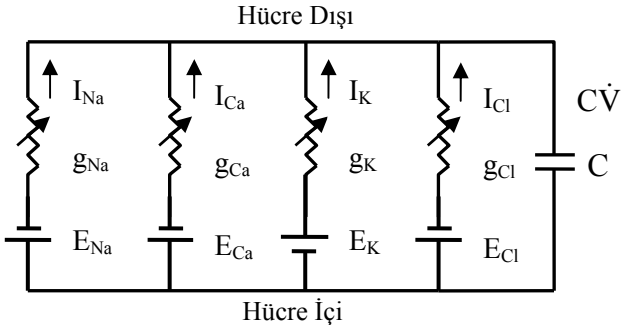
$$I_K = g_K(V - E_K),\ I_{Na} = g_{Na}(V - E_{Na}),\ I_{Ca} = g_{Ca}(V - E_{Ca}),\ I_{Cl} = g_{Cl}(V - E_{Cl}) \quad (1.1)$$

Burada *iyon kondüktanslarını* temsil eden g (mS/cm^2) pozitif bir parametredir, zamana ve membran potansiyeline bağlı olarak değişir. "E" ile gösterilen parametreler ise hücredeki iyonların denge potansiyellerini ifade etmektedir. Membran kanalları üzerinde yoğunluk değişimi ve elektriksel potansiyel değişimi olmak üzere, bütün iyonları etkileyen iki kuvvet vardır. Bu iki kuvvetin birbirine eşit olduğu durumdaki potansiyele *denge potansiyeli* denir. Membran potansiyelinin belirlenmesinde önemli

olan denge potansiyeli Nernst, Goldman, Donnan denge bağıntıları gibi bağıntılar ile hesaplanabilir [40]. Bu bağıntılardan biri olan Nernst eşitliği ile şu şekilde hesaplanır:

$$E_{ion} = \frac{R.T}{z.F} \ln \frac{[Ion]_{out}}{[Ion]_{\text{int}}} \tag{1.2}$$

Burada $[I_{on}]_{in}$ ve $[I_{on}]_{out}$ hücre içendeki ve hücre dışındaki iyon yoğunlukları, R evrensel gaz sabiti (8.315 mj/K^{o}mol), z iyonun değerlik elektron sayısı ve F ise Faraday sabitidir (96.480 coulomb/mol). Sıcaklık T=37^{o}C=310 ^{o}K seçilerek ve doğal logaritma yerine on tabanında logaritma kullanılarak yapılan hesaplamalarda; E_{Na}=90mV, E_K=-90mV, E_{Cl}=-89mV, E_{Ca}=136mV elde edilmiştir. Hücre membranın bu özellikleri Şekil 1.4'teki gibi bir eşdeğer devre modeli ile kolaylıkla açıklanabilir.



Şekil 1.4. Hücre membranını temsil eden eşdeğer devre modeli.

Burada hücredeki *membran potansiyeli* zamanla değişen türevsel bir ifadedir. Şekil 1.4'deki devreye Kirchhoff akım yasası uygulanır ve akımlar yerine Denk.1.2'deki ifadeler yazılarak bir düzenleme yapılırsa Denk. 1.3'deki ifade elde edilir.

$$C\dot{V} = I - g_{Na}(V - E_{Na}) - g_{Ca}(V - E_{Ca}) - g_K(V - E_K) - g_{Cl}(V - E_{Cl}) \tag{1.3}$$

Eğer sinaptik akım, eksen akımı ya da membran yüzeyindeki teğetsel akım veya elektrotlarla enjekte edilen bir akım gibi harici bir akım yoksa Denk.1.3'deki I parametresi sıfırdır. Denk.1.3'den de görüleceği gibi, Na ve Ca iyonlarının Nernst denge potansiyelleri pozitif olduğundan üretecekleri akım sıfırdan küçük (I_{Na}, I_{Ca}<0) olacak ve hücrenin içine doğru bir akım üretileceklerdir. K ve Cl iyonlarının ise Nerst denge potansiyelleri pozitif olduğundan üretecekleri akım sıfırdan büyük (I_K, I_{Cl}>0) olacak ve hücre dışına doğru akımlar üreteceklerdir. Dışa doğru akan akımlar membran

potansiyelini azaltır ve hücre içini daha negatif yapar (*hiperpolarizasyon*). İçe doğru akan akım membran potansiyelini artırır ve hücre içini daha pozitif yapar (*depolarizasyon*). Klor iyonları içe doğru akmasına rağmen I_{Cl}'nin dışa doğru bir akım oluşturduğuna dikkat edilmelidir, çünkü membran içerisine negatif yük getiren iyonlar hücreyi terk ettiğinde potasyum gibi pozitif yüklü iyonlara eşdeğer olmaktadır.

İyonik kanallar, elektrokimyasal değişimlerin üzerinden akabildiği sıvı gözeneklere sahip büyük transmembran proteinleridir. Bu kanalların membran potansiyeline karşı duyarlı olanlarına *voltaj kapılı kanallar* denilmektedir. Bu kanallar *aktif* ya da açık kanallar, *inaktif* veya kapalı kanallar olmak üzere iki tipe ayrılır:

Açık durumdaki aktif kanallar "*m*" ya da K ve Cl kanalları için "*n*" ile temsil edilir. *m*'nin değeri 0 ile 1 arasındadır. m=1 iken kanal tamamen açık, m=0 iken kanal tamamen kapalıdır. *m* aktivasyon değişkeninin dinamikleri şu şekilde tanımlanır:

$$\dot{m} = (m_\infty(V) - m)/\tau(v) \tag{1.4}$$

Burada $m_\infty(V)$ voltaja duyarlı kararlı hal aktivasyon fonksiyonudur, $\tau(V)$ ise zaman sabitidir.

Kapalı durumda olan inaktif kanallar ise "*h*" değişkeni ile temsil edilir. h=0 iken kanal kapalı, h=1 iken açıktır. İnaktivasyon değişkeni *h*'nin dinamikleri ise şu şekilde tanımlanabilir:

$$\dot{h} = (h_\infty(V) - h)/\tau(v) \tag{1.5}$$

Burada ise $h_\infty(V)$ voltaja duyarlı kararlı hal inaktivasyon fonksiyonudur ve $\tau(V)$ zaman sabitidir [41].

2. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN NÜMERİK OLARAK İNCELENMESİ

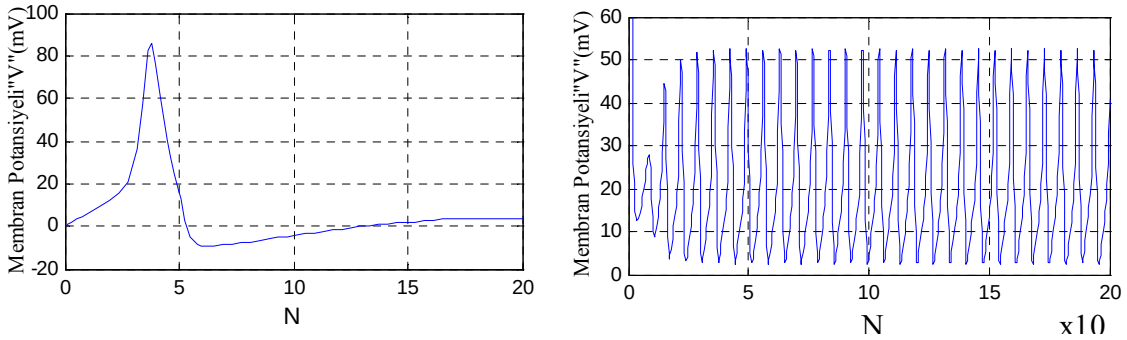
Gerçek bir biyolojik nöron quescient (sükûnet), spike (dürtü), burst (patlama) ve kaotik davranışlar gibi farklı dinamik davranışlar sergiler. Nöronun girişine uygulanan işaret belirli bir eşik seviyesini geçmezse, nöron çıkışında bir cevap üretilmez ve bu davranış sükûnet davranışı olarak adlandırılır. Nöron çıkışında düzenli seriler şeklinde bir çıkış işareti mevcutsa, bu davranış bilgi iletim hızında frekansının önemli bir parametre olduğu düşünülen spike davranışıdır. Nöron çıkışında belirli periyotlara ayrılmış spike topluluğu gibi görünen bir çıkış işareti varsa, bu durum beyinde gama frekans salınımlarına katkısı olduğu düşünülen burst davranışıdır. Burst davranışının beyindeki önemi hakkında; 1) nöral gürültüyü azalttığı ve sinaptik iletim hatalarını engellediği, 2) bir burst'ün etkisi postsinaptik nöronlar üzerinde tek bir spike'tan daha güçlü olduğu için girişin belirgin şekilde iletildiği, 3) nöronlar arasında seçici iletişim için kullanıldığı şeklinde üç adet hipotez sunulmuştur [42]. Nöronların sergilediği bu ritmik davranışlara nöron osilasyonu adı verilir ve osilatör yapıları gibi matematiksel denklemlerle tanımlanabilir. Nöronların davranışlarını matematiksel denklemlerle tanımlayan sistemlere biyolojik nöron modeli adı verilmektedir. Bu bölümde literatürde öne çıkan bazı biyolojik nöron modelleri incelenecektir. Bu modeller nümerik simülasyon programından yararlanılarak test edilecektir.

2.1. Hodgkin-Huxley (HH) Nöron Modeli

HH Nöron Modeli bir nöronun elektriksel karakteristiğinin incelenmesinde, özellikle aksiyon potansiyelinin üretilmesinin ve yayılımının açıklanmasında doğru sonuçlar veren detaylı bir modeldir [2]. Bu çalışma 1963'te fizyoloji ve tıp alanında Nobel Bilim Ödülü almıştır. Model nonlineer eşitliklerle tanımlanmıştır. Daha önce ayrıntılı olarak bahsedilen iyon kondüktansları denge potansiyelleri, voltaj kapılı kanallar gibi kavramların bu modelde nasıl birleştirildiği Denk.2.1'de verilen eşitliklerden görebilir.

$$
\begin{aligned}
C_M \frac{dV}{dt} &= I - \bar{g}_k n^4 (V - E_K) - \bar{g}_{Na} m^3 h (V - E_{Na}) - \bar{g}_L (V - E_L) \\
\frac{dn}{dt} &= \alpha_n (1-n) - \beta_n n, \qquad \alpha_n = \frac{0.01(10-V)}{e^{(10-V)/10} - 1}, \quad \beta_n = 0.125 e^{(-V/80)} \\
\frac{dm}{dt} &= \alpha_m (1-m) - \beta_m m, \quad \alpha_m = \frac{0.1(25-V)}{e^{(25-V)/10} - 1}, \quad \beta_m = 4 e^{(-V/18)} \\
\frac{dh}{dt} &= \alpha_h (1-h) - \beta_h h, \qquad \alpha_h = 0.07 e^{(-V/20)}, \qquad \beta_h = \frac{1}{e^{(30-V)/10} + 1}
\end{aligned}
\tag{2.1}
$$

Bu modelin E_K=-12mV, E_{Na}=120mV, E_L=10.6mV, g_K=36mS/cm^2, g_{Na}=120mS/cm^2, g_L=0.3mS/cm^2, C=1μF/cm^2 değerleri için yapılan nümerik simülasyon sonucu Şekil 2.1'de verilmektedir. Şekil 2.1a'da I=10 μA/cm^2, Şekil 2.1b'de I=100 μA/cm^2 değerinde seçilmiştir. Bu gösterimlerde x ekseni nümerik simülasyonda kullanılan iterasyon sayısını, y ekseni membran potansiyelini göstermektedir.



(a) (b)

Şekil 2.1. HH Nöron Modeli'nin a) I= 10 μA/cm2 ve b) I= 100 μA/cm2 değerleri için nümerik simülasyon sonuçları.

Nümerik analiz sonucu elde edilen Şekil 2.1a, nöronun aksiyon potansiyelini temsil etmektedir. Burada dinlenme potansiyeli yaklaşık olarak 5mV'tur. Nöron yaklaşık olarak 0-3ms arasında depolarizasyon durumunda, 3-5ms'de repolarizasyon durumunda, 6-16ms arasında hiperpolarizasyon durumundadır. Sonrasında yeniden dinlenme potansiyeli seviyesine ulaşmıştır. Membrana uygulanan harici etkinin şiddetini temsil eden I parametresinin değeri artırıldığında ise nöronun spike davranışının frekansının attığı gözlemlenmektedir.

2.2. FitzHugh-Nagumo (FHN) Nöron Modeli

FitzHugh tarafından, HH nöron modelinin değişkenlerini azaltmak için bir takım çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucu elde edilen gözlemler şunlardır: *m*, *n* ve *h* ile ifade edilen voltaj kapı değişkenleri birbirleri ile ilişkilidir. *n*+*h* değeri yaklaşık olarak 0.8'e eşittir. Bu durum hızlı-yavaş faz eksen modeli olarak adlandırılan ve iki değişkenle tanımlanan Denk.2.2'deki gibi bir modelin elde edilmesini sağlar.

$$C_M \frac{dV}{dt} = -\bar{g}_k n^4 (V - E_K) + \bar{g}_{Na} m^3 h (0.8 - n)(V - E_{Na}) + \bar{g}_L (V - E_L) + I$$
$$n_w(V) \frac{dn}{dt} = n_\infty(V) - n \tag{2.2}$$

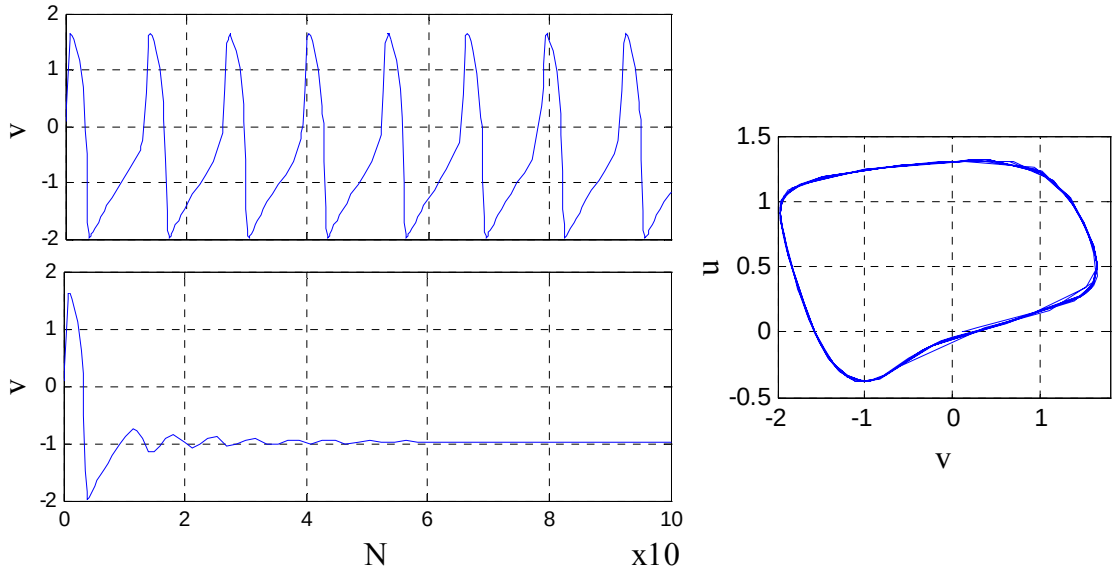
Bu gözlemlere ek olarak membran potansiyeli *V*'nin kübik bir fonksiyon, *n* değişkenin ise yaklaşık olarak lineer değiştiği kabul edilerek Denk.2.2'deki modelin, Denk.2.3'deki gibi polinomlarla tanımlanan bir modele indirgenmesi önerilmiştir [43].

$$\frac{dv}{dt} = v(v - \alpha)(1 - v) - w + I$$
$$\frac{dw}{dt} = \varepsilon(v - \gamma w) \tag{2.3}$$

HH Nöron Modeli'ni daha basit tanımlama açısından Van Der Pol osilatör modeli üzerinde değişiklikler yapılarak, Denk. 2.4'le tanımlanan FitzHugh-Nagumo Nöron modeli geliştirmiştir [44].

$$\frac{dv}{dt} = c(v - u + I - v^3 / 3)$$
$$\frac{du}{dt} = (v - bu + a) / c \tag{2.4}$$

Burada *v* membran potansiyelini, *u* nöronun dinlenme durumuna dönmesine neden olan toparlanma parametresini, *I* membrana uygulanan harici akımı temsil etmektedir. *a, b, c* parametreleri ise sabit değerlerdir ve nümerik simülasyonda a= 0.7, b=0.8, c=3 değerlerinde seçilmiştir [16]. Bu sistemin nümerik simülasyon sonuçları Şekil 2.2'de verilmektedir.



(a) (b)

Şekil 2.2. FHN Nöron Modeli'nin a) I=0.34 ve I=0.32 için membran potansiyeli, b) v-u faz portresi gösterimi.

FHN Nöron Modeli nöron dinamiklerinden sadece spike davranışını sergileyebilmektedir. Nümerik simülasyonda seçilen değerlere göre yaklaşık I=0.32 değerine kadar nöron sükunet durumundadır. Bu değerden sonra spike davranışı sergilemektedir. FHN Nöron Modeli için yapılan nümerik simülasyonlarda, HH Nöron Modeli'nde olduğu gibi I değerinin değişimi ile elde edilen belirgin bir frekans değişimi yoktur.

2.3. Izhikevich Nöron Modeli

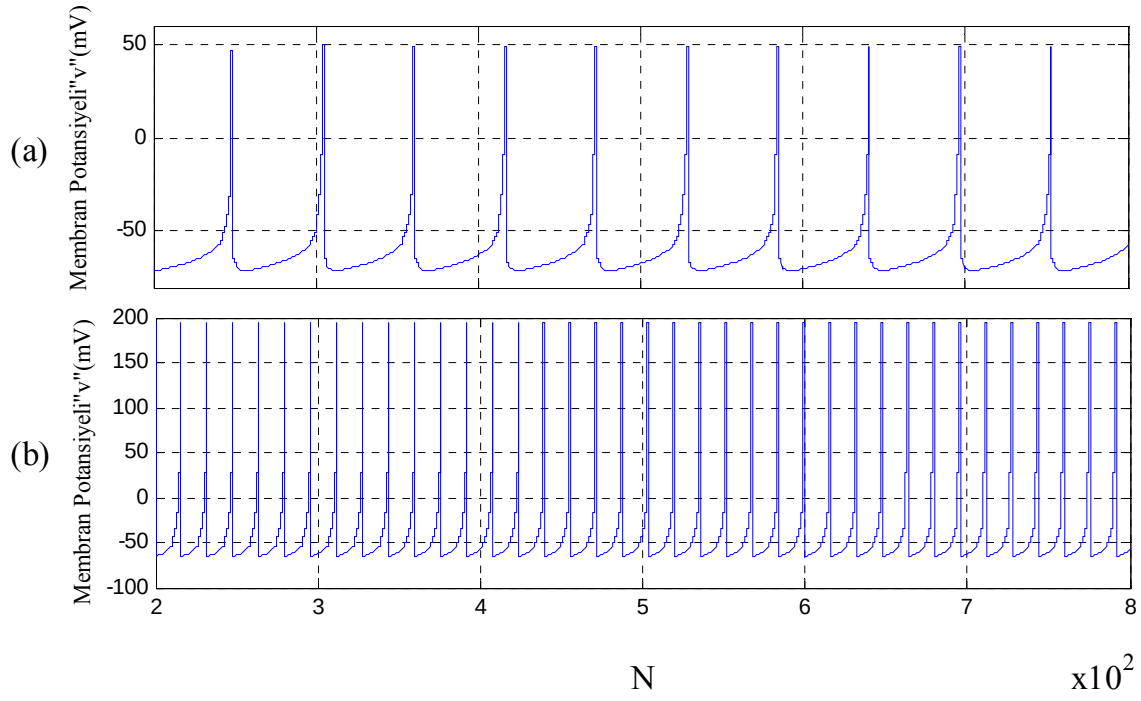
Izhikevich Nöron Modeli 2003 yılında [9], Integrate-and-Fire tipi modellerin hesaplama kolaylığını ve HH benzeri modellerin zengin davranışlarını içeren bir model olarak literatüre sunulmuştur. Model diferansiyel denklemlerle aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır [9]:

$$\begin{aligned} \dot{v} &= 0.04v^2 + 5v + 140 - u + I \\ \dot{u} &= a(bv - u) \\ v \geq 30mV \quad &\Rightarrow \quad \begin{matrix} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{matrix} \end{aligned} \tag{2.5}$$

Burada v, nöronun membran potansiyelini; u, Na iyonik akımının aktivasyonunu, K iyonik akımının inaktivasyonunu açıklamak için tanımlanan membran toparlanma parametresini temsil etmektedir. a parametresi, toparlanma değişkeni u'nun zaman

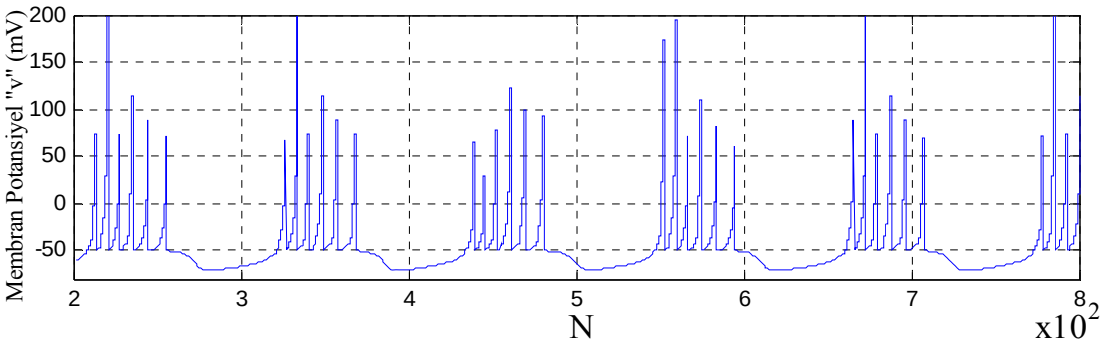
ölçeklemesini tanımlamaktadır. *a*'nın küçük değerlerinde toparlanma süresi daha yavaştır. *b* parametresi, toparlanma değişkeni *u*'nun hassasiyetini ve membran potansiyeli *v*'nin eşik seviyesi dalgalanmalarını tanımlamaktadır. *c* parametresi, yüksek eşik seviyeli hızlı potasyum kondüktansının sebep olduğu membran potansiyelinin, spike sonrası sıfırlama değeri olarak tanımlanmaktadır. *d* parametresi; yüksek eşik seviyeli yavaş Na^+ ve K^+ kondüktanslarının sebep olduğu toparlanma değişkeni *u*'nun spike sonrası sıfırlama parametresi olarak tanımlanmaktadır. *I* değişkeni ise sinaptik akımları, yani harici dc akımları temsil etmektedir [9].

Şekil 2.3a 'da Izhikevich Nöron Modeli'nin a=0.02, b=0.2, c=-65, d=8, I=14 değerleri için elde edilen spike durumu, Şekil 2.3b'de düzenli spike durumundayken uygulanan dc akımın (I=50) değişimi ile frekans artışının gözlemlendiği durumu içeren nümerik simülasyon sonuçları görülmektedir.

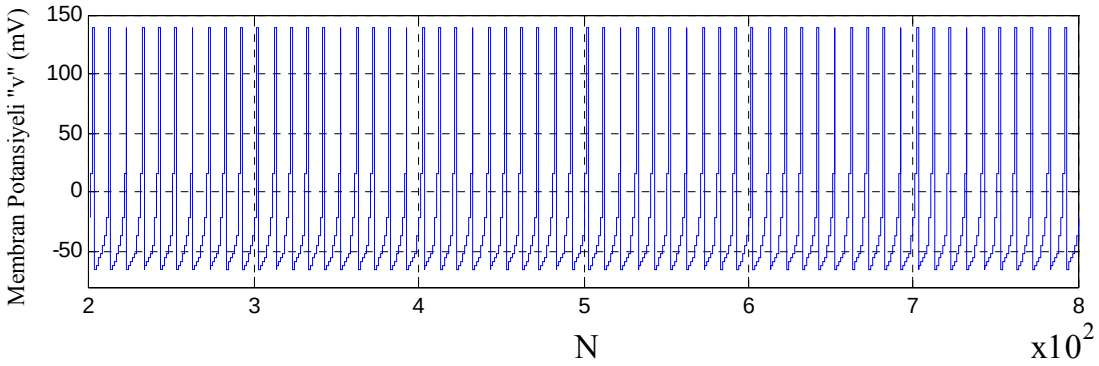


Şekil 2.3. Izhikevich Nöron Modelinin spike durumu için nümerik simülasyon sonucu, (a) I=14, (b) I=50.

Şekil 2.4'te a=0.02, b=0.2, c=-50, d=2, I=15 değerlerinde burst durumu, Şekil 2.5'te ise a=0.1, b=0.2, c=-65, d=0, I=14 değerlerinde hızlı spike durumu için nümerik simülasyon sonuçları görülmektedir.



Şekil 2.4. Izhikevich Nöron Modeli'nin burst durumu için nümerik simülasyon sonucu.



Şekil 2.5. Izhikevich Nöron Modeli'nin hızlı spike durumu için nümerik simülasyon sonucu.

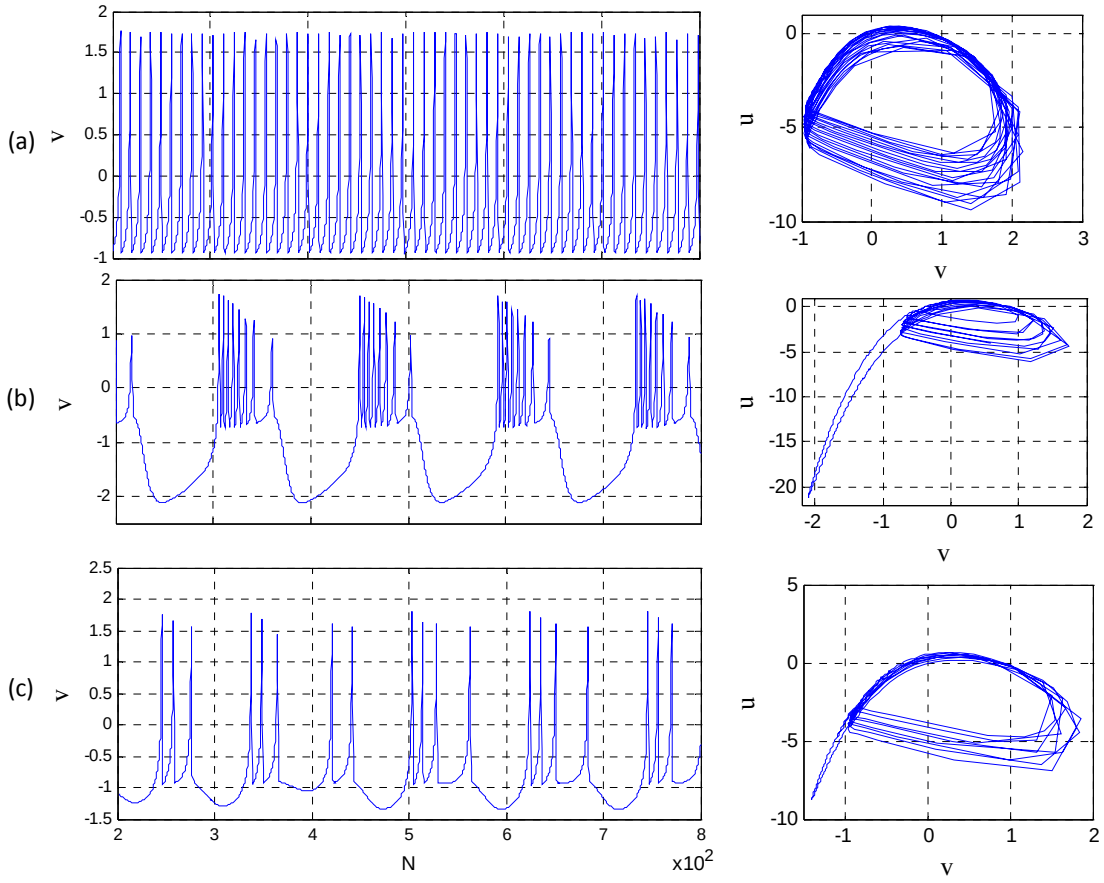
Izhikevich Nöron Modeli nöron dinamiklerinin pek çoğunu sergileyebilmektedir. Burada bu davranışlardan birkaçı için nümerik simülasyon yapılmıştır. Denklemdeki sabit parametrelerin değerlerinin uygun şekilde ayarlanması ile farklı nöron dinamikleri elde edilebilmektedir [9]. Bu yönü ile nöron davranışlarının incelenmesi için oldukça uygun bir modeldir.

2.4. Hindmarsh-Rose (HR) Nöron Modeli

FHN nöron modeli HH nöron Modelinin sadeleştirilmiş şeklidir, fakat bu model nöron dinamiklerinden bazılarını sergileyemez. HR Nöron Modeli; iki durum değişkeni ile tanımlanan FHN Nöron Modeli'ne, bir durum değişkeni daha eklenerek elde edilmiştir. Basit bir model olmasına rağmen nöron dinamiklerinin pek çoğunu sergileyebilmektedir. HR Nöron Modeli aşağıdaki denklemlerle tanımlanmaktadır:

$$\begin{aligned} \dot{v} &= u - v^3 - bv + I - w \\ \dot{u} &= 1 - 5v^2 - u \\ \dot{w} &= \mu\,(s(v - v_{rest}) - w) \end{aligned} \tag{2.6}$$

Burada, *I* parametresi membrana uygulanan harici akımları, *v* membran potansiyelini, *u* ve *w* toparlanma parametrelerini temsil etmektedir. *b* spike ile burst davranışı arasındaki geçiş kontrolünü, *μ* spike davranışının frekansını ve burst davranışındaki her bir spike sayısının kontrolünü, *s* ise adaptasyonu sağlayan parametrelerdir. v_{rest} dinlenme potansiyelidir. HR Nöron Modeli'nin dinamikleri μ=0.01, s=4, v_{rest}=-1.6 değerleri sabitlenerek, *b* ve *I* parametresine bağlı olarak gözlemlenebilir. b=2.96, I=5 ayarlanarak Şekil 2.6a'daki gibi spike davranışı gözlemlenirken, Şekil 2.6b'deki burst davranışı b=2.6, I=2.66 değerleri için elde edilmiştir. *b* ve I parametreleri sırasıyla 2.96 ve 3 seçilerek de Şekil 2.6c'deki kaotik davranış elde edilmiştir [30].



Şekil 2.6. HR Nöron Modelinin dinamikleri ve v-u faz portresi gösterimi, a) Spike davranışı, b) Burst davranışı, c) Kaotik davranış.

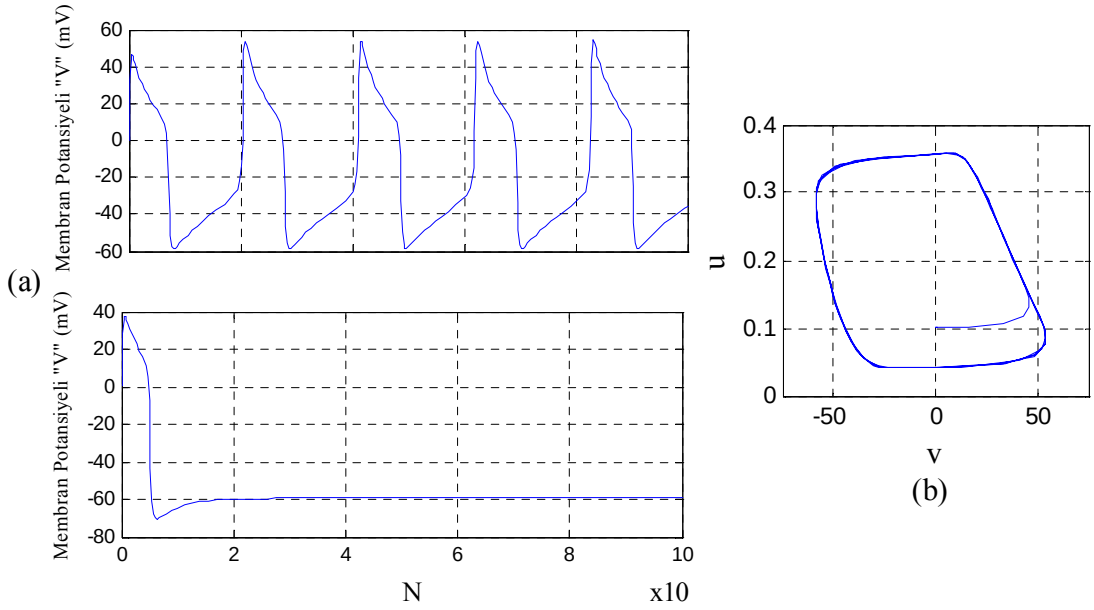
HR Nöron Modeli de nöron dinamiklerinden pek çoğunu sergileyebilmektedir. FHN ve HR Nöron Modelleri, elektrofizyolojik anlamlılığı olan HH Nöron Modeli'nin sadeleşmiş şekli olup, genelleştirilmiş denklemlerle ifade edildiklerinden dolayı nümerik simülasyonlarda elde edilen sonuçlarda eksenler birimlendirilmemiştir. Zaman domeni için yapılan simülasyonlarda x-ekseni iterasyon sayısını gösterirken, y-ekseni membran potansiyelini temsil eden *"v"* değişkenin dinamik davranışını göstermektedir.

2.5. Morris-Lecar Nöron Modeli

Morris-Lecar Nöron Modeli kas fiberlerinin matematiksel tanımı olarak ifade edilir. Kondüktans tabanlı bir model olarak bilinir ve kalsiyum, potasyum ve ohmik yük akımlarını kullanır. Kalsiyum kanallarının dinamikleri potasyum kanallarının dinamiklerinden daha hızlıdır. Morris-Lecar Nöron Modeli Denk. 2.7'deki gibi iki adet diferansiyel denklemle tanımlanmaktadır [6].

$$
\begin{aligned}
&C\frac{dV}{dt} = -\bar{g}_{Ca} m_\infty(V)(V - E_{Ca}) + \bar{g}_K w(V - E_K) + \bar{g}_L(V - E_L) + I \\
&\frac{dw}{dt} = \phi \frac{[w_\infty(V) - w]}{\tau_w(V)} \\
&m_\infty(V) = 0.5[1 + \tanh\{(V - V_1)/V_2\}] \\
&w_\infty(V) = 0.5[1 + \tanh\{(V - V_3)/V_4\}] \\
&\tau_\infty(V) = 1/\cosh\{(V - V_3)/(2V_4)\}
\end{aligned}
\tag{2.7}
$$

Denklemde V parametresi membran potansiyelini, w parametresi yavaş potasyum kanallarının aktivasyonunu; g_{Ca}, g_K ve g_L sırası ile kalsiyum, potasyum ve yük akımlarının kondüktanslarını; I harici akımı; V_1, V_2, V_3 ve V_4 ise sabit parametreleri temsil etmektedir. Burada V_1=-1.2, V_2=18, V_3=2, V_4=17.4, g_{Ca}=4, g_K=8, g_L=2, V_K=-84, V_L=-60, φ=1/15 değerlerinde seçilmiştir. Bu değerler için yapılan nümerik simülasyon sonuçları Şekil 2.7'de sunulmaktadır. Burada voltajlar (mV), kondüktanslar (mS/cm^2), harici akım ise (μA/cm^2) cinsindendir. Morris-Lecar Nöron Modeli, HH Nöron Modeli gibi kondüktans tabanlı bir modeldir; fakat iki adet diferansiyel denklemle tanımlanmıştır. Yapılan nümerik simülasyonlarda I=0 için nöron sükûnet durumundadır. Spike durumunda iken I harici akımın değerinin artması frekansı etkilememekte, belirli bir değerden sonra yeniden sükûnet davranışı elde edilmektedir. Morris-Lecar Nöron Modeli'de, FHN Nöron Modeli gibi nöronların burst davranışını sergileyememektedir.



Şekil 2.7. Morris-Lecar Nöron Modeli'nin a) I=60 ve I=0 için membran potansiyeli, b) v-u faz portresi gösterimi.

2.6. Kaotik Nöron Modeli

Aihara ve arkadaşları tarafından önerilen ilk kaotik nöron modeline ait matematiksel ifadeler Denk.2.8'de sunulmaktadır [35]. Modelde diğer nöron modellerinden farklı olarak, diferansiyel eşitlikler yerine fark denklemleri kullanılmıştır.

$$\begin{aligned} x(t+1) &= k.x(t) - \alpha.g(x(t)) + B, \\ y(t+1) &= f(x(t+1)), \\ f(x) &= \frac{1}{1+\exp(-x/\varepsilon)} \end{aligned} \tag{2.8}$$

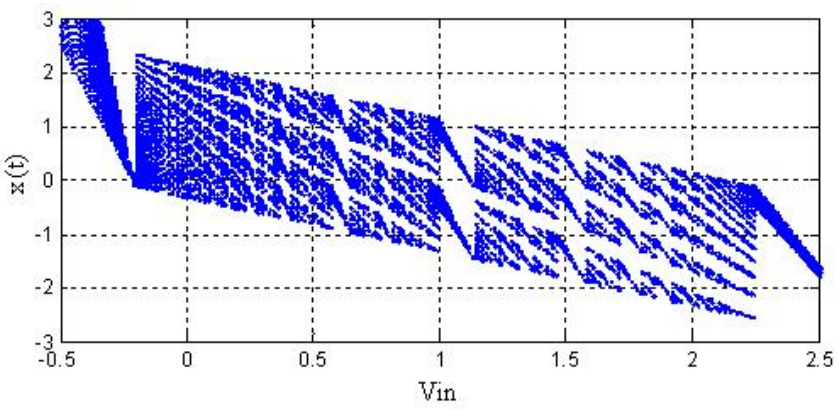
Burada *x(t)* nöronun dahili durum değişkenini, *B* bütün harici uyarıların toplamını, *k* dayanımın sönümleme parametresini, α dayanımın ölçeklendirme parametresini, *y(t)* nöronun analog çıkışını, *f(x)* sigmoid benzeri transfer fonksiyonunu, *g(x)* ise dayanımla ilgili bir fonksiyonu temsil etmektedir. Aihara ve arkadaşları tarafından önerilen kaotik nöron modelinde *g(x)* fonksiyonu ve *f(x)* fonksiyonu aynı fonksiyonlardır ve Denk. 2.8'deki *f(x)* ifadesi ile tanımlanırlar. Bu modelin ardından farklı fonksiyonların kullanıldığı kaotik nöron modelleri literatüre sunulmuştur. Bu kısımda eksponansiyel *g(x)* fonksiyonu yerine mutlak değer fonksiyonunun kullanıldığı ve PWL fonksiyonunu tabanlı alternatif iki model incelenecektir.

2.6.1. Mutlak Değer Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modeli

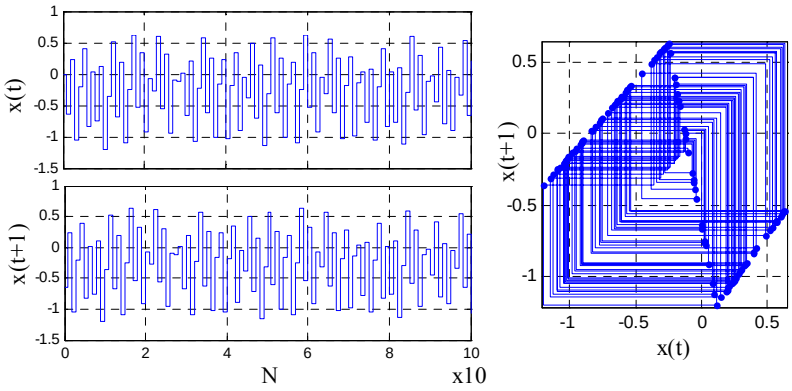
Aihara nöron modelinden elde edilen mutlak değer fonksiyonu tabanlı kaotik nöron modeli Denk. 2.9 ile tanımlanmaktadır [38].

$$
\begin{aligned}
&x(t+1) = k.x(t) - \alpha.g(x(t)) - V_{in}, \\
&g(x(t)) = 0.02 - 0.66x(t) + 3.07\,|\,x(t) + 0.25\,| - 3.18\,|\,x(t) - 0.11\,|, \\
&y(t+1) = f(x(t+1)), \\
&f(x) = -3\{(\frac{1}{1+\exp(-x/0.3)}) - 0.5\}
\end{aligned}
\tag{2.9}
$$

Bu modelde k=0.7, α=1 alınarak V_{in} parametresine göre yapılan dallanma diyagramı Şekil 2.8'de sunulmaktadır. Diyagramdan da görülebileceği gibi nöron modeli pek çok noktada kaotik davranış sergilemektedir. Bu noktalardan biri olan V_{in}=0.2 değeri için yapılan nümerik simülasyon sonuçları Şekil 2.9'da verilmektedir.



Şekil 2.8. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı kaotik nöron modelinin dallanma diyagramı.



(a) (b)

Şekil 2.9. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı Kaotik Nöron Modeli'nin k=0.7, α=1, V_{in}=0.2 için nümerik simülasyon sonuçları, a) Durum değişkenleri, b) *x(t)-x(t+1)* ekseninde faz portresi gösterimi.

2.6.2. PWL Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modeli

Aihara'nın modelinden elde edilen diğer bir model de PWL tabanlı kaotik nöron modelidir. Denk.2.8 ile tanımlanan Aihara modeli üzerinde yapılan birtakım değişikliklerle Denk.2.10'daki gibi daha basit bir ifade elde edilmiştir [36].

$$\begin{aligned} y(t+1) &= f\{k.x(t) - \alpha.f[(x(t)] + B\} \\ &= f(k.x(t) + \{\alpha - \alpha.f[(x(t)]\} + (B - \alpha)) \\ &= f\{g[x(t)] + \theta\} \\ &= F[x(t)] \end{aligned} \tag{2.10}$$

Bu denklemde g[x(t)] fonksiyonu kx(t)+{α-αf[x(t)]} ifadesinden oluşan sigmoid şeklinde bir fonksiyondur. Bu fonksiyona parçalı lineerleştirme tekniği uygulanarak N şekilli bir fonksiyon elde edilmiştir. Aihara modelinde her iki eşitlikte nonlineer fonksiyonla tanımlanırken, bu modelde eşitliğin biri nonlineer diğeri ise lineerdir. Lineer olan fonksiyona taban hattı (baseline) fonksiyonu adı verilmekte ve bu fonksiyonda şimdiki durum cevabı önceki duruma doğrudan bağlı olduğundan kaotik ağ yapısına geçildiğinde model avantajlı hale gelmektedir. Bu modele PWL-N model adı verilmiş ve Denk.2.11'deki gibi tanımlanmıştır.

$$\begin{aligned} y(t+1) &= N[x(t)] \\ x(t+1) &= ay(t+1) + c \end{aligned} \tag{2.11}$$

Burada N fonksiyonu PWL yaklaşımı ile elde edilen parçalı lineer fonksiyondur ve Denk.2.12 ile tanımlanmaktadır.

$$N(x) = \begin{cases} m_1 x + b_1, & x \le \delta_1 \\ m_2 x + b_2, & \delta_1 < x \le \delta_2 \\ m_3 x + b_3, & \delta_2 < x \end{cases} \tag{2.12}$$

Sigmoid şeklindeki bir fonksiyon lineerleştirilirken, orta parçasının eğiminin negatif olduğuna dikkat edilmelidir. Bu sebeple Denk.2.12'de $m_2<0$ ve $\delta_1 < \delta_2$ seçilmelidir. Denklem lineerleştirildikten sonra bu ifadenin kaos davranışı sergileyip sergileyemeyeceğinin kontrol edilmesi için lineerleştirilen ifadenin aşağıdaki iki şarttan birini sağlaması gerekmektedir [45]. Her iki durumda da $m_2<-1$ şartı sağlanmalıdır.

A)

$$\begin{aligned} &1)\ m_3(1+m_2) \le -1 \\ &2)\ (1-m_2)b_3 < (1-m_3)b_2 \\ &3)\ \frac{{m_2}^2 b_3 + m_2 b_2 + b_2}{1-{m_2}^2 m_3} \le \frac{m_2 b_1 - m_1 b_2}{m_2 - m_1} \end{aligned} \tag{2.13}$$

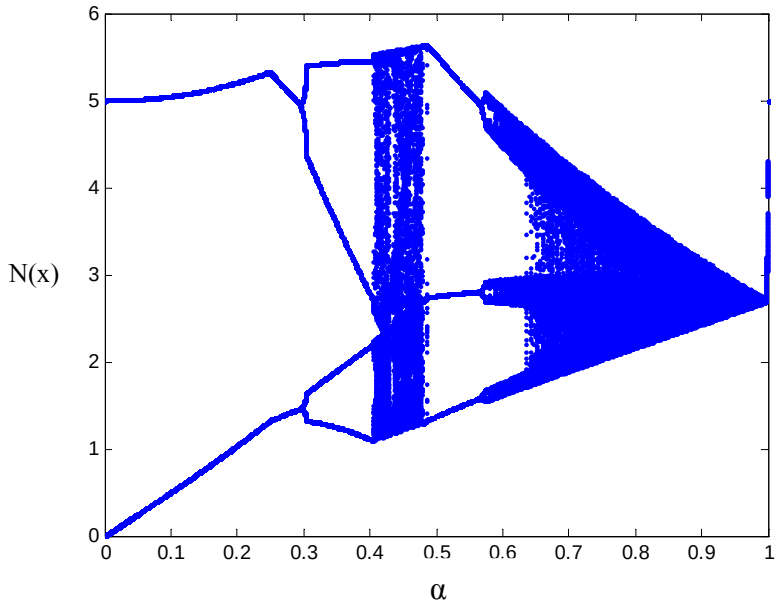
B)

$$\begin{aligned} &1)\ m_1(1+m_2) \le -1 \\ &2)\ (1-m_2)b_2 < (1-m_2)b_1 \\ &3)\ \frac{{m_2}^2 b_1 + m_2 b_2 + b_2}{1-{m_2}^2 m_1} \le \frac{m_3 b_2 - m_2 b_3}{m_3 - m_2} \end{aligned} \tag{2.14}$$

Denk.2.14'deki kriterlere uygun olacak şekilde m_1=α, m_2=α-3.65, m_3=α, b_1=5, b_2=9.85, b_3=0, a=1, c=1 seçilerek bir düzenleme yapıldığında, aşağıdaki denklemler elde edilir.

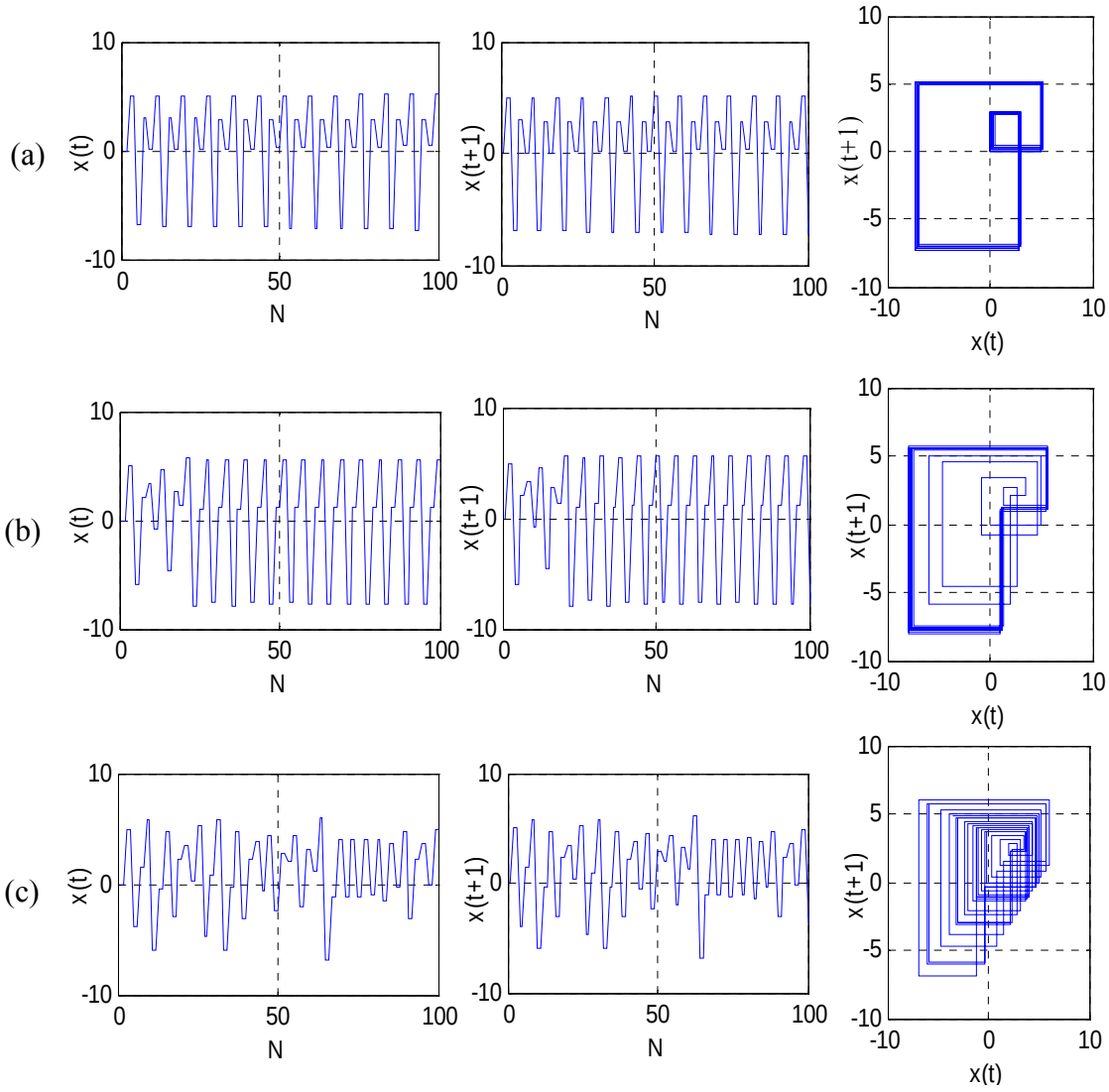
$$\begin{aligned} &y(t+1) = N[x(t)] \\ &x(t+1) = ay(t+1) + c \\ &N(x) = \begin{cases} \alpha x + 5, & x \le 1.33 \\ (\alpha - 3.65)x + 9.85, & 1.33 < x \le 2.7 \\ \alpha x, & 2.7 < x \end{cases} \end{aligned} \tag{2.15}$$

PWL-N modelinde α parametresine göre elde edilen dallanma diyagramı Şekil 2.10'da sunulmaktadır.



Şekil 2.10. PWL-N kaotik nöron modelinin dallanma diyagramı.

α'nın farklı değerlerinde zaman domeni ve faz portresi gösterimleri için yapılan nümerik analiz sonuçları Şekil 2.11'de sunulmaktadır. Şekil 2.10'daki dallanma diyagramından görüldüğü gibi nöron α=0.3 değerinde iki adet sistem çözüme sahiptir. Bu değer için yapılan nümerik analizlerde nöron Şekil 2.11a'daki gibi periyodik davranış sergilemektedir. α=0.5 değerinde yapılan ve Şekil 2.11b'de sunulan nümerik analizde periyot sayısı artmakta fakat nöron kaotik cevap sergilememektedir. Bu duruma paralel şekilde dallanma diyagramında da α=0.5 değeri için üç adet sistem çözümü vardır. Dallanma diyagramından da görüleceği gibi α=0.9 değerinde pek çok sistem çözümü olup, nöron bu değerde Şekil 2.11c'deki gibi kaotik davranış sergilemektedir.



Şekil 2.11.PWL-N Kaotik Nöron Modeli'nin a) α=0.3, b) α=0.5, c) α=0.9 değerleri için nümerik simülasyon sonuçları.

2.6.3. Kaotik Nöral Ağ Yapısı

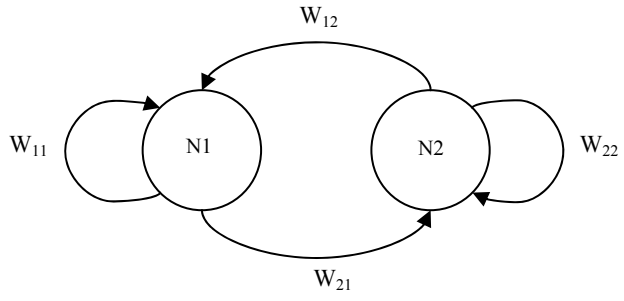
Birçok kaotik nöronun birleşiminden kaotik sinir ağ yapısı oluşur. PWL-N kaotik nöron modeli M-adet nörondan oluşan bir kaotik ağ yapısına dönüşebilir. Bu kaotik nöral ağ Denk.2.16 ile tanımlanır [36].

$$y(t+1) = N[x(t)]$$
$$x(t+1) = w_{ii}\, y_i(t+1) + \sum_{j \neq i}^{M} w_{ij}\, y_j(t+1) + \sum_{j=1}^{L} v_{ij} I_j + \theta_i, \qquad i = 1,....M \tag{2.16}$$

Denk.2.16'da w_{ij}; j. nörondan i. nörona olan bağıntının ağırlığını, M; nöron sayısını, L; harici giriş sayısını, v_{ij}; j. harici girişten i. nörona olan bağıntının ağırlığını, I_j ise j. harici girişi temsil etmektedir. Bu denklem yapısında $\mathrm{A_i(t)} = \sum_{\mathrm{j \neq i}}^{\mathrm{M}} \mathrm{w_{ij} y_j(t+\mathit{I})} + \sum_{\mathrm{j=\mathit{I}}}^{\mathrm{L}} \mathrm{v_{ij} I_j} + \theta_{\mathrm{i}}$ alınarak bir düzenleme yapıldığında, eşitlik iki nörondan oluşan basit bir ağ yapısı için, Denk. 2.17'deki gibi bir ifadeye dönüşür:

$$\begin{aligned} x_1(t+1) &= w_{11} y_1(t+1) + w_{12} y_2(t+1) \\ x_2(t+1) &= w_{22} y_2(t+1) + w_{21} y_1(t+1) \\ y_1(t+1) &= a\, N[x_1(t)] + c \\ y_2(t+1) &= a\, N[x_2(t)] + c \end{aligned} \tag{2.17}$$

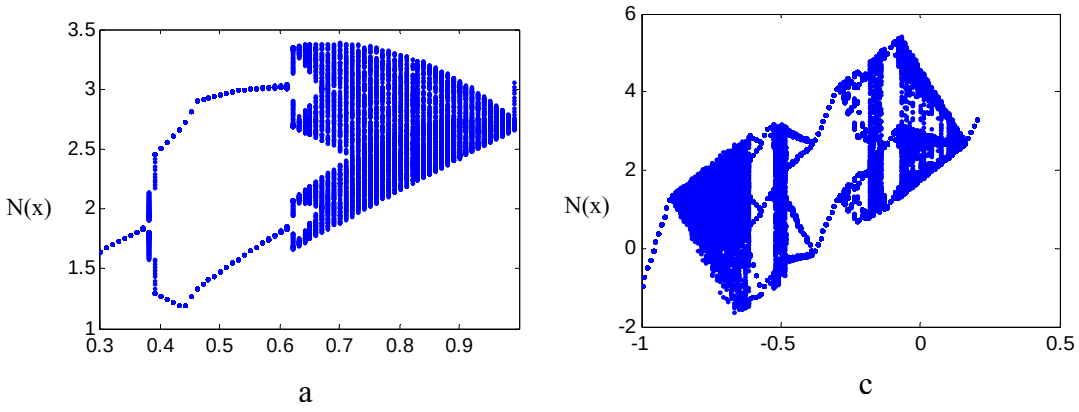
İki kaotik nöron arasındaki etkileşimi gösteren bir blok diyagram Şekil 2.12'de gösterilmektedir.



Şekil 2.12. İki nöron arasındaki etkileşimin sembolik blok diyagramı.

Kaotik ağ yapısındaki bir nöron göz önüne alındığında, nöron davranışını etkileyen iki parametre vardır. Bunlardan ilki nöronun kendine olan geribeslemesini ifade eden $a=w_{11}$; diğeri ise komşu nöronlardan gelen katkıyı ifade eden c parametresidir. Bu

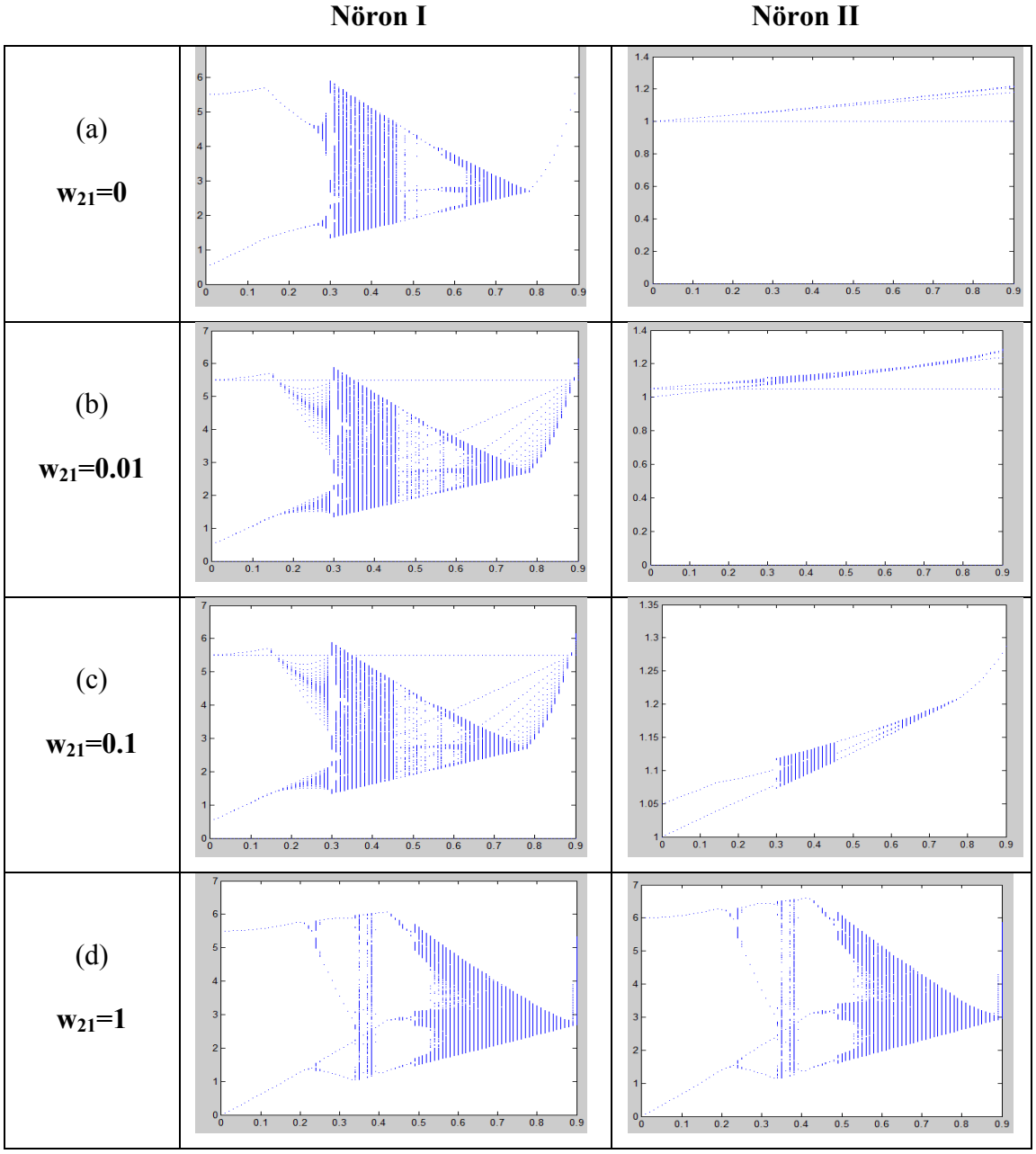
parametrelerin değişimlerinin nöron davranışını nasıl etkilediğini incelemek amacı ile iki durumu göz önüne alalım: Birinci durumda a parametresi değişken, c=0 olsun. Parametre ayarları bu şekilde yapıldığında nöronun diğer nöronlardan gelen katkısı sıfır kabul edilerek, sadece kendinden gelen geribeslemenin göz önünde bulundurulduğu bir davranış elde edilir. Bu davranışa ait dallanma diyagramı Şekil 2.13a'da verilmektedir. Diğer durumda ise c parametresi değişken, a =1 olsun. Bu şekilde bir parametre ayarı yapıldığında ise nöronun kendi davranışından gelen geribeslemeye ek olarak, diğer nöronlardan gelen katkılarda dikkate alınmaktadır. Bu duruma ait dallanma diyagramı ise Şekil 2.13b'de verilmektedir.



Şekil 2.13. İki kaotik nöronun etkileşiminde, a) a parametresi değişken, c=0 için, b) c parametresi değişken a=1, durumu için dallanma diyagramları.

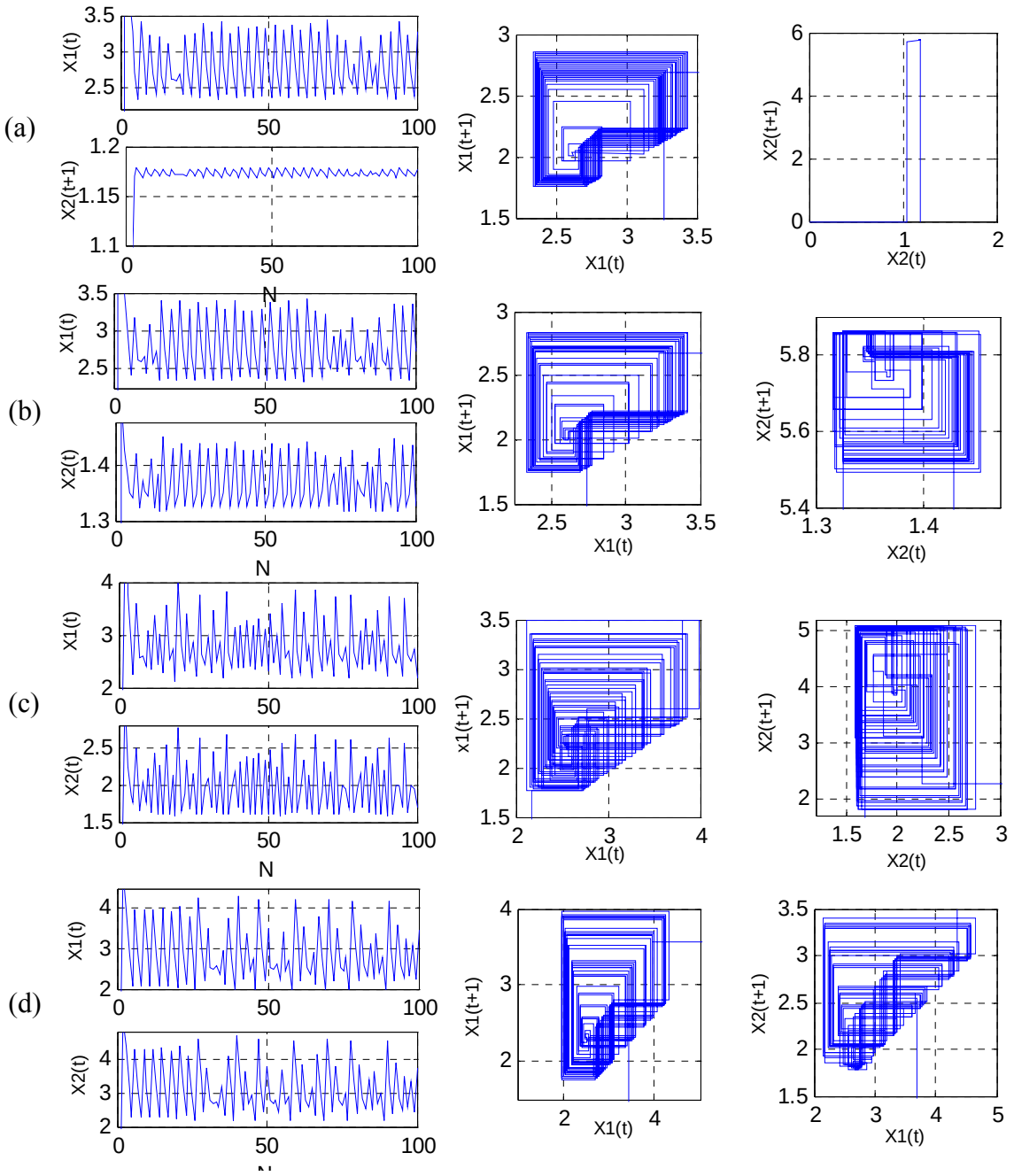
İki nörondan oluşan basit bir ağ yapısının davranışı; bir örnekle daha kolay açıklanabilir [36]. Bu örnekte Şekil 2.12'deki sembolik nöron yapısı göz önünde bulundurulmaktadır. Birinci nöronun parametreleri kaotik davranış sergileyecek şekilde ayarlanırken, ikinci nöronun parametre ayarları düzenli bir davranış sergileyecek şekilde yapılmıştır. Yapılan parametre ayarlamaları şu şekilde sıralanabilir:

1) Kaotik bir nöron elde edebilmek için Denk.2.15'teki α parametresi "0.65" değerine ayarlanmıştır.
2) Birinci nöronun kaotik davranış sergilemesi için kendine olan geribeslemesini ifade eden w_{11} ağırlığı, Şekil 2.13a'daki dallanma diyagramından yararlanılarak "1" değerine ayarlanır.



Şekil 2.14. Etkileşimli iki nöron arasındaki ilişki için oluşturulmuş bir yapının, a) $w_{21}=0$, b) $w_{21}=0.01$ için, c) $w_{21}=0.1$ için, d) $w_{21}=1$ değerleri için dallanma diyagramları.

3) İkinci nöronun kaotik davranış sergilememesi için nöronun kendine olan geribeslemesini ifade eden w_{22} ağırlığı, Şekil 2.13a'daki dallanma diyagramından "0.2" değerine ayarlanır.
4) İkinci nörondan birinci nörona doğru olan geribeslemeyi ifade eden w_{12} parametresi de ilk nöronun kaotik davranış sergileyebilmesi için Şekil 2.13b'den yararlanılarak "0.1" değerine ayarlanır.



Şekil 2.15. PWL-N kaotik nöron ağ yapısının α=0.65 değerinde, a) w_{21}=0.01, b) w_{21}=0.1, c) w_{21}=0.5, d) w_{21}=1 değerleri için nümerik simülasyon sonuçları.

5) Birinci nörondan ikinci nörona doğru olan geribeslemeyi ifade eden w_{21} parametresinin değeri ise nöron geribeslemelerinin, kaotik dinamikler üzerindeki etkilerinin görülmesi açısından sırası ile birinci nörondan ikinci nörona;

- Hiçbir etkinin olmadığı w_{21}=0.01değerine,
- Etkinin çok az olduğu w_{21}=0.1 değerine,
- Orta durumdaki bir etkinin uygulandığı w_{21}=0.5 değerine,

- Birinci nörondan gelen etkinin tamamen uygulandığı $w_{21}=1$ değerine ayarlanmıştır.

Bu durumlar göz önünde bulundurularak nöronların her biri için yapılan dallanma diyagramı analizi Şekil 2.14'te sunulmaktadır. Şekilden de görüleceği gibi, $w_{21}=0.01$ iken 2. nöron kaotik davranış sergilememekte, $w_{21}=0.1$ değerinde sistem çözümlerinin sayısı artış göstermekte, $w_{21}=0.5$ değerinde kaotik davranışa doğru bir geçiş gözlemlenmekte, $w_{21}=1$ durumunda ise kaotik davranış elde edilmektedir. α'nın ve ağırlıkların kaotik ağ yapısı davranışlarını üzerindeki etkilerini dallanma diyagramı dışında zaman domeninde ya da faz portresi gösterimlerinde gözlemlemek daha pratiktir. İki kaotik nörondan oluşan kaotik ağ yapısının davranışlarını gözlemlemek için, $\alpha=1$ değerinde iken w_{21} ağırlığı sırasıyla $w_{21}=0.01$, $w_{21}=0.1$w $w_{21}=0.5$ ve $w_{21}=1$ değerlerine ayarlanmıştır. Bu değerler için yapılan nümerik simülasyon sonuçları Şekil 2.15'te verilmiştir. Nümerik analizde de dallanma diyagramına paralel bir durum elde edilmiştir.

2.7. Nöral Sistemlerde Kuplaj ve Senkronizasyon

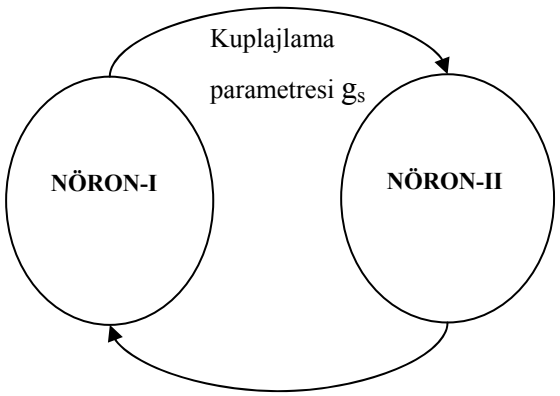
Nöronlar arasındaki iletişim ve koordinasyon sinapsları aracılığı ile gerçekleşir. İki nöron birbirlerine bağlandığında iletişim için bilgi yollayan nöron presinaptik nöron, bilgiyi alan nöron ise postsinaptik nöron olarak adlandırılır. Birbirleriyle sinapsları aracılığıyla haberleşen nöronlar, elektriksel ve kimyasal olmak üzere iki yolla birleşir. Elektriksel kuplaj, kimyasal kuplajdan daha hızlıdır. Elektriksel kuplaj refleks hareketleri gibi hızlı iletime ihtiyaç olan işlemlerde kullanılmakta ve çift yönlü çalışmaktadır. Post ve presinaptik nöronlar gap jonksiyon kanallarında birleşirler. Bu iki nöronun iyonları, nöronların membran potansiyeli arasındaki farkla doğru orantılı olarak akar. [46]. Kimyasal sinapsta ise nöronlar arasında doğrudan bir bağlantı yoktur ve nöronlar arasında iyonik akış meydana gelmez. İki nöron arasında nörotransmitter enzimler salgılanır ve postsinaptik nöronda aksiyon potansiyeli meydana gelir. Salgılanan enzim aksiyon potansiyelinin oluşumunu kolaylaştırıyorsa uyarıcı (excitatory) kuplajlama; zorlaştırıyorsa bastırıcı (inhibitory) kuplajlama meydana gelir.

Bireysel olarak farklı işaretler üreten nöronların birbirleriyle etkileşimleri sonucunda senkron bir işareti nasıl üretilebildiğini, senkronizasyon durumunu etkileyen parametrelerin neler olduğunu anlamak amacı ile gerçek biyolojik nöronlar üzerinde birtakım çalışmalar yapılmıştır [47]. Canlı nöronlar üzerinde nöron senkronizasyonu

üzerine yapılan deneysel çalışmalarda iki önemli durum dikkat çekmektedir: Dc hiperpolarizasyon gibi yöntemlerle birbirlerinden izole edilmiş nöronlar, farklı desenlerde bireysel olarak işaret üretmeye devam ederler. İki nöron yapay kuplajlama yöntemleri ile birleştirildiğinde, kuplajlama parametreleri ve dışarıdan uygulanan harici akımlar aktivite desenini ve senkronizasyon durumunu etkilerler.

Gerçek nöronun özellikleri ve kuplajlama yöntemleri biyolojik nöron modelleri ile elde edilebilir. Morris-Lecar Nöron Modeli'nin kullanıldığı bir çalışmada, nöron modeli donanımla gerçeklenmiş iki nöron arasında sinaptik (kimyasal) kuplajlama oluşturularak bir inceleme yapılmıştır [48]. Nöronlar arasındaki senkronizasyon davranışının incelenmesini sağlayan bir diğer model de FHN Nöron Modeli'dir. Bu modelle ilgili ayrık donanımla gerçeklenen nöronların sinaptik kuplajlama ile birleştirilmesi sonucu oluşturulan bir yapı ve senkronizasyon durumunun incelenmesi için yapılan çeşitli simülasyon çalışmaları mevcuttur [49-51]. Kuplajlanmış nöronların davranışlarını incelemek için uygun olan nöron modellerinden birisi HR Nöron Modeli'dir. İki HR nöronunun senkronizasyonu, elektriksel ve kimyasal kuplajlaması üzerine pek çok çalışma yapılmıştır [31-34, 52-56].

Senkronizasyonun nöron modelleri ile elde edilmesi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle HR Nöron Modeli kullanılmaktadır. Bu bölümde de HR Nöron modeli ile yapılan bir kuplajlama mekanizması incelenecektir. Bu mekanizmaya ait bir blok diyagram Şekil 2.16'da görülmektedir.

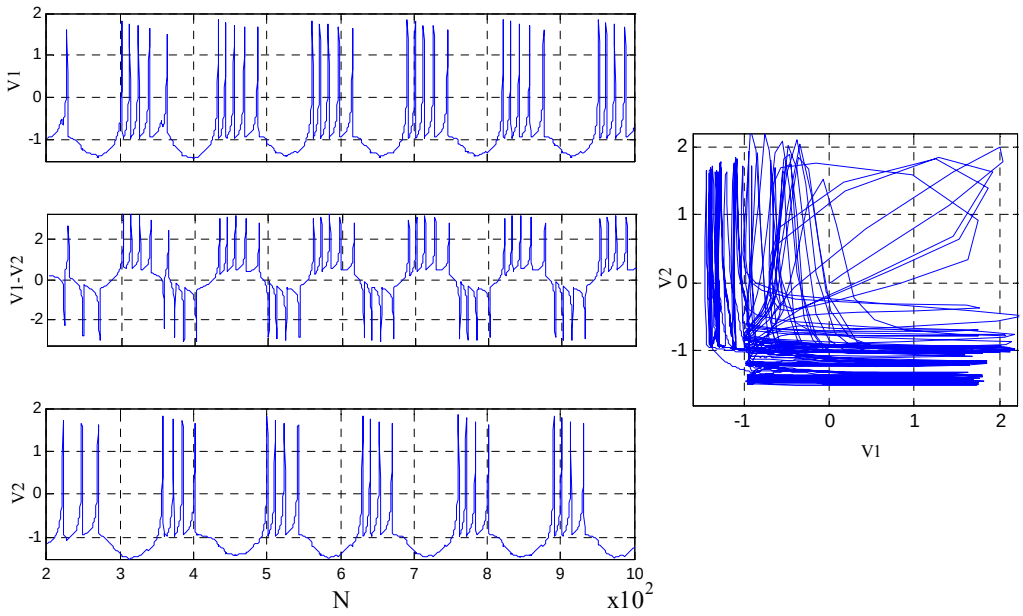


Şekil 2.16. Kuplajlanmış iki nöron arasındaki ilişkinin sembolik gösterimi.

Kuplajlanmış HR nöronları için *i.* ve *j.* nöronlar arasındaki etkileşim aşağıdaki denklemlerle tanımlanmaktadır:

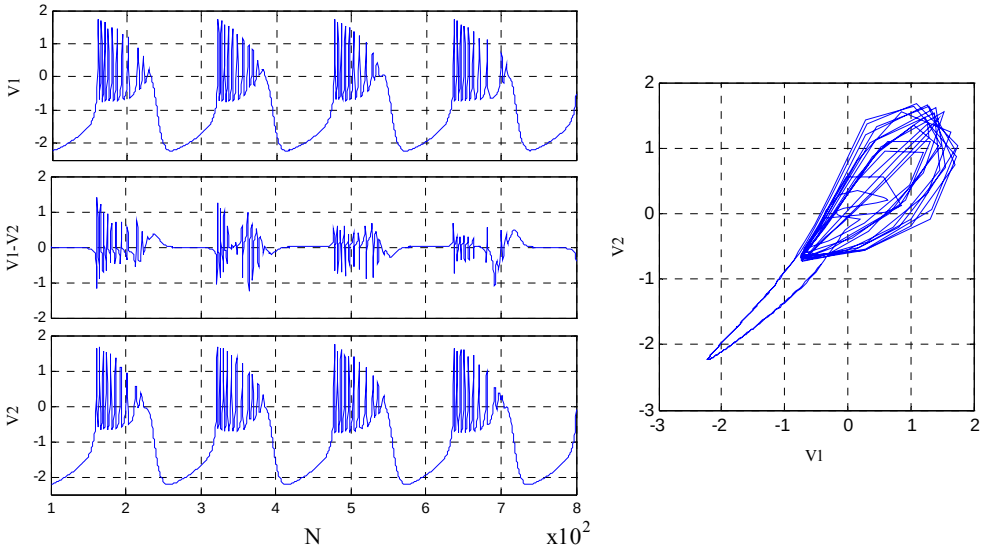
$$\begin{aligned} \dot{v} &= u - v^3 - bv + I - w - g_s \sigma(v_i) \sum_{j=1}^{N} \breve{c}_{ij} \gamma(v_i, v_j) \\ \dot{u} &= 1 - 5v^2 - u \\ \dot{w} &= \mu \left(s(v - v_{rest}) - w\right) \end{aligned} \tag{2.18}$$

Burada $\breve{c}_{ii} = \breve{c}_{jj} = 0$ ve $\breve{c}_{ij} = \breve{c}_{ji} = 1$'dir. Denklemde g_s parametresi kuplajlama ağırlığı olarak adlandırılmaktadır. Sinaptik kuplajlama durumunda $\gamma(v_i, v_j) = \gamma_s(v_j)$ $= \dfrac{1}{1 + e^{-k(v_j - \theta_s)}}$ ve $\sigma(v_i) = -(v_i - V_s)$ şeklinde ifade edilir. Bu fonksiyonlardaki sabit parametreler nümerik simülasyonlarda k=10, V_s=-2, θ_s=0.28 değerlerinde alınmıştır. Sinaptik kuplajlama için yapılan nümerik simülasyon çalışmasının sonuçları Şekil 2.17'de verilmiştir. Şekilden de görüleceği gibi sinaptik kuplajlama ile birleştirilen nöronlar asenkron davranış sergilerler. Bu nöronları senkron duruma getirmek için bazı kontrol metotları uygulanmaktadır [53-56].

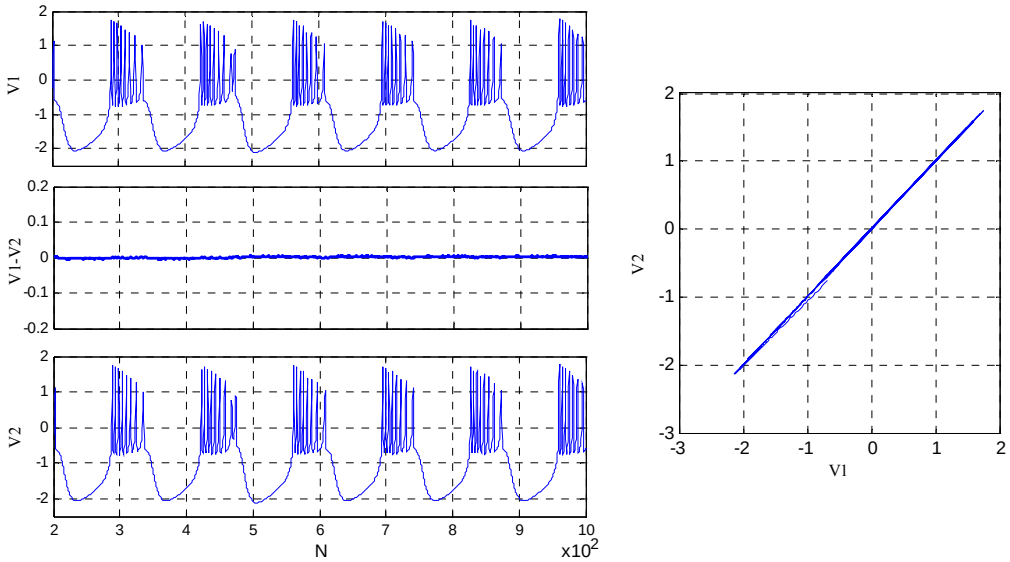


Şekil 2.17. Sinaptik kuplajlı HR nöronlarının membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi.

Elektriksel kuplajlama durumunda ise $\gamma(v_i, v_j) = \gamma_e(v_i, v_j) = (v_j - v_i)$ ve $\sigma(v_i) = 1$ şeklinde tanımlanmıştır. Elektriksel kuplajlanan iki nöron, kuplajlama parametresi g_s'nin değerine göre senkron ya da asenkron davranış sergileyebilmektedir. Bu çalışmada seçilen değerlere göre g_s'nin 0.52'den küçük olduğu durumlarda nöronlar Şekil 2.18'deki gibi asenkron davranırken, diğer durumda ise Şekil 2.19'daki gibi senkron davranış sergilerler [55].



Şekil 2.18. Elektriksel kuplajlı asenkron HR nöronlarının g_s=0.2 değeri için membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi.



Şekil 2.19. Elektriksel kuplajlı senkron HR nöronlarının g_s=0.8 değeri için membran potansiyelleri (v_1, v_2), membran potansiyelleri arasındaki hata işareti (v_1-v_2) ve v_1-v_2 ekseni gösterimi.

3. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN DONANIM ÇÖZÜMLERİ

Literatürde nöron modellerinin her biri için farklı tasarım tekniklerine sahip pek çok donanım uygulaması vardır. Nöron modellerinin donanım olarak elde edilmesinin avantajları şu şekilde sıralanabilir [57, 58]:

- Elektronik devreler fiziksel sistemlerdir. Matematiksel olarak tanımlanan ifadeler gerçek zamanlı olarak gerçeklenebilir.
- Elektronik donanımlar pek çok nöronun bir araya geldiği ağ yapısına uygundur.
- Modeldeki parametrelerin fiziksel olarak yorumlanmasını sağlarlar.
- Membranın elektrofizyolojik özellikleri ile ilgilidir.
- Devredeki elemanlar da matematiksel eşitliklerle ifade edilebilirler.

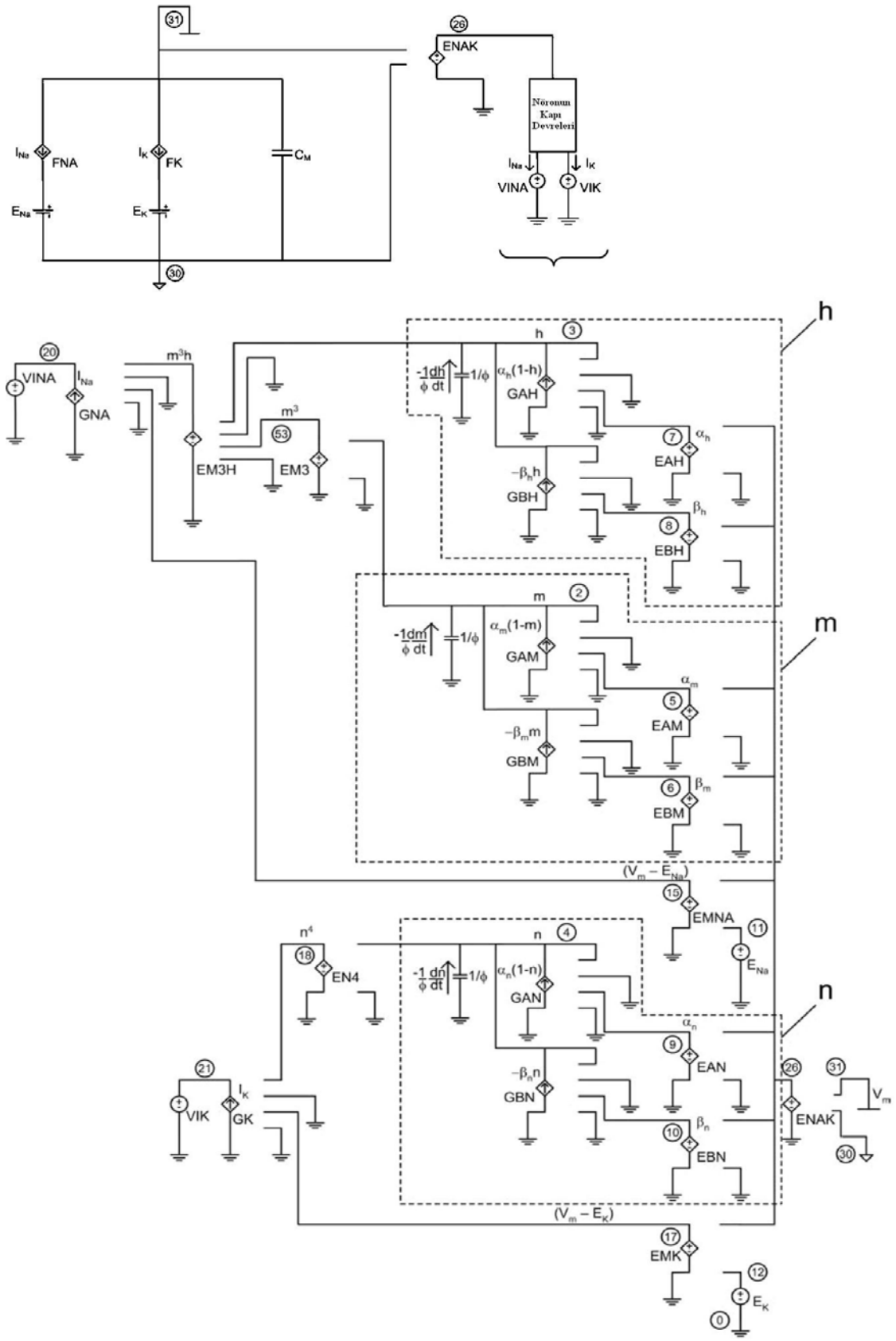
Elektronik gerçekleştirimlerinin avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da vardır:

- Gerçeklenmek istenen yapı kompleks bir sistemse, devre karmaşık hale gelebilir.
- Bazı işlemler nümerik simülasyonlarda daha kolay yapılabilir.
- Devredeki elemanlar gürültüden etkilenebilir.

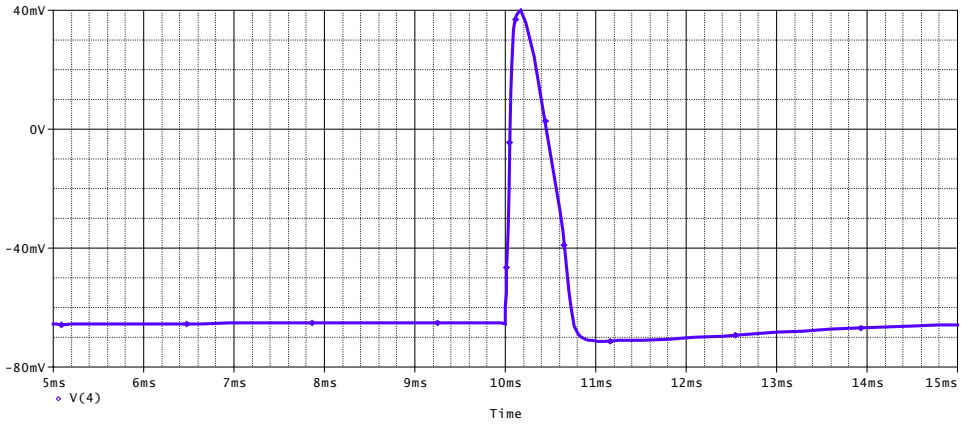
Bu olumsuzluklara rağmen, donanım çalışmaları nöronların modellenebilmeleri için uygun araçlardır. Pratik uygulamalarda gerçek zamanlı işaretlerin kullanılması sebebiyle, nöron modellerinin donanım uygulamaları ile gerçeklenmesi simülasyon çalışmalarından daha avantajlıdır [59, 61].

3.1. HH Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

Nöron modellerinin donanımla gerçekleştirimi üzerine HH Nöron Modeli kullanılarak yapılan transistör ve FET tabanlı ilk gerçekleştirimlerin ardından [10, 11, 62, 63], modelin farklı donanımlarla gerçekleştirimi üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle VLSI teknolojisi kullanılmıştır. 2μm BICMOS teknolojisi



Şekil 3.1. Bağımlı kaynaklarla gerçeklenen HH Nöron Modeli'nin devre şeması [65].

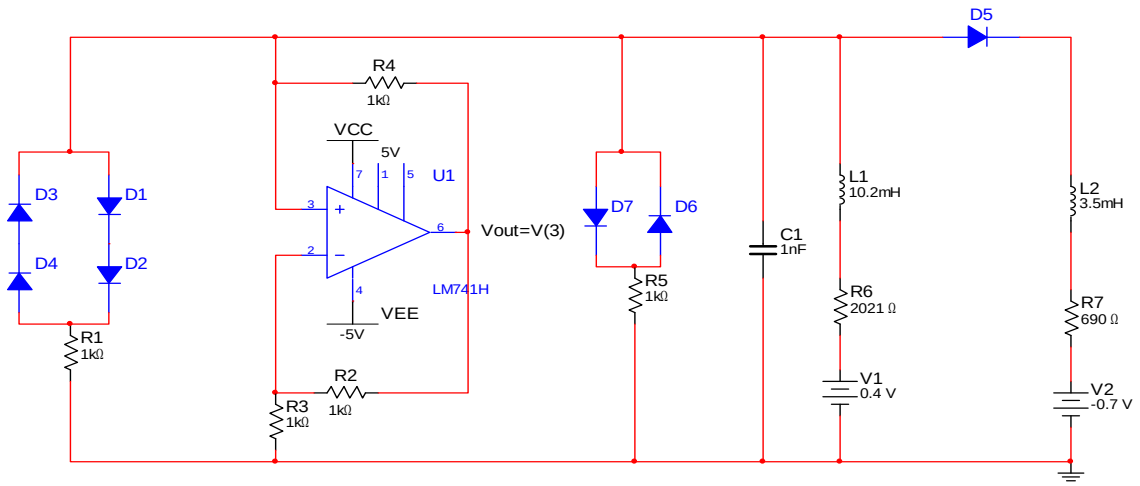


Şekil 3.2. Bağımlı kaynaklarla gerçeklenen HH Nöron Modeli'nin SPICE simülasyon sonucu.

kullanılarak yapılan donanım gerçekleştiriminin ardından [64], zayıf inversiyon yöntemi kullanılarak sistemin logaritmik domende modellendiği bir çalışma yapılmıştır [65]. CMOS teknolojisi kullanılarak 6 GHz'de çalışan bir trankondüktans kuvvetlendirici tasarlayıp, tasarlanan bu yapıyı kullanılarak HH Nöron Modeli'nin elde edildiği bir çalışma da literatürde mevcuttur [66]. HH Nöron modelinin voltaj kapılı kanallarının bağımlı voltaj ve akım kaynakları kullanılarak modellendikten sonra, nöron eşdeğer devresi ile birleştirilip sunulduğu bir yapıda oluşturulmuştur. Bu yapıya ait devre şeması Şekil 3.1'de, SPICE simülasyon sonucu Şekil 3.2'de sunulmaktadır [67]. Bu yapı nöronların davranışlarını simüle etmek amacı ile tasarlanmıştır.

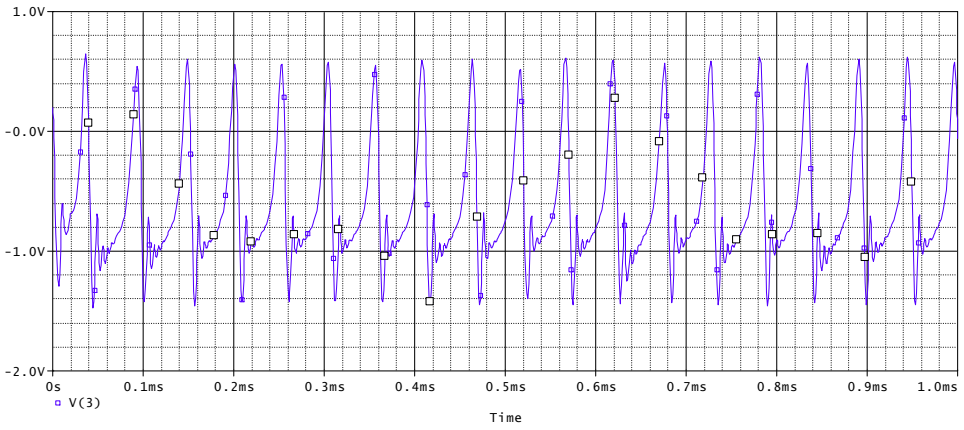
3.2. FHN Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

Bölüm 1.1'de de bahsedildiği gibi FHN Nöron Modeli'nin farklı donanımlar kullanılarak gerçeklendiği pek çok çalışma mevcuttur. Modelin CMOS gerçekleştirimlerinde, bu gerçekleştirimlerin kompakt bir yapı sunduğu ve birkaç nörondan meydana gelen bir yapının bu yöntemle küçük bir alan kaplayacak şekilde elde edilebileceği üzerinde durulmuştur [12, 13]. Optoelektronik gerçekleştirimde ise nonlineerliğin sağlanabilmesi için ayarlanabilir bir optoelektronik kaynak ve spektral filtre kullanılmıştır. Bu sistem kullanılarak oluşturulan nöron modelinin hem elektriksel uyarılara hem de optik uyarılara karşı hassas olduğu vurgulanmıştır [14]. Modelin VLSI gerçekleştiriminde onyedi transistör, iki kapasitör kullanılarak bir tasarım yapılmış ve harcanan güç 23 μW olarak hesaplanmıştır [18].



Şekil 3.3. Diyotların I-V karakteristiğinden yararlanılarak ayrık donanımlarla gerçekleştirilen FHN Nöron Modeli'nin devre şeması.

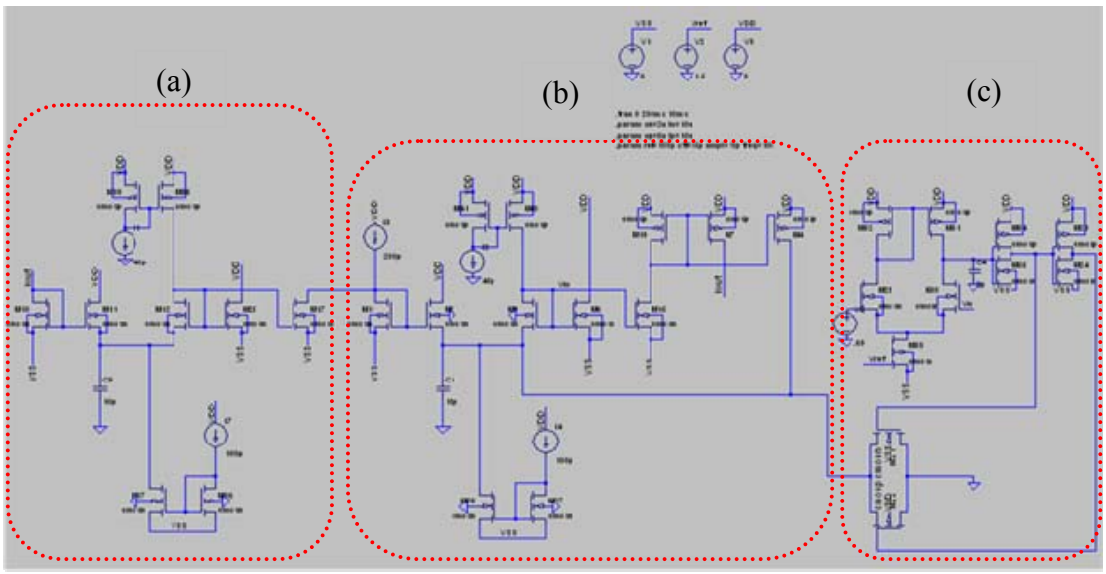
Modelin programlanabilir elemanlarla gerçekleştiriminde ise programlanabilirliğin ve yeniden yapılandırılabilirliğin avantajlarından bahsedilmiştir [16, 17]. FHN Nöron Modeli ayrık donanım kullanılarak da gerçeklenmiştir. Bu gerçekleştirim pratik uygulamalarda hızlı prototip sunmaktadır. Gerçekleştirimde op-amp, diyot, indüktör, kapasitör ve direnç kullanılmıştır. Modeldeki nonlineerliği sağlayan kübik fonksiyon diyotların I-V karakteristiği ile durum değişkenleri ise indüktör kullanılarak elde edilmiştir. Ayrık elemanlarla gerçeklenen iki FHN nöronu daha sonra sinaptik kuplaj devresi ile birleştirilmiş ve nöron etkileşimi deneysel olarak incelenmiştir [15]. Bu tasarımın devre şeması ve eleman değerleri Şekil 3.3'te; SPICE simülasyon sonucu ise Şekil 3.4'te sunulmaktadır.



Şekil 3.4. FHN Nöron Modeli'nin diyotlarla gerçekleştirimi üzerine yapılan çalışmanın SPICE simülasyon sonucu.

3.3. Izhikevich Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

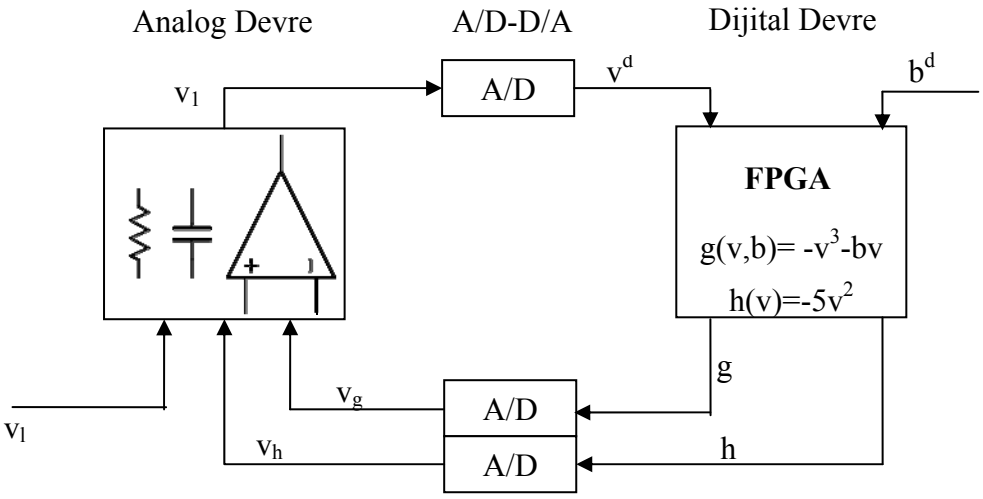
Izhikevich Nöron Modeli'nin kullanıldığı FPGA tabanlı gerçekleştirimlerden [19, 20], Bölüm 1.1'de bahsedilmişti. Bu çalışmalardan ikincisinde Izhikevich Nöron Modeli'ne dayanan ve yaklaşık 9000 nöronun kullanıldığı bir algoritma geliştirilerek bu algoritma karakter tanıma probleminde kullanılmıştır. Bu çalışma çok kapsamlı olup amacı nöron dinamiklerini deneysel olarak gözlemlemek değildir; fakat burada da FPGA donanımının hızı üzerinde durulmuş, nümerik simülasyonlardan yaklaşık 8.5 kat daha hızlı sonuç elde edildiği vurgulanmıştır. Izhikevich Nöron Modeli'nin dinamiklerinin MOS transistör [21] kullanılarak elde edildiği çalışmada ise birinci dereceden alçak geçiren filtreler ve çarpıcı devreler kullanılarak sistem modellenmiş, devredeki sabit parametrelerin ayarı ise bias voltajlarının ayarlanması ile elde edilmiştir. Modelin VLSI tabanlı gerçekleştirimleri de mevcuttur [22, 23]. Tez çalışması sırasında yayınlanmış olan FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirimler de nöron modelinin incelenmesi için bir donanım örneğidir [24]. Bu gerçekleştirimin detayları Bölüm 4'te sunulacaktır. Izhikevich nöron modelinin VLSI gerçekleştirimlerinden birine ait devre yapısı Şekil 3.5'te sunulmaktadır [22]. Bu devre yapısında (a) ile gösterilen kısım toparlanma parametresini, (b) ile gösterilen kısım membran potansiyelini, (c) ile gösterilen kısım ise membran geriliminin sıfırlanma parametresini temsil etmektedir. Bu devre MOSIS programının 90nm kütüphanesi kullanılarak simüle edilmiştir ve devrede dinlenme durumunda 0.2 nW, spike durumda ise 7 nW güç tüketilmektedir.



Şekil 3.5. MOS transistör tabanlı Izhikevich Nöron Modeli'nin devre şeması [22].

3.4. HR Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

HR Nöron Modeli ile ilgili VLSI tabanlı ve ayrık donanımla gerçeklenen çalışmalar mevcuttur [25, 26]. VLSI gerçekleştiriminde 2 V'luk bir voltaj kaynağı kullanılmış, voltaj kaynağının değerinin düşük olması sebebi ile modele ölçeklendirme işlemi uygulanmıştır. Devre MOS transistörlerle gerçeklenirken, 0.25µm CMOS teknolojisi kullanılmış ve toplam harcanan güç 163.4 µW olarak belirlenmiştir [25]. Ayrık donanımla gerçekleştiriminde ise FET girişli TL084 op-ampları, AD633 çarpıcıları, kazanç değerlerinin ayarlanması için dirençler ve durum değişkenlerinin elde edilmesi için kapasitörler kullanılmıştır [26]. HR nöron modelinin Hücresel Sinir Ağı yapısına uygun hale dönüştürüldükten sonra, ayrık devre donanımları ile gerçeklendiği bir donanım örneği de mevcuttur [28].

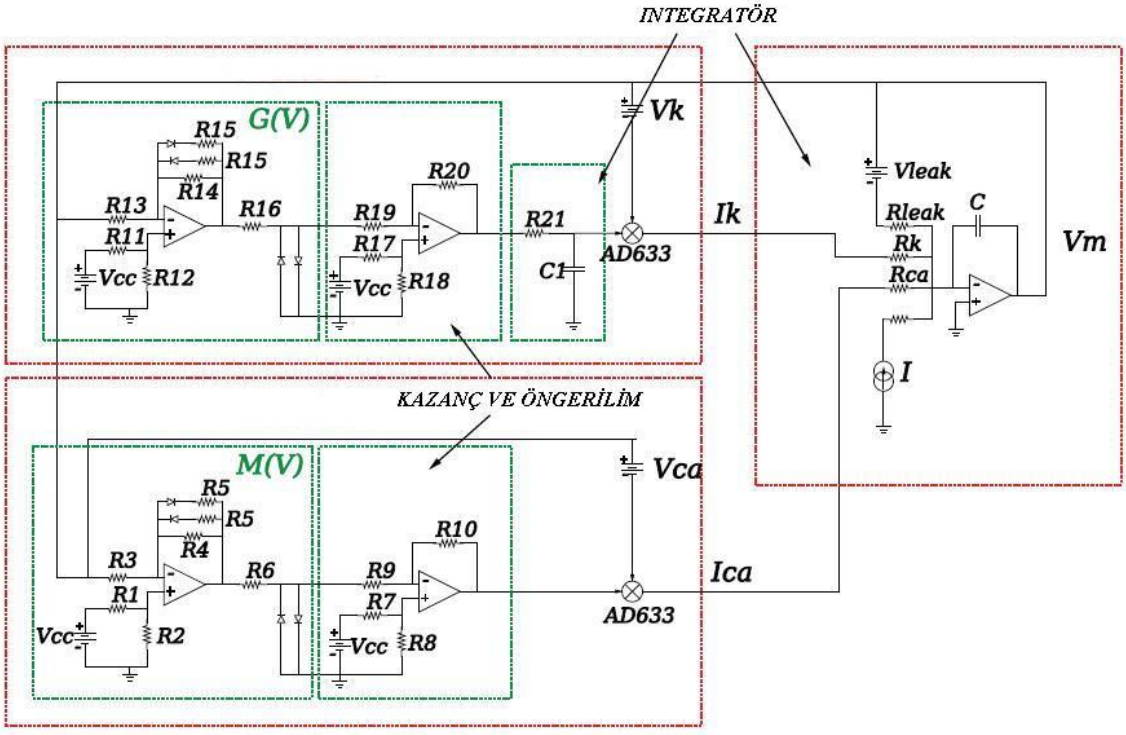


Şekil 3.6. FPGA&ayrık donanım tabanlı HR Nöron Modeli devresinin blok şeması [27].

Alternatif gerçekleştirimlerinden birisi de modeldeki nonlineer fonksiyonların FPGA elemanı, diğer kısımların ise ayrık donanımlarla gerçeklendiği bir çalışmadır. Bu yapıya ait bir blok diyagram Şekil 3.6'da sunulmaktadır. Burada Denk.2.6 ile tanımlanan modelde *v* durum değişkenindeki $g(v,b) = -v^3 - bv$ ifadesi ve *u* durum değişkenindeki $h(v) = -5v^2$ ifadesi FPGA elemanı ile gerçeklenmiş; modelin geriye kalan kısımları içinse ayrık donanımla gerçeklenen bir devre yapısı önerilmiştir [27].

3.5. Morris-Lecar HR Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

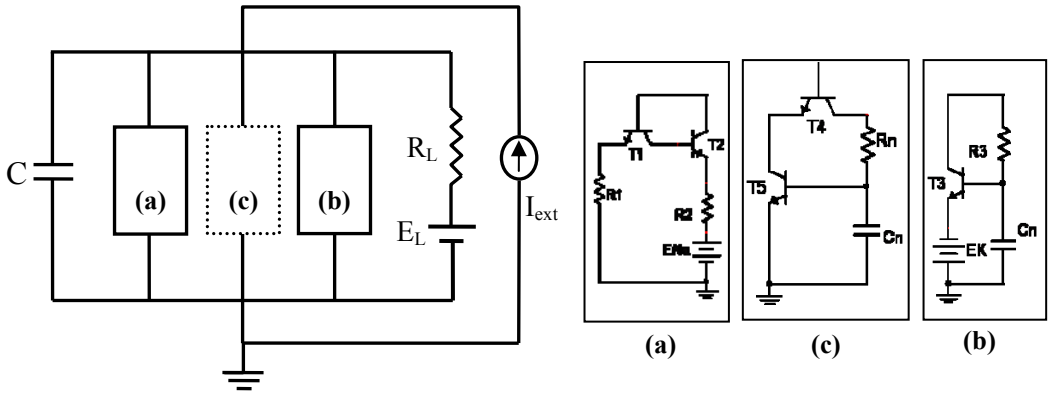
Morris-Lecar Nöron Modeli'nin donanım gerçeklemesi üzerine yapılan çalışmalarda biri, modelin VLSI tabanlı gerçekleştirimidir. Çalışmada kalsiyum için tanımlanan kondüktansın değişiminin, modelin dinamik davranışına etkisi üzerinde durulmuştur [68, 69]. Modelin FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirimleri de literatürde mevcuttur [70, 71]. Morris-Lecar Nöron Modeli'nin gerçekleştiriminin, dallanma diyagramının ve kuplajlamasının incelendiği bir tez çalışması da yapılmıştır [58]. Bu çalışmada modelin ayrık donanımlarla gerçekleştirimi için önerilen devre yapısı Şekil 3.7'de sunulmaktadır.



Şekil 3.7. Ayrık donanım tabanlı Morris-Lecar Nöron Modeli devresinin blok şeması [58].

3.6. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli

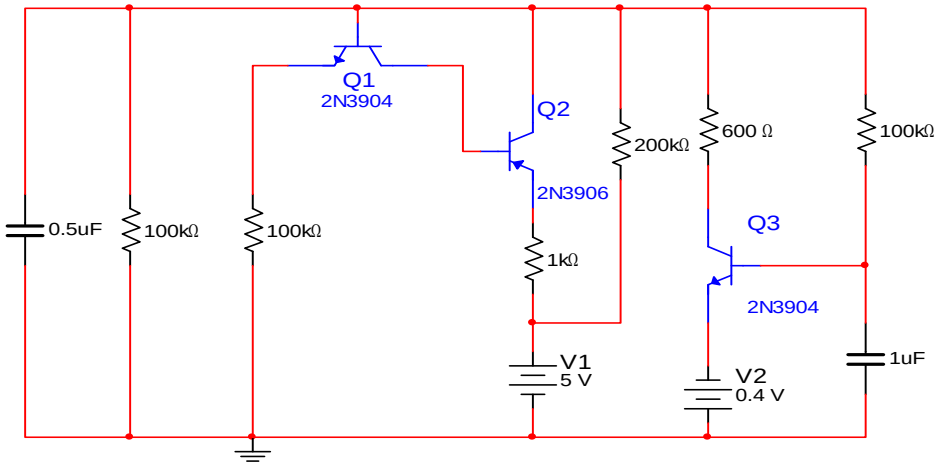
Hardware Nöron Modeli, nöron davranışlarını matematiksel denklemler yerine transistörle açıklayan bir nöron modelidir. HH Nöron Modeli ile tanımlanan membran potansiyeli V, membran kapasitansı C, yük direnci R_L, yüklerin Nernst denge potansiyeli E_L ve uygulanan harici akımları temsil eden I_{ext} ile oluşturulan bir modeldir. Modelin devre şeması Şekil 3.8'de sunulmaktadır.



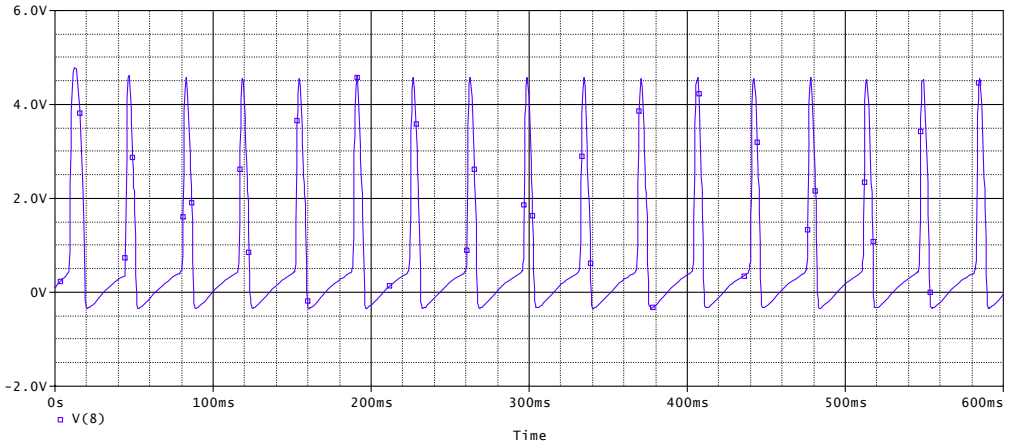
Şekil 3.8. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin devre şeması [50].

Bu devre yapısındaki (a) ve (b) alt devreleri sırası ile sodyum, potasyum iyonik kanallarını temsil etmektedir. Alt devreler içerisinde E_{Na} ve E_K ile temsil edilen voltaj kaynakları da, sodyum ve potasyum için Nernst denge potansiyellerini temsil etmektedir. Bu voltaj kaynaklarına paralel bağlı transistörler ve dirençlerle ise iyonik kondüktanslar elde edilmektedir [57]. Devredeki parametrelerin Şekil 3.9a'da seçilen değerlere ayarlanması sonucu nöronun spike davranışı elde edilmektedir. Bu devreye ait SPICE simülasyon sonucu Şekil 3.9b'de sunulmaktadır.

Modelin burst davranışı sergileyebilmesi için Şekil 3.8'de bulunan devreye (c) ile ifade edilen alt devre eklenmektedir. Bu yapının eklenip uygun eleman değerleri seçilerek burst davranışının elde edildiği devre yapısı Şekil 3.10a'da, bu yapıya ait SPICE simülasyon sonucu ise Şekil 3.10b'de sunulmaktadır.

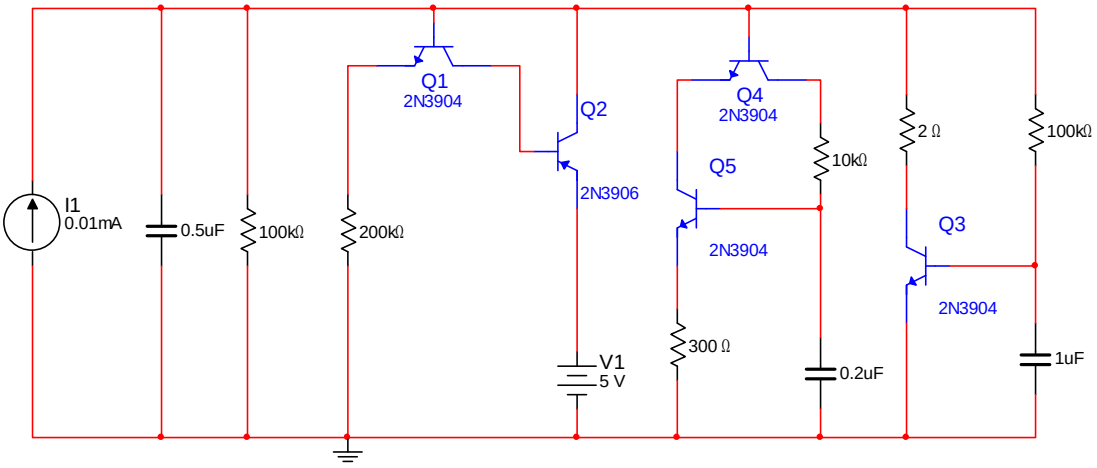


(a)

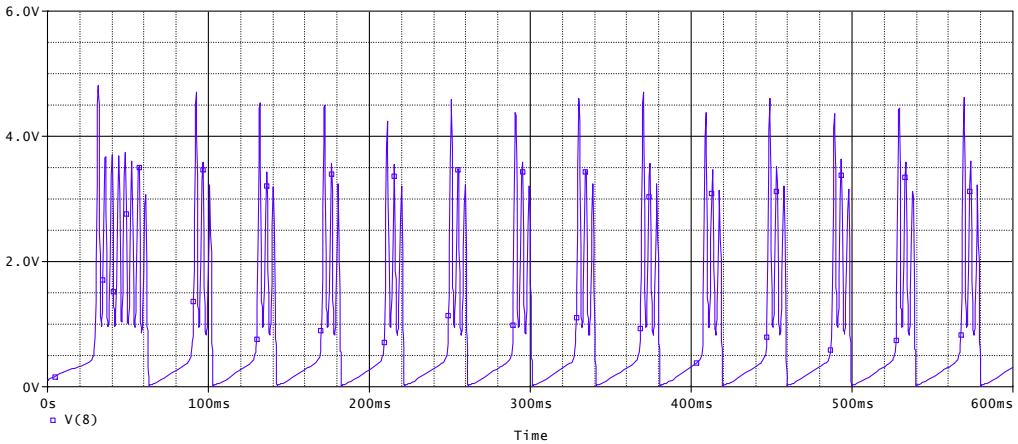


(b)

Şekil 3.9. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin spike davranışı için a) Devre şeması, b) Spice simülasyon sonucu.



(a)

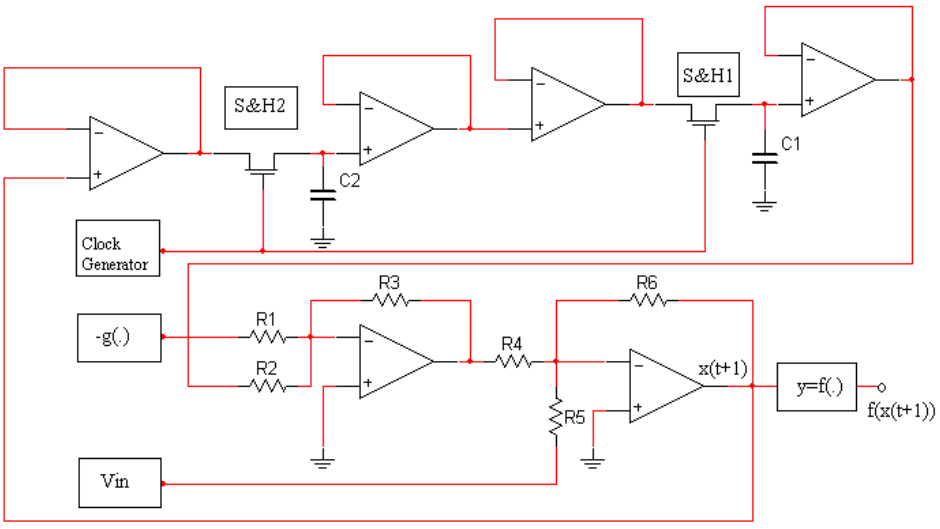


(b)

Şekil 3.10. Pulse Tipi Hardware Nöron Modeli'nin burst davranışı için a) Devre şeması, b) Spice simülasyon sonucu.

3.7. Kaotik Nöron Modeli'nin Donanım Uygulamalarının İncelenmesi

Kaotik Nöron Modeli için farklı tasarım tekniklerinin kullanıldığı donanım gerçekleştirimleri mevcuttur. Modelin VLSI, ayrık donanım ve anahtarlamalı kapasitörlerle gerçekleştirimlerinin yanı sıra [36, 38, 39], CMOS gerçekleştirimleri de önerilmiştir [72, 73]. Bu gerçekleştirimlerden birinde anahtarlamalı kapasitör tekniği tabanlı 0.5 µm CMOS teknolojisi kullanılarak analog bir tümdevre tasarlanmıştır [73]. Tasarlanan bu tümdevrenin kaotik nöron modelinin uygulama alanlarından birisi olan ve üzerinde pek çok çalışma yapılmış [74, 75] optimizasyon problemlerinde kullanılabileceği vurgulanmıştır. Modelin donanım gerçekleştirimlerine örnek olması açısından Denk.2.9 ile tanımlanan mutlak değer fonksiyonu tabanlı kaotik nöron modeli yapısına ait devre şeması Şekil 3.11'de sunulmaktadır [38]. Bu gerçekleştirimde kaotik nöron modeli; birkaç op-amp, Sample&Hold devreleri, bir clock üreteci ve iki nonlineer fonksiyon bloğu ile tasarlanmıştır ve tasarlanan devre 0.8 µm CMOS teknolojisi kullanılarak üretilmiştir.



Şekil 3.11.Op-amp tabanlı Kaotik Nöron Modeli'nin blok diyagramı [38].

Bu bölümde nöron modellerinin ayrık donanım gerçekleştirimleri ve VLSI tabanlı gerçekleştirimlerinden birkaç örnek sunulmuştur. Bu gerçekleştirimlerden ayrık donanımların kullanıldığı sistemler nöron davranışlarının incelenmesi için hızlı prototip sunmaktadır, fakat Hardware Nöron Modeli'nde olduğu gibi sistemin farklı bir özellik sergilemesi istendiğinde ilave elemanlara ve yeni tasarım yöntemlerine ihtiyaç

duyulmaktadır. Ayrıca birden fazla nöronun etkileşimini incelemek için nöronların birleştirilmesi durumunda, devre karmaşası artmaktadır. VLSI tabanlı gerçekleştirimler ise kompakt bir yapı sunmasına rağmen, bu sistemlerde yeniden yapılandırılabilirlik özelliği yoktur. Örneğin, sistemde farklı bir nonlineer fonksiyon kullanılmak istendiğinde, model yeniden tasarlanacak ve her yeni tasarım için yeni bir nöron tümdevresi üretilecektir. Bu sebeplerden dolayı nöron modellerini programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir elemanlar kullanarak tasarlamak; parametre hassasiyeti, tasarımın yeniden yapılandırılabilmesi, hızlı prototip sunması ve kompakt bir yapı ile devre karmaşasını ortadan kaldırması gibi sebeplerle avantajlı hale gelmektedir. Bölüm 4'te nöron modellerinin bazılarının programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirimleri üzerinde durulacaktır.

4. BÖLÜM

NÖRON MODELLERİNİN ANALOG VE DİJİTAL PROGRAMLANABİLİR ELEMANLARLA GERÇEKLEŞTİRİMİ

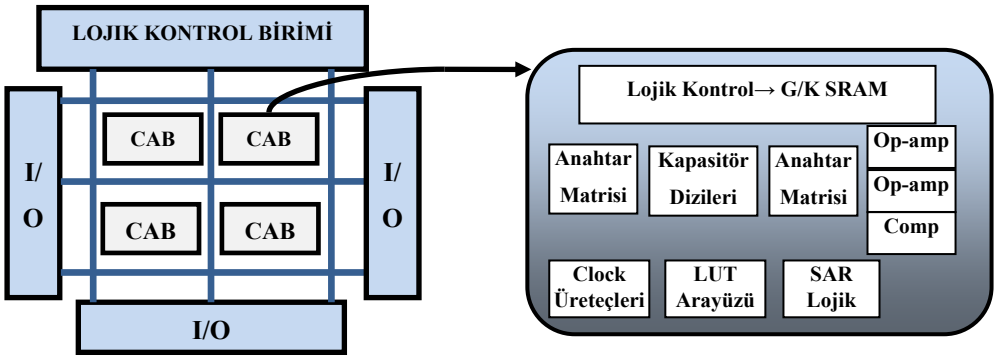
Bu bölümde FHN, Izhikevich, HR nöron modellerinin FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirim detayları sunulacaktır. HR nöronlarının ele alındığı kısımda, bu nöronların senkronizasyon davranışının programlanabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirim ayrıntıları da ele alınacaktır. Ardından kaotik nöron modelinin FPAA tabanlı gerçekleştirimi sunulacaktır. Son olarak iki nörondan oluşan basit bir kaotik ağın FPAA elemanı ile gerçekleştirimi üzerinde durulacaktır.

4.1. Alan Programlanabilir Analog Diziler (FPAA)

FPAA (Field Programmable Analog Array), alan programlanabilir analog diziler; analog ve hibrid devrelerin tasarımında kararlılık, doğruluk ve hızlı prototip teknikleri sunan, temel analog işlemleri içeren ve farklı analog fonksiyonları gerçekleştirmek için elektriksel olarak yeniden programlanabilen tümdevrelerdir.

FPAA elemanı Şekil 4.1a'da da görüleceği gibi, giriş çıkış portlarından, lojik kontrol biriminden ve elemanın hafızasını belirleyen ve CAB (Configurable Analog Block) adı verilen yapılandırılabilir analog bloklardan meydana gelir. Bir FPAA bordunun hafızasının yetmediği tasarımlarda FPAA bordları birleştirilebilir [76].

Analog işlemler CAB blokları içerisinde gerçekleşir ve bu işlemler için anahtarlamalı kapasitör tekniği kullanılmaktadır. Entegre tasarımları sırasında yarıiletken üzerinde kapasitör oluşturmak direnç oluşturmaktan daha kolaydır.



(a) (b)

Şekil 4.1. a) FPAA blok diyagramı, b) CAB'in içyapısı.

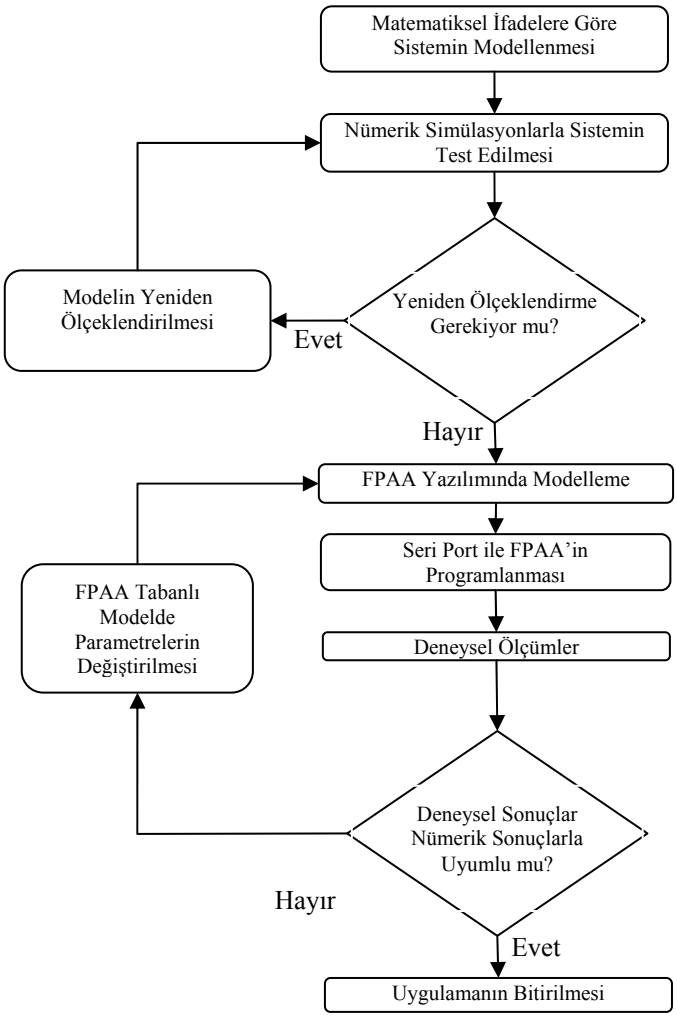
Ayrıca kapasitörlerde güç tüketimi olmaz ve devrede direnç gerekli olduğunda anahtarlamalı kapasitörler, direnç gibi davranabilir. Yeniden programlanabilir kapasitörler sayesinde ihtiyaç duyulan direnç değerleri, daha doğru ve kararlı bir şekilde elde edilebilir. Şekil 4.1b'de bir CAB'in blok diyagramı verilmektedir. CAB içerisindeki *lojik kontrol*, dış dünyadan gölge SRAM'e bilgiyi transfer eder ve konfigürasyon SRAM'e de bu bilgiyi kopyalar. *Anahtar matrisler*, konfigürasyon SRAM tarafından kontrol edilen ve devre bağlantıları için kullanılan iki dizilik anahtarlara sahip olan yapılardır. *Kapasitör dizileri*; içerisinde birçok küçük ama eşit boyutta kapasitör bulunan ve bu kapasitörlerin istenilen kapasitans değerleri için programlanabildiği yapılardır.

FPAA'ler tasarım sırasında ihtiyaç duyulan analog fonksiyonları gerçekleştirmek, CAB' ler arasındaki ve diğer gerekli olan arabağlantıları düzenlemek için yazılım geliştirme programı kullanırlar. Bu çalışmada Anadigm firmasının ürettiği AN231E04 bordu kullanılmıştır. Anadigm firmasının ürettiği bordları programlayabilmek için Anadigm Designer2 programı kullanılmaktadır. Bu programda çeşitli analog fonksiyonları gerçekleştirmek için önceden tanımlı CAM (Configurable Analog Modules) olarak adlandırılan yapılandırılabilir analog bloklar mevcuttur. Bu blokların listesi Tablo 4.1'de verilmektedir, ayrıca programda bütün CAM blokları için ayrıntılı dokümantasyon mevcuttur [77]. Tez çalışmasında her bir nöron modeli için farklı CAM blokları kullanılmıştır. Kullanılan bu bloklarla ilgili özellikler, deneysel sonuçların verileceği bölümde sunulacaktır.

Tablo 4.1. AnadigmDesigner2 yazılımında kullanılan CAM Listesi.

CAM	Description	Version	Approved
ADC-SAR	Analog to Digital Converter (SAR)	1.0.0	Yes
Comparator	Comparator	1.1.0	Yes
Differentiator	Inverting Differentiator	1.0.2	Yes
Divider	Divider	1.0.0	Yes
FilterBilinear	Bilinear Filter	1.0.1	Yes
FilterBiquad	Biquadratic Filter	1.0.1	Yes
FilterLowFreqBi...	Low Corner Frequency Bilinear LPF (External...	1.0.0	Yes*
GainHalf	Half Cycle Gain Stage	1.0.0	Yes
GainHold	Half Cycle Inverting Gain Stage with Hold	1.0.0	Yes
GainInv	Inverting Gain Stage	1.0.0	Yes
GainLimiter	Gain Stage with Output Voltage Limiting	1.0.0	Yes*
GainPolarity	Gain Stage with Polarity Control	1.1.0	Yes
GainSwitch	Gain Stage with Switchable Inputs	1.1.0	Yes
GainVoltageCo...	Voltage Controlled Variable Gain Stage	1.0.0	Yes
Hold	Sample and Hold	1.0.0	Yes
HoldVoltageCo...	Voltage Controlled Sample and Hold	1.1.0	Yes
Integrator	Integrator	1.1.0	Yes
Multiplier	Multiplier	1.0.0	Yes
MultiplierFilterL...	Multiplier with Low Corner Frequency LPF (E...	1.0.0	Yes*
OscillatorSine	Sinewave Oscillator	1.0.2	Yes
PeakDetect2	Peak Detector	1.0.3	No
PeriodicWave	Arbitrary Periodic Waveform Generator	1.0.2	Yes
RectifierFilter	Rectifier with Low Pass Filter	1.0.1	Yes
RectifierHalf	Half Cycle Rectifier	1.0.0	Yes
RectifierHold	Half Cycle Inverting Rectifier with Hold	1.0.0	Yes
SquareRoot	Square Root	1.0.0	Yes
SumBiquad	Sum/Difference Stage with Biquadratic Filter	1.0.1	Yes
SumDiff	Half Cycle Sum/Difference Stage	1.0.0	Yes
SumFilter	Sum/Difference Stage with Low Pass Filter	1.0.1	Yes
SumIntegrator	Sum/Difference Integrator	1.1.0	Yes
SumInv	Inverting Sum Stage	1.0.0	Yes
SumFilter	Sum/Difference Stage with Low Pass Filter	1.0.1	Yes
SumIntegrator	Sum/Difference Integrator	1.1.0	Yes
SumInv	Inverting Sum Stage	1.0.0	Yes
TransferFunction	User-defined Voltage Transfer Function	1.0.0	Yes
Transimpedance	Transimpedance Amplifier	1.0.0	Yes*
Voltage	DC Voltage Source	1.0.0	Yes
ZeroCross	Zero Crossing Detector	1.1.0	Yes

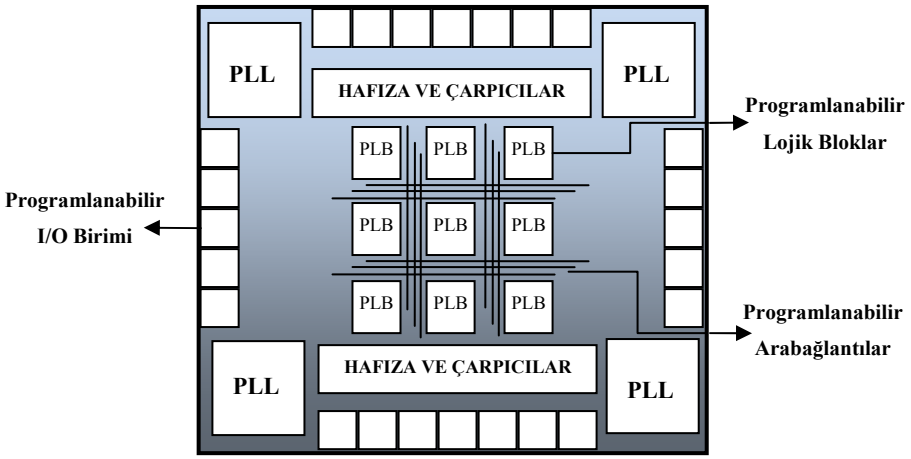
FPAA'ler; analog fonksiyonları gerçekleştirmek için elektriksel olarak yeniden programlanabilen tümdevrelerdir. FPAA üzerinde gerçeklenmek istenen sistem, öncelikle nümerik analizlerle test edilmelidir. Bunun sebebi, FPAA elemanı ±2V satürasyon seviyesine sahiptir. Satürasyon seviyesini aşan parametrelere yeniden ölçeklendirme işlemi uygulanır. Ölçeklendirme işleminden sonra modeldeki fonksiyonlara karşılık gelen uygun CAM blokları belirlenir. Bu bloklar arasındaki arabağlantılar arayüz programı üzerinde oluşturulur. Modellenen sistem bir seri port aracılığı ile FPAA borduna gönderilir. Bord üzerinde bulunan giriş çıkış birimlerinden yararlanılarak, osiloskop yardımı ile gerekli ölçümler yapılır. Elde edilen sonuçlar nümerik simülasyonlarla karşılaştırılır. Sonuçlar uyuşuyorsa işlem sonlandırılır, aksi durumda sistem davranışını etkileyen parametreler üzerinde küçük değişiklikler yapılarak doğru cevap elde edilmeye çalışılır. Şekil 4.2'de bu süreci özetleyen bir akış diyagramı verilmiştir.



Şekil 4.2. FPAA Tabanlı Gerçekleştirimler için akış diyagramı.

4.2. Alan Programlanabilir Kapı Dizileri (FPGA)

FPGA, alan programlanabilir kapı dizileri küçük sayısal bloklar ve bu bloklar arasındaki ara bağlantılardan oluşan, programlanabilme ve yeniden yapılandırılabilme özelliğine sahip ve en önemlisi standart işlemcili sistemlerin aksine tamamen paralel bir şekilde, anlık çalışan sayısal tümdevrelerdir. FPGA elemanı Şekil 4.3'ten de görüleceği gibi, programlanabilir giriş çıkış birimleri, programlanabilir arabağlantılar, clock kanalı ve PLL, hafıza birimi ve çarpıcılar, programlanabilir lojik bloklar içermektedir. FPGA içerisindeki; *programlanabilir I/O birimi* elemanın giriş çıkış portlarıdır. *Programlanabilir arabağlantılar* lojik blokların ve I/O birimlerinin kendi aralarında programlanmasını sağlar. Bunun yanı sıra birimler arasındaki bağlantıları da gerçekleştirir. Clokların kanallar üzerinde bozulmasını önlemek için *clock kanalları*; uygulanan clock sinyalinin farklı frekanslarda ayarlanabilmesi için de *PLL* blokları



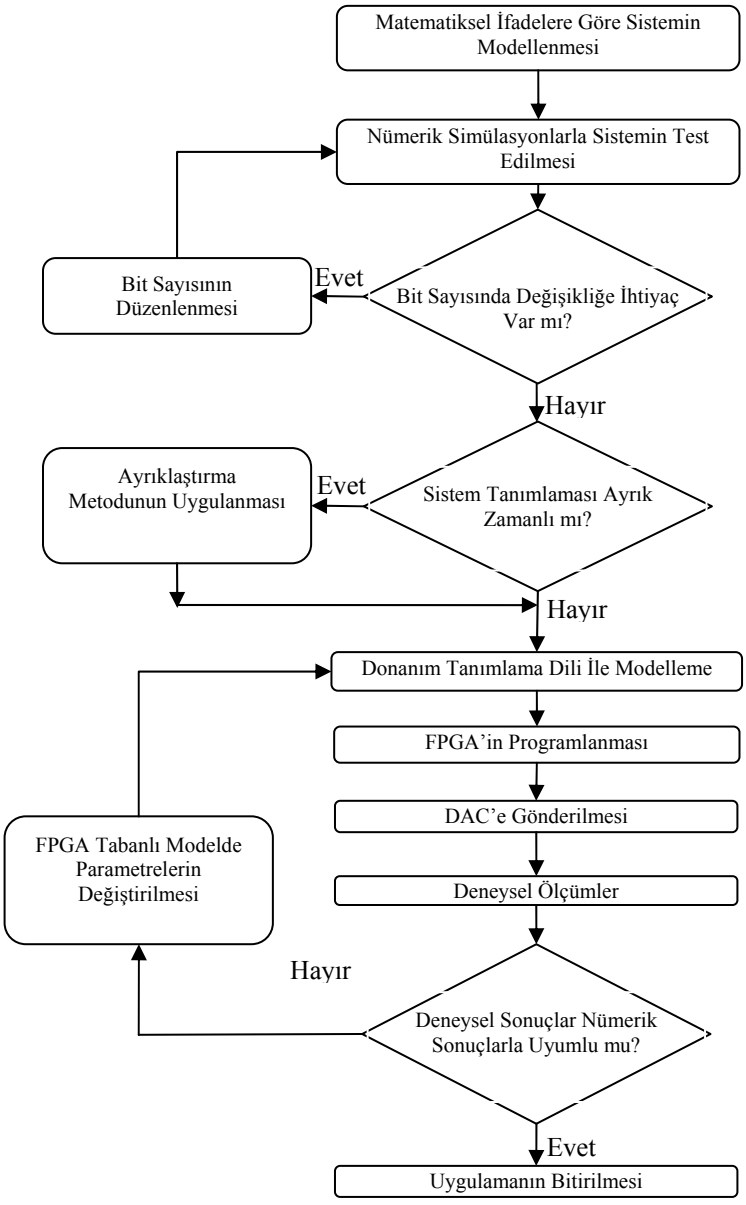
Şekil 4.3. FPGA'in iç yapısı.

kullanılmaktadır. Çarpma işlemi ya da hafıza gerektiren işlemler programlanabilir lojik bloklarda çok fazla yer kaplamaktadır, bu işlemler için *hafıza ve çarpıcı* blokları geliştirilmiştir. *Programlanabilir lojik bloklar* ise en basit hali ile LUT (Look-Up Table), mux ve flip-floptan oluşan yapıdır. LUT kullanıcı tanımlı bir fonksiyonun çıkışlarını içeren hafıza elemanıdır. Mux elemanı lojik birimdeki flip-flopların kullanılıp kullanılmayacağını belirler. Tasarım, ardışıl bir tasarımsa flip-floplar kullanılır.

FPGA'ler de FPAA'lere benzer şekilde tasarım sırasında oluşturulan fonksiyonları gerçekleştirmek ve birimler arasındaki arabağlantıları düzenlemek için yazılım geliştirme programı kullanırlar. FPGA'lerin programlanabilmesi için ABEL, Verilog, VHDL (Very high speed integrated circuit Hardware Description Language) gibi programlama dilleri kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında yapılan tasarımlarda donanım tanımlama dili olarak VHDL ile 32-bit sabit noktalı nümerik tanımlama kullanılmıştır. FPGA bordu olarak Altera firmasının ürettiği DE0 bordu seçilmiştir [78]. Bu bord üzerinde bulunan CycloneIII tümdevresinde 15408 lojik eleman, 504Kbit hafıza birimi, 56 adet çarpıcı, 4 adet PLL ve 20 clock kanalı bulunmaktadır. Tez çalışmasında her bir nöron modeli tasarımı için farklı teknikler kullanılmıştır. Kullanılan tekniklere ait detaylar ilerleyen bölümlerde sunulacaktır.

FPGA üzerinde gerçeklenmek istenilen modelde tam sayılar ve ondalık kısımlara ayrılan bit sayısının yeterliliğini görmek için, model öncelikle nümerik simülasyonla test edilir. Kullanılan bit sayısı yeterli değilse ya ondalık kısım ve tam kısım arasında yeni bir düzenleme yapılır ya da bit sayısı artırılır. FPGA'nın sayısal yapısı sebebiyle

sürekli zamanda tanımlanan sistemler çeşitli ayrıklaştırma metotları ile ayrık zamanlı hale dönüştürülür. Ayrık zamanlı hale dönüştürülen sistem donanım tanımlama dilleri kullanılarak, uygun bir arayüz programı ile modellenip FPGA borduna yollanır. FPGA elemanının çıkışları da sayısaldır, bu sebeple bir DAC (Digital Analog Convertor) kullanılarak çıkışlar analog hale getirilir. Elde edilen deneysel sonuçlar DAC bloğunun çıkışından osiloskop yardımı ile ölçülebilir. Şekil 4.4'te bu süreci özetleyen bir akış diyagramı verilmiştir.



Şekil 4.4. FPGA tabanlı gerçekleştirimler için akış diyagramı.

4.3. FitzHugh-Nagumo Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı Gerçekleştirimleri

FHN Nöron Modeli'nin programlanabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirimleri için Denk. 2.4'teki tanımlamalar kullanılacaktır. Denklemdeki sabit parametrelerin değerleri, Şekil 2.2'de sunulan nümerik simülasyon için kullanılan değerlere ayarlanacaktır.

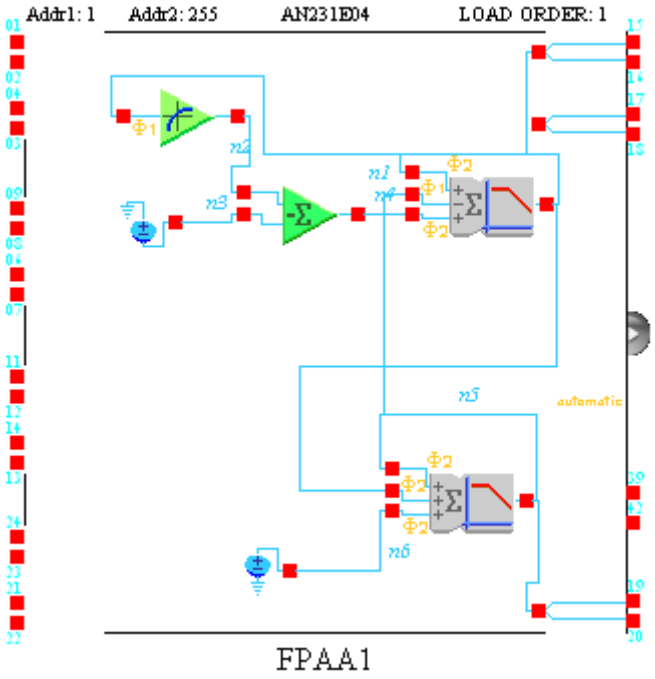
4.3.1. FHN Nöron Modelinin FPAA Gerçekleştirimi

FHN Nöron modelinin FPAA tabanlı gerçekleştiriminde Şekil 4.2'de verilen akış diyagramına göre sistemin nümerik analizi incelenmiştir. Her iki dinamikte de ±2V satürasyon seviyesi aşılmamaktadır, fakat ölçeklendirme yapılmadan gerçeklenen sistemde v değişkeni satürasyona gitmiştir. Bu sebeple v değişkeni ölçeklendirilmiştir. FPAA tabanlı gerçekleştirimde Şekil 4.5'te görüldüğü gibi arayüz programında önceden tanımlanan CAM bloklarından SUMFILTER, TRANSFER FUNCTION, SUMINV ve VOLTAGE blokları kullanılmıştır. Modelde membran potansiyelini ve toparlanma parametresini ifade eden, diferansiyel denklemlerle tanımlanan v ve u durum değişkenlerini gerçeklemek için kullanılacak olan blok SUMFILTER bloğudur. Bu blok bir adet tek kutuplu alçak geçiren filtreye ve üç adet ağırlıklandırılabilir analog girişe sahiptir. SUMFILTER bloğu üzerinde işlem yapmak için sisteme Laplace dönüşümünün uygulanması gerekmektedir. Ölçeklendirilen ve Laplace Dönüşümü uygulanan sistemin son hali Denk.4.1'de sunulmaktadır.

$$\begin{aligned} \dot{v} &= 4v - 2u + 0.523 - 4v^3 \\ \dot{u} &= 0.66v - 0.733u + 0.233 \end{aligned} \tag{4.1}$$

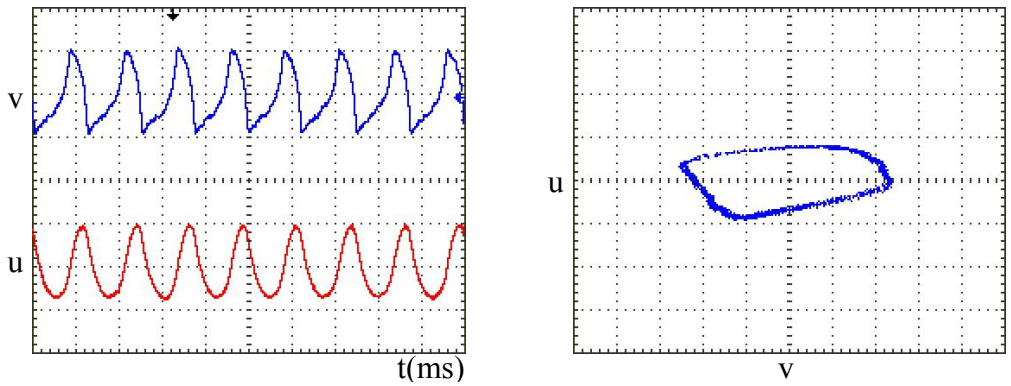
Denk.4.1'deki *"*$4v$-$1.5u$*"* ifadesi SUMFILTER bloğundaki girişlere uygulanmıştır. *"*0.523*"* değeri sabit bir değerdir ve dc voltaj kaynağı VOLTAGE bloğu ile gerçeklenmiştir. *"*$4v^3$*"* ifadesi transfer FUNCTION bloğu ile oluşturulmuştur. Bu blok, kullanıcı tarafından belirlenen LUT'a göre 256 adımlık bir çıkış voltajı üretir. *"*0.523-$4v^3$*"* ifadesini elde etmek için SUMINV bloğu kullanılmıştır. Bu blok ağırlıklandırılabilir iki işareti topladıktan sonra, toplam işaretini evirerek çıkışa aktaran bir bloktur. u durum değişkenindeki sabit değer de dc voltaj kaynağından alınmıştır.

Bütün parametreler SUMFILTER bloğu ile toplanarak alçak filtreden geçirilip çıkışa aktarılmıştır.



Şekil 4.5. FHN Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması.

Arayüzde gerçeklenen bu yapı seri port ile AN231E04 borduna gönderilerek deneysel ölçümler yapılmıştır. Bu gerçekleştirime ait *v* ve *u* değişkenleri için zaman domeni gösterimi Şekil 4.6a'da, faz portresi gösterimi Şekil 4.6b'de sunulmaktadır.



(a) (b)

Şekil 4.6. FPAA tabanlı FHN Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike Davranışı, x: 0.5V/div, y: 0.5V/div, Time/div: 2.5 ms; b) v-u faz portresi gösterimi, x: 0.2V/div, y: 0.5V/div.

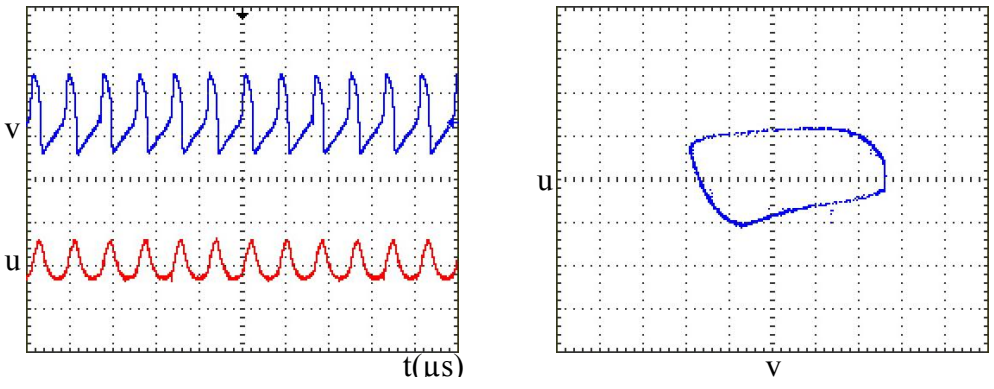
4.3.2. FHN Nöron Modelinin FPGA Gerçekleştirimi

Nümerik simülasyonda gerekli düzenlemelerin yapılmasının ardından FHN Nöron Modeli'nin FPGA tabanlı gerçekleştirimi için Denk. 2.4'teki sürekli zamanlı denklemler ayrık zamanlı bir yapıya dönüştürülmüştür. Ayrık zamanlı dönüşüm için Euler Ayrıklaştırma Metodu kullanılmış ve Denk.4.2'deki fark denklemleri elde edilmiştir. Burada ayrıklaştırma sabiti Δh=0.01 seçilmiştir.

$$\begin{aligned} v_{n+1} &= v_n + \Delta h[c(v_n - u_n + I - {v_n}^3/3)] \\ u_{n+1} &= (v_n - bu_n + a)/c \end{aligned} \tag{4.2}$$

Elde edilen fark denklemleri Altera Quartus II programı kullanılarak donanım tanımlama dili VHDL ile 32-bit sabit noktalı nümerik tanımlama kullanılarak gerçeklenmiştir. Denklemdeki *"v^3"* ifadesini elde etmek için çarpıcı blokları kullanılmıştır. Diğer işlemler programlanabilir lojik bloklarla gerçeklenmiştir. DE0 bordu üzerindeki pinlerden paralel olarak alınan işaret DAC0808 sayısal /analog dönüştürücüsüne uygulanmış [79] ve deneysel ölçümler yapılmıştır. FPGA tabanlı gerçekleştirime ait *v* ve *u*'nun zaman domeni gösterimleri Şekil 4.7a'da, faz portresi gösterimi ise Şekil 4.7b'de görülmektedir.

Şekil 4.6'da FPAA tabanlı gerçekleştirim için elde edilen sonuçların ve Şekil 4.7'de FPGA tabanlı gerçekleştirim için elde edilen sonuçların Şekil 2.2'deki nümerik sonuçlarla ve birbirleriyle uyuştuğu görülmektedir.



(a) (b)

Şekil 4.7. FPGA tabanlı FHN Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike Davranışı, x: 5 V/div, y: 5V/div, Time/div: 100µs; b) v-u faz portresi gösterimi, x: 2V/div, y: 5V/div.

4.4. Izhikevich Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı Gerçekleştirimleri

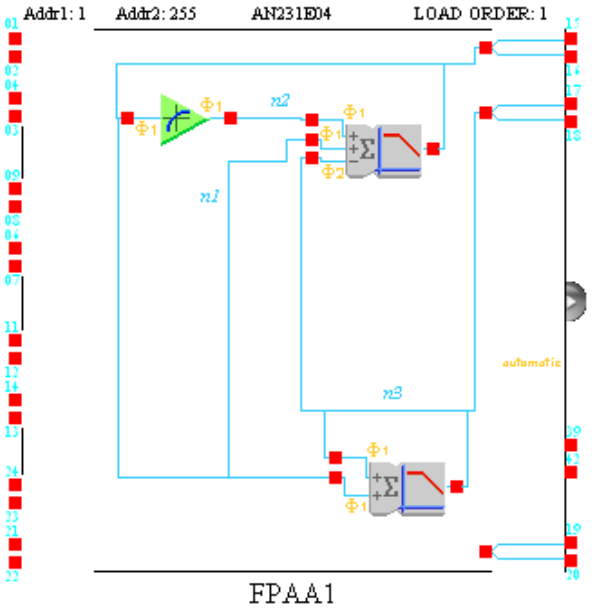
Nöron dinamiklerinden pek çoğunu sergileyebilen bu modelin programlanabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirimi için, Denk.2.5'teki denklem tanımlamaları kullanılmıştır. Gerçekleştirimler için Bölüm 2.3'teki nümerik simülasyonlardan yararlanılmıştır. Modelin FPGA tabanlı gerçekleştiriminde elemanının programlanabilirlik avantajının yanı sıra sonuçları gözlemlemede kolaylık sağlayan bir anahtarlama mekanizması önerilmiş ve modeldeki değişken parametrelerin değerleri nümerik simülasyonla aynı değerlere ayarlanmıştır.

4.4.1. Izhikevich Nöron Modelinin FPAA Tabanlı Gerçekleştirimi

Izhikevich Nöron Modeli'nin spike davranışına ait Şekil 2.3'teki simülasyon sonuçları incelendiğinde v durum değişkeninin satürasyon seviyesini aştığı görülmektedir. Bu sebeple FPAA tabanlı gerçekleştirim için denklem yeniden ölçeklendirilmelidir. Ölçeklendirme işlemi yapıldıktan sonra SUMFILTER bloğu kullanıldığı için sisteme Laplace Dönüşümü uygulanmıştır. Bu işlemler sonucunda elde edilen eşitlikler Denk.4.3'te verilmiştir.

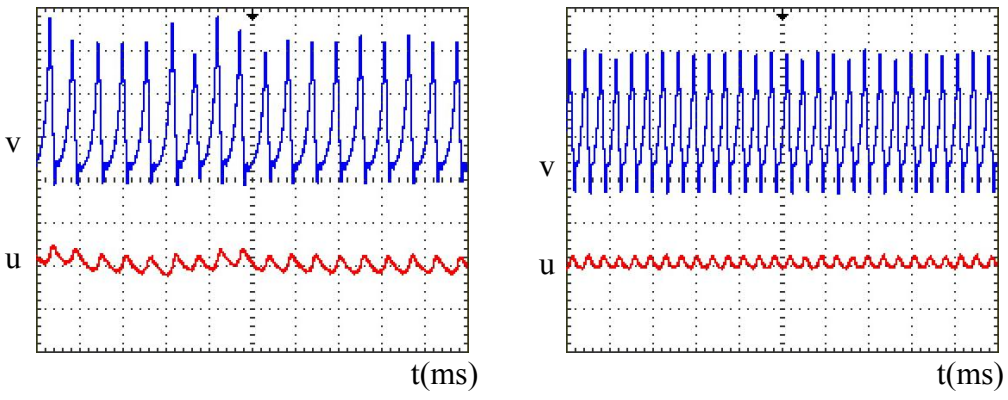
$$\begin{aligned} \dot{v} &= v + (1.2v^2 + 5v + 4.67 + I) - 0.13u \\ \dot{u} &= u + a(bv - u) \\ v \geq 1mV \quad &\Longrightarrow \quad \begin{matrix} v \leftarrow c \\ u \leftarrow u + d \end{matrix} \end{aligned} \tag{4.3}$$

FPAA tabanlı gerçekleştirimde Şekil 4.8'de görüldüğü gibi SUMFILTER, TRANSFER FUNCTION blokları kullanılmıştır. Denkleme uygulanan ölçeklendirme işleminden dolayı sabit parametrelerin değerleri değişmiştir. FPAA tabanlı gerçekleştirim için kullanılan parametrelerin yeni değerleri; a=0.02, b=1.5, c=-2.167, d=2, I=0.33'tür. Bu değerler kullanılarak membran potansiyelini temsil eden v değişkeni içerisindeki $(1.2v^2+5v+4.67+I)$ fonksiyonu ve karşılaştırma işlemi nümerik analiz programında TRANSFER FUNCTION bloğunun tanımlamasına uygun olacak şekilde 256 adım için hesaplatılmış, elde edilen değerler bu bloğa gömülmüştür. Geriye kalan $(v\text{-}0.13u)$ fonksiyonu ise SUMFILTER bloğunun girişlerine uygulanarak elde edilmiştir. Toparlanma parametrelerini temsil eden u değişkenindeki sabit değerler yerine yazılarak bir düzenleme yapılırsa denklem $\dot{u} = 0.98u + 0.3v$ şeklinde sadeleşir. Bu sadeleşmiş fonksiyon SUMFILTER bloğu ile gerçeklenebilir.



Şekil 4.8. Izhikevich Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması.

FPAA tabanlı Izhikevich nöron modeline ait deneysel sonuçlar Şekil 4.9'da sunulmaktadır. Bu deneysel sonuçlar modelin spike davranışına aittir. Spike davranışında nümerik simülasyonda da üzerinde durulan, harici akımı temsil eden I parametresinin değerinin artırılmasıyla gözlemlenen frekans artışı FPAA elemanı üzerinde de gözlemlenmiştir. Deneysel sonuçlardan ilki nümerik simülasyonlarda I=14, ölçeklendirme sonrası I=0.33 değerine; ikincisi ise nümerik simülasyonlardaki I=50, ölçeklendirme sonrası I=1.17 değerine aittir.



(a) (b)

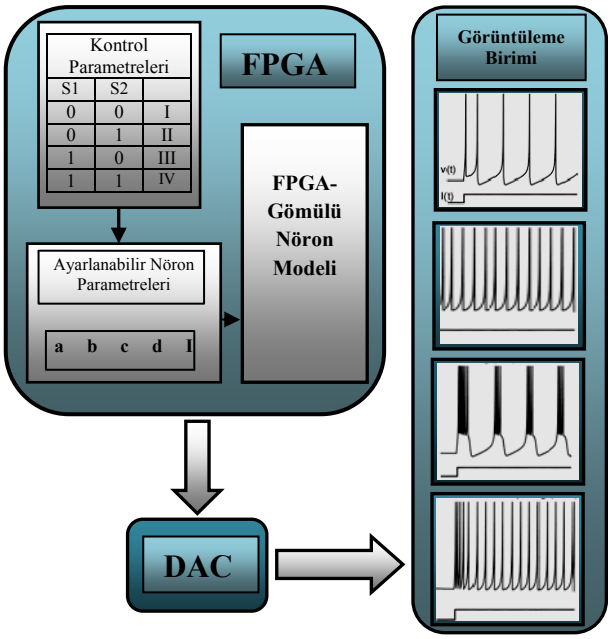
Şekil 4.9. FPAA tabanlı Izhikevich Nöron Modelinin a) I=0.33 b) I=1.17 değerleri için deneysel sonuçları, x: 0.5 V/div, y: 0.5V/div, Time/div: 0.5ms.

4.4.2. Izhikevich Nöron Modelinin FPGA Tabanlı Gerçekleştirimi

Izhikevich Nöron Modeli'ne ait nümerik simülasyonlarda gerekli düzenlemelerin yapılmasının ardından modelin FPGA tabanlı gerçekleştirimi için Denk. 2.5'teki sürekli zamanlı denklemler ayrık zamanlı bir yapıya dönüştürülmüştür. Ayrık zamanlı dönüşüm için Euler Ayrıklaştırma metodu kullanılmış ve Denk.4.4'deki fark denklemleri elde edilmiştir. Burada ayrıklaştırma sabiti Δh=0.01 olarak seçilmiştir.

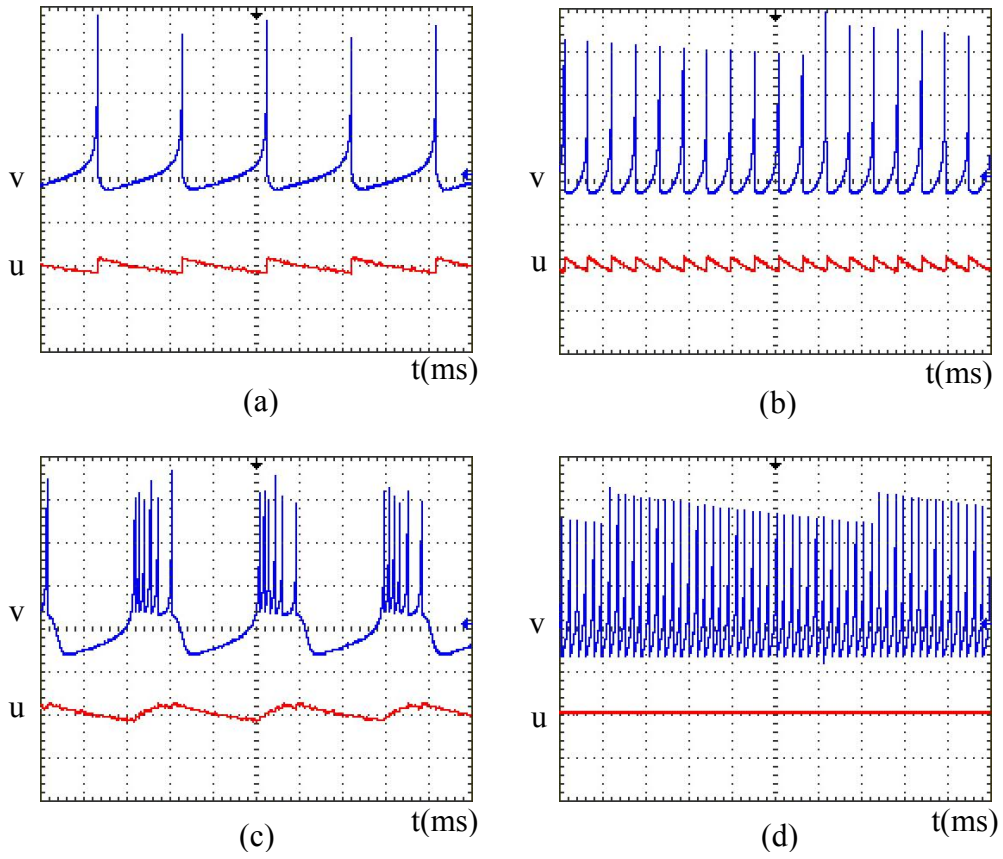
$$\begin{aligned} v_{n+1} &= 0.04{v_n}^2 + 5v_n + 140 - u_n + I \\ u_{n+1} &= a(bv_n - u_n) \\ v_{n+1} \geq 1mV \quad &\Longrightarrow \quad \begin{aligned} v_{n+1} &\leftarrow c \\ u_{n+1} &\leftarrow u_n + d \end{aligned} \end{aligned} \tag{4.4}$$

Elde edilen fark denklemleri FPGA tabanlı FHN Nöron modeline benzer şekilde Altera Quartus II programı kullanılarak donanım tanımlama dili VHDL ile 32-bit sabit noktalı nümerik tanımlama kullanılarak gerçeklenmiştir. Bu çalışmada FPGA elemanının programlanabilirlik avantajının yanı sıra sonuçları gözlemlemede kolaylık sağlayan bir anahtarlama mekanizması oluşturulmuştur. Izhikevich Nöron Modeli'nin zengin dinamiklerinden bazılarını parametre ayarı yapmadan veya elamanı yeniden programlamaya ihtiyaç duymadan aynı sistem üzerinde gözlemleyebilmek için; eleman, farklı anahtarlar etkinleştirildiğinde farklı dinamikler elde edilecek şekilde programlanmıştır.



Şekil 4.10. FPGA tabanlı Izhikevich Nöron Modeli için oluşturulan deneysel düzenek.

Şekil 4.10'da verilen bu anahtarlama mekanizmasında farklı dinamikler için devrenin tekrar tekrar kurulması yerine; genel bir devre yapısı oluşturularak, her bir durumda değişken parametreler olan *a*, *b*, *c*, *d* ve *I*'ya karşılık gelen sinyaller atanmış ve bu sinyaller genel devre yapısına uygulanmıştır. Bu sayede FPGA üzerinde bulunan sınırlı alandan tasarruf edilmiştir. Anahtarlar; [S1, S2]=[0, 0] konumundayken düzenli spike durumu, [S1, S2]=[0, 1] konumundayken düzenli spike durumunda uygulanan dc akım *I* değerinin değişimi ile gözlemlenen frekans değişimi, [S1, S2]=[1, 0] konumundayken burst durumu, [S1, S2]=[1, 1] konumunda ise hızlı spike durumu gözlemlenebilir. FPGA tabanlı gerçekleştirimi sonucu elde edilen düzenli spike, düzenli spike durumundayken *I* parametresine bağlı frekans değişimi, nöronun burst durumu ve hızlı spike durumu sırasıyla Şekil 4.11a-d' de sunulmaktadır.



Şekil 4.11. FPGA tabanlı Izhikevich Nöron Modeli için deney sonuçları, (a) Düzenli spike durumu (I=14), (b) Düzenli spike durumu (I=50), (c) Burst durumu, (d) Hızlı spike durumu. [Üstteki işaretler v değişkeni x: 1V/div, alttaki işaretler u değişkeni y: 1V/div Time/div:1ms].

Izhikevich Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleştiriminde spike davranışına ait elde edilen sonuç, orijinal nöron davranışını yansıtması açısından FPGA tabanlı gerçekleştirim kadar etkin değildir. Ayrıca FPAA tabanlı gerçekleştirimde nöron modelinin spike davranışı dışında diğer davranışlar da gözlemlenememiştir. Buradaki en önemli etkenin Izhikevich nöron modeli ile ilgili yapılan ayrıntılı matematiksel modelleme ve teorik analiz çalışmalarında modelin sürekli zamanlı tanımlanmasından ziyade ayrık zamanlı sistem tanımlamasının kullanılması olduğu düşünülmektedir. FPGA tabalı gerçekleştirimde elde edilen sonuçlar ise Bölüm 2.3'te sunulan Izhikevich nöron modeli için yapılan simülasyon sonuçların hepsi ile uyumludur.

4.5. Hindmarsh-Rose Nöron Modelinin FPAA ve FPGA Tabanlı Gerçekleştirimleri

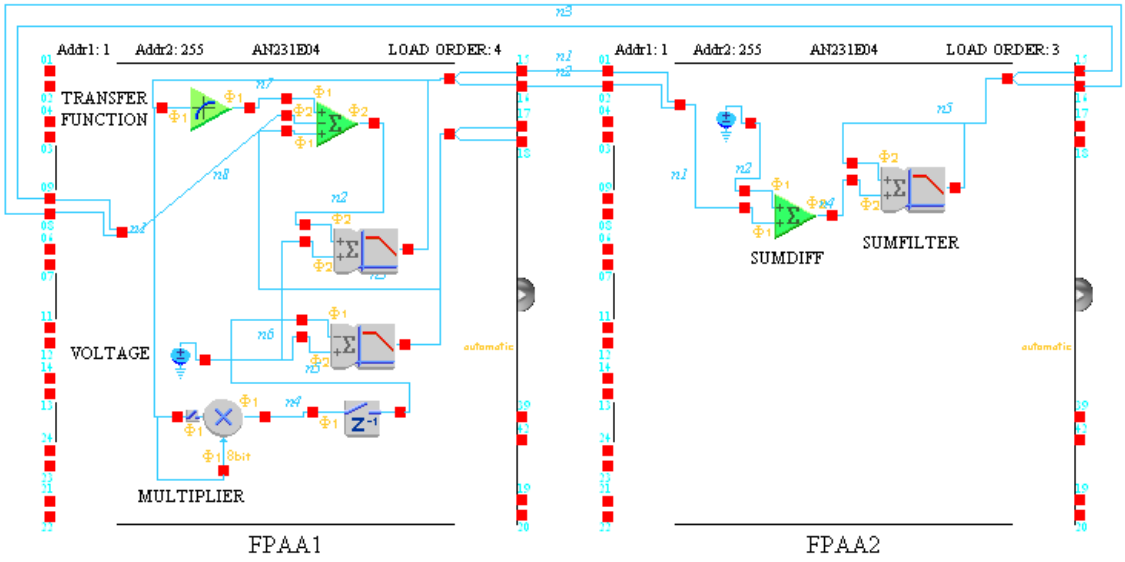
Çalışmanın bu kısmında HR Nöron Modeli'nin dinamik davranışları ve elektriksel olarak kuplajlanmış iki HR nöronun senkronizasyonu, analog gerçekleştirimlere bir örnek olması açısından FPAA elemanı ile gerçekleştirilmiştir. Ardından sayısal gerçekleştirimlere örnek olması açısından, FPGA elemanı kullanılarak nöron modelinin dinamik davranışları ve nöronların senkronizasyon durumu elde edilmiştir. Programlanabilir analog ve dijital elemanlarla gerçekleştirimler için, Denk.2.6 ve 2.18'deki matematiksel tanımlamalar kullanılmıştır. Gerçekleştirimler için Bölüm 2.4'teki nümerik simülasyonlardan yararlanılmıştır. Bu kısımda da FPGA tabanlı gerçekleştirimler için denklemlerdeki değişken parametrelerin değerleri nümerik simülasyonlarla aynı değerlere ayarlanmıştır.

4.5.1. HR Nöron Modelinin FPAA Tabanlı Gerçekleştirimi

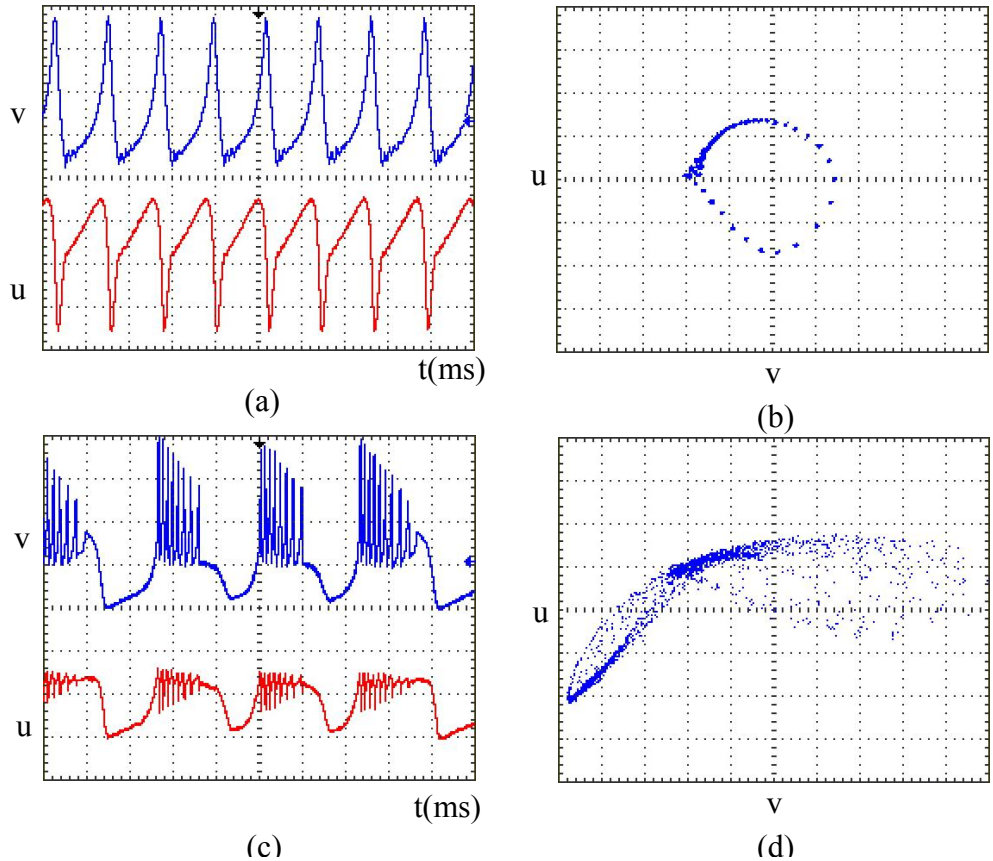
Şekil 2.6'daki nümerik simülasyon sonuçları incelendiğinde, nöron modelinin v-u faz portresi gösterimlerinden u durum değişkeninin ±2V olan satürasyon seviyesini aştığı görülmektedir. Satürasyon problemini elimine etmek için Denk.2.6 yeniden ölçeklendirilmelidir. Bu modelin FPAA gerçekleştiriminde de diferansiyel denklemlerle ifade edilen durum değişkenleri SUMFILTER bloğu kullanılarak gerçeklenecektir. Bu sebeple ölçeklenen modele Laplace dönüşümü uygulanacaktır. Bu işlemler gerçekleştirildikten sonra elde edilen denklemler Denk. 4.5'te sunulmaktadır.

$$\begin{aligned} \dot{v} &= v - v^3 + bv^2 + I - aw + cu \\ \dot{u} &= e - fv^2 \\ \dot{w} &= 0.9976w + (0.016 + 0.02v) \end{aligned} \tag{4.5}$$

Şekil 4.12'de de görüleceği gibi, modelin FPAA tabanlı gerçekleştiriminde SUMFILTER, TRANSFER FUNCTION, MULTIPLIER ve VOLTAGE blokları kullanılmıştır. Denklemdeki *v, u* ve *w* durum değişkenleri SUMFILTER blokları ile gerçeklenmiştir. *v* durum değişkeni içerisinde yer alan $(v\text{-}v^3\text{+}bv^2)$ ifadesi TRANSFER FUNCTION bloğu kullanılarak gerçeklenmiştir. *u* durum değişkeni içerisindeki (fv^2) fonksiyonu MULTIPLIER bloğu ile gerçeklenmiştir. Bu blok iki adet girişe sahiptir ve bu girişe uygulanan işaretlerin çarpım sonuçlarını çıkışına yansıtmaktadır. Membran giriş akımını ifade eden I parametresini ve denklem içerisindeki diğer sabit parametreleri gerçeklemek için çıkışında ±2 V dc işaret üretebilen VOLTAGE bloğu kullanılmıştır. *v* durum değişkeni üçten fazla toplama ifadesinden meydana geldiği için SUMFILTER bloğunun girişlerine bu ifadelerin hepsi aynı anda uygulanamamıştır. $[(v\text{-}v^3\text{+}bv^2)\text{-}aw\text{+}cu]$ girişlerini toplamak için SUMDIFF bloğu kullanılmıştır. Bu blok kazançlarının ve işaretlerinin ayarlanabildiği dört adet girişe sahiptir. Bu girişlerden ikisi on/off durumuna ayarlanabilmektedir. Bu blok SUMFILTER bloğuna benzemektedir, fakat çıkışında filtre yoktur.



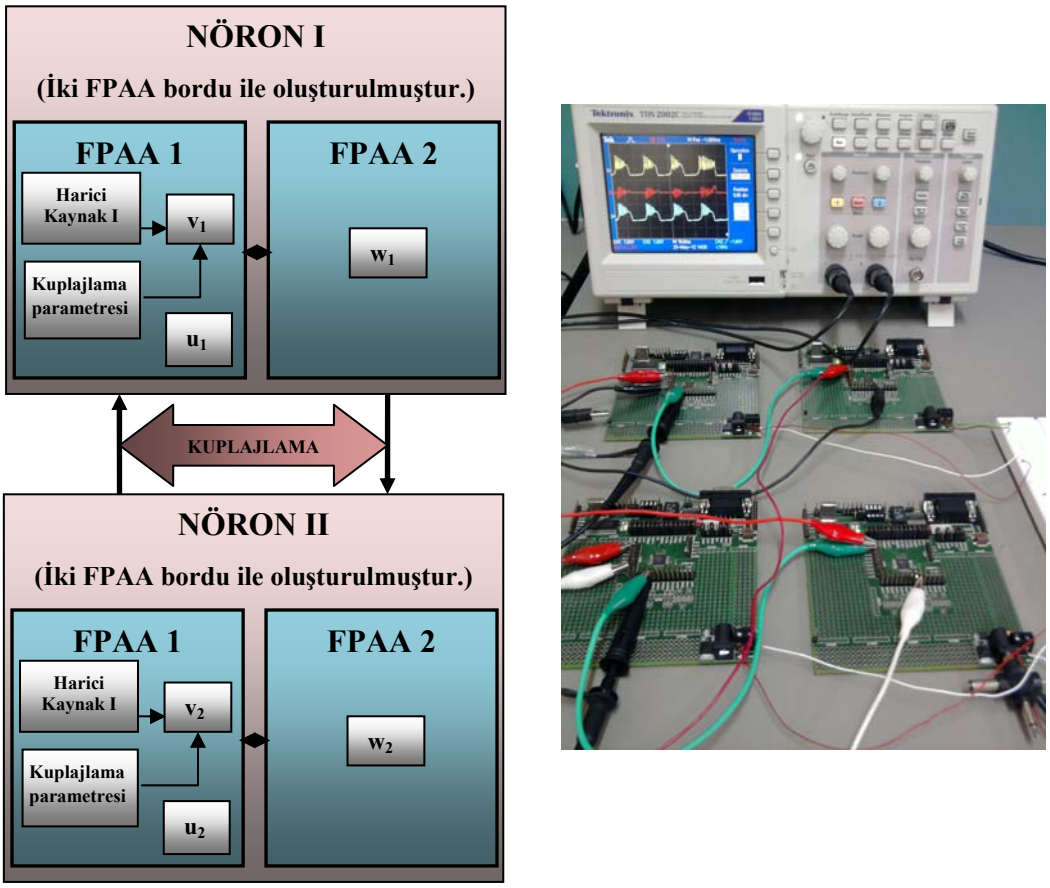
Şekil 4.12. HR Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleşirim şeması.



Şekil 4.13. FPAA tabanlı HR Nöron Modelinin deney sonuçları, a) Spike davranışı, x: 0.5 mV/div, y: 0.5mV/div, time/div: 1ms, b) Spike davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 0.5mV/div, y: 0.5 mV/div, c) Burst davranışı, x: 0.5 mV/div, y: 0.5 mV/div, time/div: 10ms, d) Burst davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 0.2 mV/div, y: 0.2 mV/div.

Nöron modelinin spike davranışı sergileyebilmesi için Denk.4.5'teki sabit parametreler a=2, b=2.96, c=4, f=3.125, e=0.125, I=0.5 değerlerine ayarlanmıştır. FPAA tabanlı HR nöron modelinin spike davranışına ait zaman domeni ve v-u faz portresi gösterimleri Şekil 4.13a ve 4.13b'de sunulmaktadır. Burts davranışının elde edilebilmesi içinse aynı parametreler elemanın arayüz programında a=2, b=2.6, c=10, f=0.055, e=1, I=0.8 değerlerine ayarlanmış ve model borda gönderilmiştir. Burst davranışına ait zaman domeni ve v-u faz portresi gösterimleri Şekil 4.13c ve 4.13d'de sunulmaktadır.

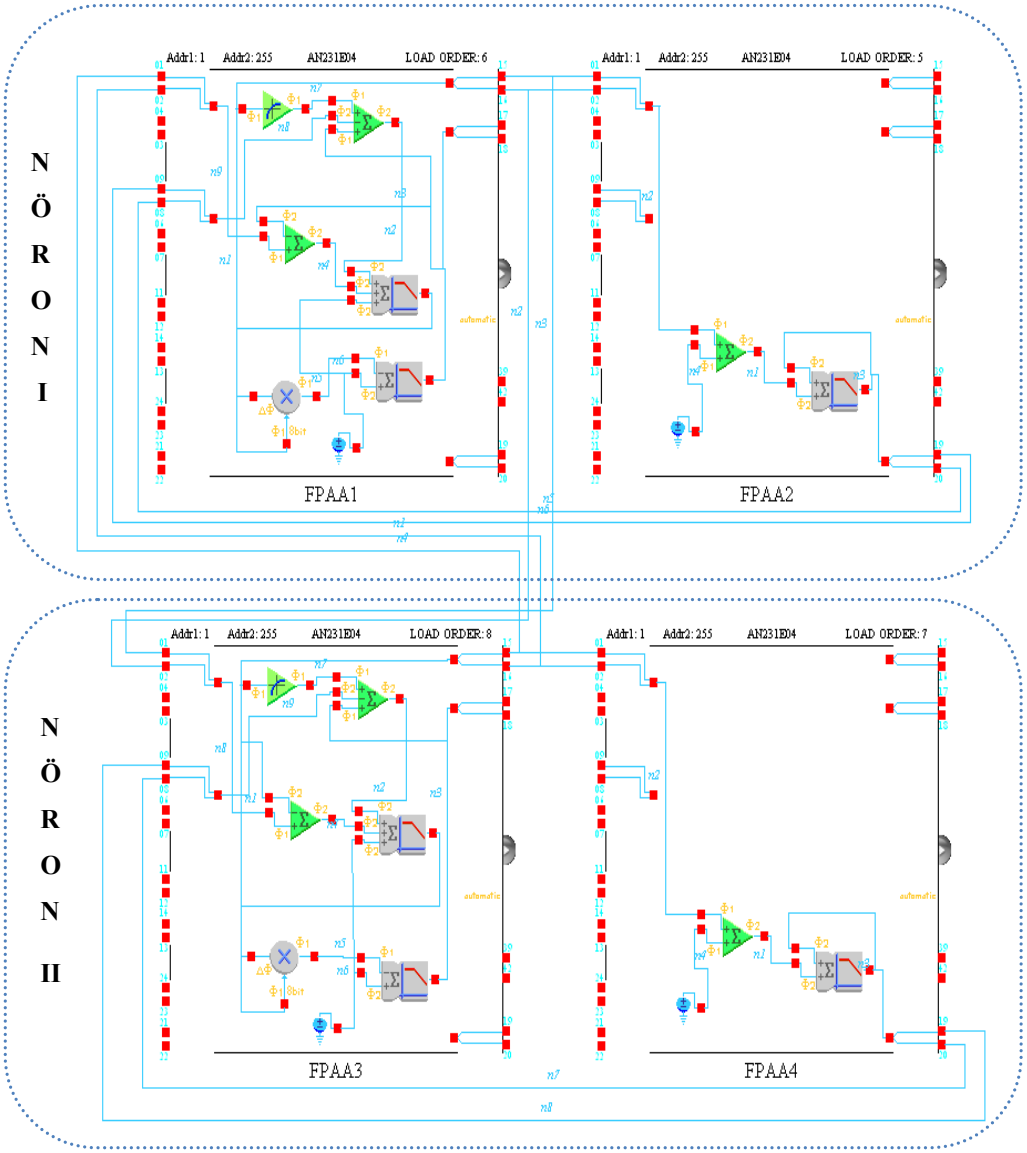
Bir HR nöronu FPAA elemanı ile gerçekleştirildikten sonra, iki HR nöronu da elektriksel kuplajlama kullanılarak FPAA elemanı ile gerçeklenebilir. İki nöronun FPAA tabanlı senkronizasyon durumunu elde etmek için, Şekil 4.14'ten de görüldüğü gibi 4 adet FPAA bordu kullanılmıştır.



(a) (b)

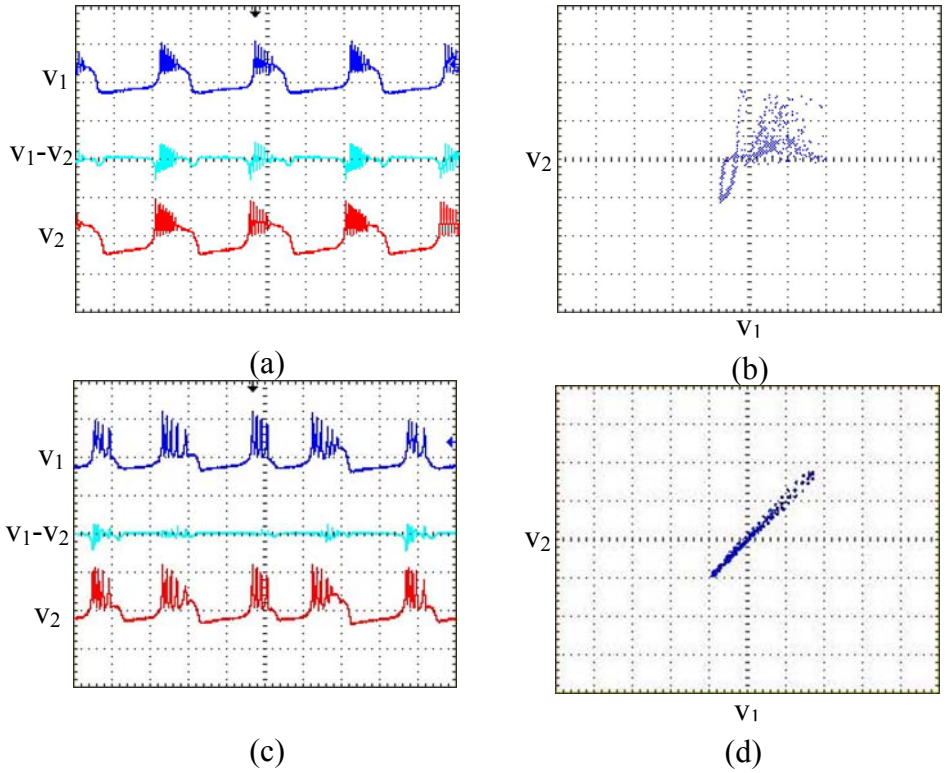
Şekil 4.14. FPAA tabanlı iki HR nöronunun elektriksel kuplajla birleştirilmesinin, a) Blok diyagramı, b) Deneysel kurulumu.

Bu gerçekleştirimde nöronların her biri ayrı ayrı oluşturulmuştur. Nöron I, FPAA1&2 elemanına; Nöron II, FPAA3&4 elemanlarına gömülmüştür. Elektriksel kuplajlama için gereken işlemler FPAA1&3 elemanlarında gerçeklenmiştir. İki nöron arasındaki elektriksel kuplajma Denk.2.18'den de görülebileceği gibi sadece iki nöronun membran potansiyelleri arasındaki farka ($\gamma_e(v_i, v_j) = (v_j - v_i)$) ve kuplajlama parametresi g_s'ye bağlıdır. Denk.2.7'deki $\sigma(v_1)$ fonksiyonu gerçekleştirimlerde ihmal edilebilir, çünkü çarpım durumunda ve bir değerindedir. $g_s \gamma_e(v_i, v_j) = g_s(v_j - v_i)$ ifadesi SUMDIFF bloğu ile gerçeklenmiştir. g_s parametresinin değeri ise bu bloğun ayarlanabilir kazançlı girişleri ile kolaylıkla değiştirilebilir. Kuplajlanmış iki HR nöronunun FPAA devre şeması Şekil 4.15'te sunulmaktadır.



Şekil 4.15. Elektriksel kuplajlı iki HR nöron modelinin FPAA gerçekleştirim şeması.

Elektriksel olarak kuplajlanmış nöronların asenkron ve senkron davranışları g_s parametresine bağlı olarak elde edilir. Daha önce de bahsedildiği gibi nöronlar Denk.2.18'de seçilen parametreler için g_s'nin 0.52'den küçük olduğu durumlarda asenkron, diğer durumda senkron davranış sergilerler. Şekil 4.16a,b'de FPAA ile gerçeklenen elektriksel kuplajlı nöronların asenkron durumları, Şekil 4.16c,d'de ise senkron durumları gösterilmektedir.



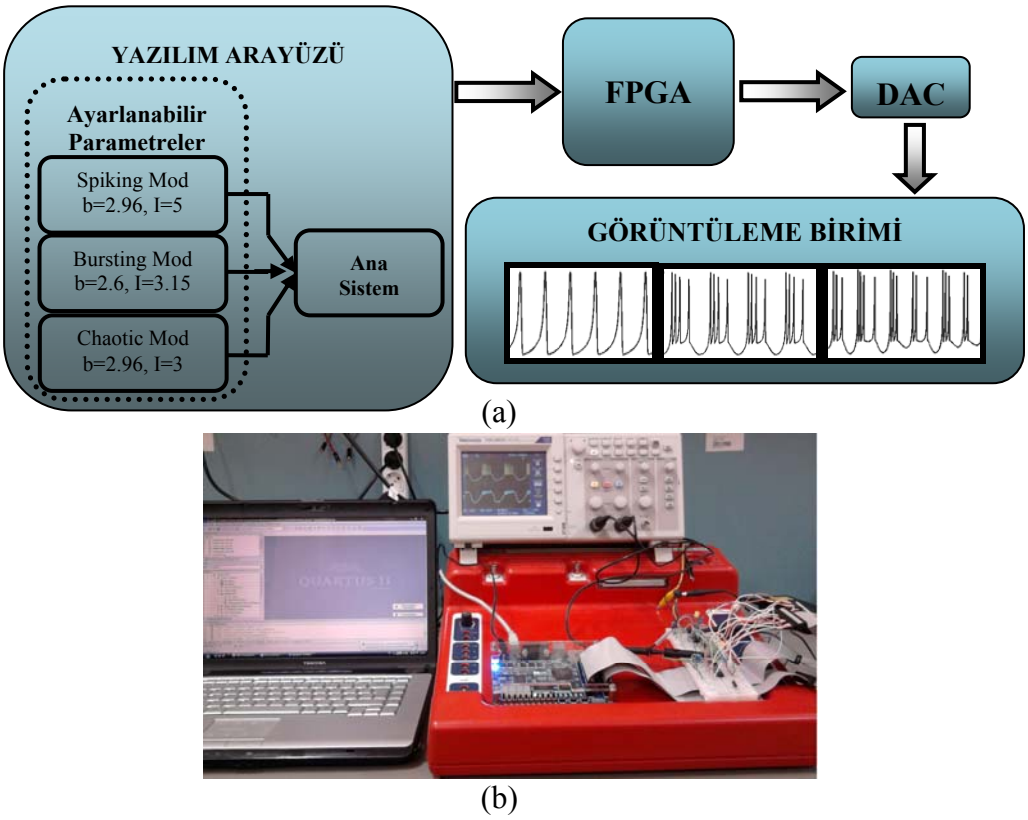
Şekil 4.16. Elektriksel kuplajlı iki HR nöronunun FPAA elemanıyla gerçekleştirimin deney sonuçları, a) g_s=0.2 için asenkron durumdaki v_1,v_2 ve hata işaretleri, x: 1V/div, y: 1V/div, time/div: 10ms, b) g_s=0.2 için v_1-v_2 faz portresi gösterimi, x: 1V/div, y: 1V/div, c) g_s=0.8 için senkron durumdaki v_1,v_2 ve hata işaretleri, x: 1V/div, y: 1V/div, time/div: 10ms, d) g_s=0.8 için v_1-v_2 faz portresi gösterimi x: 0.5V/div, y: 0.5V/div.

4.5.2. HR Nöron Modelinin FPGA Tabanlı Gerçekleştirimi

HR nöron modelinin FPGA tabanlı gerçekleştiriminde diğer modellerde olduğu gibi nümerik simülasyon çalışmasının ardından, sürekli zamanda tanımlanan model ayrık zamanlı hale dönüştürülür. Ayrık zamanlı eşitlikler Denk.4.6'da sunulmaktadır.

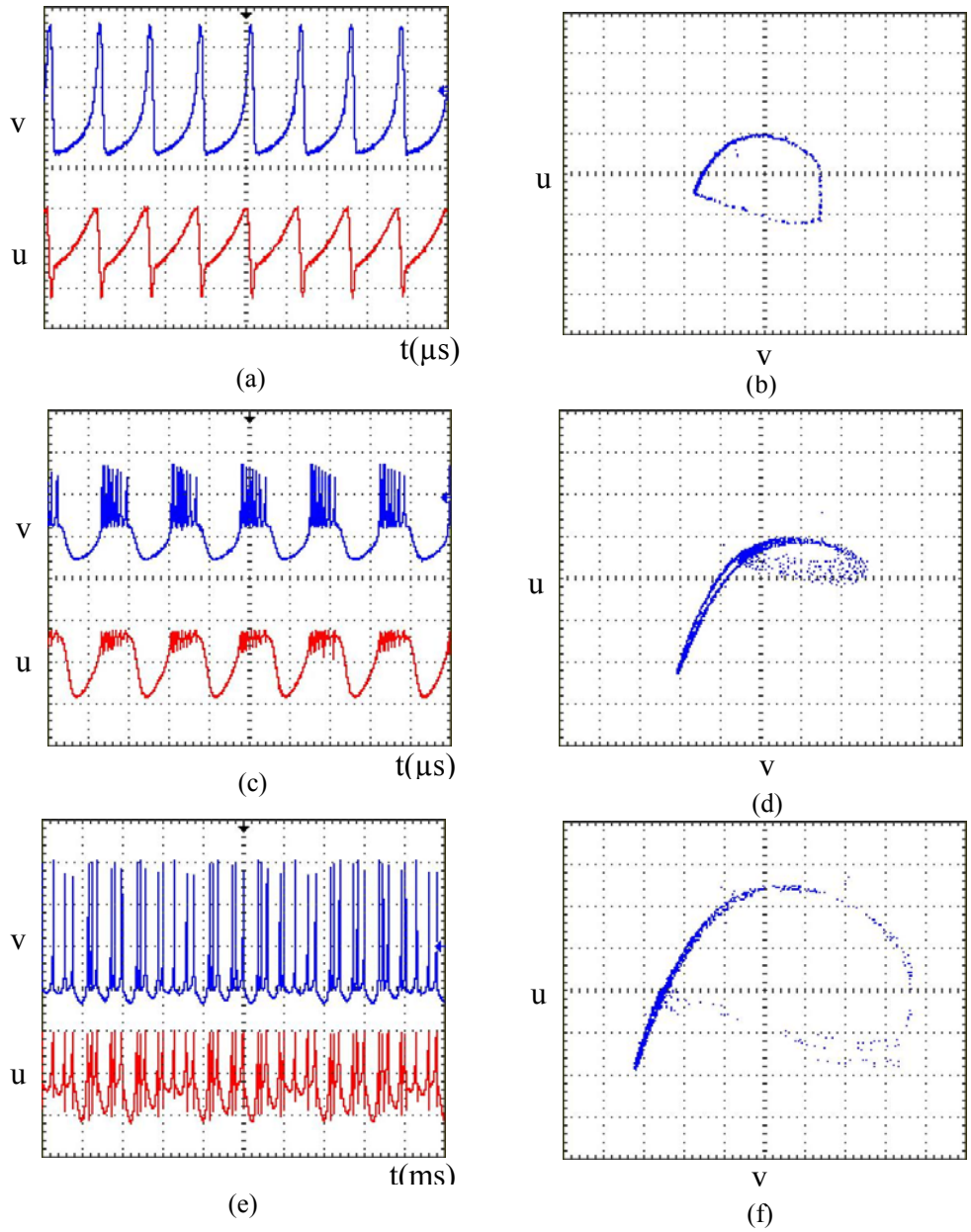
$$\begin{aligned} v_{n+1} &= v_n + \Delta h(u_n - {v_n}^3 + b{v_n}^2 + I - w_n) \\ u_{n+1} &= y_n + \Delta h(1 - 5{v_n}^2 - u_n) \\ w_{n+1} &= w_n + \Delta h(\mu\,(s(v_n - v_{rest}) - w_n)) \end{aligned} \tag{4.6}$$

Ayrıklaştırılan denklemdeki kübik ve karesel ifadeler çarpma blokları ile gerçekleştirilmiş, diğer kısımlar ise programlanabilir lojik bloklarla oluşturulmuştur. HR nöron modeli de diğer modeller gibi VHDL donanım tanımla dili kullanılarak 32 bit sabit noktalı nümerik tanımlama ile gerçeklenmiştir. Denk.4.6'daki *b* ve *I*



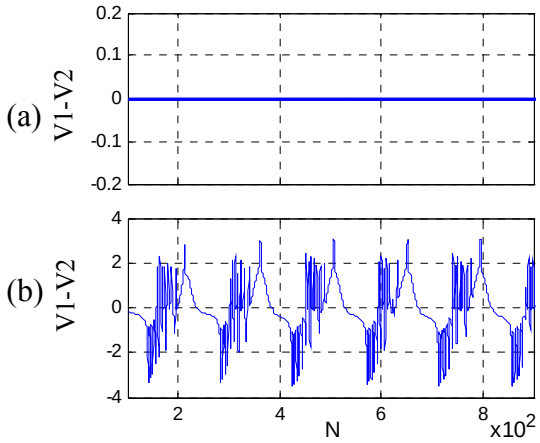
Şekil 4.17. HR Nöron Modeli'nin a) FPGA tabanlı gerçekleştirimi için oluşturulan yapı, b) Deneysel düzenek.

parametrelerinin uygun değerlere ayarlanması ile nöron modeli farklı dinamik davranışlar sergiler. Dinamik davranışların değişimi parametre ayarına bağlı olduğundan, HR Nöron Modeli de Izhikevich Nöron Modeli'nde olduğu gibi anahtarlama mekanizması ile oluşturulabilir. Fakat programlanabilir elemanların parametre ayarlamadaki etkinliğini görmek açısından bu uygulamada nöron modeli üzerindeki parametre ayarları elemanın arayüz programında yapılmıştır. Modellenen sistem programlanabilir elemana yollanarak FPGA çıkışından alınan işaretler DAC'e gönderilmiş ve gerekli ölçümler kaydedilmiştir. Şekil 4.17'de HR Nöron Modeli'nin FPGA tabanlı gerçekleştirimini özetleyen ve deneysel kurulumunu içeren bir yapı sunulmaktadır. Bu gerçekleştirim sonucunda elde edilen üç farklı nöron dinamiği Şekil 4.18'de görülmektedir. FPGA tabanlı HR Nöron Modelinin spike davranışı Şekil 4.18a,b'de, burst davranışı Şekil 4.19c,d'de, kaotik davranışı ise Şekil 4.18.e,f görülmektedir.



Şekil 4.18. FPGA tabanlı HR Nöron Modeli'nin deney sonuçları s) Spike davranışı, x: 2V/div, y: 2V/div, time/div: 50µs, b) Spike davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 2V/div, y: 2V/div, c) Burst davranışı x: 2V/div, y: 2V/div, time/div, d) Burst davranışının v-u faz portresi gösterimi, x: 1V/div, y: 1V/div, e) Kaotik davranış, x: 2V/div, y: 2V/div, time/div: 1ms, f) Kaotik davranışının v-u faz portresi gösterimi, : 1V/div, y: 1V/div.

FPAA elemanındaki gerçekleştirimlere benzer şekilde; bir HR nöronu FPGA elemanı ile gerçekleştirildikten sonra, iki nöronda bu eleman üzerinde oluşturulabilir. Fakat aynı özelliklere sahip iki HR nöronu, aynı FPGA elemanı üzerinde oluşturulmak isteniyorsa bu nöronların başlangıç şartları farkları değerlerde ayarlanmalıdır. Aynı sayıda programlanabilir lojik elemandan oluşan iki nörona FPGA üzerindeki cloklar eşzamanlı

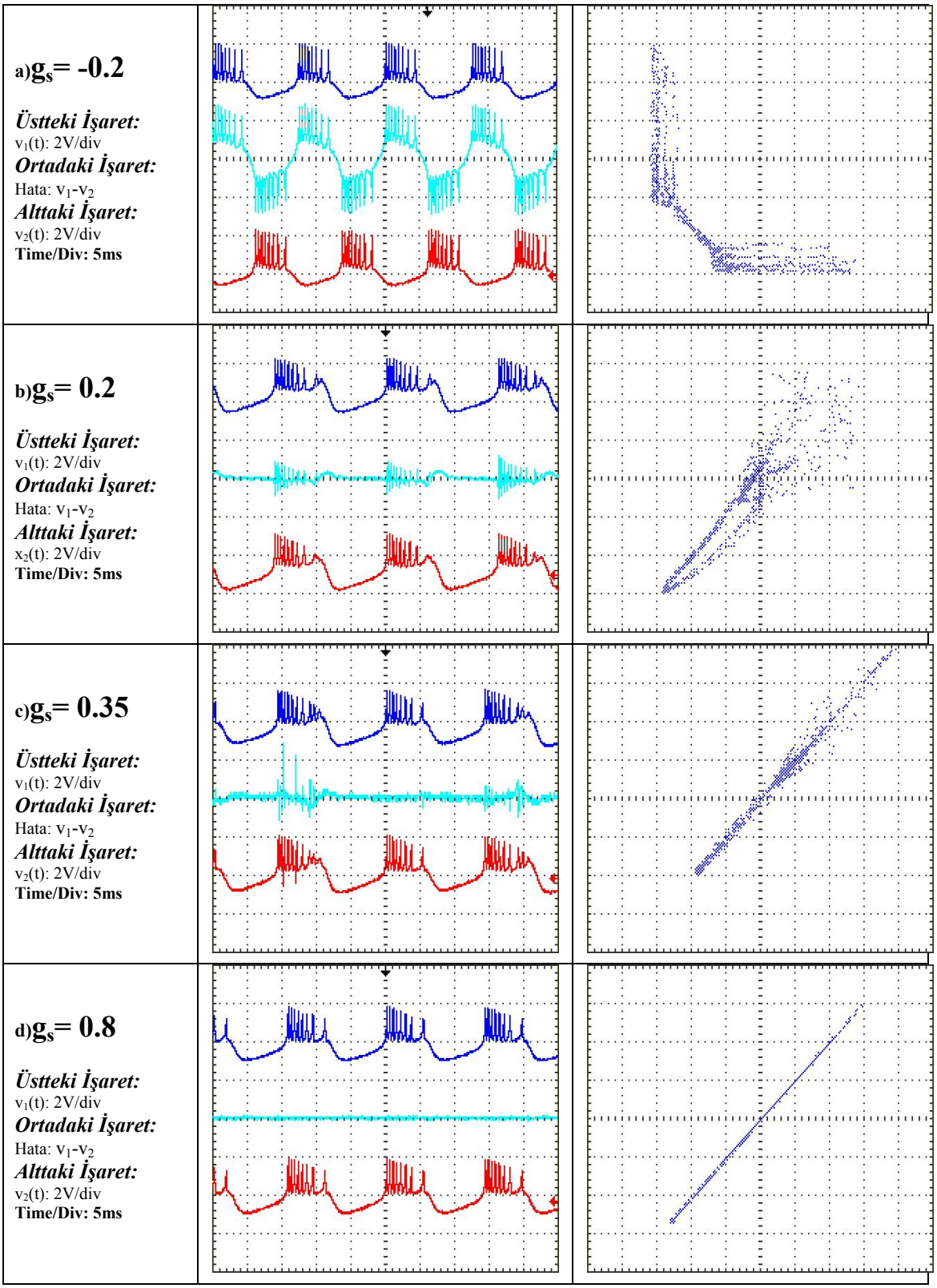


Şekil 4.19. a) Başlangıç şartları aynı değerde alınan iki HR nöronu arasındaki hata işareti, b) Başlangıç şartları farklı değerde alınan iki HR nöronu arasındaki hata işareti.

uygulanacak ve gecikmelerde aynı olacaktır. Bu durumda nöronlar zaten senkron davranacaklar ve aralarındaki hata işareti de Şekil 4.19a'daki gibi sıfır olacaktır. Elektriksel kuplajın senkronizasyon davranışı üzerindeki etkileri FPGA elemanı kullanılarak gözlemlenecekse, nöronların başlangıç değerleri farklı değerlere ayarlanmalıdır. Şekil 4.19b'de başlangıç şartları farklı değerlere atanan iki nöron arasındaki hata işretinin sıfırdan farklı olduğu görülmektedir.

Farklı başlangıç şartları atanarak oluşturulan iki HR nöronu FPGA üzerinde elektriksel kuplajla birleştirilmiş, nümerik simülasyonlarla uyuşan deneysel sonuçlar elde edilmiştir. g_s=-0.2, g_s=0.2, g_s=0.35, ve g_s=0.8, için kaydedilen deney sonuçları Şekil 4.20'de verilmektedir. Bu gerçekleştirimler incelendiğinde g_s'nin sıfırdan küçük değerlerinde nöronların ters fazda davranış sergilediği, 0.52 değerinden küçük değerlerinde asenkron davranış sergilediği ve diğer durumlarda senkron davranışın elde edildiği görülmektedir.

Farklı nonlineer fonksiyonlarla tanımlanan sistemler, nonlineer fonksiyonlardaki parametre değişimine karşı hassastır ve bu fonksiyonları ayrık elemanlarla gerçeklemek çok zordur. Öte yandan programlanabilir elemanlar kullanılarak hem nonlineer fonksiyonlar kolaylıkla gerçeklenebilir, hem de parametre ayarları elemanların arayüzleri vasıtası ile kolaylıkla yapılabilir. Bu gerçekleştirimlerde de HR nöron modelinde bulunan kübik ve karesel ifadeler programlanabilir elemanlarla kolaylıkla gerçeklenmiş, parametre değişimleri hassas bir şekilde yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar da birbirleri ve nümerik simülasyonlarla uyumludur.



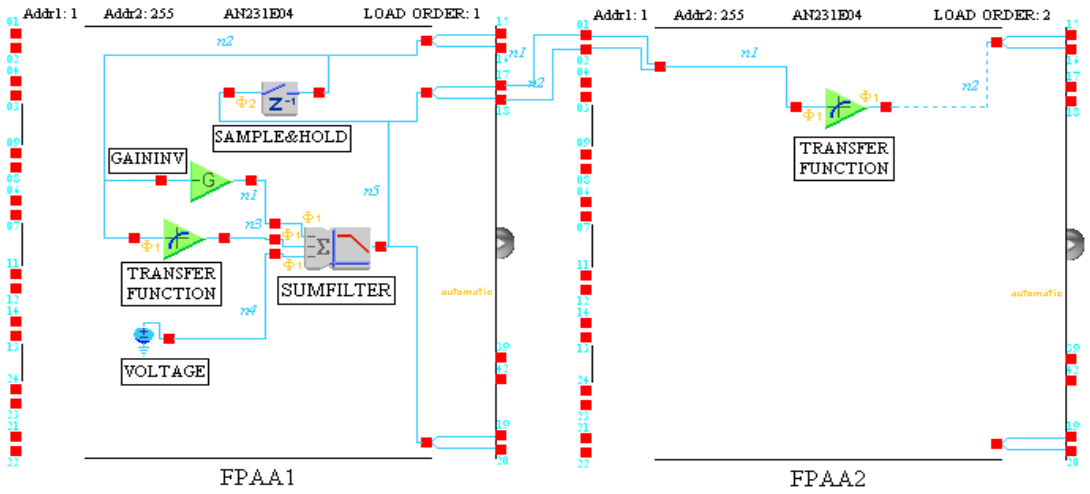
Şekil 4.20. FPGA tabanlı, elektriksel kuplajlanmış HR nöronlarının g_s= {-0.2, 0.2, 0.35, 0.8} değerleri için deney sonuçları. Nöronların membran potansiyelleri ve aralarındaki hata işaretleri, v_1-v_2 faz portresi gösterimleri.

4.6. Kaotik Nöron Modellerinin FPAA Elemanı ile Gerçekleştirimi

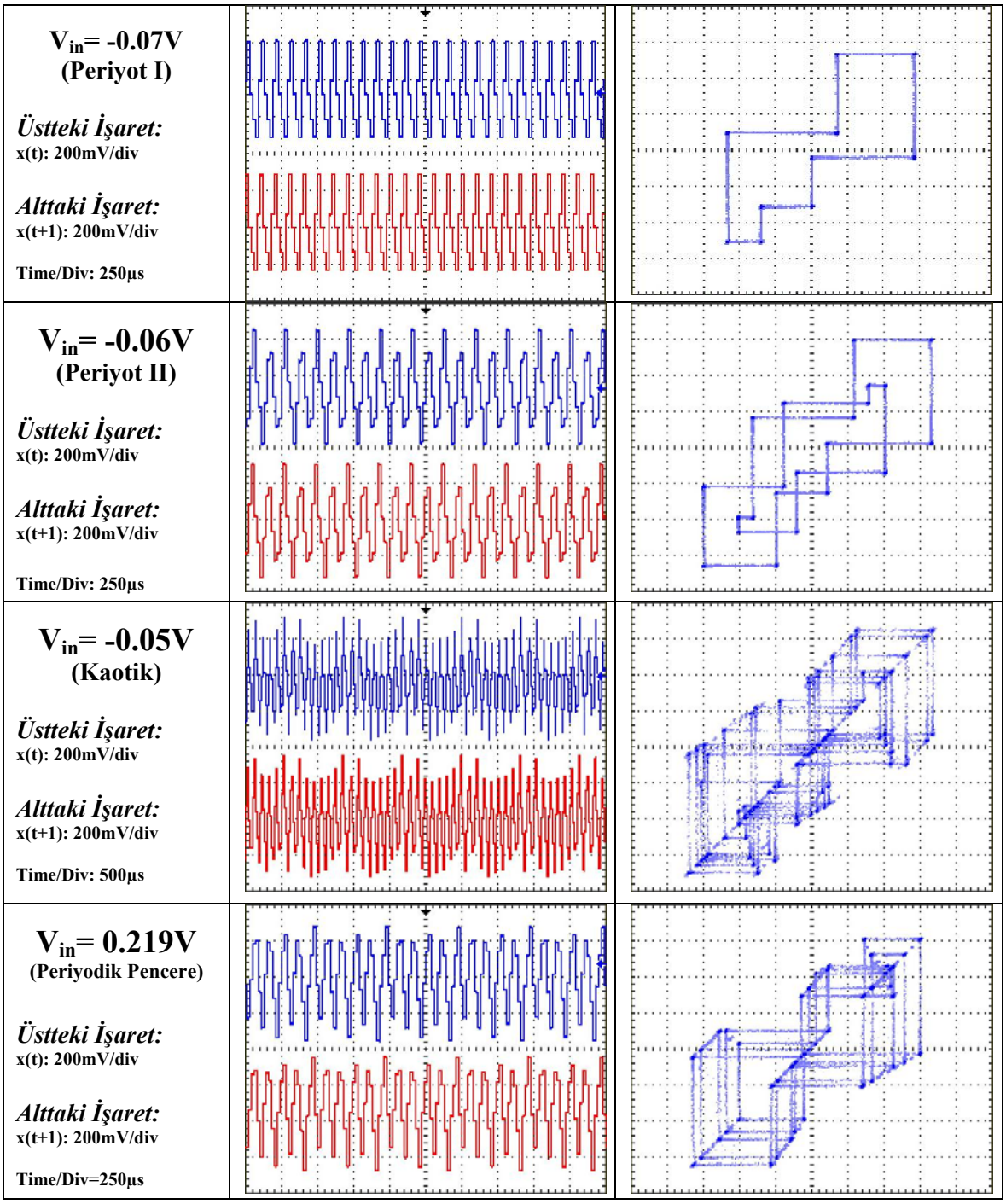
Bu bölümde Denk.2.9 ve Denk.2.10 ile tanımlanan kaotik nöron modellerinin FPAA elemanı ile gerçekleştirimi üzerinde durulacaktır. Modellerin gerçekleştirimlerinin ardından Bölüm 2.6.3'te ayrıntılı olarak bahsedilen iki kaotik nörondan oluşan basit bir ağ yapısında nöronların birbirleri ile olan etkileşimi FPAA elemanı kullanılarak incelenecektir.

4.6.1. Mutlak Değer Fonksiyonu Tabanlı Kaotik Nöron Modelinin FPAA ile Gerçekleştirimi

Denk.2.9 ile tanımlanan kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştirimi için oluşturulan model Şekil 4.21'de sunulmaktadır. Şekilden de görüldüğü gibi model iki FPAA bordu kullanılarak gerçeklenmiştir. Gerçekleştirimde SAMPLE&HOLD, GAININV, TRANSFER FUNCTION, SUMFILTER ve VOLTAGE blokları kullanılmıştır. GAININV bloğu eviren bir kuvvetlendirici ile aynı işlemi yapmaktadır. Girişine uygulanan işareti isteğe göre ağırlıklandırıp, evirerek çıkışa aktaran bir bloktur. Denk.2.9'daki *g(x)* ve *f(x)* nonlineer fonksiyonları TRANSFER FUNCTION blokları ile gerçeklenmiştir. Zaman gecikmesi için SAMPLE&HOLD bloğu kullanılmıştır. Sabit bir parametre olan V_{in}, dc voltaj kaynağı olan VOLTAGE bloğu ile gerçeklenmiştir. *x* durum değişkeninde yer alan toplama ve çıkarma işlemleri ise SUMFILTER bloğu ile gerçeklenmiş, fakat bu blokta bulunan alçak geçiren filtrenin kesim frekansı sistemi etkilememesi için en yüksek değerinde seçilmiştir.



Şekil 4.21. Mutlak değer fonksiyonu tabanlı Kaotik Nöron Modeli'nin FPAA gerçekleştirim şeması.

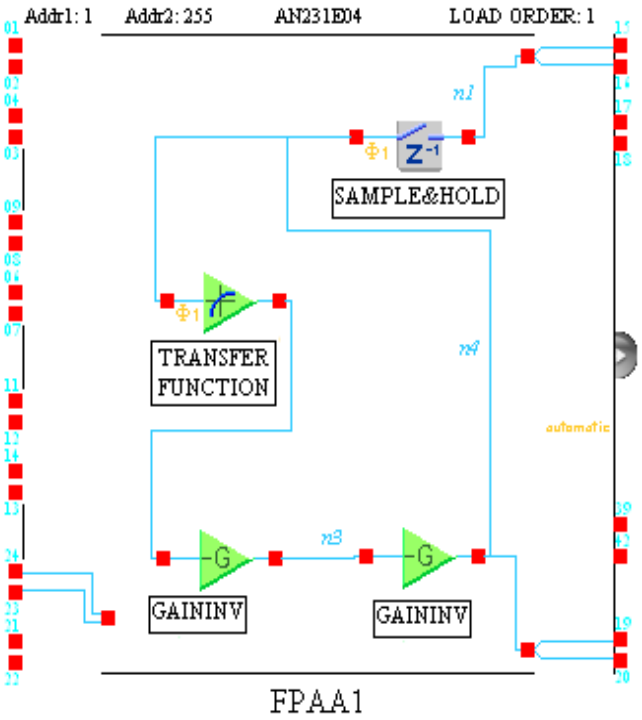


Şekil 4.22. Mutlak değer tabanlı kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştiriminin V_{in}= {-0.07, -0.06, -0.05, 0.219} değerleri için deney sonuçları x(t), x(t+1) durum değişkenleri, x(t)-x(t+1) faz portresi gösterimleri.

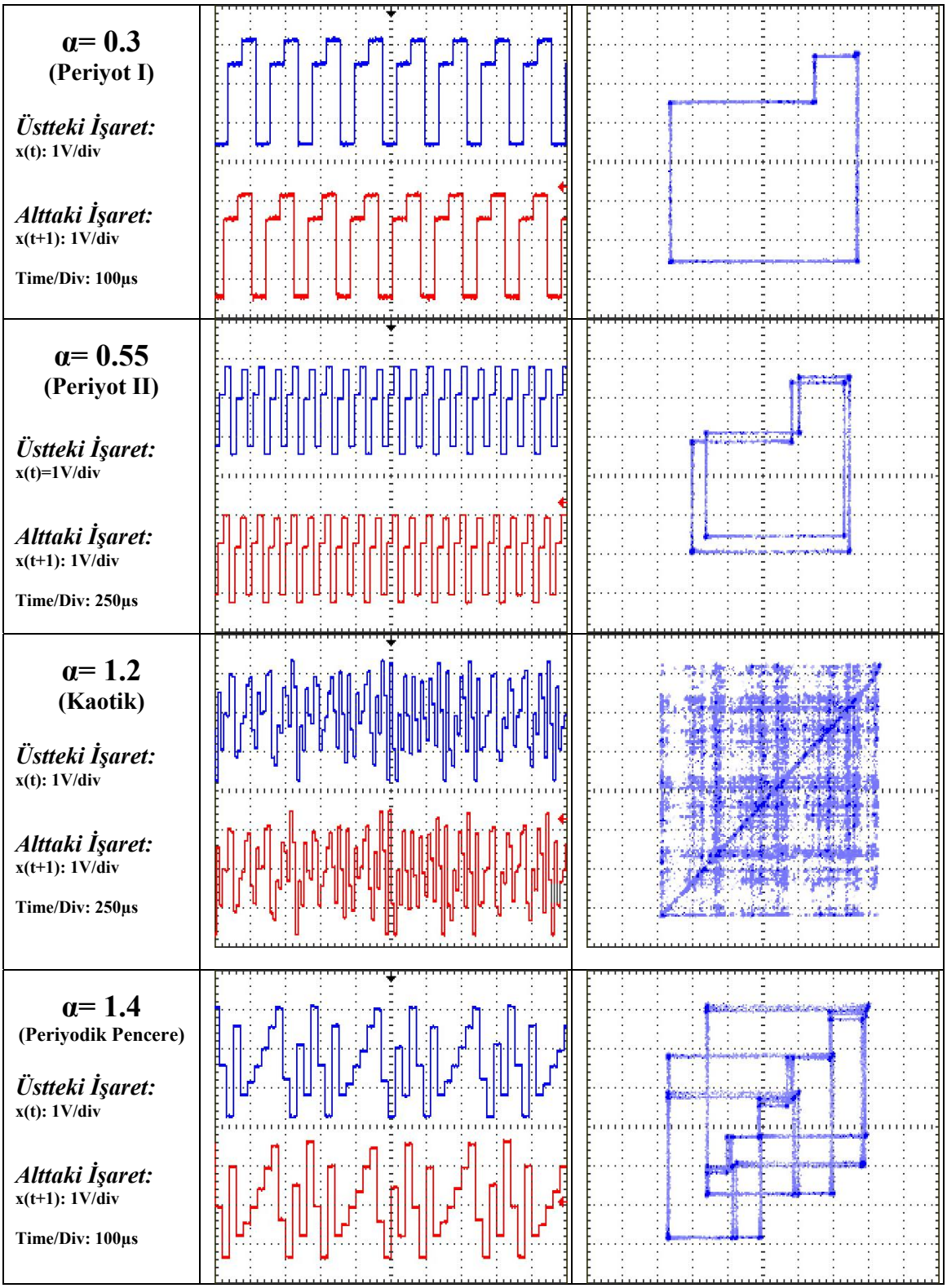
Daha öncede bahsedildiği gibi bu sistemin dinamikleri V_{in} parametresinin değerine bağlıdır. Şekil 2.12'de bu parametrenin değişimine karşılık çizilen dallanma diyagramından yararlanılarak, kaotik nöron modelinin farklı davranışları deneysel olarak elde edilmiştir. Gözlemlenen sonuçlar Şekil 4.22'de sunulmaktadır.

4.6.2. PWL-N Kaotik Nöron Modelinin FPAA ile Gerçekleştirimi

Şekil 4.23'te Denk.2.10 ile tanımlanan PWL-N kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştirimi için oluşturulan model sunulmaktadır. Gerçekleştirimde SAMPLE&HOLD, GAININV ve TRANSFER FUNCTION blokları kullanılmıştır. Bu modelin gerçekleştirimde Izhikevich Nöron Modeli'nin gerçekleştirimine benzer bir yol izlenmiştir. α'nın farklı değerleri için nümerik simülasyon yapılmış ve simülasyon sonuçları incelenerek denklemde yeniden ölçeklendirmeye ihtiyaç olup olmadığına bakılmıştır. Ölçeklendirmenin gerekli olduğu durumlarda, işlemlerin kolay yapılabilmesi için birkaç satırdan oluşan kısa bir program yazılmıştır. Denk.2.15'deki *N(x)* fonksiyonu bu programda nümerik olarak hesaplatılıp TRANSFER FUNCTION bloğuna gömülmüştür. Fonksiyon ölçeklendirildikten sonra TRANSFER FUNCTION bloğunun çıkışında genellikle kuvvetlendirme işlemine ihtiyaç duyulmuştur. Bu sebeple çıkışın işaretinin değişmemesi için iki adet GAININV bloğu kullanılmıştır. Sistemdeki zaman gecikmeleri ise SAMPLE&HOLD bloğu ile gerçeklenmiştir. Şekil 2.14'deki dallanma diyagramından yararlanılarak α'nın farklı değerleri için elde edilen deneysel sonuçlar Şekil 4.24'te sunulmaktadır.



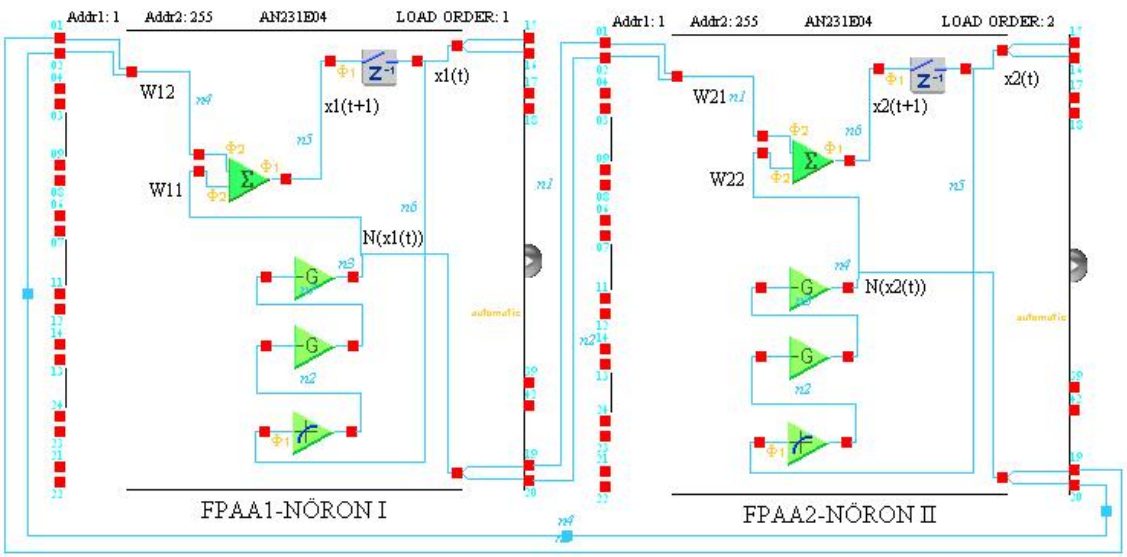
Şekil 4.23. PWL-N Kaotik Nöron Modeli'nin FPAA gerçekleştirim şeması.



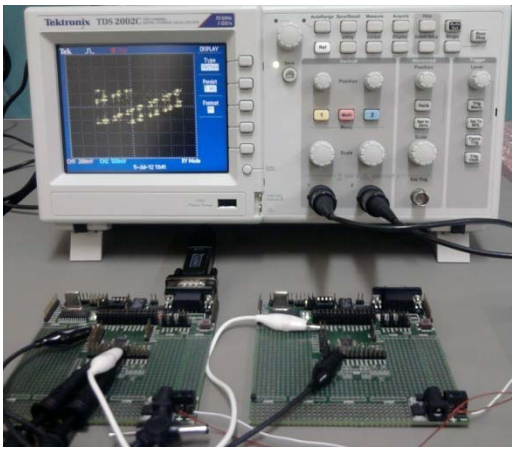
Şekil 4.24. PWL-N kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştiriminin α = {0.3, 0.55, 1.2, 1.4} değerleri için deney sonuçları. x(t), x(t+1) durum değişkenleri, x(t)-x(t+1) faz portresi gösterimleri.

4.6.3. Kaotik Nöral Ağ Yapısı'nın FPAA ile Gerçekleştirimi

Kaotik ağ yapısına geçiş olması açısından, iki nörondan oluşan basit bir sistem FPAA ile oluşturulmuştur. Gerçekleştirimlerde Denk.2.17'deki fark denklemleri kullanılmıştır. Tasarımın daha kolay anlaşılabilmesi için Şekil 2.12'den yararlanılmıştır. Şekilden de görüldüğü gibi farklı özelliklerdeki iki nöron ayrı ayrı oluşturulmuş ve nöron ağırlıkları ile etkileşimli hale getirilmişlerdir. Bu sebeple her bir nöron farklı FPAA bordunda gerçeklenmiştir. Tek bir PWL-N kaotik nöron modelinin FPAA gerçekleştirimi için tasarlanan nümerik programdan yararlanılarak *N(x)* fonksiyonu belirli değerler arasında, 256 adım için hesaplatılıp TRANSFER FUNCTION bloğuna gömülmüştür. Bu blok çıkışında kazanç katına ihtiyaç olabileceği düşünülerek iki adet GAININV bloğu ardı ardına bağlanmıştır. İki nörondan oluşan kaotik bir sistemde bir kaotik nöronu etkileyen iki ağırlık bulunmaktadır. Bunlardan biri nöronun kendinden gelen geribeslemesi, diğeri ise komşu nörondan gelen katkıdır. Denk.2.17'den de görülebileceği gibi ağırlıklar nöron çıkışları ile çarpılıp, çarpım sonuçları toplanmaktadır. Bu işlemi FPAA ile gerçekleyebilmek için SUMDIFF bloğundan yararlanılmıştır. Bu blok ağırlıklandırılabilir ve işaretleri ayarlanabilir dört adet girişe sahiptir. Bu girişlerden ikisi isteğe göre on/off şeklinde ayarlanabilmektedir. Sistemde gecikmenin sağlanabilmesi için SAMPLE&HOLD bloğu kullanılmıştır. FPAA tabanlı gerçekleştirime ait model Şekil 4.25'te verilirken, deneysel düzeneğe ait bir fotoğraf Şekil 4.26'da sunulmaktadır.



Şekil 4.25.PWL-N Kaotik Nöral Ağ Yapısı'nın FPAA gerçekleştirim şeması.

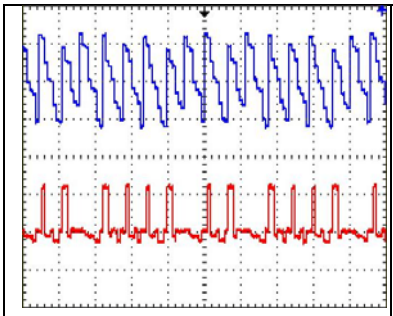
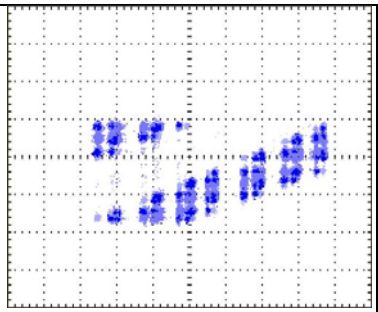
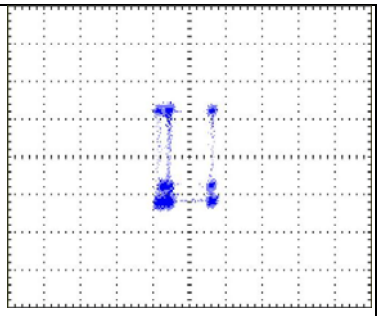
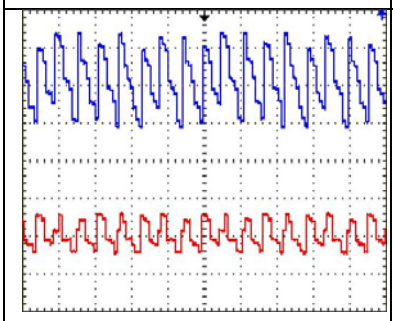
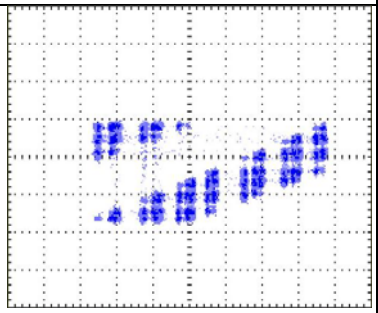
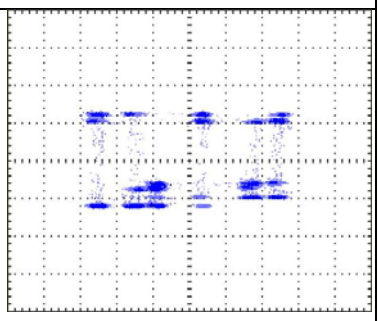
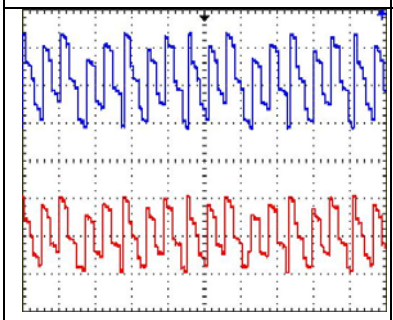
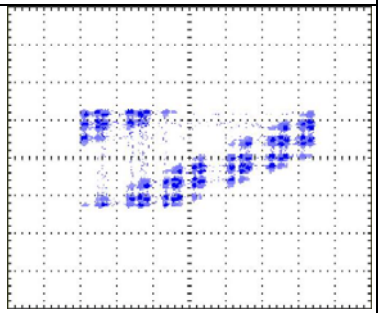
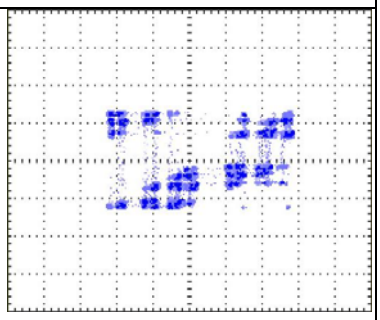


Şekil 4.26. PWL-N Kaotik Nöron Modeli için oluşturula deneysel düzenek.

Bu sistemde ağırlıkların ve parametre ayarlarının öneminin anlaşılması için Bölüm 2.6.3'te bir örnek incelenmişti. Tezin bu kısmında ise bahsedilen bu örneğin FPAA gerçekleştirimi yapılmıştır. Gerçekleştirimde sırasında örneğin anlaşılması için sıralanan adımlar takip edilmiştir. Nöronları oluştururken α=0.65 alınarak eşdeğer iki nöron oluşturulmuştur. Birinci nöronun kaotik davranış sergilemesi için kendinden gelen geribeslemesini ifade eden w_{11}=1 değerinde, w_{12}=0.1 değerinde seçilmiştir. İkinci nöronun kaotik davranış sergilememesi içinse w_{22}=0.2 değerine ayarlanmıştır. w_{21} ağırlığı ise birinci nöronun ikinci nörona olan etkisini gözlemlemek için sırasıyla w_{21}=0.011, w_{21}=0.5 ve w_{21}=1 değerlerine ayarlanmıştır. Bu değerler için elde edilen deneysel sonuçlar Şekil 4.27'de sunulmuştur. Sonuçlar incelendiğinde;

- Etkinin çok az olduğu w_{21}=0.011 değerinde ikinci nöron herhangi bir dinamik davranış sergilememektedir.
- Orta durumdaki bir etkinin uygulandığı w_{21}=0.5 değerinde ikinci nöron kaotik davranışa geçiş yapmaktadır, fakat ürettiği çıkış işaretinin genliği birinci nöronun ürettiği çıkış işretinin genliğinden daha küçüktür.
- Birinci nörondan gelen etkinin tamamen uygulandığı w_{21}=1 değerine ayarlandığında ise, ikinci nöron da kaotik davranış sergilemektedir.

Bu sonuçlardan da görüldüğü gibi FPAA elemanı kaotik nöronların etkileşiminin incelenmesi için oldukça uygun bir araçtır. Elde edilen sonuçlar nümerik sonuçlarla uyuşmaktadır.

		
w_{21}=0.011 için; ***Üstteki İşaret:*** $x_1(t)$, x: 0.5 V/div ***Alttaki İşaret:*** $x_2(t)$, y: 0.2 V/div ***Time/div:*** 250 µs	w_{21}=0.011 için; (NÖRON I) $x_1(t)$-$x_1(t+1)$ gösterimi: x: 0.2V/div y: 0.5V/div	w_{21}=0.011 için; (NÖRON II) $x_2(t)$-$x_2(t+1)$ gösterimi: x: 0.2V/div y: 0.5V/div
		
w_{21}= 0.5 için; ***Üstteki İşaret:*** $x_1(t)$, x:0.5 V/div ***Alttaki İşaret:*** $x_2(t)$, y: 0.5V/div ***Time/div:*** 250 µs	w_{21}=0.5 için; (NÖRON I) $x_1(t)$-$x_1(t+1)$ gösterimi: x: 0.2V/div y: 0.5V/div	w_{21}=0.5 için; (NÖRON II) $x_2(t)$-$x_2(t+1)$ gösterimi: x: 0.1V/div y: 0.5V/div
		
w_{21}= 1 için; ***Üstteki İşaret:*** $x_1(t)$, x: 1V/div ***Alttaki İşaret:*** $x_2(t)$, y: 1V/div ***Time/div:*** 250 µs	w_{21}=1 için; (NÖRON I) $x_1(t)$-$x_1(t+1)$ gösterimi: x: 0.5V/div y: 0.5V/div	w_{21}=1 için; (NÖRON II) $x_2(t)$-$x_2(t+1)$ gösterimi: x: 0.2V/div y: 0.2V/div

Şekil 4.27. PWL-N Kaotik Nöral Ağ Yapısının FPAA tabanlı gerçekleştirimi için deney sonuçları.

5. BÖLÜM

SONUÇ, TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında nöronların ve nöral yapıların literatürde mevcut olan donanım gerçekleştirimlerinin incelenmesi, benzetim programlarından yararlanılarak modellerin test edilmesi ve alternatif gerçekleştirimlerin ortaya konulması hedeflenmiştir. Farklı nöron modelleri, nöronların senkronizasyon kavramı ve birbirleri arasındaki etkileşimler ele alınarak programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir elemanların kullanıldığı alternatif donanım çözümleri önerilmiştir. Bu kavramlar üzerine yapılan simülasyon çalışmalarının aksine, simülasyon çalışmalarının araç olarak kullanıldığı ve gerçek zamanlı işaretlerin üretilebildiği tasarım yöntemleri ele alınmıştır. Analog gerçekleştirimlere örnek olması açısından FPAA elemanı, dijital gerçekleştirimlere örnek olması açısında da FPGA elemanı kullanılmıştır.

Öncelikle gerçek bir nöronun elektriksel aktivite kaynağının anlaşılabilmesi için nöron elektro-fizyolojisi incelenmiştir. Bu davranışları kapsamlı olarak ele alan Hudgkin-Huxley Nöron Modeli üzerinde durulmuş, bu modele ait gerçekleştirimler incelenmiştir. Bu gerçekleştirimlere örnek olması için Bölüm 3'te, voltaj bağımlı ve akım bağımlı kaynaklar kullanarak SPICE simülasyonunun yapıldığı bir çalışma incelenmiştir.

Ardından HH Nöron Modeli'nin sadeleştirilmiş şekli olan FitzHugh-Nagumo Nöron Modeli ve bu modele ait gerçekleştirimler için bir literatür taraması yapılmıştır. Modelin farklı yöntemlerle yapılan donanım çalışmalarının mevcut olduğu görülmüştür. Programlanabilir elemanlarla gerçekleştirimi ile kıyaslanması açısından Bölüm 3'te ayrık donanım gerçeklemesi de SPICE programı kullanılarak test edilmiştir. Literatürde FHN Nöron Modeli'nin FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirimleri de mevcuttur. Bu çalışmada mevcut olan gerçekleştirimlere göre daha az alanın kullanıldığı bir çalışma yapılarak, diğer nöronların programlanabilir elemanlarla gerçekleştirimi için bir altyapı hazırlanmıştır. Bu çalışma sonrası elde edilen deneysel sonuçlar nümerik simülasyonla ve birbirleriyle uyuşmaktadır.

FHN Nöron Modeli nöron dinamiklerini hepsini sergileyememektedir. Bu sebeple nöronların dinamik davranışlarından pek çoğunu sergileyebilen ve hesaplama kolaylığı açısından da basit bir model olan Izhikevich Nöron Modeli incelenmiş ve modelin FPAA ve FPGA tabanlı gerçekleştirimleri yapılmıştır. Izhikevich Nöron Modeli'nin FPAA tabanlı gerçekleştiriminde spike davranışına ait elde edilen sonuç, orijinal nöron davranışını yansıtması açısından FPGA tabanlı gerçekleştirim kadar etkin değildir. Ayrıca FPAA tabanlı gerçekleştirimde nöron modelinin spike davranışı dışında diğer davranışları da gözlemlenememiştir. Buradaki en önemli etkenin; Izhikevich Nöron Modeli ile ilgili yapılan ayrıntılı matematiksel modelleme ve teorik analiz çalışmalarında modelin sürekli zamanlı tanımlanmasından ziyade ayrık zamanlı sistem tanımlamasının kullanılması olduğu düşünülmektedir. FPGA tabanlı gerçekleştirimde ise elemanının programlanabilirlik avantajının yanı sıra sonuçları gözlemlemede kolaylık sağlayan bir anahtarlama mekanizması da önerilmiştir. Modelin zengin dinamiklerinden bazılarını parametre ayarı yapmadan veya elamanı yeniden programlamaya ihtiyaç duymadan aynı sistem üzerinde gözlemleyebilmek için; FPGA elemanı, farklı anahtarlar etkinleştirildiğinde farklı dinamikler elde edilecek şekilde programlanmıştır.

Izhikevich Nöron modelinin ardından nöron dinamiklerinden çoğunu sergileyebilen ve senkronizasyon çalışmalarında sıklıkla kullanılan Hindmarsh-Rose Nöron Modeli incelenmiştir. HR Nöron Modeli literatürde ilk kez hem FPAA hem de FPAA elemanı kullanılarak gerçeklenmiştir. Ayrıca iki HR nöron modeli elektriksel kuplajlama ile birleştirilerek, bu nöronlar arasındaki etkileşimler ve senkronizasyon durumu FPAA ve FPGA tabanlı deneysel düzeneklerle incelenmiştir. Programlanabilir elemanlar kullanılarak hem sistemdeki nonlineer fonksiyonlar kolaylıkla elde edilmiş, hem de parametre ayarları elemanların arayüzleri vasıtası ile hassas bir şekilde yapılmıştır. Deneysel çalışmalar sonucu elde edilen sonuçlar nümerik simülasyon sonuçları ile uyuşmaktadır.

FPAA elemanı kullanılarak gerçeklenen nöron modellerinin CAB kullanım kapasitelerini ve güç tüketimlerini veren bir tablo Tablo 5.1'de sunulurken, bu nöron modellerine ait sentez sonrası FPGA'ye ait güç tüketimi, kullanılan programlanabilir lojik eleman ve çarpıcı sayısı ise Tablo 5.2'de sunulmaktadır.

Tablo 5.1. FPAA tabanlı gerçekleştirimlere ait kapasite kullanımı ve güç tüketimi değerleri.

		GÜÇ TÜKETİMİ	CAB1	CAB2	CAB3	CAB4
FHN Nöron Modeli		32±28 mW	5/8	5/8	6/8	6/8
Izhikevich Nöron Modeli		57±17 mW	4/8	5/8	0/8	0/8
HR Nöron Modeli		128±38 mW	8/8	7/8	5/8	5/8
NÖRON I	FPAA 1					
	FPAA 2	56±17 mW	7/8	0/8	0/8	0/8
NÖRON II	FPAA 3	128±38 mW	8/8	7/8	5/8	5/8
	FPAA 4	56±17 mW	7/8	0/8	0/8	0/8

Tablo 5.2. FPGA tabanlı gerçekleştirimlere ait sentez sonuçları ve güç tüketim değerleri.

	KULLANILAN LOJİK ELEMAN SAYISI	KULLANILAN ÇARPICI SAYISI	MAKSİMUM FREKANS	GÜÇ TÜKETİMİ
FHN Nöron Modeli	1042 (%7)	64 (%57)	18.11MHz	83.02 mW
Izhikevich Nöron Modeli	1325 (%8.6)	20 (%18)	14.19 MHz	83.29 mW
HR Nöron modeli	1156 (%8)	64 (%57)	23.1MHz	83.02 mW
1 NÖRON				
2 NÖRON	4851 (%31)	104 (%93)	14.19 MHz	83.14 mW

Nöron modellerinin gerçekleştirimlerinin ardından gerçek nöronların kaotik davranışlarına benzer kaotik davranışlar sergileyebilen iki kaotik nöron modeli ve kaotik sinir ağı yapısına geçiş olması açısından iki nörondan oluşan basit bir kaotik ağ yapısının FPAA tabanlı gerçeklenmiştir. Bu gerçekleştirimlere ait sonuçlar da nümerik simülasyonlarla uyuşmaktadır. Bütün deneysel çalışmaların sonuçlarından hareketle programlanabilir ve yeniden yapılandırılabilir elemanların gerçek zamanlı nöron modeli uygulamalarda kullanılabileceği sonucu çıkarılabilir. Ayrıca Ağ Modelleri'nin, analog işlem bloklarına ihtiyaç duyması, paralel olarak çalışması, birtakım matematiksel fonksiyonlar gerektirmesi ve nöronlar arasındaki kuplajlama işlemlerinden dolayı, donanım çözümleri sınırlı kalmıştır. Bu elemanlar sayesinde bu sınırlamalar azıtılmıştır. Gelecekte programlanabilir elemanların kullanıldığı CPG üreteçleri, optimizasyon problemlerinin çözümleri gibi uygulamaların programlanabilir elemanlarla çözümü üzerine çalışmalar yapılabilir.

KAYNAKÇA

1. McCulloch, W.S., Pits, W.H., 1943. A logical calculus of ideas immanent in nervous activity. **Bulletin of Mathematical Biophysics, 5**: 115-133.
2. Hodgkin, A., Huxley, A., 1952. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. **Journal of Physiology, 117**: 500-544.
3. FitzHugh, R., 1969. Mathematical models for excitation and propagation in nerve. **Biological Engineering, H.P. Schawn (Ed.), New York: McGraw-Hill, 1**: 1-85.
4. Nagumo, J., Sato, S., 1972. On a response characteristic of mathematical neuron model. **Kybernetik, 10**: 155-164.
5. Wilson, H.R., Cowan, J.D., 1972. Excitatory and inhibitory interactions in localized populations of model neurons. **Biophysical Journal, 12**(1): 1-24.
6. Morris, C., Lecar, H., 1981. Voltage oscillations in the barnacle giant muscle fiber. **Biophysical Journal, 35**: 193-213.
7. Hindmarsh, J.L., Rose, R.M., 1984. A model of neuronal bursting using three couple first order differential equations. **Proc. R. Soc. Lond. Biol. Sci., 221(1222)**: 87-102.
8. Mishra, D., Yadav, A., Ray, S., Kalra, P.K., 2006. Exploring biological neuron models. **The Research Magazine of IIT Kanpur, 7**(3): 13-22.
9. Izhikevich, E.M., 2004. Simple model of spiking neurons. **IEEE Transactions on Neural Networks, 14**(6): 1569-1572.
10. Lewis, E.R., 1964. An electronic model of the neuron based on the dynamics of potassium and sodium ion fluxes, pp. 154-189. *In:* Neural Theory and Modeling**,** (Ed. Reiss, RF.)**,** Stanford University Press, Stanford.
11. Roy, G., 1972. A simple electronic analog of the squid axon membrane: The neurofet. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 19**(1): 60-63.
12. Sanchez-Sinencio, E., Linares-Barranco, B., 1989. Circuit implementation of neural FitzHugh-Nagumo equations, pp: 244-274. *MWSCAS1989. Proceedings of the 32nd Midwest Symposium on Circuits and Systems 1989.*
13. Linares-Barranco, B., Sanchez-Sinencio, E., Rodriguez-Vazquez, A., Huertas, J.L., 1991. A CMOS implementation of FitzHugh-Nagumo neuron model. **IEEE Journal of Solid-State Circuits, 26**(7): 956-965.
14. Romariz, A.R.S., Wagner, K., 2002. Optoelectronic implementation of a fitzhugh-nagumo neural model, pp. 1067-1074. *In Proceedings of NIPS 2002.*
15. Binczaka, S., Jacquira, S., Bilbaulta, J.M., Kazantsevb, V.B., Nekorkinb, V.I., 2006. Experimental study of electrical MFHN neurons. **Neural Networks, 19**: 684-693.
16. Weinstein, R.K., Lee R.H., 2006. Architectures for high-performance FPGA implementations of neural models. **Journal of Neural Engineering, 3**: 21-34.

17. Zhao, J., Kim, Y.B. 2007. Circuit implementation of FitzHugh-Nagumo neuron model using Field Programmable Analog Arrays, pp: 772-775. *MWSCAS2007. Proceedings of the 50th Midwest Symposium on Circuits and Systems 2007.*

18. Cosp, J., Binczak, S., Madrenas, J., Fernandez, D., 2008. Implementation of compact VLSI FitzHugh-Nagumo neurons, pp: 2370-2373. *ISCAS2008. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008.*

19. La Rosa, M., Caruso, E., Fortuna, L., Frasca, M., Occhipinti, L., Rivoli, F., 2005. Neuronal dynamics on FPGA: Izhikevich's model, pp: 87-94. *Conference on Bioengineered and Bioinspired Systems II, 2005.*

20. Rice, K.L., Bhuiyan, M.A., Taha, T.M., Vutsinas, C.N., Smith, M.C., 2009. FPGA implementation of Izhikevich spiking neural networks for character recognition, pp: 451-456. *ReConFig '09. International Conference on Reconfigurable Computing and FPGAs.*

21. Van Schaik, A., Jin, C., McEwan, A., Hamilton, T.J., 2010. A log-domain implementation of the Izhikevich neuron model, pp: 4253-4256. *ISCAS2010. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2010.*

22. Rangan, V., Ghosh, A.; Aparin, V., Cauwenberghs, G., 2010. A subthreshold a VLSI implementation of the Izhikevich simple neuron model, pp: 4164-4167. *EMBC2010. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2010.*

23. Demirkol, A.S., Ozoguz, S., 2011. A Low Power VLSI Implementation of the Izhikevich Neuron Model, pp: 4164-4167. *NEWCAS2011. IEEE 9th International New Circuits and Systems Conference 2011.*

24. Dahasert, N., Öztürk, İ., Kılıç, R., 2012. Izhıkevıch nöron modelinin alan programlanabilir elemanlarla gerçekleştirimi, pp:1-4. *SIU2012, 20. Sinyal işleme ve İletişim Uygulamaları Sempozyumu, Nisan 18-20, 2012, Fethiye, Antalya.*

25. Lee, Y.J., Lee, J., Kim, Y.B., Ayers, J., Volkovskii, A., Selverston, A., Abarbanel, H., Rabinovich, M., 2004. Low power real time electronic neuron VLSI design using subthreshold technique, PP: IV 744-747. *ISCAS '04. In Proceedings of the 2004 International Symposium on Circuits and Systems, 2004*.

26. Gotthans, T., Petrzela, J., Hrubos, Z., 2011. Analysis of Hindmarsh-Rose neuron model and novel circuitry realization, pp: 576-580. *MIXDES. In Proceedings of the 18th International Conference Mixed Design of Integrated Circuits and Systems*.

27. Poggi, T., Sciutto, A., Storace, M., 2009. Piecewise linear implementation of nonlinear dynamical systems: from theory to practice. **Electronics Letters, 45(19)**: 966-967.

28. Arena, P., Fortuna, L., Frasca, M., 2000. Extended SC-CNN implementation of the Hindmarsh-Rose neuron, pp: 339-344. *CNNA 2000. Proceedings of the 2000 6th IEEE International Workshop on Cellular Neural Networks and Their Applications, 2000.*

29. Merlat, L., Silvestre, N., Merckle, J., 1996. Hindmarsh and Rose-based electronic burster, pp: 39-44. *In Proceedings of Fifth International Conference on Microelectronics for Neural Network.*

30. Bizzarri, F., Linora, D, Storace, M., 2007. PWL approximation of the Hindmarsh-Rose neuron model in view of its circuit implementation, pp: 878-881. *ECCTD 2007. In 18th European Conference on Circuit Theory and Design 2007.*.

31. Checco P., Righero M., Biey M., Kocerev L., 2006. Information processing in networks of coupled Hindmarsh-Rose neurons, pp: 671-674. *NOLTA 2006. In International Symposium on Nonlinear Theory and its Applications Bologna-Italy***.**

32. Wu, Y., Xu, J., Jin, W., 2005. Synchronous Behaviors of Two Coupled Neurons, pp: 3496.121-130. *In Lecture Notes in Computer Science Advances in Neural Networks ISNN 2005.*

33. Che, Y., Zhang, S., Wang, J., Cui, S., Han, C., Deng, B., Wei, X., 2011. Synchronization of inhibitory coupled Hindmarsh-Rose neurons via adaptive sliding mode control, pp: 1134- 1139. *ICICIP***.** *In 2nd International Conference on Intelligent Control and Information Processing***,** *2011*.

34. Steur, E., 2007. On Synchronization of Electromechanical Hindmarsh-Rose Oscillators. Eindhoven Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Eindhoven, 119s.

35. Aihara, K., Takabe, T., Toyoda, M., 1990. Chaotic Neural Networks. **Physics Letters A, 144**(6-7)**:** 333-340**.**

36. Hsu, C.C., Gobovic, D., Zaghloul, M.E., Szu, H.H., 1996. Chaotic neuron models and their VLSI implementations. **IEEE Transactions on Neural Networks, 7**(6)**:** 1339-1350.

37. Zhou, Z., Shi, W., Bao, Y., Yang, M., 2010. A Gaussian Function Based Chaotic Neural Network, pp: 203-206. *ICCASM***.** *Computer Application and System Modeling*.

38. Jung, J., Lee, J., Song, H., 2011. Implementation of an integrated op-amp based chaotic neuron model and observation of its chaotic dynamics. **Chaos Journal**, **21**(1): 1-7.

39. Horio, Y., Kanou, N., Suyama, K., 1995. Switched- capacitor and switched-current chaotic neural networks for combinatorial optimization problems, 2(1): 1-6. *NOLTA'95*. *International Symposium on Nonlinear Theory and its Applications.*

40. Yazgan, E., Koryürek M., 1996. Tıp elektroniği. İstanbul Teknik Üniversitesi Rektörlüğü, Yayın no: 1574, İstanbul, 386pp.

41. Izhikevich, E.M., 2007. Dynamical Systems in Neuroscience: The Geometry of Excitability and Bursting. The MIT Press Cambridge, Massachusetts, London, England, 457pp.

42. Izhikevich, E.M., 2004. Which model to use for cortical spiking neurons?. **IEEE Transactions on Neural Networks, 15**(2): 1063-1070.

43. Keener, J., Sneyd J., 1998. Mathematical Physiology. Springer, Verlag, 133pp.

44. FitzHugh, R., 1961. Impulses and physiological states in theoretical models of nerve membrane. **Biophysical Journal, 1**(6): 445-466.

45. Baillieul, J., Brocket W., Washburn R.B., 1980. Chaotic motion in nonlinear feedback systems. **IEEE Transactions on Circuits and Systems, 27**(11): 990-997.

46. Electrical Synapse: http://en.wikipedia.org/wiki/Electrical_synapse.(Erişim Tarihi: Haziran 2012.)

47. Elson, R.C., Selverston, A.I., Huerta, R., Rulkov, N.F., Rabinovich, A.I., Abarbanel, H.D.I., 1998. Synchronous behavior of two coupled biological neurons. **Physical Review Letters, 81**(75): 5692- 5695.

48. Xue, L., Wang, J., Deng, Bin., Dong, F., 2008. Inhibitory chemical coupling of electronic Morris-Lecar neuron model and its bifurcation analysis, pp: 2461-2464. *EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008*.

49. Jacquir, S., Binczak, S., Bilbault, J.M, Kazantsev, V., Nekorkin, V., 2006. Synaptic coupling between two electronic neurons. **Nonlinear Dynamics, 44**:29-36.

50. Li, F., Liu, Q., Guo, H., Zhao, Y., Tang, J., Ma, J., 2012. Simulating the electric activity of FitzHugh–Nagumo neuron by using Josephson junction model. **Nonlinear Dynamics,** DOI 10.1007/s11071-012-0417-z.

51. Yang, C.C, Lin, C.L., 2011. Robust adaptive sliding mode control for synchronization of space-clamped FitzHugh–Nagumo neurons. **Nonlinear Dynamics,** DOI 10.1007/s11071-012-0410-6.

52. Checco, P., Biey, M., Righero, Kocarev L., 2007. Synchronization and bifurcations in networks of coupled Hindmarsh-Rose neurons, pp: 1541-1544. *ISCAS2007. IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2007.*

53. Che, Y., Zhang, S., Wang, J., Cui, S., Han, C., Deng, B., Wei, X. 2011. Synchronization of inhibitory coupled Hindmarsh-Rose neurons via adaptive sliding mode control, pp: 1134- 1139. *ICICIP***.** *In 2nd International Conference on Intelligent Control and Information Processing.*

54. Shi, X.R. 2010. Bursting synchronization of Hind–Rose system based on a single controller. **Nonlinear Dynamics, 59**: 95-99.

55. Shi, Y., Wang, J., Deng, B., Liu, Q., 2009. Chaotic synchronization of coupled Hindmarsh-Rose neurons using adaptive control pp: 1-5. *BMEI '09. In 2nd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics.*

56. Shi, X., Wang, Z., 2012. Adaptive synchronization of time delay Hindmarsh–Rose neuron system via self-feedback. **Nonlinear Dynamics,** DOI: 10.1007/s11071-012-0415-1.

57. Maeda, Y., Makino, H., 2000. A pulse-type hardware neuron model with beating, bursting excitation and plateau potential. **BioSystems, 58**(1-3):93-100.

58. Wagemakers, A., 2008. Electronic Modelling of Complex Dynamics. Rey Juan Carlos Üniversitesi, Doktora Tezi, Madrid, 137s.

59. Li, B., Li, Y., Rong, X., 2010. Gait generation and transitions of quadruped robot based on Wilson-Cowan Weakly Neural Networks, pp: 19-24. *ROBIO 2010. In IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics.*

60. Lu, J., Kim, Y.B., Ayers, J.: A low power 65nm CMOS electronic neuron and synapse design forabiomimetic micro-robot, pp: 1-4. *MWSCAS2011. In IEEE 54th International Midwest Symposium on Circuits and Systems.*

61. Lee, Y.J., Lee, J., Kim, Y.B., Ayers, J., 2005. Low power CMOS adaptive electronic central pattern generator design, pp: 1350-1353. *MWSCAS2005. 48th Midwest Symposium on Circuits and Systems, 2005.*

62. Lewis, E.R., 1965. Neuroelectric potentials derived from an extended version of the Hodgkin-Huxley model. **Journal on Therotical Biology, 10**(1): 125-158.

63. Lewis, E.R., 1965. Using electronic circuits to model simple neuroelectric ınteractions. **Proceedings of the IEEE, 56**(6): 931 - 949.

64. Dupeyron, D., Le Masson, S., Deval, Y., Le Masson, G., Dom, J.-P., 1996. A BiCMOS implementation of the Hodgkin-Huxley formalism, pp: 311-316. *MNNFS1996. Proceedings of Fifth International Conference on Microelectronics for Neural Networks, 1996.*

65. Lazaridis, E., Drakakis, E.M., 2007. Full analogue electronic realisation of the Hodgkin-Huxley neuronal dynamics in weak-inversion CMOS, pp: 1200-1203. *EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.*

66. Han, W., Han, I., 2009. Tunable linear conductance by two MOSFETs and its application to analogue-mixed VLSI for mobile communications and biologically plausible neuromorphic hardware, pp:86--93. *EHAC'09. Proceedings of the 8th WSEAS international conference on Electronics, hardware, wireless and optical communication.*

67. Szlavik, R.B., Bhuiyan, A.K., Carver, A., Jenkins, F., 2006. Neural-electronic inhibition simulated with a neuron model implemented in SPICE. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, **14**(1): 109-1115.

68. Yu, T., Sejnowski, T.J., Cauwenberghs, G., 2010. Biophysical neural spiking and bursting dynamics in reconfigurable analog VLSI, pp: 186-189. *BioCAS2010. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, 2010.*

69. Yu, T., Sejnowski, T.J., Cauwenberghs, G., 2011.Biophysical neural spiking, bursting, and excitability dynamics in reconfigurable analog VLSI. **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, **5**(5): 420-429.

70. Şekerli, M., Butera, R.J., 2004. An implementation of a simple neuron model in field programmable analog arrays, pp: 4564-4567. *IEMBS '04. In 26th Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society, 2004.*

71. Yang, K.L., Wang, J., Weı X.L., Deng B., 2011. Morris-Lecar model neurons and neural networks: FPGA implementation and analysis, pp: 639-642. *Proceedings of the 30th Chinese Control Conference, 2011.*

72. Hsu, C.C., Zaghloul, M., Szu, H., 1994. CMOS circuit implementation to control chaotic neurons, pp: 684-689. *Proc. World Conf : Neural Networks*, *San Diego, 1994.*

73. Aihara, K., 2002. Chaos engineering and ıts application to parallel distributed processing with chaotic neural networks. **Proceedings of The IEEE, 90**(5) : 919-930.

74. Yamada, T., Aihara, K., 1997. Nonlinear neurodynamics and combinatorial optimization in chaotic neural networks. **Journal of Intelligent and Fuzzy Systems, 5**: 53-68.

75. Szu, H., Telfer, B., Rogers, G., Gobovic, D., Hsu, C ., Zaghloul, M., Freeman, W., 1993. Spatiotemporal chaos information processing in neural networks-Electronic implementation pp. 719-734. *Proc. World Conf: Neural Networks, 1993.*

76. AN231E04 Kullanım Kılavuzu: http://www.anadigm.com/_doc/UM231000-K001.pdf. (Erişim Tarihi: Haziran 2012).

77. Anadigm: http://www.anadigm.com/. (Erişim Tarihi: Haziran 2012).

78. Altera: http://www.altera.com/. (Erişim Tarihi: Haziran 2012).

79. Texas Instruments: http://www.ti.com/product/dac0808 (Erişim Tarihi: Haziran 2012).

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Nimet DAHASERT
Uyruğu: Türkiye (TC)
Doğum Tarihi ve Yeri: 20 Nisan 1988, Kayseri
Medeni Durumu: Bekâr
Tel: +90 352 207 66 66
email: nimetdahasert@erciyes.edu.tr
Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, 38039 Talas/KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	ERÜ Fen Bilimleri Enstitüsü	-
Lisans	ERÜ Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2010
Lise	Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi, Kayseri	2006

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2010- Halen	ERÜ Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	Araştırma Görevlisi

YABANCI DİL

İngilizce.

YAYINLAR

1. Günay, E., Kılıç, R., Dahasert, N., 2011. External and internal control applications for SC-CNN-based chaotic circuit, pp: 620-623. *ECCTD 2011, 20th European Conference on Circuit Theory and Design.*

2. Dahasert, N., Öztürk, İ., Kılıç, R., 2012. Izhıkevıch nöron modelinin alan programlanabilir elemanlarla gerçekleştirimi, pp:1-4. *SIU2012, 20. Sinyal işleme ve İletişim Uygulamaları Sempozyumu, Nisan 18-20, 2012, Fethiye, Antalya*.

3. Kılıç, R., Günay E., Dahasert, N., 2012. SC-CNN Based n-scroll Generator: Implementation Issues and Experimental Verification. *NDES2012. Nonlinear Dynamics of Electronic Systems 2012* (accepted for presentation).