

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİYOPOTANSİYEL İŞARETLERİN İKİNCİ NESİL  
AKIM TAŞIYICILAR İLE İŞLENMESİ VE YENİ BİR  
EKG DEVRESİ TASARIMI**

**DOKTORA TEZİ**

**Şükrü KİTİŞ**

**Enstitü Anabilim Dalı**

**: ELEKTRİK-ELEKTRONİK  
MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı**

**: Doç. Dr. Mehmet Recep BOZKURT**

**Mart 2019**

T.C.  
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOPOTANSİYEL İŞARETLERİN İKİNCİ NESİL  
AKIM TAŞIYICILAR İLE İŞLENMESİ VE YENİ BİR  
EKG DEVRESİ TASARIMI


DOKTORA TEZİ

Şükrü KİTİŞ


Enstitü Anabilim Dalı


: ELEKTRİK-ELEKTRONİK  
MÜHENDİSLİĞİ

Bu tez 01/03/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ~~oyçokluğu~~ ile kabul edilmiştir.


  
Prof. Dr.  
Rüştü GÜNTÜRKÜN

Jüri Başkanı


  
Dr. Öğr. Üyesi  
Nükhet SAZAK  
Üye

  
Doç. Dr.  
Mehmet Recep BOZKURT

Üye

  
Doç. Dr.  
Ahmet ZENGİN

Üye

  
Dr. Öğr. Üyesi  
Mustafa TOSUN  
Üye

## **BEYAN**

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Şükrü KİTİŞ  
01.03.2019

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca ve tezi tamamlamam esnasında değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi, destek ve yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danıőman hocam Doç. Dr. M. Recep BOZKURT'a teőekkürlerimi sunarım.

Bu süreçte maddi manevi desteklerini esirgemeyen eőim Ayőe Nur KİTİŞ'e minnetlerimi sunarım.

Eđitimimi tamamlamamı isteyen bunun için seferber olan fakat bunu göremeyen babam Merię KİTİŞ'i rahmetle anarım.

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vi
TABLolar LİSTESİ .....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY .....	xii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ .....	1
BÖLÜM 2.	
KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	5
2.1. Elektrokardiyogram (EKG) .....	5
2.2. Elektroensefalogram (EEG).....	7
2.3. Akım Taşıyıcılar (CC).....	9
2.3.1. Birinci kuşak akım taşıyıcılar .....	11
2.3.2. İkinci kuşak akım taşıyıcılar.....	12
2.3.3. İkinci kuşak akım kontrollü akım taşıyıcılar .....	14
2.3.4. Üçüncü kuşak akım taşıyıcılar.....	15
2.3.5. AD844 entegresi .....	17
BÖLÜM 3.	
MATERYAL VE YÖNTEM.....	19
3.1. Materyal .....	19
3.2. Yöntem.....	19

3.2.1. Kullanılan araç-gereçler .....	19
3.3. Analizler .....	20
3.3.1. Simüle edilen devreler .....	20
3.3.2. Gerçekleştirilen OPAMP'lı ve CCII+'lı EKG devreleri, önerilen EEG devresi .....	34
BÖLÜM 4.	
ARAŞTIRMA BULGULARI .....	42
4.1. Ölçüm Sonuçları .....	42
BÖLÜM 5.	
SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	50
5.1. Sonuç .....	50
5.2. Öneriler .....	52
5.3. Tartışma.....	53
KAYNAKLAR.....	54
EKLER .....	65
ÖZGEÇMİŞ .....	72

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AGF	: Alçak Geçiren Filtre
ASK	: Amplitude Shift Keying
BGF	: Bant Geçiren Filtre
BJT	: Bipolar Junction Transistor
BPSK	: Binary Phase Shift Keying
CCII	: Current Conveyor 2
CCII+	: Positive Type Current Conveyor 2
CMOS	: Complementary Metal Oxide Semiconductor
CMRR	: Common Mode Rejection Ratio
EcoG	: Elektrokortikografi
EEG	: Elektroensefalogram
EGG	: Elektrogastrogram
EKG	: Elektrokardiyogram
EMG	: Elektromiyogram
ERG	: Elektroretinogram
FIR	: Finite Impulse Response
FPGA	: Field Programmable Gate Array
GND	: Ground
IA	: Instrumentation Amplifier
ICA	: Independent Component Analysis
LCD	: Liquid Crystal Display
NLMs	: Nonlocal Means
OPAMP	: Operational Amplifier
PID	: Proportional Integral Derivative
PSO	: Particle Swarm Optimization

SMD : Surface Mount Device  
YGF : Yüksek Geçiren Filtre



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Bipolar ekstremite kayıtları (Nayır, 2018b). .....	7
Şekil 2.2. Unipolar ekstremite derivasyonları (İlerigelen ve Mutlu, 2018). .....	7
Şekil 2.3. EEG elektrot yerleşimi (KTU. Med. Lab., 2018). .....	8
Şekil 2.4. EEG ölçüm modları (KTU, Med.Lab.2018). .....	8
Şekil 2.5. ECoG elektrot yerleşimi (Auditory & Language Neuroscience Lab, 2018). .....	9
Şekil 2.6.a. CCI'in blok diyagramı. b. CMOS teknolojisi ile CCI şematik gösterimi (Sağbaş, 2007). .....	12
Şekil 2.7. (a). CCII'nin blok diyagramı. (b). BJT teknolojisi ile CCII+ şematik gösterimi (Sağbaş, 2007). .....	13
Şekil 2.8. BJT teknolojisi ile CCII-'nin şematik gösterimi (Sağbaş, 2007). .....	13
Şekil 2.9. CCCII'nin blok diyagramı .....	14
Şekil 2.10. CCIII'ün blok diyagramı.....	15
Şekil 2.11. CCII ile eviren ve evirmeyen kuvvetlendiriciler (Kuntman, 2018c). .....	15
Şekil 2.12. CCII ile geri beslemeli eviren ve evirmeyen kuvvetlendiriciler (Kuntman, 2018c). .....	15
Şekil 2.13. CCII ile enstrümantasyon kuvvetlendiricisi (Kuntman, 2018c, Kitiş ve ark., 2017a). .....	16
Şekil 2.14. Bant geçiren ve alçak geçiren filtreler için CCII ile tasarlanan çok fonksiyona sahip bir filtre (Alpaslan ve Yüce, 2010). .....	16
Şekil 2.15. CCII ile gerilim girişli akım çıkışlı bant geçiren aktif süzgeç devresi (Demirbaş ve Toker, 2003). .....	16
Şekil 2.16. CCII+ ile gerçekleştirilen filtre devresi (Sağbaş, 2007). .....	17
Şekil 2.17. AD844 entegre blok diyagramı (Analog Devices, AD844 datasheet, 2018). .....	18
Şekil 3.1. 50 Hz bant durduran notch filtre. ....	21

Şekil 3.2. 50 Hz bant durduran notch filtre simülasyon sonucu. ....	21
Şekil 3.3. 4. derece bant geçiren filtre.....	22
Şekil 3.4. 4. derece bant geçiren filtre simülasyon sonucu .....	22
Şekil 3.5. 40 dB bant geçiren aktif filtre .....	23
Şekil 3.6. 40 dB bant geçiren aktif filtre simülasyon sonucu.....	23
Şekil 3.7. 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre .....	24
Şekil 3.8. 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre simülasyon sonucu.....	24
Şekil 3.9. 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre.....	25
Şekil 3.10. 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre simulasyon sonucu .....	25
Şekil 3.11. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre .....	26
Şekil 3.12. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre simülasyon sonucu .....	26
Şekil 3.13. İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre .....	27
Şekil 3.14. İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre simülasyon sonucu .....	27
Şekil 3.15. İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre .....	28
Şekil 3.16. İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre simülasyon sonucu.....	28
Şekil 3.17. İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici.....	29
Şekil 3.18. İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici simülasyon sonucu .....	29
Şekil 3.19. Türev alıcı devre .....	30
Şekil 3.20. Türev alıcı devre simülasyon sonucu.....	30
Şekil 3.21. Türev alıcı devre simülasyon sonucu.....	31
Şekil 3.22. İntegral alıcı devre .....	31
Şekil 3.23. İntegral alıcı devre simülasyon sonucu.....	32
Şekil 3.24. Logaritmik yükselteç devresi.....	32
Şekil 3.25. Logaritmik yükselteç simülasyon sonucu.....	33
Şekil 3.26. Enstrümantasyon yükselteç devresi .....	34
Şekil 3.27. Enstrümantasyon yükselteç simülasyon sonucu .....	34
Şekil 3.28. CCII yapısı içermeyen EKG devresi blok diyagramı (Canal ve ark., 2011). ....	35
Şekil 3.29. Gerçekleştirilen CCII yapısı içermeyen EKG devresi .....	35
Şekil 3.30. CCII yapısı içermeyen devre osiloskop çıkışı (Canal ve ark., 2011).....	36
Şekil 3.31. CCII yapısı içermeyen devre osiloskop çıkışı .....	36

Şekil 3.32. CCII yapısı içermeyen bir EKG devresi ve bölümleri (Richard ve Chan, 2010) (Ek E). .....	37
Şekil 3.33. EKG devresinin CCII+ yapıları ile yeniden tasarlanması. ....	37
Şekil 3.34. EKG devresinin CCII+ yapısı içeren AD844 entegresi ile gerçekleştirilmesi.....	37
Şekil 3.35. Gerçekleştirilen EKG devresi. ....	38
Şekil 3.36. Gerçekleştirilen, CCII+ yapısı içeren EKG devresi ölçüm sonucu (Kitiş ve Köklükaya 2015) .....	38
Şekil 3.37. Baskı devresi gerçekleştirilen EKG devresi (Ek F). ....	39
Şekil 3.38. Baskı devresi gerçekleştirilen devrenin blok şeması (Ek G). ....	39
Şekil 3.39. EKG devresi.....	39
Şekil 3.40. EKG devresi ölçüm sonucu. ....	40
Şekil 3.41. EKG devresinde kullanılan CCII+ filtre devresi yapısı.....	41
Şekil 3.42. CCII yapısı içermeyen EEG Blok şeması (Gaetano ve ark., 2008). ....	41
Şekil 4.1. Sağlıklı bir kişiye ait bir periyotluk EKG sinyali (Andreo ve ark., 2006). ....	42
Şekil 4.2. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	43
Şekil 4.3. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	43
Şekil 4.4. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	44
Şekil 4.5. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	45
Şekil 4.6. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	45
Şekil 4.7. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	46
Şekil 4.8. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	47
Şekil 4.9. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.....	47

Şekil 4.10. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi. .... 48

Şekil 4.11. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi. .... 49



## TABLolar LİSTESİ

Tablo 2.1. CCII+ filtre seçenekleri.....	17
Tablo 2.2. CCII'lı filtrelerle OPAMP'lı filtrelerin karşılaştırılması.....	18
Tablo 5.1. Gerçekleştirilen EKG devreleri ile daha önce gerçekleştirilen devrelerin karşılaştırılması .....	51



## ÖZET

Anahtar kelimeler: CCII, ikinci nesil akım taşıyıcılar, filtre, EKG

Bu çalışmada bir EKG cihazı tasarlanmış ve bu cihaz ikinci nesil akım taşıyıcılar ile gerçekleştirilmiştir. Bu EKG devresinde ikinci nesil akım taşıyıcılar filtre olarak kullanılmıştır. Bu cihazın doğruluğunu kontrol edebilmek ve karşılaştırmasını yapabilmek için Sakarya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği'ne ait olan BIOPAC Systems Inc. şirketinin imal ettiği MP36 EKG cihazı ile ölçümler eş zamanlı olarak yapılmıştır. Ayrıca OPAMP'larla tasarlanan bir EKG devresi de gerçekleştirilmiş ve sonuçları değerlendirilmiştir. OPAMP'larla gerçekleştirilen bu devre ikinci nesil akım taşıyıcılarla yeniden dizayn edilmiş ve gerçekleştirilerek sonuçları değerlendirilmiştir. Böylece OPAMP'larla gerçekleştirilmiş bir EKG devresi, ikinci nesil akım taşıyıcılarla yeniden dizayn edilmiş bir EKG devresi, bu çalışmada tasarlanmış ve ikinci nesil akım taşıyıcılarla tasarlanmış bir EKG devresi, MP36 devresi ve daha önce literatürde gerçekleştirilmiş EKG devrelerinin kıyaslaması yapılmıştır. Ayrıca biyomedikal cihazlarda sıklıkla kullanılan filtreler, yükselteçler ve bazı devreler simule edilmiştir.

CCII tabanlı olan devrede gürültüler minimuma inmiş ve çok net EKG ölçümü yapılabilmektedir. EKG devresi  $9,5 \times 9,5$  cm<sup>2</sup> boyutlarına kadar indirgenebilmiştir. Entegrelerin ve diğer elemanların SMD türlerinin kullanılması ile daha da küçültülebilmesi mümkündür. Gerçeklenen devre maliyet açısından da avantajlıdır. 4 adet kalem pille çalışabilir olması da bir diğer avantajıdır. CMRR oranı, frekans aralığı, yükseltme oranı ve uygulanabilme kolaylığı açısından CCII tabanlı olan EKG devrelerinin daha avantajlı olduğu sonucu ortaya çıkmaktadır.

Ayrıca bu çalışmada rezonans frekansını ayarlamak ve daha iyi sonuç elde edebilmek için CCII yapısına ayarlı dirençler eklenmesi sebebiyle 5 Hz ile 100 MHz arasında bir kesim frekansına sahip bir filtre yapısı öne sürüldü ve bu devrede kullanılabilir olduğu gözlemlendi.

# **PROCESSING OF BIOPOTENTIAL SIGNALS WITH SECOND GENERATION CURRENT CONVEYORS AND A NEW ECG CIRCUIT DESIGN**

## **SUMMARY**

Keywords: CCII, second generation current conveyors, filter, ECG

In this study, an ECG device was designed and this device was carried out with second generation current carriers. Second generation current carriers were used as filters in this ECG circuit. Measurements were simultaneously performed with MP36 ECG device produced by BIOPAC Systems Inc. that is belong to Sakarya University Electrical and Electronics Engineering Department in order to be able to check and compare accuracy of this device. An ECG circuit designed with OPAMPs was also carried out and results were evaluated. This circuit, which was realized with OPAMPs, was redesigned with second generation current carriers and results were evaluated by performing. Thus, an ECG circuit realized with OPAMPs, a redesigned ECG circuit with second generation current carriers were designed in this study, and an ECG circuit with second generation current carriers, MP36 circuit and previous circuits in literature were compared. In addition, filters, amplifiers and some circuits, which are frequently used in biomedical devices are simulated.

Noises were reduced to minimum in CCII-based circuit and very clear ECG measurements was done. ECG circuit can be reduced to size of  $9.5 * 9.5 \text{ cm}^2$ . It is possible to further reduce integrals and other elements by use of SMD types. Performed circuit is also advantageous in terms of cost. Another advantage is that it can work with 4 batteries. It was concluded that CCII based ECG circuits are more advantageous in terms of CMRR ratio, frequency range, amplification rate and ease of application.

Also, in this study, a filter structure having a cut-off frequency between 5 Hz to 100 MHz was proposed because of adding adjusted resistors to CCII structure to adjust resonance frequency and achieve better results, and it was observed to be usable in this circuit.

## BÖLÜM 1. GİRİŞ

Biyolojik işaretler canlı vücudundan dönüştürücüler aracılığıyla algılanan sinyallerdir. Elektrik kökenli olanlar ve elektrik kökenli olmayanlar olmak üzere iki grupta değerlendirilirler. Elektrik kökenli olanlar EKG, EEG, EMG, ERG, EGG v.b. ile isimlendirilirken elektrik kökenli olmayanlar kan basıncı, kan akış hızı, solunum hacmi gibi isimler alırlar (İşcan, 2012a). Elektrik kökenli olan biyomedikal sinyaller elektrotlar aracılığıyla canlı vücudundan algılanırlar, gürültülü işaretlerdir, genlikleri küçüktür (1  $\mu$ V-1 mV), spektrumları ise alçak frekanslar (0,1 Hz-2 kHz) bölgesindedir (İşcan, 2012a). Bu sebeple yalıtım, yüksek kazançlı kuvvetlendiriciler, fark kuvvetlendiriciler, alçak geçiren filtreler biyomedikal devrelerde sıklıkla kullanılan yapılar olarak ön plana çıkmaktadır.

Elektrokardiyogram (EKG) elektrik kökenli bir biyomedikal sinyal olup kalp damar hastalıklarının tanısında kullanılan laboratuvar yöntemlerinin başında gelmektedir. 0,1 mV-5mV genliğe, 0,5 Hz-100 Hz spektruma, 40 ms-600 ms zaman aralığına sahip bir sinyaldir. Ritim-iletim bozukluklarının tanısında, akut koroner olayların tanısında kritik önem taşıırken, anamnez ve fiziki muayene bulguları da dikkate alınarak teşhis konulması önemlidir (İlerigelen ve Mutlu, 2018; Altan ve Kutlu, 2015; Abeles ve Goldstein, 1977; Serbest ve ark., 2015). EKG sonucunda teşhisin kesin doğruluğu açısından eforlu EKG, holter, EKO gibi diğer yöntemlere de başvurulabilmektedir.

Elektroensefalogram (EEG) elektrik kökenli bir biyomedikal sinyal olup, beyin aktivitelerini ve beyin hasarlarını tespit edebilmek için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir. 0,5 Hz-100 Hz spektruma, 5 $\mu$ V-400  $\mu$ V genliğe sahip olup 100 ms'den daha küçük zaman aralığında gerçekleşir. Epilepsi (sara), Alzheimer v.s. gibi hastalıkların tanısında ve teşhisinde de kullanılmaktadır (Daşdağ, 2018; Abeles ve Goldstein, 1977; Ekşi ve ark. 2013).

EKG, EEG gibi ölçümlerde sinyal alınan organlar göğüs kafesi, kafatası gibi güçlü iskelet ve kas dokuları tarafından korunduğu için sinyal seviyeleri mV'lar ve  $\mu$ V'lar seviyesinde, frekans spektrumları da geniş aralıktır. EKG cihazlarında sağ bacak sürücüsü, EEG devrelerinde alçak geçiren filtreler ve bütün elektrik kökenli biyomedikal sinyallerde kuvvetlendirici devreler oldukça önem taşımaktadır. Bu sebeple tasarlanmış pek çok devre (Oweis ve Barhoum, 2007; Tseng ve ark., 2010; Rosado ve ark., 2003; Chien ve Tai, 2006; Özcan,2010; Dobrev ve ark., 2008; Singh ve ark., 2010; Xiong ve ark., 2011; Ud-Din ve ark., 2011; Hsieh ve ark., 2009; Milanesi ve ark., 2008; Abdul-Jabbar ve Jasim, 2013; Lee ve ark., 2013; Mazomenos ve ark. 2013; Kim ve ark. 2014; Oehler ve ark. 2008; Hsieh ve Hsu, 2012; Xia ve ark. 2013; Kiranyaz ve ark. 2016; Islam ve ark. 2012; Baig ve ark. 2013; Elgendi ve ark. 2014; Zhang ve ark. 2013; Lobodzinski ve Laks, 2013; Salvador ve ark., 2017; Abdallah ve ark., 2017; Lerga ve ark., 2017; Aydemir, 2017; Richard ve Chan, 2010) ve filtre çeşitleri (Alpaslan ve Yüce, 2010; Demirbaş ve Toker, 2003; Sağbaş, 2007; BMET, 2018a; Ünverdi ve Yıldız, 2012; BMET, 2018b) bulunmaktadır. Bu çalışmada biyomedikal cihazlarda sıklıkla kullanılan devrelerin simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, simulasyon ile yetinilmeyip, çok kullanılan devrelerden örnekler seçilerek bunların CCII versiyonları tasarlanıp gerçekleştirilmiş ve diğerleri ile karşılaştırılmıştır. Bunun için öncelikle OPAMP tabanlı bir EKG devresi gerçekleştirilerek sonuçları alınmıştır. Daha sonra aynı işi yapacak CCII (current conveyor-akım taşıyıcılar) tabanlı bir EKG devresi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Son olarak bu ikisi ve daha önce literatürde yapılan bazı OPAMP'lı devrelerin kıyaslaması yapılmıştır. EEG devreleri için de CCII tabanlı devrelerin kullanılması önerilmiştir. Ayrıca Sakarya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği'ne ait olan BIOPAC Systems Inc. şirketinin imal ettiği MP36 EKG cihazı ile ölçümler gerçekleştirilmiş ve tasarlanan CCII tabanlı EKG devresi ile eş zamanlı ölçümler yapılarak sonuçları karşılaştırılmıştır.

CCII yapılı devrelerin önerilmesinin ve bu çalışmada OPAMP'lar yerine kullanılmasının sebepleri şöyle sıralanabilir:

Akım taşıyıcı devreler daha doğrusaldır. Daha iyi frekans başarımına sahiptirler. Düşük frekanslarda baskın kutupları yoktur. Frekans genişlikleri fazladır (Metin ve ark., 2003). Ayrıca gerilim modlu devreler sınırlı çalışma bandına sahiptirler. Akım modlu devrelerde harmonikler oldukça azdır. Harmoniklerin az olması şarj, deşarj süresini azaltır. Bu sebeple yükselme eğimi sorunu ve zaman sabiti en aza indirgenir. Düşüm empedansının düşük olması da bir diğer avantaj olarak ortaya çıkar (Kuntman, 2018a).

Bu tez çalışmasında tez organizasyonu kısaca şu şekildedir:

Bölüm 1’de biyolojik işaretler, EKG, EEG, CCII ile ilgili genel bilgiler bulunmaktadır. Bölüm 2’de EKG, EKG devreleri, EKG ölçüm yöntemleri, EEG, EEG ölçüm modları ve ECoG, akım taşıyıcılar (CCII), tercih edilme sebepleri, çeşitleri, CCII’lerle gerçekleştirilen devreler, CCII’lerle gerçekleştirilen bazı filtreler, CCII için kullanılan entegre yer almaktadır. Bölüm 3’de biyomedikal cihazlarda karşılaşılan bazı devreler ve bu devrelerin simulasyon sonuçları, OPAMP’larla gerçekleştirilmiş bir EKG devresi, CCII yapısı içeren bir EKG devresi ve ölçüm sonuçları, CCII yapısı içeren başka bir EKG devresi ve ölçüm sonuçları, bu EKG devresi için önerilen filtre yapısı, EEG devresi ve bu devre için önerilen yapı anlatılmaktadır. Bölüm 4’de CCII yapıları ile gerçekleştirilmiş EKG devresi ölçüm sonuçları, MP36 cihazı ölçüm sonuçları ve bu iki cihazdan elde edilen sonuçların üst üste bindirilerek karşılaştırılması yer almaktadır. Bölüm 5’te tez çalışmasının sonucu, öneriler ve tartışma bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı:

Biyomedikal cihazlarda kullanılabilecek, ikinci nesil akım taşıyıcılarla bir filtre tasarımı gerçekleştirmek, bu filtreyi bir EKG devresi üzerinde uygulamak ve doğruluğunu MP36 cihazı ve literatürdeki diğer cihazlarla karşılaştırarak ortaya çıkarmaktır.

Bu çalışmanın yöntemi:

Karşılaştırma için ölçümler gerçekleştirilirken EKG derivasyonlarından biri olan bipolar ekstremite derivasyon II tercih edilmiştir. EKG devresi tasarımında, filtre devresinde ikinci nesil akım taşıyıcı olarak AD844 entegresi tercih edilmiştir. Sonuçlar osiloskoptan ve grafik LCD ekran modülünden alınmış ve kaydedilmiştir. MP36 cihazından alınan veriler excel ile grafik haline getirilmiştir. Gerçekleştirilen EKG devresinden elde edilen sonuçlar ile MP36 cihazından elde edilen grafik bir grafik işlemi programı ile üst üste bindirilerek karşılaştırılmıştır.

Bu çalışmanın problem tanımı:

Biyopotansiyel sinyaller mV'lar ve  $\mu$ V'lar seviyesinde genliğe, geniş bir frekans spektrumuna, ms'ler mertebesinde zaman aralığına sahiptirler. Gürültülü sinyaller olup, dış gürültülerden de etkilenebilir bir yapıya sahiptirler. Ortak modlu işaretler var olup, bunların bastırılması gerekliliği, sinyallerin işlenebilmesi için bir yükselteç devresi ihtiyacı bulunmaktadır.

Bu tez çalışmasının bilime katkısı:

EKG üzerine yapılan çalışmalar genelde sinyallerin alınması ve daha sonrasında bu sinyallerin yazılımla filtrelenmesi şeklindedir. Bunun dışında ölçümde kullanılan elektrotlar üzerine de çalışmalar söz konusudur. Bu tez çalışmasında farklı olarak; yazılıma gereksinim duyulmadan analog olarak, ikinci nesil akım taşıyıcılarla tasarlanan filtre kullanılarak yapılan devre ile EKG ölçümü gerçekleştirilmektedir. Bu filtre devresinin diğer biyomedikal cihazlarda da kullanılması önerilmektedir. Ayrıca son zamanlarda gündeme gelen yerli ve milli üretim kapsamında bu EKG devresinin kullanılabilir olduğu düşünülmekte, teletıp ve telemetri sistemleri kapsamına da girebileceği öngörülmektedir.

## **BÖLÜM 2. KAYNAK ARAŞTIRMASI**

### **2.1. Elektrokardiyogram (EKG)**

EKG kalpteki elektriksel potansiyel değişikliklerini kaydeden bir cihazdır. EKG kalbin kasılması sonucunda meydana gelen elektriksel sinyaldir ve vücuda ait birçok durum hakkında bilgi sağlar (Uçar ve ark., 2018). Ölçülen sinyaller 0,1 mV-5 mV genliğe, 0,5 Hz-100 Hz spektruma, 40 ms-600 ms zaman aralığına sahip sinyallerdir. EKG kaydı için kollardan, bacaklardan ve göğüs duvarı üzerindeki belirli bölgelerden elektrotlar yardımıyla sinyaller alınır (İlerigelen ve Mutlu, 2018; Altan ve Kutlu, 2015; Abeles ve Goldstein,1977).

Günümüzde EKG ölçümleri için tasarlanan pek çok devre vardır. Yapılan literatür taramalarında da üç çeşit EKG devresinin diğerlerine göre daha ön plana çıktığı görülmektedir. Bunlar; mikroişlemci tabanlı (Burke ve Nasor, 2001; Oweis ve Barhoum, 2007; Chang ve Young, 2009; Tseng ve ark., 2010; Shorten ve Burke, 2011; Wei ve ark., 2012), FPGA tabanlı (Rosado ve ark., 2003; Chien ve Tai, 2006), CMOS ve OPAMP tabanlı (Özcan,2010; Dobrev ve ark., 2008; Singh ve ark., 2010; Xiong ve ark., 2011; Ud-Din ve ark., 2011; Cömert ve ark., 2013) olanlardır. Bunlar dışında silverlight tabanlı (Hsieh ve ark., 2009), ICA tabanlı (Milanesi ve ark., 2008), IA tabanlı (Shojaei ve ark., 2008), Gauss fonksiyon ve dalga fonksiyon tabanlı (Abdul-Jabbar ve Jasim, 2013; Lee ve ark., 2013) olan çeşitleri de olmasına rağmen çok fazla tercih edilmedikleri gözlemlenmiştir. Bu tez çalışmasında ise yapılan taramalardan farklı olarak CCII tabanlı bir EKG devresi tasarımı yapılmış ve CCII tabanı içermeyen bir EKG devresi ile ve MP36 ile karşılaştırması yapılmıştır. Ayrıca diğer EKG ölçümleri ile farkları belirtilmiştir.

Mobil EKG (Mazomenos ve ark. 2013), portatif EKG (Kim ve ark. 2014; Oehler ve ark. 2008; Hsieh ve Hsu, 2012) bulut EKG (Xia ve ark. 2013), sinir ağırları ile gerçek zamanlı EKG (Kiranyaz ve ark. 2016), MATLAB ve labview tabanlı EKG (Islam ve ark. 2012), giyilebilir EKG (Baig ve ark. 2013; Elgendi ve ark. 2014), kablosuz EKG (Baig ve ark. 2013; Zhang ve ark. 2013; Lobodzinski ve Laks, 2013) gibi EKG türü üzerine pek çok çalışma yapılmıştır. Ayrıca EKG ölçümlerinde kullanılan; kuru elektrotlar (Chen ve ark. 2014; Burke ve Gleeson 2000), biyosensörler (Dixon ve ark. 2012), kapasitif sensörler (Oehler ve ark. 2008), tekstil elektrotları (Pola ve Vanhala, 2007) gibi çalışmalar da söz konusudur.

2018 ve 2019 yılında yapılan çalışmaların çoğu yazılımsal olmuştur. Bu çalışmalarda dalgacık dönüşümü (He ve ark., 2019; Hao ve ark., 2019; Roy ve ark., 2019; Srinivasa ve Pandian, 2019), genetik algoritma ile makine öğrenmesi (Diker ve ark., 2019), sinir ağırları ve genetik algoritma (Al-Shrouf ve AlOmari, 2018), NLMs algoritması (Kulkarni ve Ali, 2019), Fourier decomposition methodu (Singh ve ark., 2019), FIR filtre (Varatharajan ve ark., 2018), sözlük öğrenmesi (Rakshit ve Das, 2018), adaptif eliminasyon algoritması (Xiong ve ark., 2018), sayısal filtreleme ve epoklama (Uçar ve ark., 2018) görülmektedir. Bu tez çalışmasında yapılan EKG ise yazılımsız, donanımsal filtre ile gerçekleştirilmiş bir devredir.

EKG ölçümlerinde elektrotlar kalpte üretilen elektriksel aktivite için 2 ana bölgeye yerleştirilirler;

a) Bipolar ekstremite: Sağ bacakta kullanılan elektrot topraklama olmak üzere, iki ekstremite arasındaki potansiyel farkını ölçer.

Derivasyon I: Sol kol – sağ kol arası,

Derivasyon II: Sol bacak – sağ kol arası,

Derivasyon III: Sol bacak – sol kol arası,

potansiyel farklarını ölçer (Şekil 2.1.).

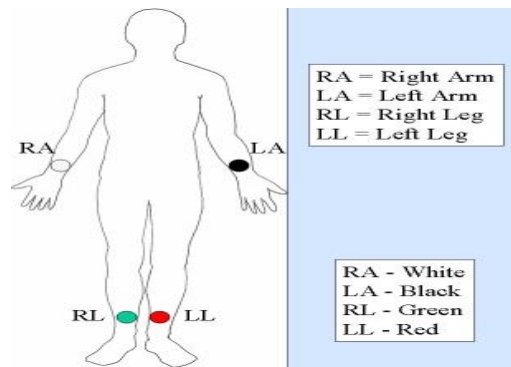
b)Unipolar ekstremite: Potansiyel farkının ölçümünü, sıfır potansiyeli olarak kabul edilen merkezi uca göre gerçekleştirir. Sağ kol, sol kol ve sol bacak potansiyel farklarını belirler (Şekil 2.2.).

aVR: Sağ kolun,

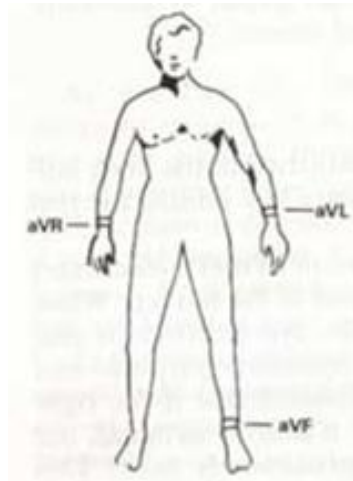
aVL: Sol kolun,

aVF: Sol bacağıın,

potansiyel farklarını belirler (Nayır, 2018a).



Şekil 2.1. Bipolar ekstremite kayıtları (Nayır, 2018b).



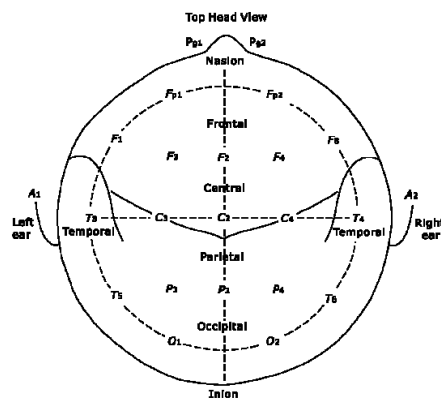
Şekil 2.2. Unipolar ekstremite derivasyonları (İlerigelen ve Mutlu, 2018).

## 2.2. Elektroensefalogram (EEG)

Elektroensefalogram (EEG) elektrik kökenli bir sinyal olup beyin aktivitelerini ve beyin hasarlarını tespit edebilmek için kullanılan yöntemlerden bir tanesidir. 0,5-100

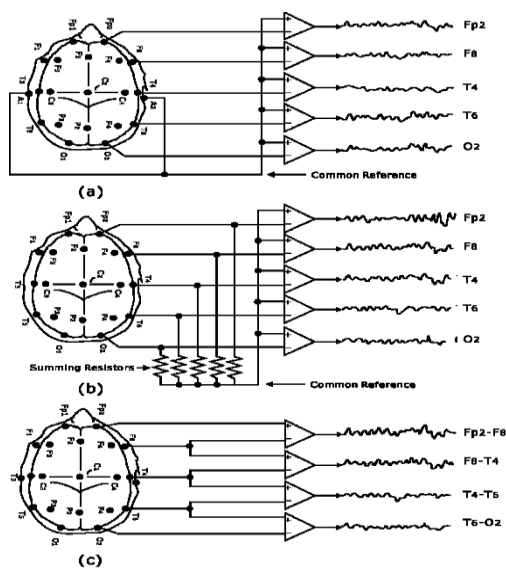
Hz frekans aralığına, 5  $\mu$ V-400  $\mu$ V genliğe, 100 ms'den düşük zaman aralığına sahiptir. Beyin hasarı ve hastalığı, uyku bozuklukları, Alzheimer hastalığı ve Parkinson hastalığı gibi bazı zihinsel rahatsızlıkların teşhisinde yardımcı olmak için de kullanılır (Daşdağ, 2018; Abeles ve ark., 1977; Çetin ve ark., 2015).

EEG ölçümlerinde en çok tercih edilen elektrot yerleşim şeması International Federation of EEG Societies tarafından da tavsiye edilen, 10-20 EEG elektrot konumlandırma (Şekil 2.3.) sistemidir (KTU. Med. Lab., 2018).



Şekil 2.3. EEG elektrot yerleşimi (KTU. Med. Lab., 2018).

Üç adet EEG sinyali ölçüm modeli (Şekil 2.4.) vardır; ünipolar, ortalama, ve bipolar (KTU, Med.Lab.2018).



Şekil 2.4. EEG ölçüm modları (KTU, Med.Lab.2018).

Elektrokortikografi (ECoG) ise sinirsel aktiviteyi direkt olarak korteks yüzeyinden ölçmek (Şekil 2.5.) için subdural elektrotları kullanır ve epileptik nöbetlerin kökenini lokalize etmek için epilepsili hastalarda yaygın şekilde kullanılan bir tekniktir (Palmini ve ark., 1995; Zumsteg ve Wieser, 2000; Takaura ve ark., 2016).



Şekil 2.5. ECoG elektrot yerleşimi (Auditory & Language Neuroscience Lab, 2018).

Günümüzde EEG ölçümleri için tasarlanan pek çok devre vardır. Yapılan taramalarda; OPAMP tabanlı (Salvador ve ark., 2017), CMOS tabanlı (Abdallah ve ark., 2017), zaman frekans tabanlı (Lerga ve ark., 2017), bilgisayar arayüzü tabanlı (Aydemir, 2017) gibi pek çok çeşit EEG ölçümü ile karşılaşılmıştır.

Bu çalışmada OPAMP tabanlı EEG ölçümleri için, kullanılan filtreler ve yükselteçler yerine CCII tabanlı olarak gerçekleştirilen filtrelerin kullanılması önerilmektedir.

### 2.3. Akım Taşıyıcılar (CC)

Akım taşıyıcılar; analog devrelerde kullanılan OPAMP'ların alternatifi olmak için ortaya çıkartılmış, analog sinyal işlevini yerine getirebilme özelliğine sahip, aktif elemanlardır (Demirtaş, 2014). Uç denklemlerinin oldukça basit olması, teoride hesaplanan değerlerin gerçek değerlere yakın olması, akım taşıyıcıları daha kullanışlı hale getirmekte ve karmaşık devrelerin daha kolay tasarlanmasına imkan sağlamaktadır (Sedra ve ark., 1990). Büyük bant genişliklerinde daha yüksek kazanç sağlamaları akım taşıyıcıların tercih edilmesinde oldukça önemli bir faktördür (Wilson, 1989). Düşük güç tüketimi ve düşük gerilimin önemli olduğu yerlerde

kullanılabilir olmaları, devre blokları halinde olmaları nedeniyle entegre devre haline getirebilir olmaları büyük bir avantajdır (Demirtaş, 2014). OPAMP'lar; yüksek giriş, düşük çıkış empedansına sahip olmaları nedeniyle gerilim modlu devrelerde ön plandayken, akım taşıyıcılar; düşük giriş, yüksek çıkış empedansına sahip olduklarından hem gerilim modlu hem de akım modlu devrelerde kullanım olanağına sahiptir (Sağbaş, 2007). OPAMP'ların değişime tepki hızlarının (slew rate) düşük olması, girişteki değişikliklerin çıkışa yansımalarını azaltmaktadır (Demirtaş, 2014). Bu da OPAMP'lar için ayrı bir dezavantaj olarak ortaya çıkmaktadır.

Akım Taşıyıcılar (Current Conveyor, CC) Smith ve Sedra tarafından 1968'te ortaya çıkarılmıştır (Smith ve Sedra, 1968). 1970 yılında Sedra ve Smith ikinci kuşak akım taşıyıcıları (CCII) sunmuş (Sedra ve Smith, 1970) ve 1995 yılında Fabre üçüncü kuşak akım taşıyıcıları (CCIII) literatüre kazandırmıştır (Fabre, 1995). Daha sonra çeşitli devre bloklarının ve filtrelerinin tasarımında CCII yapılarından yararlanılmıştır (Bodur ve ark., 2002).

Akım taşıyıcılar günümüzde oldukça fazla kullanım alanı bulmaktadır. Bunlardan başlıcaları; filtre tasarımları, osilatörler, integral ve türev alıcı devreler, bobin benzetim devreleridir (Metin ve ark., 2003; Salawu, 1980; Higashimura ve Fukui, 1988; Liu ve ark., 1991; Chang, 1991; Nandi ve Ray, 1993; Bhaskar ve Senani, 1993; Chang ve ark., 1994; Celma ve ark., 1994; Fabre ve Alami, 1995; Horng ve ark. 1995; Abuelmaatti ve Ghumaiz, 1996; Cicekoglu ve Kuntman, 1997a; Cicekoglu ve Kuntman, 1997b; Cicekoglu ve Kuntman, 1997c).

2018 ve 2019 yıllarında da CCII tabanlı pek çok devre dizaynı ve tasarımı gerçekleştirilmiştir:

Akım modlu enstrümantasyon yükselteç (Safari ve ark., 2018), ASK/BPSK modülatör ve doğrultucu (Kumar ve Chaturvedi, 2019), PID kontrolör (Tewary ve ark., 2018), tersleyen aktif filtre (Tsukutani ve ark., 2018), PSO tabanlı PID kontrolör (Jha ve ark., 2018), lineer voltaj kontrollü, frekans çıkışlı osilatör (Sotner ve ark., 2018), universal filtre (Sampe ve ark., 2018), medikal uygulamalar için tam dalga doğrultucu

(Monpapassorn, 2018), kaotik lorenz devresi (Deniz ve ark., 2018), akım ve voltaj modlu quadrature (Yeşil ve Kaçar, 2018), geniş bant genişliğine sahip analog multiplier (Ettaghzouti ve ark., 2018), amoled display için sürücü (Lu ve ark., 2018), akım modlu integratör (Goyal ve Varshney, 2019), akım aynası devresi (Julien ve ark., 2019), enstrümantasyon yükselteç uygulamaları (Stornelli ve ark., 2018).

Gerilim modlu devrelerde sınırlı çalışma bandı ve baskın kutup bir dezavantaj olarak ortaya çıkarken, akım modlu devrelerde harmoniklerin az olması, şarjdeşarj sürelerinin kısa olması, yükselme eğimi sıkıntısının az olması, zaman sabitinin küçük olması, düğüm empedanslarının düşük olması bir avantaj olarak gözükmektedir. Bu sebeple gerilim modlu devreler yerlerini akım modlu devrelere bırakmaya başlamışlardır (Kuntman, 2018b).

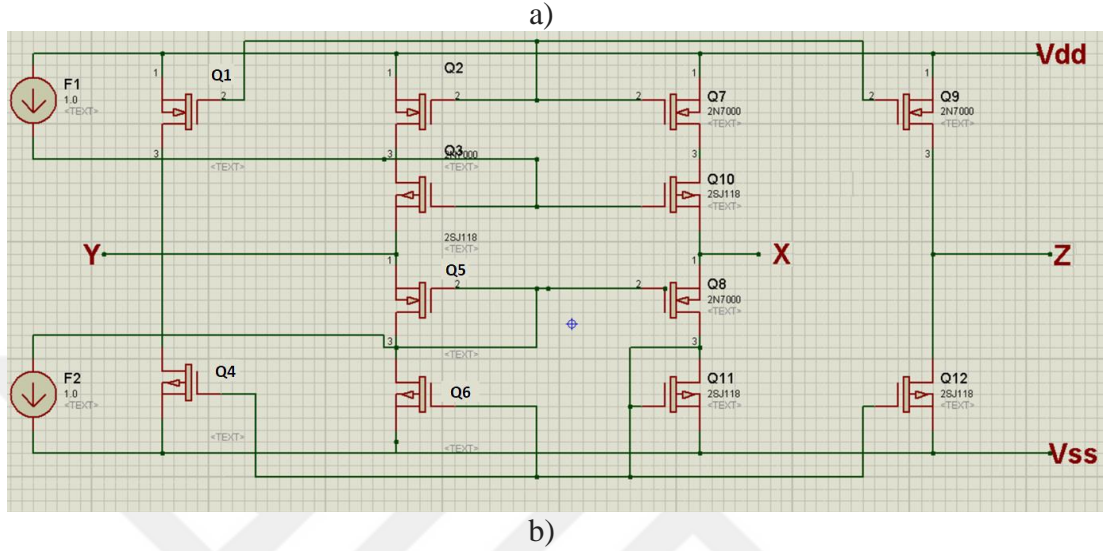
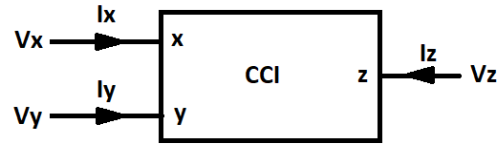
Akım taşıyıcılar altı çeşittir; birinci kuşak (pozitif ve negatif tip), ikinci kuşak (pozitif ve negatif tip) ve üçüncü kuşak (pozitif ve negatif tip).

### 2.3.1. Birinci kuşak akım taşıyıcılar

Akım taşıyıcılar dört uçlu (x, y uçları giriş, z ucu çıkış ve toprak ucu) aktif elemanlardır ve uç denklemleri Denklem 2.1’de verildiği gibidir.

$$\begin{array}{l} V_x \quad 1 \quad 0 \quad 0 \quad V_y \\ I_y = \quad 0 \quad m \quad 0 \quad I_x \\ I_z \quad 0 \quad k \quad 0 \quad V_z \end{array} \quad (2.1)$$

Denklem 2.1.’de  $m=1$  olduğunda CCI,  $m=0$  olduğunda CCII ile isimlendirilirler. Eğer  $m=-1$  ise CCIII olarak bilinir.  $k=1$  olduğunda pozitif tip (faz evirmeyen) akım taşıyıcılar,  $k=-1$  olması durumunda da negatif tip (faz eviren) akım taşıyıcılar elde edilir. CCI blok yapısı ve CMOS teknolojisi gerçekleştirilmiş hali Şekil 2.6.’da gösterildiği gibidir (Sağbaş, 2007).



Şekil 2.6.a. CCI'nin blok diyagramı. b. CMOS teknolojisi ile CCI şematik gösterimi (Sağbaş, 2007).

### 2.3.2. İkinci kuşak akım taşıyıcılar

Şekil 2.7.a.'da görülmekte olan CCII'nin uç denklemleri Denklem 2.2'deki gibidir;

$$\begin{matrix} V_x & 1 & 0 & 0 & V_y \\ I_y & 0 & 0 & 0 & I_x \\ I_z & 0 & \pm 1 & 0 & V_z \end{matrix} \quad (2.2)$$

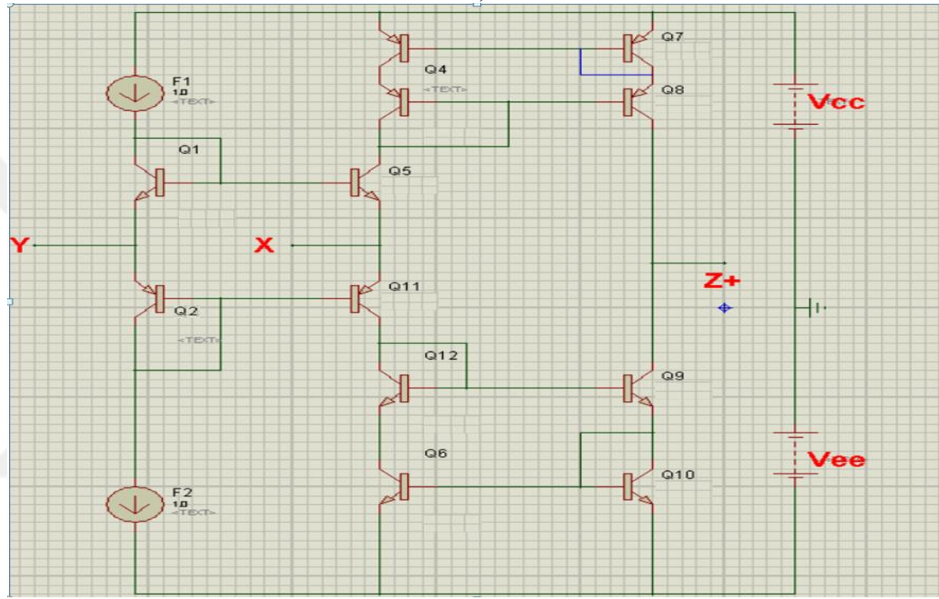
Denklem 2.2'deki  $\pm 1$  ifadesi akım taşıyıcının pozitif tip ya da negatif tip olduğunu gösterir.  $+1$  olduğunda Z çıkış pinindeki akımın devreye doğru olduğu anlaşılır ve akım taşıyıcı, pozitif tip (CCII+) olarak isimlendirilir.  $-1$  olduğunda akımın devreden dışarıya doğru olduğu anlaşılır ve akım taşıyıcı negatif tip (CCII-) olarak isimlendirilir. Bu durum ideal durumlarda geçerlidir. Akım izleme hatası, gerilim izleme hatası gibi ideal durumu etkileyen hallerde Denklem 2.2. değişiklik göstermekte ve kazanç değerleri tam 1 olamamaktadır (Demirtaş, 2014).

CCII'nin y ucundaki giriş empedansı idealde sonsuzdur, x ucundaki giriş empedansı ise idealde sıfırdır. Z ucundaki çıkış empedansı idealde sonsuzdur. BJT teknolojisi

kullanılarak elde edilen pozitif-tip CCII'nin (CCII+) şematik gösterimi Şekil 2.7.'de, negatif-tip CCII'nin (CCII-) şematik gösterimi Şekil 2.8.'de verilmiştir (Sağbaş, 2007).

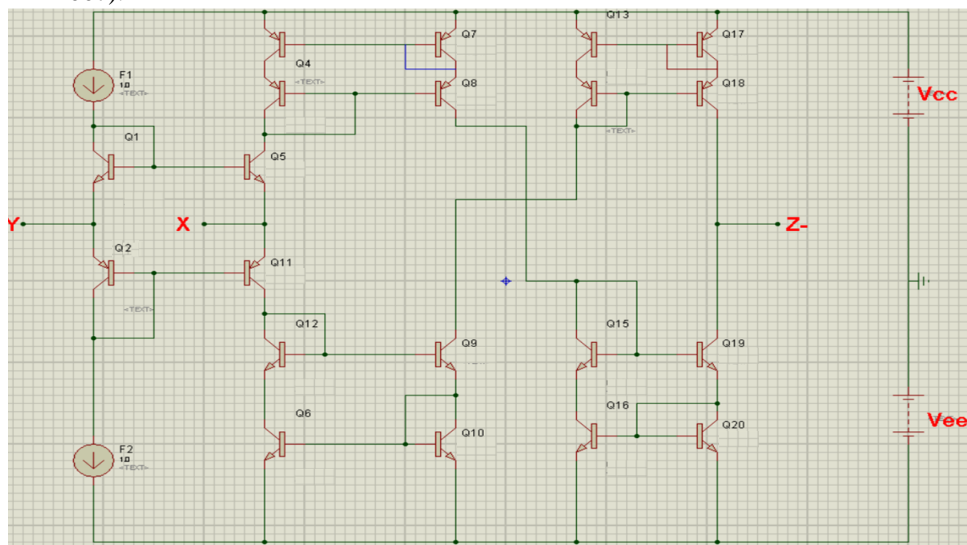


a)



b)

Şekil 2.7. (a). CCII'nin blok diyagramı. (b). BJT teknolojisi ile CCII+ şematik gösterimi (Sağbaş, 2007).



Şekil 2.8. BJT teknolojisi ile CCII-'nin şematik gösterimi (Sağbaş, 2007).

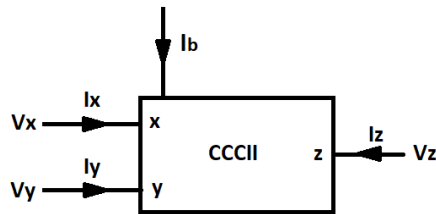
İkinci nesil akım taşıyıcıların Y girişine bir gerilim uygulandığında aynı miktarda gerilim X girişinde de görülür. Bu sebeple Y ucundan hiç akım çekilmez. Y girişinin akım çekmemesi sonsuz empedans durumunu ortaya çıkartır. X girişindeki gerilimin Y girişindeki gerilimi takip etmesi, giriş empedansının sıfır olduğu anlamını ortaya çıkartır. Böylece Z çıkış ucu yüksek empedanslı olarak davranmaya başlar Ayrıca X girişine bir akım kaynağı bağlanırsa bu akım aynı oranda Z çıkışında da oluşur yani X girişindeki akım Z çıkışına taşınır. Akım taşıyıcılar ifadesi de akımın bu taşınmasından doğmaktadır (Demirtaş, 2014).

İkinci kuşak akım taşıyıcılar gerilim izleyici olarak da kullanılabilme imkanına sahiptirler. Y pini giriş, x pini çıkış olarak kullanıldığında gerilim izleyici olarak görev alabilmektedirler. Ayrıca akım taşıyıcı olarak kullanılması durumunda z pininden yüksek empedanslı çıkış alınması, bu yapıdan sonra gelen blokları da yüksek empedanslı olarak sürebilme avantajına yol açmaktadır (Aksoy ve ark., 2002).

### 2.3.3. İkinci kuşak akım kontrollü akım taşıyıcılar

İkinci nesil akım taşıyıcıların elektronik olarak kontrol edilebilmesini sağlamak için Fabre vd. akım kontrollü akım taşıyıcısını 1995 yılında sunmuşlardır (Fabre ve ark., 1995). İdeal CCCII'nin blok diyagramı Şekil 2.9.'da görülmektedir. CCCII'nin uç denklemleri ise Denklem 2.3'de verildiği gibidir (Sağbaş, 2007).

$$\begin{matrix} V_x & 1 & R_x & 0 & V_y \\ I_y & 0 & 0 & 0 & I_x \\ I_z & 0 & \pm 1 & 0 & V_z \end{matrix} \quad (2.3)$$

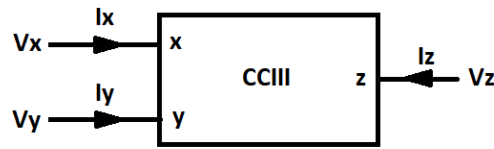


Şekil 2.9. CCCII'nin blok diyagramı

### 2.3.4. Üçüncü kuşak akım taşıyıcılar

Üçüncü nesil akım taşıyıcılar (CCIII), Fabre tarafından 1995 yılında sunulmuştur (Fabre, 1995). CMOS teknolojisi ile bir gerçekleştirilmesi 1995 yılında Piovaccari tarafından yapılmıştır (Piovaccari, 1995). CCIII'ün blok diyagramı Şekil 2.10.'daki gibidir. İdeal durumdaki uç denklemleri Denklem 2.4'deki gibidir (Sağbaş, 2007).

$$\begin{array}{l} V_x \quad 1 \quad 0 \quad 0 \quad V_y \\ I_y = 0 \quad -1 \quad 0 \quad I_x \\ I_z \quad 0 \quad \pm 1 \quad 0 \quad V_z \end{array} \quad (2.4)$$



Şekil 2.10. CCIII'ün blok diyagramı

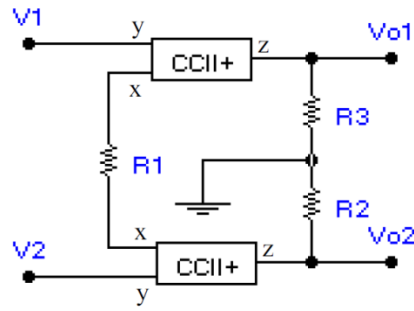
Biyomedikal sinyaller küçük genlikli, yüksek frekans spektrumlu sinyaller olmaları nedeniyle eviren ve evirmeyen kuvvetlendiricilere, enstrümantasyon yükselteç devrelerine ihtiyaç duyarlar. Bu devreler CCII yapılarıyla Şekil 2.11., Şekil 2.12., Şekil 2.13.'de gösterildiği gibi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.11. CCII ile eviren ve evirmeyen kuvvetlendiriciler (Kuntman, 2018c).

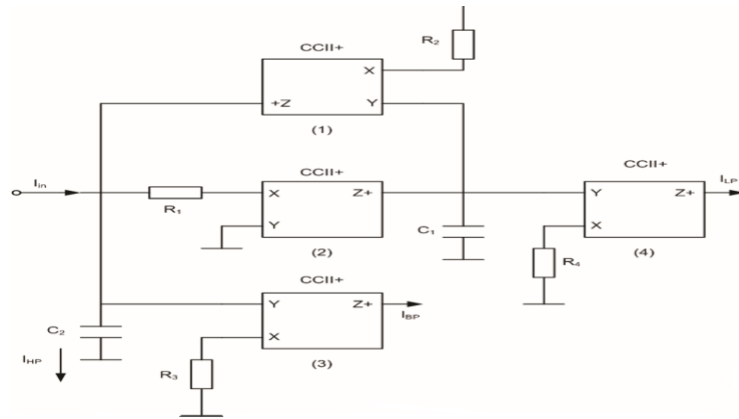


Şekil 2.12. CCII ile geri beslemeli eviren ve evirmeyen kuvvetlendiriciler (Kuntman, 2018c).

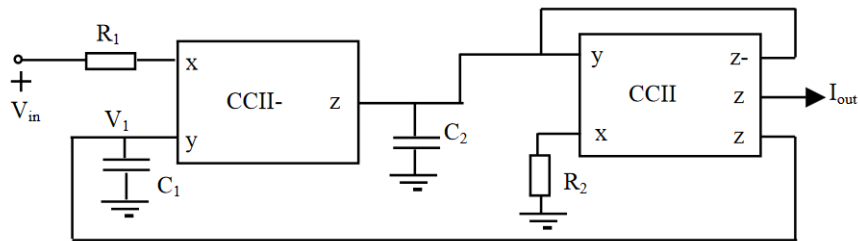


Şekil 2.13. CCII ile enstrümantasyon kuvvetlendiricisi (Kuntman, 2018c, Kitiş ve ark., 2017a).

Ayrıca alçak geçiren, yüksek geçiren ve bant geçiren gibi filtre devreleri de sıklıkla biyomedikal devrelerde karşımıza çıkmaktadır. İkinci kuşak akım taşıyıcılar (CCII), akım modlu filtrelerin tasarımında (Şekil 2.14., Şekil 2.15.) yaygın olarak kullanılmaktadır (Alpaslan ve Yüce, 2010, Demirbaş ve Toker, 2003).



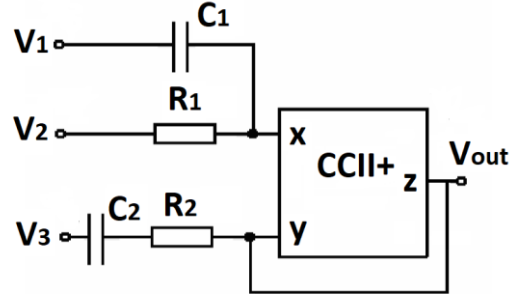
Şekil 2.14. Bant geçiren ve alçak geçiren filtreler için CCII ile tasarlanan çok fonksiyona sahip bir filtre (Alpaslan ve Yüce, 2010).



Şekil 2.15. CCII ile gerilim girişli akım çıkışlı bant geçiren aktif süzgeç devresi (Demirbaş ve Toker, 2003).

Bu çalışmada kullanılan CCII+ yapısı ile gerçekleştirilen filtre devresi Şekil 2.16.'da gösterildiği gibidir. Bu sistemde V1, V2, V3 girişleri ve Vout çıkışı bulunmaktadır. Bu filtre devresinde V1=0 olması durumunda sistem alçak geçiren filtre, V2=0 olması

durumunda yüksek geçiren filtre,  $V_1=0$  ve  $V_2=0$  olması durumunda ise bant geçiren filtre (Tablo 2.1.) olarak kullanılabilir (Sağbaş, 2007).



Şekil 2.16. CCII+ ile gerçekleştirilen filtre devresi (Sağbaş, 2007).

Tablo 2.1. CCII+ filtre seçenekleri

Tip	$V_1$	$V_2$	$V_3$	Özellik
AGF	0	$V_i$	$V_i$	$R_1=R_2=R$
YGF	$V_i$	0	$V_i$	$C_1=C_2=C$
BGF	0	0	$V_i$	$C_1=C_2=C$ $R_1=R_2=R$

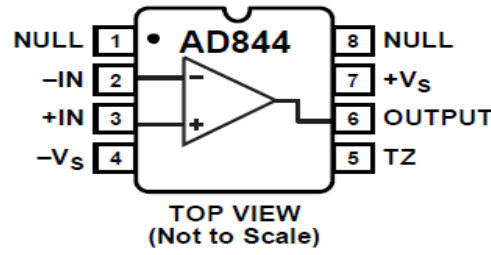
Bu filtre devresi için ideal durumda doğal frekans ve kalite faktörü Denklem 2.5'deki gibi bulunur (Sağbaş, 2007).

$$W_o = \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (2.5)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}{R_1 C_1 + R_2 C_2 - R_1 C_2}$$

### 2.3.5. AD844 entegresi

Analog Devices firması tarafından üretilen AD844 entegresi (Ek A) CCII olarak kullanılabilir özelliğine sahiptir. Şekil 2.17.'de blok diyagramı verilen AD844'ün 2. ve 3. pinleri giriş, 5. pini ise çıkış olarak kullanıldığında CCII+ şeklinde kullanılabilir (Demirtaş, 2014). Bu çalışmada tasarlanan EKG devrelerinde AD844 entegresinden faydalanılmıştır.



Şekil 2.17. AD844 entegre blok diyagramı (Analog Devices, AD844 datasheet, 2018).

AD844 ve CCII+ yapısının tercih edilme sebeplerinden bir tanesi de EKG devrelerinde çok sık karşılaşılan ortak modda işareti bastırma yöntemi olan enstrümantasyon kuvvetlendiricilerin geliştirilmesinde oldukça başarılı olmalarıdır (Wilson, 1989; Sağbaş, 2007). Ayrıca slew rate (yükselme eğimi) oranının yüksek olması da çalışma frekansını yükseltmekte (Aksoy ve ark., 2002) ve EKG devresinde iyi sonuç alınmasında önemli bir rol almasına sebep olmaktadır.

Tablo 2.2. CCII'lı filtrelerle OPAMP'lı filtrelerin karşılaştırılması

Özellik	OPAMP'lı filtreler (LM741)	CCII'lı filtreler (AD844)	Birim	Kaynaklar
Besleme Gerilimi	$\pm 18$	$\pm 5$ - $\pm 18$	V	(LM741, 2018) (AD844, 2018)
Bant Genişliği	Değişken-Sınırlı	33-60	MHz	(LM741, 2018) (AD844, 2018) (Kuntman, 2018b)
Yükselme Eğimi (Slew rate)	0,5	1200-2000	V/ $\mu$ s	(LM741, 2018) (AD844, 2018) (Demirtaş, 2014)
Ortak Modlu İşareti Bastırma Oranı (CMRR)	70-90	110	dB	(LM741, 2018) (AD844, 2018)
Giriş Empedansı	Yüksek (2 M)	Düşük (50)	$\Omega$	(İşcan, 2012b) (LM741, 2018) (AD844, 2018)
Çıkış Empedansı	Düşük	Yüksek		(İşcan, 2012b)
Harmonik	Fazla	Az (0,005)	%	(AD844, 2018) (Kuntman, 2018b)
Düğüm Empedansı	Yüksek	Düşük		(Kuntman, 2018b)
Baskın Kutup	Var	Yok		(Metin ve ark. 2003)

Bir diğer sebep; CMRR (ortak modlu işareti bastırma oranı)  $\mu$ V'lar seviyesinde fark modlu işaret gerilimlerinde kuvvetlendirme yapılırken, yüksek mertebelerde ortaya çıkan ortak modlu işareti bastırma işleminde önemlidir. Bu işlemi gerçekleştirmek işlemsel kuvvetlendiricilerle oldukça güçken akım taşıyıcılarla kolay bir şekilde yapılabilmektedir (Tekin ve ark., 2009). Bu oran CCII yapılarında oldukça yüksektir (Tablo 2.2.).

## **BÖLÜM 3. MATERYAL VE YÖNTEM**

### **3.1. Materyal**

Ölçümlerin gerçekleştirilebilmesi için EKG derivasyonlarından biri olan bipolar ekstremite, derivasyon II tercih edilmiştir. Sağ kol;  $V_{in-}$ , sol bacak  $V_{in+}$  ve sağ bacak topraklama olarak kullanılmıştır. EKG devresi tasarımında Analog Devices firmasının ürettiği AD844 entegresi CCII olarak tercih edilmiştir.

### **3.2. Yöntem**

#### **3.2.1. Kullanılan araç-gereçler**

Bu çalışmada, gerçekleştirilen EKG devresinin sonuçlarının doğruluğunun kontrolü için Sakarya Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliğine ait BIOPAC MP36 cihazı kullanılmıştır.

Bu tez çalışması için gerçekleştirilen EKG devresinin sonuçlarının görülmesi açısından Dumlupınar Üniversitesi osiloskopları kullanılmıştır. Ayrıca sonuçların daha rahat bir şekilde değerlendirilebilmesi ve gözlemlenebilmesi açısından grafik LCD ekran modülü tercih edilmiştir.

BIOPAC MP36 cihazı ile CCII+ yapısıyla gerçekleştirilmiş EKG devresinin ölçüm sonuçlarının üst üste bindirilmesi için grafik işleme programından faydalanılmıştır.

Biyomedikal cihazlarda sıklıkla kullanılan devrelerin simülasyonu için bir simülasyon programından yararlanılmıştır.

### 3.3. Analizler

#### 3.3.1. Simüle edilen devreler

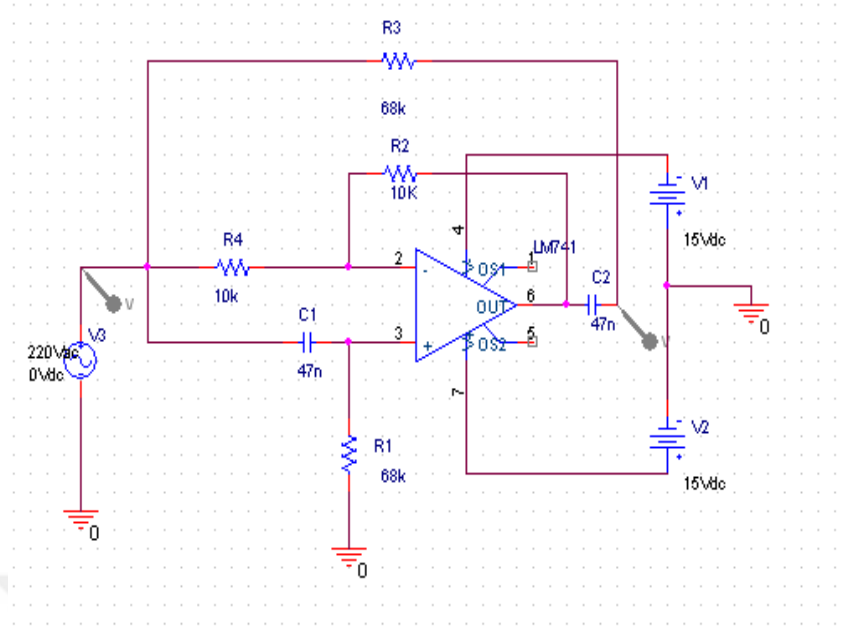
Biyomedikal cihazlarda sıkça karşımıza çıkan devreler aşağıdaki gibi tespit edilmiş olup bu devrelerin simülasyon sonuçları elde edilmiştir.

- 1) 50 Hz bant durduran notch filtre
- 2) 4. derece bant geçiren filtre
- 3) 40 dB bant geçiren aktif filtre
- 4) 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre
- 5) 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre (EMG seçici)
- 6) 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre
- 7) İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre
- 8) İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre
- 9) İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici
- 10) Türev alıcı devre
- 11) İntegral alıcı devre
- 12) Logaritmik yükselteç devresi
- 13) Enstrümantasyon yükselteç devresi

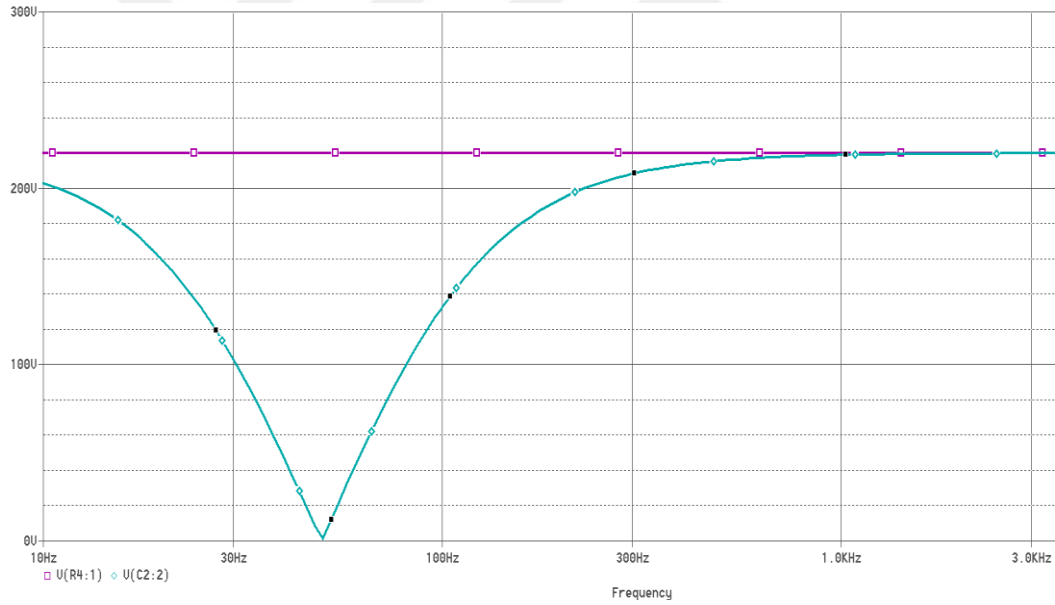
Biyolojik sinyaller  $\mu V$ ,  $mV$ 'lar seviyesinde sinyaller olmaları nedeniyle gürültülerden kolay etkilenirler. Bu sebeple biyomedikal devrelerde filtreler oldukça önemlidir. Tıpta uzmanlaşmış kişilerin de verileri sağlıklı bir şekilde okuyabilmeleri ve görebilmeleri, sinyallerin anlamlı hale gelebilmesi için kuvvetlendiriciler ön plana çıkmaktadır.

##### 3.3.1.1. 50 Hz bant durduran notch filtre

Genellikle şehir şebekesinden kaynaklanan harmoniklerin bozucu etkisini önlemek için kullanılan (Şekil 3.1., Şekil 3.2.) filtrelerdir (BMET, 2018a).



Şekil 3.1. 50 Hz bant durduran notch filtre.

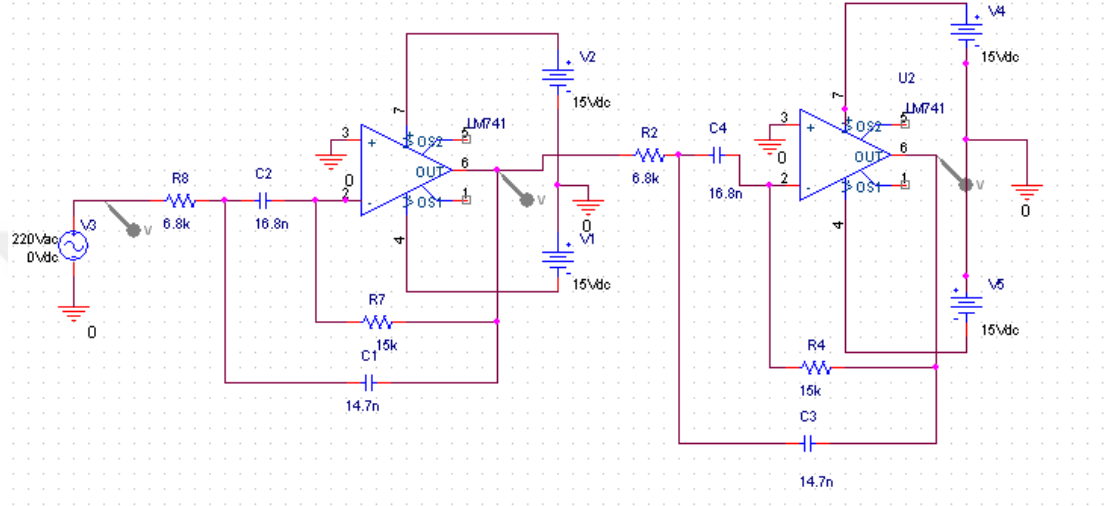


Şekil 3.2. 50 Hz bant durduran notch filtre simülasyon sonucu.

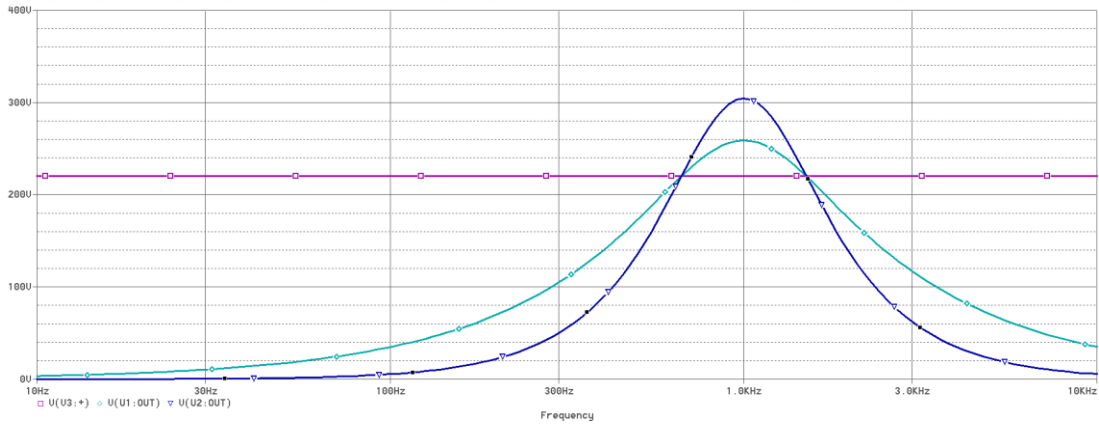
Notch (çentik) filtreler bant durduran filtrelerden olup bant genişliği çok dar olacak şekilde kullanıma sahiptirler. Biyomedikal uygulamalarda şebeke geriliminden kaynaklanan 50 Hz'lik gürültülerin bastırılmasında kullanılmaktadırlar (BMET, 2018b). Şekil 3.2.'de 220 V girişe karşılık 50 Hz'de bant durdurma özelliği görülmektedir.

### 3.3.1.2. 4. derece bant geçiren filtre

$\pm 80$  dB/dekad eğim ile gerçekleştirilen bir bant geçiren filtredir (Biomed, 2016). İstenen frekans aralığındaki işaretleri geçiren, istenmeyenleri geçirmeyen bir filtredir (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).



Şekil 3.3. 4. derece bant geçiren filtre.

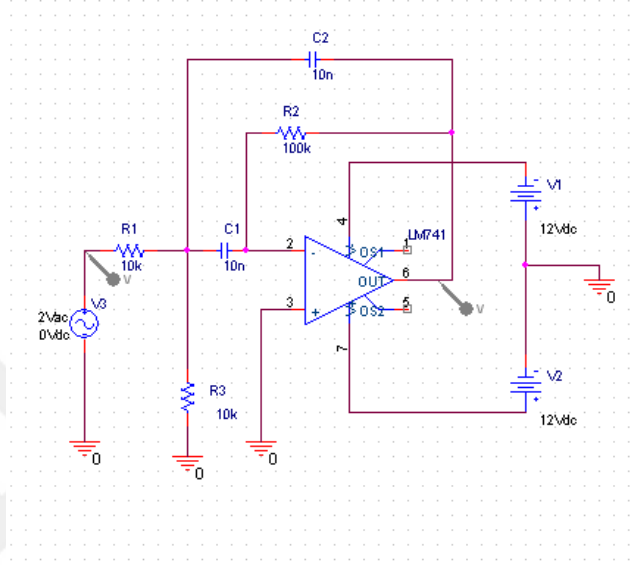


Şekil 3.4. 4. derece bant geçiren filtre simülasyon sonucu

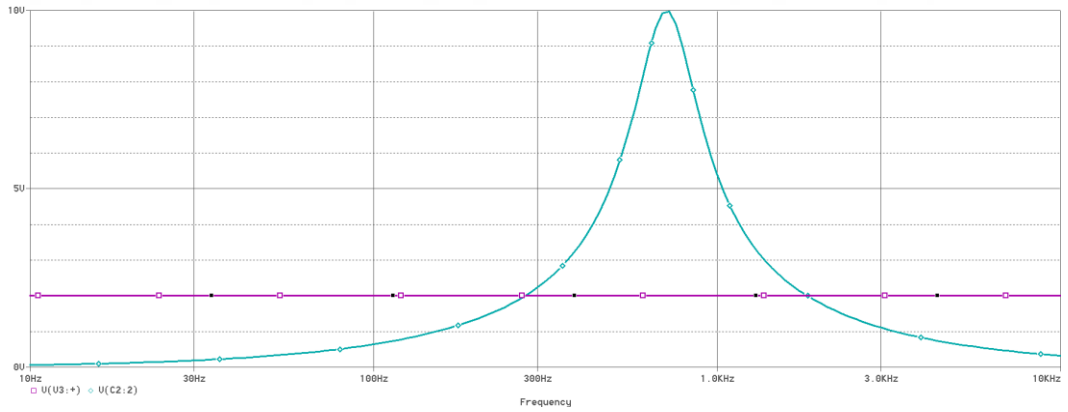
Bant geçiren filtrelerde her bir derece  $\pm 20$  dB/dekad eğime karşılık gelmektedir. 4. derece bant geçiren filtrede bu eğim  $\pm 80$  dB/dekad'dır. Bu filtre simülasyonunda 1. OPAMP çıkışından ve 2. OPAMP çıkışından ölçümler gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.4.'de görüldüğü gibi 2. OPAMP çıkışı daha yüksek bir eğime sahip olarak çıkış vermektedir ve daha dar bir frekans bandını filtrelemektedir.

### 3.3.1.3. 40 dB bant geçiren aktif filtre

Belirlenen frekans aralığındaki işaretleri geçirip diğerlerini geçirmeyen (Şekil 3.5. ve Şekil 3.6.) aktif bir filtredir (Kaplan, 2018a).



Şekil 3.5. 40 dB bant geçiren aktif filtre

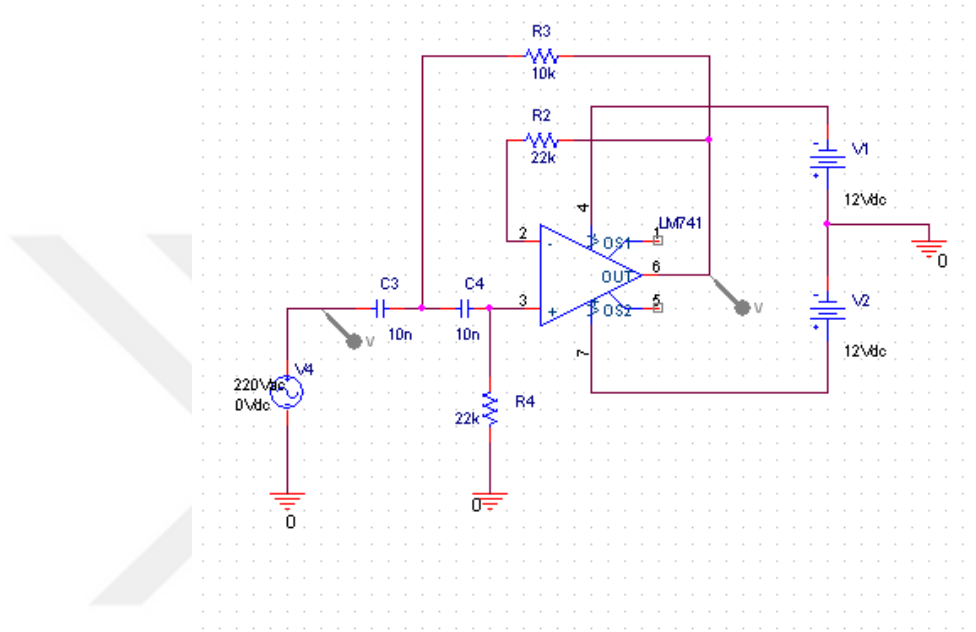


Şekil 3.6. 40 dB bant geçiren aktif filtre simülasyon sonucu

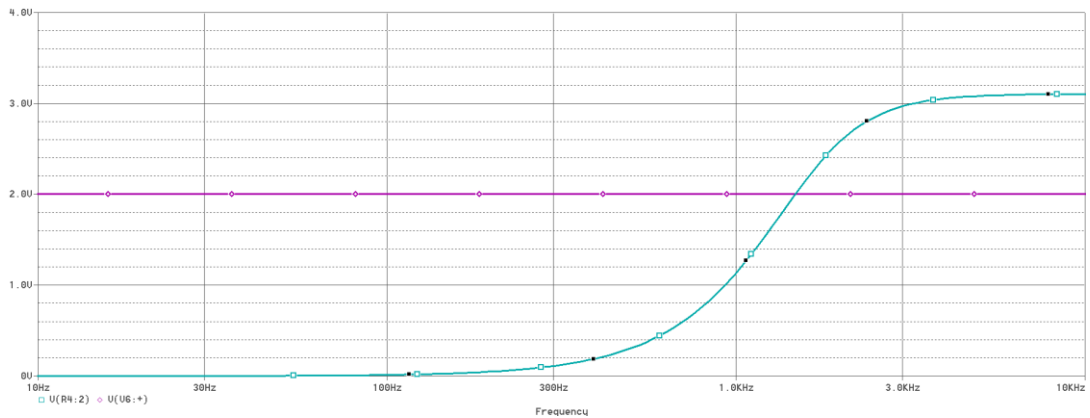
40 dB bant geçiren filtreler diğer bant geçiren filtrelere nazaran bant genişliği daha dar ve kesim frekansı daha küçük olacak şekilde özelleşmiş filtrelere benzerdir. Şekil 3.6.'da 300 Hz ile 1600 Hz aralığında bant genişliğine sahip bant geçiren filtre simülasyon sonucu görülmektedir.

### 3.3.1.4. 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre

Belirlenen frekans değerinin üzerindeki işaretlerin geçmesine izin veren,  $\pm 40$  dB/dekad eğim ile gerçekleştirilen (Şekil 3.7., Şekil 3.8.) bir filtredir (Kaplan, 2018b; Kitiş ve ark., 2017b).



Şekil 3.7. 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre

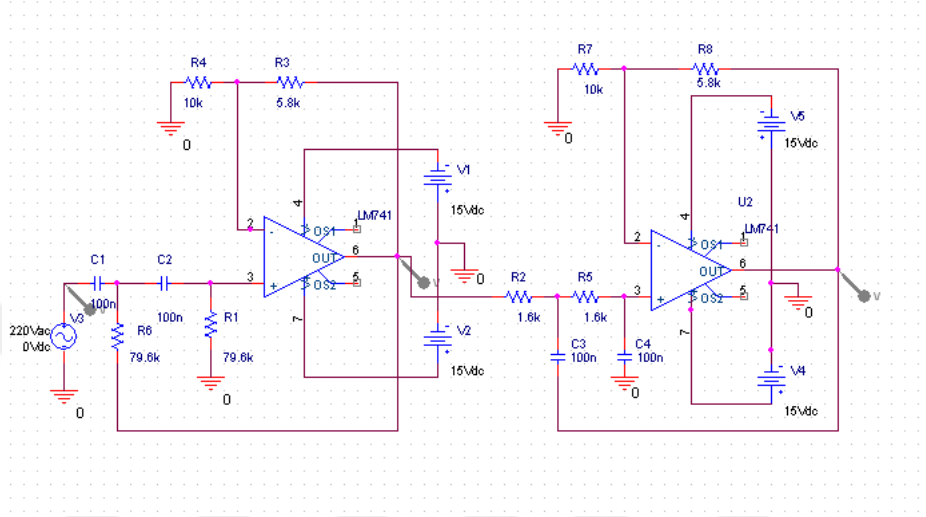


Şekil 3.8. 2. dereceden yüksek geçiren aktif filtre simülasyon sonucu

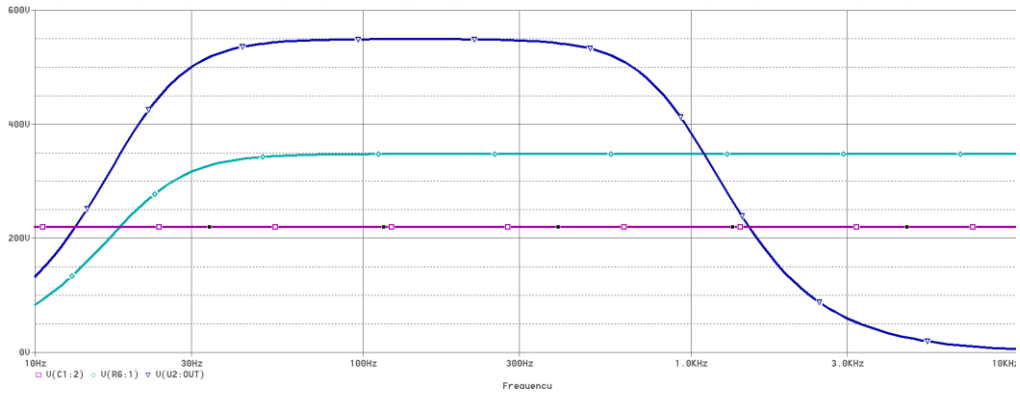
Yüksek geçiren filtreler, kesim frekansının altındaki frekansların çıkış gerilimini zayıflatan, kesim frekansının üstündeki frekansların çıkış gerilimini sabit tutan filtrelerdir. Şekil 3.8.'de 2. dereceden yüksek geçiren filtrenin 300 Hz'lik bir kesim frekansına sahip olduğu görülmektedir.

### 3.3.1.5. 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre

Geçirme bandı, durdurma bandı ve geçiş bölgelerindeki dalgalanması olmayan,  $\pm 40$  dB/dekad eğim ile gerçekleştirilen (Şekil 3.9., Şekil 3.10.) bir filtredir (Ünverdi ve Yıldız, 2012; Kitiş ve Apaydın, 2012).



Şekil 3.9. 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre

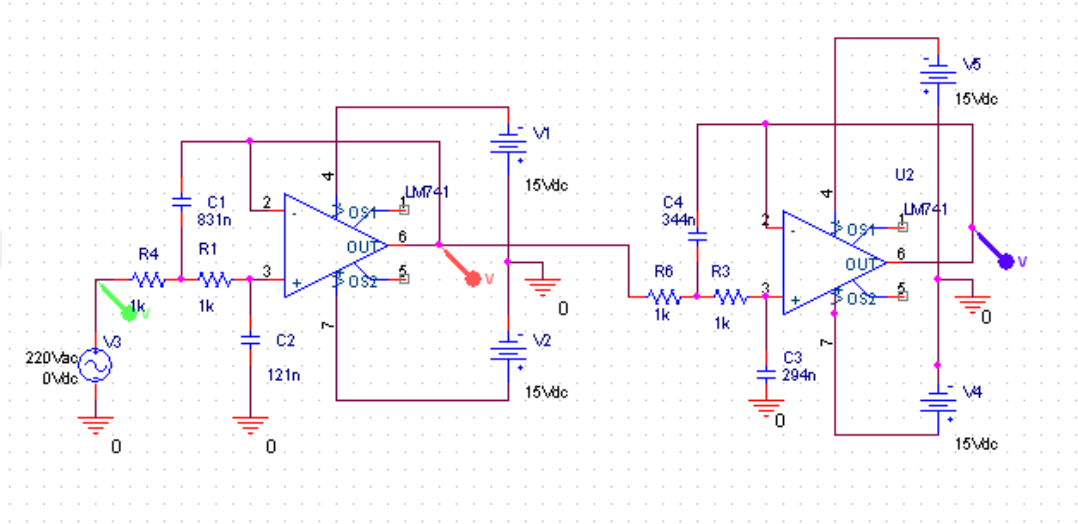


Şekil 3.10. 2. dereceden Butterworth bant geçiren filtre simülasyon sonucu

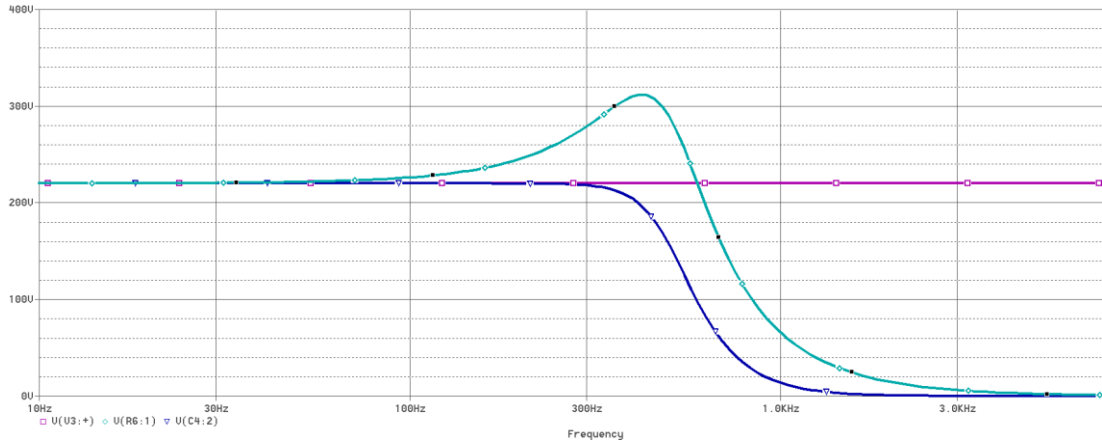
Şekil 3.9.'dan görüldüğü gibi bant geçiren filtre yüksek geçiren ve alçak geçiren filtrelerin ardışık bağlanmasıyla oluşan bir filtredir. Simülasyonda 1. OPAMP çıkışından ve 2. OPAMP çıkışından ölçümler alınarak, bu durum Şekil 3.10.'da gösterilmiştir. Butterworth filtrelerin özelliği; durdurma ve geçiş bandında dalgalanmanın az olmasıdır. 2. dereceden olması da  $\pm 40$  dB/dekad'lık bir eğimle filtreleme işleminin yapıldığını ifade etmektedir.

### 3.3.1.6. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre

Geçirme bandı, durdurma bandı ve geçiş bölgelerindeki dalgalanması olmayan,  $\pm 80$  dB/dekad eğim ile gerçekleştirilen (Şekil 3.11, Şekil 3.12.) bir filtredir (Savun ve ark., 1993; Kitiş ve ark. 2017b).



Şekil 3.11. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre

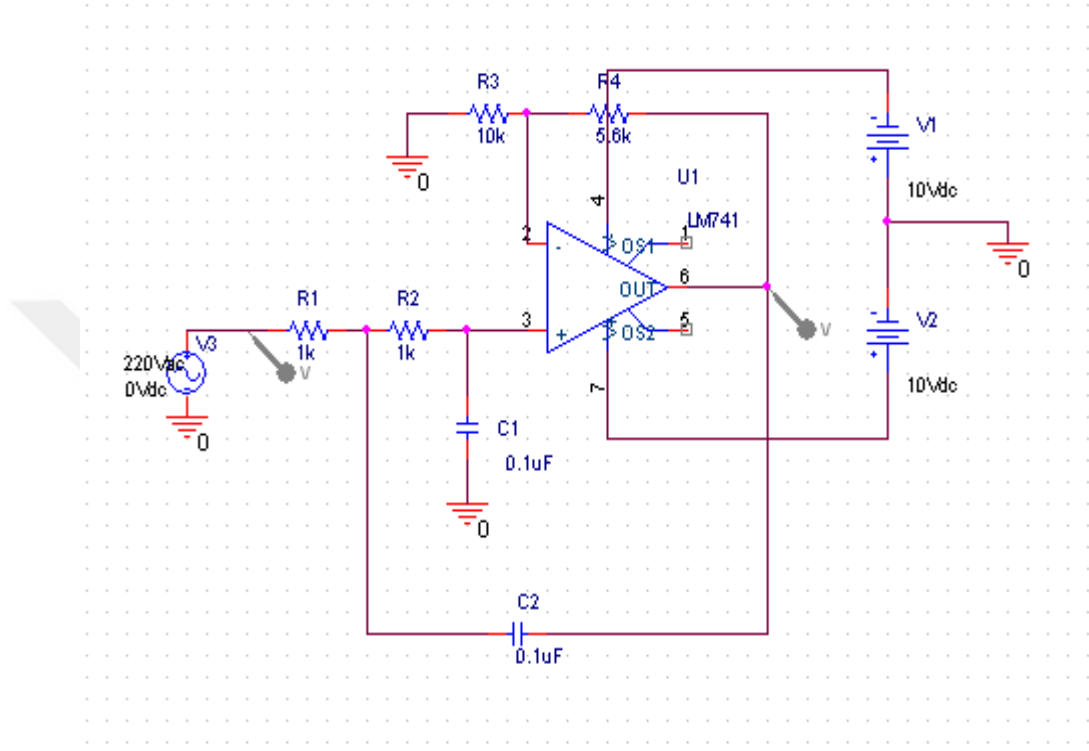


Şekil 3.12. 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre simülasyon sonucu

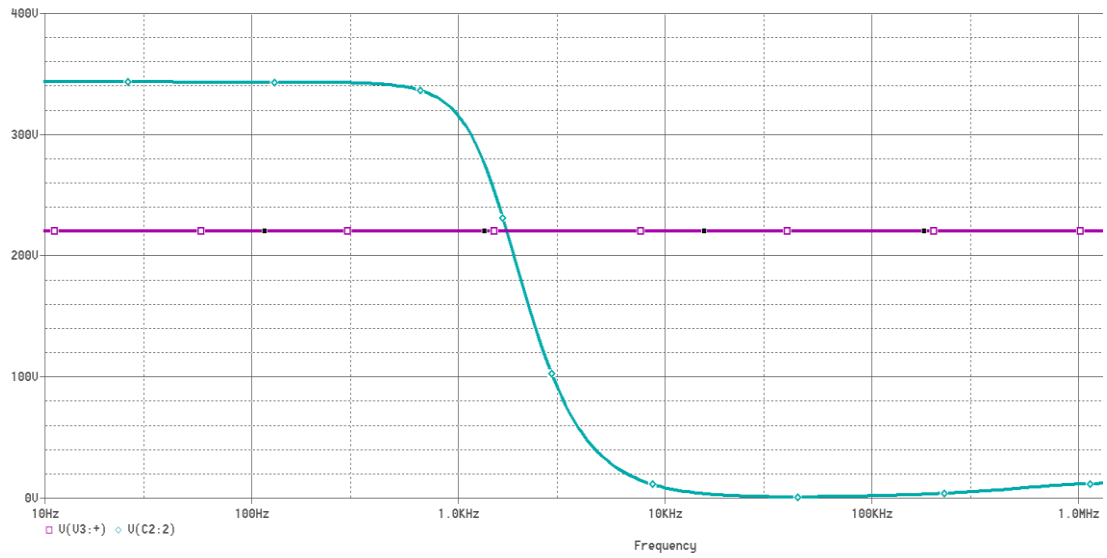
Butterworth filtrelerin özelliklerinden biri olan durdurma ve geçiş bandında dalgalanmanın az olması Şekil 3.12.'de görülmektedir. İlk OPAMP çıkışından alınan sonuca bakıldığında dalgalanma görülürken 2. OPAMP çıkışında görülmemektedir. Giriş gerilimi gibi çıkış gerilimi de 220 V'tur ve 300 Hz kesim frekansına sahip bir filtredir.

### 3.3.1.7. İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre

Hem yükseltme hem de alçak geçiren filtre özelliği gösteren (Şekil 3.13, Şekil 3.14.) filtrelerdir (Döken, 2018a).



Şekil 3.13. İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre

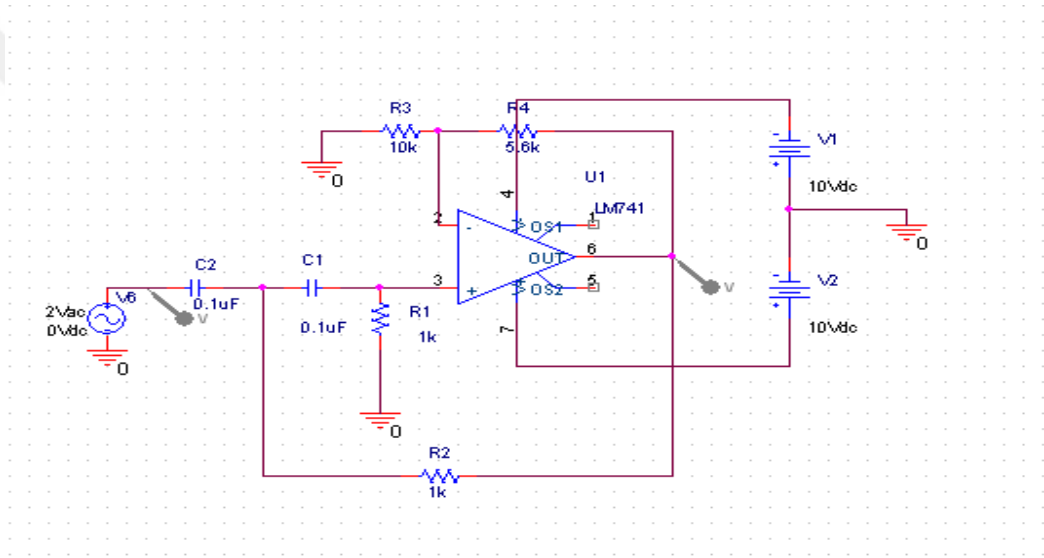


Şekil 3.14. İşlemsel yükselteç ile alçak geçiren filtre simülasyon sonucu

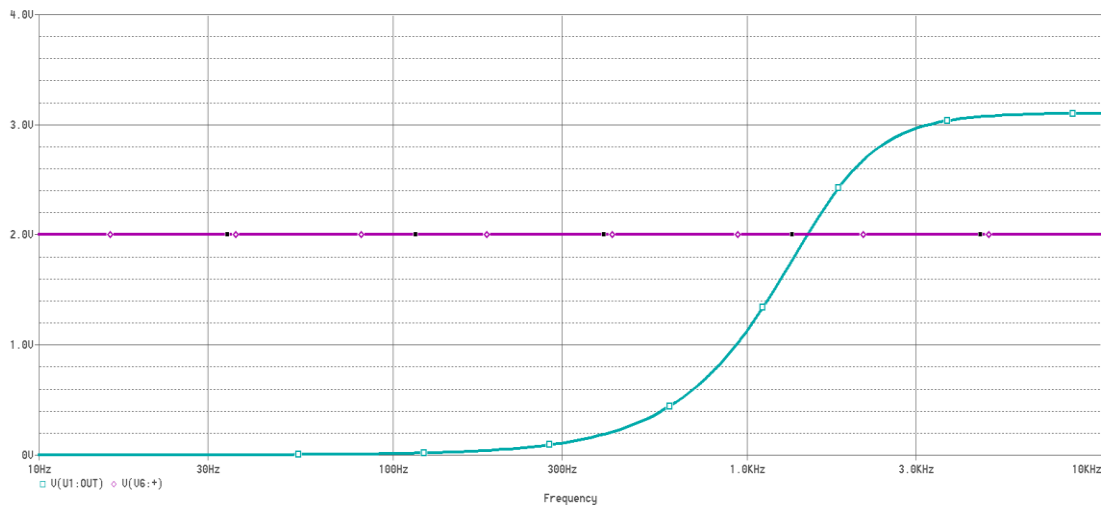
Alçak geçiren filtrelerden beklenti, girişine uygulanan sinyali hiç zayıflamadan geçirmesi, yüksek frekanslarda ise geçirmemesidir. Şekil 3.13.'de görülen filtrede bu işlem ve ilaveten yükseltme işlemi de gerçekleşmektedir. Kesim frekansı 1 kHz olan bir alçak geçiren filtredir.

### 3.3.1.8. İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre

Hem yükseltme hem de yüksek geçiren filtre özelliğine (Şekil 3.15., Şekil 3.16.) sahip filtrelerdir (Döken, 2018b).



Şekil 3.15. İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre

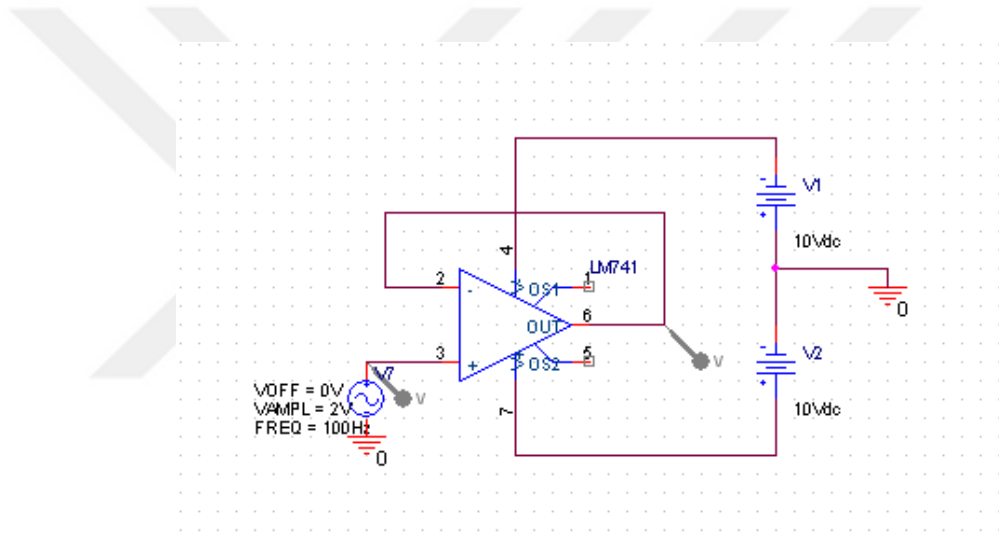


Şekil 3.16. İşlemsel yükselteç ile yüksek geçiren filtre simülasyon sonucu

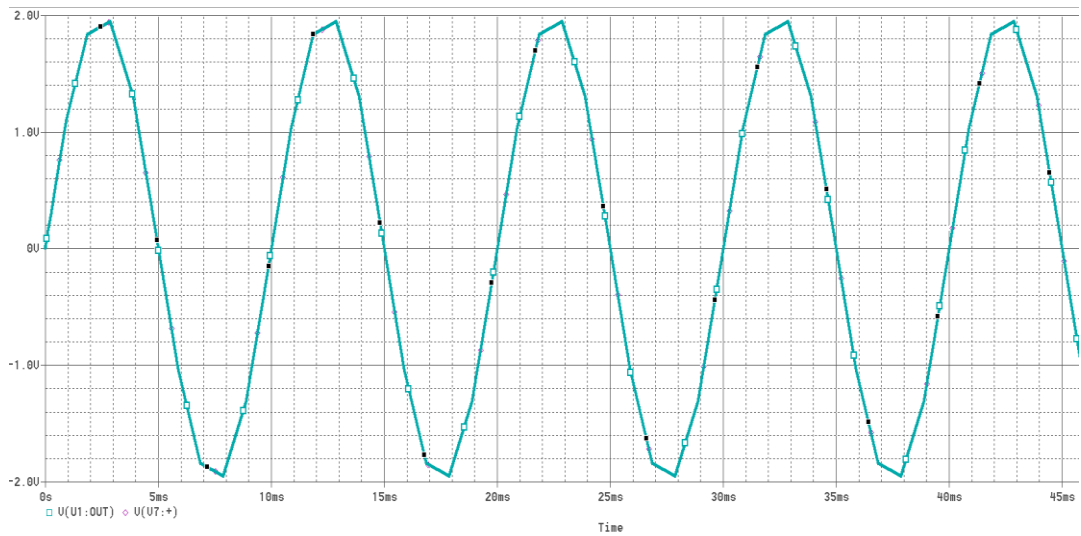
Yüksek geçiren filtrelerden beklenti, girişine uygulanan sinyali hiç zayıflamadan geçirmesi, alçak frekanslarda ise geçirmemesidir. Şekil 3.15.'te görülen filtrede bu işlem ve ilaveten yükseltme işlemi de gerçekleşmektedir. Bu simülasyonda kullanılan filtre Şekil 3.16.'da görüldüğü gibi kesim frekansı 1 kHz olan bir yüksek geçiren filtredir.

### 3.3.1.9. İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici

Hem yükseltme hem de gerilim izleyici özelliği gösteren (Şekil 3.17., Şekil 3.18.) devrelerdir (M.E.B., 2012a).



Şekil 3.17. İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici

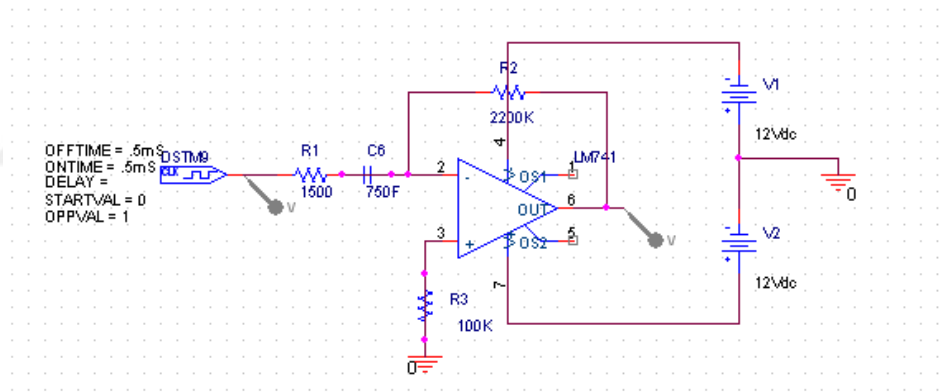


Şekil 3.18. İşlemsel yükselteç ile gerilim izleyici simülasyon sonucu

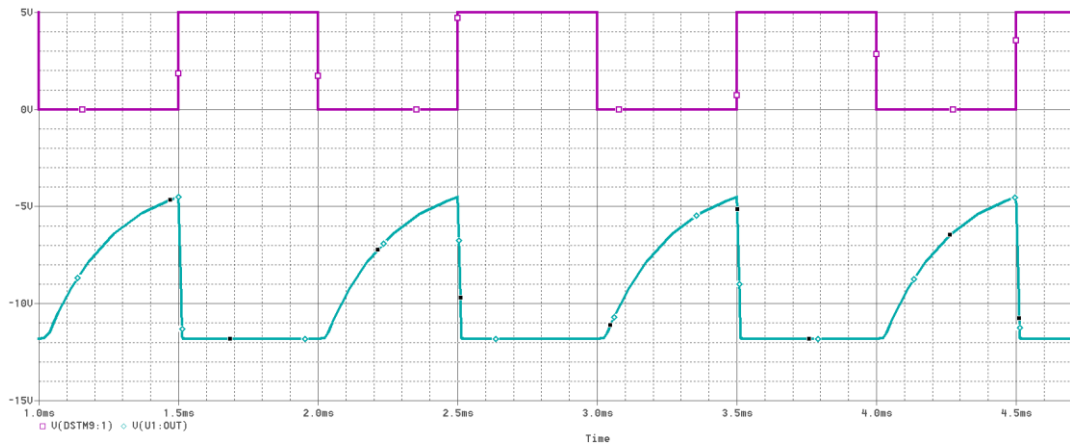
Gerilim izleyici devreler buffer (tampon), izolasyon amplifikatörü gibi isimler de almaktadır. Çıkış geriliminin fazı ve genliği giriş gerilimi ile aynıdır fakat yüksek giriş, alçak çıkış empedansına sahip devrelerdir. Bu sebeple iki devre arasındaki empedans uyumsuzluğunu ortadan kaldırmak için de kullanılır. Devre aynı zamanda bir sinyalin özelliklerini bozmadan birden fazla çıkış terminaline dağıtılması için de kullanılabilir (Deney Föyü, 2018). Biyomedikal devrelerde izolasyon için kullanımı da söz konusudur.

### 3.3.1.10. Türev alıcı devre

Türev alıcı devre Şekil 3.19.'da gösterildiği gibidir (M.E.B., 2012b). Bu devrenin kare dalga sinyal ve sinüsoidal sinyal için simülasyon sonuçları Şekil 3.20. ve Şekil 3.21.'de verilmektedir.

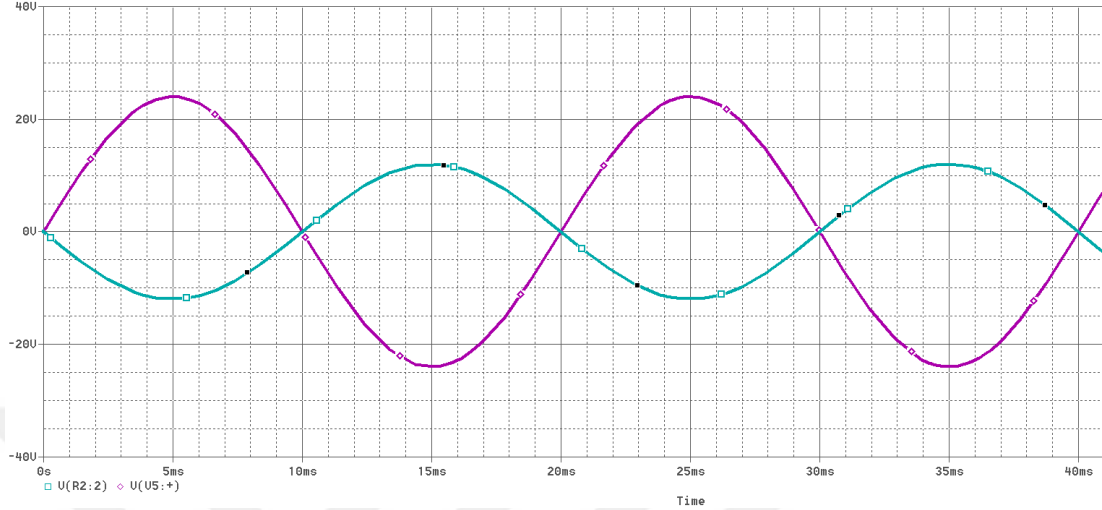


Şekil 3.19. Türev alıcı devre



Şekil 3.20. Türev alıcı devre simülasyon sonucu

Şekil 3.19.'da görülen türev alıcı devrenin girişine genliği 5 V olan bir kare dalga uygulandığında elde edilen sonuç Şekil 3. 20.'deki gibidir.

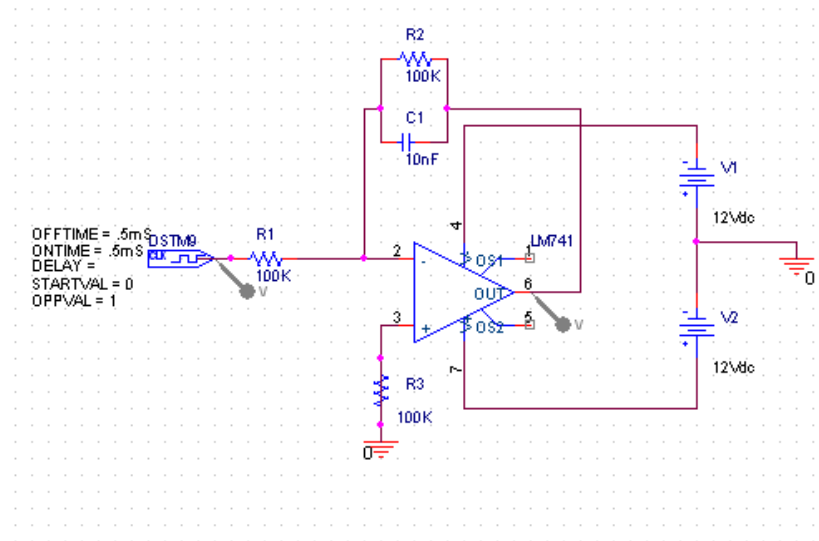


Şekil 3.21. Türev alıcı devre simülasyon sonucu

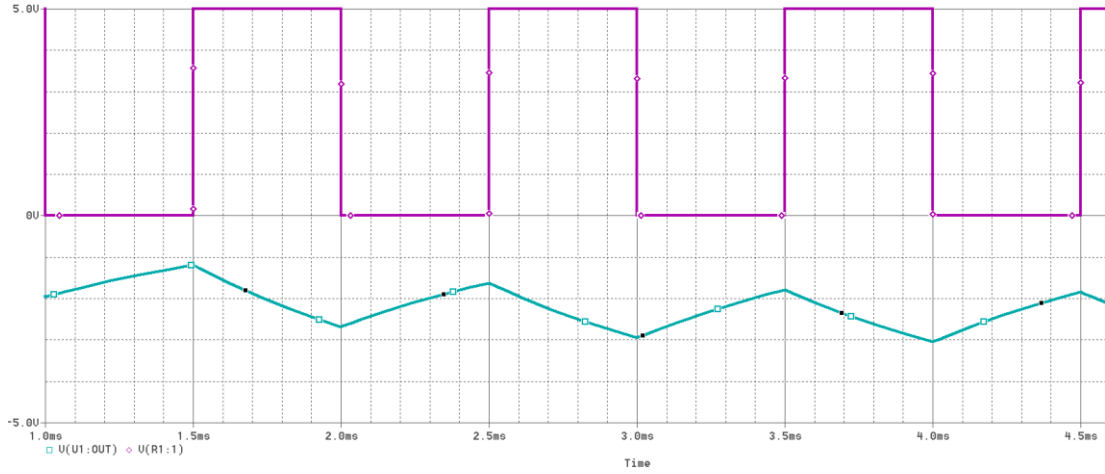
Şekil 3.19.'da görülen türev alıcı devrenin girişine sinüs dalgası uygulandığında elde edilen sonuç Şekil 3. 21.'deki gibidir.

### 3.3.1.11. İntegral alıcı devre

İntegral alıcı devre Şekil 3.22. ve Şekil 3.23.'de verildiği gibidir (M.E.B., 2012c).



Şekil 3.22. İntegral alıcı devre

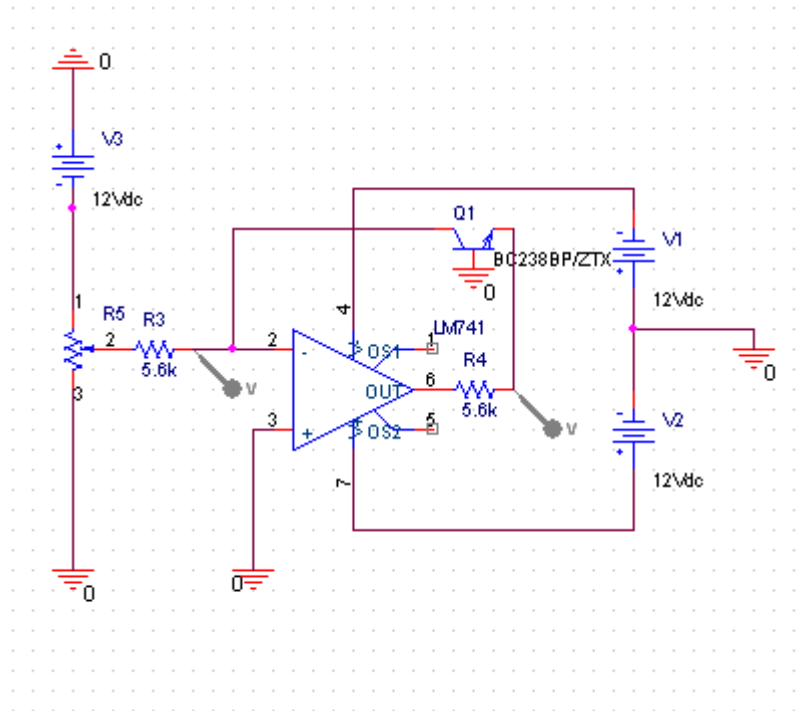


Şekil 3.23. İntegral alıcı devre simülasyon sonucu

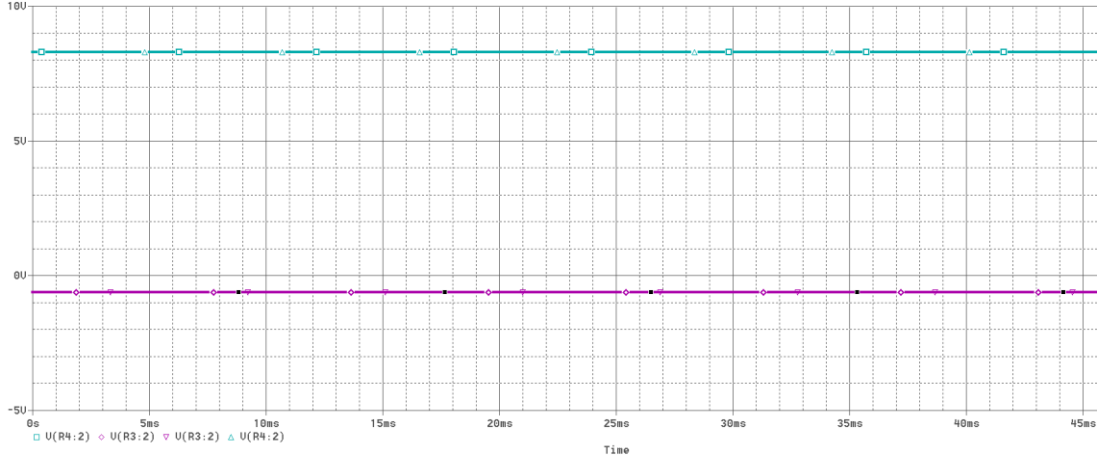
Şekil 3.22.'de görülen integral alıcı devrenin girişine genliği 5 V olan kare dalga uygulandığında elde edilen sonuç Şekil 3. 23.'deki gibidir.

### 3.3.1.12. Logaritmik yükselteç devresi

Logaritmik yükselteç devresi Şekil 3.24. ve Şekil 3.25.'de verildiği gibidir (M.E.B., 2012d)



Şekil 3.24. Logaritmik yükselteç devresi



Şekil 3.25. Logaritmik yükselteç simülasyon sonucu

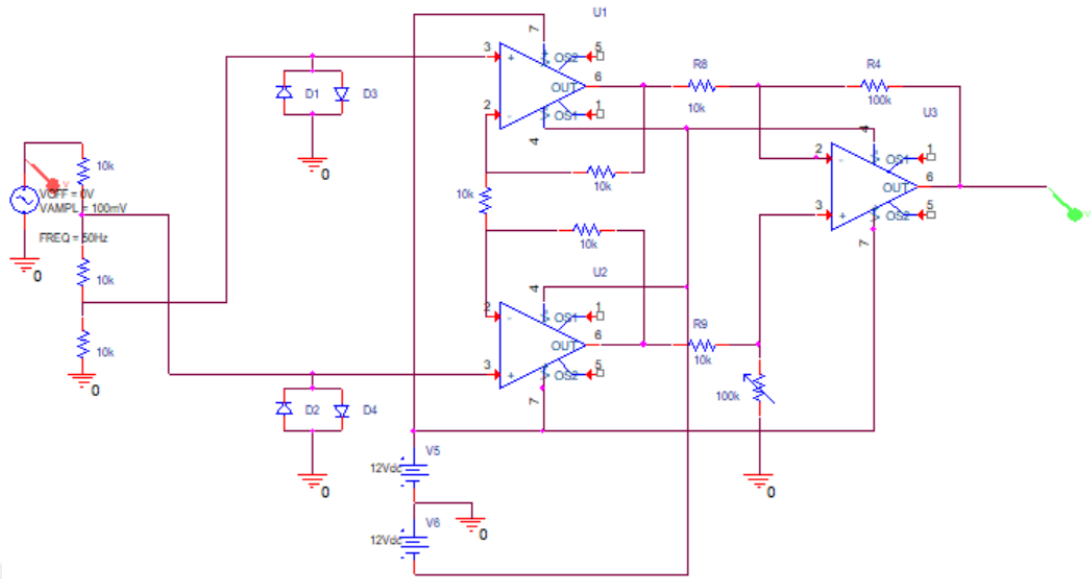
Şekil 3.24.'te görülen logaritmik yükselteçler, analog bilgisayarlarda matematiksel işlemleri gerçekleştirmek amacıyla, aynı zamanda faz çeviren yükselteç amacıyla kullanılmaktadır. Bu yükselteç devresinde, bir transistör geri besleme elemanı olarak yer alır. Bu transistörün beyz-emiter ekleminden faydalanılarak logaritma işlemi gerçekleştirilir (M.E.B., 2012d).

### 3.3.1.13. Enstrümantasyon yükselteç devresi

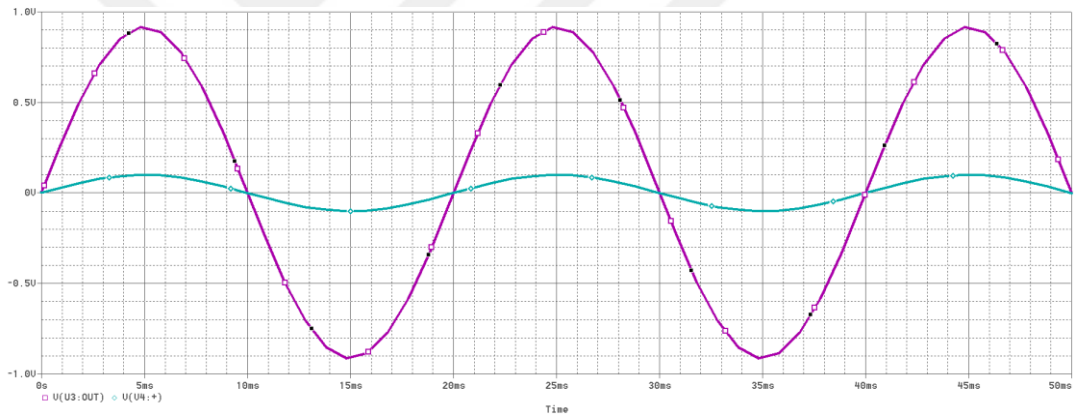
Enstrümantasyon yükselteç devreleri, yüksek performansa sahip voltaj yükselteç devreleridir. Bu devreler, düşük çıkış empedansına, yüksek kazanç ve yüksek giriş empedansına sahip fark yükselteçleridir (İşcan, 2012b).

EKG ölçümlerinde, ortak modda işareti bastırma yöntemi olarak kullanılan sağ bacak sürücüsü devresinde enstrümantasyon yükselteç devresi kullanılır (Şekil 3.26., Şekil 3.27.).

Şekil 3.26.'da görülen enstrümantasyon yükselteç devresi bir EKG devresinde kullanılırken D1, D2, D3 ve D4 diyotları ölçüm gerçekleştirilen kişiye devreden yanlışlıkla yüksek voltaj verilmesini, aynı zamanda sisteme de yanlışlıkla yüksek voltaj gelmesini engellemek amacıyla kullanılmaktadır.



Şekil 3.26. Enstrümantasyon yükselteç devresi

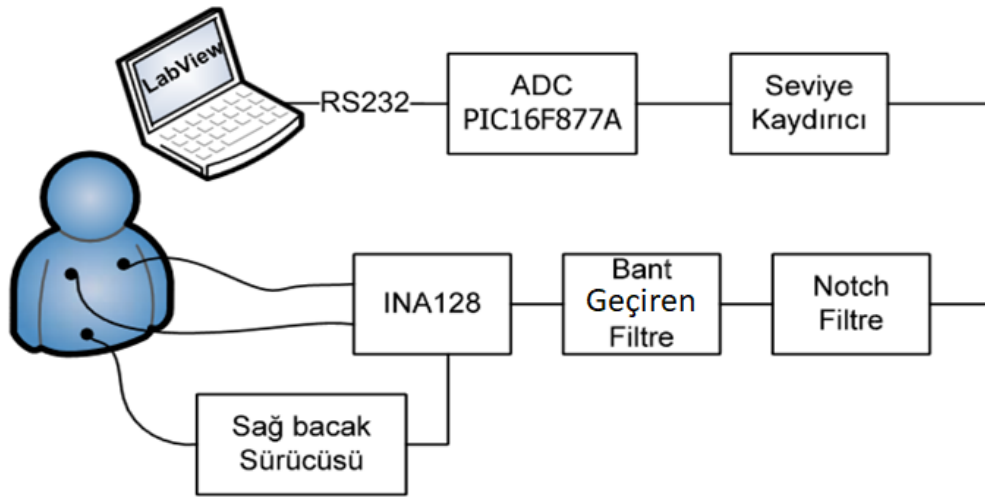


Şekil 3.27. Enstrümantasyon yükselteç simülasyon sonucu

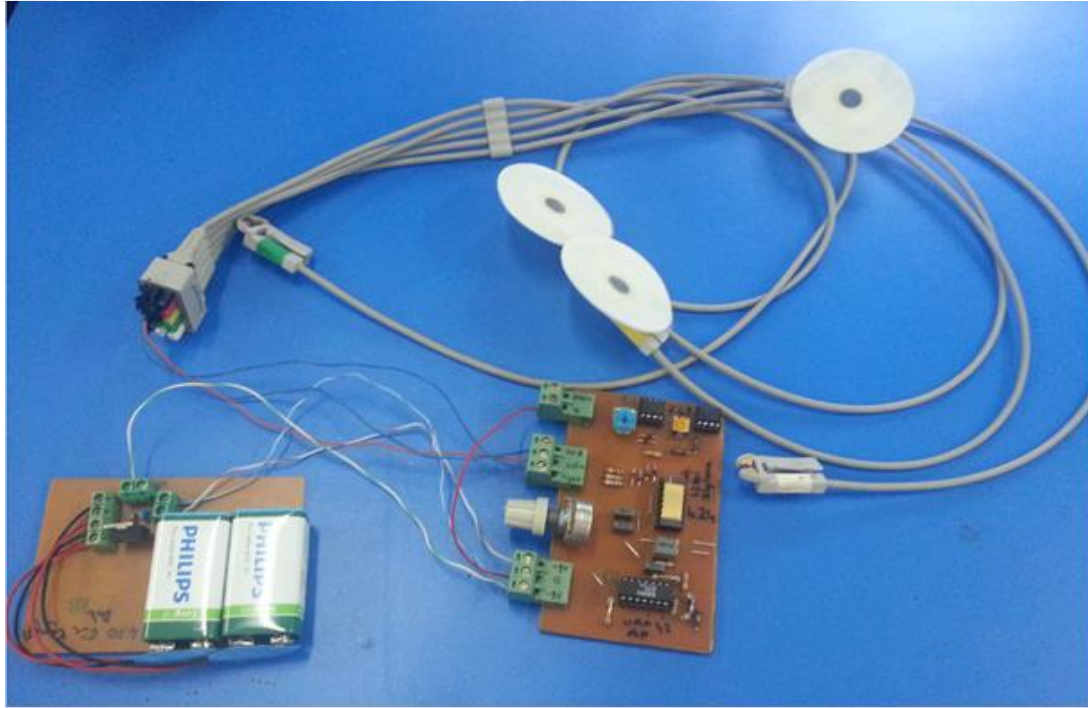
### 3.3.2. Gerçekleştirilen OPAMP'lı ve CCII+'lı EKG devreleri, önerilen EEG devresi

#### 3.3.2.1. OPAMP'lı EKG devresi (CCII yapısı içermeyen)

CCII yapıları ile kıyaslamasını yapabilmek için gerçekleştirilen EKG devresi blok diyagramı Şekil 3.28.'de verildiği gibidir (Canal ve ark., 2011). Bu devrede yer alan filtreler ve sağ bacak sürücüsü OPAMP tabanlıdır.



Şekil 3.28. CCII yapısı içermeyen EKG devresi blok diyagramı (Canal ve ark., 2011).

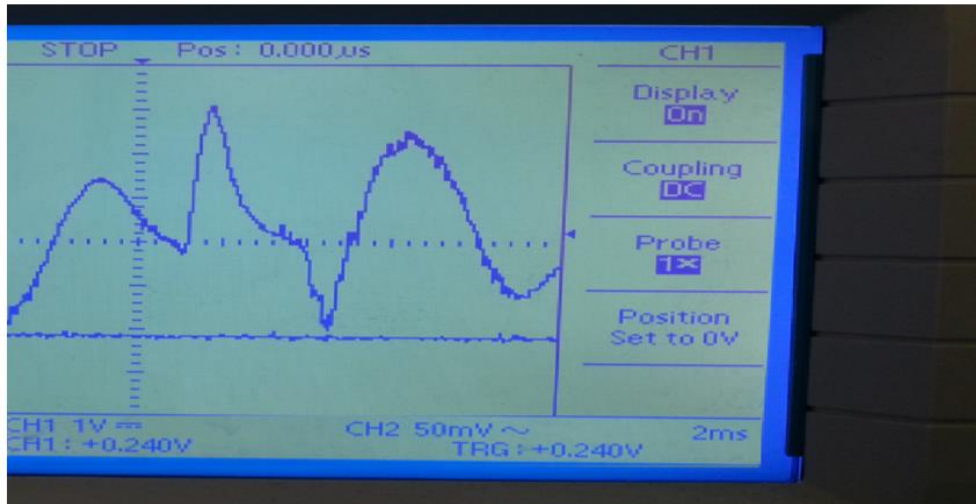


Şekil 3.29. Gerçekleştirilen CCII yapısı içermeyen EKG devresi

Bu devre (Şekil 3.29.) ile yapılan ölçümler sonucunda elde edilen osiloskop çıkışı Şekil 3.30. ve Şekil 3.31.'de verildiği gibidir. Bu ölçümler bipolar ekstremite, derivasyon II şeklinde gerçekleştirilmiştir.



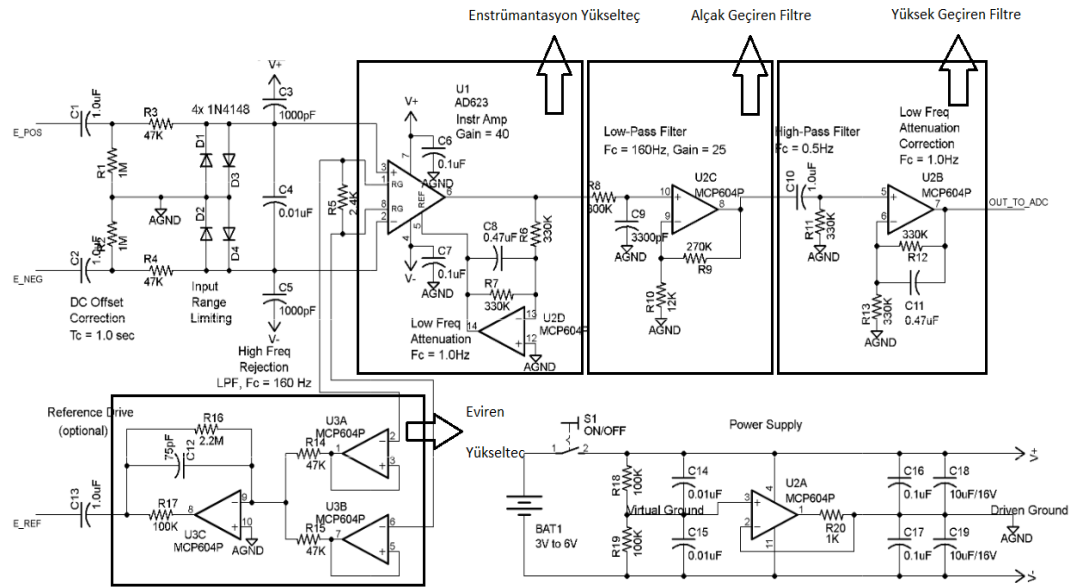
Şekil 3.30. CCII yapısı içermeyen devre osiloskop çıkışı (Canal ve ark., 2011).



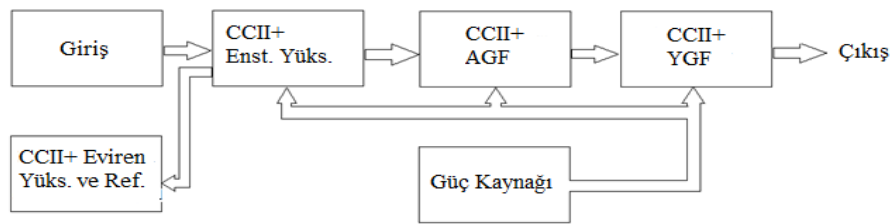
Şekil 3.31. CCII yapısı içermeyen devre osiloskop çıkışı

### 3.3.2.2. CCII+ yapısı içeren EKG devresi

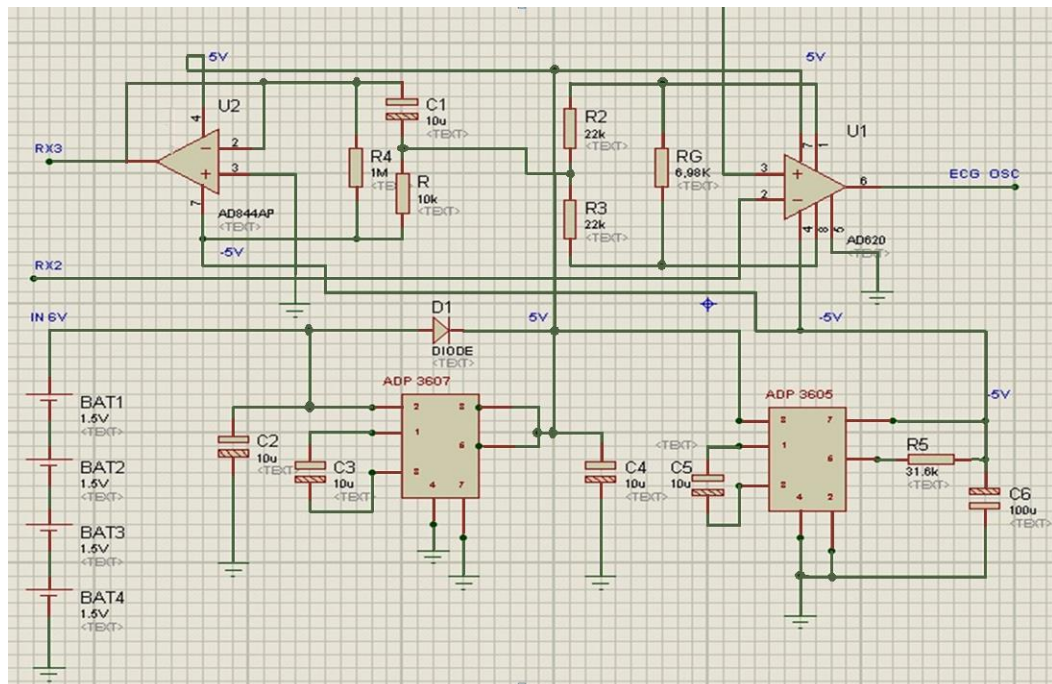
OPAMP'lı enstrümantasyon yükselteç, alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre ve eviren yükselteç bölümlerine sahip bir EKG devresi (Richard ve Chan, 2010) ele alınmış, bu sistemin bölümleri tespit edilmiş (Şekil 3.32) ve bu devre CCII+ yapıları ile (Şekil 3.33.) tekrar (Kitiş ve Apaydın, 2012; Kitiş ve ark. 2017a; Kitiş ve ark. 2017b) gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.34., Şekil 3.35.).



Şekil 3.32. CCII yapısı içermeyen bir EKG devresi ve bölümleri (Richard ve Chan, 2010) (Ek E).



Şekil 3.33. EKG devresinin CCII+ yapıları ile yeniden tasarlanması.

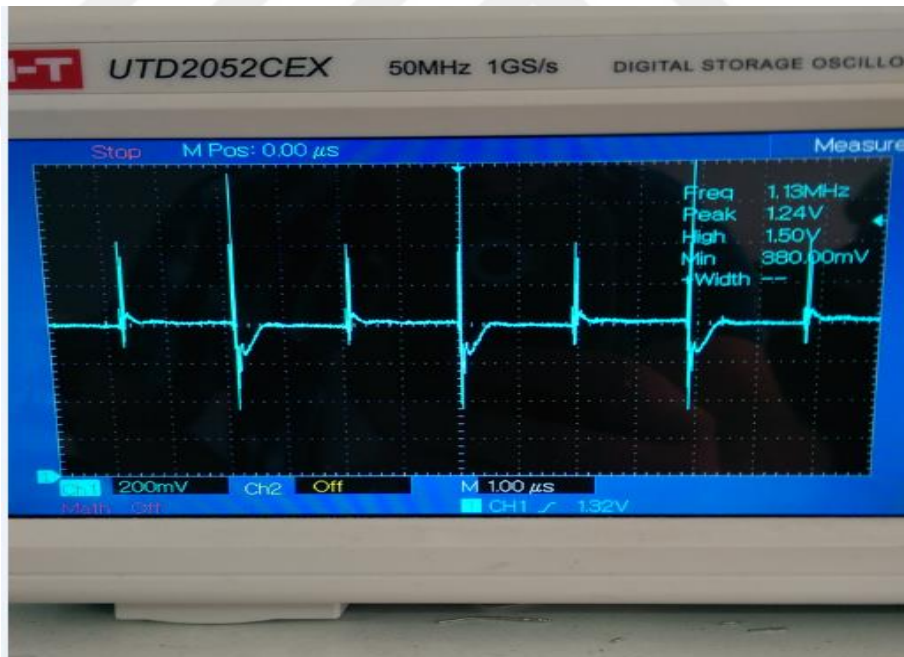


Şekil 3.34. EKG devresinin CCII+ yapısı içeren AD844 entegresi ile gerçekleştirilmesi.



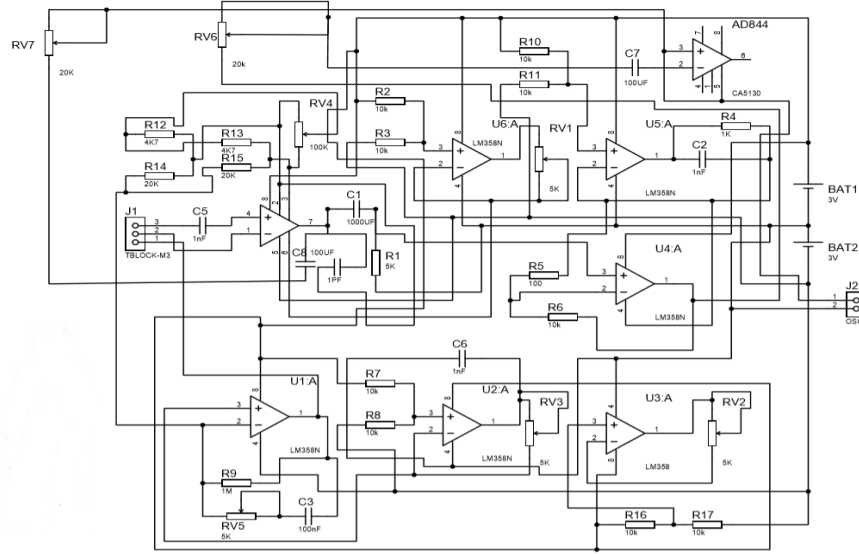
Şekil 3.35. Gerçekleştirilen EKG devresi.

CCII+ yapısı içeren EKG devresi (Kitiş ve ark., 2015) ile bipolar ekstremitelerde, derivasyon II şeklinde yapılan ölçümler sonucunda osiloskop görüntüsü Şekil 3.36.'da verildiği gibi olmuştur.

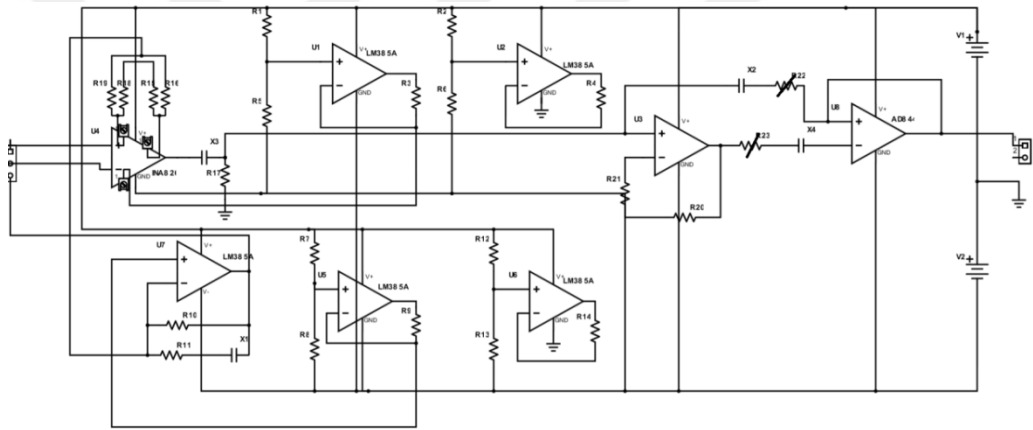


Şekil 3.36. Gerçekleştirilen, CCII+ yapısı içeren EKG devresi ölçüm sonucu (Kitiş ve Köklükaya 2015)

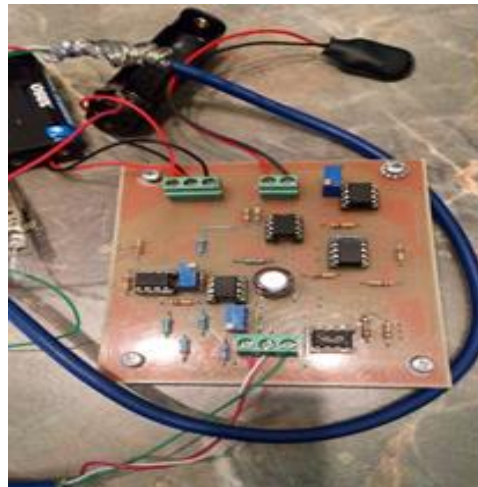
Bu değerler gerçek zamanlı bir EKG sonuçlarını yansıtmadığı için farklı bir EKG devresi (Tarmizi ve Suboh, 2019) tasarımı gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.37., Şekil 3.38., Şekil 3.39).



Şekil 3.37. Baskı devresi gerçekleştirilen EKG devresi (Ek F).



Şekil 3.38. Baskı devresi gerçekleştirilen devrenin blok şeması (Ek G).



Şekil 3.39. EKG devresi.

$$W_o = \frac{1}{\sqrt{R1.R2.C1.C2}} \quad (3.1)$$

$$Q = \frac{\sqrt{R1.R2.C1.C2}}{R1.C1 + R2.C2 - R1.C2}$$

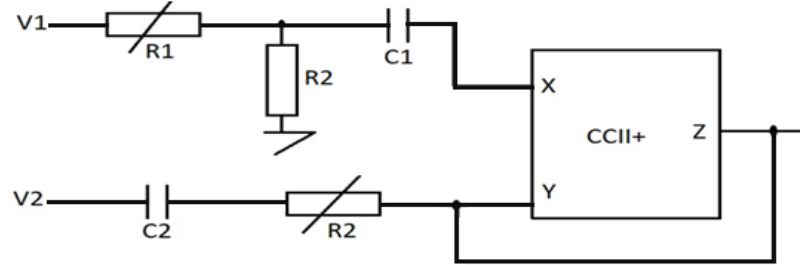
CCII+'lı bu devrede kesim frekansı Denklem 3.1'de verildiği gibi R1, R2 dirençlerine ve C1, C2 kondansatörlerine bağlı olarak değiştiği için devre tasarımında ayarlı dirençler tercih edilerek değişik kesim frekanslarında sonuçlar değerlendirildi. Devrede 20 kΩ'luk ayarlı dirençler ve 10 μF'lık kondansatörler tercih edildi. Bu değerler Denklem 3.1'de yerine konulduğunda 5 Hz ile 100 MHz arasında bir kesim frekansı ile ölçümler (Şekil 3.40.) gerçekleştirildi.



Şekil 3.40. EKG devresi ölçüm sonucu.

MP36 cihazı ile aynı şekilde ölçüm olması açısından sağ bacak GND, sol bacak Vin+ ve sağ kol Vin- olacak şekilde (bipolar ekstremite, derivasyon II) ölçümler yapıldı. Böylece gerçekleştirilen devrede INA826 entegresine (Ek B) sol bacak ve sağ koldan gelen verilerin girişi gerçekleştirilmiş oldu. GND olarak kullanılan sağ bacak verisi ise LM358AN'lere bağlanmış oldu. Bu devrede LM358AN entegreleri (Ek C) sanal topraklama amacıyla kullanılmaktadır (Parastarfeizabadi ve ark., 2019; Valianpour ve ark., 2019). Bunun amacı devrenin 4 adet pille çalışır şekilde tasarlanması ve pillerden bir tanesindeki voltaj düşüklüğünün verilerin alınmasında sıkıntıya sebep olmasıdır.

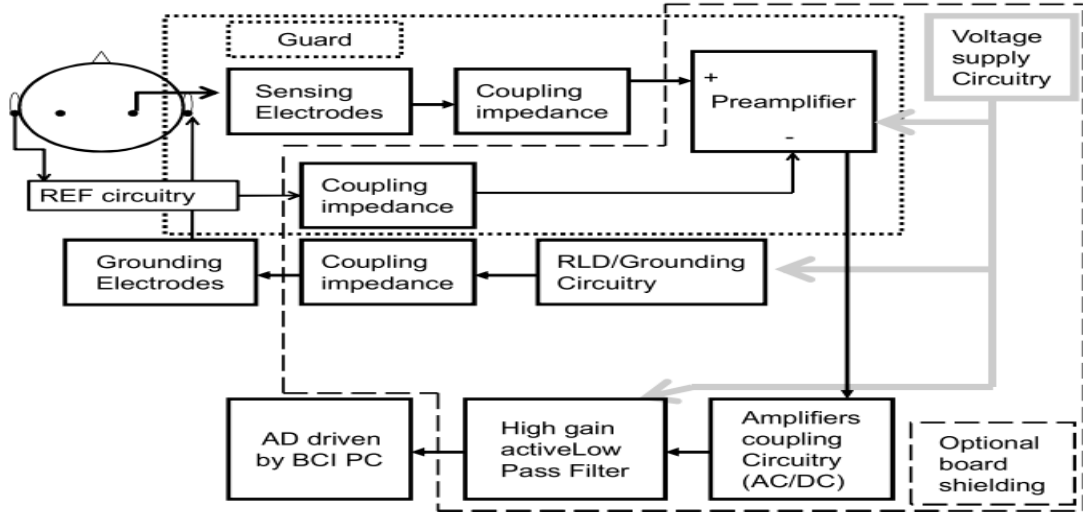
AD844 entegresi ise CCII+ yapısı ile gerçekleştirilmiş filtre olarak devrede (Şekil 3.41.) yerini aldı.



Şekil 3.41. EKG devresinde kullanılan CCII+ filtre devresi yapısı

### 3.3.2.3. CCII yapısı içermeyen bir EEG devresi

OPAMP'lı devrelerle gerçekleştirilmiş bir EEG devresi (Gaetano ve ark., 2008) ele alınmış ve CCII+ yapıları ile gerçekleştirilmesi (Kitiş ve Köklükaya, 2016; Kitiş ve ark., 2016; Kitiş ve ark., 2017b) ve bunun Alzheimer ve Epilepsi hastalıklarının teşhisinde kullanılması tavsiye edilmiştir (Şekil 3.42.).

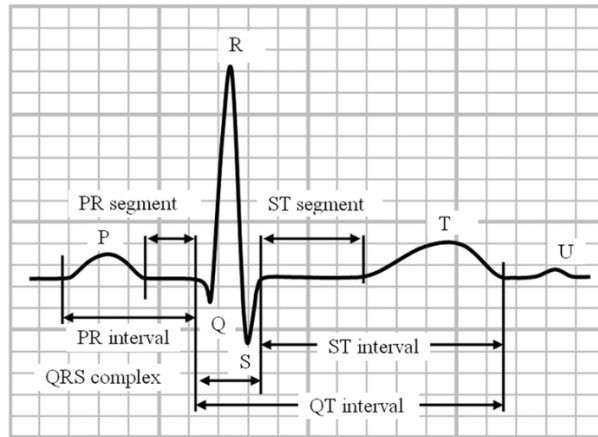


Şekil 3.42. CCII yapısı içermeyen EEG Blok şeması (Gaetano ve ark., 2008).

## BÖLÜM 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

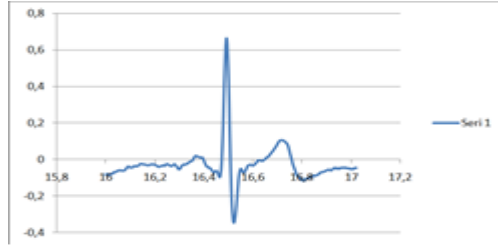
### 4.1. Ölçüm Sonuçları

Farklı kişilere MP36 cihazı ile sağ bacak GND, sol bacak Vin+ ve sağ kol Vin- (bipolar ekstremite, derivasyon II) olacak şekilde ölçümler yapıldı. Aynı kişilere eş zamanlı olarak aynı noktalardan, gerçekleştirilen EKG cihazı ile de ölçümler yapıldı ve osiloskop görüntüleri ile grafik LCD ekran modülü (Ek D) görüntüleri kaydedildi. MP36 cihazının excel dosyası olarak kaydetme özelliğinden faydalanılarak EKG ölçümünde yaklaşık 1 sn'de bir periyotluk bir veri olduğu tespit edildi ve 1 saniyede virgülden sonra 3 basamak olacak şekilde yaklaşık 1000 adet veriden faydalanılarak grafik çizdirildi (Şekil 4.2.a. ve diğerleri). Gerçekleştirilen EKG devresinin ölçümlerinden elde edilen osiloskop görüntüleri ve grafik LCD ekran modülü görüntüleri (Şekil 4.2.b ve diğerleri) ile excelden elde edilen grafikler grafik işleme programı ile üst üste bindirilerek (Şekil 4.2.c. ve diğerleri) gerçekleştirilen cihazın MP36 cihazı ile benzer ölçümler yapabildiği tespit edildi. Şekil 4.1.'de sağlıklı bir bireyin, bir periyotluk EKG sinyali yer almaktadır (Andreao ve ark., 2006). Yapılan ölçümler Şekil 4.1.'e göre yorumlanmıştır.



Şekil 4.1. Sağlıklı bir kişiye ait bir periyotluk EKG sinyali (Andreao ve ark., 2006).

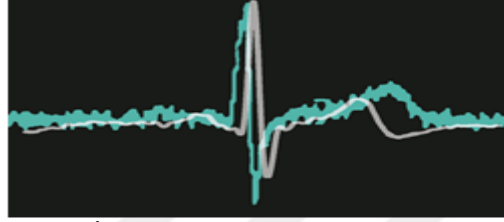
1. Ölçüm sonucu Şekil 4.2.a., Şekil 4.2.b. ve Şekil 4.2.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi osiloskop çıktısı

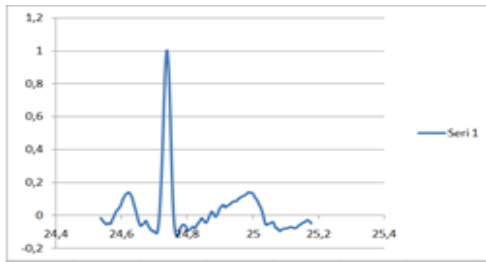


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

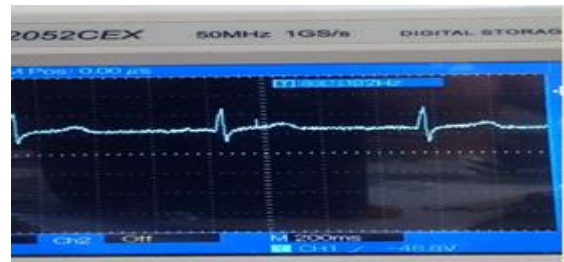
Şekil 4.2. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.2.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.2.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.2.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Şekil 4.2.c.'den de anlaşılacağı üzere her iki sinyal de sağlıklı bir bireyin EKG sinyalini vermektedir.

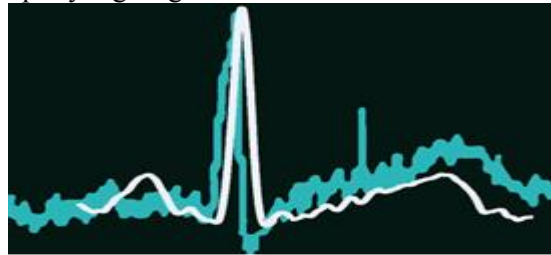
2. Ölçüm sonucu Şekil 4.3.a., Şekil 4.3.b. ve Şekil 4.3.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi osiloskop çıktısı

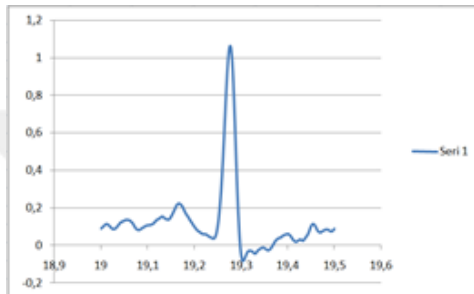


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

Şekil 4.3. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.3.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.3.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.3.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de Şekil 4.1.'de ifade edilen S dalgasının tam belirgin olmadığı görülmektedir.

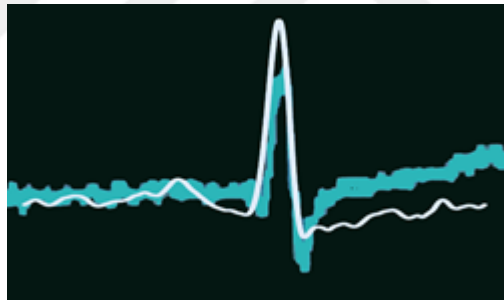
3. Ölçüm sonucu Şekil 4.4.a., Şekil 4.4.b. ve Şekil 4.4.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi osiloskop çıktısı

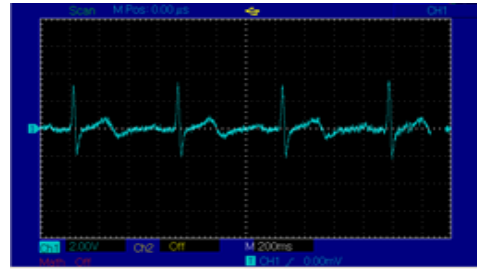
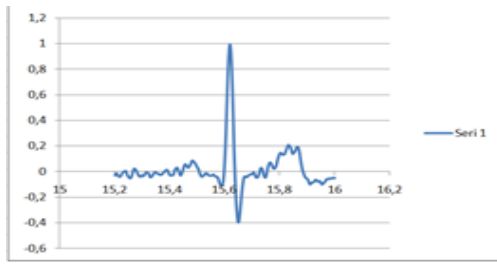


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

Şekil 4.4. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

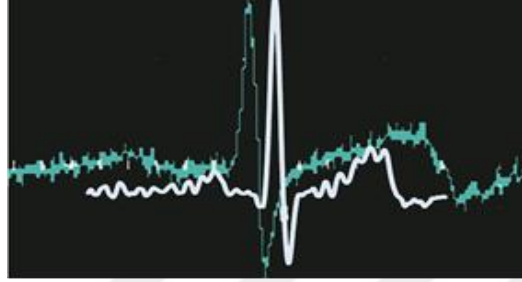
Şekil 4.4.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.4.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.4.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de sağlıklı bir EKG sinyali görülmektedir.

4. Ölçüm sonucu Şekil 4.5.a., Şekil 4.5.b. ve Şekil 4.5.c.'de verildiği gibidir:



a.

b. Tez devresi osiloskop çıktısı



c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

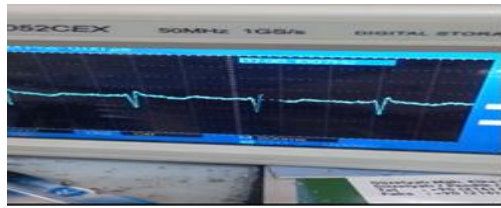
Şekil 4.5. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.5.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.5.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.5.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de gürültüler mevcuttur fakat sağlıklı bir EKG sinyali görülmektedir.

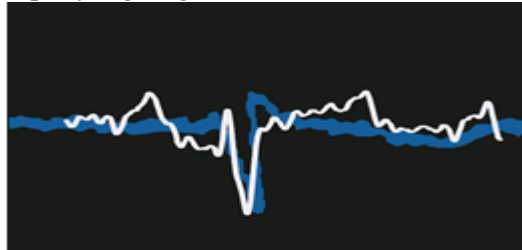
5. Ölçüm sonucu Şekil 4.6.a., Şekil 4.6.b. ve Şekil 4.6.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği,



b. Tez devresi osiloskop çıktısı

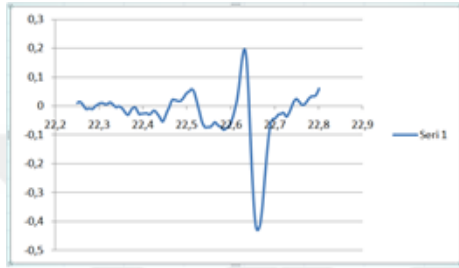


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

Şekil 4.6. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.6.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.6.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.6.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de iyi bir EKG sinyali alınamamıştır. Ölçüm yapılan kişi bacak damarlarında problem olduğundan bahsetmektedir.

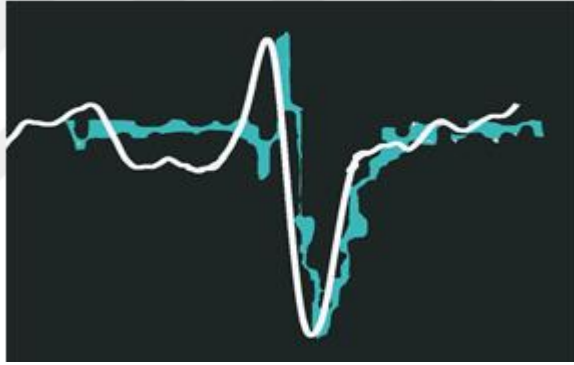
6. Ölçüm sonucu Şekil 4.7.a., Şekil 4.7.b. ve Şekil 4.7.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi osiloskop çıktısı

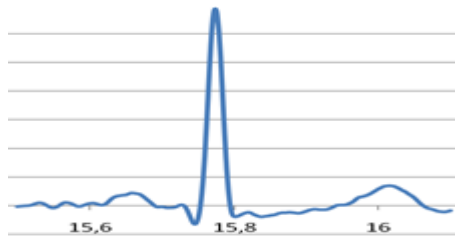


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

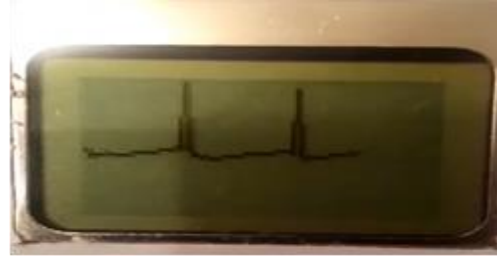
Şekil 4.7. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi osiloskop çıktısı, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

Şekil 4.7.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.7.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekil 4.7.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de iyi bir EKG sinyali alınamamıştır, sadece R ve S dalgaları belirgindir.

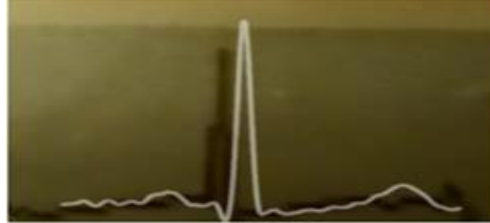
7. Ölçüm sonucu Şekil 4.8.a., Şekil 4.8.b. ve Şekil 4.8.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü

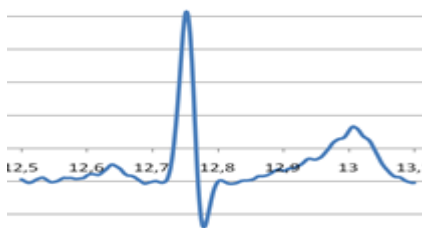


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

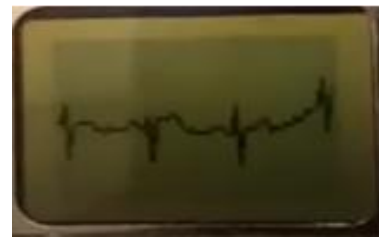
Şekil 4.8. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.8.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.8.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu ölçümde grafik LCD ekran kullanılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 4.8.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de Şekil 4.1.'de belirtilen S dalgasının tam olarak oluşmadığı görülmektedir.

8. Ölçüm sonucu Şekil 4.9.a., Şekil 4.9.b. ve Şekil 4.9.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü

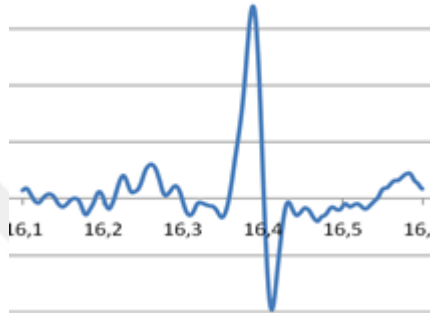


c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi

Şekil 4.9. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.9.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.9.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu ölçümde grafik LCD ekran kullanılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 4.9.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de sağlıklı bir EKG sinyali elde edilebilmiştir.

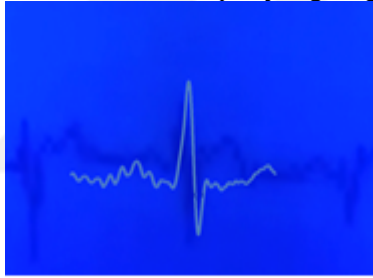
9.Ölçüm sonucu Şekil 4.10.a., Şekil 4.10.b. ve Şekil 4.10.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü



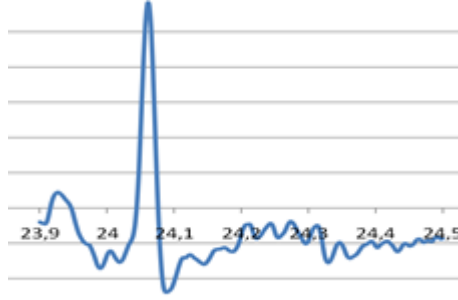
c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi



Şekil 4.10. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.10.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.10.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu ölçümde grafik LCD ekran kullanılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 4.10.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de sağlıklı bir EKG sinyali elde edilebilmiştir.

10.Ölçüm sonucu Şekil 4.11.a., Şekil 4.11.b. ve Şekil 4.11.c.'de verildiği gibidir:



a. MP36 cihazı bir periyot grafiği



b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü



c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi



Şekil 4.11. a. MP36 cihazı bir periyot grafiği, b. Tez devresi grafik LCD ekran modülü görüntüsü, c. İşaretlerin üst üste bindirilmesi.

Şekil 4.11.a.'da MP36 cihazı ile yapılan ölçüm sonucunda elde edilen bir periyotluk EKG sinyali görülmektedir. Şekil 4.11.b.'de tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresi ölçüm sonuçları görülmektedir. Bu ölçümde grafik LCD ekran kullanılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. Şekil 4.11.c.'de işaretlerin üst üste bindirilerek karşılaştırılması görülmektedir. Her iki sinyalde de Şekil 4.1.'de bahsedilen T sinyali oluşmamıştır.

## BÖLÜM 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 5.1. Sonuç

CCII yapıları ile bir EKG devresi yapılması planlanmış ve bu EKG devresinin CCII yapıları içermeyen devrelerle kıyaslamasının yapılması düşünülmüştür. Bunun için Canal ve ark. tarafından 2011 yılında yayınlanan bildiriye OPAMP tabanlı EKG devresi (Şekil 3.28.) gerçekleştirilmiş ve sonuçları alınmıştır.

Daha sonra Richard ve Chan tarafından 2010 yılında yayınlanan bildiriye EKG devresi (Şekil 3.32.) CCII+ yapısı (AD844 entegresi) ile yeniden dizayn edilmiştir. Bu dizayn esnasında Sağbaş'ın 2007 yılında yapmış olduğu doktora tezindeki CCII+ yapısı ile önerilen filtre devresinden (Şekil 2.16.) faydalanılmıştır. Bu sonuçlar tam olarak istenilen sonuçları vermediği için başka bir EKG devresi tasarlanmıştır (Şekil 3.37.). Bu tasarım esnasında bu tez çalışmasında tavsiye edilen CCII+ ile gerçekleştirilmiş filtre yapısı (Şekil 3.41.) kullanılmıştır. Yapılan ölçümlerde bu EKG devresinin ve önerilen filtre yapısının gerçek EKG devresi sonuçlarına benzer sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Yine de sonuçların tam doğruluğundan emin olabilmek için MP36 cihazı ile eş zamanlı ölçümler (bipolar ekstremite, derivasyon II) yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada ayrıca biyomedikal cihazlarda sıklıkla kullanılan filtreler, yükselteç devreleri ve bazı devreler simüle edilmiş ve simulasyon sonuçlarına yer verilmiştir.

Tablo 5.1.'de teorik olarak daha önceki makalelerde yapılan çalışmalar ve bunların özellikleri ile birlikte bu çalışmada gerçekleştirilen CCII yapısı içeren ve içermeyen EKG devrelerinin özellikleri verilmiştir.

Tablo 5.1. Gerçekleştirilen EKG devreleri ile daha önce gerçekleştirilen devrelerin karşılaştırılması

	(Martins ve ark., 1998)	(Harrison ve Charles, 2003)	(Yazıcıoğlu ve ark. 2008)	(Chen ve ark. 2013)	CCII+'sız EKG	CCII+'lı EKG
Tip	CMOS IC	OTA	CBIA	DDA	UAF42/AD624	AD844
<b>Ortak Modlu İşareti Bastırma Oranı</b>	99	86	120	102	80	110
<b>CMRR(dB)</b>						
<b>Empedans (ohm)</b>	----	----	>1G	>1G	10 <sup>9</sup>	0 (Alçak frekans)
<b>Kaynak(V)</b>	± 9	± 2,5	3	1,8	± 5	± 5
<b>Giriş gürültü aralığı (µV<sub>rms</sub>)</b>	1,4 (0,3-150 Hz)	2,2 (0,5-50 kHz)	0,59 (0,5-100 Hz)	0,36 (0,3-100 Hz)	10 (0,1-10 Hz)	39 (1 MHz)
<b>Yükselme Eğimi Slew Rate (V/µS)</b>	0,5	50	----	----	5	1200-2000

Tablo 5.1.'de son sütunda bu tez çalışmasında gerçekleştirilen EKG devresinin ve ikinci nesil akım taşıyıcı filtre devresinde kullanılan AD844 entegresinin özellikleri belirtilmektedir. Yine bu çalışmada gerçekleştirilen OPAMP'larla tasarlanmış ve AD624 entegresi ile yapılan EKG devresinin özellikleri ve daha önce dizayn edilmiş devrelerin kıyaslaması yapılmaktadır.

CMRR, µV'lar seviyesinde fark modlu sinyallerde yükseltme işlemi meydana gelen ortak modlu işaretleri giderme işlemi önemlidir. Bu biyomedikal devrelerde çok önemli bir faktördür. Tablo 5.1.'de AD844 için bu oranın 110 dB olduğu görülmektedir. Bu değer karşılaştırması yapılan diğer devrelerden yüksektir. 120 dB olan devre mikroişlemci ile desteklenmiştir. Bu çalışmada gerçekleştirilen EKG devresi yazılımsız 110 dB şeklinde sonuç vermektedir. Yazılımla daha da yükseltilebilmesi söz konusudur.

OPAMP'ların değişime tepki hızlarının (slew rate-yükselme eğimi) düşük olması, girişteki değişikliklerin çıkışa yansımalarını azaltmaktadır (Demirtaş, 2014). Bu etki biyomedikal cihazlarda ve EKG'de oldukça önemlidir çünkü insan vücudundan alınan sinyaller çok hızlı bir şekilde değişiklik göstermektedir. Bu değişikliklerin çıkışa anında yansıtılması ve kaydedilmesi oldukça önem arz eden bir konudur. Slew rate oranının, akım taşıyıcılarda yüksek olması çalışma frekansını da yükseltmektedir. Tablo 5.1.'de AD844 için bu oran 1200-2000 V/µs ile oldukça yüksektir.

Giriş gürültü aralığı anlamında MHz'ler mertebesinde çalışabilen sadece AD844 entegresidir ve yine alçak frekanslarda empedans değeri 0 ohm olarak görülmektedir.  $\pm 5$  V ile çalışabilen devrelerden bir tanesi olduğu Tablo 5.1.'den görülebilmektedir.

Bunlara ilaveten son zamanlarda yapılan EKG çalışmaları genellikle yazılım destekliken bu çalışmada gerçekleştirilen devre tamamen donanımsal bir özellik göstermektedir. Genel olarak bir EKG cihazı tasarlanmakta, bu cihazdan gürültülü sinyaller alınmakta ve bu gürültüler yazılımsal olarak giderilmeye çalışılmaktadır. Bu çalışma, farklı olarak yazılıma girmeden insan vücudundan alınan sinyallerdeki gürültülerin donanımsal olarak giderilmesini sağlamaktadır.

Sonuç olarak; bu çalışmada önerilen CCII+ ile gerçekleştirilmiş filtre devresi ayarlı dirençlerin kullanılması yönünden 5 Hz ile 100 MHz arasında değişken bir kesim frekansına sahiptir. Gerçekleştirilen EKG devresinde bu filtre ile istenilen sonuçlara ulaşılabilmektedir. Devre  $9,5 \times 9,5$  cm<sup>2</sup> ebatlarına kadar düşürülebilmektedir. Devrede kullanılan elemanların SMD türleri ile daha da küçültülebilmesi mümkündür. Sonuçların gözlemlenmesi ve hastanelerde ya da mobil olarak kullanılabilmesi için ekran olarak grafik LCD'lerin kullanılması ile portatif bir EKG devresi ortaya çıkmaktadır. Maliyeti oldukça düşüktür. Düşük güç tüketimi nedeniyle 4 adet kalem pille çalışabilir bir devredir.

## 5.2. Öneriler

Akım taşıyıcılar ilk başlarda OPAMP'lara bir alternatif olarak ortaya çıkmış fakat son zamanlarda pek çok avantajı nedeniyle OPAMP'ların yerine tercih edilir bir hal almıştır. Bu çalışmada akım taşıyıcı tabanlı bir filtre ile bir EKG devresi tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bu tasarım oldukça başarılı bir sonuç vermiştir. Aynı filtre yapısının EEG devrelerinde de uygulanması önerilmektedir. EEG devrelerinde de başarılı sonuç vermesi beklenmektedir. Daha sonrasında bu yapı diğer biyomedikal cihazlarda da uygulanabilir. Boyutunun küçük, maliyetinin az olması mobil olarak kullanılabilmesi imkanını vermektedir. Son zamanlarda milli ve yerli üretimin teşvik edilmesi ile de yerli biyomedikal cihaz üretiminde kullanılabilir hale gelmesi

öngörölmekte ve tavsiye edilmektedir. Literatüre girmiş olan teletıp ve telemetri sistemlerinde de kullanılabilir olduğu düşünölmektedir.

### 5.3. Tartışma

Bu tez çalışmasının amacı; son zamanlarda oldukça popüler bir hal alan CCII yapıları ile yazılımsız bir EKG cihazı dizaynı yapmak ve bu dizayn esnasında kullanılan filtrenin diğer biyomedikal cihazlarda da kullanılabilir olmasını sağlamaktır.

Bu amaç çerçevesinde ilk olarak bir EKG devresinin tüm yapılarının CCII'lar ile gerçekleştirilmesi düşünölmüştür fakat bu düşünce çok sağlıklı bir sonuç vermemiştir. Çıkış sinyali EKG cihazından elde edilen sonuçlara benzer bir sinyal olmuştur fakat EKG çıkış sinyalinde görölmeli gereken değerler tam belirgin olarak elde edilememiştir. Bu dizayn, filtre anlamında çok iyi bir sonuç vermiştir, gürültü minimuma kadar inmiştir.

Tasarlanan ilk devrenin iyi sonuç vermemesi sebebiyle sadece filtre kısmında CCII yapısı kullanılarak yeni bir EKG dizaynı yapılmıştır. Bu dizaynda enströmantasyon yükselteç olarak farklı bir yapı kullanılmıştır. Filtreleme işlemi için ise AD844 entegresinden faydalanılmıştır. Bu yeni tasarım hem bipolar ekstremite derivasyon II için hem de göğüs derivasyonları için istenen sonuçları vermiştir.

## KAYNAKLAR

- Abeles, M., Goldstein, M.H. 1977. Multi Spike Train Analysis. Proceedings of the IEEE, Vol. 65, No. 5.
- Abdallah, A., Diab, M., Mahmoud, S. 2017. A Micropower EEG Detection System Applicable for Paralyzed Hand Artificial Control. 978-1-5090-3982-1/17/\$31.00 ©2017 IEEE.
- Abdul-Jabbar, J.M., Jasim, A.M. 2013. Design and multi Plierless realization of ECG-based gaussian wavelet filter with lattice structures. Al-Rafida in Engineering, Vol.21 No. 2. 66-77.
- Abuelmaatti, M.T., Ghumaiz, A.A. 1996. Novel CCI-Based Single Element Controlled Oscillators Employing Grounded Resistors and Capacitors. IEEE Transactions on Circuits and Systems I-Fundamental Theory and Applications, Vol 43, Iss 2, pp. 153-156.
- AD844 datasheet, 2018. Analog Devices.
- Aksoy, M., Kuntman, H., Özcan, S., Çiçekoğlu, O. 2002. İkinci Kuşak Akım Taşıyıcı İle Haberleşme Süzgeçlerinin Tasarımında Yeni Olanaklar. 1. URSI-Türkiye'2002 Bilimsel Kongresi ve Ulusal Genel Kurulu
- Alpaslan, H., Yüce, E. 2010. Kazanç Değişimli Alçak Geçiren ve Bant Geçiren Cevapları Gerçekleştirmek için Tasarlanan Çok Fonksiyonlu Bir Filtre. Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, Cilt 16, Sayı 2, Sayfa 193-196.
- Al-Shrouf, A., AlOmari, A. 2018. Neural Network and Genetic Algorithm Based ECG Beat Classification. International Journal of Applied Engineering Research ISSN 0973-4562. Volume 13, Number 22. pp. 16088-16092.
- Altan, G., Kutlu, Y. 2015. İkinci Dereceden Fark Haritasının Logaritmik Izgara Analizi ile EKG'ye Dayalı İnsan Kimliği Tespiti. 23th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 978-1-4673-7386-9/15/\$31.00 ©2015 IEEE.
- Andreo, R.V., Dorizzi, B., Boudy, J. 2006. ECG Signal Analysis Through Hidden Markov Models. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 8, August 2006.
- Auditory & Language Neuroscience Lab. 2018.  
<http://sites.uci.edu/alns/projects-2/electrocorticography-ecog/>.Erişim Tarihi: 13.12.2018.

- Aydemir, Ö. 2017. Combining Sub-band Power Features Extracted from Different Time Segments of EEG Trials. 383 978-1-5090-3982-1/17/\$31.00 ©2017 IEEE.
- Baig, M.M., Gholamhosseini, H., Connolly, M.J. 2013. A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults. *Med Biol Eng Comput* (2013) 51:485–495, DOI 10.1007/s11517-012-1021-6
- Bhaskar, D.R., Senani, R. 1993. New Current-Conveyor-Based Single-Resistance Controlled Voltage-Controlled Oscillator Employing Grounded Capacitors. *Electronics Letters*, Vol 29, Iss 7, pp. 612-614.
- BMET, 2018a, Sayfa 14-16,  
staff.emu.edu.tr/alimurat/Documents/BMET%20262%203.ppt. Erişim Tarihi:14.12.2018.
- BMET, 2018b, Sayfa 3, Pasif Elektronik Filtreler: Bant Geçiren, Bant Durduran ve Çentik Filtreler. <https://biomed.erciyes.edu.tr/upload/GK46HWIdeney-8-bgf-bdf-ve-Centik-filtreler.pdf>. Erişim Tarihi:14.12.2018
- Biomed, 2016, Sayfa12, [https://biomed.erciyes.edu.tr/acaliskan/12.Hafta\\_0\\_Filtreler.pdf](https://biomed.erciyes.edu.tr/acaliskan/12.Hafta_0_Filtreler.pdf).Erişim Tarihi:14.12.2018.
- Bodur, S. Kuntman, H. Çiçekoğlu, O. 2002.Yeni Bir Bipolar Değiştirilmiş Üçüncü Kuşak Akım Taşıyıcı (MCCIII) Yapısı, Karakterizasyonu ve Uygulamaları. *Eleco 2002*.
- Burke, M.J., Gleeson, D.T. 2000. A Micropower Dry-Electrode ECG Preamplifier. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 47, No. 2, February 2000
- Burke, M.J., Nator, M. 2001. An accurate programmable ECG simulator. *Journal of Medical Engineering&Technology*, Vol. 25, No. 3, 97 – 102.
- Canal, M.R., Özkaraca, O., Hisar, Ç. 2011. Labview Tabanlı, Bilgisayar Destekli Gerçek Zamanlı EKG Cihazının Tasarımı. *Akademik Bilişim'11 - XIII. Akademik Bilişim Konferansı Bildirileri*, 2 - 4 Şubat 2011 İnönü Üniversitesi, Malatya.
- Celma, S., Martinez, P.A., Carlosena, A. 1994. Approach to the Synthesis of Canonic RC Active Oscillators Using CCII. *IEE Proceedins-Circuits Devices and Systems*, Vol 141, Iss 6, pp. 493-497.
- Chang, C.M. 1991. Current Mode Allpass Notch and Bandpass Filter Using Single CCII. *Electronics Letters*, Vol 27, Iss 20, pp. 1812-1813.
- Chang, C.M., Hwang, C.S., Tu, S.H. 1994. Voltage-Mode Notch, Lowpass and Bandpass Filter Using Current-Feedback Amplifiers. *Electronics Letters*, Vol 30, Iss 24, pp. 2022-2023.
- Chang, K.H., Young, M.S. 2009. Design of a three-lead synthetic ECG generator using the simplified McSharry's Model. *Instrumentation Science and Technology*, Taylor & Francis Group. 37: 397–409. ISSN: 1073-9149 print/1525-6030 online DOI:10.1080/10739140903087584.
- Chen, C.H., Chang, C.L., Chang, C.W. 2013. A low-power bio-potential acquisition system with flexible PMDS dry-electrodes for portable ubiquitous healthcare applications. *Sensors* 2013,13,3077 309; doi:10.3390/s130303077.

- Chen, Y.H., Beeck, M. O. D., Vanderheyden, L., Carrette, E., Mihajlović, V., Vanstreels, K., Grundlehner, B., Gadeyne, S., Boon, P., Hoof, C.V., 2014. Soft, Comfortable Polymer Dry Electrodes for High Quality ECG and EEG Recording. *Sensors* 2014, 14(12), 23758-23780; <https://doi.org/10.3390/s141223758>
- Chien, J.R.C., Tai, C.C. 2006. Handheld electrocardiogram measurement instrument using a new peak quantification method algorithm built on a system-on-chip embedded system. *Review of Scientific Instruments* 77, 095106 \_2006.
- Cicekoglu, O., Kuntman, H. 1997a. Single CCII+ Based Simulation of Grounded Inductors. *Proceedings of the 1997 European Conference on Circuit Theory and Design ECCTD' 97*, pp. 105-109, Budapest-Hungary, 30 Aug.-3. Sept.
- Cicekoglu, O., Kuntman, H. 1997b. The Design of EEG Signal ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\theta$ , and  $\delta$  Band) Filters with Current Conveyors, *Proceedings of the 1997 European Conference on Circuit Theory and Design ECCTD' 97*. pp. 864-868, Budapest Hungary, 30 Aug.-3. Sept. 1997.
- Cicekoglu, O., Kuntman, H. 1997c. Novel CCII+ Based Relaxation Oscillator Employing Single Grounded Passive Element for Linear Period Control. *International Symposium on Signals, Circuits&Systems, SCS ' 97*, pp. 385-388, 2-3 October 1997, Iasi-Romania.
- Cömert, A., Honkala, M., Hyttinen, J. 2013. Effect of pressure and padding on motion artifact of textile electrodes. *BioMedical Engineering OnLine* 2013 12:26. doi:10.1186/1475-925X-12-26.
- Çetin, G.D., Çetin, Ö., Bozkurt, M.R. 2015. The Detection of Normal and Epileptic EEG Signals using ANN Methods with Matlab-based GUI. *International Journal of Computer Applications (0975 –8887)* Volume 114 –No. 12, March 2015.
- Daşdağ, S. 2018. EEG Biyofizik Temelleri, Sayfa 5, Sayfa 45. [www.dicle.edu.tr/a/dasdag/EEG.ppt](http://www.dicle.edu.tr/a/dasdag/EEG.ppt) Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Demirbaş, M., Toker, A. 2003. Akım Taşıyıcı Tabanlı Gerilim Giriş Akım Çıkışlı Yeni Bir Bant Geçiren Aktif Süzgeç, *Elektrik-elektronik-bilgisayar mühendisliği 10. Ulusal kongresi*.
- Demirtaş, M. 2014. Akım Taşıyıcı Tabanlı Aktif Devre Elemanlarının İncelenmesi, *Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi*.
- Deniz, H.İ., Taskıran Z.G.C., Sedef, H. 2018. An analog chaotic lorenz circuit based on CCII+ and multiplier. *41st International Conference on Telecommunications and Signal Processing*.
- Deney Föyü, Fırat Üniversitesi. 2018. [http://ee.tek.firat.edu.tr/sites/ee.tek.firat.edu.tr/files/deney\\_f%C3%B6y\\_son%20deney.pdf](http://ee.tek.firat.edu.tr/sites/ee.tek.firat.edu.tr/files/deney_f%C3%B6y_son%20deney.pdf) Erişim Tarihi:13.12.2018
- Diker, A., Avci, D., Avci, E., Gedikpınar, M. 2019. A new technique for ECG signal classification genetic algorithm Wavelet Kernel extreme learning machine, *Optik - International Journal for Light and Electron Optics* 180 (2019) 46–55.
- Dixon, A. M. R., Allstot, E.G., Gangopadhyay, D., Allstot, D.J. 2012. Compressed Sensing System Considerations for ECG and EMG Wireless Biosensors. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 6, No. 2, April 2012

- Dobrev, D.P., Neycheva, T., Mudrov, N. 2008. Bootstrapped two-electrode biosignal amplifier. *MedBiolEngComput*46:613–619. DOI 10.1007/s11517-008-0312-4.
- Döken, B. 2018a. İşlemsel Yükselteçler. Sayfa 38.
- Döken, B. 2018b. İşlemsel Yükselteçler. Sayfa 39.
- Ekşi, Z., Akgül, A., Bozkurt, M.R. 2013. The Classification of EEG Signals Recorded in Drunk and Non-Drunk People. *International Journal of Computer Applications (0975 –8887)*Volume 68–No.10, April 2013.
- Elgendi, M., Eskofier, B., Dokos, S., Abbott, D. 2014. Revisiting QRS Detection Methodologies for Portable, Wearable, Battery-Operated, and Wireless ECG Systems. *PLOS ONE* 9(1): e84018.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0084018>
- Ettaghzouti, T., Hassen, N., Garradhi, K., Besbes, K. 2018. Wide bandwidth CMOS four quadrant mixed mode analogue multiplier using a second generation current conveyor circuit. *Turk J Elec Eng & Comp Sci*, (2018) 26:882-894.
- Fabre A. 1995.Third generation current conveyor: a new helpful active element. *Electronics Letters*, Vol. 31, pp. 338-339.
- Fabre, A., Alami, M. 1995. Universal Current-Mode Biquad Implemented from Two Second Generation Current Conveyors. *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, Vol 42, Iss 7, pp. 383-385.
- Fabre, A., Saaid, O., Wiest, F., Boucheron, C. 1995. Current controlled band pass filter based on translinear conveyors. *Electronics Letters*, 31(20), pp. 1727-1728.
- Gaetano, G., Paolo, B., Rafael, A.C., Mario, C., Craig, J., Andrévan, S. 2008. A mobile EEG system with dry electrodes. *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2008. BioCAS 2008. IEEE*, DOI:10.1109/BIOCAS.2008.4696927.
- Goyal, D., Varshney, P. 2019. Implementation of current mode integrator for fractional orders  $n/3$ . *Applications of Artificial Intelligence Techniques in Engineering*, pp:509-517.
- Hao, H., Liu, M., Xiong, P., Du, H., Zhang, H., Lin, F., Hou, Z., Liu, X. 2019. Multi-lead model-based ECG signal denoising by guided filter. *Engineering Applications of Artificial Intelligence* 79 (2019) 34–44.
- Harrison, R.R., Charles, C.A. 2003. A low-power low-noise CMOS amplifier for neural recording applications. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, Vol.38, No.6. June 2003.
- He, H., Tan, Y., Xing, J. 2019. Unsupervised classification of 12-lead ECG signals using wavelet tensor decomposition and two-dimensional Gaussian spectral clustering. *Knowledge-Based Systems* 163 (2019) 392–403.
- Higashimura, M., Fukui, Y. 1988. Realization of All-Pass and Notch Filters Using a Single Current Conveyor. *International Journal of Electronics*, Vol 65, Iss 4, pp. 823-828.
- Horng, J.W., Lee, M.H., Hou, C.L. 1995. Universal Active Filter Using 4 Otas and One CCII. *International Journal of Electronics*, Vol 78, Iss 5, pp. 903-906.

- Hsieh, J.C., Yu, K.C., Chuang, H.C., Lo, H.C. 2009. The clinical application of an XML-based 12 lead ECG structure report system. *Computers in Cardiology*, 2009; 36: 533–536.
- Hsieh, J.C., Hsu, M.W. 2012. A cloud computing based 12-lead ECG telemedicine service. *BMC Medical Informatics and Decision Making* 2012 12:77 <https://doi.org/10.1186/1472-6947-12-77>
- İlerigelen, B., Mutlu, H. 2018. EKG Kursu Kitapçığı, Sayfa 1, Sayfa 2 [http://www.ctf.edu.tr/stek/ekg\\_kurs\\_kitap.pdf](http://www.ctf.edu.tr/stek/ekg_kurs_kitap.pdf), Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Islam, M. K., Haque, A. N. M. M., Tangim, G., Ahammad, T., Khondokar, M. R. H., 2012. Study and Analysis of ECG Signal Using MATLAB & LABVIEW as Effective Tools. *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, Vol. 4, No. 3, June 2012
- İşcan, Z. 2012a. İTÜ Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, Tıbbi Enstrümantasyon Tasarım & Uygulamaları Ders Notları. Sayfa 3, Sayfa 5.
- İşcan, Z. 2012b. İTÜ Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği, Tıbbi Enstrümantasyon Tasarım & Uygulamaları Ders Notları. Sayfa 12.
- Jha, A.K.V., Verma, V.K., Prince, P., Priyadarshini, B., Ranjan, R.K. 2018. PSO based design of current CCII-PID controller for the speed control of BLDC motor. *International Conference on Power, Energy, Control and Transmission Systems*. 22-23 Feb. 2018.
- Julien, M., Bernard, S., Soulier, F., Kerzerho, V., Cathebras, G. 2019. Breaking the speed power accuracy trade off in current mirror with non-linear CCII feedback. *Microelectronics Journal* 83 (2019) 77-85.
- Kaplan, A. 2018a, Mersin Üniversitesi Analog Elektronik II, Sayfa 78.
- Kaplan, A. 2018b, Mersin Üniversitesi Analog Elektronik II, Sayfa 75.
- Kim, H., Kim, S., Helleputte, N.V., Artes, A., Konijnenburg, M., Huisken, J., Hoof, C.V., Yazicioglu, R.F. 2014. A Configurable and Low-Power Mixed Signal SoC for Portable ECG Monitoring Applications. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 8, No. 2, April 2014
- Kiranyaz, S., Ince, T., Gabbouj, M. 2016. Real-Time Patient-Specific ECG Classification by 1-D Convolutional Neural Networks. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 63, No. 3, March 2016
- Kitiş, Ş., Köklükaya, E. 2015. Yeni Nesil Akım Taşıyıcılarla Biyomedikal Cihaz Tasarımı, Projepark'15 Biyomed Ar-ge Proje Pazarı, 21-22 Mayıs 2015, Kayseri
- Kitiş, Ş., Güntürkün, R., Köklükaya, E. 2015. Designed Filter With The New Generation Current Conveyor and Analysis of ECG, IECMSA-2015, Oral Presentation, 31 August-03 September 2015, Athens
- Kitiş, Ş., Köklükaya, E. 2016. Designed Filter with The New Generation Current Conveyor and Analysis of EEG, IASSR IX. European Conference on Social and Behavioral Sciences-2016, Oral Presentation, 3-6 February 2016, Paris

- Kitiş, Ş., Apaydın, H., Güntürkün, R. 2016. Designed Filter, Amplifier with CCII+ and Analysis of EEG for Epilepsy, Alzheimer, ICCESN-2016, Oral Presentation, Antalya, 19-24 October 2016
- Kitiş, Ş., Apaydın, H. 2012. Designed with The New Generation Current Conveyor Circuit Implementation and Analysis of ECG, International Journal Of Scientific Knowledge (Computing And Information Technology), Volume 1 Issue 4, Page(S):11-15, Dec 2012
- Kitiş, Ş., Güntürkün, R., Apaydın, H. 2017a. ECG Circuit Redesign Based On CCII+ Structures, Electronics World, ISSN 1365-4675, Vol 123. Issue 1973, pp:24-25, 2017-June
- Kitiş, Ş., Apaydın, H., Güntürkün, R., 2017b. Designed Filter with CCII+ and Analysis of EEG for Epilepsy and Alzheimer, Acta Physica Polonica A, Vol 132. September, 2017, DOI:10.12693/APhysPolA.132.42
- KTU Medikal Laboratuvarı Ders Notları, 2018. Sayfa 4-5.
- Kulkarni, S., Ali, L. 2019. Comprehensive Analysis of Nonlocal Means Algorithm on Wide Set of ECG Signals. Information and Communication Technology for Competitive Strategies, pp 571-580.
- Kumar, A., Chaturvedi, B. 2019. Realization of ASK/BPSK modulators and precision full-wave rectifier using DXCCII. 2019. International Journal of Electronics and Communication (AEÜ), 99 (2019),146-152.
- Kuntman, H. 2018a. Endüstriyel Elektronik, Sayfa 156.  
<http://web.itu.edu.tr/kuntman/lisans/elh426/EE4F.pdf>. Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Kuntman, H. 2018b. Endüstriyel Elektronik, Sayfa 156.  
[web.itu.edu.tr/kuntman/lisans/elh426/EE4F.pdf](http://web.itu.edu.tr/kuntman/lisans/elh426/EE4F.pdf). Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Kuntman, H. 2018c. Endüstriyel Elektronik, Sayfa 158-159.  
[web.itu.edu.tr/kuntman/lisans/elh426/EE4F.pdf](http://web.itu.edu.tr/kuntman/lisans/elh426/EE4F.pdf). Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Lee, S.J., Roh, Y.H., Kim, Y.K., Lee, T.R. 2013. Geometric detection algorithm design for ECG data analysis using wavelet. International Journal of Bio-Science and Bio-Technology Vol. 5, No. 4,11-24.
- Lerga, J., Saulig, N., Lerga, R., Stajduhar, I. 2017. TFD Thresholding in Estimating The Number of EEG Components and The Dominant IF Using The Short-Term Renyi Entropy. International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis, Slovenia. 80-85.
- Liu, S.I., Kuo, J.H., Tsao, H.W., Wu, J., Tsay, J.H. 1991. New CCII-based Differentiator and its Applications. International Journal of Electronics, Vol 71, Iss 4, pp. 645-650.
- LM741 datasheet, 2018. Fairchild Semiconductor.
- Lobodzinski, S.S., Laks, M.M. 2012. New devices for very long-term ECG monitoring. Cardiology Journal 2012, Vol. 19, No. 2, pp. 210–214 10.5603/CJ.2012.0039 Copyright © 2012 Via Medica ISSN 1897–5593

- Lu, L., Deng, L., Ke, J., Liao, C., Huang, S. 2018. A fast ramp-voltage based current programming driver for AMOLED display. IEEE transactions on circuits and systems II:Express Briefs,1-1,15 November 2018.
- Martins, R.S., Selberherr, S., Vaz, F.A. 1998. A CMOS IC for portable EEG acquisition systems. IEEE transactions on instrument and measurement, Vol.47. No:5, October 1998.
- Mazomenos, E.B., Biswas, D., Acharyya, A., Chen, T., Maharatna, K., Rosengarten, J., Morgan, J., Curzen, N. 2013. A Low-Complexity ECG Feature Extraction Algorithm for Mobile Healthcare Applications. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, Vol. 17, No. 2, March 2013
- Metin, B., Arslan, E., Çiçekoğlu, O. 2003. Birinci Kuşak Akım Taşıyıcı ile Yeni Tümgeçiren Süzgeç Devreler. Elektrik -Elektronik - Bilgisayar Mühendisliği 10. Ulusal Kongresi.307-309.
- Milli Eğitim Bakanlığı. 2012a. Biyopotansiyel Yükselteçler, Sayfa 50.
- Milli Eğitim Bakanlığı. 2012b. Biyopotansiyel Yükselteçler, Sayfa 82.
- Milli Eğitim Bakanlığı. 2012c. Biyopotansiyel Yükselteçler, Sayfa 79.
- Milli Eğitim Bakanlığı. 2012d. Biyopotansiyel Yükselteçler, Sayfa 53.
- Milanesi, M., Martini, N., Vanello, N., Positano, V., Santarelli, M., Landini, F.L. 2008. Independent component analysis applied to the removal of motion artifacts from electrocardiographic signals. MedBiolEngComput46:251–261 DOI 10.1007/s11517-007-0293-8.
- Monpapassorn, A. 2018. A new current conveyor full wave rectifier for low frequency/small signal medical applications. Circuit and Systems, 2018, 9,58-65.
- Nandi, R., Ray, S.B. 1993. Precise Realization of Current Mode Integrator Using Current Conveyor. Electronics Letters, Vol 29, Iss 13, pp. 1152-1153.
- Nayır, A. 2018a, Sayfa 2.  
www.ahmetnayir.net/documents/ELEKTROKARDIYOGRAFI.ppt.Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Nayır, A. 2018b, Sayfa 3.  
www.ahmetnayir.net/documents/ELEKTROKARDIYOGRAFI.ppt.Erişim Tarihi: 13.12.2018.
- Oehler, M., Ling, V., Melhorn, K., Schilling, M. 2008. A multichannel portable ECG system with capacitive sensors. 2008 Institute of Physics and Engineering in Medicine Physiological Measurement, Volume 29, Number 7
- Oweis, R.J., Barhoum, A. 2007. PIC microcontroller-based RF wireless ECG monitoring system.Journal of Medical Engineering&Technology, Vol. 31, No. 6, 410 – 418.
- Özcan, S. 2010. Bluetooth ile Ekg verilerinin iletimi. Y.Lisans, Başkent Üniversitesi; Fen Bilimleri Enstitüsü.

- Palmini, A., Gambardella, A., Andermann, F., Dubeau, F., Costa, J.C., Olivier, A., Tampieri, D., Gloor, P., Quesney, F., Andermann, E., Paglioli, E., Paglioli-Neto, E., Coutinho, L., Leblanc, R., Lim, H.I. 1995. Intrinsic epileptogenicity of human dysplastic cortex as suggested by carticography and surgical results. *Ann. Neurol.* 37, 476-487.
- Parastarfeizabadi, M., Kouzani, A.Z., Beckinghausen, J., Lin, T., Sillitoe, R.V. 2019. A Programmable Multi-Biomarker Neural Sensor for Closed-Loop DBS. *IEEE Access*. Digital Object Identifier 10.1109/ACCESS.2018.2885336.
- Pola, T. Vanhala, J. 2007. Textile Electrodes in ECG Measurement. 2007 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information. DOI: 10.1109/ISSNIP.2007.4496917
- Piovaccari A. 1995. CMOS integrated third generation current conveyor. *Electronics Letters*, Vol. 31, pp. 1228-1229.
- Rakshit, M., Das, S. 2018. Hybrid approach for ECG signal enhancement using dictionary learning-based sparse representation. *IET Science, Measurement & Technology*, DOI: 10.1049/iet-smt.2018.5060.
- Richard, E., Chan, A.D.C. 2010. Design of a gel-less two-electrode ECG monitor. 978-1-4244-6290-2/10/\$26.00 ©2010 IEEE.
- Rosado, A., Bataller, M., Guerrero, J.F., Calpe, J., Francés, J.V., Magdalena, J.R. 2003. High performance hardware correlation coefficient assessment using programmable logic for ECG signals. *Microprocessors and Microsystems*. 27: 33–39.
- Roy, R.B., Roy, A., Mukherjee, A., Ghosh, A., Bhattacharyya, S., Naskar, M.K. 2019. Sparse Encoding Algorithm for Real-Time ECG Compression, *Recent Trends in Signal and Image Processing*. pp 31-38.
- Safari, L., Ferri, G., Minaei, S., Stornelli, V. 2018. Current mode instrumentation amplifiers, pp 59-68.
- Sağbaş, M. 2007. Akım Taşıyıcı Tabanlı Aktif Elemanlar Kullanılarak Yeni Filtre Yapıları ve Tasarım Yöntemleri, Yıldız Teknik Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul.
- Salawu, R.I. 1980. Realization of an All-Pass Transfer Function using the Second Generation Current Conveyor. *Proceedings of the IEEE*, Vol 68, Iss 1, pp. 183-184.
- Salvador, M.D.V., Carlo, R.H.B., Joel, S.M.J.C., Paolo, T.Q.V., Tungala, K.L., Prado, S.V. 2017. Correlation of Emotion to Film Rating Classification Using EEG Signal Analysis. 5th. International Electrical Engineering Congress, Thailand, 978-1-5090-4666-9/17/\$31.00 ©2017 IEEE.
- Sampe, J., Faseehuddin, M., Ali, S.H.M. 2018. Design of ultra low voltage CCII utilizing level shifting technique and dual mode multifunction universal filter as an application. *Journal of Engineering Research*, 155-175 volume 6, issue 2, 2018.
- Savun, A., Acar, T., Dolma, A. 1993. Basamak Tipi Devre Yapısı ile Alçak Geçiren Filtre Tasarımı. [http://www.emo.org.tr/ekler/e93fad1e91614db\\_ek.pdf](http://www.emo.org.tr/ekler/e93fad1e91614db_ek.pdf) Erişim Tarihi: 12.01.2019.

- Sedra, A.S., Roberts, G.W., Gohh, F. 1990. The current conveyors: history, progress and new results, IEE Proc. Of ISCAS, vol 137, pp.78-87.
- Sedra, A., Smith, K.C. 1970. A second generation current conveyor and its applications, IEEE Trans. Circuit Theory, CT-17, pp. 132-134.
- Serbest, K., Bozkurt, M.R., Eldoğan, O. 2015. Classification of Cardiac Arrhythmias with Artificial Neural Networks According to Gender Differences. Journal of Engineering Science and Technology Vol. 10, No. 9 (2015) 1144 - 1149 © School of Engineering, Taylor's University.
- Shojaei, M., Nag, B.S., Lal, R.K., Sharma, D.K. 2008. An ultra-low-power current-mode integrated CMOS instrumentation amplifier for personal ECG recorders. Journal of Circuits, Systems, and Computers. World Scientific Publishing Company. Vol. 17, No. 6 1053–1067.
- Shorten, G.P., Burke, M.J. 2011. A versatile temperature-stable ECG simulator. Journal of Medical Engineering & Technology, Vol. 35, No. 2, 92–102.
- Singh, G., Gupta, V., Sekharmantri, A.K., Gupta, A., Kumar, P. 2010. Real-time online monitoring of electrocardiogram (ECG) using very low cost for developing countries. CP1324, International Conference on Methods and Models in Science and Technology (ICM 2ST-10) edited by R.B. Patel and B.P. Singh © 2010 American Institute of Physics 978-0-7354-0879-1/10/.
- Singh, P., Srivastava, I., Singhal, A., Gupta, A. 2019. Baseline Wander and Power-Line Interference Removal from ECG Signals Using Fourier Decomposition Method. Machine Intelligence and Signal Analysis, pp 25-36.
- Smith, K.C., Sedra, A. 1968. The current conveyor: A new circuit building block. IEEE Proc., Vol. 56, pp. 1356-1369.
- Sotner, R., Jerabek, J., Langhammer, L., Dvorak, J. 2018. Design and analysis of CCII-based oscillator with amplitude stabilization employing optocouplers for linear voltage control of the output frequency. Electronics 2018, 7 (9), 157.
- Srinivasa, M.G., Pandian, P.S. 2019. Elimination of Power Line Interference in ECG Signal Using Adaptive Filter, Notch Filter and Discrete Wavelet Transform Techniques. International Journal of Biomedical and Clinical Engineering (IJBC) 8(1), 2019, Pages: 25, DOI: 10.4018/IJBC.2019010103.
- Stornelli, V., Ferri, G., Pantoli, L., Barile, G., Pennisi, S. A rail to rail constant  $g_m$  CCII for Instrumentation amplifier applications. 2018. International Journal of Electronics and Communications, Volume 91, 2018, pages 103-109.
- Tarmizi, M.H.A.B.M., Suboh, M.Z.B. 2019. Portable Electrocardiograph (ECG). <http://sayadanmedic.blogspot.com/2012/09/week-8.html> Erişim Tarihi: 14.01.2019.
- Takaura, K., Tsuchiya, N., Fujii, N. 2016. Frequency-dependent and temporal profiles of visual responses recorded with subdural EcoG electrodes in awake monkeys: Differences between high- and low-frequency activity. NeuroImage 124, 557–572.

- Tekin, S.A., Ercan, H., Alçı, M. 2009. Electronically adjustable wide bandwidth instrumentation amplifier. 14th National Biomedical Engineering Meeting. DOI: 10.1109/BIYOMUT.2009.5130371.
- Tewary, S., Verma, V.K., Appasani, B., Pooja, G., Ranjan R.K. 2018. Design of CCII PID controller for the control of glucose level using GA. International Conference on Computational Intelligence and Communication Technology (CICT 2018).
- Tseng, Y.L., Shi, Y.Z., Jaw, F.S. 2010. Portable, real-time, 12-lead ECG monitoring system. *Instrumentation Science and Technology*, Taylor & Francis Group, LLC, 38:305–312, 2010. ISSN: 1073-9149 print/1525-6030 online. DOI: 10.1080/10739149.2010.508331.
- Tsukutani, T., Kunugasa, Y., Yabuki, N. 2018, CCII based inverse active filters with grounded passive components. *Journal of Electrical Engineering* 6 (2018) 212-215.
- Uçar, M.K., Moran, İ., Altılar, D.T., Bilgin, C., Bozkurt, M.R. 2018. Kronik Obstrüktif Akciğer Hastalığı ile Elektrokardiyogram Sinyali Arasındaki İlişkinin İstatistiksel Olarak İncelenmesi. *Journal of Human Rhythm* 2018;4(3):142-14.
- Ud-Din, Z.M., Woo, S.H., Kim, J.H., Cho, J.H. 2011. Dream time estimation by wireless ECG telemetry system. *Pak J MedSci* April - June 2011 Vol. 27 No. 2 273-276.
- Ünverdi, E., Yıldız, A.B. 2012. Butterworth Yüksek Geçiren Fitre Devresinin Kontrol Edilebilir Kanonik Formda Tasarlanması ve Gerçeklenmesi. *ELECO '2012 Elektrik - Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu*, 29 Kasım - 01 Aralık 2012, Bursa.
- Varatharajan, R., Manogaran, G., Priyan, M.K. 2018. A big data classification approach using LDA with an enhanced SVM method for ECG signals in cloud computing. *Multimed Tools Appl* (2018) 77: 10195–10215. <https://doi.org/10.1007/s11042-017-5318-1>.
- Valianpour, E., Chaharmahali, I., Biabanifard, S. 2019. Nonlinear current source charge scheme for comparator based switched capacitor integrator. *Int J Numer Model*. 2019;e2542. <https://doi.org/10.1002/jnm.2542>.
- Xia, H., Asif, I., Zhao, X. 2013. Cloud-ECG for real time ECG monitoring and analysis. *Computer methods and programs in biomedicine*. 110(2013).253-259
- Xiong, F., Shrestha, P., Tanik, M.M. 2011. Visual analysis of a cardiovascular system based on ECG and ABP signals using evolvable hardware design. 2011 Society for Design and Process Science Printed in the United States of America December 2011, Vol. 15, No. 4, 49-84.
- Xiong, F., Chen, D., Chen, Z., Dai, S. 2018. Cancellation of motion artifacts in ambulatory ECG signals using TD-LMS adaptive filtering techniques. *J. Vis. Commun. Image R.* 58 (2019) 606-618.
- Wei, Y.C., Wei, Y.Y., Chang, K.H., Young, M.S. 2012. A three-lead, programmable, and microcontroller-based electrocardiogram generator with frequency domain characteristics of heart rate variability. *American Institute of Physics Rev. Sci. Instrum.* 83, 045109.

- Wilson, B. 1989. Performance analysis of current conveyors. *Electronics Letters*, 25(23): 1596-1598.
- Yazıcıoğlu, R.F., Merken, P., Puers, R., Hoof, C.V. 2008. A 200  $\mu$ W eight-channel acquisition ASIC for ambulatory EEG systems. *IEEE International Solid-State Circuits Conference 2008*.
- Yeşil, A., Kaçar, F. 2018. Current and voltage mode quadrature oscillator based on voltage differencing buffered amplifier. 2018;18 (1):6-12.
- Zhang, Z., Jung, T-P., Makeig, S., Rao, B.D. 2013. Compressed Sensing for Energy-Efficient Wireless Telemonitoring of Noninvasive Fetal ECG Via Block Sparse Bayesian Learning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 2, February 2013
- Zumsteg, D., Wieser, H.G. 2000. Presurgical Evaluation: Current Role of Invasive EEG. *Epilepsia*, 41 (Supp, 3):S55-S60.



# EKLER

## EK A :AD844 Entegresi



### 60 MHz, 2000 V/ $\mu$ s, Monolithic Op Amp with Quad Low Noise

Data Sheet

## AD844

#### FEATURES

**Wide bandwidth**  
60 MHz at gain of  $-1$   
33 MHz at gain of  $-10$   
**Slew rate: 2000 V/ $\mu$ s**  
20 MHz full power bandwidth, 20 V p-p,  $R_L = 500 \Omega$   
**Fast settling: 100 ns to 0.1% (10 V step)**  
**Differential gain error: 0.03% at 4.4 MHz**  
**Differential phase error: 0.16° at 4.4 MHz**  
**Low offset voltage: 150  $\mu$ V maximum (B Grade)**  
**Low quiescent current: 6.5 mA**  
**Available in tape and reel in accordance with EIA-481-A standard**

#### APPLICATIONS

Flash ADC input amplifiers  
High speed current DAC interfaces  
Video buffers and cable drivers  
Pulse amplifiers

#### GENERAL DESCRIPTION

The AD844 is a high speed monolithic operational amplifier fabricated using the Analog Devices, Inc., junction isolated complementary bipolar (CB) process. It combines high bandwidth and very fast large signal response with excellent dc performance. Although optimized for use in current-to-voltage applications and as an inverting mode amplifier, it is also suitable for use in many noninverting applications.

The AD844 can be used in place of traditional op amps, but its current feedback architecture results in much better ac performance, high linearity, and an exceptionally clean pulse response.

This type of op amp provides a closed-loop bandwidth that is determined primarily by the feedback resistor and is almost independent of the closed-loop gain. The AD844 is free from the slew rate limitations inherent in traditional op amps and other current-feedback op amps. Peak output rate of change can be over 2000 V/ $\mu$ s for a full 20 V output step. Settling time is typically 100 ns to 0.1%, and essentially independent of gain. The AD844 can drive 50  $\Omega$  loads to  $\pm 2.5$  V with low distortion and is short-circuit protected to 80 mA.

The AD844 is available in four performance grades and three package options. In the 16-lead SOIC (RW) package, the AD844J is specified for the commercial temperature range of 0°C to 70°C.

#### FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAMS

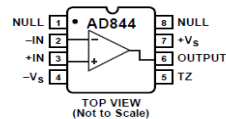


Figure 1. 8-Lead PDIP (N) and 8-Lead Cerdip (Q) Packages

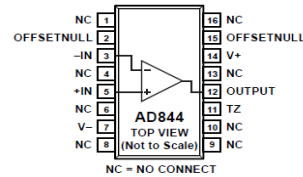


Figure 2. 16-Lead SOIC (R) Package

The AD844A and AD844B are specified for the industrial temperature range of  $-40^{\circ}\text{C}$  to  $+85^{\circ}\text{C}$  and are available in the Cerdip (Q) package. The AD844A is also available in an 8-lead PDIP (N). The AD844S is specified over the military temperature range of  $-55^{\circ}\text{C}$  to  $+125^{\circ}\text{C}$ . It is available in the 8-lead Cerdip (Q) package. A and S grade chips and devices processed to MIL-STD-883B, Rev. C are also available.

#### PRODUCT HIGHLIGHTS

1. The AD844 is a versatile, low cost component providing an excellent combination of ac and dc performance.
2. It is essentially free from slew rate limitations. Rise and fall times are essentially independent of output level.
3. The AD844 can be operated from  $\pm 4.5$  V to  $\pm 18$  V power supplies and is capable of driving loads down to 50  $\Omega$ , as well as driving very large capacitive loads using an external network.
4. The offset voltage and input bias currents of the AD844 are laser trimmed to minimize dc errors;  $V_{OS}$  drift is typically 1  $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$  and bias current drift is typically 9 nA/ $^{\circ}\text{C}$ .
5. The AD844 exhibits excellent differential gain and differential phase characteristics, making it suitable for a variety of video applications with bandwidths up to 60 MHz.
6. The AD844 combines low distortion, low noise, and low drift with wide bandwidth, making it outstanding as an input amplifier for flash analog-to-digital converters (ADCs).

Rev. G Document Feedback  
Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.  
Tel: 781.329.4700 ©1989-2017 Analog Devices, Inc. All rights reserved.  
Technical Support [www.analog.com](http://www.analog.com)

## EK B: INA826 Entegresi



INA826

SBOS562F – AUGUST 2011 – REVISED JULY 2016

## INA826 Precision, 200- $\mu$ A Supply Current, 3-V to 36-V Supply Instrumentation Amplifier with Rail-to-Rail Output

### 1 Features

- Input Common-Mode Range: Includes  $V^-$
- Common-Mode Rejection:
  - 104 dB, Min ( $G = 10$ )
  - 100 dB, Min at 5 kHz ( $G = 10$ )
- Power-Supply Rejection: 100 dB, Min ( $G = 1$ )
- Low Offset Voltage: 150  $\mu$ V, Max
- Gain Drift: 1 ppm/ $^{\circ}$ C ( $G = 1$ ), 35 ppm/ $^{\circ}$ C ( $G > 1$ )
- Noise: 18 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ ,  $G \geq 100$
- Bandwidth: 1 MHz ( $G = 1$ ), 60 kHz ( $G = 100$ )
- Inputs Protected Up to  $\pm 40$  V
- Rail-to-Rail Output
- Supply Current: 200  $\mu$ A
- Supply Range:
  - Single Supply: 3 V to 36 V
  - Dual Supply:  $\pm 1.5$  V to  $\pm 18$  V
- Specified Temperature Range:  $-40^{\circ}$ C to  $+125^{\circ}$ C
- Packages: 8-Pin VSSOP, SOIC, and WSON

### 2 Applications

- Industrial Process Controls
- Circuit Breakers
- Battery Testers
- ECG Amplifiers
- Power Automation
- Medical Instrumentation
- Portable Instrumentation

### 3 Description

The INA826 is a low-cost instrumentation amplifier that offers extremely low power consumption and operates over a very wide single or dual supply range. A single external resistor sets any gain from 1 to 1000. The device offers excellent stability over temperature, even at  $G > 1$ , as a result of the low gain drift of only 35 ppm/ $^{\circ}$ C (max).

The INA826 is optimized to provide excellent common-mode rejection ratio of over 100 dB ( $G = 10$ ) over frequencies up to 5 kHz. At  $G = 1$ , the common-mode rejection ratio exceeds 84 dB across the full input common-mode range from the negative supply all the way up to 1 V of the positive supply. Using a rail-to-rail output, the INA826 is well-suited for low voltage operation from a 3-V single supply as well as dual supplies up to  $\pm 18$  V.

Additional circuitry protects the inputs against overvoltage of up to  $\pm 40$  V beyond the power supplies by limiting the input currents to less than 8 mA.

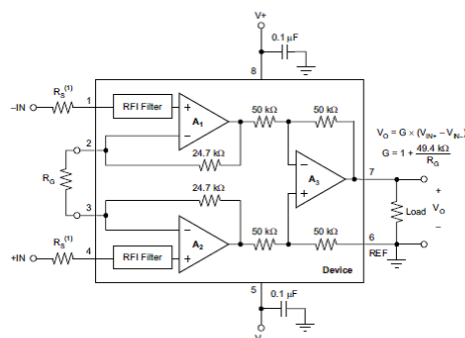
The INA826 is available in 8-pin SOIC, VSSOP, and tiny 3-mm  $\times$  3-mm WSON surface-mount packages. All versions are specified for the  $-40^{\circ}$ C to  $+125^{\circ}$ C temperature range.

#### Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
INA826	SOIC (8)	4.90 mm $\times$ 3.91 mm
	WSON (8)	3.00 mm $\times$ 3.00 mm
	VSSOP (8)	3.00 mm $\times$ 3.00 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.

#### General-Purpose Instrumentation Amplifier



(1) This resistor is optional if the input voltage stays above  $[(V^-) - 2$  V] or if the signal source current drive capability is limited to less than 3.5 mA; see the [Input Protection](#) section for more details.



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

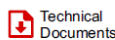
## EK C: LM358AN entegresi



Product Folder



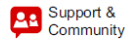
Sample &amp; Buy



Technical Documents



Tools &amp; Software



Support &amp; Community



LM158-N, LM258-N, LM2904-N, LM358-N

SNOSBT31 – JANUARY 2000 – REVISED DECEMBER 2014

## LMx58-N Low-Power, Dual-Operational Amplifiers

## 1 Features

- Available in 8-Bump DSBGA Chip-Sized Package, (See AN-1112, [SNVA009](#))
- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain: 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain): 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
  - Single Supply: 3V to 32V
  - Or Dual Supplies:  $\pm 1.5V$  to  $\pm 16V$
- Very Low Supply Current Drain (500  $\mu A$ )—Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Offset Voltage: 2 mV
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing
- Unique Characteristics:
  - In the Linear Mode the Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage Can Also Swing to Ground, even though Operated from Only a Single Power Supply Voltage.
  - The Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated.
  - The Input Bias Current is also Temperature Compensated.
- Advantages:
  - Two Internally Compensated Op Amps
  - Eliminates Need for Dual Supplies
  - Allows Direct Sensing Near GND and  $V_{OUT}$  Also Goes to GND
  - Compatible with All Forms of Logic
  - Power Drain Suitable for Battery Operation

## 2 Applications

- Active Filters
- General Signal Conditioning and Amplification
- 4- to 20-mA Current Loop Transmitters

## 3 Description

The LM158 series consists of two independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op-amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM158 series can be directly operated off of the standard 3.3-V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional  $\pm 15V$  power supplies.

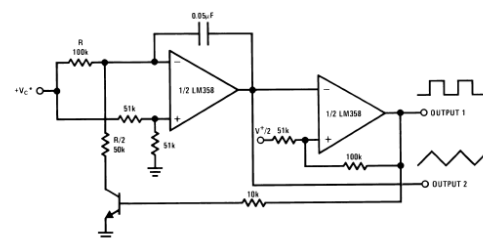
The LM358 and LM2904 are available in a chip sized package (8-Bump DSBGA) using TI's DSBGA package technology.

Device Information<sup>(1)</sup>

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM158-N	TO-CAN (8)	9.08 mm x 9.09 mm
	CDIP (8)	10.16 mm x 6.502 mm
LM258-N	TO-CAN (8)	9.08 mm x 9.09 mm
	DSBGA (8)	1.31 mm x 1.31 mm
LM2904-N	SOIC (8)	4.90 mm x 3.91 mm
	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm
	TO-CAN (8)	9.08 mm x 9.09 mm
LM358-N	DSBGA (8)	1.31 mm x 1.31 mm
	SOIC (8)	4.90 mm x 3.91 mm
	PDIP (8)	9.81 mm x 6.35 mm
	TO-CAN (8)	9.08 mm x 9.09 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the datasheet.

## Voltage Controlled Oscillator (VCO)

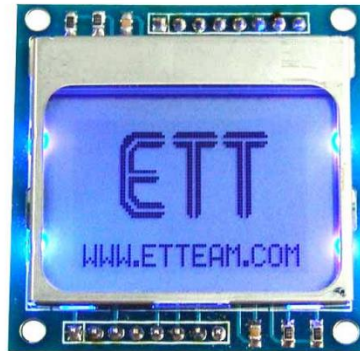


**EK D: Grafik LCD ekran modülü**

Applications of Graphic LCD Display "ET-NOKIA LCD 5110"



**User's Manual of  
Graphic LCD "ET-NOKIA LCD 5110"**

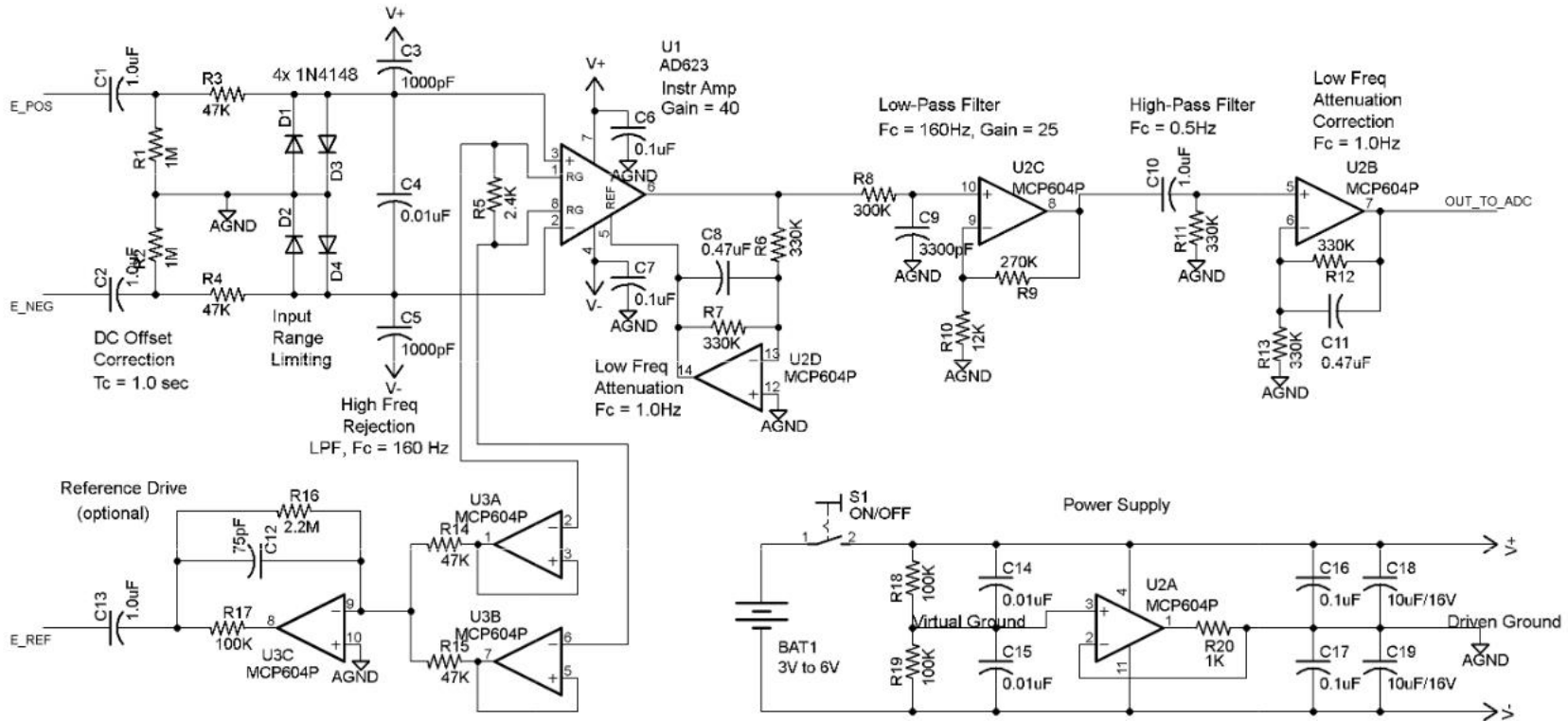


**Specifications of LCD 5110**

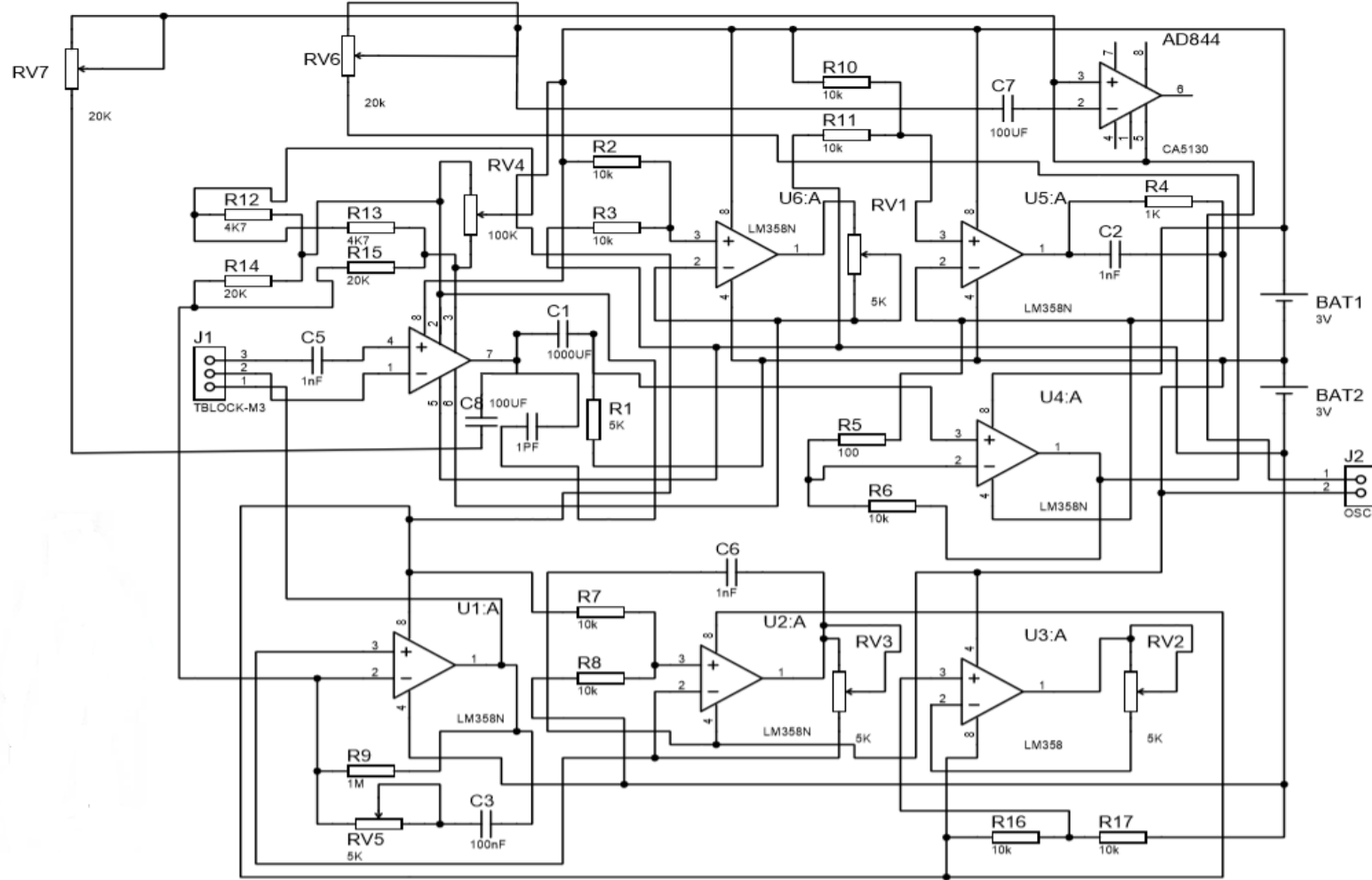
- 48 x 84 Dot LCD Display
- Serial Bus Interface with maximum high speed 4.0 Mbits/S
- Internal Controller No.PCD8544
- LED Back-Light
- Run at Voltage 2.7 -5.0 Volt
- Low power consumption; it is suitable for battery applications
- Temperature range from -25°C to +70°C
- Support Signal CMOS Input

LCD 5110 is 48 x 84 Dot LCD Graphic that has internal Controller/Driver "PCD8544" to control all displays and operations. Diagrammatic structure of internal Controller PCD8544 is shown as in figure 1.

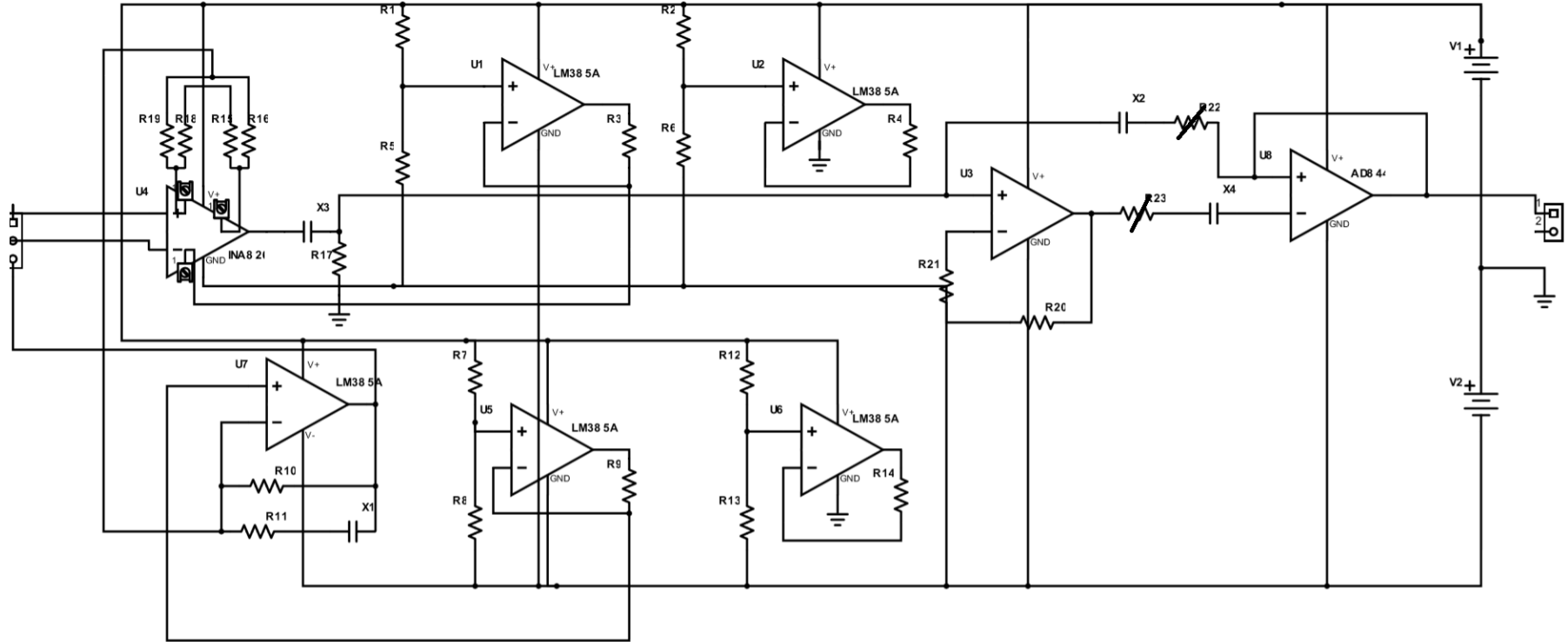
EK E: Şekil 3.32. CCII yapısı içermeyen bir EKG devresi ve bölümleri (Richard ve Chan, 2010).



EK F:Şekil 3.37. Baskı devresi gerçekleştirilen EKG devresi



EKG:Şekil 3.38. Baskı devresi gerçekleştirilen devrenin blok şeması



## ÖZGEÇMİŞ

Şükrü KİTİŞ, 22.07.1980'de Çal/DENİZLİ'de dünyaya geldi. İlkokul ortaokul ve lise eğitimini Sandıklı/AFYONKARAHİSAR'da tamamladı. 1998 yılında Sandıklı Yabancı Dil Ağırlıklı Lisesi'nden mezun oldu. 1999-2004 yıllarında Niğde Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde lisans, 2005-2008 yıllarında Niğde Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde yüksek lisans eğitimini aldı. 2009 yılında Dumlupınar Üniversitesi'nde Öğretim Görevlisi olarak çalışmaya başladı. Görevine hala devam etmektedir.