

ВЕРОЯТНОСТНЫЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ИНТЕРВАЛОВ ЭКГ ПРИ
НАРУШЕНИЯХ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

М. Мурадян, Ю. Стакян

Важнейшим показателем сердечных аритмий является продолжительность интервалов, величина которых может изменяться и носить случайный характер. Количественную оценку указанных интервалов можно проводить методами теории вероятностей, создавая совокупности, члены которых получены из анализа ЭКГ специальных групп пациентов, классифицированных по признаку возраста, пола, практически здоровых людей и больных сердечными заболеваниями, с различными видами аритмий.

Для комплексной проверки нормальности распределения полученных совокупностей составлен следующий вычислительный алгоритм.

Составляют вариационный ряд результатов измерений:

$x_1 \leq x_2 \leq x_3 \leq \dots \leq x_i \leq x_n$, $i = \overline{1, n}$, определяют размах варьирования

$$R = x_n - x_1, \text{ мат. ожидание } \bar{x} = \sum_{i=1}^n x_i / n; \text{ с.к.о } s = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 / (n-1)}$$
 и

коэффициент вариации $v = s / \bar{x}$.

Принадлежность крайних членов x_1 и x_n той же генеральной совокупности проверяют по критерию Смирнова:

$$u_1 = (\bar{x} - x_1) / s \leq u_\alpha, \quad u_n = (x_n - \bar{x}) / s \leq u_\alpha, \quad (1)$$

где u_α - критерий Смирнова при заданном уровне надежности вывода α (обычно $\alpha \geq 0,05$) и объеме выборки n .

Проверяют "нулевую" гипотезу нормальности распределения по критериям согласия:

а) Колмогорова-Смирнова λ -

$$\lambda = \max[D_n^+, D_n^-] \sqrt{n} \leq \lambda_\alpha, \quad (2)$$

где $D_n^+ = \max_{1 \leq i \leq n} [i/n - \Phi(z_i)]$, $D_n^- = \max_{1 \leq i \leq n} [\Phi(z_i) - (i-1)/n]$:

$$\Phi(z_i) = 0,5 + (2\pi)^{-1/2} \int_0^{z_i} \exp(-z^2/2) dz, \quad z_i = (x_i - \bar{x}) / s;$$

б) Мизеса ω^2 -

$$\omega^2 (1 + 1/2n) \leq W_\alpha^2, \quad (3)$$

где $\omega^2 = 1/12n + \sum_{i=1}^n [W(x_i) - \Phi(z_i)]^2$, $W(x_i) = (i - 0,5) / n$,

в) Пирсона χ^2 -

$$\chi^2 = \sum_{j=1}^k (n_j - np_j)^2 / np_j \leq \chi_\alpha^2, \quad (4)$$

где $e = R/\delta$, n_j и p_j - частота и вероятность попадания точек в j -й интервал.

В (2) - (4) λ_α , W_α^2 и χ_α^2 - допустимые значения соответствующих критериев согласия при заданном уровне $\alpha = 0,05$ и числе "степеней свободы" $k = n - 1$.

Для выявления нормальности распределения произведены следующие оптимизационные процедуры:

а) поиск оптимальной разбивки интервала варьирования R для обеспечения условия $x_{\max} = \max\{P(\chi^2 > \chi_\alpha^2)\}$, где

$$P(\chi^2 > \chi_\alpha^2) = [2^{k/2} \Gamma(k/2)]^{-1} \int_{\chi_\alpha^2}^{\infty} (\chi^2)^{k/2-1} \exp(-\chi^2/2) d\chi^2;$$

б) использование преобразующих функций $u = f(x)$, повышающих значение α ;

в) разделение детерминированной и стохастической составляющих значений x : $X = x \pm \gamma$, $\gamma = kx$, $k = 0, \pm 0,2 \pm \dots, \pm 1,0$.

В результате составления одномерных статистических таблиц и реализации вычислений по каждому из рассмотренных критериев согласия получены функции распределения временных интервалов ЭКГ, которые могут стать основой для составления апериодной (обобщенной) ЭКГ и их временных соотношений, для различных возрастных групп, учитывая степень повреждения мышечной проводимости.

КЛАССИФИКАЦИЯ ИНТЕРВАЛОВ НАРУШЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО РИТМА ПРИ АНАЛИЗЕ ЭКГ

Ю. Стакин

Высота и направление зубцов электрокардиограммы обусловлены проекцией вектора, полярность которой соответствует полярности отведения, если полярность проекции пространственного вектора на линию отведения противоположна полярности этой линии.

Каждому нормальному циклу сердечной деятельности на кардиограмме соответствует 6 зубцов: P, Q, R, S, T, U. Амплитуда зубцов зависит от направления моментного вектора по отношению к оси отведения.

Расчет ЭКГ производится чаще всего по III и V₁ отведениям. Зубец P всегда положительный, но может быть отрицательным в III и V₁ отведениях. Амплитуда его около 0,25 мВ, ширина не превышает 0,07...0,11 с.

Зубец Q непостоянный, ширина его в норме не превышает 1/3 длительности комплекса QRS (0,03 с).

Зубец R в отведениях V₁ и V₂ минимальный; максимальной амплитуды он достигает в V₃, а затем амплитуда его постепенно уменьшается.

Зубец S наиболее глубокий в отведениях V_{1,2} и непостоянный.

Зубец T достигает наибольшей амплитуды в отведениях V₂₋₄.

При анализе ЭКГ производится расчет следующих интервалов:

1. Интервал P-Q - время проведения импульса от предсердий к желудочкам (не более 0,2 с), при нормальной ЧСС.
2. Интервал Q-S - характеризует время распространения импульса по желудочкам (0,07...0,1 с).
3. Интервал Q-T - электрическая систола. При нормальной ЧСС (от 60 до 80 в мин) колеблется в пределах 0,38...0,34 с.

4. Интервал R-R - продолжительность сердечного цикла. Частоту ритма предсердий и желудочков можно определить, разделив мин на длительность одного периода R-R в сотых долях секунды.

5. Интервал T-P - период, когда миокард находится в состоянии поляризации - электрическая диастола.

Нормальный синусовый ритм характеризуется последовательностью комплексов P Q R S T с частотой от 70 до 100 в мин, длиной интервала P-Q от 0,12 до 0,2 с и продолжительностью комплекса QRS до 0,1 с. Все электрокардиографические изменения, указывающие на некоторые отклонения от приведенных показателей, следует относить к какому-нибудь из нарушений ритма сердечной деятельности, т.е. аритмии.

Нарушение функций, обеспечивающих нормальный ритм, может быть связано с разными механизмами: повышение или понижение активности синусового и атрио-вентрикулярного узлов, нарушение ритмичности возникновения в них импульсов. Аритмии могут возникать, при сравнительно малом повреждении самого миокарда или при значительных структурных повреждениях миокарда. К аритмиям, обусловленным преимущественно нарушением функции автоматизма, относят синусовую тахикардию, брадикардию и аритмию - узловую (атрио-вентрикулярный) ритм и некоторые более редкие аритмии: замещающие ("выскакивающие") сокращения, диссоциацию с интерференцией, миграцию водителя ритма, идиовентрикулярный ритм сердца.

При выпадении функции автоматизма двух узлов проявляется способность к автоматизму так называемых центров третьего порядка: какого-либо более низко расположенного участка проводящей системы пучка Гиса, при котором возникает так называемый идиовентрикулярный ритм.

При экстрасистолии и пароксизмальной тахикардии сердце сокращается под влиянием импульса, возникшего не в синусовом узле, а в каком-либо другом участке сердца: предсердиях, атрио-вентрикулярном соединении, в более редких случаях - в сократительном миокарде желудочков. Вследствии такой особенности эти нарушения ритма называют эктопическими аритмиями. В зависимости от места возникновения патологического импульса различают экстрасистолы: предсердные, атриовентрикулярные, желудочковые. Предсердные и атриовентрикулярные экстрасистолы объединяют под названием суправентрикулярных.

Мерцательная аритмия - это совершенно хаотические, быстрые, некоординированные фибрилляции отдельных частей предсердной мышцы с частотой от 350 до 600 в мин, вызывающие полный беспорядок желудочковых сокращений.

Тренистание предсердий - сильно ускоренные, поверхностные, но правильно-го ритма, сокращения предсердий с частотой 220...350 в мин. При этом возникает частичная атриовентрикулярная блокада и частота сокращений желудочков значительно меньше частоты сокращений предсердий (от 60 до 200 в мин).

По локализации нарушений проводимости обычно выделяют синоатриальные блокады, предсердножелудочковые блокады, основной функцией которых является задержка распространения импульса во время механической систолы предсердий: внутрижелудочковые блокады.

Нарушение проводимости нередко наблюдается одновременно на разных уровнях, отражая распространенное поражение проводящей ткани сердца. Блокада сердца бывает в тех случаях, когда проводящая система не обеспечивает

адекватную передачу возбуждающих импульсов стпредсердий к желудочкам. Различают синоаурикулярную и атриовентрикулярную блокады сердца.

Блокада I степени обуславливается простым замедлением проведения и не распознается по ЭКГ.

Блокада II степени проявляется как удлинение R-R интервала, обычно больше двух средних своих значений.

Блокада III степени по ЭКГ не отличается от отказа синусового узла.

Выпадение сокращения, как и блокада II степени, обнаруживается по R-R интервалу, примерно равному двум предшествующим интервалам.

Следует также указать и другие виды аритмий, как, например, интерполированные желудочковые экстрасистолы, которые представляют собой преждевременное сокращение желудочков, за которым не следует компенсаторная пауза. Сравнительно опасным видом аритмии является экстрасистолический феномен R-на-T. При этом преждевременное сокращение желудочка происходит во время фазы его реполяризации.

Бигеминия - это состояние, при котором каждая желудочковая экстрасистола чередуется с одним нормальным сокращением.

Тригеминия - это состояние, при котором за каждым нормальным сокращением желудочков следуют две экстрасистолы и полная компенсаторная пауза.

При синусовых экстрасистолах R-R интервал после экстрасистолы примерно равен нормальному.

ԷԼԵԿՏՐԱՐՏԱԳՐԻ ԻՃՈՂՈՑԵՆՑԻԱԸ ԳԾԻ ԴՐԵՅՖԸ ԵՎ ՆՐԱ ՅԵՏԵՎԱՆՔՆԵՐԸ Ս.Սիրականյան, Ս.Սուրդյան

Էլեկտրասրտագիրը (ԷՍԳ) գրանցելիս պետք է հաշվի առնել իզոպոտենցիալ գծի մակարդակը, որը տեխնիկական և կենսաբանական պատճառներով ոչ միշտ է հնարավոր ճիշտ որոշել, քանի որ տեղի է ունենում իզոպոտենցիալ գծի շեղում, այսինքն՝ դրեյֆ:

Դրեյֆը մի երևույթ է, որը համագեցնում է ինֆորմացիայի աղավաղման, ատամիկների ձևի փոփոխության, այսինքն՝ իզոպոտենցիալ գծի շեղումն է գրոյական մակարդակից:

Դրեյֆն առաջանում է թե՛ տեխնիկական և թե՛ ֆիզիոլոգիական պատճառներով:

Սենք գիտենք, որ ԷՍԳ-ը գրանցելու համար անհրաժեշտ են էլեկտրոդներ: Էլեկտրոդները այն սարքերն են, որոնք իոնային պոտենցիալները փոխակերպում են էլեկտրականի: Արտաքին տեսքով նրանք նման են մետաղական կտորների, որոնք հալվելով մաշկին կամ ներթափանցելով մաշկից ներս, ապահովում են կոնտակտ մարմնի և չափող սարքի միջև: Էլեկտրոդների վրա կուտակված լիցքի չափն անվանում են կիսաէլեմենտի լիցք նմանացնելով գալվանական էլեմենտների սկզբունքին: Յարկ է նշել, որ տարբեր մետաղներից պատրաստված էլեկտրոդներն ունեն տարբեր կիսաէլեմենտի լիցք: Օրինակ՝ արծաթե էլեկտրոդներն ունեն 0,84 լիցք, որն իր չափով գերազանցում է ԷՍԳ-ի ամենամեծ գրանցվող ատամիկին (Ջ): Այստեղից պարզորոշ երևում է, որ արծաթից պատրաստված էլեկտրոդները են ազդանշանի փոխանցման սարքեր են կրելով 800մՎ դրական լիցք: Այսինքն ազդանշանը բաղկացած է լինում երկու մասից՝ հաստատուն (800մՎ) և փոփոխական (1մՎ): Այս պարագաներում բավական դժվարանում է ԷՍԳ-ի գրանցումը որպես ազդանշան, քանի որ ուժեղարարները կարող են ուժեղացնել և՛ մեկը, և՛ մյուսը: Այդ իսկ պատճառով բիոուժեղարարներում լայն տարածում է գտել դիֆերենցիալ ուժեղարարների օգտագործումը, որոնց սկզբունքը հիմնված է երկու ազդանշանների տարբերության ուժեղացման վրա: Սակայն դրանից բացի մա. էլեկտրոդների մետաղների բացարձակ համասեռության պահանջ է դրվում: Վերջին պայմանի ապահովելը բավականին դժվար խնդիր է՝ հաշվի առնելով արտադրության և տեխնոլոգիաների ոչ կրկնելի լինելը և ստաց-

վող մետաղների բազմակոմպոնենտությունը: Այդ իսկ պատճառով էլեկտրոդների լիցքը հնարավորին չափ պետք է լինի միմիմալ: Դրանք այն էլեկտրոդներն են, որոնց քվեռացման լիցքերն են ամառմանատ փոքր են, և գործնականում մեծ խոչընդոտ չեն հանդիսանում: Դրանք AgCl-ի թաղանթով պատված էլեկտրոդներն են, որոնց ամրացման հարցը մարմնի վրա հատուկ ուշադրության արժանի խնդիր է, քանի որ էլեկտրոդ-մաշկ կամրջակի դիմադրության փոփոխության դեպքում առաջանում են գրանցման համար անբույաարելի երևույթներ, որոնք խիստ դժվարացնում են ազդանշանների գրանցումը, քանի որ առաջանում է իզոպոտենցիալ գծի դրեյֆ, որը համագեցնում է ինֆորմացիան հարցը մարմն, ատամիկների ձևի փոփոխության, որովհետև այդ ատամիկները գրանցվում են ոչ թե գրոյական գծի, այլ կամայական տատանվող գծի նկատմամբ: Այդ իսկ պատճառով էլեկտրոդների անշարժությունը մարմնի նկատմամբ անհրաժեշտ է: Յայտնի է, որ գոյություն ունեն տարբեր փակցման եղանակներ՝ սոսնձում, տարբեր կաշող նյութերի օգտագործում, ռետինե ժապավեններ կամ դրանց փոխարինող մեխանիկական սարքեր և տարբեր լուծույթների օգտագործում, հիմնականում ջուր՝ մաշկը իոնացնելու նպատակով, որը համագեցնում է մաշկ-էլեկտրոդ դիմադրության փոքրացման: Անընդմեջ հսկաման գործընթացի ապահովման համար անհրաժեշտ է օգտագործել լողացող էլեկտրոդներ, որոնք ապահովում են անընդմեջ հպում մարմնի շարժումների ժամանակ:

Բացի էլեկտրոդներից անհրաժեշտ են մա. ուժեղարարներ, որոնք ուժեղացման ժամանակ ազդանշանները աղավաղում են, քանի որ ուժեղարարի աշխատանքային կետը դրեյֆի պատճառով շեղվում է: Այստեղ նույնպես հատուկ էլեկտրոնային սխեմատեխնիկական միջոցներ են կիրառվում դրեյֆից ազատվելու համար:

Բայց առավել դժվար խնդիր է բիոլոգիական պատճառներով առաջացած դրեյֆը: Շատ հաճախ բժիշկների միջև տարածայնություններ են առաջանում: Սինուսայն հետազոտվողի մոտ նույն օրվա ընթացքում գրանցելով մի քանի ԷՍԳ-եր, բժիշկները հանգում են տարբեր եզրակացությունների, որը նորից վկայում է դրեյֆի մասին: Դրեյֆը կարող է առաջանալ օրգանիզմում ընթացող մի շարք կենսաբանական պրոցեսների դեպքում: Ընչառության տարբեր օրգաններում պարբերաբար կրկնվող տարբեր հաճախակամություններով առաջացող պոտենցիալ գրգիռները (ԷՍԳ-ի հաճախակամությունից ցածր ալիք-ները) նույնպես կարող են գունարվել ԷՍԳ-ին, որն արդյունքում կտա իզոպոտենցիալ գծի դրեյֆ: Յետազոտվողի անհամախառն վիճակը նույնպես նպաստում է դրեյֆի առաջացմանը: Եթե հետազոտվողի նյարդային համակարգը խանգարում է, ապա որոշ դեպքերում անհնարին է կարողալ ԷՍԳ-ը:

Այս բոլորը վկայում է դրեյֆի մասին և պետք է գիտակցել, թե ինչ նշանակություն ունի նրա ինֆորմատիվությունը չկորցնելու պայմանը:

ДАТЧИК КАРДИОСИГНАЛОВ С АКТИВНЫМИ ЭЛЕКТРОДАМИ, ОСНОВАННЫЙ НА ГИС

А. Багалин, М. Мурагли

Известно, что простейшим аппаратом, который создан для получения кардиосигналов, является электрокардиограф. Одной из проблем возникающих при записи ЭКГ, является проблема дрейфа линии изопотенциала, которая обусловлена как физиологическими, так и техническими факторами. Существует также проблема шумов и артефактов. Поэтому возникла необходимость создания такого прибора, который мог бы устранить перечисленные проблемы.

Для устранения факторов, искажающих кардиосигнал, в этом приборе входные электроды включают в себя входные повторители, которые обеспечивают весьма высокое входное сопротивление, т. е. максимальную чувствительность электродов, а низкое выходное сопротивление повторителей резко повышает помехоустойчивость биоусилителя по входу.

Датчик состоит из двухкаскадного фильтрующего биоусилителя вместе с оптически управляемым цифровым блоком переключения каналов, разработан в едином ГИС, приклепляется к общему электродному поясу вместе с фотоприемником и жидкокристаллическим индикатором включенного канала.

Фотоприемник формирует единичный импульс под воздействием произвольной пачки инфракрасных импульсов от дистанционного управления. После формирования единичного импульса он подается на вход коммутатора, где, кроме этого сигнала, на вход поступают также сигналы от электродов ($v_1 - v_6$). При каждом поступлении сигнала от фотоприемника коммутатор переключается, и по очереди на вход биоусилителя подается один из сигналов от электродов. После этого сигнал от коммутатора поступает к первому каскаду биоусилителя, т.е. на вход дифференциального усилителя, куда подается также сигнал от общего электрода, так как разница между ними и есть биосигнал. В этом каскаде биосигнал подвергается только предварительному усилению. В дальнейшем этот сигнал поступает на вход фильтра, который представляет второй каскад биоусилителя. Здесь биосигнал подвергается дальнейшему усилению, происходит давление частот 50 Гц и выше и нейтрализация дрейфа биосигнала. Выходной сигнал фильтра можно подавать на вход любого записывающего устройства или с помощью АЦП подключить к компьютерной системе.

При снятии ЭКГ надо знать, который кардиосигнал, получаемый каким из электродов, мы в данный момент записываем. Из этого следует, что надо проводить индикацию, поэтому мы при помощи счетчика сигнал будет подаваться на вход дешифратора, который, преобразуя его в соответствующий код передаст этот сигнал на вход индикатора. Таким образом, на индикаторе мы получим номер отведения v_1-v_6 .

Кроме вышеуказанных преимуществ, конструкция этого устройства имеет удобств при его эксплуатации. Одно из преимуществ это то, что все 6 активных электродов, а также общий (нулевой) электрод помещены на одном грудном поясе, при этом исчезает необходимость их перемещения. Пояс прикрепляется к грудной клетке так, чтобы электроды соответствовали своим отведениям. ГИС биоусилителя помещается под индикатор, который также прикреплен к поясу. Таким образом, чтобы произвести переключение электродов, мы при помощи дистанционного управления посылаем импульсы которые и являются сигналом переключения коммутатора, и вследствие этого на входе биоусилителя имеем кардиосигналы от электродов v_1-v_6 , запись которых и дает нам полное ЭКГ обследуемого.

Литература

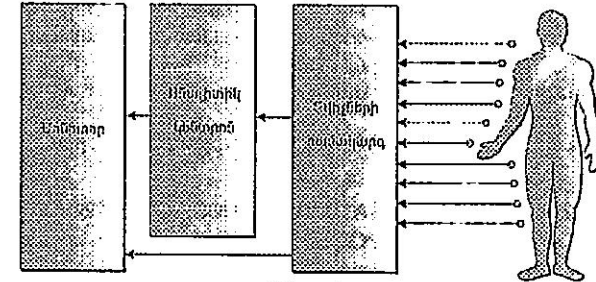
1. Медицинская электрическая аппаратура для здравоохранения (перевод с английского). М: Радио и связь, 1991г.
2. Справочное пособие по конструированию микросхем. Минск 1982г Э. А. Матсон, Д. В. Крыжановский.
3. Интернет www.электрокардиограф.ru

ԿԵՆՍԱՐԺՇԿԱԿԱՆ ԱԶԳԱՆՇԱՆՆԵՐԻ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅԱՆ «MedAL» ՀԱՍԱԿԱՐԳ Պ. Մուրադյան

Կենսաբժշկական դիագնոստիկ մեթոդների բուռն զարգացման հետ միաժամանակ զարգացան այդ մեթոդներն իրագործող համակարգերը: Տարբեր կազմակերպություններ սկսեցին նախագծել և արտադրել բավականին մեծ քանակությամբ սարքեր, որոնք հնարավորություն ունեն արտադրել հիվանդություններ, ապահովել կենսաբժշկական գործընթացների մոնիթորինգ, դասակարգում, վերլուծություն և այլն:

Սակայն այդ սարքերը, բացի բարձր ինքնաբերի առկայությունից, կատարում են յուրահատուկ խնդիրների լուծումներ, որոնք շատ դեպքերում չեն բավարարում բժիշկ հետազոտողներին: Առավել բարդ վիճակում են գտնվում այն հետազոտողները, որոնք առաջարկելով իրենց մեթոդը, հնարավորություն չեն ունենում իրագործել այն: Ըստ այս դրույթների խնդիր է ծագել ստեղծել ծրագրավորվող համակարգ, որը հնարավորություն կտա արագ իրագործել այդպիսի համակարգեր:

Ներկայումս գոյություն ունեցող կենսաազդանշանների վերլուծության համակարգերը իրագործված են նկար 1 - ում տրված տեսքով:



Նկար 1.

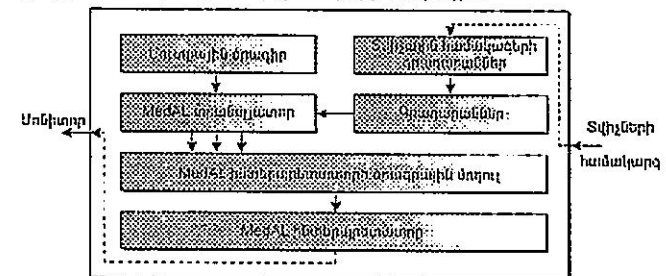
Սարդուն միացված տվիչների համակարգի միջոցով կենսաազդանշանները տրվում են անալիտիկ կենտրոնին, որը կենսաազդանշանների արժեքների հետ կատարելով որոշակի գործողություններ, ստացված արդյունքը ուղարկում է մոնիտորին: Ընդ որում անալիտիկ կենտրոնի առկայությունը պարտադիր չէ: Որոնք են այսպիսի համակարգերի թերությունները՝

1. Անալիտիկ կենտրոնը նախագծված է հենց այն տվիչների համակարգի համար, որը և միացված է սարքին: Այսինքն տվիչային համակարգի փոփոխման դեպքում անհրաժեշտ է անալիտիկ կենտրոնի մասնակի կամ լրիվ փոփոխություն:
2. Անալիտիկ համակարգին նոր հնարավորություններ ավելացնելու համար նրա լրիվ վերափոխումը պարտադիր է:

Ներ կողմից առաջարկված համակարգը չունի վերը նշված թերությունները:

Այն PC համակարգի հիման վրա ստեղծված համակարգ է, որի մեջ ներդրված է պրոբլեմային կողմնորոշված լեզու՝ հենց նման տարատեսակի խնդիրներ լուծելու համար: Համակարգը համապատասխանում է հետևյալ պայմաններին՝

1. Տվիչային համակարգից կախում չունեցող անալիտիկ կենտրոն: Անալիտիկ կենտրոնում ներկա են բիոազդանշանների հետ աշխատանքի համար նախատեսված ֆունկցիոնալ մոդուլներ
2. Ժամանակի իրական մասշտաբում աշխատանքի հնարավորություն:
4. Հաշվի առնելով համակարգիչների լայն տարածումը տվյալ համակարգը իր բազմաֆունկցիոնալության հետ միասին ունի շատ փոքր սակագին:



Նկար 2.

Համակարգը կոչվեց MeDAL (Medical Data Analysing Language) (նկ. 2): MeDAL համակարգի աշխատանքային սխեման պատկերված է նկար 2 - ում: MeDAL լեզվով գրված ծրագրերը տրվում է տրանսլատորին, որը հիմնվելով գրադարանում պարունակող մոդուլների ասինմանումների վրա, կատարում է լեքսիկ և սինտաքսիկ անալիզ, որից հետո վերածում MeDAL ինտերպրետատորի ֆորմատի: Ինտերպրետատորը, դիմելով վերը նշված տվյալներին, իրագործում է այն: Սուտրային տվյալային համակարգի համար գոյություն ունեն ներքին գրադարաններ: Այսինքն նոր մուտքային արդյունքները բավական է միայն նկարագրել այդ արդյունքի հետ աշխատանքը համապատասխան "MeDAL Hardware definition standard" - ի, որից հետո MeDAL անալիտիկ կենտրոնը հնարավորություն կունենա դիմելու այդ արդյունքի օգտագործողի կողմից գրված ծրագրային մոդուլից:

Գրականություն

1. Stephen C. Johnson. "YACC - Yet Another Compiler" Compiler AT&T Bell Laboratories Murray Hill. Internet journal.
2. Ստամբոլցյան Ռ. Պ. Կլինիկական էլեկտրոստագրություն, Լույս, Երևան 1978

АВТОМАТИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПСИХОЛОГИЧЕСКОГО СТАТУСА ПО ОПРОСНИКУ "SMOL"

А. Мартirosян, Э. Кришян

В последние десятилетия в клинической медицине все шире применяются психологические тесты для решения различных научных и практических задач. Многими исследованиями доказана связь между психическим состоянием людей и развитием неинфекционных болезней различных органов и систем организма. С другой стороны, наличие различных острых и хронических заболеваний в зависимости от длительности, тяжести и характера течения болезни приводит к определенным сдвигам психологического статуса больного. Такая зависимость между психологическим статусом и соматическими болезнями особенно характерна при сердечно-сосудистых и онкологических заболеваниях. Известно, что во многих клиниках мира, кроме лечения основного заболевания, больные проходят психологическую реабилитацию. В Армении, население которой в течение более десяти последних лет находится в тяжелой стрессовой ситуации (землетрясение, война, экономическая, энергетическая и информационная блокады, тяжелая социальная ситуация и т. д.), в последние годы наблюдается небывалый рост соматизированных нервных потрясений. Не случайно, что на состоявшейся в 1991 г. в Иокогаме конференции по исследованию последствий природных и социальных катастроф. Армении, в числе ряда стран, признана природной лабораторией для изучения упомянутых проблем. Вышеприведенные факты подтверждают актуальность дальнейшего совершенствования методов психологических исследований, что особенно важно для населения Армении.

Для оценки психологического статуса, наряду с электрофизиологическими исследованиями широко используются различные опросники. Большое распространение имеет опросник MMPI, однако ввиду громоздкости часто его заменяют сокращенным вариантом, называемым "SMOL", что освободит врача-психолога от рутинной работы, повысит эффективность его интеллектуального труда, снизит погрешности оценки статуса и создаст новые возможности для динамических исследований. Для достижения поставленной цели решены следующие задачи: 1. создана база данных по информации, содержащейся в опросниках; 2. разработана программа диалогового режима опроса и приема ответа от больного; 3. разработан алгоритм и программа, реализующая обработку данных по опроснику с выдачей

номограммы количественных оценок для различных психологических состояний; 4. разработан алгоритм поиска результатов ранее проведенных исследований данного больного в базе данных и сопоставления их с результатами текущего исследования; 5. разработанный ряд вспомогательных программ, обеспечивающих оптимальную форму отображения данных и упрощение работы больного перед дисплеем.

Опросник "SMOL" содержит 71 вопрос (точнее утверждение), на которые опрашиваемый отвечает "Верно" или "Неверно". Опросник "SMOL" позволяет выявить отклонение от нормы для следующих психологических статусов: инхондрия, депрессия, астеня, психонатия, ригидность аффекта (параностения), психостения (тревожность), шизофрения (аутизация). Кроме этого, опросник имеет возможность выявления имеющих место во время его заполнения: сознательной лжи, механической ошибки и лжи бессознательной, в соответствии с чем производится коррекция первичных данных. Не касаясь подробного описания алгоритмов обработки опросника "SMOL", отметим что результаты количественной оценки психологического статуса больного до и после лечения основного заболевания. Иными словами, проведенные исследования свидетельствуют, о возможности оценки качества лечения (в определенном смысле) по данным анализа опросника "SMOL".

Программа, реализующая автоматический анализ оценки психологического статуса, написана на языке C++ и может быть использована в любой клинике для проведения научных исследований и решения практических задач. Обобщая вышеизложенное отметим, что внедрение в клиническую практику разработанного автоматизированного метода облегчит работу врача, ускорит проведение исследования, повысит достоверность результатов анализа, откроет новые подходы для оценки качества лечения, расширит диагностические возможности и будет способствовать проведению научных исследований.

Литература

1. Бурназян Г. А. Психотерапия. Ереван, 1980.
2. Тополянский В.Д., Струковская М.В. Психосоматические расстройства. М: Медицина, 1986.
3. Эйдемиллер Э., Юстицкий В. Семейная психотерапия. М., 1990.
4. Шибутани Т. Социальная психология. М., 1969.

ԷԼԵԿՏՐԱՍՏԱԹԱՆԻՉՆԵՐԻ ԿԱՈՒՅՄԱՆ ՍԿԶՐԻՆՔՆԵՐԸ

Տ. Պետրոսյան

Պեղև XVIII դարում հայտնի էր, որ սիրտը կարելի է գրգռել էլեկտրական խթանող ազդակներով, սակայն սրտի մշտական էլեկտրախթանման առաջին փորձը կատարվել է սրանից ընդամենը 38 տարի առաջ [1]: Առաջին խթանիչները (այսպես կոչված, ասինքրոն խթանիչներ) սիրտը խթանում էին խիստ որոշակի համախոթյամբ, հիմնականում մեկ րոպեում 75 կամ 80 ազդակ, ունեին բավականին մեծ զանգված, չափսեր և կարճ ժամայրդական ժամկետ մինչև 2 տարի [2]: Ժամանակակից խթանիչները կարող են խթանել սիրտը մի շարք ծրագրավորվող ռիթմերով, ունեն լուցկու տուփից փոքր չափսեր, իսկ ծառայողական ժամկետը հասցվել է 15 տարուց ավելի շնորհիվ նորագույն լիթումային մարտկոցների օգտագործման [2]:

Էլեկտրաստախթանիչներ (ԷՍԽ) արտադրող հիմնական ֆիրմաներն են ամերիկյան "Medtronic", գերմանական "Biotronic", ֆրանսիական "Cordis", չեխական "Tesla" և ռուսական "Элвистим"-ը: Օր օրի ուժեղացող մրցակցությունը, ԷՍԽ-ների արտադրություններում ռազմական տեխնոլոգիաների օգտագործման հետևանքով այլևս հնարավոր չէ լիարժեք ինֆորմացիա ստանալ դրանց արտադրության գործընթացների և գործիքների, ինչպես նաև օգտագործվող տարրերի, հանգույցների մասին: Սրան նպաստում է նաև այն

հանգամանքը, որ մշտական խթանման էՄՆ-ները հերմետիկորեն փակ սարքեր են, նրանց բավականին բարդ էլեկտրական սխեման ինտեգրացված է մեկ անբողջական միկրոսխեմայի մեջ, որը և բացառում է դրանց վերանորոգումը: Ցանկացած թերության հայտնաբերման դեպքում, անկախ շահագործման ժամկետից, սարքը փոխարինվում է նորով:

Ժամանակակից էՄՆ-ները ծրագրավորվող սարքեր են: Հատուկ ծրագրավորիչի օգնությամբ կարելի է փոփոխել սարքի աշխատանքային ռեժիմը, խթանող ազդակների հաճախությունը, լայնությունը, տևողությունը, ռեֆրակտորային ընթացքը, հիսթերեզիսը, R և P ալիքների զգայունության շեմը և այլն: էՄՆ-ի հիմնական հանգույցներն են պատյանը, էլեկտրոնային սխեման, հոսմաքի աղբյուրը, էլեկտրոդները: Դրանց ներկայացվող պահանջները, տարատեսակները, կատարելագործման ուղիները մանրամասն շարադրված են մասնագիտական գրականության մեջ [1-4]: էՄՆ-ներն ունեն մի շարք թերություններ, որոնցից առաջինը մարտկոցների ժամանակից շուտ սպառվելն է, որը կազմում է մշտական սրտախթանման ժամանակ առաջացող բարդացումների 6.2%-ը [1]: էՄՆ-ների մյուս մասերը ըստ իրենց ծառայողական ժամկետի 2-ից ավելի անգամ գերազանցում են մարտկոցների ծառայողական ժամկետը: Բարդացումների բավականին մեծ 4.1% է կազմում էլեկտրոդի և սարքի կոնտակտի խախտումը, որը պայմանավորված է նրանով, որ էլեկտրոդը սրտում ինյուստացնելուց հետո միացնում են էՄՆ-ին և նոր տեղադրում օրգանիզմում: Հենց տեղադրելու և էՄՆ-ն ֆիքսելու ժամանակ էլ հնարավոր է այդ կոնտակտի խախտումը: Թերություն է նաև այն, որ էՄՆ-ն իր ծավալի չափով տեղ է գրավում օրգանիզմում: Ցանկալի է այդ ծավալն ավելի հավասարաչափ բաշխել կրծքավանդակից դուրս, մասնավորապես որովայնում:

Այս թերությունները վերացնելու նպատակով մեր կողմից առաջարկվել են հետևյալ լուծումները: Նախ էՄՆ-ի (մասնավորապես ռուսական արտադրության մՆՆ-501 տեսակի) պատյանից դուրս բերել լիթիումային մարտկոցը, տեղադրել այն սիլիկոնային պատյանի մեջ և նոր միայն միացնել սարքին: Ըստ միացման ձևի էլ տարբերակել ամմիջապես և հաղորդալարով սարքին միացվող մարտկոցներ: Երկու դեպքում էլ միացումը կատարվելու է հատուկ դրա համար նախատեսված և մշակված միակցիչով: Մարտկոցի սպառվելու դեպքում փոխարինվում է միայն մարտկոցը, ձեռք չտալով դեռևս ծառայողական մեծ ժամկետ ունեցող էՄՆ-ին: Մարտկոցը հաղորդալարով միացնելու դեպքում կարելի է այն տեղադրել փոխարինման և հետագոտման համար ավելի նպատակահարմար տեղում, քան էՄՆ-ն, որը կրելի նրան, որ այդ գործընթացները կարելի կլինի անցկացնել ոչ միայն մասնագիտացված հաստատությունում կամ երկրում: Պարզ է նաև, որ առաջանում է զգալի ֆինանսական տնտեսում: Մյուս դրական կողմն այն է, որ եթե ապագայում ստեղծվի ավելի մեծ տարողության մարտկոց, այն կարելի կլինի տեղադրել էՄՆ-ում առանց մեծ ծախսերի: Իսկ հաղորդալարով միացված մարտկոցը տեղադրելով, օրինակի համար, որովայնում, կիոքրացվի կրծքավանդակում ճնշումը այս կամ այն օրգանի վրա:

Մեկ այլ թերության լուծում է էլեկտրոդային միակցիչը հաղորդալարով սարքից որոշակի հեռավորության վրա տեղափոխելը: Էլեկտրոդը ինյուստացնելուց հետո ինյուստացնում են էՄՆ-ն այնպես, որ էլեկտրոդի ծայրը և էլեկտրոդային միակցիչը մնան մարմնից դուրս: Սարքը և էլեկտրոդը հուսալի ինյուստացնելուց հետո նոր միայն միացնում են իրար էլեկտրոդի ծայրը և միակցիչը ու տեղադրում մաշկի տակ այնպես, որպեսզի հետագայում, անհրաժեշտության դեպքում, հեշտությամբ դուրս բերվի մաշկի տակից և անջատելով իրարից, հնարավոր լինի մեծածավալ իմֆորմացիա ստանալ սրտի ու սարքի մասին, կամ էլ էլեկտրոդը միացնել ժամանակավոր սրտախթանման սարքին, որի հնարավորությունները խթանման տեսակետից ավել մեծ են: Այս մեթոդի մեկ այլ առավելությունն այն է, որ ավելի վաղ ինյուստացված էլեկտրոդը, որի փոխարինումը նորով ցանկալի չէ, կարելի կլինի միացնել ցանկացած էՄՆ-ին՝ փոխարինելով միայն սարքի էլեկտրոդային միակցիչը, որը ավելի պարզ գործընթաց է, քան էլեկտրոդի ծայրի փոխարինումը: Ավանայտ է, որ սա էլ իր հերթին կրելի խթանիչ գրաված ծավալի փոքրացում:

Գրականություն

1. Бредикис Ю.Ю., Думчиос А.С. Эндокардиальная электростимуляция сердца. — Вильнюс: Мокслас.-1979. -164с.
2. Утямышева Р.И., Враны М. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей.-М: Энергоатомиздат. — 1983.-384 с.

3. Стирбис П.П. Систематизация электрокардиостимулирующих средств и пути повышения эффективности постоянной электрической стимуляции сердца/Автореф. дис. ... докт. мед. наук.-Каунас. — 1987.-39 с.

4. Березовский К.К. Методические рекомендации диспансеризации больных с имплантируемой ЭКС. — Киев. — 1990. — 25 с.

ПРОЦЕССЫ, СОПРОВОЖДАЮЩИЕ ПРОХОЖДЕНИЕ ИОННЫХ ПОТОКОВ ЧЕРЕЗ ИОННЫЕ КАНАЛЫ ВОЗБУДИМЫХ БИОМЕМБРАН

К.Космьян

Согласно общепринятой феноменологической теории Ходжкина-Хаксли, ионные каналы возбудимых биомембран обладают проводимостью, зависящей от электрического потенциала на мембране. При этом утверждается, что состояние проводимости канала регулируется так называемыми "воротными" частицами, которые представляют собой некоторые заряженные, подвижные молекулярные группы в структуре канала. Они обладают несколькими положениями равновесия, перескоки между которыми и приводят к изменению проводимости канала. В этой теории утверждается также, что управление "воротными" частицами осуществляется только мембранным потенциалом и что в большинстве случаев ионный канал может находиться только в двух стационарных состояниях с различной проводимостью — открытое состояние и закрытое состояние. Однако дальнейшие экспериментальные исследования (в частности методом "Patch-clamp") показали, что проводимость каналов существенным образом зависит также от концентрации соответствующих ионов в примембранных растворах [1].

Для объяснения указанной зависимости в последние годы развивается теоретическая концепция, согласно которой при исследовании динамики канала необходимо учитывать взаимодействие проникающих ионов с заряженными структурными группами ионного канала [2, 3]. В основе этой концепции лежит очевидный факт того, что электрические поля, создаваемые в канале проникающими ионами ($\approx 10^9$ В/см), намного превосходят поля, создаваемые мембранным потенциалом. Поэтому проникающие ионы могут оказывать существенное влияние на процессы конформационных перестроек заряженных "воротных" групп канала. Если время релаксации перемещенных указанными полями структурных групп достаточно мало, то они успевают возвращаться в исходное положение до входа второго иона в канал. Тогда ион-конформационное взаимодействие (ИКВ) будет действовать только на фиксированный потенциальный профиль канала. В случае же сравнительно больших времен релаксации смещения, вызванные проходящими отдельными ионами будут стимулировать, и положение конформационных групп определяется средним числом проходящих через канал ионов. Таким образом, ИКВ приводит к образованию подвижного потенциального профиля канала, форма которого определяется взаимодействием большого числа проникающих ионов со структурными группами канала.

С другой стороны, положение молекулярных групп в канале приводит к его обратному действию на значение ионного потока через канал. Решение системы уравнений, описывающих эти процессы самоорганизации, позволяет не только определить зависимость ионного тока через отдельный канал от мембранного потенциала, но и выявить условия, при которых может наблюдаться заметная зависимость проводимости каналов от концентрации проникающих ионов в соответствующих растворах.

Например, в работе [3] на основе вышеописанного подхода была моделирована потенциалозависимость и концентрационная чувствительность ионного канала, вызванного ион-конформационным взаимодействием. Из полученных в работе результатов следует достаточно сильная зависимость вероятности заполнения канала ионом-N, и потенциалочувствительности открытого состояния канала- ρ_o от концентрации ионов во внешнем растворе (рис.1). Они наглядно показывают, что на основе учета взаимодействия проходящих через канал ионов с "воротными" группами белка-каналообразователя можно достаточно четко описать микроскопическую картину активации и инактивации канала, а также физическую природу появления дискретных условий проводимости в них.

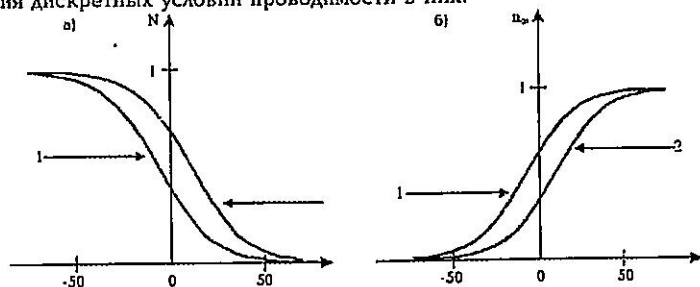


Рис.1. Моделирование потенциалочувствительности и концентрационной чувствительности ионного канала, вызванных ион-конформационным взаимодействием. Разные кривые соответствуют разным внешним концентрациям ионов: 1- $C_{out} = 100$ ммоль/л; 2- $C_{out} = 300$ ммоль/л.
а)-вероятность заполнения канала ионом (при $N_{от} = N^{3k}$);
б)-потенциалочувствительность открытого состояния канала ρ_o , которая обеспечивается ион-конформационным взаимодействием.

Таким образом, на основе вышеприведенного можно утверждать, что ион-конформационное взаимодействие является определяющим фактором функционирования ионных каналов биомембран. За счет этого взаимодействия происходят процессы саморегуляции ионных потоков через каналы, приводящих к бистабильному режиму их функционирования.

Автор выражает благодарность проф. Г.А.Абгаряну за обсуждение и ценные советы.

Литература

1. Гринченко А.В., Березецкая Н.М., Вайнреб Г.Е., Каноненко Н.И., Седова М.Б. Влияние внеклеточной концентрации ионов калия на функционирование потенциал-зависимых калиевых каналов в клетках GH_3 гипофиза крысы. //Нейрофизиология, 1995, т.27, с.110-115.
2. Chinatov V.A., Gaididei Yu.B., Kharkeyan V.N., Silko S.P., Phys. Rev.A., 1992, 46, 8, p.5232.
3. Абгарян Г.А., Вайнреб Г.Е., Харкянен В.Н. Саморегуляция в ионных каналах биологических мембран. //Биополимеры и клетка, 1997, т.13., с.135-141.

ПРИМЕНЕНИЕ ОПТОЭЛЕКТРОННЫХ ДАТЧИКОВ В ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ФИЗИОЛОГИИ

С. Налбандян, К. Марутян

Для обеспечения учебно-демонстрационных экспериментов и научных изысканий, проводимых на кафедре Нормальной физиологии ЕрГМУ, нами был разработан

и апробирован универсальный оптоэлектронный датчик, адаптированный к имеющемуся аппаратурному парку.

В разработке данного датчика учитывались литературные данные, с одной стороны, по спектру пропускания и отражения биологической ткани [1] и, с другой — данные о возможностях оптосенсоров неинвазивно регистрировать широкий спектр физических факторов (деформация, смещение, напряжение электрического поля и др.) [2].

Разработанный датчик предназначался для решения следующих задач:

- 1) изучение многолетней активности изолированного ауторитмически сокращающегося сердца лягушки на фоне воздействий различных физических и химических факторов;
- 2) неинвазивная регистрация многолетней активности сердца мелких лабораторных животных как через неповрежденную грудную клетку, так и со вскрытой грудной клеткой;
- 3) регистрация многолетней и электрической активности сердца куриного эмбриона через неповрежденную скорлупу яйца в процессе онтогенетического развития на фоне внешних воздействий (электромагнитного, акустического и др.).

Отличительной особенностью разработанного датчика от ранее разработанных нами сенсоров [3] является возможность изменения угла наклона ИК-излучателей (от 30° до 90°) по отношению к торцевому концу фотоприемника. Конструкция датчиков приведена на рис. 1.

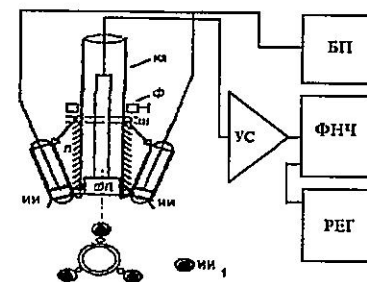


Рис.1. Схематическая конструкция датчика с блок-схемой аппаратуры управления

Данная компоновка датчика диктовалась, исходя из научных задач, по изучению как характеристик многолетней активности целостности сердца, так и многолетней активности различных участков исследуемого объекта. Применение инфракрасных светодиодов АЛ-107Б и фотоприемников ФД-24К позволило нам провести их стыковку с имеющимся лабораторным оборудованием. Тестирование датчика производилось посредством параллельной регистрации вышеотмеченных параметров с применением моноинформативных датчиков, адаптированных к конкретным методам исследований. Были получены идентичные результаты на принятые тестовые фармакологические воздействия. На рис.2 представлены типичные кривые, полученные с применением разработанного универсального датчика в различных экспериментальных моделях.

а)



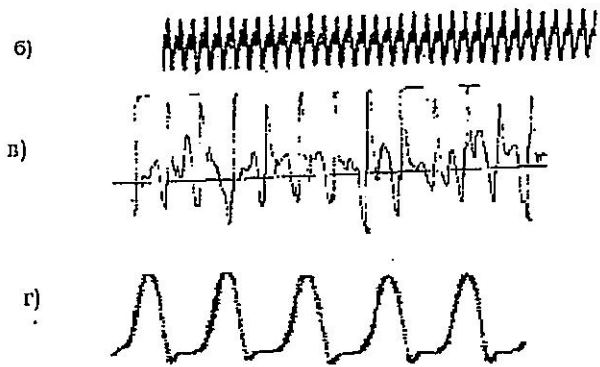


Рис.2. Типичные характеристики сократительной функции сердца, полученные с применением разработанного датчика: а) сократительная функция предсердия, б) желудочка изолированного сердца лягушки, в) сократительная функция целостного сердца крыс через неповрежденную и г) вскрытую грудную клетку.

Необходимо также отметить, что разработанный датчик, полностью удовлетворяющий отмеченным выше научным требованиям, позволяет также производить динамический мониторинг характеристик мозгового кровотока, кровотока внутренних органов, регистрацию пульса и частоты дыхания экспериментальных животных, а также ряд других физиологических параметров.

Литература

1. Гибсон.Х. «Фотографирование в ИК-лучах». -М: Мир, 1982.
2. Окоси.Т и др. Волоконно-оптические датчики. А: Энергоатомиздат, 1990.
3. Авт. свидетельство N1367694 от 15.09.1987. Способ исследования мозгового кровообращения. Авторы: Э.С.Габриелян, С.Г. Налбандян, М.А. Саркисян.

ԵՐԿՖՈՏՈՆ ՈՉ ԳԾԱՅԻՆ ՕՊՏԻԿԱԿԱՆ ԵՐԵՎՈՒՅՈՆՆԵՐԸ ԿԵՆՍԱԳՅՈՒՄՎԱԾՔՆԵՐՈՒՄ

Ա. Լալայան, Է. Ջանունց

Ոչ գծային օպտիկական երևույթների կիրառությունը կենսաբժշկությունում շատ զբաղվիչ է երկու տեսանկյունից.

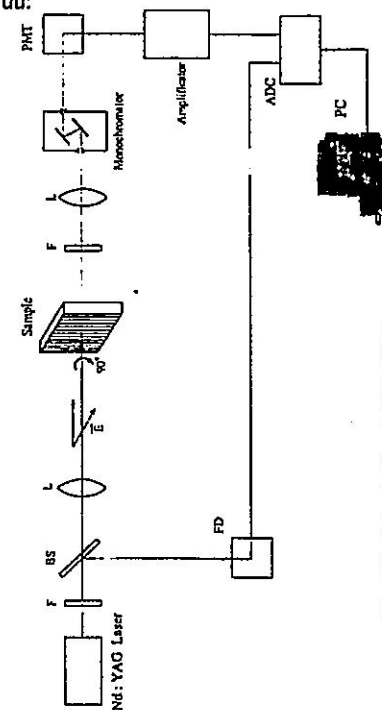
1. Էֆեկտիվ ոչ գծային ֆոտոդիֆրակցիոն բազմաբևեռային գրգռում և նրան հաջորդող ֆոտոկենսաբանական էֆեկտների իրականացում:
2. Օգտագործելով տարբեր ոչ գծային սպեկտրոսկոպիկ մեթոդներ՝ ուսումնասիրել կենսամոլեկուլների կառուցվածքը և ֆունկցիոնալ առանձնահատկությունները:

Տարբեր տիպի հյուսվածքներում ոչ գծային օպտիկական երևույթների առանձնահատկությունների պարզաբանումը շատ կարևոր է օպտիկական կենսաախտորոշման նոր մեթոդների զարգացման համար:

Համախախտության գումարային և երկրորդ հարմոնիկ գեներացիաները ոչ գծային երևույթներից պարզագույն օպտիկական պրոցեսներն են և դիտարկվել են տարբեր կենսաօբյեկտներում [1,2,3,5]: Հեղինակները [4] ուսումնասիրել են 860 նմ ալիքի երկարությամբ պիկովայրկյանային իմպուլսների երկրորդ հարմոնիկ գեներացումը էլեկտրա-

կանապես կարգավորված ծիրանագույն թաղանթներում և հաշվել են երկրորդ կարգի ոչ գծային օպտիկական գործակիցը մշված օբյեկտների համար. $d_{eff} > 0.6 * d_{KDP}$:

Ներկայացվող աշխատանքում ուսումնասիրվել են երկֆոտոն ֆյուտրեպենտան (ԵՖՖ) և երկրորդ հարմոնիկ գեներացիայի (ԵՀԳ) երևույթները կարգավորված բնական հյուսվածքներում պիկովայրկյանային լազերային ճառագայթման դեպքում (1064 նմ, 100 ՄՎտ/սմ², 30 պս): Միաժամանակ դիտարկվել են և՛ ԵՖՖ -ն, և՛ ԵՀԳ -ն հավի, տավարի և ճագարի 0.5 մմ հաստությամբ ջլի հյուսվածքներում, որոնք կազմված են կոլագեն սպիտակուցի զուգահեռ մանրաթելերից [5,6]: ԵՀԳ -ի ազդանշանի հետ միաժամանակ ԵՖՖ գրգռելու համար մոնուցները ներկվել են Rh6G ներկանյութով: Ներկված մոնուցները ճառագայթվել են գծային բևեռացված ճառագայթով մանրաթելերին ուղղահայաց ուղղությամբ: Ելքային ճառագայթը, անցնելով սպեկտրային ֆիլտրի միջով, ֆոկուսանում է մոնուցի մակերևույթին 1 մմ² մակերեսով (նկ. 1): Այսինքն ճառագայթման ինտենսիվությունը եղել է 2 ԳՎտ/սմ²: Օբյեկտից ցրված լույսը հավաքվել է հավաքող ոսպնյակի օգնությամբ և զրանցվել մոնոխրոմատոր - ֆոտոէլեկտրոնային ուժեղարար (FEU-79) - թիվ-անալոգային փոխակերպիչ - կոմպյուտեր համակարգով (նկ.1): Համակարգի սպեկտրալ լուծողակարողությունը եղել է 1 նմ:



Նկար 1. Փորձարարական կառուցվածքի սխեման

Որտեղ F-սպեկտրալ ֆիլտր, BS-լազերային ճառագայթի բաժանիչ, L-հավաքող ոսպնյակ, Sample-հետազոտվող նմուշ, PMT-ֆոտոէլեկտրոնային ուժեղարար, FD -ֆոտոդիոդ, ADC - թիվ-անալոգային փոխակերպիչ, PC-կոմպյուտեր:

ԵՀԳ -ն և ԵՖՖ -ն ցուցաբերել են տարբեր բևեռականային կախվածություններ: Երբ լազերային ճառագայթի բևեռականությունը եղել է կոլագենային մանրաթելերին զուգահեռ ԵՀԳ-ի ազդանշանը 2,5 անգամ ավելի մեծ է եղել, քան ուղղահայացի դեպքում: Ուսումնասիրությունները ցույց են տվել, որ մոնուշով անցած ճառագայթի ինտենսիվությամբ

յունը զուգահեռ բևեռականությունների 4.9 անգամ ավելի մեծ է եղել (ցրումները փոքր են), քան ուղղահայաց բևեռականության դեպքում (այսինքն՝ ցրումները շատ են):

Ի տարբերություն ԵԳԳ -ի ԵՖՖ -ն չի ցուցաբերել կախվածություն բևեռականության ուղղությունից: Սինդրոմ ԵՖՖ -ի և ԵԳԳ -ի պրոցեսները տեղի են ունենում միևնույն ժամանակ և երկուսն էլ բառակուսային են կախված ինտենսիվությունից: Ցրումներով պայմանավորված ծառագայքման ինտենսիվության փոփոխությունը կունենա նույն ազդեցությունը երկու պրոցեսների վրա:

Այսպիսով ԵԳԳ -ի խիստ բևեռականային կախվածությունը կարող է բացատրվել միայն փոկային սինդրոմի դեմ պայմաններում երկրորդ հարմոնիկայի գեներացիայով:

Գրականություն

1. Koroteev N. I. JETP 1994. vol. 106, p. 1260
2. Renizepis P. M., Giordmaine J. and Wecht K. W. Phys.Rev. Letter, 1966. vol. 16, p. 792
3. Shkurinov A. P., Dubrovskii A. V. and Koroteev N. I. Phys.Rev. Letter, 1993. vol. 7, p. 1085
4. Sharkov A. V. and Gillbro T. Thin Solid Films. 1991. vol. 202. L9
5. Guo Y. Ho PP, Tirsiunias A. Liuf, Alfano RR, Applied Optics, 1996, vol. 35, pp. 6810 - 6813,
6. V. V. Tuchin, Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, SPIE, 2000.

ОБЗОР ОСНОВ РЕФЛЕКСОТЕРАПИИ И ПУТИ УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ МЕТОДОВ ЭЛЕКТРОПУНКТУРЫ

Т. Мартиросян, Э. Крицян

Зародившийся более 5 тысяч лет назад метод чжень-цзю терапии (чжень-иглоукальвание, цзю-прижигание) как одно из направлений Восточной народной медицины (Китай) и в наши дни широко применяется в клинической медицине во всём мире и продолжает совершенствоваться.

Цель данной статьи — дать краткий обзор методов современной рефлексотерапии и попытаться представить возможные пути совершенствования этого весьма эффективного метода лечения при различных заболеваниях.

В основе рефлексотерапии лежит тот факт, что на каждом покрове тела существуют так называемые биологически активные точки (БАТ), воздействие на которых, в отличие от воздействия на другие точки, ведёт к значительным изменениям функционирования отдельных органов, систем и всего организма в целом. Отметим, что в качестве воздействия на БАТ, кроме иглоукальвания и прижигания, используются также электрический ток — постоянный, переменный и импульсный (электропунктура), химическое воздействие, лазерный луч, магнитное поле и т. д. [1,2,3].

Эти точки расположены последовательно одна за другой, образуя так называемые меридианы или "кии" каналы. Каждый меридиан связан с определённым органом или системой, и стимуляция его точек приводит к ответным реакциям связанных с ним органов и систем.

Классическая теория рефлексотерапии описывает 14 меридианов: меридиан лёгких (I), толстой кишки (II), желудка (III), селезенки-поджелудочной железы (IV), сердца (V), тонкой кишки (VI), мочевого пузыря (VII), почки (VIII), перикарда (IX), трёх частей туловища (тройного обогревателя) (X), желчного пузыря (XI), печени (XII), заднесрединный (XIII), переднесрединный (XIV).

Существуют также активные точки, которые не относятся к определенным меридианам и называются внемеридианными точками [3]. Много активных точек рас оложено на ушной раковине, изучением которых занимается аурикулотерапия [1,2,3].

Несмотря на отличный лечебный эффект, физиологические основы, объясняющие сущность действия рефлексотерапии, изучены недостаточно. Существует

ряд теорий, по которым благотворное влияние иглоукальвания объясняется изменением кровотока в капиллярах около точки в момент раздражения, выделением определённых веществ, которые, попадая в кровь, оказывают многообразное действие на организм, и т. д. Есть предположение, что органо-нейрокожные взаимодействия объясняются особенностями эмбриогенеза и связью внутренних органов с нервной системой, а через неё и с кожей. Несомненно то, что в основе лечебного действия рефлексотерапии лежит воздействие на ЦНС [1,2,3].

Вопросы морфологии акупунктурных точек также освещены недостаточно. В области акупунктурных точек не выявлены такие анатомические образования, которые отсутствовали бы не других участках кожи. Но в области БАТ эти образования (нервы, артериолы, вены, лимфатические сосуды и т. д.) преобладают [2,3].

Особенно интересны электрофизические исследования БАТ, которые выявили их низкое электрическое сопротивление (20-25 кОм), большую электрическую ёмкость (0,1-1,0 мкФ) и высокий электрический потенциал (до 350 мВ), по сравнению с окружающим участком кожи [2,3].

В 1950 году Накатани обнаружил повышенную электропроводность по ходу меридианов в случае патологий. Он назвал этот феномен "рёдораку" (линии хорошей электропроводности).

Для нахождения БАТ с помощью их низкого, по сравнению с окружающей поверхностью, электрического сопротивления и проведения электропунктурной терапии разработаны разные приборы.

Несмотря на большие достижения в области рефлексотерапии, и в наши дни продолжается её совершенствование. Учитывая успехи современной информатики, математики, биологии, медицины и техники, можно предлагать возможные направления наиболее эффективных разработок в области рефлексотерапии. Это, прежде всего, автоматизация работ в этой области, а именно, разработка информационно-поисковой системы, методов количественной оценки качества лечения, методов повышения эффективности терапии. Другим направлением может быть интенсификация работ в области исследования физических и физиологических основ рефлексотерапии. И наконец, учитывая достижения современной микроэлектроники целесообразно дальнейшее совершенствование аппаратуры, используемой для поиска БАТ и оказания воздействия.

В нашей дальнейшей работе предусмотрено проведение некоторых разработок в указанных выше перспективных направлениях. Начаты работы по разработке информационно-поисковой системы для поиска БАТ по симптоматике, диагнозам и наименованиям БАТ. Выходная информация будет выдаваться на дисплей, в удобной для врача форме. Второй разработкой является портативный прибор для рефлексотерапии, лишённый недостатков своих предшественников. Информация по этим разработкам будет дана в наших дальнейших публикациях.

Литература

1. Гаваа А. Очерки методов восточной рефлексотерапии. Новосибирск, 1980.
2. Портнов Ф. Г. Электропунктурная рефлексотерапия. Рига, 1987.
3. Табеева Д. М. Руководство по иглорефлексотерапии. М., 1980.

МЕТОД И УСТРОЙСТВО БЕСКРОВНОЙ ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА

Н. Арутюнян, Э. Крицян

Современной медицине известны тысячи болезней, одна из наиболее распространённых которых является сахарный диабет. Сахарный диабет является

причиной возникновения различных патологических процессов чуть ли не во всех органах организма. Поэтому раннее выявление этой болезни имеет важное значение для предотвращения развития многих заболеваний. Несмотря на большие успехи в создании необходимой диагностической аппаратуры, вопросы разработки новых подходов и устройств, упрощающих эти исследования и делающих их более доступными, остаются актуальными.

При патентном поиске в данной области мы обнаружили А.С.№114596, согласно которому для упрощения и ускорения диагностики сахарного диабета у пациента определяют электропроводимость кожи спины внутри области, которая ограничена линиями, проходящими на 2/3 расстояния от лопатки до позвоночника. Данная область совпадает с областью поджелудочной железы. После этого определяют электропроводимость кожи в любой точке спины вне этой области. Если величина отношения электропроводимостей кожи внутри данной области и вне области находится в промежутке 3—5, то это указывает на наличие сахарного диабета. Данное изобретение относится к медицине, а точнее, к терапии, и может быть использовано в лечебно — диагностических учреждениях, а также при массовых профилактических исследованиях для выявления больных сахарным диабетом. Целью нашей работы была разработка прибора для измерения сопротивления кожи и проведение измерений на конкретных больных.

Прибор состоит из блока питания, генератора синусоидального напряжения, согласующего трансформатора, измеряющего моста, усилителя и измерительного прибора. Генератор служит для проведения измерений сопротивлений по переменному току, который с помощью согласующего трансформатора подается на вход предварительно отбалансированного моста. При подключении пациента вместо одного из плеч моста происходит его дисбаланс, и по величине сигнала диагональ моста можно оценить сопротивление соответствующего участка тела пациента. Сигнал разбаланса подается на вход операционного усилителя. Усиленный сигнал подается на измерительный прибор.

Чтобы убедиться в правдивости данного метода мы провели измерения на 14 больных, из которых семеро — диабетики, а остальные семь — здоровые люди. Измерения проводили следующим образом. До накладывания электродов кожу натирали проводящей жидкостью. Основной активный электрод поочередно накладывали на необходимые точки, а пассивный электрод был наложен на кожу живота выше пупка. Пациент ложился на живот и во время измерений находился в неподвижном состоянии. После проведения измерений мы убедились в том, что данный метод действительно работает. Обнаруженные таким образом больные подлежат более тщательной проверке.

Данный метод диагностики сахарного диабета очень прост, доступен и позволяет очень быстро определить наличие повышенного уровня сахара в крови. Таким образом, этот метод позволяет осуществлять диагностику сахарного диабета бескровным методом. Из всего этого можно заключить, что практическая ценность данного метода очень высока при проведении массовых профилактических исследований. Однако он имеет тот недостаток, что не позволяет определить количество сахара в крови.

Целесообразны провести дальнейшие исследования в этом направлении с целью получения количественных оценок уровня сахара в крови и решить вопросы, связанные с воздействиями других патологических процессов поджелудочной железы и печени, а так же определить воздействие принятия инсулина и лекарств.

Литература

1. Ключко В.Р Сахарный диабе. М: Медицина, 1974 .
2. Полицук В.И., Терехова. А.Г. Техника и методика топографии и реплетномографии. М: Медицина, 1983 .

ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ БИОПРОТЕЗИРОВАНИЯ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

М. Мурадян, А. Хачикян

В последнее время наметилась тенденция по замене механических протезов на биопротезы. Если механические протезы не полностью возмещают функциональные потери человека, то биопротезы призваны обеспечить тот широкий спектр функциональных возможностей, который был утрачен ампутантом. Биопротезы функционируют по принципу тесной согласованности с физиологическими процессами человеческого организма. С этой точки зрения большое значение имеет глубокое изучение кинематики движения человека в целом, что позволит понять работу и количественно оценить рисунок движения и функции различных сегментов тела. В связи с чем, особо выделяют две фазы передвижения stance и swing, или иначе, активную и пассивную. Для того чтобы быть эффективным, протез должен обеспечить стабильность фазы stance и некоторую демпфируемость фазы swing. Кроме того, протезный контроллер должен как-то распознать намерения ампутанта, а затем заставить производить желаемую функцию.

Последним словом техники в вопросах биопротезирования является принцип многорежимного управления. Так называемый многорежимный подход управления включает разработку отдельных алгоритмов управления для каждого способа (режима) передвижения, дополнительных режимов, а также для распознавателя намерения в плане отбора правильных режимов и подрежимов. Ровное хождение, подъем и спуск по ступенькам, подъем и спуск по уклону являются примерами различных способов передвижения. Переходы между функциональными подрежимами выполняются только после распознавания изменения режима передвижения. Дополнительные способы (спотыкание, сидение, неподвижное стояние и т.д) отличаются от способов передвижения тем, что не являются циклическими, то есть не приводят к передвижению тела от одного перехода к другому. Обширный распознаватель намерений отбирает намеряемые способы передвижения или дополнительные способы, а затем выбирает соответствующие функциональные подрежимы, основываясь на входных сигналах системы протез-человек. Переходы, которые не желательны, могут быть не учтены, путем их исключения из набора состояний переходов этого режима. К примеру, переходы во время stance фазы одного способа передвижения к фазе stance другого способа передвижения не встречаются в нормальных моделях передвижения. Следовательно, распознаватель намерений спроектирован так, чтобы исключить возможность прямого перехода. Распознаватель намерений должен работать в реальном масштабе времени. В противном случае, это может стать причиной плохой работы протеза.

Активный многорежимный подход управления использует метод моделирования системы человек-протез, что делает его многообещающей концепцией протезного управления. И тем не менее, эта область недостаточно изучена, о чем свидетельствуют проблемы, возникающие в ходе исследовательских работ. Среди них следует особо выделить: чрезмерное рассеяние энергии за время фазы swing, отклонение от траектории здоровой ноги, и т.д. Кроме того, себестоимость таких протезов достаточно высока, что может стать причиной его не массового применения.

Литература

1. Bresler, B. and Berry, F.R., Energy and Power in the leg During Level Walking //University of California, Berkeley, Series 11, Issue 15, Reprint March, 1953.
2. Hunter, B., S.M. Thesis, Design of a Self-Contained, Active Regenerative Computer Controlled Above-Knee Prosthesis Department of Mechanical Engineering, M.I.T., 1981

ԵՐԿԱՐ ԽՈՂՈՎԱԿԱՑՃԵՎ ՈՍԿՈՐՆԵՐԻ ԿՈՏՐՎԱԾՔԵՆԵՐԻ ԲՈՒժԱՆ ԽՁԱՆՈՒՄԸ
ՄԻԿՐՈՏԱՏԱՆՈՒՄՆԵՐԻ ՄԻՋՈՑՈՎ
Վ. Սանուսաջյան

Գոյություն ունեն երկար խողովակաձև ոսկորների կոտրվածքների կալումը խթանելու տարբեր եղանակներ [1], որոնցից են՝

1. Մեխանիկական ձևեր.
2. Ճառագայթային թերապիա.
3. Էլեկտրաթերապիա.
4. Ցեխարուծություն:
5. Գերձայնային ալիքներ:

Այս մեթոդներից մեզ հետաքրքրում են երկար խողովակաձև ոսկորների կոտրվածքների կալումը խթանելու մեխանիկական ձևերը, որոնք իրենց հերթին լինում են՝ ա) կոտրուտակների շփումը միմյանց, բ) կոտրվածքի տարածքի պերկուսիա, գ) ֆունկցիոնալ բեռնավորում և այլն:

Գրականության հետազոտումը ցույց տվեց, որ խթանման այս մեթոդները օգտագործել են դեռևս Գիպոկրատը, Մոմսենը և այլ հայտնի բժիշկներ: Գիպոկրատը կոտրվածքներ բուժելիս փայտյա մուրճով թխթխեցնում էր կոտրվածքի տարածքը [2]:

Մեր կողմից առաջարկվում է երկար խողովակաձև ոսկորների կոտրվածքների կալումը խթանման մի եղանակ խթանում միկրոտատամուսների միջոցով, որը հիմնվում է կոտրվածքների բուժման պերկուսիայի մեթոդի վրա:

Երկար խողովակաձև ոսկորների կոտրվածքի վերականգնումը սկսվում է կոտրվածքից 8-12 ժամ անց: 3 շաբաթ անց կոտրվածքի տեղամասը լցվում է կոճիկային կոշտուկով, իսկ 4-րդ շաբաթից սկսած այն կալցիֆանում է և վերականգնվում այնպես, ինչպես դա տեղի է ունենում նորմալ էպիֆիզար կոճիկում ոսկոր դառնալիս: Միկրոտատամուսներով խթանումը առաջարկվում է կիրառել 4-րդ շաբաթից սկսած, և օգտագործել օրական 5 րոպե տևողությամբ: Կոտրվածքի խթանման դադարեցման պահը որոշվում է բժշկի կողմից: Միկրոտատամուսների հաճախությունը և ալիքի երկարությունը պետք է որոշել փորձնական ճանապարհով:

Միկրոտատամուսների ստացման տարբեր եղանակներից դիտարկվել է տատանումների առաջացումը մագնիսատրիկցիոն նյութերի միջոցով: Տատանումները ոսկորին հաղորդելու նպատակով օգտագործվել է կոմպրեսիոն-դիստրակցիոն ապարատ, որի 1 տեղաշարժվող ձողերը փոխարինվել են միկելե ձողերով: Այդ ձողերի վրա տեղադրվել են փաթկյալներ, որոնց միացվել է գեներատորից ստացված իմպուլսային ազդանշանը: Գեներատորից ստացված իմպուլսները հիվանդը կարող է փոփոխել 20-100³ց սահմաններում:

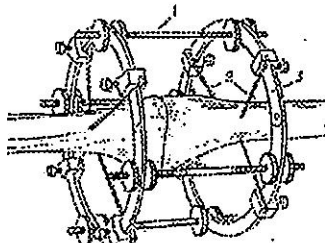
Միկրոտատամուսների ազդեցության տակ կոտրվածքի տեղամասում տեղի են ունենում՝

1. Արյան հոսքի լավացում, որը բերում է կոտրվածքի տեղամասի սնուցման լավացմանը.
2. Ոչ մեծ առանցքային բեռնումների կիրառությունը վերջույթի վրա ռեզեներատի բյուրեղացման փուլում հանգեցնում է կոլագենային մանրաթելերի կողմնորոշմանը ըստ ուժային բեռնումների գծերի և բարձրացված մեխանիկական ամրությամբ ոսկրային կառուցվածքի արագ գոյացմանը:

Միկրոտատամուսների օգտագործումը նպաստում է կոտրվածքի ավելի արագ կալմանը, քան մերկայուն բժշկության մեջ օգտագործվող եղանակները:

Գրականություն

1. Голожин Г.В. Способы ускорения заживления переломов костей, Л.: Медгиз.-1959г.-452 с.
2. Юмашев Г.С. Травматология и ортопедия. М: Медицина — 1983. — 920 с.



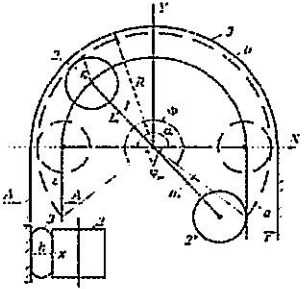
Նկ.5. Կոմպրեսիոն-դիստրակցիոն ապարատի տեղադրման սխեմա՝ (1) տեղաշարժվող ձողերը միացնում են ոսկրի միջով անցկացված (2) խաչվող ձողերը և ապարատի (3) օղակները:

ԱՐՅԱՆ ԱՐԳԵՏԱՍԿԱՆ ՇՐՋԱՆԱՌՈՒԹՅԱՆ ՀՈՒՈՎԱԿԱՎՈՐ ԳՈՄՊԻ ՄՂԱԾ
ԱՐՅԱՆ ՀՈՍՔԻ ՀԱՇՎԱՐԿՄԱՆ ՄԵԹՈԴ
Ռ. Ջավախյան, Գ. Դովակիմյան, Գ. Արզումանյան

Վիրաբուժության և նրան հարող բնագավառների ու համապատասխան սարքավորումների զարգացման արդի պայմաններում արյան արհեստական շրջանառության (ԱՄՇ) հուսալիությամբ և ճատչելիությամբ են պայմանավորված վիրաբուժական կենտրոններում ԱՄՇ-ի կիրառմանը իրականացվող սրտի բազմաթիվ վիրահատությունները: Գաշվի առնելով ԱՄՇ պոմպերի զարգացման միտումները, դիտարկենք առավել տարածված հոլովակավոր պոմպը, որն իր կառուցվածքի ու շահագործման պարզությամբ, հուսալիությամբ և ցածր ինքնարժեքով պայմանավորված՝ դեռևս գտնվում է մրցակցությունից դուրս:

Ըստ պոմպի երկրաչափական և կինեմատիկական պարամետրերի արյան շրջանառության (ԱՄՇ) ծավալային արագությունը կամ արյան հոսքի րոպեական ծավալը (ԱՐԾ) որոշող բանաձևերի ստացման համար դիտարկենք «Stocker-Shiley» ֆիրմայի երկհոլովակ պոմպը, որի համար փորձարարական հետազոտության արդյունքները բերված են աղյուսակում, որտեղ R -ը պոմպի շառավիղն է, r_n -ը՝

հոլովակի շառավիղը, p -ը՝ խողովակի պատի հաստությունը, α -ը՝ խողովակի լրիվ սեղմված b տեղամասում ընդգրկող անկյունը, n_1 -ը՝ շուռտվիկի պատման հաճախությունը, L_1 -ը շուռտվիկի փոփոխական երկարությունն է և որոշվում է b տեղամասում խողովակի սեղմվածությունը գնահատող k_1 գործակցի՝ $k_1 = h/r \approx 0.05$ հավասարության $L_1(r, k_1) = R - r_n - 2(p + k_1 r)$ պայմանից, r -ը՝ խողովակի շառավիղը, Q -ը՝ մեկ ցիկլում մղվող արյան քանակը, իսկ F -ը՝ ԱՐԾ-ն:



Նկարի դիտարկումից ունենք հետևյալ բանաձևերը, որոնցում φ_{10} -ը հոլովակի խողովակին հպման պահից մինչև խողովակի լրիվ սեղմմանը (և հակառակը) համապատասխանող $\alpha(\varphi)$ տեղամասում ընդգրկող անկյունն է, իսկ h -ը՝ սեղմված խողովակի բարձրությունը՝

$$\varphi_{10}(r, k_1) = \arccos\left[\frac{R - 2(p - r) - r_n}{L_1(r, k_1)}\right],$$

$$h(\varphi, r, k_1) = \begin{cases} -\varphi_{10}(r, k_1) \leq \varphi < 0, & R - 2p - r_n - L_1(r, k_1) \cos(\varphi), \\ 0 \leq \varphi \leq \alpha, & R - 2p - r_n - L_1(r, k_1), \\ \alpha < \varphi < \alpha + \varphi_{10}(r, k_1), & R - 2p - r_n - L_1(r, k_1) \cos(\pi - \varphi), \end{cases}$$

Ելակետային տվյալներ					
$R = 70$ մմ, $r_n = 15$ մմ, $p = 1.5875$ մմ, $n_1 = 100$ պտ/ր, $\alpha = 180^\circ$, $L_1 \approx 51.2$ մմ					
r (մմ)	Փորձնական արժեքներ		Մոտավոր արժեքներ		Միավաճառը (%)
	Q (մլ)	F (լիտր)	$Q^*(r, k_1, K_{20\%})$ (մլ)	$F^*(r, k_1, K_{20\%})$ (լիտր)	
6,35000	22,5	4,50	23,49	4,70	4,86
4,76250	13,5	2,70	13,57	2,71	0,64
3,17500	6,5	1,30	6,29	1,26	3,48
2,38125	3,7	0,74	3,65	0,73	1,61

ԱՇ ծավալային $V(t)$ արագությունը որոշելու նպատակով, որոշենք ընթացիկ $A-A$ կոտրվածքում չղեֆորմացված և ղեֆորմացված խողովակների մակերեսների $\Delta S(\varphi, r, k_1)$ տարբերությունը:

Ոնդուներով, որ դեֆորմացված և չդեֆորմացված խողովակների պարագծերը կտրվածքում հավասար են և, որ խողովակի՝ հողովակի և հենարանի հետ հպման մեջ չգտնվող տեղամասերում խողովակի կտրվածքը շրջանագիծ է, կունենանք՝

$$x(\varphi, r, k) = \pi[r - 0,5h(\varphi, r, k)],$$

$$\Delta S(\varphi, r, k) = \pi r' - [x(\varphi, r, k)h(\varphi, r, k) + 0,5\pi h(\varphi, r, k)Y]$$

և $V(\varphi, r, k) = \omega' \Delta S(\varphi, r, k) [R - 0,5h(\varphi, r, k)] d\varphi$: (1)

Ինտեգրելով (1)-ը ըստ φ -ի, կստանանք մեկ ցիկլի ընթացքում մեկ հողովակի կողմից մղվող արյան քանակը (Q) և ԱՅԸ-ն (F)

$$Q(r, k) = \int_{0}^{2\pi} V(\varphi, r, k) d\varphi, \quad F(r, k) = 2n_1 Q(r, k) : \quad (2)$$

Վերը կատարված ընդունելությունների, ինչպես նաև հիդրոդինամիկական և այլ ֆակտորների ազդեցության պատճառով աղյուսակում բերված փորձարարական տվյալները տարբերվում են (2) բանաձևերով ստացված արդյունքներից: Այդ բանաձևերի ճշգրտման նպատակով ներմուծենք $K(\varphi, r, k, K2)$ գործակիցը՝

$$K(\varphi, r, k, K2) = \begin{cases} -\varphi_{10}(r, k) \leq \varphi < 0, & \varphi' + b\varphi + c_1, \\ 0 \leq \varphi \leq \alpha, & K2, \\ \alpha < \varphi < \alpha + \varphi_{10}(r, k), & (\varphi - \pi)' + b_1(\varphi - \pi) + c_2: \end{cases} \quad (3)$$

(3) հավասարման մեջ b_1 , c_1 , b , և c , գործակիցները որոշվում են հետևյալ եզրային պայմաններից՝

$$\left. \begin{aligned} \varphi = -\varphi_{10}; \varphi = \alpha + \varphi_{10}, \quad K = 0 &\Rightarrow c_1 = 0, b_1 = (-K2 - \varphi_{10}') / \varphi_{10}, \\ \varphi = 0; \varphi = \alpha, \quad K = K2 &\Rightarrow b_1 = (K2 - \varphi_{10}') / \varphi_{10}, c_2 = K2: \end{aligned} \right\}$$

K գործակիցի հաշվառմամբ կստանանք՝

$$V'(\varphi, r, k, K2) = V(\varphi, r, k) K(\varphi, r, k, K2),$$

$$Q'(r, k, K2) = \int_{0}^{2\pi} V'(\varphi, r, k, K2) d\varphi, \quad F'(r, k, K2) = 2n_1 Q'(r, k, K2) : \quad (4)$$

Աղյուսակում բերված փորձարարական չորս արդյունքների և (4) բանաձևերով ստացվող տեսական արդյունքների հավասարության պայմաններից որոշում ենք $K2$ գործակիցի չորս տարբեր արժեքներ՝ $K2_1 = 0,706$, $K2_2 = 0,733$, $K2_3 = 0,761$, $K2_4 = 0,746$, որոնց միջին՝ $K2_{0,95} = 0,737$ արժեքի համար հաշվելով ԱՅԸ-ի՝ աղյուսակում բերված $F'(r, k, K2_{0,95})$ արժեքները, կարելի է տեսնել, որ սխալանքը չի գերազանցում 4.859%:

Չափվի առնելով այս համգամանքը, ընդհանուր դեպքում որպես հողովակավոր պոմպի աշխատանքը բնութագրող ԱՇ ծավալային արագությունը և ԱՅԸ-ն՝ ըստ պոմպի երկրաչափական և կինեմատիկ պարամետրերի որոշող մոտավոր բանաձևեր կարելի է օգտագործել (4) բանաձևերը՝ $K2 = K2_{0,95}$ դեպքում:

Կանայական r և k , արժեքների համար Q -ի և F -ի որոշման նպատակով առաջարկվում են հետևյալ կոռելյացիոն բանաձևերը՝

$$\left. \begin{aligned} Q(r, k) &\cong 66,815r - 87,968rk + 30,65k_1 - 23,408, \\ F(r, k) &\cong 4997r - 6597rk_1 + 2298k_1 - 1750: \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

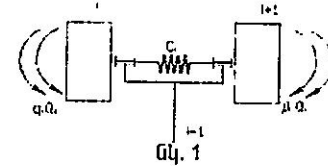
(4-5) բանաձևերը թույլ են տալիս կատարել հողովակավոր պոմպերի համեմատական վերլուծություն և լավարկում՝ ըստ տրված չափանիշների, ինչպես նաև պոմպի աշխատանքը բնութագրող Q և F պարամետրերի՝ տրված օրենքով ավտոմատ կարգավորում:

ԱՌԱՋԳԱԿԱՆ ՕՂԱԿՆԵՐՈՎ ԴՐՈՐԹԵՋՆԵՐԻ ԴԻՆԱՄԻԿԱԿԱՆ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅՈՒՆ

Կ.Ստեփանյան, Ա.Պասլանյան, Ա.Օհանջանյան

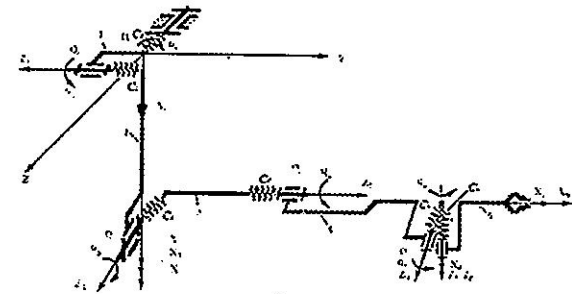
Դրոթեճների ընկրկելիությունը բնութագրվում է գործադիր մեխանիզմի օղակների դեֆորմացիաներով, որոնք առաջանում են համակարգի վրա ազդող ուժերի ազդեցության տակ: Նպատակահարմար է իրարից տարանջատել առաձգական դեֆորմացիաների առաջացման երկու պատճառներ: Դրանցից առաջինը կապված է շարժաբեղների, իսկ երկրորդը՝ օղակների ընկրկելիության հետ: Բազմաթիվ դրոթեճների համար շարժաբեղների ընկրկելիությունը զգալի գերազանցում է օղակների ընկրկելիությանը, որի պատճառով արհեստական օրգանների գործադիր մեխանիզմները մեծամասամբ դիտարկվում են որպես բացարձակ կոշտ օղակներով և առաձգական կապերով մեխանիզմներ:

Շարժաբեղների ընկրկելիության հաշվառմամբ դինամիկական մոդելների կազմման ժամանակ շարժիչի խալիսի-փոխանցիչ մեխանիզմ-օղակ համակարգը փոխարինվում է ընդհանուր պտտման առանցք ունեցող երկզանգված համակարգով (Նկ.1), որոնք միմյանց հետ միացված են c կոշտությամբ ունեցող մեկ զծային առաձգական օղակով, ընդ որում՝ փոխանցիչ մեխանիզմների c բերված կոշտությունները որոշվում են հայտնի մեթոդներով:



Այսպիսի մոդելավորման ժամանակ յուրաքանչյուր i համար ունեցող օղակի դիրքը $i-1$ համար ունեցող օղակի նկատմամբ որոշում է q_i և β_i ընդհանրացված կոորդինատներով (Նկ.1), որտեղ q_i -ն շարժաբեղի էլքի օղակի պտույտի անկյունն է, իսկ β_i -ն առաձգական դեֆորմացիայի հետևանքով առաջացած պտույտի անկյունն է:

Չեշտ է տեսնել, որ դինամիկական մոդելի նման ընտրության դեպքում անհրաժեշտ է յուրաքանչյուր օղակ փոխարինել Նկ.1-ում պատկերված երկզանգված համակարգով, որը վերջին հաշվով, բերում է արհեստական վերջույթի մեխանիզմի Նկ.2-ում պատկերված սխեմային:



Դիտարկված մոդելի դինամիկ հետազոտման համար վերջինիս օղակների հետ կոշտ միացմանը շարժական համակարգեր, որոնք ընտրությունը կատարվում է նույնպես հայտնի եղանակով: Կատարելով $q_1 = \varphi_1$, $\beta_1 = \varphi_2$, $q_2 = \varphi_3$, $\beta_2 = \varphi_4$, $q_3 = \varphi_5$, $\beta_3 = \varphi_6$, $\beta_4 = \varphi_7$, $\beta_5 = \varphi_8$, $\beta_6 = \varphi_9$, $\beta_7 = \varphi_{10}$, $\beta_8 = \varphi_{11}$, $\beta_9 = \varphi_{12}$, նոր նշանակումներ, կոորդինատական ձևափոխության $.1(\varphi)$ մատրիցաները ներկայացվում են՝

$$A_i(\varphi_i) = \begin{bmatrix} \cos \varphi_i & -\cos \alpha_i \sin \varphi_i & \sin \alpha_i \sin \varphi_i & \alpha_i \cos \varphi_i \\ \sin \varphi_i & \cos \alpha_i \cos \varphi_i & -\sin \alpha_i \cos \varphi_i & \alpha_i \sin \varphi_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & S_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

տեսքով:

Պրոթեզի շարժման հետազոտումը բերվում է նրա դինամիկայի ուղիղ և հակադարձ խնդիրներից կազմված մի խառը խնդիր լուծմանը, որը հիմնված է նրա շարժման հավասարումների ինտեգրման վրա: Այդ հավասարումների արտածման համար օգտվենք Լագրանժի երկրորդ սեռի հավասարումներից, որոնք բերվում են հետևյալ վերջնական տեսքի՝

$$\sum_{i=k}^{12} \sum_{j=1}^i tr(B_{ij} H_i B_{ik}') \ddot{q}_j + \sum_{i=k}^{12} \sum_{j=1}^i \sum_{l=1}^i tr(B_{ijl} H_i B_{ikl}') \dot{q}_j \dot{q}_l - \quad (1)$$

$$- g(\ddot{\theta}, (\sum_{i=k}^{12} m_i B_{ik} r_i^c)^T) - c_i(q_{i+1} - q_i) = Q_k,$$

(i = 1, 3, 5, 7, 9, 11)

$$\sum_{i=k}^{12} \sum_{j=1}^i tr(B_{ij} H_i B_{ik}') \ddot{\varphi}_j + \sum_{i=k}^{12} \sum_{j=1}^i \sum_{l=1}^i tr(B_{ijl} H_i B_{ikl}') \dot{\varphi}_j \dot{\varphi}_l - \quad (2)$$

$$- g(\ddot{\theta}, (\sum_{i=k}^{12} m_i B_{ik} r_i^c)^T) - c_i(\varphi_{i+1} - \varphi_i) = 0,$$

(i = 2, 4, 6, 8, 10, 12)

որտեղ՝

$$B_{ij} = A_1 A_2 \dots A_{j-1} \cdot \theta \cdot A_j \dots A_i;$$

$$T_j = A_1 A_2 \dots A_j; \quad \ddot{\theta} = (0, 0, 1, 0)$$

$$B_{ijl} = \frac{\partial B_{ij}}{\partial \varphi_l} = A_1 A_2 \dots A_{l-1} \cdot \theta \cdot A_l \dots A_{j-1} \cdot \theta \cdot A_j \dots A_i;$$

H_i -ն օղակի իներցիայի թեմբերն է:

Ունենալով (1) և (2) հավասարումները, կարող ենք լուծել արհեստական վերջույթների շարժման հետազոտման կամ կառուցման տարաբնույթ խնդիրներ: Եւթեք դրանցից առավել հետաքրքրականները: Օրինակ, եթե հայտնի են φ_i (i = 1, 3, 5, 7, 9, 11) ընդհանրացված կորդինատների փոփոխման օրենքները, ապա լուծելով (2) հավասարումների համակարգը φ_i (i = 2, 4, 6, 8, 10, 12) փոփոխականների նկատմամբ, կստանանք այն տատանողական շարժումները, որոնք ուղեկցում են արհեստական վերջույթի տրված հիմնական շարժումներին: Այս դեպքում (1) հավասարումների համակարգն օգտագործվում է Q_i (i = 1, 3, 5, 7, 9, 11) ընդհանրացված ուժերի փոփոխման այն օրենքների որոշման համար, որոնք սպառնում են φ_i (i = 1, 2, ..., 12) կինեմատիկ բնութագրերը:

Եթե անհրաժեշտ է տատանողական շարժումներին պարտադրել ցանկալի հատկություններ, ապա (2) հավասարումների մեջ տեղադրում ենք այդ հատկություններին համապատասխան φ_i (i = 2, 4, 6, 8, 10, 12) մեծությունների փոփոխման օրենքները և լուծենք (2) համակարգը (i = 1, 3, 5, 7, 9, 11) ընդհանրացված կորդինատների նկատմամբ, ստանում ենք նրանց փոփոխման օրենքները: Այդ դեպքում (2) հավասարումների համակարգն օգտագործվում է, ինչպես նախորդ դեպքում, Q_i (i = 1, 3, 5, 7, 9, 11) ընդհանրացված ուժերի որոշման համար:

ՄԵԽԱՆՈՒԹԵՐԱՊԵՎՏԻԿ ՍԱՐՔԵՐԻ ՎԵՐԼՈՒԾՈՒԹՅՈՒՆ

Ս. Ղազարյան, Ա. Կարոյան

Ֆիզիոթերապիան բժշկության մի բնագավառ է, որը զբաղվում է բուժման նպատակով ֆիզիկական ֆակտորների կիրառությամբ և համդիտանում է ռեաբիլիտացիայի բաղկացուցիչ փուլ: Տեխնիկայի արագ զարգացումը նպաստում է ավելի կատարյալ ֆիզիոթերապիայի ավելի արագ և արդյունավետ կիրառմանը:

Ֆիզիոթերապիան բաղկացած է հետևյալ բաժիններից.

1. Ջերմոթերապիա,
2. Լուսաբուժություն,
3. Սերտում,
4. Ուլտրաձայնային բուժում
5. Սեխանոթերապիա,
6. Ռենտգենոռադիոթերապիա,
7. Էլեկտրաբուժություն,
8. Տեխաբուժություն:

Տարբեր տիպի վնասվածքների ժամանակ կիրառում են այս բուժումներից որևէ մեկը, սակայն դրանց համալիրը ավելի նախընտրելի է:

Այս պարագայում կենսաբժշկության մասնագետի խնդիրն է նախագծել սարք Ֆիզիոթերապիայի ոչ միայն առանձին, այլ նաև մի քանի փուլերում կիրառելու համար:

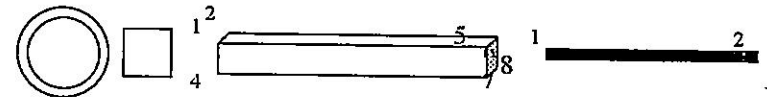
Կատարվել է դաստակի հողի վերականգնողական մեխանո-թերապիայի սարքի վերլուծություն ու պարամետրերի լավարկում:

Մշակվող սարքի համար նախատիպ է ծառայում կանադական "TORONTO MEDICAL CORP. CMP PRODUCTS" ֆիրմայի "MOBILIMB" սարքը, որի վերլուծությունը և որոշ պարամետրերի լավարկումը մատրիցային մեթոդով իրականացվել էր 3ՊՇՄ Մեխանիկայի և Սեքենագիտության Ղեկավարման կողմից նախորդ տարիների ընթացքում:

Սարքի վերլուծությունը կատարվել է վերջավոր տարրերի մեթոդի կիրառմամբ, որը ի տարբերություն նախորդ մեթոդի, հնարավորություն է տալիս վիզուալացնել և համեմատաբար արագորեն հաշվարկել սարքի աշխատանքի պրոցեսում տարբեր պայմաններից տեղի ունեցող պարամետրական փոփոխությունները:

Ստեղծված նոր մոդելի համար որպես ելակետային տվյալներ հանդիսացել են մախինում հաշվարկված մոդելի էլեմենտային տվյալները

E = 0.7e11 Պա, G = 2.7e11 Պա, S = 58.875e-6 մ²: Որպես վերջավոր տարրեր ընտրվել են 8 հանգույցով ուղղանկյուն բլոկը և 2 հանգույցով ծողը:



Բլոկի կողմնային կողերի մեծությունները ընտրվել են ելնելով բլոկի և մախինում հաշվարկված խողովակային ծողի լայնական մակերեսների համարժեքության հիման վրա:

Ծողային նոր համակարգը բաժանվել է 11 տարրի (48 հանգույց) Նկ 3/ ու մանր տրոհման ժամանակ 29 տարրի (120 հանգույց) բլոկի դեպքում և 6 տարրի (7 հանգույց) ծողի դեպքում Նկ 1/:

Ի տարբերություն նախորդ մոդելի, այստեղ հանգույցի ազատության աստիճանը մեկի փոխարեն ընտրվել են երեքը (հնարավոր է նաև վեցը)՝ ուժեր x-ի, y-ի, z-ի ուղղությամբ: Դիտարկվել են երեք դեպքեր՝

1. ազդում է միայն մեկ ուժ X - ի ուղղությամբ, ընդգրկույթ 0 - 100 և
2. ազդում է միայն մեկ ուժ Y - ի ուղղությամբ, ընդգրկույթ 0 - 100 և
3. ազդում է միայն մեկ ուժ Z - ի ուղղությամբ, ընդգրկույթ 0 - 100 և

Հաշվարկները իրականացվել են "MARC" DESIGNER ծրագրի միջոցով, և ստացվել են թե վիզուալ Նկ 4/ 3/, թե թվային արդյունքներ:

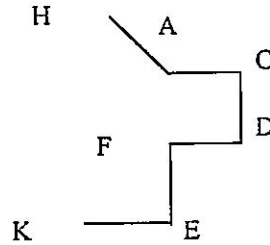
Արդյունակ 1-ում բերված արդյունքներից երևում է, որ առավելագույն տեղափոխությունները ստացվում են, երբ 100 և ուժը կիրառված է z-ի ուղղությամբ, և ամենամեծ տեղափոխությունն ունի առաջևի KE օղակը:

Սակայն ուժի փոփոխումից ստացվող պատկերները առավել հետաքրքիր տեսք ունեն, երբ 0-100 և ուժը կիրառված է y-ի ուղղությամբ:

Աղյուսակ 1

Շ	$F_x=100$ Լ	$F_y=100$ Լ	$F_z=100$ Լ
K	1,0497 մմ	0,9826 մմ	1,1519 մմ
E	0,8575 մմ	0,667 մմ	0,8766 մմ
F	0,5528 մմ	0,4296 մմ	0,6063 մմ
D	0,5793 մմ	0,3174 մմ	0,3877 մմ
C	0,2742 մմ	0,0354 մմ	0,2835 մմ
A	0,1399 մմ	0,0133 մմ	0,2476 մմ
H	0	0	0

Ն4.1



К ВОПРОСУ О РАСЧЕТЕ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ СВЯЗИ, УПРАВЛЯЕМОЙ ЛАЗЕРНЫМ ЛУЧОМ

Г. Куркчян, Ж. Дохолян

Последнее десятилетие ознаменовалось развитием спутниковой связи. В процессе развития данной отрасли возникла необходимость осуществления в спутниковых системах высокоскоростной связи между спутниками, повышения уровня управляемости и быстродействия. Выбор для этой цели лазерной связи обусловлен именно тем, что оптическая связь, реализуемая посредством лазерного излучения, по сравнению с другими видами связи имеет ряд преимуществ, среди которых можно выделить следующие: отсутствие поглощения и искажения лазерного луча в атмосфере, высокая информативная емкость канала связи, а также высокая степень конфиденциальности передаваемого сигнала, чему способствует высокая степень направленности лазерного луча.

В космосе лазеры впервые были использованы в начале 70-х годов на космическом корабле "Аполлон". В течении последующих 15 лет лазеры в космосе не использовались. В настоящее время существенно возрос интерес к лазерным программам для космических применений, поскольку лазеры показали высокую стойкость к тяжелым условиям космического запуска. В частности, оборудование размещенное на спутнике, потребляет много электрической энергии, что создает электромагнитные помехи, мешающие работе других приборов. Полупроводниковые материалы устойчивы к космической радиации, а применяемые методы присоединения и малая масса этих источников обеспечивают сохранность системы связи во время запуска.

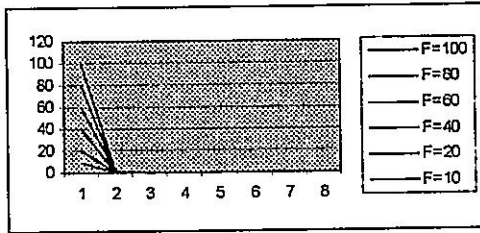
В данной работе рассматривается линия связи в системе, состоящей из трех синхронных спутников. Так как синхронный спутник имеет период обращения 24 часа, то его расположение относительно Земли фиксировано. Каждый спутник должен обладать способностью одновременно передавать и принимать лазерное излучение. Линия лазерной связи состоит из передающего и приемного устройства. В передающее устройство входят лазер, вырабатывающий высокочастотный несущий сигнал; модулятор, обеспечивающий наложение передаваемой информации на световую несущую и оптическую систему, необходимой для фокусирования излучения в узкий пучок. Последнее обеспечивает большую дальность и высокую помехозащищенность передаваемого сигнала. Приемное устройство состоит из входной оптической системы, приемника излучения и демодулятора.

Расчеты проводились для следующих рабочих условий:

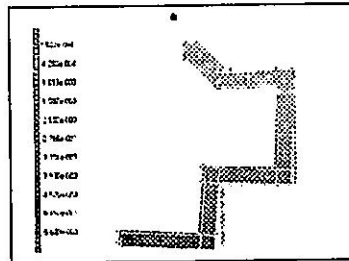
1. Расчетная высота орбиты спутников от центра Земли 42222км, расстояние между соседними спутниками 73128км.
2. Рабочая длина волны $\lambda=0.53$ мкм. Эта длина волны, которую можно получить удвоенном частоты излучения твердотельного лазера на Nd:YAG, выбрана из-за высокой квантовой эффективности фотоэлектронного умножителя (ФЭУ) на этой длине волны.
3. Детектирование выполняется ФЭУ в видеорежиме (т.е. без местного гетеродина).
4. Модуляция оптического излучения проводится с помощью электрооптического модулятора. Сигнал модуляции состоит из микроволновой поднесущей с центральной частотой $\nu_{st}=3 \cdot 10^9$ Гц и боковых частот с частотами находящимися между

Հաշվարկներից ստացված էլեքային տվյալներն են՝

$\gamma_p = 0.346 e-8$ կգ մ², $\delta = 1.1519$ մմ, $[\delta] = 1.2$ մմ :



Ն4.2.



Ն4.3.

Միայն մեխանո-թերապիայի համար նախատեսված սարքում փոխարինելով հարթակի (որի վրա անրացրած է շարժաբեթը) ու ձեռքի միջև տեղադրված անվտանգության թեզանին նույնպես անվտանգ, սակայն տաքացման հնարավորություն ունեցող, մեկ այլ թեզանիով կարելի է առաջարկել դաստակի ավելի շատ բազմաբնույթ հիվանդությունների և վնասվածքների ռեաբիլիտացիայի ժամանակ կիրառվող նոր ունիվերսալ սարք, որը նաև հնարավորություն կունենա մասամբ (կամ լիովին) ձեռքազատվել ցրային պոցե-դուրաներից և խնայել դրանց վրա ծախսվող ժամանակը:

Գրականություն

1. Арутюнян М., Кароян А., Степанян К. Кинематическое исследование исполнительного механизма реабилитационного устройства. №208. ՀԳԹՀ Տարեկան Գիտաժողով, Նյութերի ժողովածու, հատոր 1, Երեւան 2000 :
1. Арутюнян М., Кароян А., Степанян К. Динамическое исследование исполнительного механизма реабилитационного устройства. №210. ՀԳԹՀ Տարեկան Գիտաժողով, Նյութերի ժողովածու, հատոր 1, Երեւան 2000 :

$v_{\min} = 2.5 \cdot 10^9 \text{ Гц}$ и $v_{\max} = 3.5 \cdot 10^9 \text{ Гц}$. Таким образом, ширина полосы частот информации $\Delta v = 10^9 \text{ Гц}$.

5. Электрооптический кристаллический модулятор работает в поперечном режиме.
6. Коллимирующая и принимающая линзы имеют радиусы 10 см.
7. Соотношение шум-сигнал на выходе усилителя, следующего за ФДУ, должно быть 10^3 .

Целью настоящей работы являлось вычисление общей мощности источника постоянного тока, которым спутник должен снабжаться, чтобы удовлетворять выбранным техническим условиям работы.

Сигнал поступает на модулятор, через который проходит излучение лазера, и оказывается промодулированным в соответствии с входным сигналом. Промодулированный пучок поступает на оптическую систему. Этим излучением с помощью визирного (прицельного) устройства осуществляется облучение того места, где расположен принимающий спутник. Приемная оптическая система собирает лазерный лучистый поток и направляет его на приемник и на усилитель, после чего он попадает на демодулятор. Задачей демодулятора является выделение первоначального сигнала из несущей частоты.

Выбор твердотельного Nd:YAG лазера обусловлен низким порогом генерации и высокой теплопроводностью активного элемента. Обычно для накачки твердотельных лазеров используются мощные ртутные лампы. В данном случае в блоке накачки Nd:YAG лазера используется гетероструктурный светодиод на основе GaAlAs. Спектр излучения последнего совпадает со спектром поглощения Nd:YAG кристалла. Это техническое новшество решает ряд проблем, среди которых следует выделить значительное повышение КПД всей системы, снижение потребляемой мощности установки. При этом отпадает надобность использования охлаждающих систем, эксплуатация которых в космическом пространстве сопряжена со значительными трудностями, а также надобность использования ультрафиолетовых фильтров. Следствием этого является значительное уменьшение размеров блока питания.

Нами были вычислены уровень оптической мощности передаваемого лазерного излучения, а также мощность модуляции, необходимая для работы выбранной оптической системы. Расчеты проводились соответственно по формулам: для лазера

$$P_T = P_R \lambda^2 R^2 / \pi^2 a_T^2 a_R^2,$$

где P_R - оптическая мощность; R - расстояние между соседними спутниками; a_T - радиус передающей линзы; a_R - радиус принимающей линзы; для модулятора

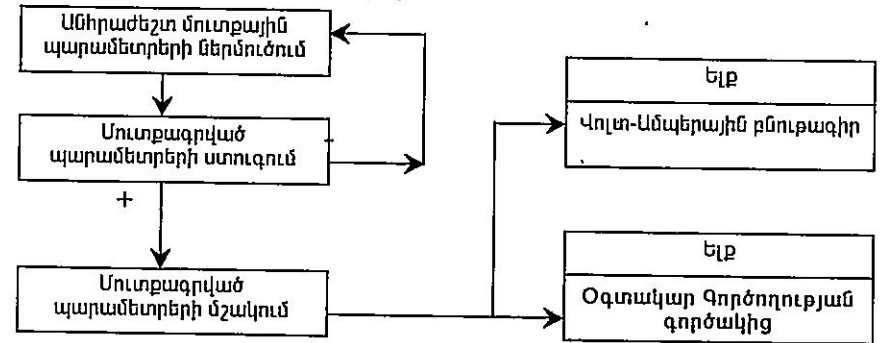
$$P_{\min} = \Gamma_m^2 \lambda^2 \epsilon \nabla v / \pi^2 r^2 n_0^7,$$

где Γ_m - максимальная электрооптическая фазовая задержка; ϵ - электрооптический коэффициент; ∇v - ширина полосы частот модуляции; n_0 - диэлектрическая проницаемость кристалла на частоте модуляции; r_0 - коэффициент преломления.

При $P_R = 2 \cdot 10^{-6}$, $\lambda = 0.53 \text{ мкм}$, $\Gamma_m = \pi/3$, $n_0 = 2.2$, $\epsilon = 5$ и $\nabla v = 10^9 \text{ Гц}$ мощность лазера на выходе составляет примерно 3 Вт, а мощность модуляции около 0.0125 Вт. Если принять, что эффективность преобразования мощности источника в мощность лазерного излучения составляет примерно 2%, то каждому спутнику потребуется для снабжения примерно 150-200 Вт мощности питания.

ԱՐԵՎԱՅԻՆ ԷՆԵՐԳԻԱՅԻ ԿԻՍԱԿԱՂՈՐԴԱՅԻՆ ՓՈՒՍԱԿԵՐՊԻՉՆԵՐԻ ԱՎՏՈՄԱՏ ՆԱԽԱԳԾՄԱՆ ԾՐԱԳԻՐ
Ռ.Վարդանյան, Տ.Կարապետյան

Արևային էներգիայի կիսահաղորդչային փոխակերպիչը մեծ մակերեսով p - n անցում է, որ արևային ճառագայթումը անմիջականորեն փոխակերպվում է էլեկտրական էներգիայի: Ելնելով այն հանգամանքից, որ արևային էներգիա օգտագործող սարքավորումների նախագծման խնդիրներում կիրառվում են բարդ մաթեմատիկական մոդելներ և մեծածավալ մուտքային տվյալներ, անհրաժեշտություն է առաջանում, օգտագործելով ավտոմատ նախագծման միջոցներ, հեշտացնել նախագծման պրոցեսը: Ավտոմատ նախագծման միջոցների օգտագործումը հնարավորություն է տալիս նաև իրագործել ֆոտոդեզինֆեկցիայի օպտիմալ նախագծում, բարձրացնելով նրանց օգտակար գործողության գործակիցը, միաժամանակ հաշվի առնելով տնտեսական էֆեկտիվությունը: Տվյալ աշխատանքը նվիրված է արևային էներգիայի կիսահաղորդչային փոխակերպիչների ավտոմատ նախագծման ծրագրի մշակմանը: Ծրագրի աշխատանքի ավարտից հետո ներկայացված է բլոկ-սխեմայի տեսքով



1. Մուտք. Կոնստրուկտորի (օպերատորի) կողմից ներմուծվում են անհրաժեշտ մուտքային պարամետրերը: Ծրագրի մուտքային պարամետրեր են հանդիսանում հարթ p - n անցումով կիսահաղորդչի արտաքին չափերը, նրա լուսավորվող մակերեսը, p - n անցման դիֆուզիոն երկարությունը, լուսի կլանման գործակիցը, ընկնող լուսի ինտենսիվությունը և այլ մուտքային տվյալներ:
2. Մշակում. Այս փուլում մշակվում են նախորդ փուլում մուտք արված տվյալները՝ օգտագործելով հետևյալ արտահայտությունները.

Վոլտ - Ամպերային բնութագրի համար՝

$$I = I_s \left(\exp \left(\frac{q(V - IR_s)}{kT} \right) - 1 \right) - I_L;$$

որտեղ I_L - ը ֆոտոհոսանքն է, I_s - ը հագեցման հոսանքը, q - մ էլեկտրոնի լիցքը, kT - մ ջերմային էներգիան, R_s - ը հաջորդաբար միացված դիմադրություն:

Ելքային հզորության համար՝

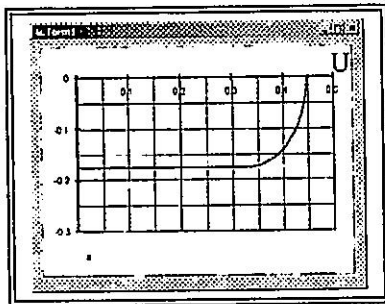
$$P = |IV| = I \left(\frac{kT}{q} \ln \left(\frac{I + I_L}{I_s} + 1 \right) + IR_s \right);$$

Օգտակար գործողության գործակիցի համար՝

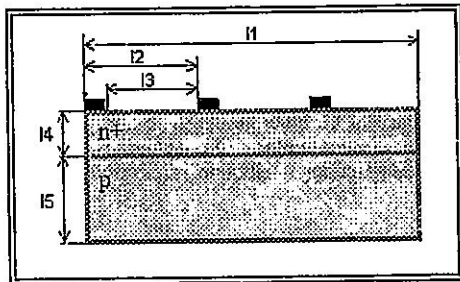
$$\eta = \frac{I_{mp} U_{mp}}{P_{in}} = \frac{I_L \beta U_{mp}}{(1 + \beta U_{mp}) A} * \left(1 + \frac{I_2}{I_L}\right) * \frac{1}{P_m} \quad \text{որտեղ } \beta = \frac{q}{kT};$$

3. Ելք.

Այս փուլում դուրս են բերվում մշակման արդյունքում ստացված տվյալները: Մուտքային պարամետրերի մշակման միջոցով ծրագիրը ավտոմատ դուրս է բերում տվյալ առաջադրված մոդելի Վոլտ - Ամպերային բնութագիրը: (Նկ. 1)- ում բերված է մի պատուհան, ուր ծրագրի միջոցով ներկայացված է Վոլտ - Ամպերային բնութագրի օրինակ: Արևային մարտկոցների դրակը հիմնականում զնահատվում է հզորության վերափոխման արդյունավետությամբ: Ծրագիրը դուրս է բերում նաև տվյալ առաջադրված մոդելի համար նրա օգտակար գործողության գործակիցը (ՕԳԳ), ինչպես նաև հնարավորություն է տալիս դուրս բերել գրաֆիկորեն պատկերված կիսահաղորդչի տեսքը, որը փոփոխվում է դիմանիկ ռեժիմում կախված մուտքային պարամետրերից (Նկ. 2):



Նկ.1 Ծրագրի կողմից ստացված կիսահաղորդչային փոխակերպիչի Վոլտ-Ամպերային բնութագիրը, որտեղ $I_2 = 1.6 \cdot 10^{-9}$ Ա $I_L = 0.15$ Ա



Նկ.2 Մուտքային պարամետրերի հիման վրա կառուցված p-n անցումով կիսահաղորդչի տեսքը: Որտեղ l_1, l_2, l_3, l_4, l_5 -ը մուտքային մեծություններ են:

Ծրագիրը նախատեսված է հիմնականում արևային մարտկոցների նախագծման, կրանց հետազոտման համար: Ծրագրի օգնությամբ կարելի է կատարել նաև լաբորատոր փորձեր, օգտագործել այն ուսումնական պրոցեսում:

FREQUENCY CHARACTERISTICS OF HTSC RLC CIRCUIT WITH THE NONLINEAR RESISTANCE AND INDUCTANCE

V. Buniatyan, V. Buniatyan, A. Hakobyan

The high-temperature superconductors (HTSC) and development of sensitive microwave devices of millimeter and sub-millimeter ranges of waves work at the liquid-

nitrogen level of temperature [1-2]. Investigations to study of the properties of the usual superconductors and the HTSC films under the laser beam carried out by several technologies for their manufacture in the form of films allowed the authors to realize them in last years, allowed to come to a conclusion, that the formation of additional nonspined electrons reduced the gap but the supercondition state in itself is not destroyed up to quite determined concentrations of additional electrons and, accordingly, energies of optical excitation [3,4].

Using the expression for components of the surface microwave impedance of the HTSC films [3,4], it is easy to verify that it is possible to obtain the following expressions for components $R_{s\phi}(t)$ and $L_{s\phi}(t)$ for the thin film when $d \ll \lambda_L$, $t_C \ll T_C$, where λ_L is the London penetration depth, T_C is the critical temperature.

$$R_{s\phi}(t) \approx R_{s0}(t_c) (1 + m_1 \sin \omega_1 t), \quad L_{s\phi}(t) \approx L_{s0}(t_c) (1 + m_2 \sin \omega_1 t), \quad (1)$$

where m_L and m_R are the depths of the modulation of the kinetic inductance and active resistance, accordingly. The above-stated changes of the components of the impedance of the HTSC thin films in time are a precondition for the analysis below the possibility to offer the parametric "optically controlled" circuit on the base of the HTSC thin film. The aim of the present communication is the analysis of the magnitude-frequency and phase-frequency characteristics of HTSC RLC circuit. We considered a HTSC circuit presented in Fig.1. Here $U_1(t)$ is the emf of the microwave signal generator, $\Phi(t)$ is the generator of the optical "pump". $R_{s\phi}(t)$ is the active component of the surface microwave impedance of the film, $L_{s\phi}(t)$ is the kinetic inductance of the film. Here, as opposed to known (classical) parametric circuits, where only one of two parameters of the circuits periodically varies with frequency of the optical "pump", both $[R_{s\phi}(t), L_{s\phi}(t)]$ parameters are varied.

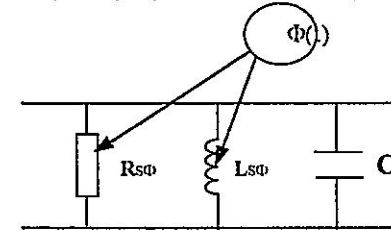


Fig.1.

Assume that the active resistance and kinetic inductance of HTSC thin film can be changed by law of (1) for the magnitude-frequency A and phase-frequency characteristics of such circuit can be obtained

$$A = \frac{U_{nr}}{U_m} = \frac{1}{\sqrt{1 + R_{rt}^2 \left(\omega C - \frac{1}{\omega L_{r\phi}} \right)^2}} \quad (2)$$

$$\phi = -\arctg \left(R_{rt} \left(\omega C - \frac{1}{\omega L_{r\phi}} \right) \right)$$

where $U_{nr} = I_m R_{r\phi}$ is the resonance amplitude of alternating voltage in loop.

The calculated curve family is shown in Fig.2 and Fig.3. For the numerical calculations the results obtained by several authors for the $YBa_2Cu_3O_7$ HTSC thin films were used

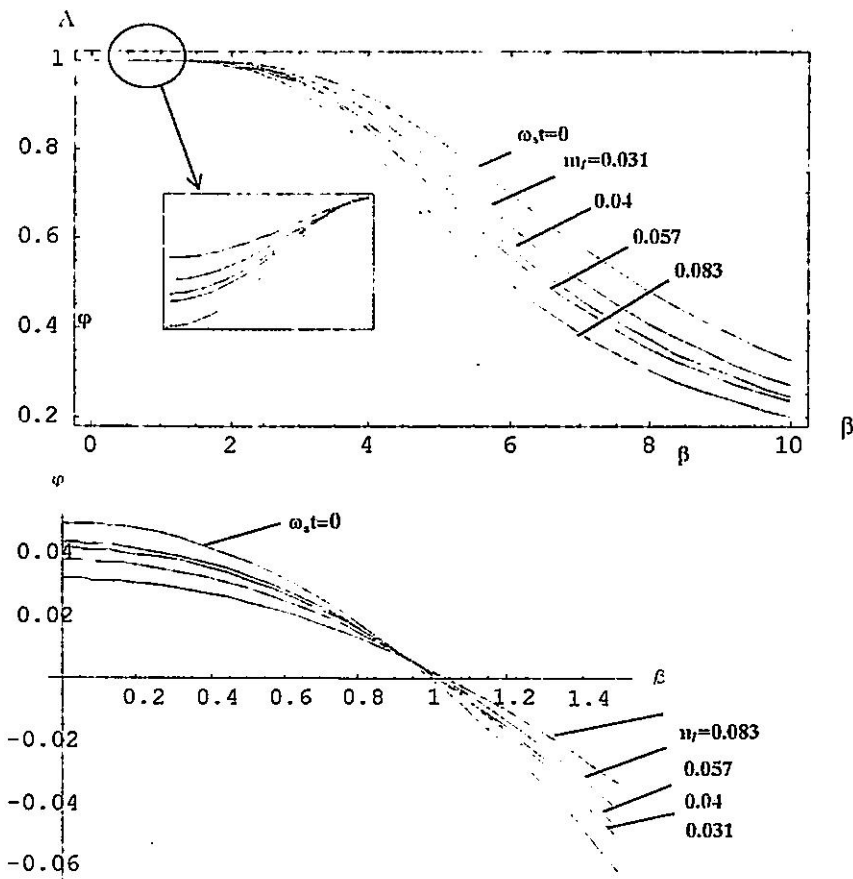


Fig.3
REFERENCES

- [1] N. Bluser, "Analysis of quantum superconducting kinetic inductance photo detectors". Journal of Applied Physics, 1995, vol.78, pp.7340-7351.
 [2] K. Xu, S. Zhou, J. S. Bao, W. W. Xu, and H. Wang, "Optical detector using $YBa_2Cu_3O_{7-x}$ weak link-type junctions". IEEE Transaction on Applied Superconductivity, 1996, vol 6, pp 87-89.
 [3] V. M. Aroutiounian, V. V. Buniatyan, "Response of HTSC Films to Modulated Optical Radiation". Solid State Communications, 1998, v. 108, pp.579-581
 [4] V. M. Aroutiounian, V.V. Buniatyan and S.H.Gevorgyan, "Parametric effects in HTSC films. Journal of Applied Electromagnetism, 1998, Athens, v.1, pp 38-51

ИЗУЧЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК ОБЕДНЕННОГО СЛОЯ SiC p-p ПЕРЕХОДОВ

В. Буниатян, В. Буниатян

Разработка эффективных методов получения монокристаллов карбида кремния (SiC) стимулировала использование уникального сочетания электрофизичес-

ких параметров этого материала для изготовления широкого класса полупроводниковых приборов. Несмотря на очевидный прогресс в технологии SiC [1,2], в настоящее время остаются открытыми технологические проблемы получения совершенных монокристаллов с управляемым содержанием и распределением легирующих примесей. Как показывают исследования, неконтролируемое легирование в процессе роста кристаллов приводит к появлению различного рода ловушек в широком диапазоне SiC. Концентрация таких центров донорно-акцепторного характера по некоторым оценкам составляет $10^{15}-10^{16} \text{ см}^{-3}$. Аналогичные центры образуются и при облучении монокристаллов SiC. В связи с этим комплексное описание процессов, происходящих в структуре приборов, требует учета параметров реальных монокристаллов SiC, в частности, неизбежно присутствующих глубоких уровней (ГУ) и их градиентного распределения на основные характеристики p-p переходов [3,4]. Целью работы является изучение влияния двустороннего градиента легирующих примесей, являющихся глубокими уровнями, на характеристики обедненного слоя p-p переходов на основе SiC.

Рассмотрим p-p переходы. Принимается, что концентрации легирующих акцепторов (в p-области) и доноров (в n-области) распределены экспоненциально.

$$N_A(x) = N_{A0} \exp(-\xi_1 x), \quad N_D(x) = N_{D0} \exp(-\xi_2 x).$$

Пусть акцепторные и донорные центры являются уровнями прилипания (УП) для основных носителей заряда. Совместное решение уравнений баланса для ГУ и уравнение Пуассона для толщины p-p перехода, d даст уравнение четвертой степени:

$$\text{где } \gamma = \frac{N_{A0}}{N_{D0}}, \quad \epsilon - \text{относительная диэлектрическая проницаемость полупроводника, } \epsilon_0 - \text{диэлектрическая проницаемость вакуума,}$$

$d = x_n + x_p$ — толщина p-p перехода, ϕ_k — контактная разность потенциалов; $N_A(x)$ и $N_D(x)$ — концентрации примесей.

Численные расчеты произведены на ЭВМ для SiC p-p переходов для различных значений параметров N_{A0} , N_{D0} , ξ_1 , ξ_2 , E_A , E_D , $N_D(I_n)$, $N_A(I_p)$ и T .

Результаты численных расчетов приведены на рис. 1 и 2.

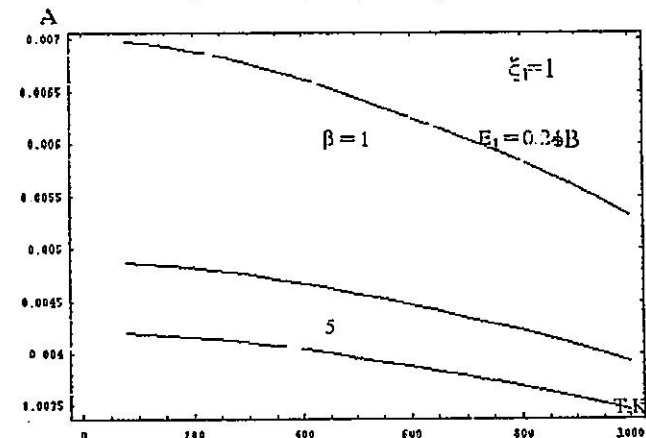


Рис. 1

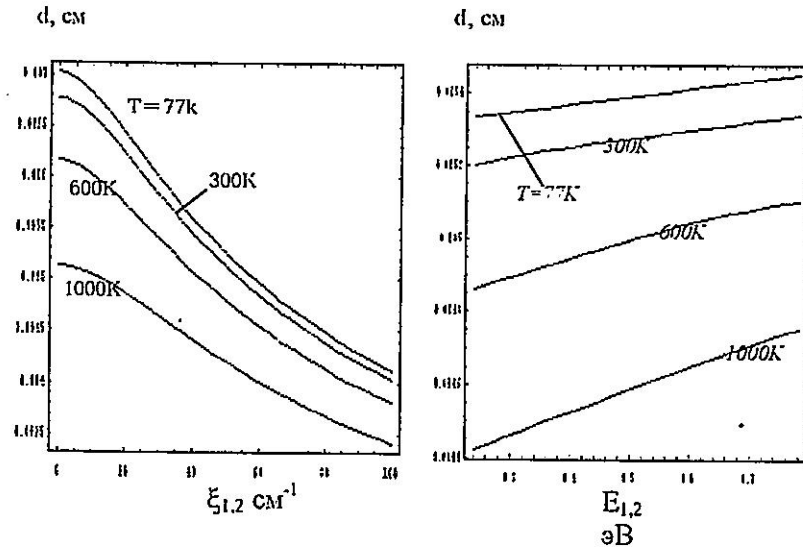


рис. 2

Литература

1. R.R. Siergiej, R.C. Clarke, S.Srirum. Materials Science and Engineering B61-62, 9(1999).
2. G. Pensl, W. J. Choyke. Physica B185, 264 (1993).
3. A. G. Milnes. Deep Impurities in Semiconductors. WS, New-York, 1973, 562 p.
4. S. M. Sze. Physics of Semiconductor Devices. ec. Ed., WS, New-York, 1981, 868 p.

ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ДВУХБАРЬЕРНЫХ СТРУКТУР НА ОСНОВЕ CdTe

К.Гарибян

Разработка и исследование многофункциональных радиостойких фотоприемников имеет важное значение как при применении их в оборонном и гражданском назначении, так и в освоении космоса. По своим функциональным возможностям двухбарьерные структуры намного отличаются от однобарьерных, а в случае поверхностного расположения барьеров их радиационная стойкость значительно повышается [1]. Кроме выше сказанного, выбором широкозонного исходного материала, например, CdTe, который имеет большую запрещенную зону, можно обеспечить значительно малые значения шумов и темновых токов, а также большие значения фото-э.с. и фоточувствительности.

Исследование новых многофункциональных двух барьерных структур на основе широкозонного полупроводника CdTe ($E_g = 1.5\text{эВ}$, $T = 300\text{К}$) представляет большой интерес с точки зрения радиационной и термо стойкости.

1. В сравнении с другими широкозонными полупроводниками, в CdTe, легко создается p-n переход.

2. Время жизни неосновных носителей значительно больше, чем в кремнии.
3. При таких больших дозах облучения, как 10^{15} - 10^{16} нейтрон/ см^2 , вклад быстрых нейтронов по сравнению с тепловыми для CdTe незначителен [2], а защита от тепловых нейтронов, как известно, намного проще [3].

CdTe выгодно отличается еще и тем, что в нем можно легко создать p-n переход, т.е. многослойные структуры, и тем самым значительно расширить функциональные возможности фотоприемников. В работе [4] были приведены результаты исследования платины, высокоомный n-CdTe и низкоомный p-CdTe, в котором высокоомная база находилась между противоположно направленными потенциальными барьерами. Подобная структура обеспечивала смены знака фототока.

Теоретическое исследование подобных структур показало, что спектральную характеристику можно представить следующим выражением:

$$I_{\phi} = q S \Phi \beta (1 - 2e^{-\alpha X_m} + e^{-\alpha d}) \quad (1)$$

где Φ - часть падающих в единицу времени на единицу поверхности квантов, S - светочувствительная площадь, α - коэффициент поглощения, X_m - минимум энергетического потенциала, q - заряд электрона, β - квантовая эффективность.

Анализ этого выражения дает спектральную характеристику показанную на рис.1.

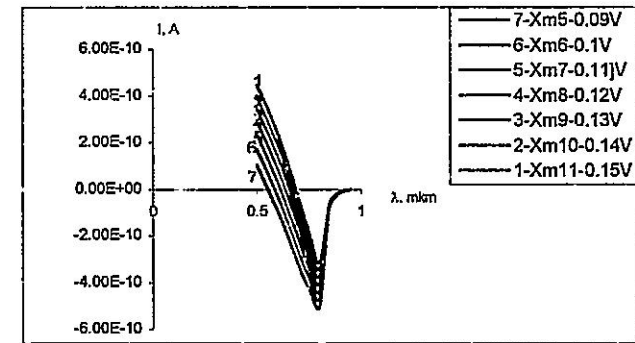


Рис.1 Спектральная зависимость фототока при разных напряжениях смещения. Как видно из рисунка, спектральная чувствительность и точки смены знака фототока легко управляются внешним напряжением смещения. На рис.2 показана точка смены знака от напряжения смещения.

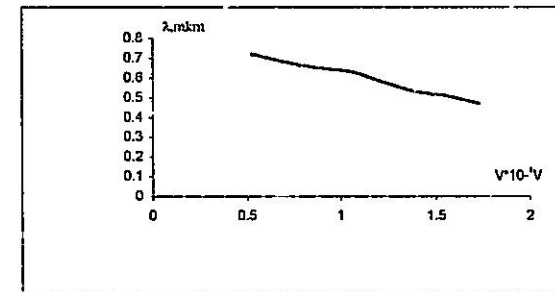


Рис.2 Зависимость точки инверсии спектрального фототока от внешнего напряжения смещения.

Как видно из рисунка, в диапазоне длин волн 0.4-0.7 мкм., эта зависимость почти линейна и в этом диапазоне прибор может работать как ноль-частотомер с чувствительностью 0.6 В/мкм. Ноль-частотомер предложенный в работе [4], имеет чувствительность 0.387 В/мкм в ближней инфракрасной области, что значительно меньше, чем чувствительность предлагаемого прибора.

Фактически паряду с фотоприемными свойствами подобные приборы приобретают дополнительную функцию ноль-частотомера.

Таким образом, предлагаемые приборы являются фотоприемниками нового типа с новыми функциональными возможностями.

Литература.

1. Алексанян А.Г., Авджян К.Э., Казарян Р.К., Матевосян Л.А. // Изв. НАН Армении, Физика, 32, 100 (1997).
2. Радиационная стойкость в оптоэлектронике / Под редакцией В.Г.Средина. М.: Военное издательство, 1987, 166с.
3. Водопьянов А.К., Абрамов А.А. Влияние дефектов, наведенных тепловыми нейтронами, на электрические, фотоэлектрические и оптические свойства CdTe//Теллурид кадмия. 1968, с.110-121.
4. Худавердян С.Х. Двухбарьерные фотоприемные структуры с высокоомной прослойкой на основе n-CdTe. ГИУ Армении. 1999. Вып.2, с.82-88.

ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНЫЙ ЕМКОСТНОЙ ДАТЧИК АБСОЛЮТНОГО ДАВЛЕНИЯ С ВОЗМОЖНОСТЬЮ ПРОВЕРКИ И УТОЧНЕНИЯ ГРАДУИРОВОЧНОЙ ХАРАКТЕРИСТИКИ

В.Р. Варганян, В.В. Варганян

Симметричная конструкция силопередающей системы датчика обеспечивает получение высокой термостабильной и виброударной устойчивости [1]. Применение опорных поремычек для коромысла полосовой формы, работающих на деформацию кручения и выполненных монолитно с внешней рамкой, позволяет получить датчик давления большой чувствительности и малого гистерезиса с обеспечением высокой точности измерения. Кроме того, наличие вне герметично закрытого корпуса регулирующих элементов позволяет не только повысить виброударную устойчивость, но и значительно увеличить точностные показатели датчика каждый раз перед его эксплуатацией [1]. Регулирование градуировочной характеристики емкостного датчика при помощи подстроечных конденсаторов или варикапов, связано с уменьшением чувствительности и термостабильности.

Высокая термостабильность в схемах измерения обеспечивается регулированием емкостного зазора каждого конденсатора дифференциального датчика. Изменение индуктивности в схеме измерения несравненно меньше. Кроме того, при незначительных деформациях силопередающей системы характеристика датчика вход-выход линейна.

Учитывая вышеизложенное, была разработана новая система индивидуального регулирования емкостных зазоров с применением вместо консоли, на которой закреплены неподвижные электроды, жестких балок для этих электродов; концы балки через перемиычки соединены с дном средней части корпуса датчика и представляли одно целое [2].

Перемиычки балки имеют малые сечения. Жесткая балка концами через силопередающие штыки закреплена с мембранами с жесткими центрами, выполнен-

ными на нижней части корпуса, с внешней стороны которых закреплены элементы регулирования, позволяющие повысить виброударную устойчивость датчика и произвести индивидуальное регулирование каждой емкости.

Прежде чем произвести проверку и регулирование значения каждой емкости, необходимо создать начальное условие градуировки.

Для этого в промежутке между мембраной и крышкой необходимо создать атмосферное давление, и поэтому используется внутреннее давление датчика, которое через существующие штуцер-краны, установленные на крышке и на корпусе позволяет выполнить это.

Каждая емкость дифференциального датчика входит в схему колебательного контура автогенератора, выходные частоты которых при атмосферном давлении известны и если при новом измерении они отклоняются, то производится индивидуальное микрометрическое регулирование этих емкостей до получения заранее установленной выходной частоты автогенераторов.

После смещения полученная разностная частота автогенераторов соответствует начальной точке градуировочной характеристики датчика.

В разработанной конструкции датчика имеется также дополнительная камера с заданным давлением (например, половина атмосферного давления), которая через соответствующие штуцер-краны присоединена с подколпачным объемом. Открытием соответствующих штуцер-кранов и закрытием других в подколпачном объеме создается новое заданное давление камеры и измеряется значение разностной частоты автогенераторов. Если при этом выяснится, что нет расхождения разностной частоты автогенераторов от частоты градуировочной характеристики, то считается, что высоту летательного аппарата нужно определить по заранее установленной характеристике. Если вторая дополнительная проверка покажет расхождение выходного сигнала от заранее установленного, то при определении высоты летательного аппарата необходимо корректировать градуировочную характеристику и ориентироваться уже этим.

Предлагаемый способ регулирования емкостного датчика позволяет за считанные секунды произвести уточнения и намного улучшить его точностные показатели.

Учитывая, что полеты летательных аппаратов происходят всего несколько часов, описанный способ можно произвести уже перед полетом, конечно, не отрицая возможности уточнения градуировочной характеристики и при полете.

Литература

1. Патент РА N 778 А2 от 01.03.2000 г. (на арм. яз.).
2. Патент РА N 920 А2 от 10.04.2001 г. (на арм. яз.).

ՖՈՒՆԿՑԻՈՆԱԼ ՄԵԾ ԶՆԱՐԱՎՈՐՈՒԹՅՈՒՆՆԵՐ ՈՒՆԵՑՈՂ ԲԱԶՄԱԷԼԵԿՏՐՈՂ
ԱՍԻՄԵՏՐԻԿ ՄԵՏԱՂ-ԴԻԷԼԵԿՏՐԻԿ-ԿԻՍԱԿՈՐՈՂԻՉ ՏՐԱՆՁԻՍՏՈՐՆԵՐԻ
ՍՏԱՑՄԱՆ ՏԵԽՆՈԼՈԳԻԱՅԻ ԿԱՏԱՐԵԼՍՊՈՐՇՄԱՆ ՈՒՍՈՒՄՆԱԽՐՈՒՄԸ

Ա.Զարդյան

Ինդուկտիվը հոսքըղիով բազմաէլեկտրոդ ախմետրիկ մետաղ-դիէլեկտրիկ-կիսահաղորդիչ (ՄԳԿ)-տրանզիստորների կիրառումը տարբեր թվային ինտեգրալ միկրոսխեմաներում (ԻՄՍ) կարող է զգալիորեն նպաստել կիսահաղորդչային հարթակի օգտագործվող մակերևութի կրճատմանը [1]: Սակայն բազմաէլեկտրոդ ախմետրիկ ՄԳԿ-տրանզիստորի արտաբերային տիրույթում պահանջվող ուղղիչ կոմտակտների առկայությունը պատճառ է հանդիսանում նոր, լրացուցիչ տեխնոլոգիական օպերացիաների օգտագործման հա-

մար[2]: Մասնավորապես, եթե արտաբերային ուղղիչ կոնտակտները ստացվեն մետաղ-կիսահաղորդիչ կառուցվածքով, ապա դրա համար հարկ կլինի միայն արտաբերային տիրույթների ելուստների համար օգտագործել այլ տեսակի մետաղ: Վերջինիս կիրառումը կապահանջի լրացուցիչ տեխնոլոգիական օպերացիաներ այլ մետաղական շերտի նստեցման և ձևավորման համար: Արտաբերային ուղղիչ կոնտակտների p-ո անցման տեսքով դասակարգված եղանակով ստացումը (ուղղիչ կոնտակտների ստացումը ակունք-արտաբերային տիրույթների ձևավորումից հետո), մույնպես պահանջում է լրացուցիչ օպերացիաներ: Լրացուցիչ օպերացիաների անհրաժեշտությունը կվերանա, եթե արտաբերի ելուստներին համապատասխանող տեղամասերը ստացվեն միևնույն հաղորդականություն ունեցող փականային տիրույթների հետ միաժամանակ:

Պատկան կառուցվածքով ՄՂԿ- ԻՄՍ-ներում այդ տեղամասերը միաժամանակ հնարավոր չէ ստանալ, որովհետև ինդուկտիվ հոսքերով ՄՂԿ-տրանզիստորներում որպես փական ծառայում է հարթակը, որի մեջ էլ ստացվում են ակունք-արտաբերային տիրույթները: Դրանից հետո միանված լրացուցիչ օպերացիաներով արտաբերում ստացվում են ելուստային տեղամասերը: Ուստի այդ խնդիրը կարող է լուծվել, եթե արտաբերային տիրույթների ուղղիչ p-ո անցումների փականային տիրույթների կիրառությունները լինեն մույնը: Իսկ վերջինս հնարավոր է, եթե անցումները և փականային տիրույթները լ սահմանափակված լինեն միևնույն տիրույթով (շերտով): Ընդ որում այդ շերտը պետք է ապահովի հուսալի մեկուսացում տրանզիստորի տիրույթների միջև: Հասկանալի է, որ առավել հուսալի մեկուսացում կարելի է ստանալ դիէլեկտրիկ շերտի կիրառմամբ:

Մյուս կողմից հաշվի առնելով, որ մշված տրանզիստորների ստացումը պետք է զուգակցվի նաև կոմպլեքսային ՄՂԿ-ԻՄՍ-ների ստացման, ինչպես նաև այն, որ արտադրությունում լավ յուրացված տեխնոլոգիական ուղիների թվին են պատկանում դիէլեկտրիկ մեկուսացմամբ կիսահաղորդչային ԻՄՍ-ների (մասնավորապես ՄՂԿ-ԻՄՍ-ների) ստացման եղանակները, նպատակահարմար է նախագծել այնպիսի բազմաէլեկտրոդ ասիմետրիկ ՄՂԿ- տրանզիստորներ, որոնց արտաբերի ելուստային տեղամասերում եղած p-ո անցման տիրույթները ստացվեն փականային տիրույթների հետ միաժամանակ: Դա թույլ կտա առանց տեխնոլոգիական օպերացիաների քանակը ավելացնելու, միաժամանակ ստանալ և տիպային, և կոմպլեքսային, և բազմաէլեկտրոդ ասիմետրիկ ՄՂԿ-տրանզիստորներ միևնույն ԻՄՍ-ում [3]:

Հարկ է նշել, որ դիէլեկտրիկ մեկուսացման եղանակները թույլ կտան նաև, անհրաժեշտությամբ դեպքում ստանալ բազմաէլեկտրոդ ասիմետրիկ ՄՂԿ-տրանզիստորներ երկրորդ փականով, որը կստացվի փականային տիրույթի հակառակ մակերևույթում: Դրա շնորհիվ ստացված բազմաէլեկտրոդ ասիմետրիկ ՄՂԿ-ԻՄՍ-ները կունենան ավելի մեծ ֆունկցիոնալ հնարավորություններ, կապահովեն ԻՄՍ-ի ավելի մեծ ֆունկցիոնալ ինտեգրացիա:

Այսպիսով, ՄՂԿ-ԻՄՍ-ների ստացման դիէլեկտրիկ մեկուսացման եղանակներով հնարավոր է առանց տեխնոլոգիական օպերացիաների քանակի ավելացման ապահովել տարբեր տիպի ՄՂԿ-տրանզիստորների, այդ թվում նաև բազմաէլեկտրոդ ասիմետրիկ ՄՂԿ-տրանզիստորների ստացումը:

Պրակտություն

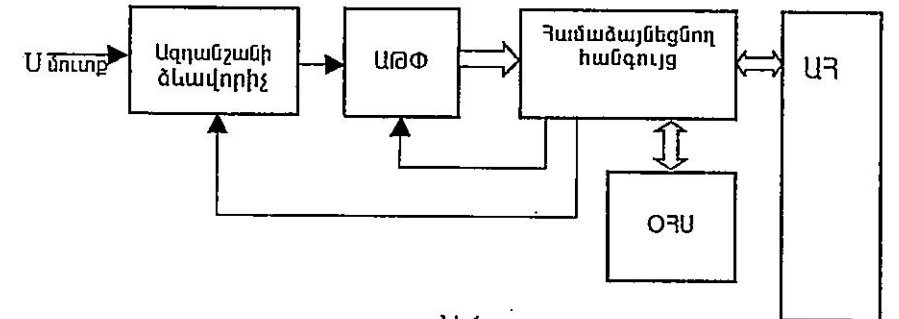
1. А.С. 1140652, Н01 29/76. МДП транзистор/Микртчан С.О., Задоян А.М., Микртчан Р.М.
 2. Курносос А. Н., Юдин В.В. Технология производства полупроводниковых приборов и интегральных микросхем: М.: Высш. шк., 1986.- 368 с., ил.
 3. Ефимов И. Е., Козырь И.Я., Горбунов Ю.И. Микроэлектроника. М.: Высш. Шк., 1986. 464 с.: ил.

**ՀԱՄԱԿԱՐԳՉԱՅԻՆ ԲԱԶՄԱՅՈՒՆԿՑԻՈՆԱԼ ՉԱՓԻՉ ՍԱՐՔԻ ՄՇԱԿՈՒՄ
 Մ.Սուրադյան, Տ. Բոստանջյան**

Ցանկացած անձնական համակարգիչ (ԱՀ) կվերածվի հզոր չափիչ համակարգի, եթե նրան ավելացվի մեկ կամ մի քանի անալոգային մուտքեր: ԱՀ-ի ստեղծաշարը և

մոնիտորը ունեն ավելի մեծ հնարավորություններ, քան սովորական օսցիլոգրաֆը և այլ նման չափիչ սարքեր: Վիրտուալ չափիչ սարքավորումը կունենա ավելի լայն ֆունկցիոնալ հնարավորություններ, որոնցից են չափվող ազդանշանների հիշումը, համեմատումը, գունարումը, էկրանի ավտոմատ մասշտաբավորումը և այլն:

Այժմ դիտարկենք չափիչ սարքավորման ֆունկցիոնալ սխեման: Սարքի ֆունկցիոնալ սխեման պատկերված է նկ.1-ում:



Նկ.1

Ցանկացած ազդանշան, համակարգիչ մուտք գործելու համար, անհրաժեշտ է ձևավորել թվային: Այդ պրոցեսն իրականանում է անալոգա-թվային փոխակերպման (ԱԹԿ) հանգույցում: Համաձայնեցնող հանգույցը ղեկավարում է մյուս հանգույցներին և իրականացնում է այդ հանգույցների և ԱՀ-ի համաձայնեցում: Օպերատիվ հիշողության սարքում (ՕՀՍ) մախապես հիշվում են ԱԹԿ-ով ձևավորված կոդերը, և տրվում են ԱՀ-ի զուգահեռ մուտքին:

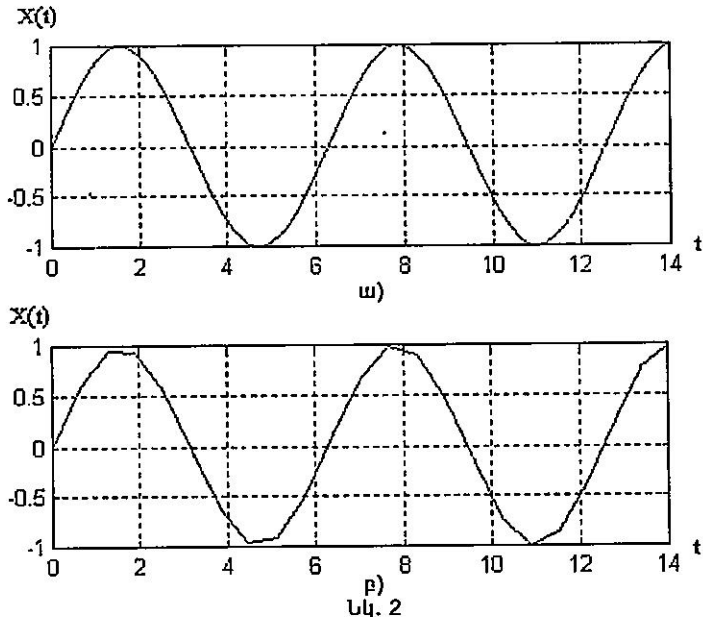
Հարկ է նշել որ վիրտուալ չափիչ սարքավորման ճշտությունը առաջին հերթին կախված է ԱԹԿ-ի կարգայնությունից: Օրինակ 8 կարգանի ԱԹԿ-ն հնարավորություն ունի ելքում ձևավորել $2^8 = 256$ տարբեր թվային կոմբինացիաներ, և եթե նրա հենակային լարումը հավասար լինի 5 Վ-ի, ապա այն կարող է տարբերել լարման այն 2 մակարդակները, որոնք իրարից տարբերվում են 20մՎ-ով: Պարզ հաշվարկից երևում է, որ այս դեպքում 4 Վ լարումը կչափվի 0.5% ճշտությամբ, իսկ 100 մՎ լարումը միայն 20% ճշտությամբ: Եթե օգտագործվի 12 կարգանի ԱԹԿ, որի ելքում ստացվում է $2^{12} = 4096$ կողի կոմբինացիա, ապա 4 Վ լարումը կչափվի 0.03% ճշտությամբ, իսկ 100 մՎ - ը 1.2% ճշտությամբ: Այսպիսով, ինչքան բարձրացնենք ԱԹԿ-ի կարգայնությունը, այնքան ճշգրիտ անալոգային ազդանշանը կձևավորվի թվային:

Վիրտուալ չափիչ սարքի արագագործությունը մույնպես առաջին հերթին կախված է ԱԹԿ-ի արագագործությունից, որը որոշում է դիսկրետացման համախոսությունը: Դիցուք ունենք որևէ համախոսությամբ ազդանշան, այն սպառնալից է նկ.2-ի ա) ուն, եթե այն ընդհատավորվի 10 անգամ ավելի մեծ համախոսականությամբ, ապա վերականգնվելուց հետո այն կունենա նկ.2-ի բ) ուն սպառնալից տեսքը:

Վիրտուալ չափիչ սարքավորման արագագործությունը կախված է ոչ միայն ԱԹԿ-ի, այլ նաև ԱՀ-ի ինտերֆեյսի արագագործությունից: Արագագործության մեծացման նպատակով օգտագործվում է ՕՀՍ հանգույցը, և քանի որ կիրառվող ՕՀՍ-ի արագագործությունը ավելի մեծ է, քան ներկայումս գոյություն ունեցող ԱՀ-երի ցանկացած ինտերֆեյս, ապա ազդանշանները արագ կերպով կգրանցվեն ՕՀՍ, և որից հետո ավելի դանդաղ կընթերցվեն ԱՀ-ի կողմից:

Այժմ քննարկենք, թե ինչպես կարելի է մեծացնել ազդանշանի քվանտացման համախոսությունը: Ենթադրենք ունենք 4 հատ ԱԹԿ վորոնց ինֆորմացիոն մուտքերը միազգված են իրար: ԱԹԿ-ների վրա կիրառենք քվանտացման ազդանշաններ, որոնք իրարից շեղված են որոշակի փուլով, և քանի որ յուրաքանչյուր ԱԹԿ-ին կիրառվում է մախտորի

նկատվում է ինչ-որ ժամանակահատվածով շեղված ազդանշան, ապա ԱԹՎ-ները կբվան-տացնեն միմյանցից որոշակի տարբերությամբ: Այսպիսով, անալոգային ազդանշանի քվանտացման հաճախությունը կմեծանա 4 անգամ: Համաձայնեցնող հանգույցի միջոցով այդ ազդանշանները կգրանցվեն ՕՀՍ և որից հետո կներմուծվեն ԱՀ:



Նկ. 2

Նկ. 2-ում պատկերված գրաֆիկները ստացվել են Matlab ծրագրային փաթեթի օգ-նությամբ: Այսպիսով, եթե ունենք ֆիքսված քվանտացման հաճախականություն, ապա որքան մեծանա չափվող ազդանշանի հաճախությունը, այնքան կմեծանա պատկերի աղավաղումը: Եզրակացություն

Այսպիսով, վերը դիտարկված վիրտուալ չափիչ սարքավորման արագագործության բարձրացման մեթոդները կարելի է կիրառել այն դեպքում, երբ մենք ուզում ենք սկզբում ստացված արդյունքները ֆիքսել, որից հետո այն պատկերել էկրանին: Եթե անհրաժեշտ է, չափումներն իրականացնել իրական ժամանակում, ապա անհրաժեշտ է հաշվի առնել նաև համակարգի արագագործությունը, և վիրտուալ չափիչ սարքավորման արագագործ-ությունը կսահմանափակվի համակարգի արագագործությամբ:

Գրականություն

1. Патрик Гелль, Как превратить персональный компьютер в измерительный комплекс(1999)
2. Sarjit K. Mitra, Digital Signal Processing

ՕՊՏԻԿԱԿԵՍ ԹԱՓԱՆՑԻԿ ԼՈՒԾՈՒՅՑՆԵՐՈՒՄ ԽԱՈՆՈՒՐԴՆԵՐԻ ԽՏՈՒԹՅՈՒՆԸ ՈՐՈՇՈՂ ՍԱՐՔ
Վ. Հարությունյան

Արդյունաբերության տարբեր ոլորտներում, կենցաղում, բնապահպանական խնդիր-ներ լուծելիս և այլ բնագավառներում շատ հաճախ անհրաժեշտ է կատարել խառնուրդ-

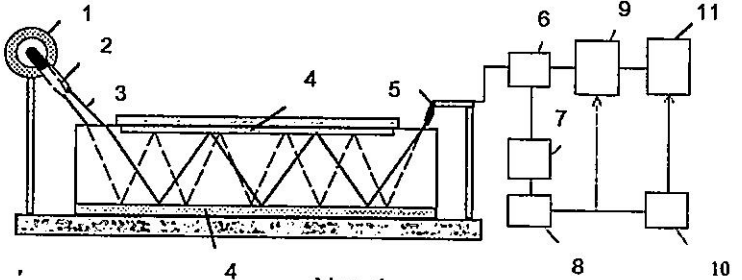
ների քանակի գնահատումը օպտիկապես թափանցիկ լուծույթներում:

Հայտնի են լուծույթներում խառնուրդների խտությունը որոշող սարքեր [1], որոնք համեմատաբար բարդ են, քիչ արդյունավետ և կարողանում են չափել միայն մեկ տեսա-կի խառնուրդի խտությունը: Հայտնի է նաև խառնուրդների խտության ավտոմատ որոշ-ման սարք մախատիպ [2], որտեղ խառնուրդների խտությունը չափվում է մաքուր և խառ-նուրդով լուծույթների կողմից համապատասխան ալիքի երկարությամբ ճառագայթի կլանման չափի որոշմամբ: Սակայն այդ սարքի թերությունը լուծույթով ճառագայթի անց-ման երկարության փոքրությունն է, որը համագեցնում է խառնուրդների, համեմատաբար փոքր խտությունների գրանցման հնարավորությունների նվազմանը:

Աշխատանքի նպատակն է բարձրացնել սարքում խառնուրդների քանակության շե-մային զգայունությունը և ճշտությունը: Նշված նպատակին հասնում ենք նրանով, որ լու-ծույթի ծավալը տեղավորում ենք երկու հայելիների միջև:

Սարքի աշխատանքը պարզաբանվում է նկար 1-ում: Անկյան թվային փոխակերպչին (1) ամրացված լազերի (2) ճառագայթը (3) հայելի-ներից (4) պատրաստված օպտիկական ռեզոնատորում բազմաքանակ անդրադարձում-ներից հետո ընկնում է ֆոտոդնդունիչի (5) վրա, որն ամրացված է մինչև 1 մկմ ճշտությամբ գծային տեղափոխման տվիչին (6): Ֆոտոդնդունիչի ելքի ազդանշանը ուժեղացվում է ուժեղարարի (7) միջոցով, իսկ տեղափոխման դիրքը ֆիքսվում է պիկ դետեկտորով (8): Օպերատիվ հիշող սարքը (9) հիշում է ֆոտոդնդունիչից եկող մաքսիմում ազդանշանները, որոնք հապաղման գծով (10) տրվում են միկրոպրոցեսորին (11), որի օգնությամբ էկրան է դուրս բերվում ֆոտոդնդունիչի գծային տեղափոխման չափը և նրան համապատասխան խառնուրդի խտությունը:

Խառնուրդների խտությունները որոշվում են վերը նշված ֆոտոհոսանքների մաք-սիմում ազդանշանների արժեքների տարբերությամբ: Այդ տարբերությունը հետևանք է խառնուրդներում նույն ճառագայթի կլանման տարբեր չափերի: Լուծույթ մտած ճառա-գայթի հայելիներից մերքին անդրադարձումների շնորհիվ, մեծանում է լուծույթով ճառա-գայթի վազքի ժամանակահատվածը, որի հետևանքով մեծանում է ճառագայթի կլանման չափը:



Նկար 1

Բացի այդ, խառնուրդների տարբեր պարունակությունները լուծույթում առաջաց-նում են ճառագայթի բեկման տարբեր աստիճաններ, որի հետևանքով առաջանում է ելք դուրս եկող ճառագայթների տարամիտում: Այդ տարամիտման չափը, չափելով որպես պարզ մեխանիկական տեղափոխություն, կարելի է որոշել լուծույթի բեկման ցուցիչի փո-փոխությունը մաքուր հեղուկի համեմատ. հետևաբար և խառնուրդի խտությունը:

Ճառագայթի լազերային աղբյուրը, ամրացնելով անկյան թվային փոխակերպչին (ԱԹՓ), կարելի է ելքի ֆոտոդնդունիչը ֆիքսել մաքուր հեղուկից դուրս եկող ճառագայթի ամենամեծ ֆոտոպատասխանին համապատասխան դիրքում և խառնուրդում ճառագայթի բեկման հետևանքով շեղումը չափել ԱԹՓ-ով ճառագայթի պատման այն անկյունով, որը կհամապատասխանի խառնուրդից դուրս եկող ճառագայթի մի նոր ամենամեծ ֆոտոպա-տասխանին: Այս դեպքում խառնուրդների խտության չափման շեմային արժեքը կախված