

МАШИННЫЕ ПРИЗНАКИ КОДИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММ

Г. Мурадян

Под системой признаков кодирования подразумевается возможность восстановления ЭКГ по ним с точностью существующей точности съема ЭКГ. Построение системы признаков ЭКГ основывается на построении хорошо приспособленного базиса. При этом для ЭКГ необходимо выработать систему хорошо приспособленных базисных функций $\varphi_1(t_k), \varphi_2(t_k), \dots, \varphi_m(t_k)$, используя которые, ЭКГ можно кодировать с достаточно высокой точностью ε при помощи коэффициентов разложения

$$c_i = \sum_{k=1}^n [f(t_k) - f^*(t_k)] \cdot \varphi_i(t_k) \quad (i = 1, 2, \dots, m), \quad (1)$$

где $f^*(t_k), f(t_k), \varphi_i(t_k)$ - дискретные отсчеты на средней ЭКГ, исходной ЭКГ и i -й базисной функции. Декодирование ЭКГ осуществляется по формуле

$$\tilde{f}(t_k) = \sum_i c_i \varphi_i(t_k) + f^*(t_k) \quad (i = 1, 2, \dots, m) \quad (2)$$

Под точностью ε кодирования понимается величина

$$\varepsilon = \left\{ \left[\sum_{k=1}^n [f(t_k) - \tilde{f}(t_k)]^2 \right] \times \left[\sum_{k=1}^n f^2(t_k) \right]^{-1} \right\} \times 100\% \quad (3)$$

Для получения "хорошо приспособленного" базиса ЭКГ необходимо иметь представительную статистическую выборку. Стандартный период ЭКГ состоит из 391 отсчета. Обработка этого исходного материала по нахождению системы базисных функций привела к построению базиса из 23 базисных функций, позволяющих кодировать весь исходный массив ЭКГ с ошибкой не более 2-3 %. При этом следует отметить, что для кодирования с этой точностью основной массой ЭКГ (88%) достаточно всего 15 базисных функций.

При рассмотрении полученных базисных функций на последних из них была замечена высокочастотная осцилляция, которую можно объяснить наличием высокочастотных шумов мышц в исходной информации. Устранение этих осцилляций могло привести к некоторому улучшению полученных результатов (повышению точности кодирования) и упрощению задания базисных функций при технической реализации. Поэтому было произведено сглаживание базисных кривых с помощью многочленов n -й степени по m точкам. Сглаженные ординаты вычислялись по формуле

$$x'_v = \sum_{j=0}^n x_j \left[\sum_{k=0}^n \frac{P_{kn}(j) + P_{kn}(v)}{S_k} \right], \quad P_{0j}(j) = 1 \quad (4)$$

где m и n выбирались экспериментально, исходя из условия минимума ошибки представления ε , определяемой формулой (3). Наиболее оптимальным оказалось сглаживание базисных кривых с помощью полинома третьей степени по 17 точкам. При этом на базисных кривых сглаживанию не подвергались первые и последние

28 точек, которые соответствуют представлению высокочастотного комплекса QRS на ЭКГ.

Качественный вид первых двух базисных функций изображен на рис. 1.

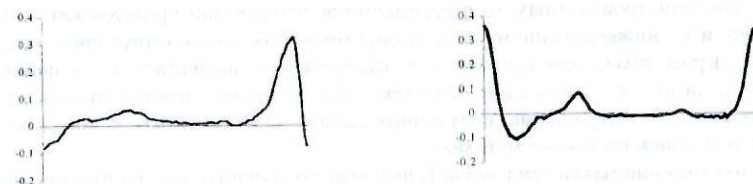


Рис. 1. Качественный вид базисных функций

Коэффициенты разложения c_i при сокращенном задании базисных функций вычисляются согласно формуле

$$c_i = \sum_{v=1}^{28} (f(t_v) - f^*(t_v)) \varphi_i(t_v) + 5 \sum_{v=29}^{95} (f(t_v) - f^*(t_v)) \varphi_i(t_v) + \sum_{v=96}^{123} (f(t_v) - f^*(t_v)) \varphi_i(t_v) \quad (5)$$

ПРОГРАММА РАСПОЗНАВАНИЯ ЗУБЦОВ И КОМПОНЕНТОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

Г. Мурадян

Существующая программа реализована на языке программирования Visual C++ 5.0 и предназначена для совместной работы с кардиомонитором, разработанным к.т.н. Мурадяном М.А.

ЭКГ сигнал поступает на последовательный порт ПК COM1 в течение 20 с. АЦП кардиомонитора квантует электрокардио кривую с частотой 500 Гц по оси времени и шагом в 0,004 мВ по оси напряжений. Затем вычисляются производные первого порядка, которые используются на протяжении всего анализа для приближенного определения областей расположения зубцов, а также для локализации их начальных и конечных точек.

Для выделения одного целого комплекса PQRS необходимо использовать опорную точку. Наиболее целесообразно отсчитывать от зубца R ЭКГ, т.к. он отличается от остальных зубцов большей амплитудой, малой длительностью и наибольшей стабильностью. При патологии возможно отсутствие зубца R, тогда разумно находить отрицательный зубец S, по параметрам мало отличающийся от параметров зубца R, и за точку отсчета принять именно этот зубец. Сигнал отведения сначала подразделяется во времени на пятьдесят равных участков, каждый из которых занимает 0,4 с. Затем на каждом участке отыскивается точка, в которой производная имеет наименьшее отрицательное значение. Эта точка отмечается как место возможного расположения комплекса QRS. Если любые два соседних значения производных окажутся на расстоянии не более 0,1с друг от друга, то предполагается, что они определяют один и тот же комплекс.

Амплитуды и длительности этих возможных комплексов QRS исследуются с целью исключения эктопических комплексов или тех значений производных, которые оказались в пределах зубцов Р и Т. Если имеются три или большее число подходящих значений производных, то предполагается, что все они принадлежат комплексам QRS, и по нижеописанному методу определяем им соответствующие зубцы R. Если останутся только два комплекса, то отведение не подвергается дальнейшей обработке. Если имеется лишь один комплекс QRS, то предполагается, что он отражает энтропическое сокращение, полученные данные аннулируются, и предпринимается второй поиск по той же методике.

Для нахождения максимума зубца R необходимо сравнить все экстремумы, находящиеся в пределах интервала времени 0,06 с по левую и правую стороны от точки минимума производной в данном комплексе. Максимальный из них будет соответствовать зубцу R. В случае отсутствия либо присутствия значения амплитуды менее 0,2 мВ за точку отсчета берется зубец S, которому соответствует минимум функции в данном отрезке времени. Затем сравниваются все R-R интервалы. Если один из любых двух соседних R-R интервалов меньше 3/4 длины другого, то в данном отведении отмечается присутствие аритмии.

Следующим шагом производится поиск предполагаемых зубцов Q и S. Зубец S определяется как наименьшее устойчивое значение сигнала на интервале времени 0,05 с после зубца R. Зубец Q определяется как наименьшее устойчивое значение сигнала, предшествующее максимуму зубца R на интервале времени 0,05 с. После отыскивается конец комплекса QRS, начальная точка интервала S-T. Для поиска используется участок длиной 0,2 с, расположенный на изолинии после зубца S. За начальную точку поиска принимается точка, в которой производная равна нулю или единице. Участок сигнала считается S-T интервалом, если 30 последовательных значений кривой не выходят за пределы заданного диапазона относительно установленной начальной точки, равного 20 отсчетам.

Затем устанавливается область поиска зубца Р. Конец области поиска зависит от формы комплекса QRS и находится в области между 0,12...0,20с влево от начала установленного комплекса QRS или же в пределах интервала длительностью 0,4 длительности интервала R-R.

Как только установлена область поиска Р, сравниваются все абсолютные значения экстремумов, и максимальный из них считается вершиной этого зубца. Затем необходимо установить изопотенциальный участок, соответствующий началу комплекса PQRST. Для этого рассматривается интервал, предшествующий вершине зубца Р, на расстоянии в 0,15 с. Если 20 последовательных значений кривой не выходят за пределы диапазона, равного 10 отсчетам, относительно установленной точки, то последняя из этих точек считается за начало комплекса.

Далее определяется амплитуда зубца Т на отрезке времени 0,4с после комплекса QRS или же в пределах интервала длительностью 0,6 длительности интервала R-R.

После устанавливается изопотенциальный участок, определяющий конец комплекса PQRST, на интервале длиной 0,3.

ԿԵՆՍԱԼԵԿՏՐԵՏԱՅԻՆ ՆՅՈՒԹԵՐԻ ԲԵՎԵՌԱՑՄԱՆ ԱՎՈՒՍՏԱԼԵԿՏՐԱԿԱՆ ԵՂԱՆԿ

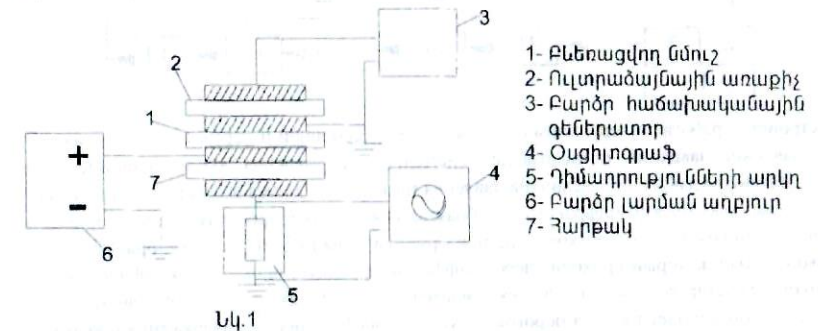
Ա. Իսախրյան, Ն. Իսախրյան

Ինչպես հայտնի է ոսկորներն ունեն ընդգծված էլեկտրետային հատկություն: Էլեկտրետները հաստատուն մագնիսների էլեկտրական անալոգներն են, այսինքն էլեկտրական դաշտում բևեռացնելուց հետո իրենց շրջապատում կարող են ստեղծել երկար պահպանվող էլեկտրական դաշտ:

Նշված նյութերի էլեկտրետային հատկությունների ինտենսիվ հետազոտությունների հետ զուգընթաց սինթեզվում են արհեստական կենսաէլեկտրետային նյութեր և կատարված են առաջին գործնական կիրառությունները: Ինչպես նշվում է աշխատանքում, արհեստական էլեկտրետային խողովակով փոխարինվել է շան արյունատար անոթը, որը հաջողությամբ փոխարինել է բնական անոթին միաժամանակ բացառելով խցանի առաջացումը:

Բոլոր դեպքերում կենսաբժշկական նպատակներով կենսաէլեկտրետների օգտագործման համար նրանք պետք է բևեռացնել, այսինքն օժտել էլեկտրետային հատկությամբ: Ներկայումս կիրառվող բևեռացման եղանակները բնութիվ ջերմաէլեկտրական են, այսինքն բարձր հաստատուն էլեկտրական լարման տակ էլեկտրակայուն միջավայրում (ծակուններից խուսափելու համար) բևեռացման գործնապես ուղեկցվում է հատուկ ջերմային ռեժիմով: Իրոք, ջերմաստիճանի փոփոխությունը մեծ սահմաններում և յուրային էլեկտրակայուն միջավայրի անհրաժեշտությունը կենսաբանական, օրգանական հյուսվածքների համար կառաջացնեն հատկությունների անշրջելի փոփոխություններ:

Այս եղանակով միջոցներային կապերը թուլացնելու համար ջերմաստիճանի բարձրացման փոխարեն բևեռացվող նմուշում տարածվում է համապատասխան պարամետրերով ուլտրաձայնային ալիք: Նկ. 1-ում բերված է ակուստաէլեկտրական բևեռացման բլոկ-սխեման:



- 1- Բևեռացվող նմուշ
- 2- Ուլտրաձայնային առաքիչ
- 3- Բարձր հաճախականային գեներատոր
- 4- Օսցիլոգրաֆ
- 5- Դիմադրությունների արկղ
- 6- Բարձր լարման աղբյուր
- 7- Հարթակ

Ուլտրաձայնային տատանումները ավելի արդյունավետ են թուլացնում միջոցներային կապերը առանց ջերմաստիճանի նկատելի փոփոխությունների և չեն պահանջում էլեկտրակայուն միջավայր:

Փորձերը կատարվել են հատկություններով բնական կենսաէլեկտրետներին շատ մոտ արհեստական սինթեզված ոչ օրգանական կապարի-ցիրկոնատ-տիտանատ դասի կերամիկական նմուշներով: Բևեռացնելիս նմուշի վրա (3X10⁶մ չափերի) կիրառվում է 14V/մմ լարվածության դաշտ, որին զուգընթաց նմուշի վրա ազդում են ուլտրաձայնային ալիքով:

Փորձնականորեն հաստատվել է, որ ի տարբերություն ջերմաէլեկտրական եղանակների ակուստաէլեկտրական բևեռացման ժամանակ նմուշների կառուցվածքային փոփոխություններ չեն նկատվում: Բացի այդ մեր ընտրած եղանակով նմուշների պինդակտի-

վորթումը 10-12%-ով ավելի բարձր է ստացվում, որը ուղղակիորեն նշանակում է, որ տեղի է ունեցել ավելի բարձր աստիճանի բևեռացում: Եթե հաշվի առնենք նաև մոտ մեկ կարգով ավելի ցածր էլեկտրական լարումը և բևեռացման ժամանակի խիստ կրճատումը, ապա համոզված կարելի է ասել, որ ներկայումս գոյություն ունեցող բոլոր եղանակներից կենսաէլեկտրետների համար նախընտրելին ակուստաէլեկտրական եղանակն է:

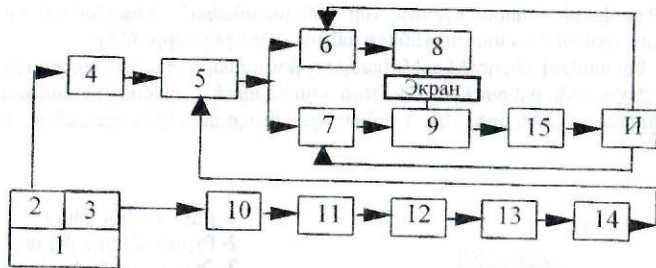
ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ (АД) В СКОЛЬЗЯЩЕМ РЕЖИМЕ

А. Кардашян, В. Овсепян, В. Мкртчян

Определения величины артериального и венозного давления приобретают исключительное значение для оценки состояния организма в целом. Поэтому измерения артериального давления превратились в медицинской практике в необходимую медицинскую процедуру.

Созданный прибор обеспечивает сравнительно высокую точность измерения (3-5 м.рт.ст), простоту обращения с ним, мало время, для проведения измерения, а так же в данном приборе учтена возможность перехода в скользящий режим.

На рис 1 приведена функциональная схема устройства, которая выбрана с учетом положительных и отрицательных характеристик известных аналогичных устройств.



Устройство работает следующим образом: в компрессионной и пережимающей манжетах создают давление заведомо превышающее систолическое давление крови (например 250 мм.рт.ст.). Датчиком давления 2, величина давления преобразовывается в электрический сигнал, который с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) 5 преобразовывается в цифровой сигнал. Датчиком тонов Короткова 3 регистрируются тоны Короткова и преобразовываются в цифровой сигнал, который проходит через дифференцирующую цепь 10, для отфильтрирования постоянной составляющей, усиливается усилителем 11, проходит через вторую дифференцирующую цепь и поступает на вход порогового устройства 13. Опорное напряжения порогового устройства установлена выше максимального значения оциллиции тонов Короткова. В такт оциллициям тонов Короткова, на выходе формирователя 14 формируются импульсы, которые дают разрешения для работы АЦП. Перед началом измерения, кнопкой К, на управляющий вход ключа 7 подается логическая «1», которая через инвертор 16 на управляющий вход ключа 6 образует логический «0» и закрывает ее. Цифровой сигнал с выхода АЦП в такт первой оциллиции тонов Короткова через ключ 7 поступает в регистр 9 (т.к. ключ 6 закрыт). При этом на вход "0"- органа поступает импульс, который переключает его и выходе образуется низкий уровень и закрывает ключ 7, а через инвертор 16 на управляющий вход ключа 6 подается высокий уровень и открывает ключ 6. В такт второй и всех следующих оциллиций, выходной сигнал АЦП подается через ключ 6 (т.к. ключ 7 закрыт) в регистр 8. Таким образом, после последней оциллиции

тонов Короткова в регистрах 8 и 9 запоминаются соответственно значение систолического и диастолического давления крови. В состав устройства входят два ключа (6,7) и пороговое устройство (13), которое тоже работает в ключевом режиме. Поэтому в нашем устройстве согласно теореме В.И. Уткина возможно возникновение скользящего режима, что дает нашей системе ряд преимуществ при выборе такого вида движения. Во-первых, в силу того, что траектории вектора состояния принадлежат многообразиям размерности, меньшей, чем все пространство состояний, соответственно меньшим оказывается и порядок дифференциальных уравнений, описывающих движение в скользящем режиме. Во-вторых движение в скользящем режиме не зависит от управления и определяется свойствами объекта и уравнением поверхности разрыва. Третья особенность скользящих режимов заключается в том, что при определенных условиях, они могут оказаться инвариантными к возмущающим воздействиям и к вариациям динамических свойств объекта. В четвертых так как у нас применяются элементы, которые могут функционировать исключительно в ключевом режиме, то более естественно использовать алгоритмы, заранее ориентированные на разрывной характер управляющих воздействий.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ПОЛУПРОВОДНИКОВЫХ ЛАЗЕРОВ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СОСТАВА КРОВИ

К. Марутян, Ж. Дохоян

Настоящая работа посвящена возможности расширения получаемой информации о физическом состоянии форменных элементов крови, а также о патологических и физиологических отклонениях параметров крови, таких как гематокрит, цветной индекс и концентрация растворенных в плазме крови различных продуктов метаболизма (кислород, углекислый и угарный газы, глюкоза и т.д.). Предлагается подход к созданию лазерного устройства на основе малогабаритных и высокоэкономичных полупроводниковых инжекционных лазеров на p-n переходе, с помощью которого появляется возможность исследования одновременно двух эритроцитарных масс в различных состояниях.

В результате разработки физически обоснованных методов лазерного исследования и лазерной диагностики крови предложено для клинического и лабораторного исследования крови, в частности, для определения состава крови, использовать в качестве источника излучения полупроводниковый инжекционный лазер, который дает возможность повысить точность измерений и разрешающую способность.

Даны рекомендации к вопросу создания лазерного устройства для исследования крови, разработана блок-схема предлагаемого устройства, а также описаны составные части, учитывая характерные особенности лазерного излучения.

Проведен сравнительный анализ, который доказывает целесообразность применения такого устройства и его преимущества по сравнению с другими устройствами, так как полупроводниковые лазеры имеют:

- малые габариты и простое устройство лазерной установки, что является существенным преимуществом по сравнению с низкоэнергетическими газовыми лазерами и дает возможность сравнительно легко применять его для разработки специальных устройств, делающих анализ крови, а также на основе данного лазера выполнять компактные, малогабаритные и легкопереносимые лазерные установки;

- высокий КПД, например, КПД выполненных на GaAs полупроводниковых лазеров в зависимости от вида накачки составляет (30-80)%, у He-Ne газовых лазеров - (1-2)%, а у лазеров на углекислом газе - (10-30)%;

- большую выходную мощность, которая в зависимости от выбора параметров может в одной моде режима непрерывного излучения составлять до величины порядка 50 мВт и которую можно изменять простыми электронными средствами, без применения дополнительных средств;

- по сравнению с низкоэнергетическими газовыми лазерами сравнительно высокую степень безопасности.

Разработаны рекомендации для усовершенствования исследующих способностей предлагаемого устройства за счет усиления выходной мощности, понижения порогового тока, который, в свою очередь, зависит от размеров кристалла и толщины активного слоя.

Наилучшие значения порогового тока были получены у лазеров на квантово-размерных слоях (гетеролазеры) как за счет малой толщины активного слоя, так и вследствие совершенной технологии выращивания этих слоев.

С помощью программного обеспечения проведены также машинные расчеты порогового тока, КПД и выходной мощности.

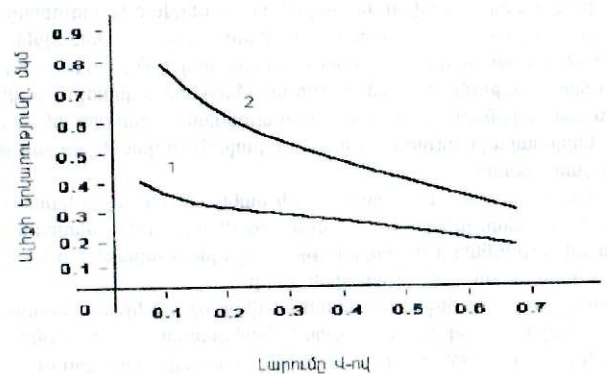
ԵՈՒՉԱՓ ԻՆՏԵՐՎԱԼ ՍԻՆԵՄԱՅԻ ԲԱԶՄԱՖՈՒԿՅՈՆԱԿԱՆ ԱՎՏԻՎ ՍԱՐԻ

Ա.Խուրդավերդյան Գ.Չարությունյան Լ.Պողոսյան ՍՄինասյան

Եռաչափ ինտեգրալ սինեմայի (ԵԻՍ) ֆունկցիոնալ հարստացման նպատակով կարևոր է նրանցում բազմաֆունկցիոնալ ակտիվ տարրերի ձևավորումը: Այդպիսի ակտիվ տարր կարող են հանդիսանալ երկրորդ և հաջորդ վերաբյուրեղացված կիսահաղորդչային շերտերում ստեղծված էլեկտրամագնիսական ճառագայթների տվիչները:

Սույն աշխատանքում մշակվել և հետազոտվել է ԵԻՍ-ի ֆոտոզգայուն, բազմաֆունկցիոնալ ակտիվ տարր: Այն ԵԻՍ-ի երկրորդ շերտում ստացված սիլիցիդ (NiSi)-սիլիցիոն(Si)-սիլիցիդ(TiSi₂) երկարգելքային կառուցվածք է, որի բազան լազերով վերաբյուրեղացված սիլիցիոնի բարակ (<1 մկմ) շերտ է՝ ~10⁴ մկմ² ֆոտոզգայուն մակերեսով: Ստացման տեխնոլոգիան ունի հետևյալ հերթականությունը՝ սիլիցիոնային հարթակում եղած ինտեգրալ սինեմայի մակերեսին աճեցրած SiO₂ թաղանթի մակերեսին դժվարահալ տիտանի, այնուհետև բազմաբյուրեղային սիլիցիոնի նստեցմամբ եւ վերջինիս լազերային վերաբյուրեղացմամբ, ԵԻՍ-ի երկրորդ շերտում ձևավորվում է թիկունքի n-Si-TiSi₂ սիլիցիդային պոտենցիալ արգելք՝ մոտ 0,6 էՎ բարձրությամբ: Հաջորդ NiSi-n-Si սիլիցիդային մոտ 0,5 էՎ բարձրությամբ պոտենցիալ արգելքը ստացվում է վերաբյուրեղացված սիլիցիոնի մակերեսին Ni-ի կիսաթափանցիկ թաղանթի նստեցմամբ և համապատասխան ջերմային մշակմամբ: Տեխնոլոգիական բոլոր գործընթացները, այդ թվում անհրաժեշտ արագությամբ կատարվող լազերային վերաբյուրեղացումը, հարթակի ինտեգրալ սինեմայի նկատմամբ ցածրաջերմաստիճանային են և եսպես չեն փոխում նրա պարամետրերը: Վրոյունքում ստացված է բարձրօհմային բազայով (n<=10¹⁵ սմ⁻³) երկարգելքային կառուցվածք, որի պոտենցիալ արգելքները հակառակ են ուղղված, իսկ նրանց տարածական լիցքերով շերտերը փոխածակում են միմյանց՝ ստեղծելով էլեկտրոնի համար պոտենցիալ էներգիայի միմիմուն: Այդ իրավիճակում, կախված արտաքին կիրառված ազդեցություններից, օրինակ լարման բևեռականությունից ու մեծությունից, կան Ni-ի կողմից կլանվող լույսի ալիքի երկարությունից հնարավոր է առաջին կամ երկրորդ պոտենցիալ արգելքով պայմանավորված հոսանքի գերակայություն, այսինքն նրա նշանափոխում: Այդ բանը հաստատված է տեսական և փորձնական հետազո-

տություններով, ստացվել են վոլտամպերային և սպեկտրալ բնութագրերի արտահայտություններ:



Սկ. 1

Նկատվել է սպեկտրային բնութագրում կարճալիքային մաքսիմումի (ճկ 1, կոր1) և ֆոտոհոսանքի նշանափոխման կետի (կոր2) կախվածություն արտաքին կիրառված լարման մեծությունից, ինչը հնարավորություն է տալիս ասելու, որ ստացված սարքի սպեկտրային ֆոտոզգայունությունը կարելի է դեկավարել արտաքին ազդեցությամբ: Ներկայացվող ֆոտոզդուրմիչային կառուցվածքը կարճալիքային է, քանի որ բազան նեղ է և չի ապահովում առավել խորը ներթափանցող երկար ալիքների արդյունավետ կլանում: Այդ պատճառով երկար ալիքային մաքսիմումը, արտաքին լարման բացակայության դեպքում, ընկած է, ոչ թե կլանման սեփական տիրույթում, այլ (~0,5 մկմ-ում, ուր ֆոտոզգայունությունը մոտ 0,2 Ա/Վ-տ է, այն դեպքում, երբ կարճալիքային մաքսիմումը (~0,35 մկմ-ում է, որին համապատասխան ֆոտոզգայունությունը ~0,35 Ա/Վ-տ է: Արագագործության գնահատված արժեքը ~10¹¹ վ է և պայմանավորված է նեղ բազայով թռչչի փոքր ժամանակով:

Այսպիսով ներկայացվում է կարճ ալիքային բարձր ֆոտոզգայունության, արագագործ ֆոտոդետեկտոր, որն ունի գործառական լայն հնարավորություններ և պիտանի է ԵԻՍ-ում օգտագործելու համար:

ԱՆԱՐՅՈՒՆ ԵՂԱՆԱԿՈՎ ԱՐՅԱՆ ՊԱՐԱՄԵՏՐԵՐԸ ՈՐՈՇՈՂ ՍԱՐԻ

Ա.Խուրդավերդյան, Կ.Կոսեմյան

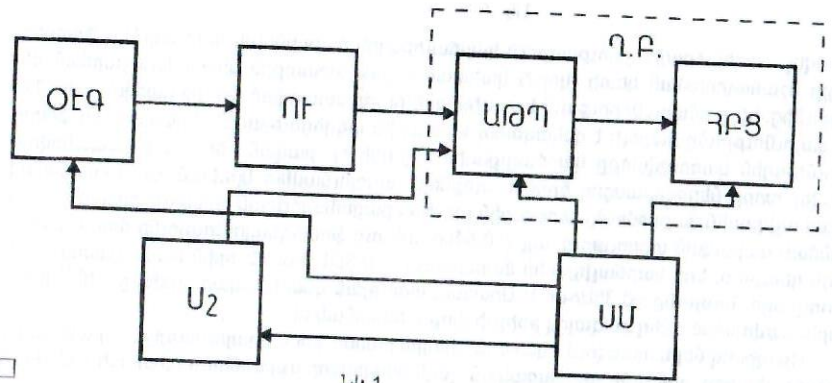
Արյան հետազոտությունը գրեթե բոլոր հիվանդությունների վերլուծության առավել ընդունված մեթոդ է: Անվտանգ ու ցավ չպատճառող հետազոտման և բուժման միջոցներ ստեղծելու պահանջը գիտնականներին նպատակաուղղել է օպտոէլեկտրոնային եղանակով արյան հետազոտման սարք ստեղծելուն: Այդ ուղղությամբ տարվող աշխատանքները բացահայտեցին այնպիսի առավելություններ, ինչպիսիք են չափման արագությունը և ճշտությունը: Ներկայումս գոյություն ունեն անարյուն եղանակով արյան հեմոգլոբինի, թթվածնով հագեցվածության և բիլիրուբինի որոշող սարքեր: Սույն աշխատանքը նվիրված է

վերը նշված պարամետրերի անարյուն եղանակով որոշման մեկ միասնական, փոքրածավալ, յուրաքանչյուր անհատին հասանելի սարք մշակելուն:

Չայտնի է, որ արյան մեջ հեմոգլոբինի քանակը համեմատական է սպեկտրի կանաչ և մոտակա ԻԿ տիրույթներում հյուսվածքներից անդրադարձված ճառագայթների ինտենսիվությունների հարաբերության լոգարիթմին: Արյան թթվածնով հագեցվածության չափումը հիմնված է այն փաստի օգտագործման վրա, որ թթվածնով հագեցված հեմոգլոբինը իր միջով 70% - ի չափով բաց է թողնում 0,6-0,67 մկմ ալիքի երկարությամբ ճառագայթները, իսկ թթվածնով չհագեցած հեմոգլոբինը գործնականում անթափանց է 0,67 մկմ - ից փոքր ալիքի երկարությամբ ճառագայթումների համար: Այդ պայմաններում կարելի է չափել 910 նմ և 660 նմ երկարությամբ ալիքների հյուսվածքներում կլանման և նրանցից անդրադարձված ինտենսիվությունների հարաբերությունը և դրանով գաղափար կազմել արյան թթվածնով հագեցվածության չափի մասին:

Բիլիրուբինի որոշման համար օգտագործվում են սպեկտրի կանաչ և կապույտ տիրույթներում ճառագայթման իմպուլսներ: Զյուսվածքներից վերջիններիս անդրադարձված ազդանշանների ինտենսիվությունների հարաբերության նվազման արագությունը հնարավորություն է տալիս որոշելու արյան մեջ բիլիրուբինի չափը:

Առաջարկվող սարքը (նկ. 1) իր մեջ պարունակում է վերը նշված երեք պարամետրերի չափման օպտոէլեկտրոնային գլխիկներ, բաղկացած համապատասխան գույնի ճառագայթման աղբյուրներից (լուսադիոդներից) և նրանցից որոշակի հեռավորության վրա գտնվող ֆոտոընդունիչներից:



Նկ. 1

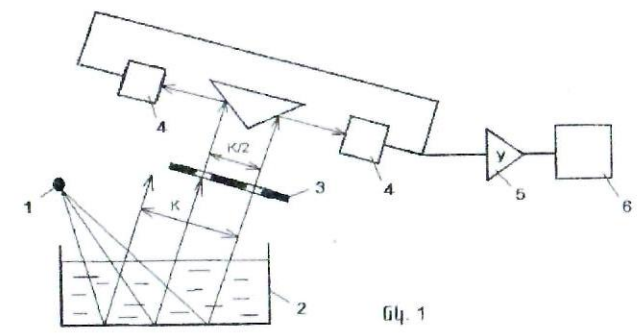
Օպտոէլեկտրոնային գլխիկները ուժեղարարի միջոցով միացված են սարքի ղեկավարման բլոկին, որը պարունակում է անալոգա-թվային պրոցեսոր: Վերջինս կարողանում է հետևել օպտիկական տվիչների աշխատանքներին, մշակում է նրանցից դուրս եկող ինֆորմացիան և չափման արդյունքները, դուրս բերում հեղուկ-բյուրեղային ցուցիչի վրա: Յուրաքանչյուր պարամետրի չափումը տրվում է սարքում եղած ստեղծաչարի համապատասխան ստեղնի միջոցով: Պրոցեսորը և ստեղնաչարը սնվում են սնման մարտկոցից:

Օպտոէլեկտրոնային գլխիկների, մարդու հյուսվածքների վրա կատարված փորձարկումներից ստացվել են հուսադրող արդյունքներ, ինչը հնարավորություն է տալիս ասելու, որ առաջարկվող մշակումը կունենա մեծ պահանջարկ էքսպրես ախտորոշման համար:

ԲԱՐՁՐ ԱՐԴՅՈՒՆԱԿԵՏՈՒԹՅԱՆ ՊԳՏՈՐԱԶՄ

Ս. Խուդավերդյան Ս. Բարայան Վ.Չարությունյան Է. Ներսիսյան

Լուծույթներում խառնուրդների պարունակության ուսումնասիրումը խիստ անհրաժեշտ է արդյունաբերության և կենցաղի տաարբեր ոլորտներում, այդ թվում կարևոր բնապահպանական խնդիրներ լուծելիս: Գոյություն ունեն օպտիկապես թափանցիկ լուծույթներում խառնուրդների չափի որոշման մի շարք եղանակներ, որոնցում անհրաժեշտություն կա բարձրացնելու չափման ճշտությունը, հուսալիությունը և արդյունավետությունը:



Նկ. 1

Սույն աշխատանքում առաջարկվում է մի սարք, որտեղ օգտագործելով էլեկտրամագնիսական ալիքների տվյալ լուծույթում կլանվելու և րեկվելու ընդունակությունը առավել արդյունավետ որոշվում է խառնուրդների պարունակության չափը: Աշխատանքի էությունն այն է նրանում, որ էլեկտրամագնիսական ճառագայթը լուծույթի միջով անցնելիս, կախված նրանում խառնուրդի պարունակության չափից, րեկվում և հատակին տեղավորված հայելուց անդրադառնում է տարբեր անկյան տակ ստեղծելով ելքի ճառագայթների որոշակի տեղաշարժ: Այդ տեղաշարժի չափը ուղիղ կապի մեջ է խառնուրդի պարունակությունից: Այդպիսի կապ կա նաև լուծույթում ճառագայթի կլանման չափի հետ: Այսպիսով ելքում չափելով ճառագայթի նշված տեղաշարժի չափը, և նրանց ստեղծած ֆոտոպատասխանների տարբերությունը կարող ենք գաղափար կազմել լուծույթում խառնուրդի քանակի մասին:

Վերը նշված ճառագայթների տեղաշարժը ճշգրիտ չափելու համար մշակվել է սարք, որը սինեմատիկաբան պատկերված է նկ. 1-ում:

Սարքը բաղկացած է լույսի (լազերային) ճառագայթման աղբյուրից (1) , խառնուրդի պահպանման անոթից (2), երկու ճեղքերից (3), եռանկյուն պրիզմայից, երկու ֆոտոընդունիչներից (4) , ֆոտոուժեղացուցիչից (5) և անալոգաթվային փոխակերպիչից (6):

Սարքի աշխատանքի սկզբունքն այն է , որ լույսի ճառագայթի չափը (փնջի տրամագիծ) կարգավորվում և ընտրվում է չափման k-տիրույթին հավասար: Փնջի տրամագիծը որոշում է վերը նշված ճառագայթի տեղաշարժման չափը, հետևաբար խառնուրդների խտության չափվող միջակայքը: ճառագայթի դիմաց տեղադրվում են երկու ճեղքեր (3) , որոնք իրարից գտնվում են չափման տիրույթի կես հեռավորության վրա (k/2) և լազերային

ճառագայթը բաժանում են երկու առանձին իրենց ինտենսիվությամբ տարբեր ճառագայթների: Քանի որ լազերային ճառագայթի ինտենսիվությունը իր շերտի երկայնքով անհամասեռ է, ապա ճառագայթի տեղաշարժման ժամանակ երկու ճեղքերով անցած լազերային ճառագայթները, անդրադառնալով եռանկյուն պրիզմայից, ընկնելով ֆոտոդնդունիչների (4) վրա, գրգռում են տարբեր մեծության ֆոտոհոսանքներ: Ֆոտոդնդունիչները միացված են այնպես, որ նրանց գումարային ազդանշանը ելքում ունենում է մեծ գծայնություն: Այդ ազդանշանը ուժեղացվում է ուժեղացուցիչի (5) միջոցով և փոխակերպվում է ԱԹՓ-ի միջոցով (6), այնպես, որ գրանցվում է 10-20 մկմ ճառագայթի նվազագույն տեղաշարժ: Վերջինս համապատասխանում է բեկման գործակցի 0,002 չափի փոփոխության (իսկ դրան համապատասխան խառնուրդի խտության փոփոխությունը (օրինակ քլորամիների համար) կազմում է 0,001: Այսպիսով ստեղծված է սարք, որն ընդունակ է մեծ ճշտությամբ չափելու օպտիկապես թափանցիկ լուծույթներում խառնուրդների պարունակության չափը:



Այս սարքի օգտագործման ժամանակ լազերային ճառագայթը բաժանվում է երկու ճառագայթի: Երկու ճառագայթներն էլ անցնում են լազերային ճառագայթի ինտենսիվության անհամասեռության պատճառով: Այսպիսով ճառագայթի տեղաշարժման ժամանակ երկու ճեղքերով անցած լազերային ճառագայթները, անդրադառնալով եռանկյուն պրիզմայից, ընկնելով ֆոտոդնդունիչների վրա, գրգռում են տարբեր մեծության ֆոտոհոսանքներ: Ֆոտոդնդունիչները միացված են այնպես, որ նրանց գումարային ազդանշանը ելքում ունենում է մեծ գծայնություն: Այդ ազդանշանը ուժեղացվում է ուժեղացուցիչի միջոցով և փոխակերպվում է ԱԹՓ-ի միջոցով, այնպես, որ գրանցվում է 10-20 մկմ ճառագայթի նվազագույն տեղաշարժ: Վերջինս համապատասխանում է բեկման գործակցի 0,002 չափի փոփոխության (իսկ դրան համապատասխան խառնուրդի խտության փոփոխությունը (օրինակ քլորամիների համար) կազմում է 0,001: Այսպիսով ստեղծված է սարք, որն ընդունակ է մեծ ճշտությամբ չափելու օպտիկապես թափանցիկ լուծույթներում խառնուրդների պարունակության չափը: