

СНЕМАНЕ НА БИОЕЛЕКТРОИМПЕДАНСНИ СИГНАЛИ ПО ВРЕМЕ НА ХЕМОДИАЛИЗА

инж. Ферас Ал Хатиб, катедра "Електронна Техника" ТУ-София
д-р Ненчо Ненчев, "Държавна Институтска Болница по Ендокринология" МУ-София

ELECTRIC IMPEDANCE MEASUREMENTS OF BODY FLUIDS DURING HEAMODIALYSIS

Feras Al Khatib - Technical University-Sofia
Nentcho Nentchev - Medical University-Sofia

An instrument designed for accurate measurement of body impedance is described. It injects an alternating current of 2mA p-p with different frequencies (between 200Hz and 300kHz) and detects the voltage proportional to the resistance and the reactance of the whole body impedance, measured between the wrist and the ankle.

From the measurements two crossover frequencies were observed: a low crossover frequency determined by the extracellular fluid compartment and membrane capacitance, and a high crossover frequency determined by extra- and intracellular fluid compartments and membrane capacitance, representing the total compartment.

Measurements were accomplished on twelve patients undergoing haemodialysis. Prediction equations were used to estimate Total Body Water (TBW) and Extracellular Water (ECW). The results support the concept that multi-frequency impedance measurements give an accurate assessment of body fluid volume and body fluid shifts between compartments and that the method can be used in determining specific parameters for selected groups of patients undergoing haemodialysis.

Увод

Измерването на изменението и баланса на течности в човешкия организъм е важен параметър, който трябва непрекъснато да се следи по време на хемодиализа и при интензивни състояния. Класическите методи за измерване на течности, като например антропометричните измервания, дилуционните методи и методите използващи радиоизотопи са инвазивни, скъпи и не могат да се повтарят през кратки интервали от време, което ги прави неподходящи за клиничната практика.

Измерването на импеданса на биологическите тъкани в широк честотен обхват може да даде достатъчно точна оценка за състоянието на течностния баланс в организма. Методът е неинвазивен и позволява непрекъснато следене на баланса на течности, както и разграничаването на екстрацелуларните и интрацелуларните течности. Това се дължи на факта, че при ниски честоти, токът който се пропуска през тъканите за измерване на тяхния импеданс не може да премине през клетъчните мембрани, а преминава само през

екстрацелуларното пространство. При високи честоти влиянието на клетъчните мембрани намалява и токът протича и през интрацелуларното пространство.

Метод и апаратура

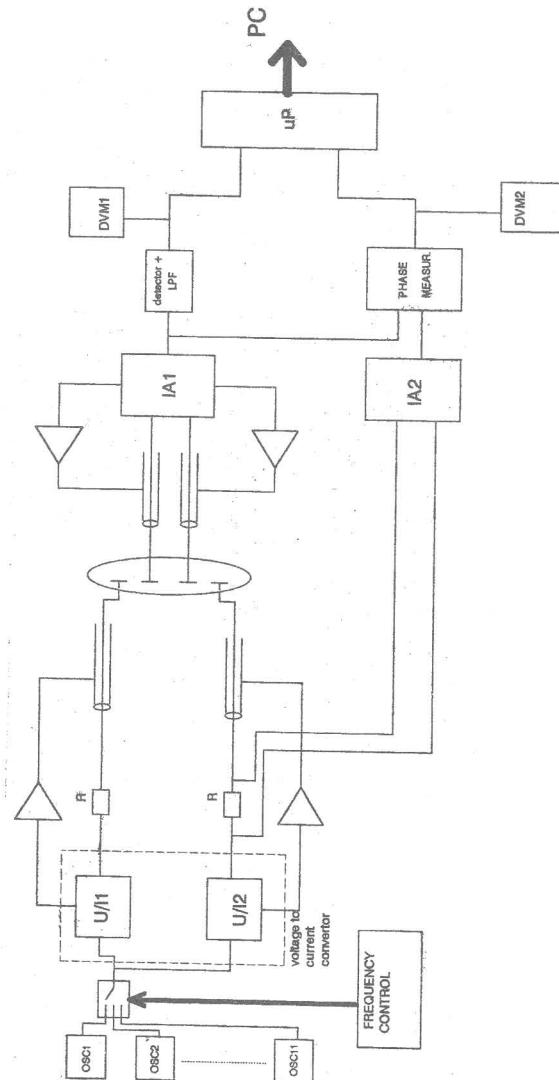
За получаване на физиологично обосновани резултати е необходимо да се познават много добре грешките дължащи се на техническите средства за измерване, които много автори пренебрегват и които са в основата на намаляване на точността и чувствителността на метода.

Със съвременната електронна елементна база не съществуват особени проблеми за реализацията на самата апаратура. Доказано е обаче, че колкото и добри технически средства да се използват и ако не се вземат специални мерки, интерфейсът пациент апарат не позволява да се постигне висока точност [1]. Това включва влиянието на синфазните сигнали, на кожноелектродните импеданси, на паразитните капацитети, а също така на изходния импеданс на източника на ток и на входния импеданс на измервателния усилвател. Всички тези паразитни импеданси са честотно зависими и променливи по време на изследването. Тяхното изменение в честотната област силно наподобява това на импеданса на пациента, от който зависи и сумарната грешка. Поради тази причина компенсирането с помощта на калибрационни процедури и използването на стандартни измервателни уреди за оценка на биоимпеданса , както правят много автори [2,3,4] е невъзможно и води до грешки. Това важи особено за измерване на реактивната съставка (фазата) на биоимпеданса, тъй като ако не се вземат специални мерки за компенсиране на кабелните паразитни капацитети, то последните заедно с кожноелектродните импеданси могат да влошат рязко точността.

Поради тези причини за целите на изследването беше проектиран специализиран модул за Електроимпедансна Спектроскопия (фиг.1). Предвидена е възможност за работа в динамичен диапазон от 20Ω до 1000Ω при ток $2mA$ p-p. Работният честотен обхват е от $200Hz$ до $300kHz$. Измерват се модула и фазата на биоимпеданса.

Измерванията се правят при избрани честоти ($200Hz$, $500Hz$, $1kHz$, $2kHz$, $5kHz$, $10kHz$, $20kHz$, $50kHz$, $100kHz$, $200kHz$ и $300kHz$). Използвани са 11 самостоятелни осцилатора, като по този начин се гарантира добра амплитудна стабилност и малка грешка от нелинейни изкривявания, включително и с използване на дълбока обратна връзка с допълнителен операционен усилвател и полеви транзистор. Така нелинейните изкривявания са под 0,1%, а грешката, която те внасят е по-малка от 0,01%.

Преобразувателят напрежение-ток е съставен от два самостоятелни преобразувателя свързани в балансна схема, единият от които инвертира сигнала от осцилатора на 180° . Получава се диференциален преобразувател напрежение-ток, при което се намалява синфазното напрежение на входа на усилвателя. Така значително намалява грешката от



фиг. 1

синфазни сигнали и влиянието на паразитни смущения. Постигнат е изходен импеданс 1 МΩ за целия честотен обхват, което гарантира точност 0,1% за максимален импеданс на пациента от 1 kΩ.

Полезните сигнали се съмня с помощта на променивотоков инструментален усилвател IA1 и се подава да прецизен двупулупериоден детектор и нискочестотен филтър (LPF),

след който се получава напрежение пропорционално на модула на импеданса измерено с цифровия волтметър DVM1.

С помощта на втори променливотоков инструментален усилвател IA2 се взима опорен сигнал от съпротивление R с малка стойност включено в пациентната верига. Този сигнал, заедно със сигнала от IA1 се подават на специализирана схема за измерване на дефазирането завършваща с втори цифров волтметър DVM2. С този подход се избягва евентуална грешка от дефазиране, при широкия честотен обхват на диференциалния преобразувател напрежение-ток.

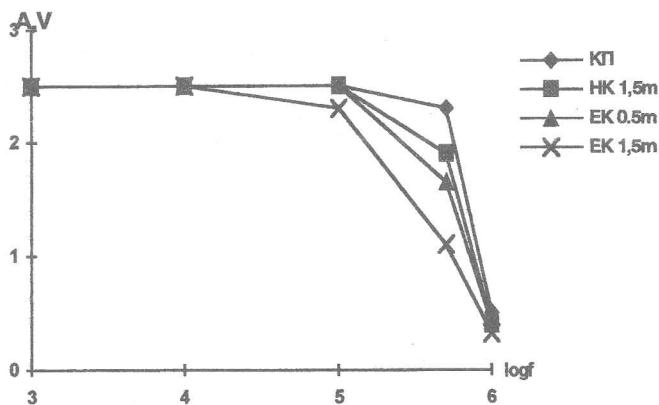
Така получени, сигналите се преобразуват и постъпват към персонален компютър за визуализация и допълнителна обработка.

Проектиран по този начин, модулът осигурява точност по-висока от 1%, което напълно удоволстворява целите на изследването.

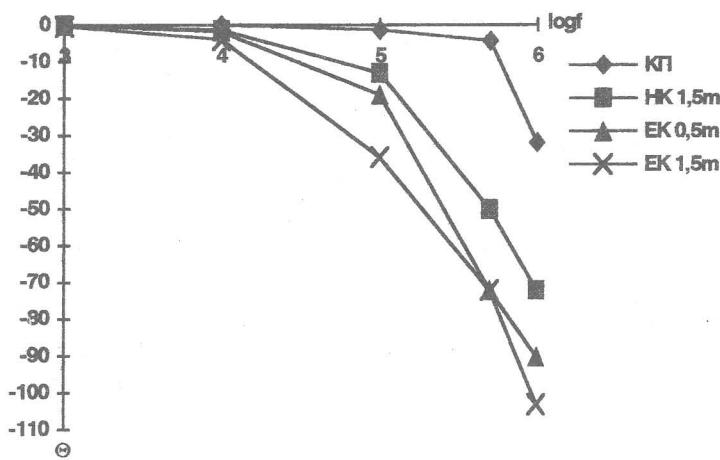
Специално внимание е обрнато на компенсирането на кабелните паразитни капацитети. На фиг. 2 са показани експериментално снети данни относно влиянието на използваните кабели (а по този начин и на кабелните паразитни капацитети) върху измерването на модула на биоимпеданса (напрежението A на изхода на инструменталния усилвател IA1) при използване на къси неекранирани проводници (КП), на неекраниран кабел дължина 1,5m (НК 1,5m), на екраниран кабел дължина 0,5m (ЕК 0,5m) и на екраниран кабел дължина 1,5m (ЕК 1,5m). В последните два случая токовите и напрежителните кабели са обхванати от общ екран, който се управлява от напрежение снето от една средна точка на инструменталния усилвател IA1, както това се прави при снемане на ЕКГ и ЕМГ сигнали. На фиг. 3 е показана същата зависимост за измерване на фазата на биоимпеданса. Данните са снети в лабораторни условия, като импеданса на пациента е заместен с чисто активно съпротивление. Става ясно, че влиянието на кабелните паразитни капацитети наподобява това на изменението на импеданса на пациента в честотна област, поради което грешката не може да се компенсира в крайните резултати. Това е причината може би, поради която някои автори [4] получават високи стойности за фазата на биоимпеданса, както и за нейното изменение. Ето защо се наложи екраниране на всеки кабел самостоятелно и управление на всеки екран поотделно (фиг.1). По този начин постигахме нулево дефазиране в целия честотен обхват при чисто активно съпротивление на входа и същите условия, при които бяха снети данните от фиг. 2 и фиг. 3.

Резултати

Измерванията са направени върху дванадесет пациенти подложени на хемодиализа в отделението по хемодиализа на Държавна Институтска Болница по Ендокринология към Медицинския Университет -София. Измерва се целотелесния импеданс, като електродите се поставят на китката на едната ръка и на глезена на противоположния крак.



фиг.2



фиг. 3

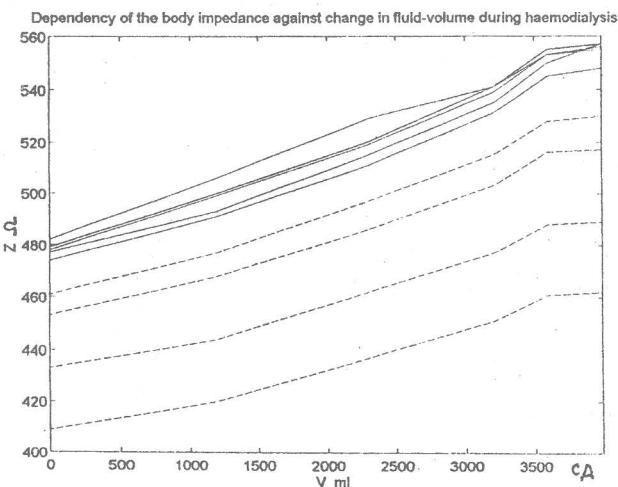
В таблица 1 са показани осреднените стойности на измерените импеданси (модул и фаза) за всяка една честота преди (i) и след (f) диализа.

таблица 1

f [Hz]	200	500	1k	2k	5k	10k	20k	50k	100k	300k
Z _i [Ω]	482	479	478	477	474	461	453	433	409	335
Z _f [Ω]	556	555	557	554	548	530	517	489	462	382
θ _i [o]	0.2	0.1	0.2	0.4	1.0	1.6	2.0	2.4	2.0	0
θ _f [o]	0.3	0.1	0.1	0.7	1.4	1.9	2.2	1.8	0.2	

Вижда се, че изменението на фазата е много малко, поради което можем да пренебрегнем нейното участие в изчисленията на обемите течности.

На фиг. 4 са показани измененията на импеданса на тъканите в зависимост от извлечените количества течности по време на хемодиализа за различни честоти (стрелката показва посоката на увеличение на честотата).



фиг. 4

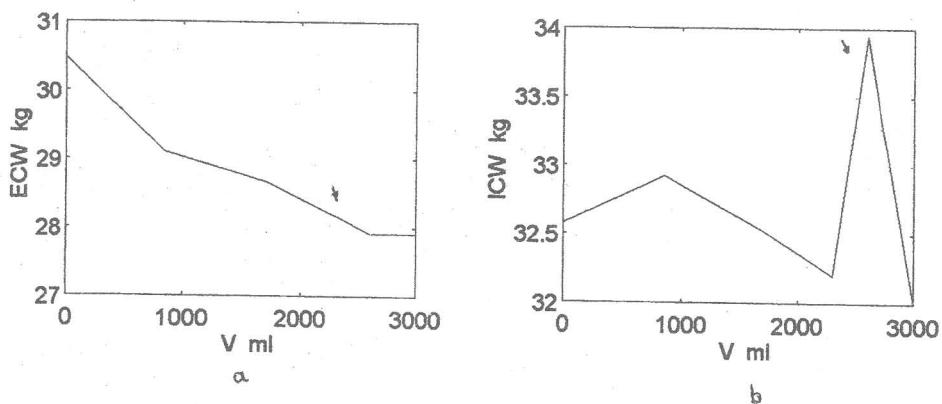
С увеличаване на честотата импедансът на тъканите намалява, което се дължи на факта, че токът надвишавайки една определена честота започва да протича и през интрацелуларните течности. Наблюдава се и добрата зависимост на импеданса от извлечените количества течности, както и разлика на хода на графиките при ниски

честоти, което се дължи на това, че при тези честоти получените резултати съответстват само на екстрацелуларните течности. Това ни дава възможност за изчисляване на общия обем течности (TBW) и на екстрацелуларните течности (ECW) на организма. За тази цел се използват формули от вида:

$$TBW = 0,4 \frac{H^2}{Z_{100}} + 14$$

$$ECW = 0,3 \frac{H^2}{Z_1} + 3,08,$$

където H е ръста на пациента, Z_1 е импеданса при 1kHz, а Z_{100} импеданса при 100kHz. Изчислените данни за TBW за отделните пациенти показваха много високи коефициенти на корелация (от порядъка на 0,98) в зависимост от извлечените количества течности по време на диализа.



фиг. 5

На фиг. 5a и 5b са показани типични графики съответно за изменението на екстрацелуларните и на интрацелуларните течности (ICW) в зависимост от извлечените количества по време на хемодиализа на пациенти, на които е преливано Хемолекс.

ICW са изчислени, като разлика между TBW и ECW. Със стрелки са показани моментите на преливане на Хемолекс в организма. Ясно се вижда увеличението на ICW, което е предизвикано от лекарството (то действа върху интрацелуларните течности), докато такова изменение липсва при ECW.

Заключение

Измерването на целотелесния импеданс е прост, неинвазивен и надежден метод, който може да даде достатъчно точна оценка за състоянието на баланса на течности в организма. Статистическата обработка на получените данни в клинични условия, показва висок коефициент на корелация между извлечените количества течности и изменението на биоимпеданса.

Методът може да се използва за отчитане на специфични параметри относно течностния баланс на човешкия организъм за различни групи пациенти подложени на хемодиализа.

Литература

- 1.Стамболов И, Ал-Хатиб Ф. "Анализ на грешките и повишаване на точността при снемане на Електроплетизмографски сигнали" Електроника и Електротехника (под печат) 1996.
2. J.J.Ackmann "Complex Bioelectric Impedance Measurement System for the Frequency Range from 5Hz to 1MHz". Annal. Biom. Eng. Vol.21 pp.135-146 1993.
3. M. Moshiro, T. Morimoto, H. Nagao, H. Matsuda "Electrical Impedance in the Lower Limbs of Patients with Duchenne Muscular Dystrophy: a preliminary study". Med. Biol. Eng. Comp. pp. 97-103 March 1993.
4. I. Tonkovic, D. Ratkaj, S. Tonkovic, M. Petrunic "A noninvasive method for tissue pressure evaluation of lower-extremity muscles" Period.Biolog. 95,1,97, 1993.