

ORVOSBIOLÓGIAI MÉRÉSTECHNIKA LABORATÓRIUM

Mérési útmutatók



**BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM
MÉRÉSTECHNIKA ÉS INFORMÁCIÓS RENDSZEREK TANSZÉK
2005.**

Kedves Kolléga!

Sokat töprengtem a megszólításon, semmiképpen sem akartam *hallgatót* vagy *olvasót* írni mert ez passzív magatartást feltételez. A Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék Orvosbiológiai Méréstechnika Laboratóriumában viszont egyértelműen **az Ön aktív részvételére számítunk**. Az elvégzendő mérésekről készített útmutatók is csak egy keretet adnak, melyet tartalommal kitölteni minden alkalommal a mérést végzők és a mérésvezetők közös felelőssége lesz.

A mérések néhány példát mutatnak a biológiai eredetű jelek feldolgozására. Az első mérésen különböző vérnyomásmérő készülékekkel fogják saját vérnyomásukat megmérni. Lehetőség van a mandzsettanyomás, egy bipoláris EKG elvezetés, az ujjbegyre és a csuklóra helyezett fotopletizmográf jelének mintavételezésére. Ezeket a jeleket változó mandzsettanyomás mellett mérve az indirekt vérnyomásmérés klasszikus módszere érthető és értékelhető. Ezen a mérésen mindenkiről egy EKG felvétel is készül. A felvételeket a második mérésen analizálni fogják. A második mérésen az EKG jelek feldolgozása kapcsán néhány alapvető digitális jelfeldolgozási eljárást fognak valós jeleken gyakorolni: adattömörítés, indított átlagolás, digitális szűrés. Mivel a vizsgált algoritmusok futási ideje nem kritikus, a könnyen kezelhető MATLAB programcsomagra esett a választásunk. A harmadik mérésen egy EKG készüléket fognak minősíteni és használni. Az EKG készülékekre készült IEC 601-es szabványajánlás szerint fogják ellenőrizni egy hazai gyártású EKG készülék néhány paraméterét. A negyedik mérés ragyogó példa arra, hogy a mi szakterületünkön is a biztonságos alapokra támaszkodva lehet speciális ismereteket szerezni. A mérés során szelektív erősítővel ismerkednek, mind szimulátor program (PSPICE) mind a breadboardon összeállított kapcsoláson végzett mérések segítségével. Az orvosbiológiai jelek általában igen kedvezőtlen jel/zaj viszonytal rendelkeznek, ezért ezen a területen gyakori a szelektív erősítő használata. Az ötödik mérés a biológiai jelek feldolgozása során problémát okozó zajok, zavarok eredetéről és a jelfeldolgozó láncba való bejutási módjairól mutat néhány példát. A hatodik mérésen egy ultrahangos diagnosztikai készülékkel fognak kísérletezni, elsősorban az alkalmazott elektronikus megoldásokat vizsgálva.

A méréseket önálló laboratóriumi feladatként hallgatók dolgozták ki: Mészáros Csaba, Nagy Lajos és Szakter Géza az OB1-OB5-öt, Borbola Csaba, Lóránt Zsolt és Tóth Zoltán az OB6-ot. Az Orvosbiológiai Méréstechnika c. tárgy előadásaihoz szorosan kapcsolódó laboratóriumban először 1995-ben kísérleteztek a hallgatók. Az azóta eltelt évek alatt szerzett tapasztalataink alapján a méréseket dr. Varga Sándor kollégámmal megújítottuk. A vérnyomásmérést bemutató gyakorlat átdolgozásában Csordás Péter és Mersich András vett részt. A mérési feladatok kidolgozása és átdolgozása során mindent elkövettünk azért, hogy az Önök itt töltött ideje minél hasznosabban teljen el.

Remélem, néhányan kedvet kapnak arra, hogy szakmánknak ezt a nem könnyű de szép és hasznos ágát válasszák mérnöki tevékenységük gyakorlása során.

Budapest, 2005. január

(dr.Jobbágy Ákos)
docens

Tartalomjegyzék

OB 1. VÉRNYOMÁS- ÉS PULZUSMÉRÉS	4
OB 2. EKG JELEK FELDOLGOZÁSA.....	8
OB 3. EKG KÉSZÜLÉKEK ELLENŐRZÉSE	11
OB 4. SZELEKTÍV ERŐSÍTŐK VIZSGÁLATA	16
OB 5. ZAJOK, ZAVAROK MÉRÉSE	21
OB 6. ULTRAHANGOS DIAGNOSZTIKAI KÉSZÜLÉK	27

OB 1. VÉRNYOMÁS- ÉS PULZUSMÉRÉS

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Vérnyomás, vérnyomásmérés

A keringési rendszer állapotáról nagyon fontos információt nyújt a pulzusszám és a vérnyomás, ezért ezek a leggyakrabban mért élettani paraméterek közé tartoznak. A keringési rendszer középpontjában a szív áll, amely folyamatos összehúzódásával és elernyedésével tartja fenn az állandó vérkeringést. A vér áramlására jellemző nyomás - a vérnyomás - értékét több paraméter együttesen határozza meg, ezek a szív izomereje, a szív által kilökött vér mennyisége, az érfal rugalmassága, a vérerek ellenállása, a vér viszkozitása. Bár a szív nem folyamatosan löki ki a vért a véreredényrendszerbe, az aorta pufferhatása miatt a véráramlás mégis folyamatos, de nem egyenletes. Az artériás rendszerben a vérnyomás szélsőértékei a véges terjedési sebesség miatt időben nem esnek egybe a szív összehúzódásával - szisztole - és elernyedésével - diasztole - azonban megegyezés alapján a szívtávoli helyeken is a vérnyomás maximumát szisztolés, a minimumát diasztolés értéknek nevezzük.

A vérnyomás méréséhez valamilyen módon be kell avatkozni a keringési rendszerbe. Ez történhet közvetlen, direkt módon, a vérerek megnyitásával, vagy közvetett, indirekt módon, mely során a keringési rendszerben zavart hozunk létre, kívülről valamilyen hatást gyakorolva, s az erre adott válaszból következtetünk a vérnyomás értékére.

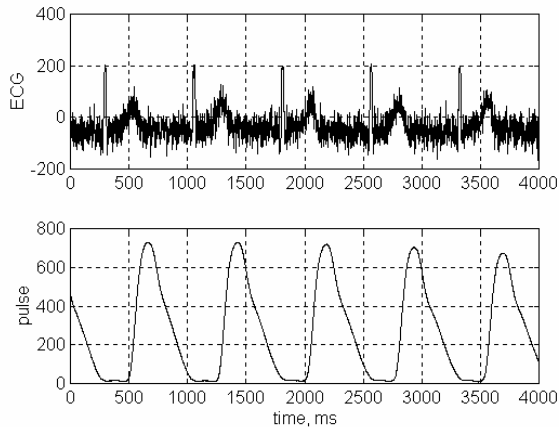
A leggyakrabban az utóbbi elven működő Riva-Rocci módszert alkalmazzák. E mérés során a páciens felkarjára helyezett rugalmas gumitömlőt (mandzsetta) felpumpáljuk annyira, hogy az teljesen megakadályozza a vér áramlását. Ezután a mandzsettanyomást csökkentve a vér kezdetben rövid időre bár, de minden szív összehúzódást követően elkezd áramlani - szisztolés érték. Tovább csökkentve a mandzsetta nyomását egyre hosszabb ideig tart periódusonként ez az áramlás, majd végül az érfalak egyáltalán nem záródnak el, a mandzsetta zavaró hatása megszűnik - diasztolés érték. Így a mérés során azt kell megállapítanunk, hogy a mandzsettanyomás, melyet folyamatosan mérünk, mikor egyezik meg a szisztolés illetve a diasztolés értékkel. Ez az egyezés többek között megállapítható az ún. Korotkov hangok detektálásával. Ugyanis az erek megnyílásakor az artéria fölött kattogó hangok jelentkeznek, melyek a mandzsettanyomás csökkenésével egyre erősödnek, majd egyre halkulnak, s amikor az erek a teljes szív ciklus alatt nyitottak, akkor megszűnnek. E hangok detektálása történhet "hallgatózással" vagy elektronikus úton is.

Ezek a módszerek is viszonylagos kellemetlenségekkel járnak - kar elszorítása, hosszú idejű mérés - ezért valami jobb módszer kívánatos lenne. Egy új lehetőség kínálkozik a következő fiziológiai tényeket figyelembe véve.

Ahogy azt már említettük, a perifériás erekben a pulzushullám a szív összehúzódásához, elernyedéséhez képest késleltetve jelenik meg. Ez a késleltetés függ az érzékelési helynek a szívtől mérhető távolságától, az erek állapotától és a vérnyomástól is. Az EKG jel - mint villamos jel - viszont kvázi késleltetés nélkül jut ezekre a perifériás helyekre. Így például az ujjbegyen mérve a pulzushullámot és ezzel egy időben mérve az EKG R-hullámokat - mely a szív szisztolójával van összefüggésben - a késleltetésből következtethetünk a vérnyomásra. A gyakorlatban a módszer

elsősorban a vérnyomás változás detektálására használható. Az 1. ábrán látható egy EKG és az azzal egy időben rögzített pulzushullám.

A pulzushullám mérése

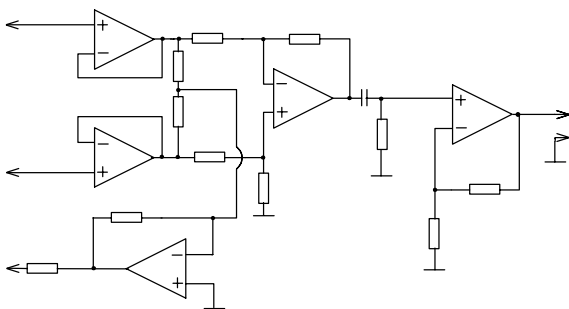


1. ábra
EKG és ujjbegyen mért pulzushullám

azaz, az átvilágított erek térfogatától. Az így kapott jelet fotopletizmográfias (PPG) jelnek hívjuk. A PPG jel egy adott helyen (csuklón vagy ujjbegyen) történő mérésével megállapítható, mikor érkezik a pulzushullám erre a helyre.

A pulzus a vérnyomáshullám hatására az artériás vagy perifériás véredényrendszerben bekövetkező lokális térfogatváltozás által okozott érfal elmozdulás. Ezt az elmozdulást az idő függvényében pulzushullám formájában regisztrálhatjuk. Ahhoz, hogy ezt elektronikus mérőkörrel mérni tudjuk, át kell alakítani villamos jellé. Ezt a feladatot oldják meg a pulzusérzékelők. Ezek működésük szerint lehetnek nyúlásmérő bélyeges, piezoelektromos, kapacitív illetve fotoelektromos átalakítók. A leggyakrabban alkalmazott fotoelektromos átalakító működési elve a következő. Ha hajszálerekkel teli szövetet átvilágítunk, akkor az áthaladó illetve a visszavert fény intenzitása függ a hajszálerek vérrrel való telítettségétől,

Az EKG jel mérése



2. ábra
EKG jel felvételére szolgáló erősítő

Az EKG jelet végtagokra helyezett elektródok segítségével mérjük. A két elektród jele egy mérőerősítő bemeneteire kerül, így a kimeneti jel a két elektród közti potenciálkülönbséggel arányos. Tehát a frontális sík I., II. vagy III. elvezetésének megfelelő jelet lehet előállítani, attól függően, hogy mely végtagokra tesszük az elektródokat. Az EKG jel felvételére szolgáló erősítő vázlat a 2. ábrán látható.

A mérésen használt pulzus- és EKG készülék rövid leírása

A pulzuszámoló fotoelektromos elven működik. Egy infra-LED visszaverődött fényének intenzitását egy fotodiódaval érzékeljük. A fotodióda áramát egy műveleti erősítő kapcsolás feszültséggé alakítja. Ebből az egyenfeszültségű komponenst kiszűrve, a jelszintet egy erősítővel megnövelve kapjuk a kimeneti feszültség-időfüggvényt.

Az EKG felvételére rendelkezésre áll egy 1000x erősítésű mérőerősítő. Az elektródákat az I. elvezetésnek megfelelően a két csuklóra - esetleg a II. elvezetésnek megfelelően a jobb csuklóra és

a bal bokára - kell helyezni. A közös jel elnyomás növelésére a testfelszíni potenciált meghajtó kimenettel is rendelkezik a mérőerősítő.

A mérésen használt vérnyomásmérő készülékek rövid leírása

Az OMRON MX3 teljesen automatikusan működő készülék, mandzsettáját felkarra kell helyezni úgy, hogy a mandzsetta a szívvel legyen azonos magasságban. A készülék oszcillometriás elven mér.

Az OMRON HEM815F vérnyomásmérő oszcillometriás elven mér, működése teljesen automatikus. Mandzsettája a mutatóujj ereit szorítja el, így olyan személyek használhatják, akiknek vérkeringési rendszere egészséges.

Mandzsettanyomás, EKG és PPG jel mintavételezése

Egy illesztő hardver segítségével mintavételezhető a mandzsettanyomás, az EKG és két PPG jel. A mintavételi frekvencia csatornánként 1000 minta másodpercenként, a felbontás az EKG és a PPG esetében 10 bit, a mandzsettanyomás esetében 0.05 Hgmm. Lehetőség van a mandzsetta felfújási sebességének beállítására is. Az illesztő hardvert kezelő és a felvételt vezérlő program leírása a laboratóriumban található.

A méréshez használható eszközök

Tápegység
Személyi számítógép
Vérnyomásmérők
Készülék EKG és PPG jelek felvételére

Mérési feladatok

1. Mintavételezzék az EKG jelet és az ujjbegyen mérhető PPG jelet. Különböző hosszúságú felvételeken vizsgálják meg:
 - a légzés hatását a pulzusfrekvenciára,
 - a légzésfrekvencia illetve a pulzusfrekvencia állandóságát,
 - az EKG és a pulzusgörbe azonos fázisú pontjai közti késleltetést és becsülik meg a pulzushullám terjedési sebességét.
2. Vizsgálják meg a PPG jel frekvenciatartalmát
 - normál nyugalmi helyzetben,
 - rövid fizikai igénybevételt (pl. 30 guggolás vagy 2 perc helyben futás) követően,
 - visszatartott lélegzet mellett,
 - ütemezett légzés mellett (a vizsgált személy ütemező jelre - 4 másodpercenként - kezdi el a belégzést)

Értékeljék a kapott eredményeket.

3. Mérje meg a vérnyomását a mérőcsoport minden tagja az OMRON MX3 típusú vérnyomásmérővel. Ezt követően készítsenek felvételt, amelynek során rögzítik a mandzsettanyomást, EKG-t, a csuklón és az ujjbegyen a PPG jelet. A mandzsetta felfújása a mérés indítása után 30 másodperccel kezdődjön. A felfújás lassú legyen, kb. 3 Hgmm/s. Amikor a mandzsetta nyomása az OMRON készülékkel mért szisztolés nyomást 20 Hgmm-rel meghaladja, állítsák meg a felfújást. Ekkor lassú leeresztés kezdődik. Amikor a mandzsetta nyomása mintegy 50 Hgmm-re csökken, zárják el a leeresztő szelepet mintegy 20 másodpercre. Ezután nyissák ki a szelepet, aminek hatására a mandzsettanyomás nullára esik. Állapítsák meg, milyen mandzsetta nyomásnál szűnt meg a PPG jel pulzálása felfújáskor és milyen értéknél jelent meg újra leeresztéskor. Vessék egybe ezt a vérnyomásmérő által mutatott szisztolés nyomás értékkel.
4. Az OMRON HEM815F típusú vérnyomásmérővel végezzenek méréseket úgy, hogy a vérnyomásmérőt
 - fejmagasságban,
 - a szív magasságában,
 - a csípő magasságában tartják.A vérnyomásmérő minden helyzetében végezzen 2 mérést a csoport minden tagja. Értékeljék az eredményeket.
5. Hasonlítsák össze az azonos személyről mért vérnyomás értékeket.
6. Emelt szintű feladat: A mérésvezető által specifikált mandzsettanyomás profil mellett végezzenek mérést és határozzák meg a megadott paraméter értékét.

Ellenőrző kérdések

1. Milyen vérnyomásmérési módszereket ismer?
2. Hogy működik a leginkább elterjedt vérnyomásmérő készülék?
3. Hasonlítsa össze a Korotkov hangok detektálása alapján működő és az oszcillometriás elven mérő indirekt vérnyomásmérőket.
4. Mivel magyarázható a vérnyomás- és az EKG görbe közötti késleltetés?
5. Milyen szűrőtípusok segítik az R-hullám detektálását?
6. Milyen, a fotodióda áramát arányos feszültséggé alakító kapcsolásokat ismer, és ezek milyen munkaegyeneseket valósítanak meg?
7. Hogyan befolyásolja a légzés a szívfrekvenciát? Ennek a hatásnak a mérése és kiértékelése során milyen probléma merül fel?

OB 2. EKG JELEK FELDOLGOZÁSA

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Napjainkban egyre gyakoribb a számítógépes jelfeldolgozás alkalmazása a korszerű orvosi műszerekben. Egyre több berendezés rendelkezik PC-hez csatlakoztatható soros vagy párhuzamos kapcsolódási felülettel. Vannak olyanok is, amelyek önmagukban valósítják meg a jelfeldolgozási funkciókat: az analóg bemeneti- és erősítő fokozatokat követő A/D átalakítás után digitálisan végeznek a jelen különböző műveleteket. Egyes szűréseket, a jel/zaj viszony javítását és a tömörítési algoritmusokat is digitális formában valósítják meg.

A mérés célja egyes EKG jelfeldolgozási módszerek megismerése a MATLAB program segítségével.

A mérés során a jelfeldolgozási műveleteket valós, részben az előző mérésen saját magukról felvett EKG regisztrátumokon fogják elvégezni. A mérőcsoport által a *Vérnyomás és pulzusmérés* c. mérés elvégzése során felvett, szüretlen regisztrátumokat használják.

Az EKG jeleket feldolgozó algoritmusok megvalósítására a MATLAB Signal Processing Toolbox-ában megírt függvényeket lehet használni. Itt definiálva vannak különböző szűrőtípusok, pl. Butterworth, Csebisev stb. A kívánt szűrő együtthatóit a MATLAB az alábbi függvény meghívására számítja ki:

$$[B,A]=\text{szűrőtípus}(\text{fokszám, vágási frekvencia, típus})$$

alul- és felüláteresztő szűrő esetén. Aluláteresztő szűrőnél a típust nem kell megadni, felüláteresztőnél viszont a 'high' típusjelző szükséges.

Sávzáró és sáváteresztő szűrő esetén a következő a szintaktika:

$$[B,A]=\text{szűrőtípus}(\text{fokszám, ingadozási sáv, sáv szélesség, típus})$$

Csebisev szűrő esetén az ingadozási sávot is meg kell adni. Sávzáró szűrő tervezésekor a 'stop' típusjelző szükséges.

A frekvencia értékeket nem Hertzben, hanem a mintavételezési frekvenciához viszonyított értékben kell megadni. Az egységnyi érték a mintavételezési frekvencia fele.

A szűrés a következőképpen történik: a B és az A együtthatók a szűrő paraméterei vektorformában.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{B(1) + B(2)z^{-1} + \dots + B(nB)z^{-(nB-1)}}{1 + A(2)z^{-1} + \dots + A(nA)z^{-(nA-1)}}$$

A 'filter' függvény végzi el a digitális szűrést. $Y = \text{filter}(B,A,X)$, ahol B és A a szűrő együtthatók, X a bemeneti Y pedig a kimeneti adatok vektora.

Példa: Az ekg nevű vektorban 500 Hz-cel mintavételezett adatok vannak. Az ekglpf tartalmazza a Butterworth típusú, negyedfokú, 35 Hz törésponti frekvenciájú aluláteresztő szűrés után kapott adatsort.

```
[B,A]=butter(4,0.14);
```

```
ekglpf=filter(B,A,ekg);
```

A *filter* függvény fokszámtól függő késleltetést okoz, a *filtfilt* függvény késleltetése nulla.

Az EKG készülékekben alkalmazott alapvető szűrőtípusok az izomremegés elleni 30-35 Hz-es aluláteresztő szűrő, az 50 Hz-es hálózati frekvencia elleni lyukszűrő és a Pace-szűrő. A 15-20 Hz közötti sáváteresztő szűrő az R-hullám detektálást segíti.

Az R hullám detektálása az EKG jelfeldolgozás alapvetően fontos feladata. Erre a feladatra nagyon sokféle eljárást használnak. A mérést megelőzően a mérőcsoport egy R hullám detektálására használható eljárás leírását meg fogja kapni. ***Az ezt realizáló programot az otthoni felkészülés során kell megírni.***

Az EKG jel tartalmaz olyan kis amplitúdójú de nagy információtartalmú részeket (pl. késői potenciál) amelyeket a zajok elfednek. Az EKG jel kváziperiódikus, ezért megpróbálkozhatunk az egyes periódusok átlagolásával. A periódusok nem egyenlő hosszúságúak, a szívfrekvenciát normál nyugalmi helyzetben is befolyásolja a légzés (és egyéb fiziológiai hatások is). Az átlagoláshoz a triggerjelet az R-hullám csúcsa fogja szolgáltatni. Első lépésben ezeket a csúcsokat kell a regisztrátumból meghatározni. Tekintsük az első periódust alaphosszúságúnak és a többi periódust erre normáljuk. Ha már azonos hosszúságú periódusok állnak rendelkezésre, el lehet végezni az átlagolást. Így egy csökkentett zajtartalmú jel nyerhető, ezt kivonva a zajos alapperiódusból annak zajtartalmát kapjuk meg. A jel/zaj viszony a teljesítményspektrum alapján számítható.

A technika fejlődésével egyre nagyobb tárolási kapacitás áll rendelkezésre, ennek ellenére alkalmazott gyakorlati módszer az EKG regisztrátumok valamilyen eljárással történő tömörítése. Az előadáson megismert FAN algoritmust fogják használni a mérés során.

A méréshez használható eszközök

Személyi számítógép MATLAB programmal
EKG regisztrátumok

Mérési feladatok

Az otthoni felkészülés során a mérési feladatokhoz szükséges MATLAB programokat el kell készíteni. Az 1, 2 és 3 feladatok elvégzése kötelező, a 4, 5 és 6 feladatok közül a mérésvezető által kijelöltet kell megvalósítani.

1. Jellemezze az EKG regisztrátum alapvonalvándorlását.
2. Írjon programot, amely 50 Hz-es lyukszűrést végez. A szűrő típusa és fokszáma legyen változtatható. Jellemezze a szűrővel az EKG felvételeken elért jel/zaj viszony javulást.
3. Írjon programot, amely R-hullám detektálást végez az előre megadott algoritmus szerint.
4. Valósítsa meg programozottan az indított átlagolást és jellemezze a jel/zaj viszony javulását.
5. Alkalmazza a FAN tömörítési algoritmust és a hibasáv változtatásával vizsgálja meg a tömörítés hatékonyságát és az információvesztés nagyságát.
6. Az EKG regisztrátum alapján jellemezze a szívfrekvencia változást (HRV).

Szemponatok a mérési jegyzőkönyv elkészítéséhez

A jegyzőkönyvnek tartalmaznia kell a csoport által a mérésen megírt programok listáit illetve a programok futtatása eredményeként kapott demonstratív ábrákat.

Ellenőrző kérdések

1. Ha az időtartományból 1024 minta áll rendelkezésünkre és $f_s = 500$ Hz a mintavételezési frekvencia, akkor a frekvenciatartományban spektrumanalíziskor mekkora frekvenciafelbontást érhetünk el?
2. Ha $f_s = 1000$ Hz a mintavételi frekvencia, hogyan kell specifikálni a MATLAB számára
 - 60 Hz-es negyedfokú maximálisan lapos lyukszűrőt,
 - 40 Hz-es ötödfokú, késleltetés nélküli Csebisev típusú aluláteresztő szűrőt,
 - 50 Hz-es harmadfokú Butterworth típusú sávszűrőt?
3. Hogyan kell jel/zaj viszonyt számolni?
4. Hogyan valósítja meg az interpolációt az indított átlagolás során?
5. Ismertesse a FAN tömörítési algoritmust.
6. Ismertesse az R hullám detektálására használt algoritmust a megkapott leírás alapján. Milyen típusú zajok esetén működik ez az algoritmus hatékonyan?

OB 3. EKG KÉSZÜLÉKEK ELLENŐRZÉSE

Elméleti alapok és a mérés tárgya

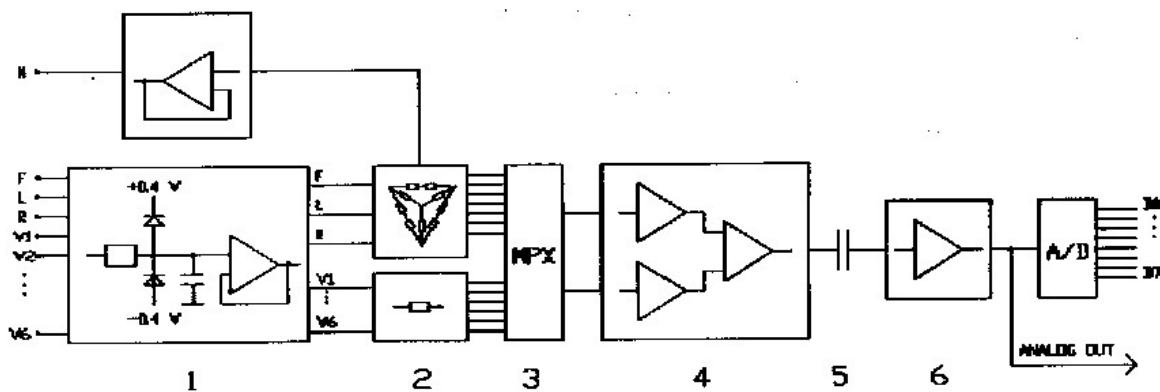
A mérés során egy EKG készülék vizsgálatát kell elvégezni. Az ellenőrző vizsgálat az alábbiakra terjed ki:

- villamos biztonságtechnikai követelmények,
- funkcionális paraméterek.

A mérés kapcsán ez utóbbi nagyobb hangsúlyt kap. Ez nem azt jelenti, hogy a gyógyászati készülékek biztonságtechnikája nem kulcsfontosságú kérdés, ellenkezőleg: nagyon szigorú követelményeket kell kielégíteni. Magyarországon 2000. március 31-ig az ORKI (Országos Orvos- és Kórháztechnikai Intézet) végezte a kórház- és orvostechnikai eszközök/termékek minősítését. 2000. április 1-től életbe lépett a 47/1999. (X.6.) EüM orvostechnikai eszköz rendelet, amely honosítja az orvostechnikai eszközökre és az aktív implantátumokra (beültethető eszközökre) vonatkozó európai direktívákat. A téma iránt érdeklődőknek ajánljuk az Orvos- és Kórháztechnika c. folyóiratot.

A mérés során két EKG készüléket használhatnak.

A Heart Mirror EKG

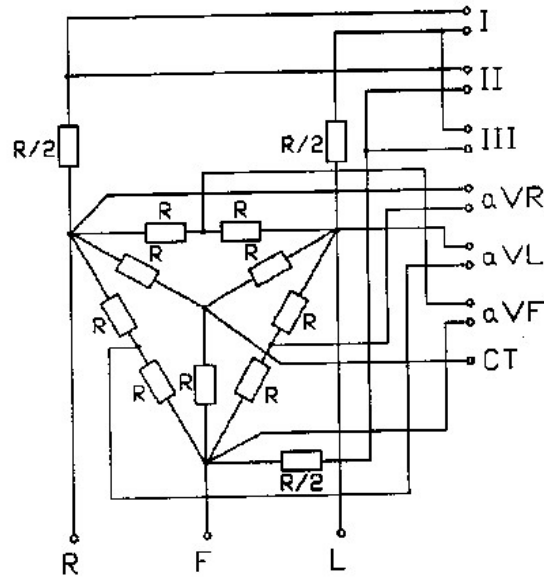


1. ábra

A Heart Mirror EKG erősítősatornájának tömbvázlata.

Az egysatornás EKG készüléket soros vonalon keresztül PC-hez lehet csatlakoztatni. A vezérlés egy egyszerű kezelői felületen keresztül történik. A készülék erősítősatornájának tömbvázlatát az 1. ábra mutatja. A bemeneti egység (1.) tartalmazza az RC rádiófrekvenciás szűrőt és a túlfeszültség elleni védődiodákat is. A műveleti erősítők követő üzemmódban működnek, így bemeneti ellenállásuk nagy ($G\Omega$ nagyságrendű), kimeneti ellenállásuk viszont kicsi ($R_{ki} < 1 \Omega$). Így az EKG jelek már kis impedancián jutnak tovább a különböző elvezetésekkel realizáló ellen-

állás hálózatra (2. ábra). Ez egyúttal kiküszöböli a biogenerátor ellenállásából származó aszimmetriákat. Az elvezetés kiválasztó multiplexer (3.) gondoskodik arról, hogy a szimmetrikus erősítő (4.) bemeneteire a megfelelő elvezetések kapcsolódjanak rá a kívánt polaritással a különböző üzemmódokban. Az (5.) kondenzátor az AC csatolást, a (6.) főerősítő pedig a megfelelő erősítést biztosítja az analóg kimenet és az A/D átalakító részére.



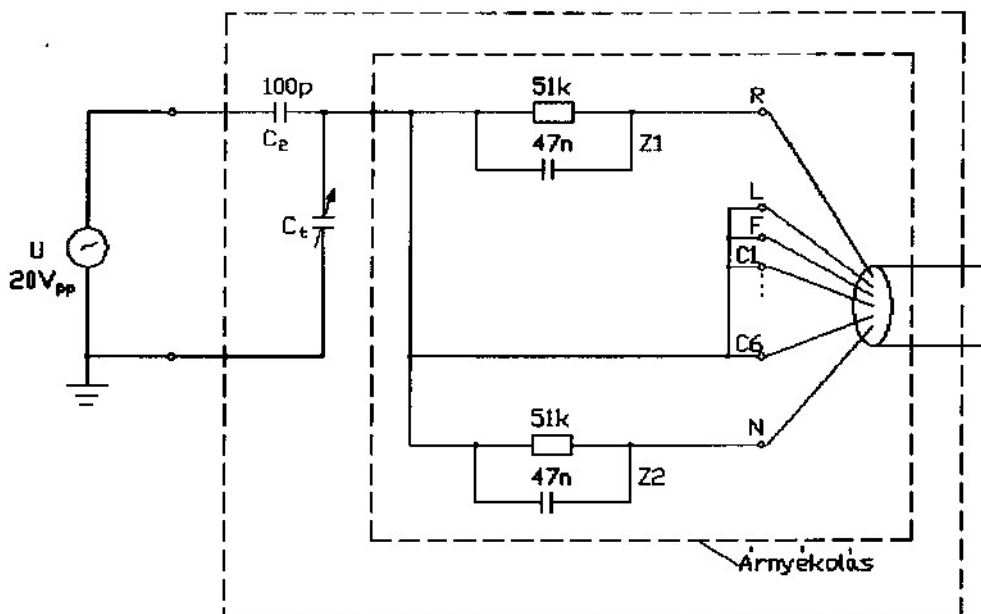
2. ábra

A súlyozó hálózat (a Heart Mirror EKG esetén $R=20\text{ k}\Omega$).

A mérésen rendelkezésre álló másik EKG készülék hasonló felépítésű. Eltérés, hogy csak PC-hez kapcsoltan működik, nincs analóg feszültség kimenete és 3 párhuzamos csatornája van.

Céláramkörök

TC-1 mérőhálózat



3. ábra

A TC-1 mérőeszköz kapcsolási rajza.

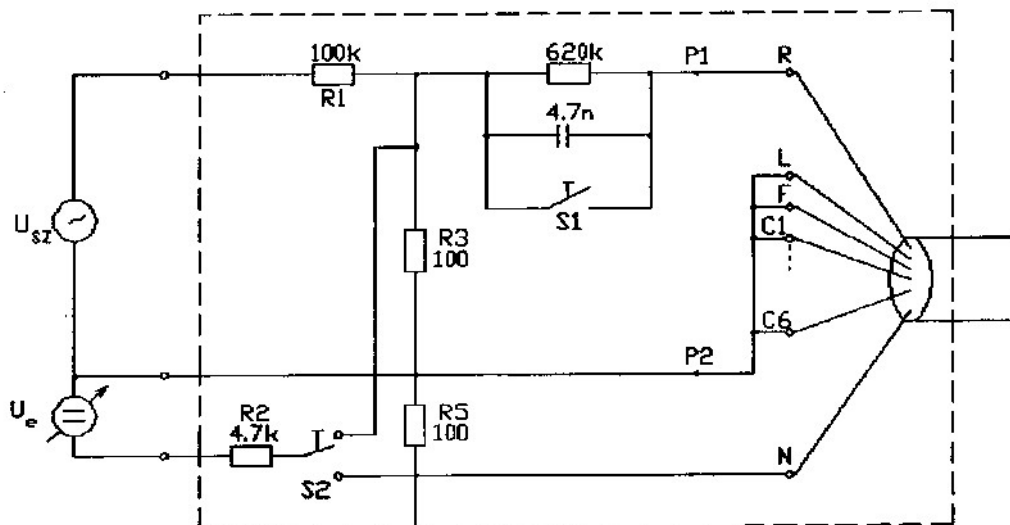
A TC-1 mérőhálózat kapcsolási rajza a 3. ábrán látható. Ez a mérőhálózat a közös jel elnyomási tényező mérését teszi lehetővé. A *Zajok, zavarok* mérés leírásában részletesen ismertetett kapacitív csatolás miatt a páciens testfelületén 50 Hz-es feszültség is van. Az U és C_2 a 220 V-os hálózat, a hálózat-páciens és a páciens-föld közti kapacitív osztó Thévenin helyettesítő képe. (Általában a páciensen néhány volt amplitúdójú a szórt kapacitások miatt megjelenő, hálózathálózathoz származó feszültség, U_{pp} 20 V-ra csak a mérés pontosságának javítása miatt van megnövelve.) C_t úgy van beállítva, hogy az árnyékolás és a ház közötti szórt kapacitások eredője 100 pF legyen C_t értékével együtt. Így 10 V_{pp} jut minden egyes elektród hozzátámasztására.

A vizsgált páciensre felhelyezett elektródok felől a vizsgált EKG bemenete eltérő generátor impedanciákat láthat. Az impedancia eltérést egy 51 k Ω -os és egy 47 nF-os párhuzamos RC taggal modellezzük.

A nagy közös jel elnyomás miatt a közös jel erősítés mérésekor a kimeneten a jel/zaj viszony nagyon kedvezőtlen. Így a bemenetre adott gerjesztés hatására a kimeneten fellépő jel mérése szélessávú voltmérővel vagy egyszerű oszcilloszkóppal csak elfogadhatatlanul nagy hibával végezhető el. A mérés során rendelkezésre álló digitális oszcilloszkóp átlagoló üzemmódjában a kimeneten a jel/zaj viszony nagy mértékben javítható.

TC-2 mérőhálózat

Kapcsolási rajza a 4. ábrán látható. Az R_1 - R_3 feszültségosztó a mV nagyságú szimmetrikus jelet állítja elő. Az S_1 kapcsolóval rövidre zárható impedancia a bemeneti ellenállás ellenőrzésére szolgál. U_e - R_2 - R_3 - R_5 segítségével 300 mV-os DC offset állítható elő.

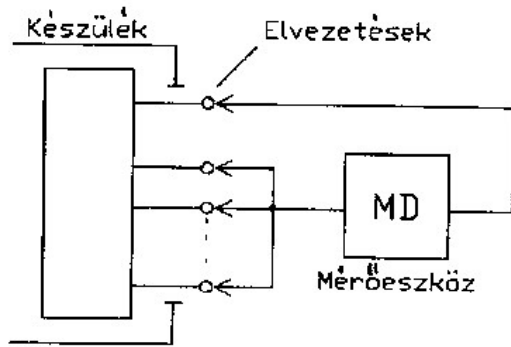


4. ábra

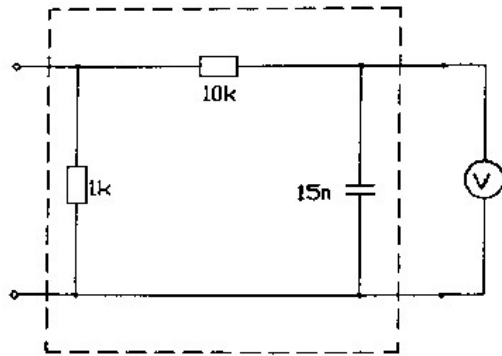
A TC-2 mérőeszköz kapcsolási rajza.

MD - mérőeszköz

A páciens segédáram méréséhez szükséges. A mérési elrendezés az 5. ábrán, a mérőeszköz pedig a 6. ábrán látható (MD: Measuring Device). Az így kialakított mérőeszköz megközelítőleg 1000 Ω -os terhelő impedanciaként viselkedik kb. 1 kHz-ig. Az effektív értéket mérő műszer maximális hibájára az IEC601 szabványajánlás 5 %-ot enged meg.



5. ábra
Páciens segédáram mérése.



6. ábra
Az 5. ábrán látható MD jelű mérőeszköz.

A méréshez használható eszközök

Függvénygenerátor
DVM
Oscilloszkóp
Személyi számítógép
Céláramkörök (TC-1, TC-2)
Breadboard

Mérési feladatok

1. Mérjék meg az EKG készülék bemenete és kimenete közti szimmetrikus erősítését. Ha a készüléknek van analóg feszültség kimenete is, akkor határozzák meg az erre vonatkozó erősítést is.
2. Határozzák meg a készülék mintavételi frekvenciáját. Különböző, ismert frekvenciájú bemeneti jelekről készítsenek felvételeket. Ezek alapján állapítsák meg, hogy a felvételeknél mekkora a szomszédos minták közti időkülönbség.
3. Ellenőrizzék a kijelölt készülék súlyozó hálózatát a TC-2 segítségével. Az elvezetéseket a következőképpen csatlakoztassák:

Kiválasztott elvezetés	P ₁	P ₂
aVR	R	L, F
aVR	L	R, F
V1	L	C1, R, F

Az összes többi elvezetést csatlakoztassák az N ponthoz.

- a) Számolják ki, mekkora szimmetrikus bemeneti feszültségek esetén mérhetnek mindhárom esetben azonos nagyságú kimeneti feszültséget.
 - b) Számításaikat igazolják méréssel, ha az első esetben $U_{P1P2} = 2 \text{ mV}$.
5. Ellenőrizzék a kijelölt készülék bemeneti impedanciáját a mérésvezető által megadott elvezetésben.

6. Mérjék meg a közös jel erősítési tényezőt aktív visszacsatolással és anélkül. Számítsák ki a közös jel elnyomási tényezőt. Ellenőrizzék, hogy a készülék közös jel elnyomási tényezője megfelel-e az IEC 62D ajánlásnak (ez a dokumentáció a helyszínen adott).
7. Mérjék meg a páciens segédáramot. A mért értékeket hasonlítsák össze a szabványban előírt értékekkel. (IEC 601-1 19. 3 alapján : $I_{DCmax} = 0.01 \text{ mA}$, $I_{ACmax} = 0.1 \text{ mA}$).
8. Mérjék meg, hogy a készülék túlvezérlése után mennyi idővel tér vissza a lineáris tartományba.

Ellenőrző kérdések

1. Ismertesse az egycsatornás EKG készülék erősítőcsatornájának tömbvázlatát, az egyes funkcionális blokkok szerepét.
2. Jellemezze az EKG készülékben alkalmazott aktív visszacsatolást (“meghajtott jobb láb”).
3. Mi a szerepe az EKG készülékben alkalmazott súlyozó hálózatnak?
4. Hogyan lehet megmérni azt az áramot, ami egy páciensen maximálisan átfolyhatna, ha a vizsgált EKG készüléket csatlakoztatnánk hozzá?
5. Hogyan lehet megmérni egy EKG erősítő
 - bemeneti impedanciáját,
 - közösjel elnyomását,
 - alsó- és felső határfrekvenciájáta készülék megbontása nélkül?
6. Hogyan befolyásolja a fenti méréseket, ha
 - az R hozzávezetés szakadásként viselkedik,
 - az N hozzávezetés szakadásként viselkedik,
 - az R hozzávezetés és a bemeneti oldal földje között rövidzár van?

OB 4. SZELEKTÍV ERŐSÍTŐK VIZSGÁLATA

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Biológiai eredetű elektromos jelek mérése során igen nagy gondot jelent a szinte mindig jelen lévő zaj. A mért jeleket sok esetben feldolgozás nélkül lehetetlen lenne értelmezni a kedvetlen jel/zaj viszony miatt. A jel/zaj viszony növelésére az orvosi biológiai mérés technikai problémák kapcsán igen gyakori a szelektív erősítők alkalmazása.

A szelektív erősítők jellegzetessége, hogy az átviteli sávjukat jól meghatározott mértékben leszűkítjük. Tehát a szelektív erősítők a bemeneti jel spektrumának bizonyos részét átengedik (áteresztő tartomány), más részét pedig jelentősen csillapítják (záró tartomány).

A mért jel spektrumában a hasznos jel többféleképpen helyezkedhet el, lehet a spektrum alsó vagy felső részén, vagy a közepén. Ennek megfelelően több fajta szelektív erősítő alkalmazására lehet szükség. Az amplitúdó karakterisztika jellege alapján a szűrőket négy alcsoportba sorolhatjuk: aluláteresztő, feluláteresztő, sáváteresztő, sávzáró.

Mind a négy csoport képviselői megjelennek az orvosi biológiai mérés technika alkalmazásaiban. Néhány példa az alkalmazásokra: A nagyfrekvenciás rádióhullámok az emberi testen szinte minden mérési környezetben jelen vannak, ezek zavaró hatása megfelelően választott aluláteresztő szűrő alkalmazásával csökkenthető. Szintén örökös gondot jelent a kapacitív csatolások miatt jelen lévő, igen nagy amplitúdójú 50 Hz-es zavar feszültség. Nagy szelektivitású sávzáró szűrő (lyukszűrő) alkalmazásával jelentős mértékben kiszűrhető a hasznos jel spektrumából ez a zavar. A nemkívánatos egyen- illetve kisfrekvenciás jelek (légzés stb.) hatása ellen feluláteresztő szűrő használatával védekezhetünk. Szükség lehet a mért hasznos jel bizonyos frekvenciájú részeinek kiemelésére (például R-hullám detektálás), ez megfelelően választott sávszűrővel megtehető.

Szelektív erősítők tervezése

A realizálható szűrők amplitúdó karakterisztikájának specifikációja során mind az áteresztő, mind a zárt tartományban meg kell engedni erősítés-változást, s a két tartomány között kell lenni egy átmeneti frekvencia tartománynak.

Ezen specifikáció alapján meg kell keresni azt az átviteli függvényt, amely teljesíti a követelményeket és áramkörileg megvalósítható. A tervezésnek ez a része az approximáció. Annak érdekében, hogy ezt a szűrőket mind a négy csoportján ugyanazokkal a matematikai módszerekkel, azonos táblázatokkal és segédesszözökkel lehessen elvégezni, frekvencia-transzformációt kell alkalmazni, amivel minden szűrő karakterisztika ún. referens aluláteresztővé alakítható. A referens aluláteresztő tartományban előállított szűrő karakterisztikát vissza kell transzformálni az eredeti (alul-, felül-, sáváteresztő vagy sávzáró) tartományba.

A következő lépésben meg kell tervezni azt az áramkört, amely megvalósítja az approximációval meghatározott átviteli függvényt. A tervezés segítésére jól kidolgozott és egyszerűen használható módszerek állnak rendelkezésre. Kézikönyvekben található táblázatok és dia-

grammok segítik a munkát, s jól használhatóak az általános célú áramkör analízáló programok is, amelyekkel a megtervezett szűrők átvitelét ellenőrizni és finomítani lehet.

A PSPICE áramkör analízáló program rövid leírása

A mérés során a PSPICE áramkör analízáló program rendelkezésre áll. (MicroSim DesignLab Evaluation version 8) A program letölthető a

http://rf.rfglobalnet.com/software_modeling/software/15/539.htm

címről. A program használatához dokumentációk a

<http://www.ee.mtu.edu/faculty/rzulinsk/pspice.htm>

címen található. A program kezelését segítő leírások a laboratóriumban hozzáférhetők. A mérés során a mérőcsoport számára kijelölt alkönyvtárat használják.

A szimulátort tekintsek segédeszköznek, fontosnak és tanulságosnak a szelektív erősítő megtervezését, a megépítés és a szimuláció során nyert tapasztalatokat tartjuk.

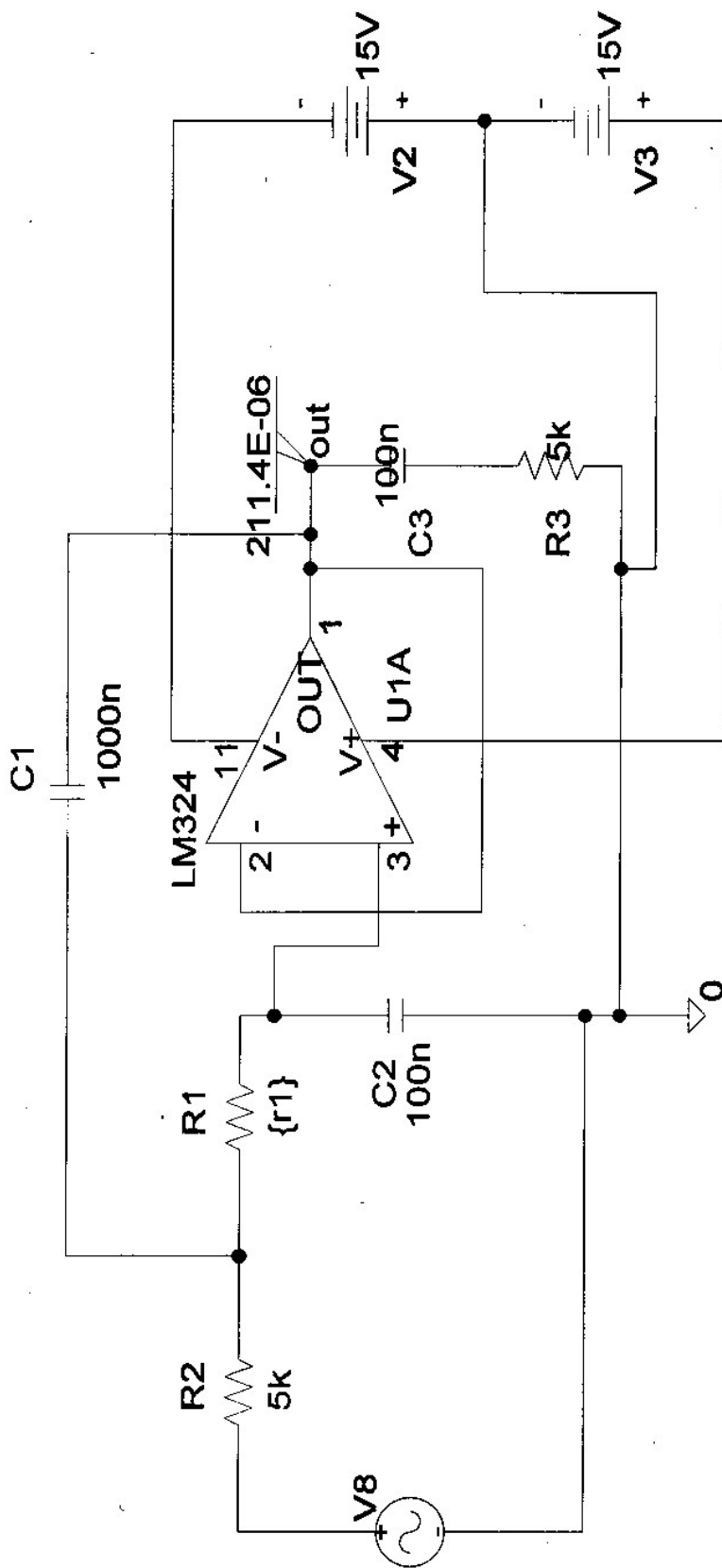
Az áramkör leírását a grafikus SCHEMATICS program segíti. A mérések gyorsítása érdekében a szükséges aktív RC alaptagok (Sallen-Key aluláteresztő, Sallen-Key feluláteresztő, Deliyannis sávszűrő, kettős-T sávzáró) áramköri rajza a megfelelő fájlokban rendelkezésre áll. A rajzokat csak ki kell egészíteni, illetve a legtöbb esetben elegendő az elemértékeket megváltoztatása. Ezek a műveletek az EDIT és a DRAW menüpont megfelelő parancsaival végezhetőek el. Az áramkör analízis szempontjából lényeges pontjait érdemes címkékkel el látni a későbbi hivatkozás érdekében. Ne felejtsek el a végleges kapcsolási rajzot kimenteni!

Az áramköri rajz elkészülte után kezdhetjük az analízist az ANALYSIS menüpont segítségével. Először az áramköri bekötések helyességét kell ellenőrizni (ELECTRICAL RULE CHECK). Ezután a SETUP-ban beállítandó az analízis típusa. Egyrészt a kívánt típusú analízist ki kell jelölni (x-et írva a megfelelő kockába), másrészt meg kell adni az analízis paramétereit (tartomány, pontok száma stb.) is. Az analízis a SIMULATE paranccsal indítható. Az analízis eredményét a program az .OUT kiterjesztésű fájlba írja. A PSPICE lefutása után automatikusan indul a programcsomaghoz tartozó grafikus megjelenítő program, a PROBE. Ebben a TRACE menüpont alatti ADD paranccsal kiválasztható annak a csomópontnak a neve (pl. Uki) amelyen fellépő jelalakot meg akarjuk jeleníteni. A koordináta rendszer X,Y tengelyeinek paramétereit a PLOT menüpont alatt állíthatók. A TOOLS menüpont alatt kurzor használati lehetőség van.

Példa: Aluláteresztő szűrő vizsgálata

Az áramkör megrajzolása után az ANALYSIS- SETUP ban kijelöljük az AC SWEEP-et, és beállítjuk a dekadikus sweepelést, a kezdőfrekvencia 1 Hz és a végfrekvencia 1 KHz értékeket, illetve a dekádonkénti 100 pontot. A PSPICE futtatása után a TRACE-ADD...-ban kijelöljük a megjeleníteni kívánt V(in) és V(out) feszültségeket. Végül a PLOT Y AXIS-ban beállítjuk a logaritmusos Y ábrázolást.

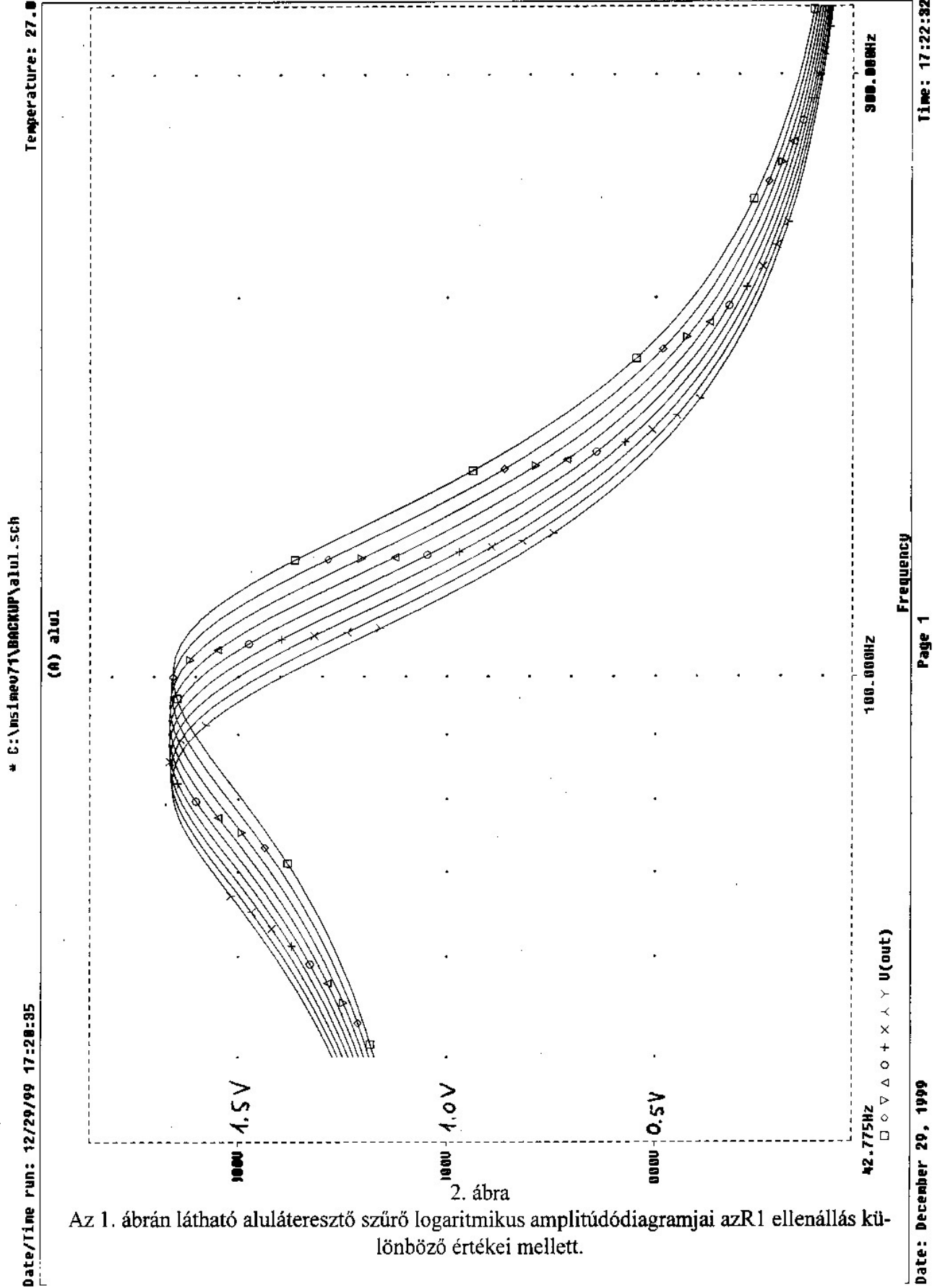
A PSPICE támogatja a paraméterszórás hatásának vizsgálatát is. Az OPTPARAM nevű eszköz (a SPECIAL nevű könyvtárból) megfelelő paramétereinek megadásával jelölhetjük ki a vizsgálni kívánt értéktartományt egy-egy alkatelemre.



OPTIMIZER PARAMETERS:

Name	Initial	Current
r1	4k	5k

1. ábra
 Aluláteresztő szűrő kapcsolási rajza



2. ábra

Az 1. ábrán látható aluláteresztő szűrő logaritmusos amplitúdódiagramjai az R1 ellenállás különböző értékei mellett.

A méréshez használható eszközök

Tápegység
Funkciógenerátor
DMM
Digitális oszcilloszkóp
Személyi számítógép
Breadboard

Mérési feladatok

Tervezési feladat

A mérésre készülés során határozza meg a mérésvezető által megadott specifikációjú szelektív erősítő kapcsolás elemértekeit! A tervezéshez szükséges frekvenciatranszformáló képletek, approximációs táblázatok, illetve az alkalmazandó aktív RC alaptagok leírásai az Orvostechnika laboratóriumban levő segédletben rendelkezésre állnak. ***A mérés megkezdésének feltétele ezen tervezési feladat otthoni elvégzése!***

1. Állítsa össze breadboard-on az otthon megtervezett áramkört.
2. Vegye fel és ábrázolja az áramkör logaritmikus amplitúdó- és fázisdiagrammját.
3. Mérje meg a kapcsolás négyszögjel átvitelét.
4. A PSPICE program segítségével vizsgálja a kapcsolás alábbi jellemzőit:
 - átviteli függvény,
 - négyszögjel átvitel,
 - paraméterérzékenység (a mérésvezető által kijelölt alkatrészekre).

Ellenőrző kérdések

1. Írja fel adott csoportba tartozó szelektív erősítő átviteli függvényét általános esetben.
2. Milyen approximációkat ismer, és mik ezek jellemzői?
3. Mi lesz az adott átviteli függvényű szűrő kimeneten, ha a bemenetére adott frekvenciájú négyszög/háromszög jelet adunk?
4. Hogyan méri a szelektív erősítő logaritmikus amplitúdó- és fázisdiagrammját?
5. Milyen lépései vannak a szűrőtervezésnek?
6. Milyen okai lehetnek annak, hogy az összeállított kapcsoláson mért értékek nem felelnek meg teljesen a számítógépes analízis eredményének?

OB 5. ZAJOK, ZAVAROK MÉRÉSE

Elméleti alapok és a mérés tárgya

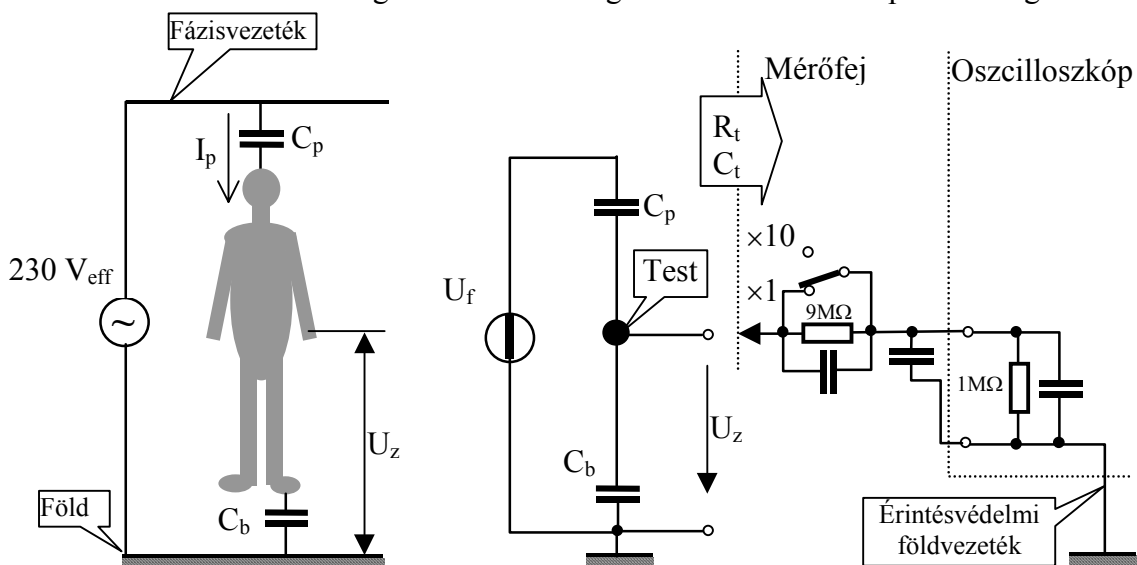
Az orvosbiológiai mérés technikában mindennapi dolog a mV nagyságú vagy annál kisebb jelek mérése, feldolgozása. Nehézséget okoz, hogy a fellépő zajok, zavarok amplitúdója a mérendő jelnél nagyságrendekkel nagyobb lehet. A zavarok egy lehetséges csoportosítása:

- fiziológiai eredetű zajok (pl. EKG felvételénél az izommozgásból eredő zajok),
- a kapcsolódó elektronika saját zaja,
- külső forrásból származó zajok és zavarok.

Az utóbbiak terjedése és behatolása a mérő körbe jelentős mértékben függ a zavarforrás és a mérőkör impedanciájától. A mérés célja ezen impedanciák és zavarterjedések vizsgálata. A külső forrásból származó zavarok behatolásának csökkentésére az árnyékolást, a szimmetrikus jelátvitelt és erősítőt, valamint az áramkörileg befolyásolható impedanciák helyes megválasztását alkalmazzuk.

Az elektromos hálózattól származó zavaró jelek és forrásimpedanciájuk

Talán ez az egyik legjelentősebb probléma klinikai alkalmazásokban. A közelben lévő fázisvezeték és a páciens közötti C_p valamint a páciens és föld közötti C_b eredő kapacitásokon keresztül a hálózati feszültség hatására i_p áram folyik. A C_p és C_b kapacitások értéke kicsi, ezért impedanciájuk lényegesen nagyobb mint a test bármely két pontja közötti impedancia. Tehát az ekvipotenciálisnak tekinthető test arra a zavarfeszültségre kerül amit a C_p és C_b kapacitások által alkotott feszültségosztó határoz meg. A két ismeretlen kapacitás meghatáro-



1. ábra. A testen kialakuló hálózati zavarfeszültség és a kapacitások mérése.

zásához két mérést kell végezni. Legyen a két mérés a test U_z feszültségének két különböző terhelés melletti mérése. (Az U_z feszültség üresjárású mérése megkönnyítené a számítást, de C_p , és C_b nagy impedanciája miatt nehezen kivitelezhető.) A kétféle terhelés melletti mérés praktikus megvalósítható egy mérőfejes oszcilloszkóppal ami átkapcsolhatóan $1M\Omega$ és $10M\Omega$ bemeneti ellenállású.

Ne felejtjük el, hogy miközben a mérőfejen $\times 1 - \times 10$ átváltást végzünk, nemcsak a terhelés változik hanem az oszcilloszkóp eredő érzékenysége is, amit az oszcilloszkóp vagy automatikusan figyelembe vesz vagy nekünk kell az amplitúdó leolvasásnál figyelembe venni.

Az 1. ábrán látható mérési elrendezés alapján egyszerűen felírható két feszültségosztó képlet az oszcilloszkóppal mért két feszültségre (a kapcsoló zárt illetve a kapcsoló nyitott állásánál).

$$u_{z1}(s) = u_f \frac{sR_{t1}C_p}{1 + sR_{t1}(C_b + C_p + C_{t1})}$$

$$u_{z2}(s) = u_f \frac{sR_{t2}C_p}{1 + sR_{t2}(C_b + C_p + C_{t2})}$$

Ahol: 1.mérés $\times 1$ állásban $R_{t1} = 1M\Omega$ $C_{t1} = 30 - 50$ pF
 2.mérés $\times 10$ állásban $R_{t2} = 10M\Omega$ $C_{t2} = 5 - 15$ pF

Az oszcilloszkópon az $u_{z1}(s)$, $u_{z2}(s)$ feszültségeknek szinuszos gerjesztés mellett az U_{z1} , U_{z2} amplitúdóját mérjük. Így a levezetésben $s = j\omega$ helyettesítés után a feszültségek abszolútértékét kell kiszámítani. Az u_f fázisfeszültség amplitúdója és körfrekvenciája ismert:

$$U_f = 1,41 \times 230 \text{ V} \quad \omega = 314 \text{ r/s}$$

Így C_p és C_b kiszámításának nincs elvi akadály.

Célszerű helyettesítéseket bevezetve:

$$\left(\frac{U_{z2}}{U_{z1}}\right)^2 = K \quad \text{és} \quad \left(\frac{R_{t2}}{R_{t1}}\right)^2 = B = 100$$

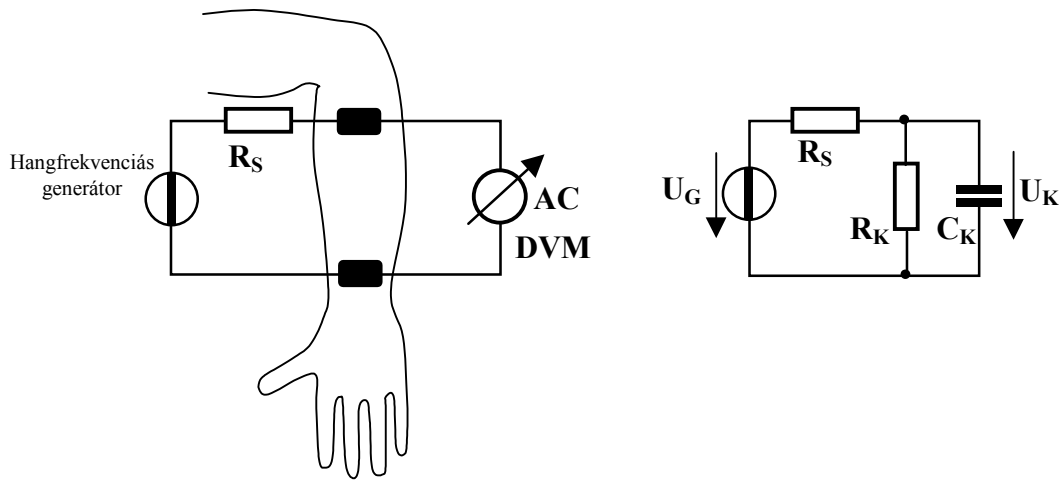
valamint figyelembe véve, hogy $C_b \gg C_{t1} > C_{t2}$, a közelítéssel kapott végeredmények:

$$C_b \approx \frac{1}{\omega R_{t2}} \sqrt{\frac{B-K}{K-1}}$$

$$C_p \approx \frac{U_{z2}}{U_f} \frac{1}{\omega R_{t2}}$$

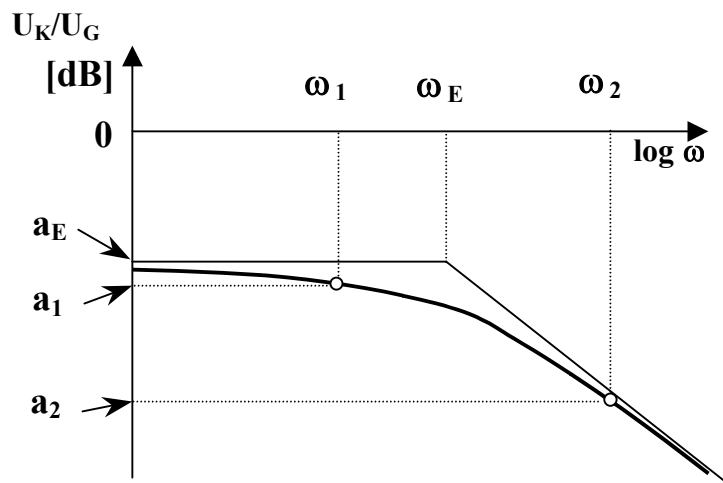
Impedancia mérés a testen

Bioelektromos jelek méréséhez a testre illesztett elektródokat használunk, ezek jelentik az ionos/elektronos vezetés közti interfészt. A mérés során az egy emberen az alkarra helyezett két elektród közti impedanciát fogjuk vizsgálni (2. ábra). A generátor feszültsége és R_S értéke



2. ábra. Az alkar impedancia mérésének mérési összeállítása és helyettesítőképe

ismert. A digitális voltmérővel az alkaron fellépő feszültség abszolút értékét mérjük ezért egy mérésből csak az alkar impedanciájának abszolút értékét tudjuk kiszámítani. Ha a b. ábrán látható, feltételezett helyettesítő kép mindkét elemére (R_K , C_K) kíváncsiak vagyunk akkor legalább két mérést kell végezni különböző frekvencián. A mért impedancián megjelenő feszültség Bode-diagramját a 2. ábra mutatja. Belátható, hogy a mérés akkor lesz jól



3. ábra. Az alkar impedanciáján mérhető feszültség feltételezett frekvenciafüggése

kiértékelhető ha a két mérési frekvencia (f_1 , f_2) az ismeretlen görbét az ábrához hasonlóan „találja el”. A frekvenciák aránya 1:3 – 1:10 legyen.

A mérés kiértékelése az alábbi számításon alapul:

$$u_K = u_G \frac{Y_S}{Y_S + Y_K} = u_G \frac{\frac{1}{R_S}}{\frac{1}{R_S} + \frac{1}{R_K} + sC_K} = u_G a_E \frac{1}{1 + sC_K R_E}$$

$$\text{ahol: } a_E = \frac{R_K}{R_S + R_K} \quad \text{és} \quad R_E = \frac{R_S R_K}{R_S + R_K} = R_S a_E$$

Az u_K és u_G feszültségek szinuszosak ($s = j\omega$). A feszültségmérő műszerünk ennek az U_K ill. U_G amplitúdóját méri (mindegy, hogy csúcs vagy effektív értékben, mert mindkettőt ugyanazzal a műszerrel mérjük és az arányukat használjuk).

$$U_K = U_G a_E \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^2 C_K^2 R_E^2}} = U_G a_E \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{\omega^2}{\omega_E^2}}} \quad \text{ahol} \quad \omega_E = \frac{1}{C_K R_E}$$

Két mérést végzünk különböző frekvencián:

- | | | | |
|----------|------------------|-----------------------|---------------------|
| 1. mérés | frekvencia f_1 | $\omega_1 = 2\pi f_1$ | feszültség U_{K1} |
| 2. mérés | frekvencia f_2 | $\omega_2 = 2\pi f_2$ | feszültség U_{K2} |

Vezessük be a következő jelöléseket: $\left(\frac{U_{K1}}{U_{K2}}\right)^2 = K$ $\left(\frac{\omega_2}{\omega_1}\right)^2 = \left(\frac{f_2}{f_1}\right)^2 = F$

$$a_E = \frac{U_{K1}}{U_G} \sqrt{\frac{F-1}{F-K}} \quad \text{ebből} \quad R_K = R_S \frac{a_E}{1-a_E}$$

$$\omega_E = \omega_1 \sqrt{\frac{F-K}{K-1}} \quad \text{ebből} \quad C_K = \frac{1}{\omega_E a_E R_S}$$

Az impedancia mindkét összetevője az elektródák felhelyezése után időben változó. Ezért a voltmérő feszültségét a hozzá kapcsolt PC segítségével néhány percen keresztül gyűjtjük, tároljuk, majd az időfüggvényt kinyomtatjuk. A folyamat közben időnként a frekvenciát f_1 , f_2 között átváltva mind U_{K1} mind U_{K2} időfüggése rekonstruálható az ábráról.

Zavaró jelek behatolása a műszereket összekötő vezetékeken keresztül

Kapacitív csatolás

A kábelek erei ill. az erek és az árnyékolás közti kapacitások zavaróak lehetnek a kis szintű jelek továbbításakor. A többeres kábel egyik érén átvitt hasznos jel feszültsége az erek közötti kapacitáson keresztül hatással van a másik éren vitt jelre. Mindkét jel önmagában hasznos, de a szomszéd ér szempontjából zavaró jel. A mérés során különböző árnyékolt kábelek kapacitását (az elosztott kapacitás eredőjét) kell meghatározni. A mérések ellenőrzéséhez tájékoztatón néhány jellemző kapacitás érték:

Kéterű árnyékolt kábel	erek között	130 pF/m
Kéterű árnyékolt kábel	ér-árnyékolás között	200 pF/m
koaxiális kábel	ér-árnyékolás között	100 pF/m

Mágneses csatolás

Amíg kapacitív csatolásnál a feszültségváltozás okozza a nem kívánt zajáramot, amely közvetve a vezetéket lezáró bemeneti és generátor impedancián hoz létre zajfeszültséget, addig mágneses csatolásnál az áramváltozás okoz zajfeszültséget. Itt a mágneses térerősség meghatározásának nehézségei miatt pontos, mért adatokat nehezen lehetne adni. Ez alól kivételnek tekinthető a hosszú két párhuzamos vezető. Ekkor $U_n = \omega M I_z$ ahol U_n az indukált zajfeszültség, I_z a zajáram amplitúdója, ω a zajáram körfrekvenciája, M a két vezető közti kölcsönös

induktivitás. Az árnyékolás és a belső ér közti kölcsönös induktivitás kb. $2 \mu\text{H/m}$, az árnyékolás soros ellenállása pedig $0.03 \Omega/\text{m}$. Egy ilyen kábel árnyékolásán folyó viszonylag kis áramok hatására is nagy zajfeszültség indukálódik a vezető érben. Az indukált zajfeszültség a hasznos jellel sorba kapcsolódik, így a generátor ellenállás csökkentése nem segít a hatástalánításban.

A csatolt mágneses zajok elleni védekezés tehát fontos követelmény. Törekedni kell arra, hogy a nagy áramú vezetékkel ne fussanak párhuzamosan a jelvezetékek. Ahol megoldható, ott célszerű csavart érpárt és szimmetrikus jelet alkalmazni. Jó védelem lehet megfelelő anyaggal való árnyékolás is.

A méréshez használható eszközök

Függvénygenerátor
Kézi multiméter (PC-hez csatlakoztatható)
Oscilloszkóp mérőfejjel
Elektróda csipeszek
Kábeltekercs

Mérési feladatok

1. Mérje meg a testfelszínen jelen levő hálózati eredetű zavarfeszültséget. A mérések alapján számítsa ki a hálózat-páciens és a páciens-föld kapacitásokat a páciens egy adott testhelyzetében.
2. A mérőcsoport egy tagján mérjék legalább 10 percen keresztül az alkarra helyezett két elektród közti impedanciát a METEX 3650D kézi multiméter segítségével. (A multiméter PC-hez csatlakoztatható.) Az impedanciákat a mérésvezető által megadott feszültségen és frekvenciákon mérjék. Jellemezzék a két elektród közti impedanciát (modell, frekvenciafüggés, időfüggés).
3. Mérje meg az asztalon található műszerek földpontjai illetve a fali csatlakozó tábla védőföldelése közti feszültségeket. Tapasztalatait írja le.
4. Állítson össze egy mérési elrendezést, amelyben egy árnyékolt kábel két ponton való földelése okozta (az árnyékoláson folyó áram miatt fellépő) hiba kimutatható, majd mérje meg ezt a hibát. Határozza meg az árnyékolás és a vezető ér közti kölcsönös induktivitás (M) értékét.
5. Határozza meg a mérésvezetőtől kapott különböző vezeték (árnyékolt vezeték, sodort érpár) ér-ér és/vagy ér-árnyékolás közti kapacitását.

Ellenőrző kérdések

1. Hogyan lehet megmérni a páciensnek a földhöz illetve a hálózathoz képesti kapacitását oscilloszkóp segítségével?
2. Miért láthatunk a testfelületen lényegesen torzabb hullámformát mint amilyen a hálózatban lehet?

3. Miért nem impedanciamérővel mérjük a fázis vezeték és a test közötti kapacitást?
4. Hogyan igazolható hogy a test egyes pontjai közötti impedancia sokkal kisebb mint a környezet felé mutatott kapacitások impedanciája?
5. Miért vagyunk kíváncsiak a test különböző pontjai közötti impedanciára?
6. Milyen problémát okozhat, ha a mérővezeték árnyékolását két ponton földeljük?
7. Milyen típusú zajok juthatnak a mérőkörbe kapacitív illetve induktív úton biológiai jelek mérésekor?
8. Miért kell az analóg és a digitális földet szétválasztani?

OB 6. ULTRAHANGOS DIAGNOSZTIKAI KÉSZÜLÉK

Elméleti alapok és a mérés tárgya

Az ultrahang terjedése

Az ultrahang a hallható tartomány feletti frekvenciájú nyomáshullám ami gázokban folyadékokban és szilárd anyagokban egyaránt terjed. A terjedést meghatározó legfontosabb akusztikai jellemzők a terjedési sebesség és az akusztikus impedancia. Mindkét jellemzőt az anyag sűrűsége és rugalmassága határozza meg. Néhány homogén anyag akusztikai jellemzői:

Anyag	Terjedési sebesség [m/s]	Akusztikus impedancia [kg/m ² s]
Levegő	330	400
Víz	1450	1430000
Zsír	1480	1380000
Lágy szövetek	1540	1630000
Izom	1570	1700000
Csont	3360	7800000

A diagnosztikai felhasználásokhoz kis átmérőjű (5-15 mm), közel párhuzamos sugárnyalábot kell előállítani. Az ultrahang nyaláb eltérő akusztikus impedanciájú anyagok határához érve részben visszaverődik, részben tovább halad. A tovább haladó rész a következő határfelületnél megint részlegesen visszaverődik. A merőlegesen beeső I_O intenzitású nyaláb visszavert része (I_V intenzitással) visszajut a hangforráshoz, a másik része I_T intenzitással egyenesen halad tovább. A két nyaláb intenzitása a reflexiós tényező (R_{1-2}) ismeretében így számítható:

$$I_V = I_O R_{1-2} \quad I_T = I_O (1 - R_{1-2})$$

Két anyag határfelületének reflexiós tényezőjét meghatározza a két anyag akusztikus impedanciája:

$$R_{1-2} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

Minél nagyobb az akusztikus impedanciák különbsége annál nagyobb a reflexió, és annál kisebb a tovább haladó hullám. Tehát a csonttól nagy visszavert jelet kapunk, de a mögötte elhelyezkedő rétegekről kicsit.

Szövet átmenetek	Reflexiós tényező	Reflexió %
Lágy szövetek-vér	~0,01	~1
Zsír-izom	~0,01	~1
Zsír-lágy szövetek	~0,01	~1
Zsír-csont	~0,5	~50
Lágy szövetek-levegő	~1	~100

Ferde beesésnél (hasonlóan a fénytöréshez) a visszavert és a tovább haladó nyaláb iránya megtörik és a reflexiós tényező nagysága is változik.

Az ultrahangos diagnosztikában a visszavert jelet használjuk fel a belső szervek helyének, körvonalának megállapítására. A vizsgált test felületére illesztett jelátalakító (transducer) rövid ultrahang csomagot bocsát ki, amely egyenes nyalábban terjed a testben és az eltérő akusztikai tulajdonságú szövetek határán visszaverődő része újra a jelátalakítóba jut. Tehát a test belsejéből visszhang (echo) érkezik a jelátalakítóba, amit az villamos jellé alakít. A kibocsátott jel és a visszhang közötti időből, a terjedési sebesség ismeretében, a visszaverő felület távolsága kiszámítható.

Terjedési veszteségek

Ha az anyag nem homogén, hanem eltérő akusztikus impedanciájú részecskéket tartalmaz amelyek mérete a hullámhosszal összemérhető ($0,1\lambda < d < 10\lambda$) akkor az anyagon áthaladó ultrahang egy része minden irányba szóródik.

Az ultrahang a homogén anyagban haladva is csillapodik. A csillapodás részben a nyaláb széttartásának (divergencia), részben az anyag elnyelésének következménye. Az elnyelést dB/cm -ben szokás megadni, értéke anyagfüggő és frekvenciafüggő. Például lágy testszövetben 1 MHz-en ~0,5 dB/cm és a frekvenciával arányosan nő. (10 MHz-en ~5dB/cm)

A terjedési sebesség és az akusztikus impedancia frekvenciafüggése elhanyagolható.

Ultrahang nyaláb előállítása és érzékelése

Az ultrahangot elektromos rezgés átalakításával nyerjük. Az elektromos–mechanikai jelátalakításra (mindkét irányban) piezoelektromos tulajdonságú anyagot használunk. Természetes piezoelektromos anyag a kvarc amelyből megfelelő kristályszerkezeti irányban kell kivágni az átalakítót. Mesterségesen előállított piezoelektromos anyag a bárium-titanát kerámia, amely a gyártás utolsó fázisában ráadott igen erős elektromos tér hatására polarizálódik és lesz piezoelektromos tulajdonságú. Az ultrahang technikában az utóbbi átalakítókat használják.

A piezoelektromos anyagból készített lapka (tárca) kétirányú jelátalakító tulajdonsága az alábbiakban nyilvánul meg:

1. A két szemben álló lapon fémezéssel kialakított elektródák közé feszültséget adva a lapka kismértékű méretváltozást szenved.
2. A lapkát megnyomva (deformálva) az elektródákon töltés jelenik meg.

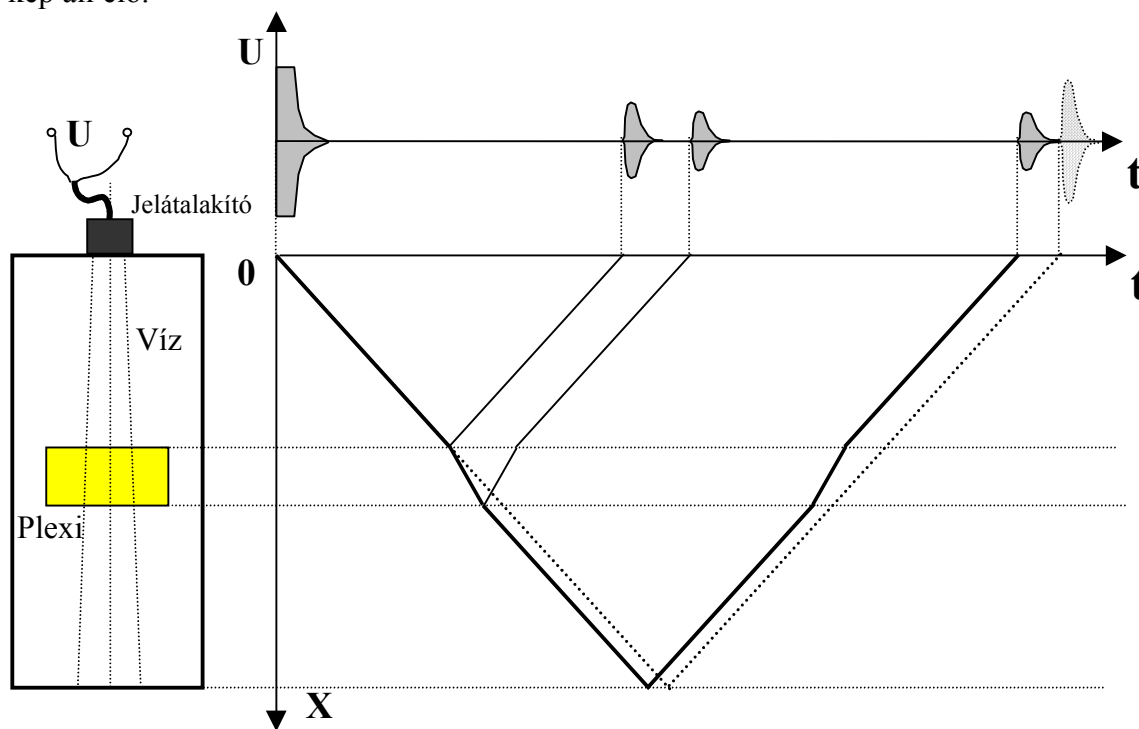
A kétirányú jelenség annál jobb hatásfokú minél inkább a lapka mechanikai rezonanciáját megközelítő frekvencián vizsgáljuk. A lapkának (elosztott rendszer lévén) többféle rezonanciája lehetséges. Az ultrahang adására és vételére szolgáló jelátalakítók így a lapka méretei által meghatározott legkedvezőbb rezonancia frekvencián működnek. Egy gyakorlatban hasz-

nálható jelátalakító a piezoelektromos lapkán kívül a test felé akusztikus illesztő réteget, ellenkező irányban támasztó és csillapító rétegeket tartalmaz és szigetelő tokozásba van beépítve. A kisugárzott nyaláb átmérője nagyjából megegyezik az átalakító átmérőjével. Az átalakító méreteit csökkentve növekszik a rezonancia frekvenciája. A kisugárzott nyaláb párhuzamossága a jelátalakító konstrukciójával illetve akusztikus lencsével javítható. Általában igaz, hogy adott frekvencián párhuzamosabb nyaláb előállításához nagyobb átmérőjű sugárzó szükséges.

Az orvosi diagnosztikai berendezésekben az 1 ... 10 MHz frekvencia tartományt használják. Nagyobb frekvencián kisebb méretű sugárzóval, vékonyabb nyalábbal, jobb felbontást kapunk (végső korlát a hullámhossz) de a nagyobb csillapítás következtében kisebb lesz a hatótávolság.

A visszhang kép

Az 1. ábrán az ultrahang út-idő diagramját látjuk, amint a kisugárzott jel részlegesen visszaverődik a vízben elhelyezett plexi két felületéről és teljesen visszaverődik az edény szemközi faláról. A plexi tárgyat eltávolítva a szaggatott vonallal rajzolt út-idő diagram és visszhang kép áll elő.



1. ábra

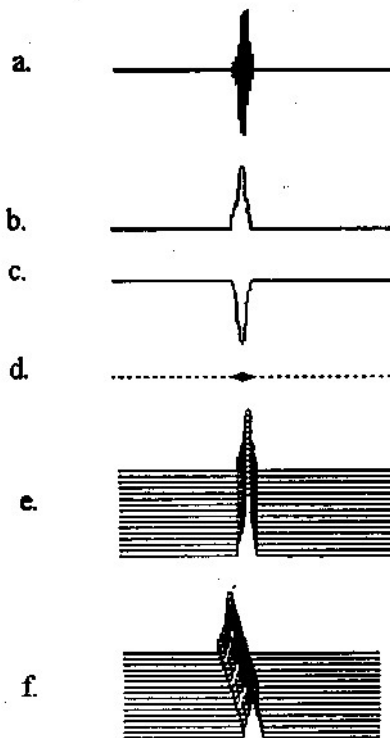
1.

A visszhangkép kiértékelése szempontjából az lenne a kívánatos, hogy a visszhang amplitúdója a szövetek minőségétől függjön. A terjedési veszteségek következtében azonban minél távolabbi a határfelület annál kisebb visszhangot kapunk róla. Ennek ellensúlyozására a visszhangot változó mértékben kell erősíteni, a távolság növekedésével egyre nagyobb erősítéssel. A távolság függés egyúttal idő függést is jelent, ezért a diagnosztikai készülékeknek ezt a részét gyakran hívják TCG (time compensated/controlled gain) erősítőnek.

Az orvosi célú készülékekkel rendszerint keresztmetszeti képet akarunk előállítani. Egy egyszerű rögzített sugárzóval (mint a jelen esetben is) csak a tengelyvonalaiba eső szövet-

átmenetek helyét (a sugárzótól mért távolságát) lehet megjeleníteni, vagyis egy vonal menti „metszetről” kapunk információt. Ennek szemléletessé tételére több ábrázolási módot használnak. Oszcilloszkópon idővel arányos vízszintes eltérítés mellett a jelátalakító erősített feszültségét adjuk a függőleges eltérítésre. Az eltérítést az adás kezdetén kell indítani (ezért a mérésnél a vezérlő áramkörből kijövő WEN jel legyen az oszcilloszkóp trigger jele). Ilyen visszhang kép látható az 1. ábrán. „Tisztább” ábrát kapunk, ha az oszcilloszkóp függőleges eltérítésére az ultrahang burkológörbét a demodulált ultrahangot adjuk. Mindkét esetben a függőleges kitérés hordozza a visszhang nagyságának információját. Ez az ún. **A módú** ábrázolás.

Lehetséges hogy a demodulált visszhang jellel nem függőleges eltérítést hanem fényerő modulációt végzünk. Ez a **B módú** ábrázolás. Ha az egymás után következő visszhang képeket nem egymásra hanem egymás alá rajzoljuk, akkor megjeleníthető a visszaverő rétegeknek a sugárra merőleges mozgása. Ez utóbbi az **M** vagy **TM módú** ábrázolás. A demonstrációs készülékkel az előbbi ábrázolások mindegyike és azok kombinációi is megvalósíthatók.



2. ábra

A visszhang különböző megjelenítési formái az oszcilloszkóp képernyőjén: **a.** az ultrahang időfüggvénye **b.** a demodulált ultrahang pozitív burkológörbéje **c.** a negatív burkológörbe **d.** fénymoduláció **e.** függőlegesen eltoltt burkológörbék **f.** mozgó felület képe.

Kétdimenziós megjelenítés

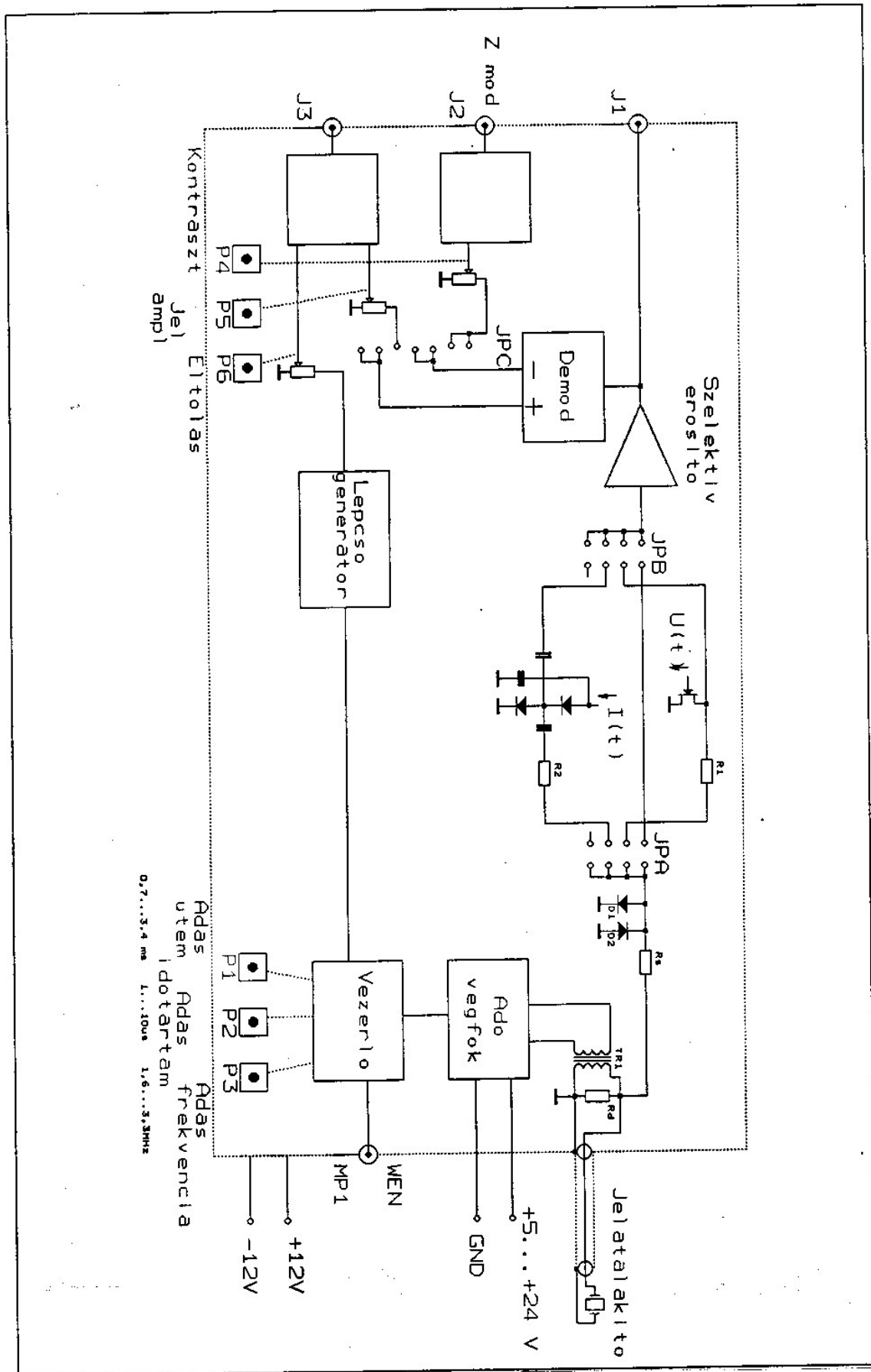
A keresztmetszeti kép előállításához az ultrahang nyalábbal a keresztmetszet síkjában pásztázó mozgást kell végezni, és a kapott visszhang képek sorozatát kell a képernyőn (intenzitás formájában) tárolni és megjeleníteni. A pásztázó sugár pillanatnyi irányának és a képernyőre felkerülő visszhangkép vonalnak irányhelyes kapcsolatban kell lenni. Az ultrahang nyaláb

pásztázó mozgását a korai berendezésekben kézi mozgatással lehetett megvalósítani. (Problematikus volt a jelátalakító irányát a képfeldolgozás felé szinkronban továbbítani.) Későbbi megoldásokban a jelátalakító a tokon belül végzett elektromosan vezérelt mechanikus irányváltoztatást. Az új megoldásokban a jelátalakító piezoelektromos része több kis szegmensből áll, amelyekre adott gerjesztőjelek eltérő fázisával a sugárzás iránya változtatható. Így a pásztázó nyaláb mozgó mechanizmus nélkül előállítható.

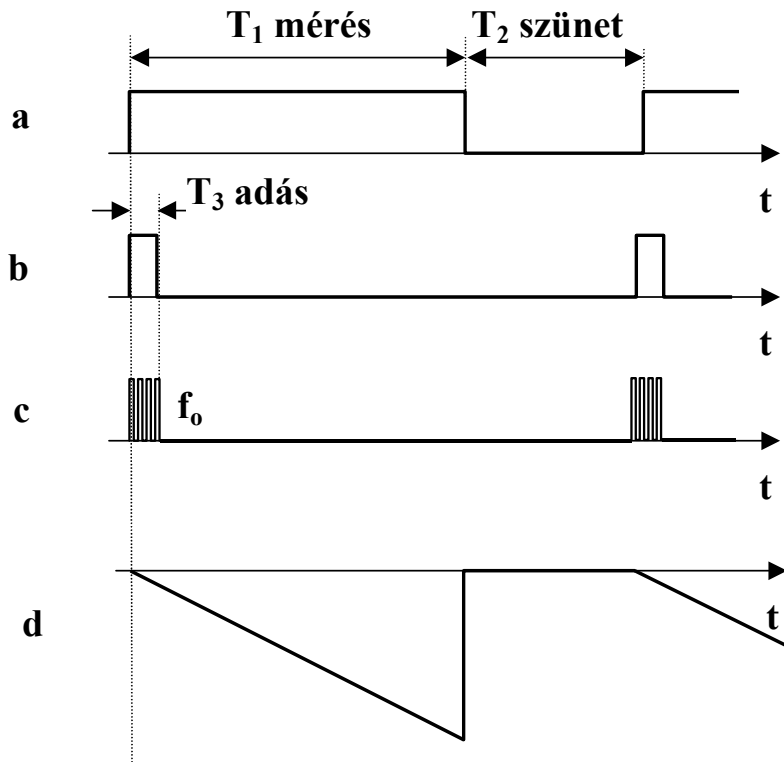
A vizsgálandó demonstrációs készülék

A test modellje egy vízzel töltött edény amelynek egyik oldalfalán gumimembránnal fedett ablak modellezi a bőrt. Ide szorítjuk a jelátalakítót, amelynek homlokfelületét előzőleg zselével bekentük. Ez biztosítja, hogy légréteg nélküli, jó akusztikus csatolás legyen az átalakító és a test között. A víz akusztikus jellemzői közel állnak a testszövetekhez. A kissé eltérő akusztikus tulajdonságú belső részeket a vízbe merített plexi lemezzel modellezzük. Az erősen eltérő akusztikus tulajdonságú csontokat textilkakelit lemezzel modellezzük.

A BLT-2 jelű demonstrációs készülék blokkvázlata a 3. ábrán látható.



3. ábra
A BLT2 jelű demonstrációs készülék blokkvázlata



4. ábra

Vezérlő jelek: **a.** mérési ütem **b.** adás engedélyezés **c.** adó végfokozat vezérlőjele
d. távolságfüggő erősítés (FET-es osztó) vezérlőjele.

A készülék vezérlő áramköre állítja elő a periodikusan ismétlődő mérések vezérlőjeleit. A fontosabb vezérlő jeleket a 4. ábra mutatja. Egy mérési ciklus mérésből (T_1) és a mérések közti szünetből (T_2) áll. Az ezt ütemező jel (WEN) periódusideje a P1 potenciométerrel változtatható (a kitöltési tényező nem szabályozható). A mérési szakasz kezdetén a WEN jel fel-futó élénél indul az adás amelynek időtartama P2 -vel szabályozható. Ezen időtartamon belül az adó áramkör végerősítője f_0 frekvenciájú vezérlést kap. Ezt a frekvenciát P3-al úgy állítjuk be, hogy a jelátalakító szempontjából optimális legyen. Az adás időtartama (az ultrahang impulzus szélessége) hatással van az érzékenységre és a felbontásra. A végfokozat külön tápfeszültségről működik, így a feszültséget változtatva változtatni tudjuk az adás jel amplitúdóját. A végfokozat kimenetén transzformátor növeli az adás feszültségét néhány száz voltra. A vevő áramkör bemenetét diódás vágó áramkör védi ettől a feszültségtől. A vett visszhang jel amplitúdója $< 0,5$ V ezért a visszhangot a diódák nem befolyásolják. A JPA, JPB jumperek elhelyezésétől függően az átalakítóból érkező jelet közvetlenül, vagy kétféle variáns feszültségosztón keresztül vezethetjük a szelektív erősítőre. A variáns osztók olyan időfüggő vezérlőjelet kapnak amelynek hatására az adást követő pillanatban erősen leosztanak ($a \approx 0,1$), majd a mérési szakasz végéig a leosztás folyamatosan megszűnik ($a \approx 1$). A távolság- (vagy idő) függés karakterisztikája felrajzolható az oszcilloszkóppal ha a bemenetre állandó amplitúdójú szinuszos feszültséget adunk. A variáns osztókat (amelyek kiiktathatók) követően egy 2 MHz-re hangolt szelektív erősítőre kerül a jel. Ennek kimenete a J1-en hozzáférhető. A szelektív erősítő kimenete egy demodulátorra kerül, mind a pozitív mind a negatív burkológörbe előállítható. A J2 kimenet intenzitás modulációra használható (oszcilloszkóp Z bemenetére kapcsolva), a jel amplitúdó - és így a kontraszt - a P4-es potenciométerrel állítható. A J3 ki-

meneten a demodulációval előállított burkológörbe (amelynek amplitúdója a P5-ös potencióméterrel állítható) és a lépcsőgenerátor kimeneti jelének összege jelenik meg, a lépcsőfeszültség nagysága a P6-os potencióméterrel szabályozható.

A lépcsőjel generátor kimeneti feszültsége minden mérési ciklus elején (WEN felfutó éle) változik 16 egyenlő lépésben.

Ha a lépcsőjelet hozzáadjuk a feldolgozott visszhang képéhez, akkor az oszcilloszkópon 16 egymás utáni visszhang képet egymás alatt láthatunk, ami a TM módú ábrázolás modellezése.

Mérési feladatok:

Ellenőrizze a készülék működését. Figyelje meg a visszhangot, és a többszörös visszhangokat, fém visszaverő felületről. Az első három mérési feladatot állandó erősítésű erősítővel kell végezni, akkora amplitúdójú jelekkel amelyek nem okoznak túlvezérlődést az erősítőben még 3 cm tárgytávolságnál sem. A jelek amplitúdóját az adó áramkör tápfeszültségével lehet változtatni.

1. Mérje meg az ultrahang futási idejét vízben, több távolságnál. Diagramban értékelje a kapott adatokat és határozza meg az ultrahang sebességét.
2. Mérje meg az ultrahang amplitúdóját vízben, több távolságnál. Diagramban értékelje a csillapodás távolságfüggését.
3. Mérje meg a terjedési sebességet plexiben, és mérje meg a reflexiós tényezőt a víz–plexi határfelületen.
4. Mérje meg a különböző típusú távolságfüggő erősítések karakterisztikáját.

A további méréseknél használja a távolságfüggő erősítőt és a szükséges mértékben növelje meg a visszhangot (az adás feszültségének növelésével)

5. Állítsa össze és próbálja ki a visszhang megjelenítésének különböző módszereit.
6. Definiáljon mérési módszert és mérje meg a készülék radiális és laterális felbontását. A mért adatok mellett adja meg az adás hosszát is!

Ellenőrző kérdések:

1. Számítsa ki, hogy a kibocsátott 2 MHz-es ultrahang intenzitása lágy szövetben hányad részére csökken ha 10 cm távolságban lévő 50% visszaverő képességű felületről érkezik vissza a sugárzóhoz.
2. Miért akadályozza a mérést, ha a vízből buborékok válnak ki a membránra?
3. Mitől függ az ultrahang terjedési sebessége és a visszaverődés mértéke?
4. Hogyan mérné meg a vízbe helyezett plexiben az ultrahang sebességét?
5. Mitől függ az axiális és a laterális felbontás?
6. Milyen módszerekkel lehet megjeleníteni az ultrahanggal érzékelt visszhang képet?