

МЕТОД ЗА ИЗМЕРВАНЕ НА БИОИМПЕДАНС

Автор: инж. Ферас Ал Хатиб. ТУ-София катедра "Електронна Техника"

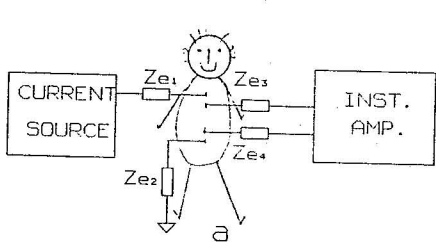
Въведение

Електроимпедансните методи са известни отдавна на клиничната медицина. Те се основават на измерването на импеданса на човешкото тяло или на дадена част от него. В по-голяма част от публикациите, както и в комерсиализираните апарати се използва измерване на абсолютна стойност на импеданса или на реалната съставка. Напоследък все повече нараства необходимостта от измерване на импеданса като комплексна стойност, т.е. измерване на активна и реактивна съставка (модул и фаза). Това е свързано със широкото навлизане в клиничната практика на Електроимпедансната Спектроскопия използвана предимно за следене на изменението на количество течности по време на хемодиализа и постоперативни състояния [1,4,5,7,8]. Освен това в експерименталните изследвания на хетерогенни структури на биологическите тъкани, както и при Електроимпедансната Томография, също е необходимо измерване на реактивната съставка [6].

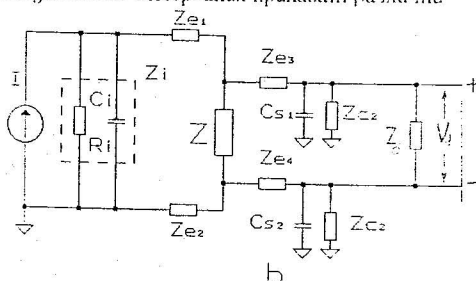
Високата проводимост на биологическите тъкани прави трудно точното измерване на фазата, тъй като дефазиранието, което те внасят е много малко в сравнение с това на усилвателите и на паразитните капацитети на отвеждащите кабели. Освен това голяма грешка внасят синфазните сигнали. Работата в широк честотен (от 200 Hz до 300 kHz, а понякога и до 500 kHz) и динамичен (от 20 Ω до 1 k Ω) диапазон създава допълнителни трудности за постигане на висока точност. Ето защо трябва да се вземат специални мерки при проектирането на входната верига.

Потискане на синфазните сигнали

Използваните източници на ток в биоимпедансните измервания прилагат различни



$Z_{e1,2,3,4}$ кожноелектродни импеданси



R_1 изходно съпротивление на източника на ток
 C_1 изходен капацитет на източника на ток
 $C_{s1,2}$ кабелни паразитни капацитети

- фиг. 1 -

схеми на преобразуватели напрежение/ток с ОУ. Това налага или поставянето на пациента в ООВ на ОУ или свързването му към общия проводник (фиг. 1а). Използването обаче на подобни схемни решения довежда до появата на синфазни сигнали. Последните се дължат на протичане на тока от генератора през Z_{c2} . По този начин, върху Z_{c2} се създава напрежение, което е всъщност синфазен сигнал. Тук е необходимо да се отбележи, че ситуацията при биоимпедансните измервания се различава от тази на снемане на биопотенциали, защото при снемане на биоимпеданс, както синфазния, така и полезния сигнал се дължат на един и същи ток с една и съща честота. Това довежда до грешки в самите крайни резултати.

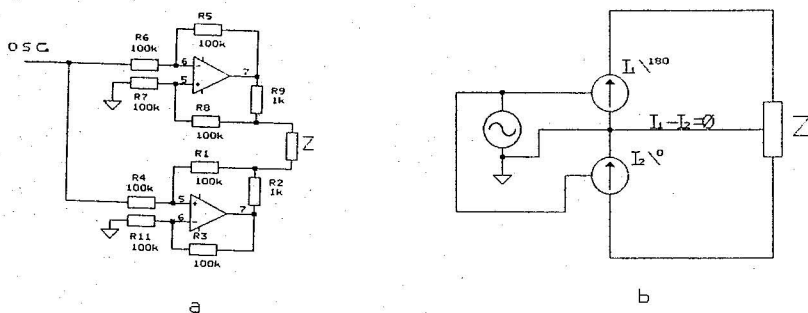
На фиг. 1b е дадена еквивалентна схема на входната верига. Ако претположим, че изходния импеданс на източника на ток Z_i , входния диференциален импеданс Z_d и входните импеданси за синфазни сигнали Z_{c1} , Z_{c2} са безкрайно големи, изходното напрежение е:

$$V_o = A_d V_d + A_c V_d / 2 + A_c V_c = A_d I_c [Z_c (1 + 1/2 CMRR) + Z_{c2} / CMRR] \quad (1)$$

A_d е диференциалния коефициент на предаване на измервателния усилвател.

A_c е коефициента на предаване на синфазни сигнали на измервателния усилвател.

От (1) се вижда, че за намаляване на синфазния сигнал е нужно да се осигури висок CMRR, който да има постоянна стойност за работния честотен обхват. Избор на ОУ с висок CMRR не решава проблема, тъй като кожноелектродните импеданси заедно с паразитните капацитети преобразуват синфазния сигнал в диференциален. Това е разгледано подробно в [2, 3]. Ето защо е необходимо да се редуцира самия синфазен сигнал. Това се постига, чрез редуциране на Z_{c2} . По-добро решение е предложено на фиг. 2.



- фиг.2 -

Реализираме диференциален източник на ток, като свързваме последователно два преобразувателя напрежение/ток едния, от които инвертира сигнала от генератора на 180° . По този начин напреженията на кожноелектродните импеданси не оказват влияние. Това ясно се вижда от фиг. 2b. Тук синфазни сигнали могат да се появят в

резултат от недобрата симетрия между двата преобразувателя U/I. За това е много важно схемата да е добре балансирана. Това се осъществява, като се използват прецизни резистори в обратните връзки на ОУ.

Освен редуциране на синфазните сигнали, схемата има едно много важно предимство, което се изразява в това, че ако схемата е добре балансирана няма да протича постоянен ток (утечен ток към земя) през пациента. По този начин отпада използването на трансформатори, на оптрони и на кондензатори на изхода на източника на ток. Това намалява значително фазовите грешки, които изброените елементи внасят.

Друго предимство на предложената схема е постигане на високо изходно съпротивление. То се определя от

$$R_1 = R / \Delta R \quad (2)$$

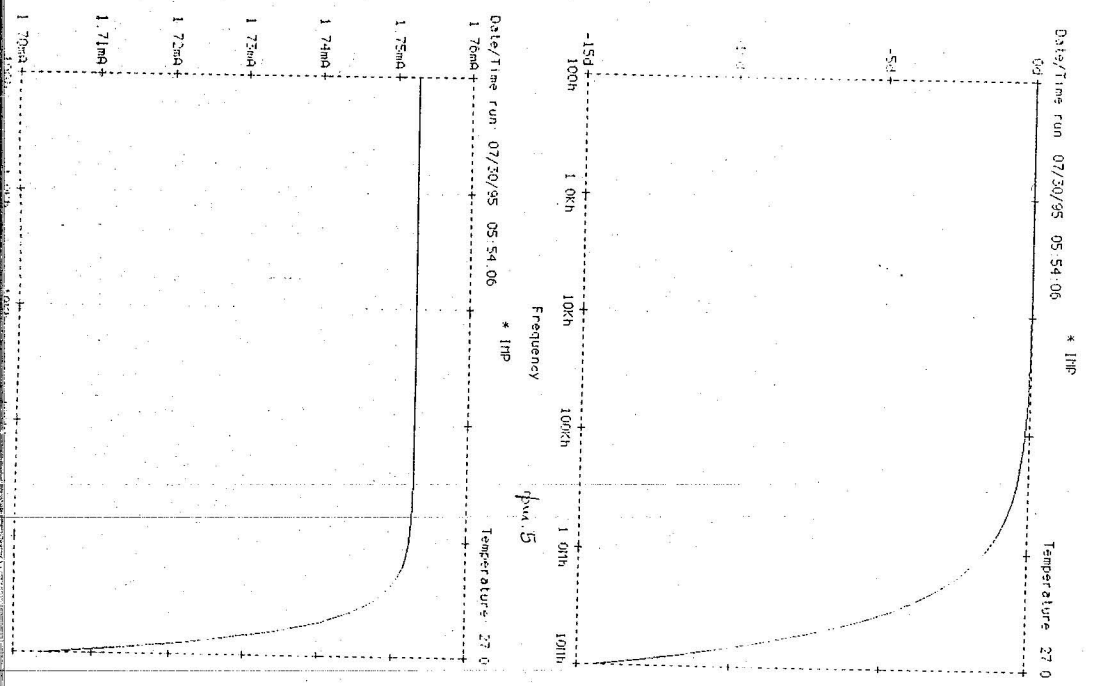
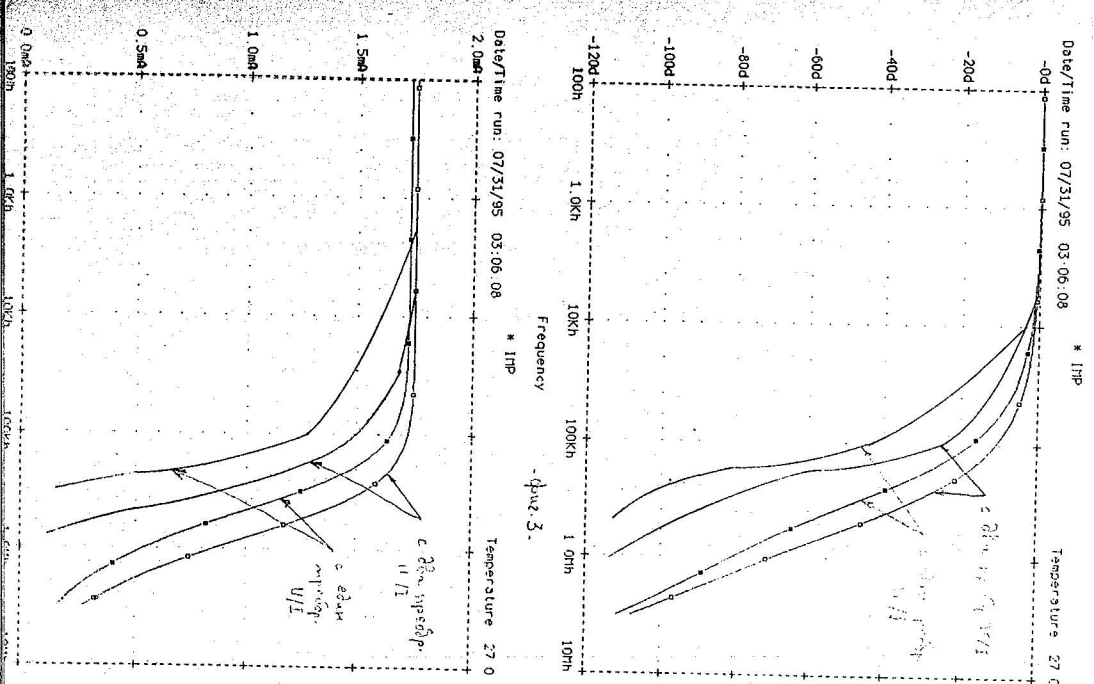
ΔR е разликата в съпротивленията на обратните връзки определена от толеранса на резисторите, а R са стойностите на самите резистори. Те трябва да се изберат с малък толеранс (0,1%, 0,01%) и с възможно по-големи стойности. Практически постигнахме изходно съпротивление над 1M Ω с максимален товар $Z = 5k\Omega$.

Освен изходното съпротивление трябва да се вземе на предвид и изходния капацитет. Последният отразява всички дефазирания на схемата. Това е критичен фактор, който влияе на точността, при измерване на реактивната съставка. Ето защо е необходимо да се използват високочестотни ОУ с честота при 3dB затихване, по-голяма от максималната работна честота. Това налага използване на ОУ с честотна лента по-голяма от 30MHz.

Предложената схема има по-добри честотни характеристики от схема със само един източник на ток. Реализирахме експериментални измервания на предложената схема и на схема само с единия източник на ток. Нарочно използваме ОУ с ограничена честотна лента-TL082. Резултатите от измерванията и от симулация на PSPICE са дадени на фиг.3 (АЧХ) и фиг.4 (ФЧХ). Виждат се преимуществата на диференциалния източник на ток при по-високите честоти. На фиг.5 и на фиг.6 са представени резултатите от симулацията, с използване на високочестотни ОУ. Дефазирането при 300kHz е 0,4°, което угоден-творява изискванията за Електроимпедансна Спектроскопия.

Редуциране влиянието на кабелните паразитни капацитети

На фиг.1b е илюстрирано влиянието на кабелните паразитни капацитети. Изходният паразитен капацитет се комбинира с този на кабелите, свързващи източника на ток към пациента. Това означава, че колкото и малък изходен паразитен капацитет на източника на ток да е постигнат, то кабелният капацитет действа за неговото увеличаване. Така се създава фазова грешка, която зависи от импеданса на пациента. Поради този факт не е възможно тази грешка да се компенсира, чрез калибриране.

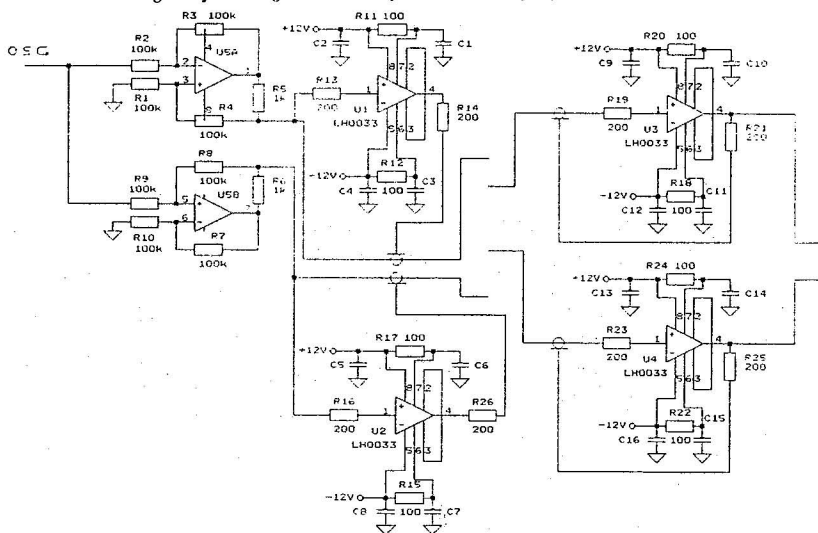


Освен това много малки паразитни капацитети могат да внасят много големи фазови грешки.

Паразитните капацитети на кабелите отвеждат полезния сигнал към измервателния усилвател заедно с кожнелектродните импеданси също внасят значителни грешки, както в измерването на активната съставка, така и на реактивната. Сумарното дефазирание внесено от паразитните капацитети може да достигне стойности от порядъка на 10° .

За редуциране на паразитните капацитети обикновено се използва методът на управление на потенциала на оплетката на кабела, като се взема напрежение от някаква средна точка на измервателния усилвател и се връща към екрана с помощта на ОУ свързан като повторител. Използването на този метод тук е невъзможен поради самовъзбуждането на ОУ при високите честоти.

На фиг.7 е показано разработено от нас схемно решение, което премахва този проблем. На входа на измервателния усилвател са поставени интегрални буфери LH0033. Освен за редуциране на паразитните капацитети, те са поставени поради техния малък входен ток, тъй като използването на т.н. bootstrap буфери [3] е невъзможно, когато се работи с широка честотна лента на генератора. Резисторът от 200Ω на входа служи за да не се получи самовъзбуждане.



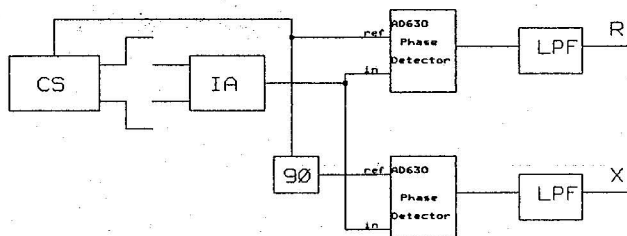
- фиг.7 -

Същите буфери са използвани и за редуциране на паразитните капацитети на изхода на източника на ток. Трябва да се отбележи, че всеки един от кабелите е скраниран поотделно.

На фиг.8 е показан синтезиран метод за снемане на биоимпеданс. Използвани са фазочувствителни детектори (ФЧД), които позволяват измерването на активната и реактивната съставка да става поотделно. Това се осъществява, като на единия ФЧД опорния сигнал се инвертира на 90° . Тук реактивната съставка се измерва в Ω . Този метод е по-добър от измерването на самата фаза, тъй като е по-точен. Освен това позволява работа в необходимия динамичен диапазон и позволява да се правят измервания на тъкани с високо отношение активна съставка/реактивна съставка.

Заключение

Снемането на биоимпеданс е свързано с редица трудности, дължащи се предимно на синфазните сигнали и паразитните капацитети. Последните внасят значителни грешки при измерване на реактивната съставка, което прави трудно нейното точно



- фиг.8 -

измерване в широк честотен обхват. Поради факта, че тези грешки зависят до голяма степен от импеданса на пациента, тяхното редуциране, чрез калибровка е невъзможно. Предложеният метод може значително да намали споменатите грешки.

Литература:

1. A. Lozano J. Rossel R. Pallas-Areny "Two-frequency impedance plethysmograph: real and imaginary parts". *Med. Biol. Eng. Comp.* pp.38-42. Jan. 1990.
2. A.C. Mcetling van Rijn A. Peper C.A. Grimbergen. "High-quality recording of bioelectric events Part 1" *Med. Biol. Eng. Comp.* pp.389-395. Sept. 1990.
3. B. Winter J. Webster "Reduction of interference due to common mode voltage in biopotential Amplifiers". *IEEE Trans. Biomed. Eng. Vol. BME. No 1. pp.58-61 Jan. 1983.*
4. H.G. Goovaerts & all. "Microprocessor-based system for measurement of electrical impedances during haemodialysis and in postoperative care". *Med. Biol. Eng. Comp.* pp.75-80. Jan. 1988.
5. J. Cabo R. Pallas-Areny "AMBAR: An ambulatory Bioimpedance Recorder". *Word Congress on Medical Physics and Biomedical Eng. Rio de Janeiro pp.747 1994.*
6. J.G. Webster "Electrical Impedance Tomography" *Adam Hilger ISBN 0-85274-304-1. 1990.*
7. P. Sanches & all. "First clinical experiences with atraumatic electrical impedance measurements to assesment of ischemia tolerance of human liver for transplantation". *Word Congress on Medical Physics and Biomedical Eng. Rio de Janeiro pp.759 1994.*
8. W. Gerth C. Watke "Electrical impedance spectroscopic monitoring of body compartmental volume changes". *J. Clin. Eng. Vol. 18 No 3 pp.253-260. May-June 1993.*

COMPLEX BIOELECTRIC IMPEDANCE MEASUREMENT

Feras Al Khatib Tech. Univer. -Sofia

Bioimpedance measurements are not free from electrode-skin impedance problem. The situation is different from that in biopotential amplifiers because: the common and differential mode voltages here are due to the same current; and the electrode-skin impedances of the current source can introduce a large common mode voltage. This means that some usual assumption when studying biopotential amplifiers can not be taken for granted here.

A method employing two balanced current sources in series is proposed. This can effectively eliminate the common mode voltage due to the current electrodes. Phase errors due to stray capacitances are minimized using properly designed high frequency integrated-circuit buffer-amplifiers with shield drivers.

The system proposed here can measure both real and imaginary impedance component with sufficient accuracy over a wide frequency range using a technique known as phase-sensitive detection.