

ELEKTROKARDİYOGRAM (ECG) ÖLÇÜMÜ

1

- 1.0 DENEYİN AMACI
- 1.1 FİZYOLOJİK PRENSİPLER
- 1.2 DEVRE AÇIKLAMALARI
- 1.3 GEREKLİ ELEMANLAR
- 1.4 DENEYİN YAPILIŞI
- 1.5 DENEY SONUÇLARI
- 1.6 SORULAR

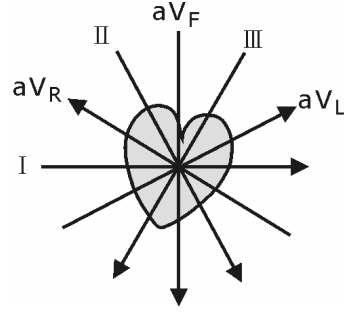
DENEY 1 ELEKTROKARDİYOGRAM (ECG) ÖLÇÜMÜ

1.0 DENEYİN AMACI

Modül öğrencilerin kalbin pompalama işlemi sırasında gerçekleşen elektriksel aktiviteleri anlamasına yardımcı olacaktır. Periyodik olarak değişen potansiyelin oluşturduğu dalga şekli elektrokardiyogram (ECG) olarak adlandırılır. Modül Wilson ağ tasarımı ve izolasyon devresi tasarımı kavramlarını bünyesinde barındırır, ve 6 farklı ECG sinyalini ölçmek için kullanılabilir.

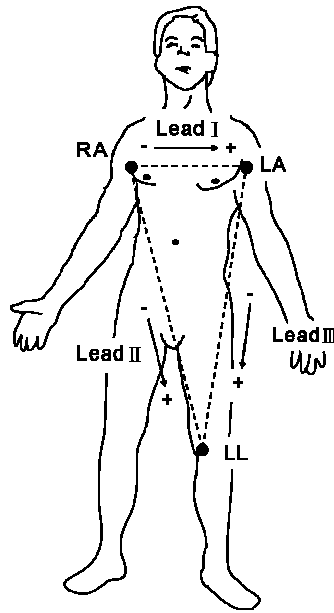
1.1 FİZYOLOJİK PRENSİPLER

İnsan kalbi kalp kaslarından (miyokardiyum) oluşur. Hareket potansiyel gerçekleştiğinde, kalp kasları kasılır. Böylece kalp tarafından vücudun her tarafına kan pompalanır. Bu hareket potansiyelden oluşan akım kalpten tüm vücuda yayılacaktır. Vücudun farklı bölümlerinde farklı akım dağılımları ile karşılaşılır. Dolayısıyla bu sinyal vücuda yapıştırılmış yüzey elektrotları ile ölçülebilecektir. Ölçülen dalga şekli elektrokardiyogram (ECG) olarak adlandırılır. Farklı elektrotlardan farklı potansiyel dalga şekilleri ve genlikleri kaydedilebilir. Kalp potansiyel eksenini temel olmak üzere, Lead I, Lead II, Lead III, aV_R , aV_L , ve aV_F 'den oluşan 6 standart elektrot vardır. Sağ ayak potansiyel toprak olarak kabul edilir, bunun sebebi potansiyel genliğinde olan çok küçük değişim ve konumunun kalbe çok uzak olmasıdır. Kalbin pompalama hareketi tamamıyla otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilmez. Kalbin hareket kaynağı bir kalp pili gibi çalışan Sinoatrial düğümdeki özel hücrelerdir. Sinoatrial düğümde gelen ritmik aksiyon potansiyeli atriumun her tarafına yayılır, ve atrial kasılma gerçekleşir. Atriumun miyokardiyal kasılması kanı karıncıklara pompalar. Aksiyon potansiyeli, karıncık, atrium, ve Purkinje lifleri arasındaki Atrioventiküler düğüm ile karıncıkların tüm bölümlerine iletilir. Bu işlemin sonucunda ventriküler kasılma gerçekleşir ve kan karıncıklardan arterlere pompalanır.



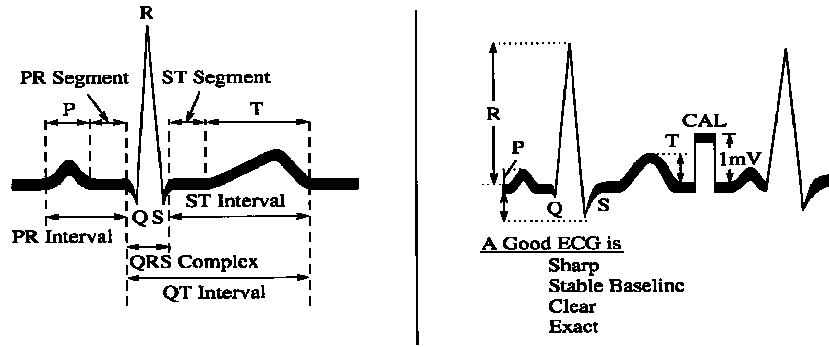
Şekil 1.1 Farklı ECG elektrotlarına karşılık gelen kalp potansiyel eksenleri

Sinirsel sinyaller atrium ve karıncıklardan geçerken, akım kardiyak dokuya yayılır ve miyokardiyal aksiyon potansiyeli üretimine neden olur. Aksiyon potansiyelinin bazı bölümleri vücut yüzeyine yansır. Sonuç olarak, eğer elektrotlar vücut üzerinde doğru bölgelere yerleştirilmişse, kalbin kasılma ve gevşeme sürelerinde zamanla değişen bir potansiyel dalga şekli elde edilebilir, işte bu dalga şekilleri ECG ismiyle adlandırılır. Şekil 1.1'de farklı ECG elektrotlarından sinyaller ölçmek için kullanılan potansiyel eksenlerini göstermektedir. Kardiyak potansiyelin insan vücudunun ön yüzüne yansıtılmasına kardiyak vektör adı verilir. Yansıtılan vektörler tarafından oluşturulan iki eksen arasında 60 derece vardır. Dört eksenin yönleri elektrot konumlarından bağımsızdır. Bu kavram Willen Einthoven adlı Hollandalı bir fizyolog tarafından bulunmuştur. Şekil 1.2'de gösterilen bu üçgen Einthoven üçgeni olarak adlandırılır.



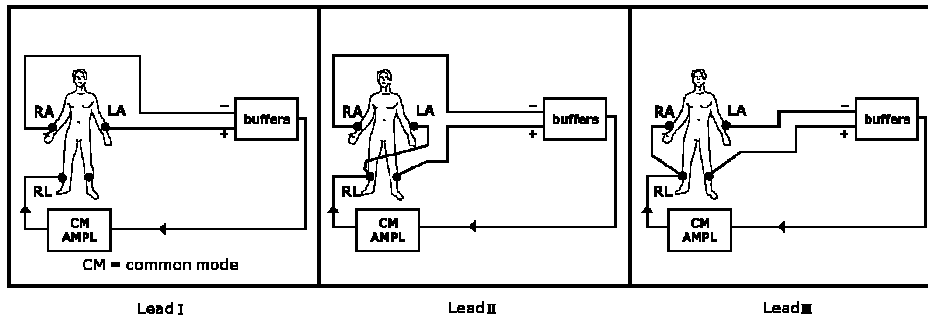
Şekil 1.2 Einthoven üçgeni

Şekil 1.3, P dalgası, QRS dalgası ve T dalgasından oluşan normal bir ECG görüntüsüdür. P dalgası atrial kasılmanın depolarizasyonu tarafından üretilen akıma göre oluşur, QRS dalgası ventriküler kasılmadan önceki depolarizasyona bağlı olarak oluşur, ve T dalgası ventriküler repolarizasyon tarafından üretilir.

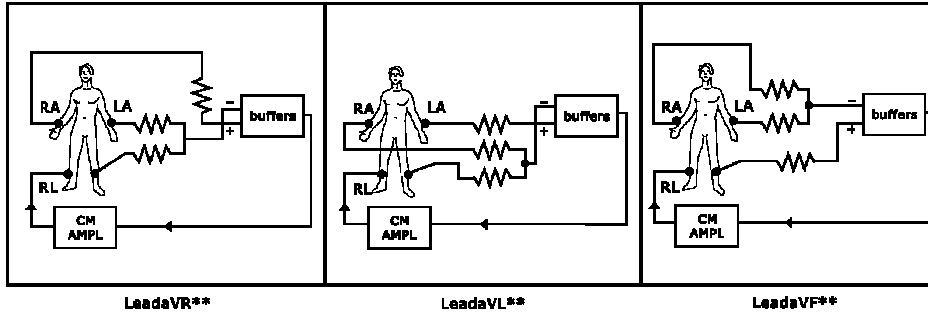


Şekil 1.3 ECG dalgaları süre ve genlikleri

Şekil 1.4 Lead I, Lead II, ve Lead III ile yapılan farklı vektör yönlerindeki bipolar ölçümleri gösterir. Ünipolar ölçümde, eller ve ayaklardaki iki potansiyelin ortalaması sinyal toprağı olarak referans alınır (Şekil 1.5). Ünipolar ölçümler üçe ayrılır: artırılmış sağ kol gerilimi (aVR), artırılmış sol kol gerilimi (aVL), ve artırılmış ayak gerilimi (aVF).



Şekil 1.4 Bipolar ölçümler

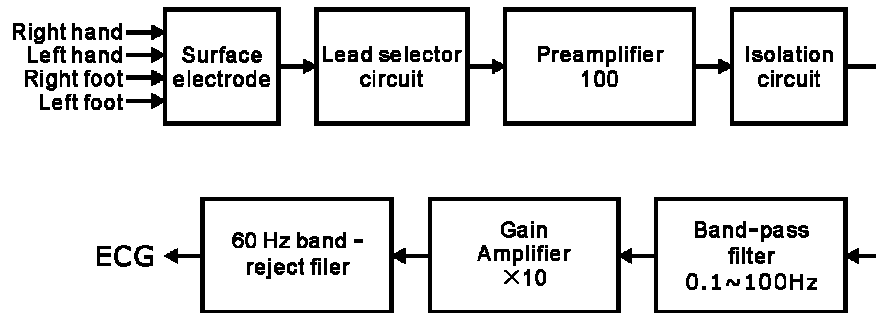


Şekil 1.5 Ünipolar ölçümler

1.2 DEVRE AÇIKLAMALARI

1. ECG Ölçümü Devresi Blok Diyagramı

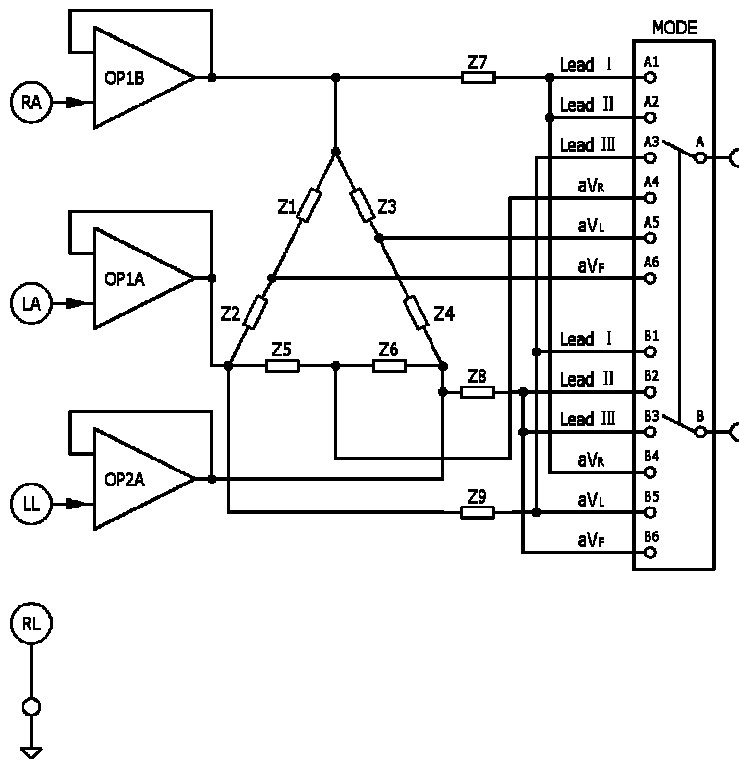
Önceki sayfada açıklandığı gibi el ve ayaklara bağlanan elektrotlarla yapılan ölçümlerde, sağ ayak her zaman referans toprak olarak kullanılır. Sağ kol, sol kol ve sol ayak arasındaki bağlantı kombinasyonları ile Lead I, Lead II, Lead III, aV_R , aV_L , ve aV_F' den oluşan altı ECG sinyali ölçülebilir. Donanım maliyetleri göz önüne alındığında, genellikle tek-kanallı çok-uçlu bir devre tasarlanmıştır. Genelde, frekans aralığı 0.1~100Hz'dir ve normal bir ECG sinyalinin maksimum genliği 1mV'dir. Ayrıca, ECG ölçümü için bir devre tasarlanırken, güç kaynağı yada ölçüm cihazlarından kaynaklanabilecek kaçaklar nedeniyle kullanım sırasında oluşabilecek elektrik çarpmalarından sakınmak için devreye bir izolasyon sistemi kurulmalıdır.



Şekil 1.6 ECG Ölçümü Devresi Blok Diyagramı

Şekil 1.6 ECG ölçümü devresinin blok diyagramını gösterir. ECG ölçümünde, el ve ayaklara yerleştirilen yüzey elektrotları (yada kelepçe elektrotlar) çok zayıf ve zamanla değişen bir potansiyeli algılamak için kullanılırlar. Lead seçici devre elektrot ile vücut derisi arasındaki empedansı eşlemek üzere bir gerilim takip eden devre içerir, bu devre ECG algılaması hassasiyetini artırır. Seçici devredeki üçgen seçim ağı Şekil 1.4 ve Şekil 1.5'de gösterilen çeşitli ölçüm modları temel alınarak gerçekleştirilmiştir. ECG vektörlerinden ünipolar sinyalleri almak için kazancı 100 olan bir enstrümantasyon kuvvetlendirici ön-kuvvetlendirici olarak kullanılmıştır. Buradaki izolasyon devresinin amacı sinyaller ile güç kaynağı hattını birbirinden ayırmaktır, ve optik olarak yada gerilim dönüştürücü olarak gerçekleştirilebilir. Bant geçiren filtrenin bant genişliği 0.1~100Hz'dir, ve kazanç kuvvetlendirici filtreden gelen sinyali 10 katına büyütür. Sinyal 60 Hz bant geçirmeyen filtreden geçmişse, işlenen sinyali göstermek için bir osiloskop kullanılabilir.

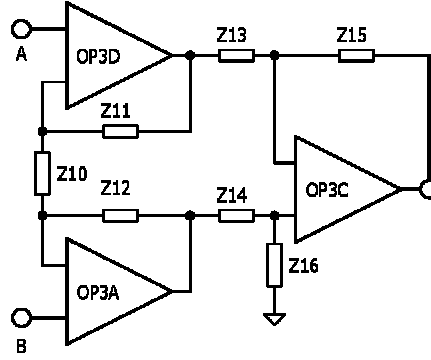
2. Uç (Lead) Seçici Devre



Şekil 1.7 ECG Lead seçimi devresi

Şekil 1.7'de gösterildiği gibi Lead Seçici devrede, OP1 ve OP2 gerilim takip eden kuvvetlendiricilerdir. Seçici devrenin giriş direncini yükseltmek amacıyla, OP1 ve OP2 JFET işlemsel kuvvetlendiricilerden seçilmişlerdir. Z1~Z9 dirençleri üçgen ağ devresi için kullanılan eşdeğer dirençlerdir. Bipolar ölçümde OP1B~Z7 ve OP1A~Z9 Lead I için, OP1B~Z7 ve OP2A~Z8 Lead II için, OP1A~Z9 ve OP2A~Z8 Lead III için, ve RL toprak referansı olarak sağ ayağa takılmak içindir. Ünipolar ölçümde OP1A~Z5 ile OP2~Z6 ve OP1B~Z7 aVR için, OP1B~Z3 ile OP2A~Z4 ve OP1A~Z9 aVL için, ve OP1B~Z1 ile OP1A~Z2 ve OP2A~Z8 aVF içindir.

3. Ön-kuvvetlendirici Devre

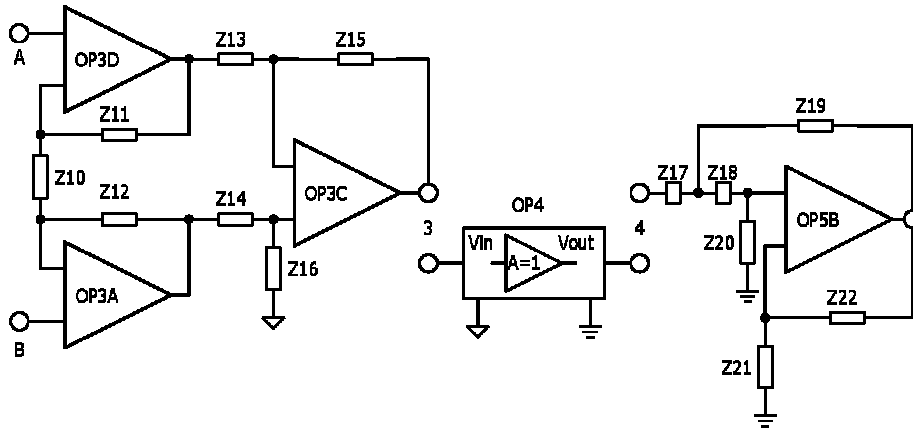


Şekil 1.8 Ön-kuvvetlendirici Devre

Şekil 1.8 OP3enstrümantasyon kuvvetlendiriciden oluşan ön-kuvvetlendirici devreyi göstermektedir. Z11=Z12, Z13=Z14 ve Z15=Z16 olduğunda kazanç şu şekilde hesaplanabilir (Denklem 1.1):

$$A_v = \frac{Z_{15}}{Z_{13}} \left(1 + \frac{2Z_{11}}{Z_{10}} \right) \quad (1.1)$$

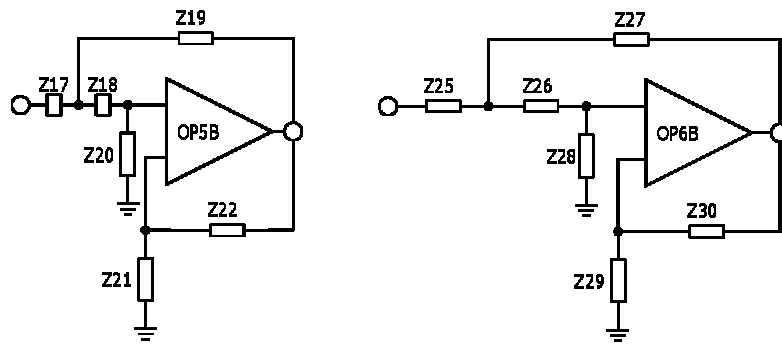
4. İzolasyon Devresi



Şekil 1.9 İzolasyon Devresi

Şekil 1.9'da gösterildiği gibi, izolasyon devresi OP4'ten oluşmaktadır. Burada, sinyalin izolasyonu optik kuplaj ile sağlanmıştır.

5. Bant-Geçiren Filtre Devresi



(A) 2-sıra Yüksek-Geçiren Filtre (B) 2-sıra Düşük-Geçiren Filtre

Şekil 1.10 Filtre Devreleri.

İzolasyon devresinden geçen ECG sinyalinin DC bileşen seviyesini azaltmak amacıyla, Şekil 1.10A'da gösterildiği gibi bir aktif 2-sıra yüksek geçiren filtre oluşturmak için OP5B kullanılmıştır. Filtrenin köşe frekansı (f_H) 0.1Hz'e ayarlanmıştır, ve bu değer Z17, Z18, Z19 ve Z20 kullanılarak, Denklem 1.2'de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$f_H = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{17}Z_{18}Z_{19}Z_{20}}} \quad (1.2)$$

Kutup tasarımı Denklem 1.3'te açıklanmıştır,

$$\frac{(Z_{21} + Z_{22})}{Z_{21}} = 1.56 \quad (1.3)$$

burada, yüksek-geçiren filtreden kaynaklanan anlık (transient) dalgalanmaları azaltmak amacıyla özellikle 1 Hz bant genişliği seçilmiştir. Bir aktif 2-sıra düşük-geçiren filtre yapmak için OP6B kullanılmıştır, bkz. Şekil 1.10B. Filtrenin köşe frekansı (f_L) 100 yada 40Hz'e ayarlanır, ve bu değer Z25, Z26, Z27 ve Z28 kullanılarak Denklem 1.4'te gösterildiği gibi hesaplanabilir.

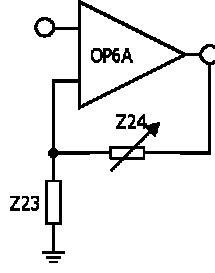
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{Z_{25}Z_{26}Z_{27}Z_{28}}} \quad (1.4)$$

Kutup tasarımı Denklem 1.5'de açıklanmıştır,

$$\frac{(Z_{29} + Z_{30})}{Z_{29}} = 1.56 \quad (1.5)$$

Köşe frekansı 40Hz'e ayarlandığında düşük geçiren filtre, sadece güç kaynağından kaynaklanan 60Hz girişimden korunmak için değil, aynı zamanda merkez frekansı 60Hz olacak bir bant-geçirmeyen filtre gereksinimini de ortadan kaldıracaktır. Böylece, bu tasarım faz bozunumunu azaltabilir.

6. Kazanç Kuvvetlendiricisi

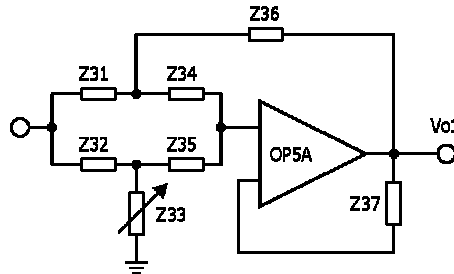


Şekil 1.11 Evirmeyen Kuvvetlendirici

Şekil 1.11, OP6A kullanılarak gerçekleştirilmiş bir evirmeyen kuvvetlendiriciyi göstermektedir. Kuvvetlendiricide, Z24 kazanç ayarı için kullanılır. Kazanç ifadesi Denklem 1.6'da açıklanmıştır:

$$A_V = \frac{(Z_{23} + Z_{24})}{Z_{23}} \quad (1.6)$$

7. Bant-Geçirmeyen Filtre Devresi



Şekil 1.12 Bant-Geçirmeyen Filtre

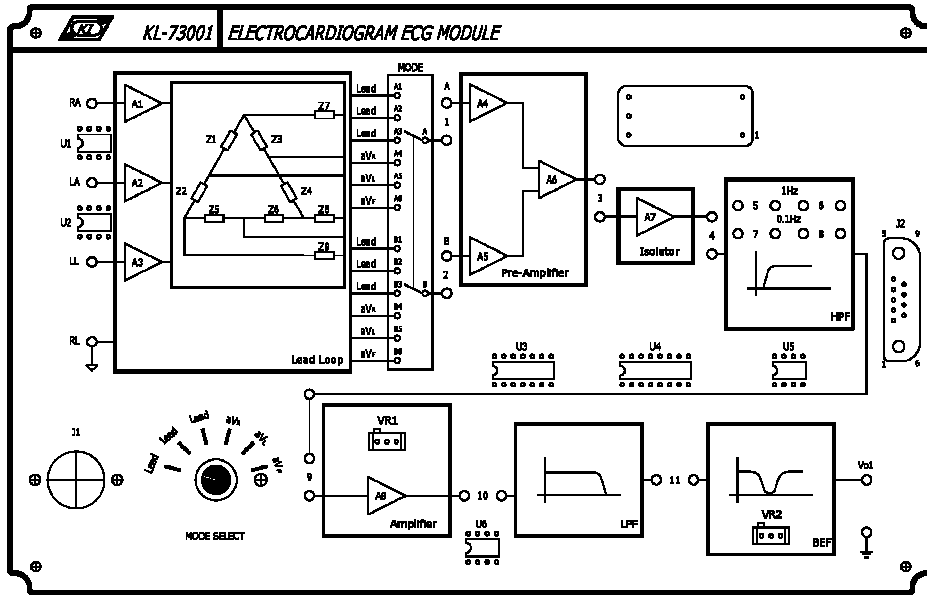
OP5A, Z31, Z32, Z33, Z34, Z35 ve Z36'yı içeren bir RC devresinden oluşan bir çift-T bant-geçirmeyen filtre Şekil 1.12'de gösterilmektedir. $Z_{31}=Z_{34}$, $Z_{32}=Z_{35}$, $Z_{33}=0.5 \times R_{31}$ ve $Z_{36}=2 \times Z_{32}$ ise, engellenecek frekans Denklem 1.7'deki gibi hesaplanabilir.

$$f = \frac{1}{2\pi \sqrt{Z_{31} Z_{32} Z_{34} Z_{35}}} \quad (1.7)$$

1.3 GEREKLİ ELEMANLAR

1. KL-71001 Ana Kontrolör
2. KL-73001 Deney Modülü
3. Kelepçe Uçlu Elektrot
4. Dijital Bellekli Osiloskop (ekstra donanım)
5. ECG Simülatörü (ekstra donanım)
6. Temizlik Bezi (swab)
7. 10 mm Bağlantı Fişleri
8. Elektrot Kabloları
9. HUB
10. D-sub 9-9 kablo

1.4 DENEYİN YAPILIŞI



Şekil 1.13 ECG Ölçüm Modülü

1. Yüksek-Geçiren Filtre Karakteristikleri deneyi

- (1) KL-73001'in J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. Herhangi iki devre bloğu arasında bir bağlantı fişine ihtiyaç yoktur.

- (2) KL-71001'in fonksiyon üretici çıkışını KL-73001'in '4' numaralı terminal girişine, KL-71001'in GND terminalini KL-73001'in sağ toprak terminaline bağlayınız. Fonksiyon üretcinin sinüsoidal frekansını maksimum değerine, genliğini 1 Vpp değerine ayarlayınız. KL-73001'in 5 ve 6 ile işaretli girişlerini bir bağlantı fişi ile bağlayınız. Fonksiyon üretci çıkışını osiloskobun CH1 kanalına, ve HPF çıkış terminalini osiloskobun CH2 kanalına bağlayınız.
- (3) Frekansı değişik değerlere ayarlayınız, ve yüksek-geçiren filtrenin çıkış genliğini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.1'de gösterilen yere kaydediniz.
- (4) Tablo 1.1'deki sonuçlara bakarak, yüksek-geçiren filtrenin karakteristik eğrisini Sonuçlar bölümünde Tablo 1.2'de gösterilen yere çizin.
- (5) 5 ile 6 arasındaki bağlantıyı çıkarıp, 7 ve 8 ile işaretli girişleri birbirine bağlayınız. 0.1 Hz için ölçüm yapmak mümkün değildir, çünkü fonksiyon üretci tarafından üretilebilen minimum frekans 1 Hz'dir. 0.1Hz için ölçüm yapmak için 0.1Hz üretebilen bir fonksiyon üretcine ihtiyaç vardır.
- (6) 3. ve 4. adımları tekrarlayınız, ve sonuçları Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.1 ve 1.2'de gösterilen boş yerlere kaydediniz.

2. Kuvvetlendirici Deneyi

- (1) KL-73001'in J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. Herhangi iki devre bloğu arasında bir bağlantı fişine ihtiyaç yoktur.
- (2) KL-71001'in fonksiyon üretici çıkışını KL-73001'in '9' numaralı terminal girişine, KL-71001'in GND terminalini KL-73001'in sağ toprak terminaline bağlayınız. VR1'i saat yönüne ters yönde çevirerek minimum değerine getiriniz (ses sinyali duyulur). Fonksiyon üretci çıkışını osiloskobun CH1 kanalına, ve "Amplifier" çıkış terminalini osiloskobun CH2 kanalına bağlayınız.
- (3) Fonksiyon üretcinin sinüsoidal frekansını 100Hz değerine, genliğini 50mVpp değerine ayarlayınız. Kuvvetlendirici çıkış genliğini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.3'te gösterilen yere kaydediniz.

- (4) VR1'i saat yönünde çevirerek maksimum değerine getiriniz.
- (5) Eğer kuvvetlendirici çıkışı doyma bölgesindeyse, bozunumdan korunmak için fonksiyon üretcinin çıkış genliğini azaltınız.

3. Düşük-Geçiren Filtre Karakteristikleri deneyi

- (1) KL-73001'in J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. Herhangi iki devre bloğu arasında bir bağlantı fişine ihtiyaç yoktur.
- (2) KL-71001'in fonksiyon üretci çıkışını KL-73001'in '10' numaralı terminal girişine, KL-71001'in GND terminalini KL-73001'in sağ toprak terminaline bağlayınız. Fonksiyon üretcinin sinüsoidal frekansını minimum değerine, genliğini 1 Vpp değerine ayarlayınız. Fonksiyon üretci çıkışını osiloskobun CH1 kanalına, ve LPF çıkış terminalini osiloskobun CH2 kanalına bağlayınız. (3) Frekansı değişik değerlere ayarlayınız, ve düşük-geçiren filtrenin çıkış genliğini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.4'te gösterilen yere kaydediniz.
- (4) Tablo 1.4'teki sonuçlara bakarak, düşük-geçiren filtrenin karakteristik eğrisini Sonuçlar bölümünde Tablo 1.5'de gösterilen yere çiziniz.

4. Bant-Geçirmeyen Filtre Karakteristikleri deneyi

- (1) KL-73001'in J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. Herhangi iki devre bloğu arasında bir bağlantı fişine ihtiyaç yoktur.
- (2) KL-71001'in fonksiyon üretci çıkışını KL-73001'in '11' numaralı terminal girişine, KL-71001'in GND terminalini KL-73001'in sağ toprak terminaline bağlayınız. Fonksiyon üretcinin sinüsoidal frekansını minimum değerine, genliğini 1 Vpp değerine ayarlayınız. Fonksiyon üretci çıkışını osiloskobun CH1 kanalına, ve BEF çıkış terminalini osiloskobun CH2 kanalına bağlayınız. VR2'yi orta değerine getiriniz.
- (3) Frekansı değişik değerlere ayarlayınız, ve bant-geçirmeyen filtrenin çıkış genliğini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.6'da gösterilen yere kaydediniz.

- (4) Tablo 1.6'daki sonuçlara bakarak, bant-geçirmeyen filtrenin karakteristik eğrisini Sonuçlar bölümünde Tablo 1.7'de gösterilen yere çiziniz.
- (5) Tablo 1.6'daki sonuçlara bakarak, VR2'nin değerini belirleyiniz. Giriş frekansı 60 Hz iken BEF çıkışı minimum olmalıdır.

5. Simüle Edilmiş ECG Deneyi (ekstra donanım)

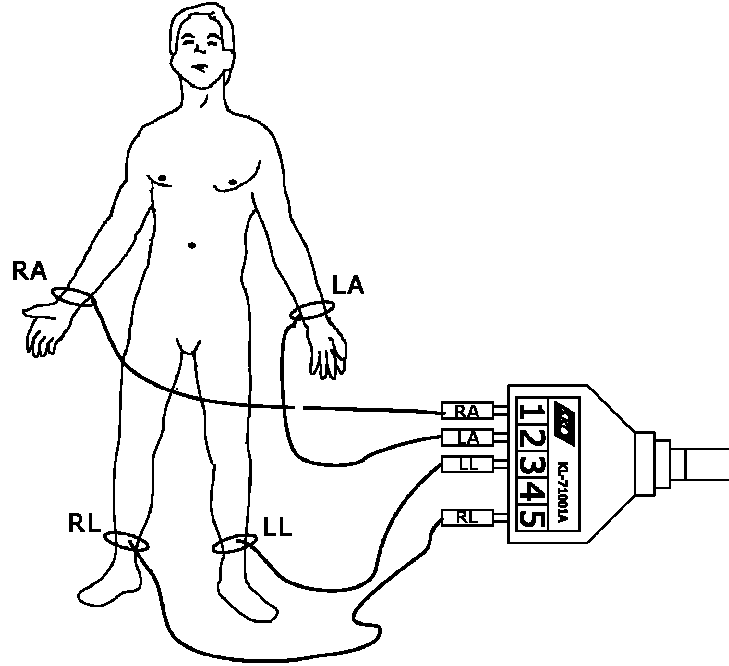
**** ECG simülatör çıkışını standart olarak referans alınız (ECG simülatörü ekstra donanım olduğundan ayrıca satın alınmalıdır).**

- (1) KL-73001'in J1 bağlantı yuvasını hub'a bağlayınız, J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. 1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, ve 11 ile işaretli noktaları bağlantı fişleri ile bağlayınız. Vo1 çıkış terminalini osiloskoba bağlayınız.
- (2) KL-73001 modülünü seçmek için KL-71001'in INPUT SELECT düğmesini kullanınız (LCD ekrana bakınız). KL-71001 ön panelindeki IN1, IN2, IN3, ve IN5 LED'leri yanar. Bunun anlamı giriş sinyallerinin bu giriş terminallerine bağlanması gerektiğidir.
- (3) ECG simülatörünün çıkışını hub'a bağlayınız. RA→IN1, LA→IN2, LL→IN3, ve RL→IN5. Dakikada 60 atış yada farklı bir değer seçiniz.
- (4) MODE SELECT düğmesini Lead I'e getiriniz. Kuvvetlendiricideki VR1'i orta değerine ayarlayınız. Çıkış dalga şekli gürültüsü en az olacak şekilde VR2'yi ayarlayınız. Vo1 çıkışını Sonuçlar bölümünde Tablo 1.8'de gösterilen yere kaydediniz.
- (5) HPF frekansını 0.1Hz'e getiriniz, ve çıkıştaki etkisini gözlemleyiniz.
- (6) Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, ve aVF sinyallerinin dalga şekillerini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.8'de gösterilen yerlere kaydediniz.
- (7) Osiloskop giriş kaplinini AC kaplin konumuna getiriniz.

6. Gerçek ECG Deneyi (ECG sinyalleri bir dijital bellekli osiloskop tarafından kaydedilir)

**** İnsan üzerinde ECG deneyi**

- (1) KL-73001'in J1 bağlantı yuvasını hub'a bağlayınız, J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. 1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, ve 11 ile işaretli noktaları bağlantı fişleri ile bağlayınız. Vo1 çıkış terminalini osiloskoba bağlayınız.
- (2) KL-73001 modülünü seçmek için KL-71001'in INPUT SELECT düğmesini kullanınız (LCD ekrana bakınız). KL-71001 ön panelindeki IN1, IN2, IN3, ve IN5 LED'leri yanar. Bunun anlamı giriş sinyallerinin bu giriş terminallerine bağlanması gerektiğidir.
- (3) Kelepçe uçlu elektrotları ıslatınız ve iki kol ve iki ayak bileğine bağlayınız. Genellikle elektrotların takılacağı bölgeleri temizlik bezi ile temizlemeniz gerekir.
- (4) Altındaki resme bakarak, elektrotları kablolarına takınız, ve elektrot kablolarını hub'daki yuvalara takınız. RA→IN1, LA→IN2, LL→IN3, ve RL→IN5.



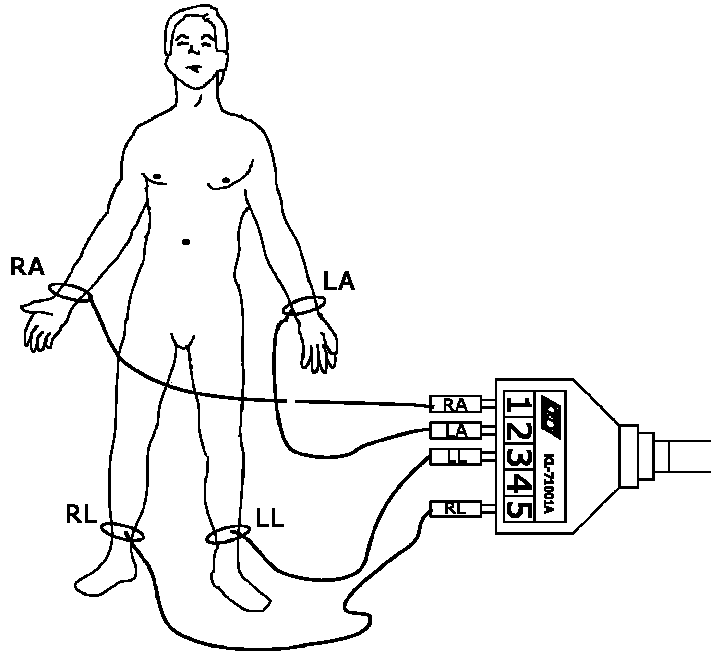
Kelepçe Uçlarının Takılacağı Yerler ve Kabloların Hub Bağlantıları.

- (5) Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, ve aVF sinyallerinin dalga şekillerini Sonuçlar bölümündeki Tablo 1.9'da gösterilen yerlere kaydediniz.

7. Gerçek ECG Deneyi (ECG sinyalleri RS232 arayüzü ile bir bilgisayar tarafından kaydedilir)

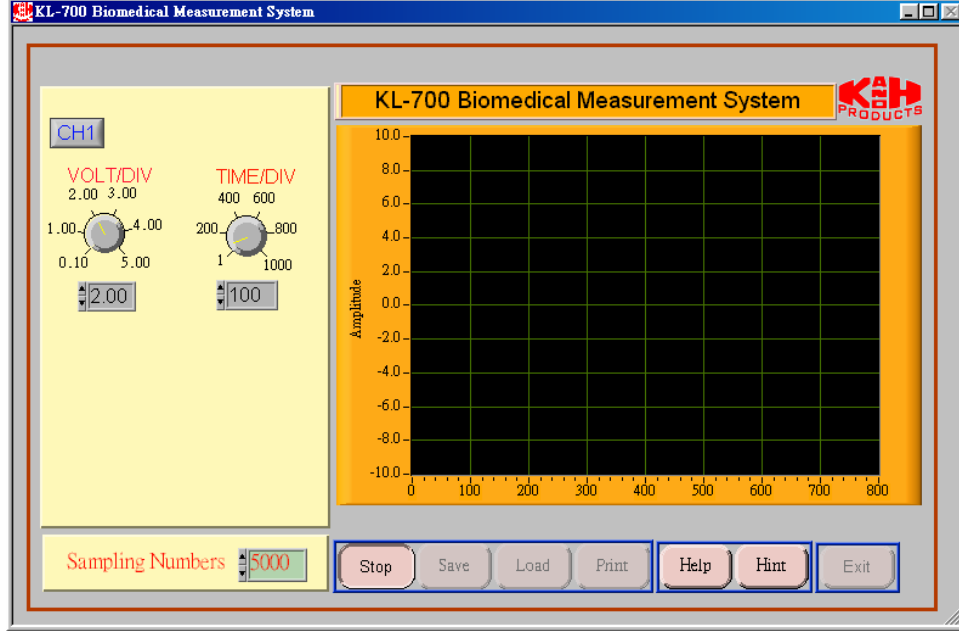
** İnsan üzerinde ECG deneyi

- (1) KL-73001'in J1 bağlantı yuvasını hub'a bağlayınız, J2 bağlantı yuvasını KL-71001'in MODULE OUTPUT terminaline bağlayınız. 1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, ve 11 ile işaretli noktaları bağlantı fişleri ile bağlayınız. Vo1 çıkış terminalini osiloskoba bağlayınız.
- (2) KL-73001 modülünü seçmek için KL-71001'in INPUT SELECT düğmesini kullanınız (LCD ekrana bakınız). KL-71001 ön panelindeki IN1, IN2, IN3, ve IN5 LED'leri yanar. Bunun anlamı giriş sinyallerinin bu giriş terminallerine bağlanması gerektiğidir.
- (3) Kelepçe uçlu elektrotları ıslatınız ve iki kol ve iki ayak bileğine bağlayınız. Genellikle elektrotların takılacağı bölgeleri temizlik bezi ile temizlemeniz gerekir.
- (4) Alttaki resme bakarak, elektrotları kablolarına takınız, ve elektrot kablolarını hub'daki yuvalara takınız. RA→IN1, LA→IN2, LL→IN3, ve RL→IN5.

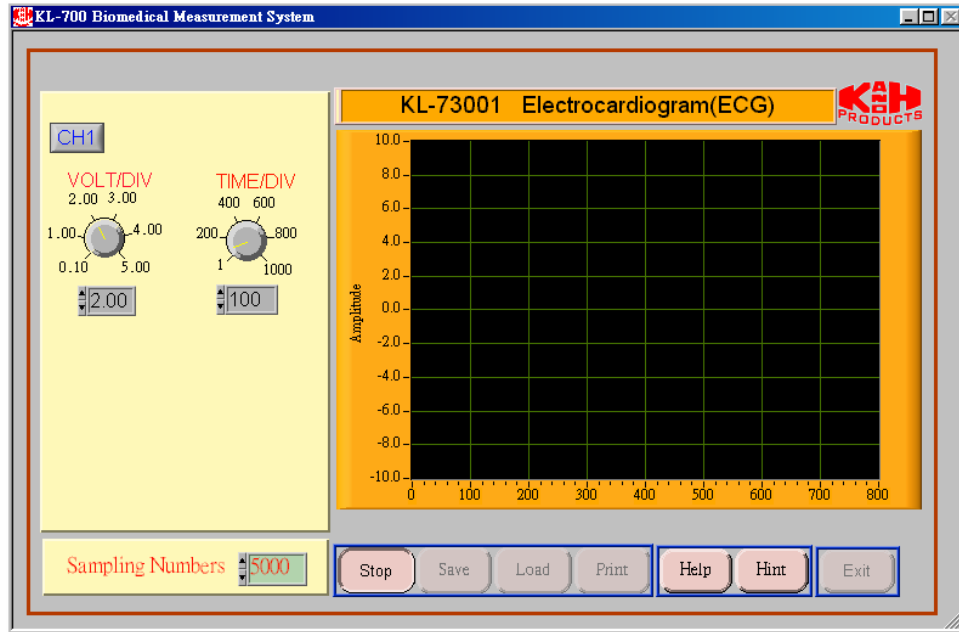


Kelepçe Uçlarının Takılacağı Yerler ve Kabloların Hub Bağlantıları.

- (5) 9-pin RS232 kablosunu bilgisayarın iletişim portuna bağlayınız.
- (6) KL-700 Biyomedikal Ölçüm Sistemi yazılımını çalıştırınız. Detaylı yükleme ve kullanım bilgileri için Bölüm 0'a bakınız.
- (7) Sistem yüklendiğinde alttaki görüntü ekrana gelecektir.



- (8) Altteki görüntünün ekrana gelmesi için 'Acqu' tuşuna basınız, örnekte KL-73001 ECG Kayıt ekranı görünmektedir.



(9) VOLT/DIV ve TIME/DIV düğmelerini uygun şekilde ayarlayarak sinyal dalga şekillerini ekranın ortasına getiriniz. Lead I, Lead II, Lead III, aVR, aVL, ve aVF sinyallerinin dalga şekillerini kaydediniz.

1.5 SONUÇLAR

Tablo 1.1 Yüksek Geçiren Filtre Karakteristikleri deneyi

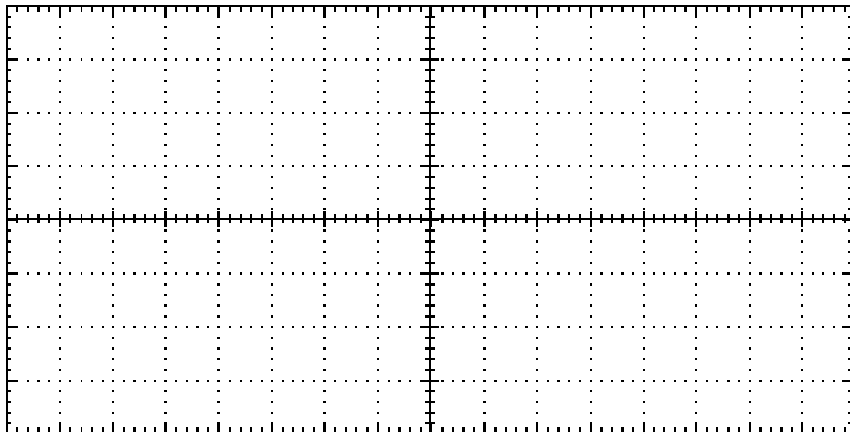
Bağlantı fişi 5 ile 6'da 1Hz

Frekans	1KHz	500Hz	100Hz	10Hz	5Hz	4Hz	3Hz	2Hz	1Hz
HPF çıkışı (Vpp)									

Bağlantı fişi 7 ile 8'de 0.1Hz

Frekans	1KHz	100Hz	10Hz	5Hz	4Hz	3Hz	2Hz	1Hz	0.1Hz
HPF çıkışı (Vpp)									

Tablo 1.2 Yüksek-Geçiren Filtre Karakteristik Eğrisi



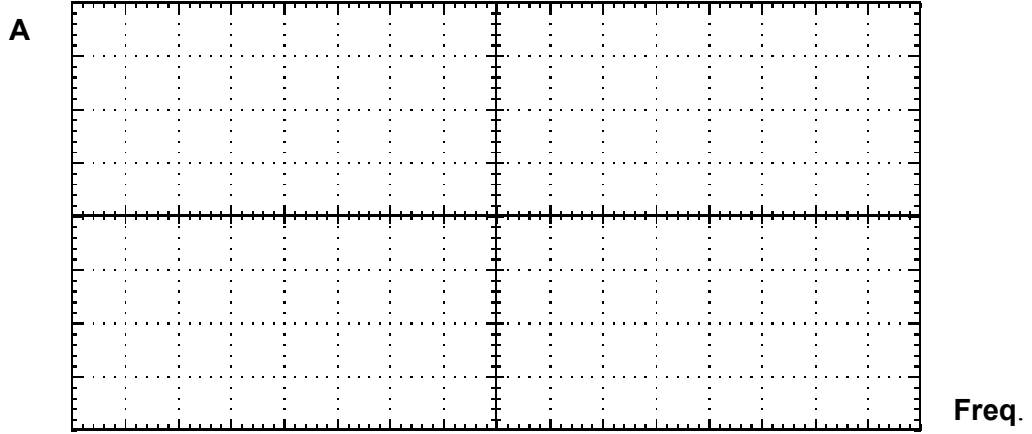
Tablo 1.3 Kuvvetlendirici Deneyi

Kuvvetlendirici kazancı	Kuvvetlendirilmiş çıkış
VR1 → minimum	
VR2 → maksimum	

Tablo 1.4 Düşük-Geçiren Filtre Karakteristikleri deneyi

Frekans	1Hz	2Hz	3Hz	50Hz	60Hz	80Hz	90Hz	100Hz	200Hz
LPF çıkışı (Vpp)									

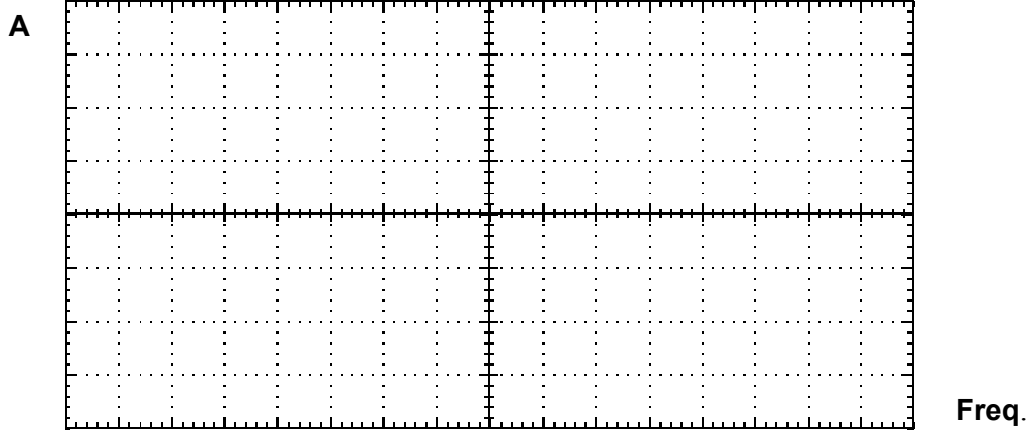
Tablo 1.5 Düşük Geçiren Filtre Karakteristik Eğrisi



Tablo 1.6 Bant-Geçirmeyen Filtre Karakteristikleri deneyi

Frekans	1Hz	10Hz	20Hz	30Hz	50Hz	60Hz	100Hz	500Hz	1KHz
BEF çıkışı (Vpp)									

Tablo 1.7 Bant Geçirmeyen Filtre Karakteristik Eğrisi



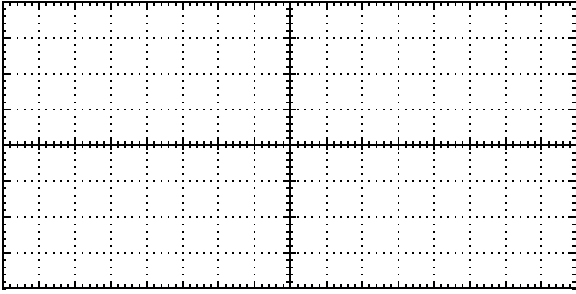
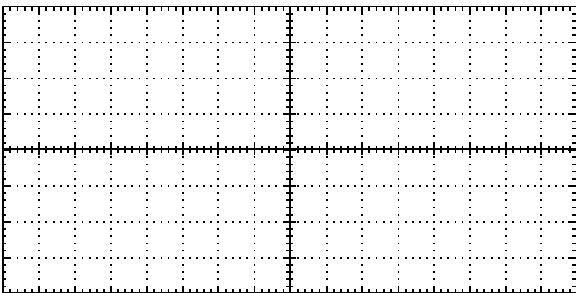
Tablo 1.8 Simüle Edilmiş ECG Deneyi

** ECG simülatörünün çıkışını standart olarak referans alınız (ECG simülatörü ekstra donanım olduğundan ayrıca satın alınmalıdır).

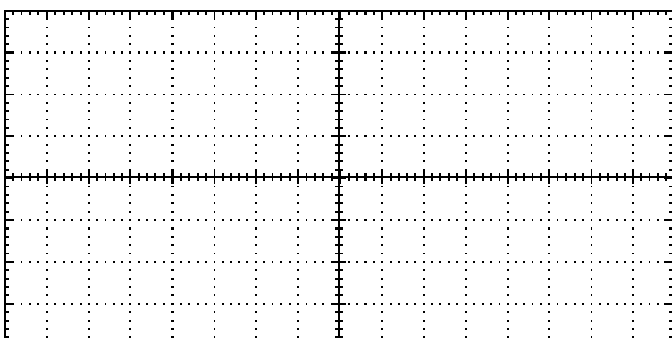
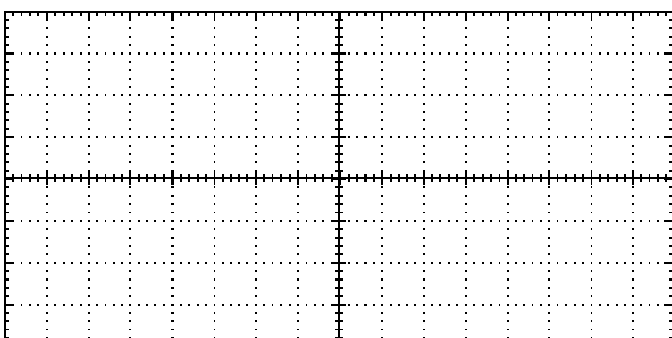
Lead I Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

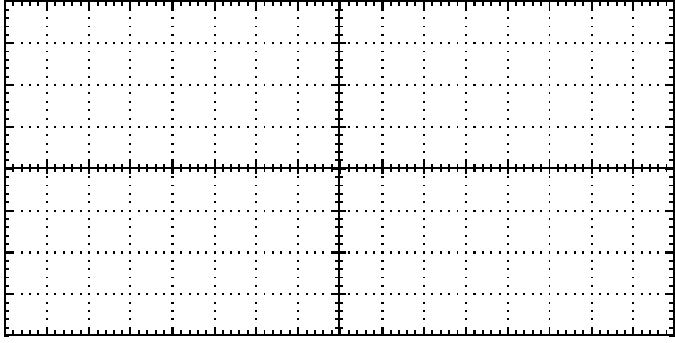
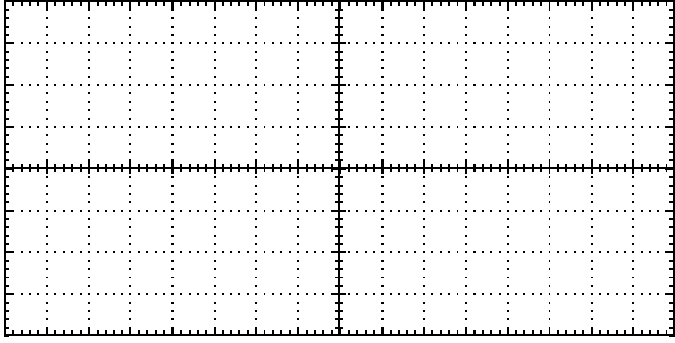
Lead II Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

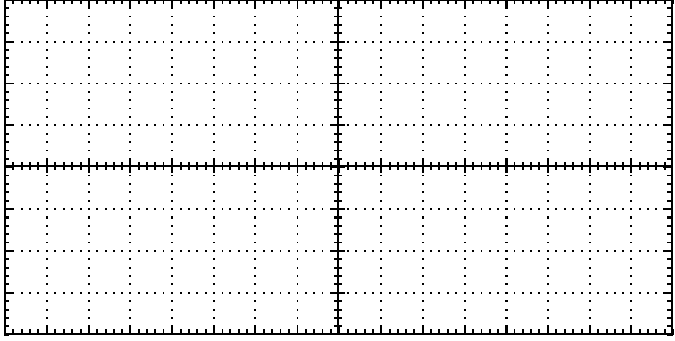
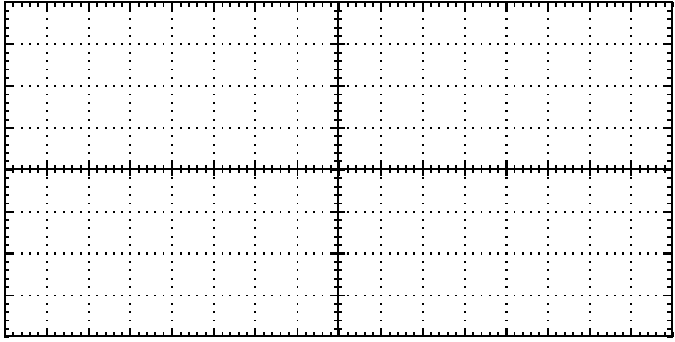
Lead III Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

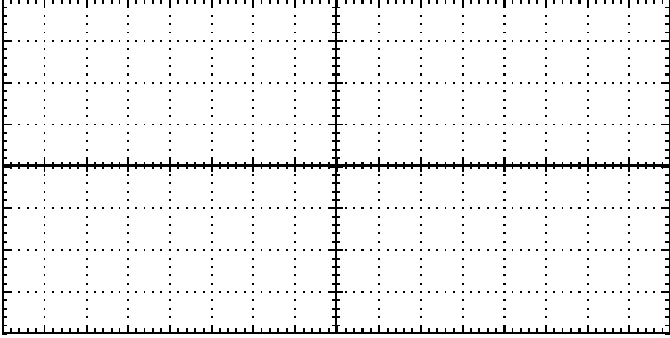
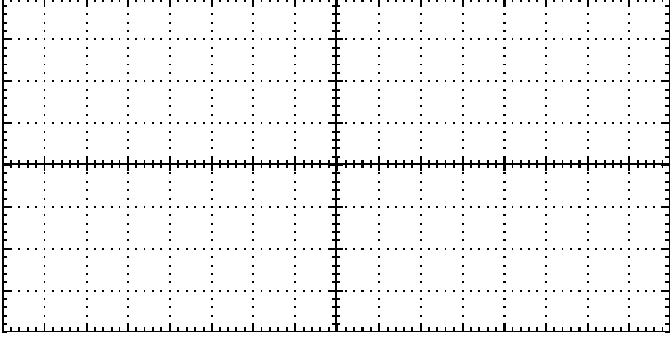
aVR Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

aVL Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

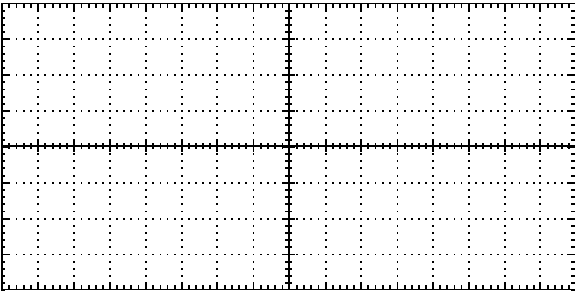
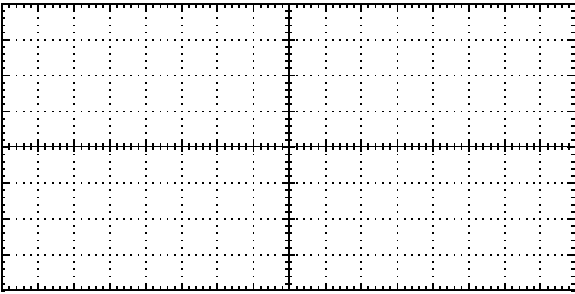
aVF Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

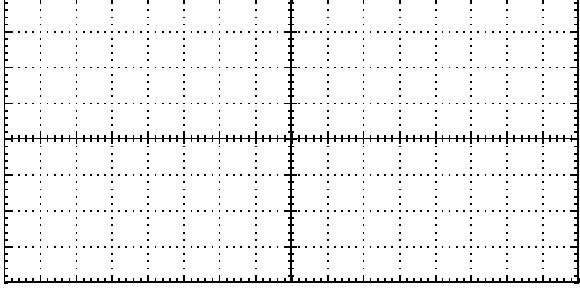
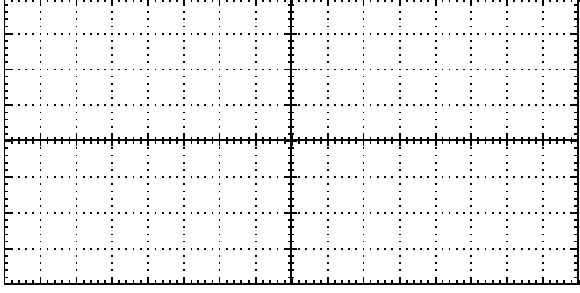
Tablo 1.9 Gerçek ECG Deneyi

** Gerçek İnsan Üzerinde ECG Deneyi

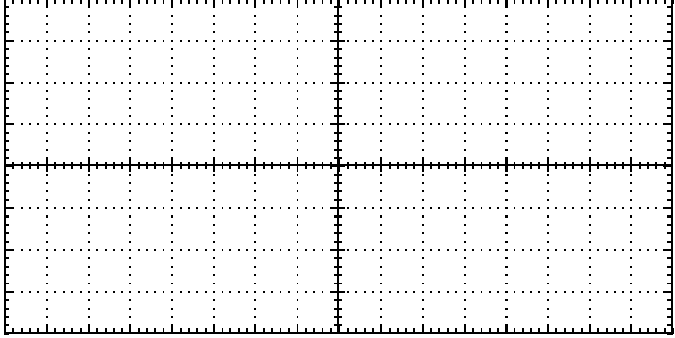
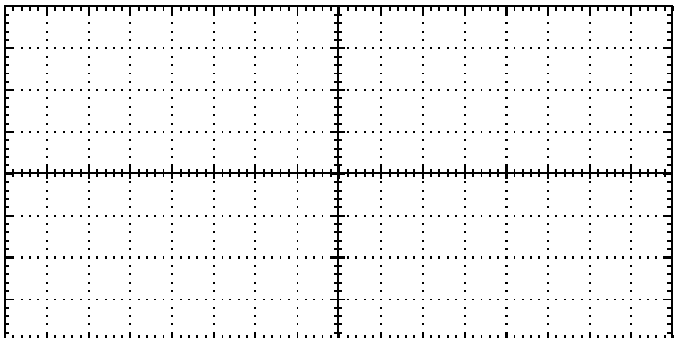
Lead I Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

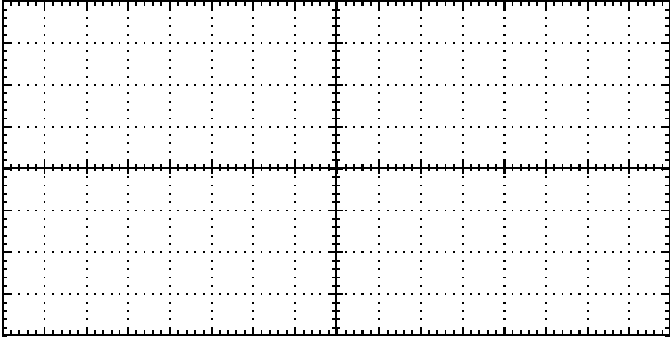
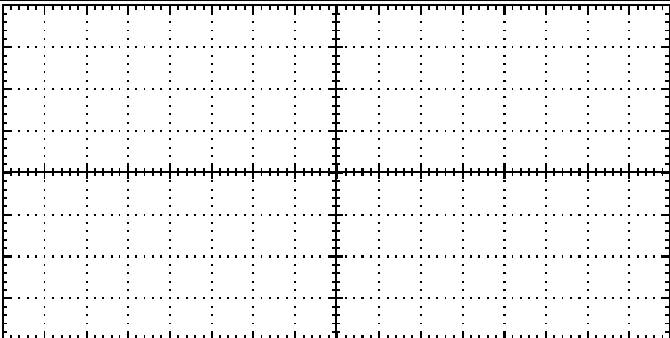
Lead II Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

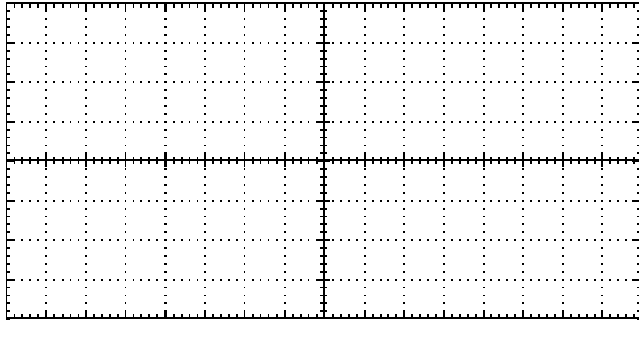
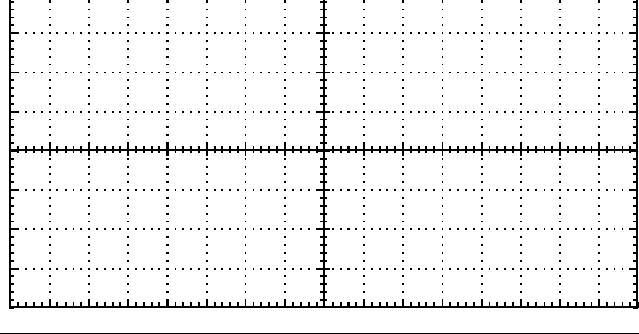
Lead III Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

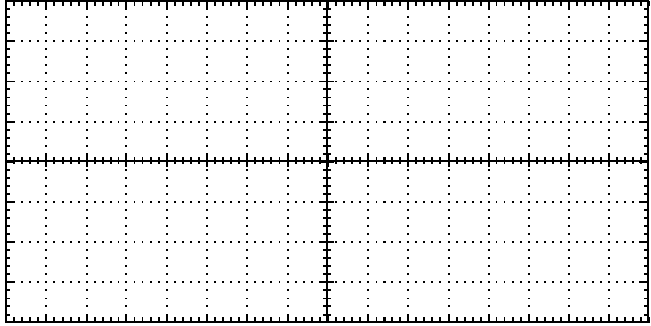
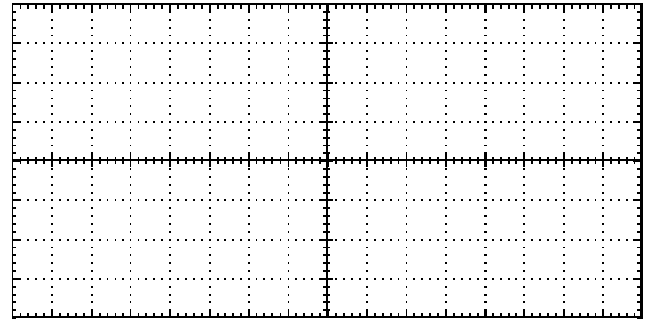
aVR Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

aVL Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

aVF Çıkışı Dalga Şekli

		Vo1 Çıkışı
HPF 1Hz 5,6	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	
HPF 0.1Hz 7,8	Kazanç ayarını orta değerine getiriniz	

1.6 SORULAR

1. Yüksek geçiren filtre deneyinde -3dB frekans nerededir?
2. Düşük geçiren filtre deneyinde -3dB frekans nerededir?
3. Bant geçirmeyen filtre deneyindeki bant genişliği frekansı nedir?
4. Bant geçirmeyen filtre deneyinde VR2 değiştirildiğinde çıkış sinyali nasıl değişir?
5. ECG deneyinde yüksek geçiren filtrenin -3dB frekansı değiştiğinde çıkış sinyalinin değişimi nasıl olur?
6. Kuvvetlendirici kazancının ECG dalga şeklini etkileyip etkilemeyeceğini açıklayınız.
7. Sinyal kaynağı olarak ECG simülatörü kullanıldığında elde edilen çıkışın, insan vücudu üzerinde yapılan ECG deneyinde elde edilen sonuçtan daha iyi olmasının nedenini açıklayınız.
8. ECG dalga şeklinin ölçümünde, dijital osiloskobun DC ve AC ölçümleri arasındaki fark nedir?