

ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФСКИ МОДУЛИ

ЗА ПЕРСОНАЛЕН КОМПЮТЪР

И. Станболиев, П. Калаиджиев, Р. Великов, Л. Мутлов

Много и различни са кардиографските апарати, предлагани от различни фирми, безкрайно много са и публикациите в тази област от различни изследователи. Всичко сякаш е пределно ясно и в същото време у нас се чувства остър недостиг на съвременна ЕКГ апаратура, предоставяща възможността за цифрова обработка на ЕКГ.

Настоящата работа описва създаването на набор от кардиографски модули с ниска себестойност, предназначени за работа с персонален компютър и с максимална гъвкавост, т.е. притежаващи възможността за включване в различни конфигурации. Поставайки си тези изисквания, авторите трябваше да решат група проблеми, като понежегу тях се открояха следните:

А. Общата стратегия и структура на ЕКГ усилвателните модули.

Най-често конвенционалните ЕКГ апарати са изградени по структурата от фиг.1, при която във входното устройство се формират съответните стандартни отвеждания и те се усилват. Така в персоналния компютър ще се запомня съответното стандартно отвеждане. Тази постановка е много удобна, ако ще се работи с това отвеждане, но съществени проблеми се появяват, ако трябва по тези данни да се преизчислят другите отвеждания, и изобщо не се решава въпроса, ако са нужни други /нестандартни/ отвеждания.

При някои кардиографски апарати е възприета друга структура /фиг.2/. По нея са изградени и няколко модела български микропроцесорни ЕКГ. Отвежданията се формират чрез аналогово мултиплексирание след като вече е извършено основното усилване. С цел минимизиране броя на активните елементи са използвани линейни /не диференциални/ усилватели, свързани към всеки електрод и усилващи потенциала му спрямо маса. Слабото подтискане на синфазните смущения налага използването на "полуплуваща" входна част, отделена чрез високоомни резистори и специални стъпала за изравняване потенциалите на двете маси и управление на десния крак. В тази схема действително се получава икономия на активни елементи, но тя често има проблеми със смущенията от захранващата мрежа.

Претегляйки предимствата и недостатъците и на други схемни варианти, се спираме на структурата от фиг.3а, за едноканалния вариант, и от фиг.3б, за многоканалния вариант, главно поради следните им особености:

- данните се въвеждат в РС в първичен вид и от тях лесно се изчисляват различните стандартни отвеждания;
- може да се работи с нестандартни отвеждания;
- напълно "плуващата" входна част, изградена с диференциален усилвател, осигурява добра защита от синфазни смущения и не е необходимо използването на специални стъпала за управление на десния крак.

Възможността за увеличаване на различните отбегдания по първичните данни с минимални грешки се осигурява от основния модул SM.100 /фиг.4/ на компютърната система [4], към който се включват различните ЕКГ усилватели. Използваните в него S/H-схеми за всеки аналогов канал, възможността за едновременното им преминаване в режим на запомняне и последователното им дискретизиране от АЦП елиминират грешката от фазово отнемане.

Възможността за едновременна работа на до 4 модула SM.100 позволява използването на голям брой отбегдащи електроди /до 32, без включването на допълнителни аналогови мултиплексори/, което е достатъчно, например, за точно картографиране електрическата активност на миокарда, практически без фазова грешка.

Б. Избор на конкретната усилвателна схема.

Този въпрос не би бил актуален, ако авторите не си бяха поставили изискването за универсалност – с един и същ по структура усилвател да се покрие практически целия спектър от дионапрежения и сигнали, т.е. на една съща печатна платка да се наситят усилватели с различно предназначение.

Това, разбира се, е диференциален усилвател и изборът се спря върху схемата от фиг.5. При нея основното /или цялото/ усилване се поема от I и II стъпало, а III стъпало осигурява максимално добро потискане на синфазните смущения, предавани от I и II стъпало без усилване. Кондензаторите C1 и C2 отстраняват постояннотоковата съставка, а поради високото входно съпротивление на II стъпало с филтробите групи C1, R4 и C2, R5 лесно може да се постигне времеконстанта на усилвателя над 100с, с което се обхваща честотния спектър на всички дионапрежения.

Основното предимство на избраната схема е в нейната вариативност. На фиг.6 са показани няколко варианта, които се реализират на същата печатна платка, но са с различно предназначение.

Предвидена е и възможността за екраниране на I стъпало, което е наложително примерно при работа с ебокирани ЕЕГ потенциали.

Електрокардиографските модули са разпределени в две основни групи:

а/ модули от серията SM.EKG.100

SM.EKG.101 – едноканален /един диф. вход/ – фиг.3

SM.EKG.104 – с 4 активни електрода – R, L, F, C – на фиг.7

SM.EKG.109 – с 9 акт. електрода – R, L, F, C1..C6 на фиг.8

Честотната им лента е хардуерно определена, ръчно се задава чувствителността /коэффициента на усилване на второ стъпало/.

Едноканалният вариант е предназначен за изграждане на проеволни конфигурации в комбинации и с други модули, докато другите два варианта SM.EKG.104 и SM.EKG.109 са с определена клинична насоченост и максимално наподобяват /от гледна точка на потребителя/ съответните им конвенционални ЕКГ апарати. По особен е само начинът, по който се получават сигналите за стандартните отбегдания, т.к. в компютъра се въвеждат само първичните данни. Тази операция

се извършва софтуерно в съответствие със следните формули и остава скрита за потребителя, [Нека входните напрежения /фиг.8/ на входите AnOut0 до AnOut7 се означат съответно с U0 до U7]:

- отвеждания по Einthoven

I отвеждане = $U_0 - U_1$

II отвеждане = $- U_1$

III отвеждане = $- U_0$

- отвеждания по Wilson

Тук първо се изчислява $A = (U_0 + U_1) / 3$, след което

$V_L = U_0 - A$

$V_2 = U_3 - A$

$V_R = U_1 - A$

$V_3 = U_4 - A$

$V_F = - A$

.....

$V_1 = U_2 - A$

$V_6 = U_7 - A$

- усилен прекоординални отвеждания по Goldberger

$aV_L = U_0 - U_1/2$

$aV_R = U_1 - U_0/2$

$aV_F = - (U_0 + U_1) / 2$

По този начин с 8 усилвателни канала се получават сигнали от 9 активни електрода.

За всеки модул по програмен път може да се разпознае типът; мястото, което заема сред аналоговите входи и ръчно зададения коефициент на усилване.

8/ модули от серията SM.EKG.200

Модулите SM.EKG.201, SM.EKG.204 и SM.EKG.209 са напълно аналогични на съответните им от серията SM.EKG.100. Разликата е в разширените им възможности. Всеки усилвателен канал е изграден в съответствие със структурната схема от фиг.9, където I и II стъпало са почти идентични с модулите от серията SM.EKG.100, но в III, IV и V стъпало са реализирани програмируеми активни филтри и стъпало с цифрово управление на коефициента на усилване.

За всеки модул по програмен път може да се разпознаят типа му, мястото, което е зает сред аналоговите входи, както и да се управляват програмно честотната му лента и коефициента на усилване.

Литература:

1. И. Даскалов, И. Стамболиев, Електронемедицинска диагностична техника, София, Техника, 1978г.
2. Fancott T., A minicomputer system for direct high speed analysis of cardiac arrhythmia in 24 hour ambulatory ECG tape recording, IEEE Trans.on BME, Dec 80, 685-693.
3. I.A.Dotsinsky, A microprocessor-electrocardiograph, MBEC, Nov.85.
4. И. Стамболиев и кол., Компютърна система за събиране на биологични сигнали, II Национална научно-приложна конференция "Електронна техника 1993".
5. Фирмена литература Biopac system, Inc.

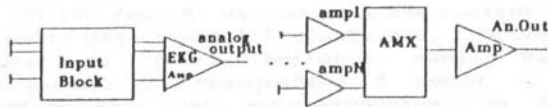


fig.1

fig.2

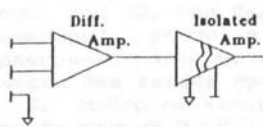
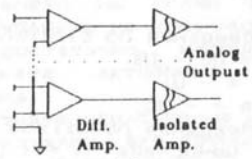


fig.3

a/



b/

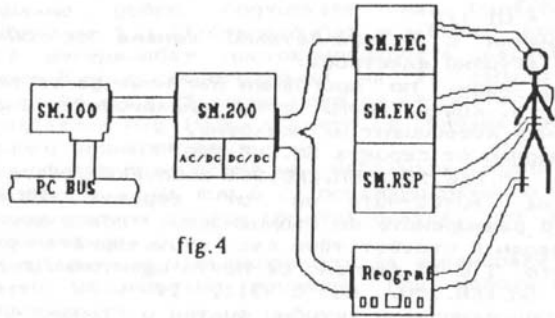


fig.4

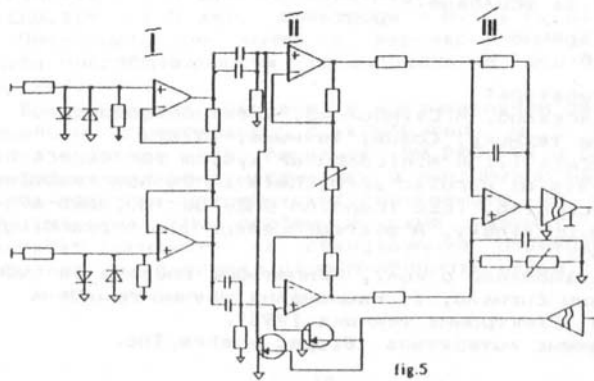


fig.5

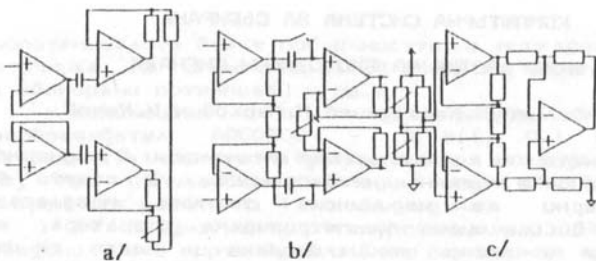


fig.6

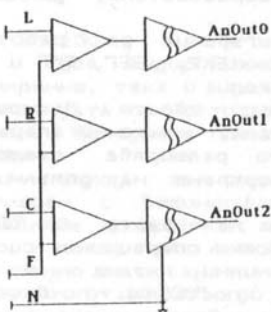


fig.7

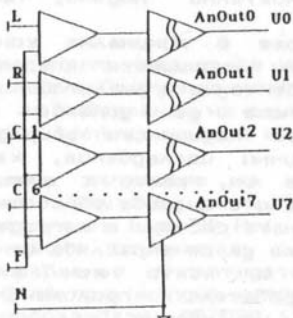


fig.8

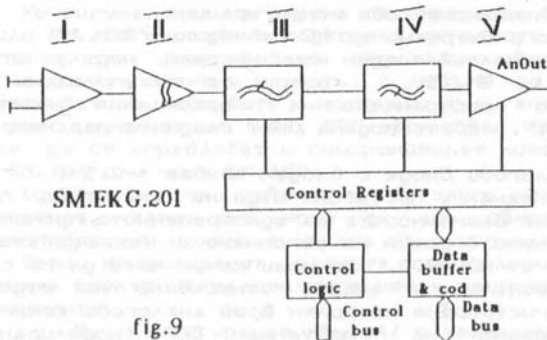


fig.9