

ՊՌ. ՂԱԶԱՐՅԱՆ

**ՍՐՏԱՅԻՆ ԴԻՎԱՆԴԻ ՎԻՃԱԿԻ ԹՎԱՅԻՆ ԳՆԱՀԱՏՄԱՆ
ԱԿՏՈՄԱՏԱՑՎԱԾ ՀԱՄԱԿԱՐԳ**

Ներկայացված են էլեկտրասրտագրերի տեղեկատվական պարամետրերի որոշման ներկայիս մեթոդները, էՍԳ-ի մշակման մակերեսային մեթոդի առավելությունները և հաշվարկման մեթոդները: Նկարագրված է մշակված՝ մակերեսային մեթոդի վրա հիմնված, կրծքային երեսուն արտածումների միջոցով սրտի վնասվածքների քարտեզավորման և թվային արժեքներով սրտային հիվանդի վիճակի գնահատման ավտոմատացված համակարգը, ուր կիրառվում է կուտակված գիտելիքների տվյալների բազայի հիման վրա աշխատող ախտորոշման մեթոդը:

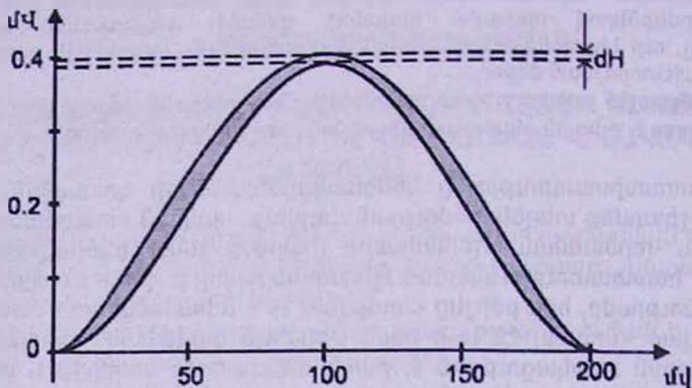
Առաջադրված բաներ. էլեկտրասրտագիր, մակերեսային մեթոդ, սրտի վնասվածքների քարտեզավորում, թվային գնահատման ավտոմատացված համակարգ:

Էլեկտրասրտագրությունը կենսաազդանշանների գրանցման շատ զգայուն մեթոդ է, և լիարժեք տեղեկատվության աղբյուր, սակայն ստացված ինֆորմացիայի մշակման և վերծանման եղանակները լիարժեք չեն: Նույնիսկ ներկայումս շատ բժշկական հաստատություններում էլեկտրասրտագրի վերլուծությունը կատարվում է աչքի օգնությամբ, երբ բժիշկը ստացված էՍԳ-ն համեմատում է սեփական փորձի վրա հիմնված «նորմալ էՍԳ»-ի հետ: Միևնույն ժամանակ, «նորմալ էՍԳ»-ն շատ հարաբերական հասկացություն է, քանի որ տարբեր տարիքի և սեռի մարդկանց մոտ այդ նորմերը տարբեր են և չեն կարող համընկնել: Նույնիսկ նույն մարդու նորմալ էՍԳ-ն փոփոխվում է՝ օրվա ժամերից և տարվա եղանակից կախված: Այդ պատճառով, հաճախ էՍԳ-ների վերլուծության ժամանակ կատարվում են մոտարկումներ, որոնց պատճառով պակասում է հետազոտման ճշտությունը [1]: Մյուս կողմից՝ պարբերաբար կատարվող էՍԳ-ի ուսումնասիրությունները հնարավորություն են տալիս հետևել բուժման ընթացքին և, ելնելով ստացված տվյալներից, շտկել բուժման գործընթացը՝ հնարավորինս օպտիմալ տարբերակով [2]: Էլեկտրասրտագրությունը անփոխարինելի է բուժիչ միջոցառումների արդյունքի և բուժման վրա դեղամիջոցների ազդեցության գնահատման գործում:

Բացի դրանից, սրտի աշխատանքի գնահատման համար, մասնավորապես իշեմիկ հիվանդությունների ժամանակ, շատ կարևոր է միաժամանակ ունենալ տվյալներ ոչ թե մեկ, այլ մի քանի արտածումներից: Հաշվի առնելով էՍԳ-ի բարձր դինամիկան՝ հատկապես իշեմիկ հիվանդների մոտ, կարիք է լինում զուգահեռ գրանցել և վերլուծել կրծքային վեց (V1-V6) արտածումները իրական ժամանակում [3]: Հայտնի է, որ սրտի նման վիճակը լավագույնս նկարագրող փոփոխությունների նկատմամբ ամենազգայուն և հիվանդի վիճակը լավագույնս ներկայացնող պարամետրերն են ST հատվածի տևողությունը ու շեղումը իզոէլեկտրական գծից և T առամիկը՝ ST-T կոմպլեքսը [1, 4]: Այդ պատճառով իշեմիկ հիվանդությունների ախտորոշման համար մշակվում են ST-T կոմպլեքսի պարամետրերը: Կրծքային վեց արտածումներից ամեն մեկի համար ST-T կոմպլեքսի հաշվարկների արդյունքները տարբեր են ստացվում, քանի որ այդ արտածումները կատարվում են սրտի տարբեր

հատվածներից տարբեր հեռավորությունների վրա: Իշեմիկ հիվանդների մոտ, բացի ST-T կոմպլեքսից, շատ կարևոր են նաև Q ատամիկի դիտարկումները, քանի որ սրտի կաթվածի պատճառով առաջացող սրտամկանների խորը վնասվածքների հետևանքով այս ատամիկը զգալիորեն փոխում է իր չափսերը: Վաղ արտահայտվելով սրտի կաթված տարած մարդկանց մոտ, այն գրեթե չի արտահայտվում առողջ մարդկանց էլեկտրասրտագրերում:

Ակնհայտ է, որ իշեմիկ հիվանդությունների ժամանակ փոփոխվում է ոչ միայն ECG-ի T ատամիկի տարածվածությունը և ամպլիտուդը, այլև դրա ձևը, որը հետևանքով էլ փոխվում է այդ ատամիկի մակերեսը [5]: Նկ. 1-ում պատկերված 2 կորերի տևողությունները հավասար են, իսկ ամպլիտուդները շատ քիչ են տարբերվում՝ dH: Այս նկարից պարզ է դառնում, թե որքանով է ավելի մեծ այդ կորերի մակերեսների տարբերությունը՝ համեմատած դրանց ամպլիտուդների տարբերության հետ:



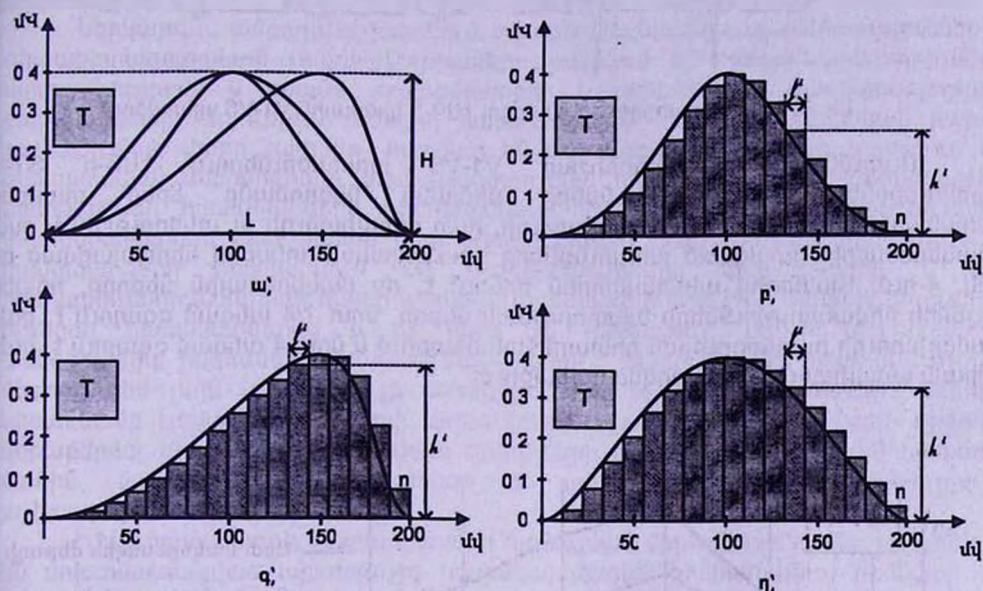
Նկ. 1. Երկու՝ միևնույն տևողությամբ և շատ մոտ ամպլիտուդներով կորերի մակերեսների տարբերությունը

Վերոնշյալից բացի, լինում են դեպքեր, երբ ECG-ներում T ատամիկների ամպլիտուդը և տևողությունը չեն փոփոխվում. փոխվում են միայն դրանց ձևերը: Այդ պատճառով նպատակահարմար է կիրառել մակերեսային մեթոդը, որի առավելությունը հենց այն է, որ հաշվարկվում են ատամիկի ճշգրիտ մակերեսը և ձևը՝ վերջինիս մակերեսի քվանտացման և հետագա ինտեգրման ճանապարհով: Այս մեթոդով կարելի է տալ կենսաէլեկտրական երևույթների քանակական գնահատական՝ հաշվի առնելով ECG-ի ատամիկների տևողությունը, առավելագույն ամպլիտուդը և ձևը, ինչն էլ բարձրացնում է ECG-ի տեղեկատվության քանակն ու որակը: Նկ. 2-ում բերված են տարբեր ձևեր ունեցող T ատամիկներ, որոնց ամպլիտուդները և տևողությունները տարբեր են, ինչպես նաև դրանց մակերեսների հաշվարկման մեթոդի էությունը:

EKG ատամիկների և, մասնավորապես, T ատամիկի մակերեսի հաշվարկը կատարվում է ըստ

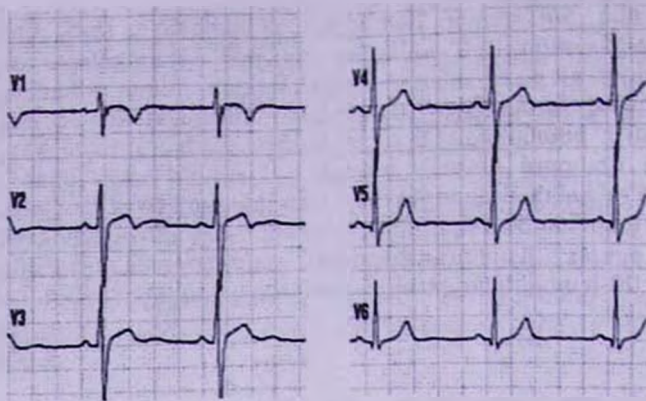
$$S = \sum_{i=1}^n (a^i h^i) \quad (1)$$

բանաձևի, որտեղ S -ը տվյալ ատամիկի մակերեսն է, L -ն՝ ատամիկի տվյալ հատվածի տևողությունը, h -ն՝ ամպլիտուդը, իսկ n -ը՝ քվանտացման աստիճանը, որը ցույց է տալիս, թե քանի անգամ է քվանտացվել տվյալ ատամիկը: Յարկ է նշել, որ այս մեթոդով ատամիկի մակերեսի հաշվարկման ճշտությունը ուղիղ համեմատական է քվանտացման աստիճանին, սակայն շատ մեծ քվանտացման աստիճանների դեպքում կտրուկ աճում է մշակվող տվյալների քանակը, ինչը դանդաղեցնում է մշակման գործընթացը: Մեր խնդրում ST-T համակարգի մակերեսի քվանտացման աստիճանն ընդունվել է՝ $n=256$: Այս թիվն ապահովում է համակարգի արագագործությունը և խորհուրդ է տրվում որպես օպտիմալ արժեք, որի դեպքում քվանտացված ECG-ի տեղեկատվության քանակը և որակը գրեթե չեն նվազում [6]:



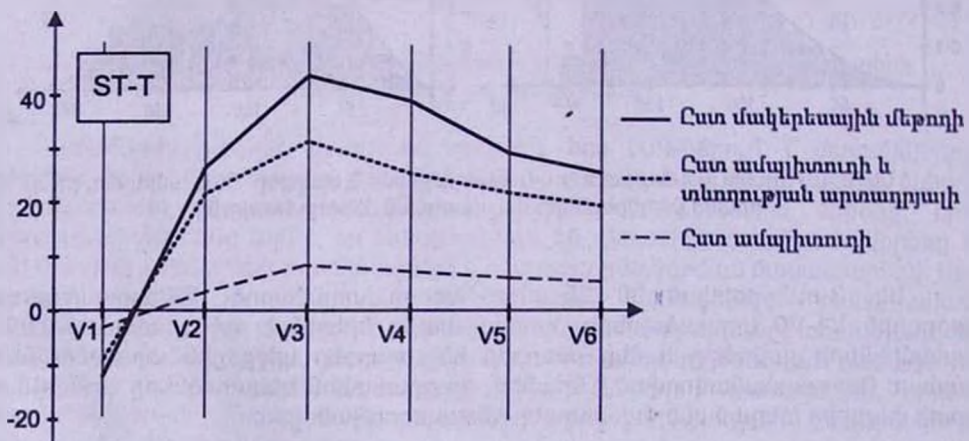
Նկ. 2. ա) Միևնույն ամպլիտուդով և տևողությամբ 3 տարբեր T ատամիկներ, բ), գ), դ) դրանց մակերեսների հաշվարկման մեթոդի էությունը

Նկ. 3-ում բերված են 25-ամյա առողջ տղամարդու էլեկտրասրտագրի կրծքային V1-V6 արտածումները, որտեղ պարզ երևում է, որ գրանցված ECG-ի ատամիկների չափսերը և ձևը տարբեր են՝ տարբեր կրծքային արտածումների համար: Դա պայմանավորված է նրանով, որ գրանցման էլեկտրոդները գտնվում են արտի տարբեր տեղամասերից տարբեր հեռավորության վրա:



Նկ. 3. 25-ամյա առողջ տղամարդու էՍԳ-ի կրծքային V1-V6 արտածումները

Ուսումնասիրենք վերոհիշյալ V1-V6 արտածումներում էՍԳ-ի ST-T կոմպլեքսների փոփոխությունները միմյանց նկատմամբ երեք տարբեր եղանակներով, այն է՝ ըստ ամպլիտուդի, ըստ ամպլիտուդի ու տևողության և ըստ մակերեսների: Ստացված արդյունքները գրաֆիկական տեսքով ներկայացված են նկ. 4-ում: Այստեղից ակնհայտորեն երևում է, որ մակերեսային մեթոդը, որպես իշեմիկ հիվանդությունների ախտորոշման մեթոդ, մոտ 1/4 անգամ զգայուն է, քան ամպլիտուդի ու տևողության դիտարկման դեպքում և մոտ 4 անգամ զգայուն է, քան միայն ամպլիտուդի դիտարկման դեպքում:



Նկ. 4. ST-T համակարգի՝ տարբեր եղանակներով կատարված չափումները

Ստացված արդյունքները բավարար հիմք են իշեմիկ հիվանդությունների ախտորոշման և գնահատման մակերեսային մեթոդի կիրառման համար:

Չարկ է նշել, որ տարբեր սրտային և հիվանդների էՍԳ-ների ուսումնասիրությունները ցույց են տվել, որ ոչ սուր արտահայտված անոթային անբավարարվածության ժամանակ ST-T կոմպլեքսի մակերեսը կրում է մինչև 88%

փոփոխություն, միջին արտահայտված անոթային անբավարարվածության ժամանակ մոտ՝ 260%, իսկ սուր արտահայտված անոթային անբավարարվածության ժամանակ՝ մինչև 590%:

Հայտնի է նաև, որ որքան անընդհատ հսկում կատարող էլեկտրոդը մոտ տեղադրված լինի սրտի վնասվածքի օջախին, այնքան ավելի հստակ և ուժեղ կգրանցվեն էՍԳ-ի այն տվյալները, որոնք արտահայտում են սրտի վնասվածքները [7]: Օգտվելով այս փաստից՝ հնարավոր է որոշել վնասվածքի օջախի ֆիզիկական դիրքը սրտի մակերևույթի վրա՝ ժամանակի նույն պահին ստանալով կրծքային արտածումների էլեկտրասրտագրերը կրծքավանդակի տարբեր կետերից: Որքան կրծքային գոտու վրա շատ լինեն միաժամանակյա գրանցման կետերը (էլեկտրոդները), այնքան ավելի հստակ և ճշգրիտ կստացվի սրտի վնասվածքների քարտեզը [8]:

Ներկայումս ամբողջ աշխարհում տարբեր հանրաճանաչ ընկերություններ և գիտահետազոտական լաբորատորիաներ զբաղվում են էլեկտրասրտագրիչների արտադրությամբ և դրանց պարամետրերի և տրամադրող տեղեկատվության բարելավմամբ: Գոյություն ունեցող համակարգերն ունեն տեխնիկական բարձր չափանիշներ, փոքր չափսեր, հարմար են օգտագործման համար և լուծում են անհատական մոնիթորինգի կամ ախտորոշման խնդիրներ [1, 9]: Անհատական մոնիթորինգի համակարգերը հիմնականում հիմնված են առիթմայի տիպերի տարբերակման և դրա հիման վրա ահագանգման վրա: Մինչդեռ ախտորոշման համակարգերը հաշվարկում են էլեկտրասրտագրի ատամիկների և այլ բաղադրիչների ամպլիտուդների և տևողության արժեքները [10]: Սակայն գոյություն ունեցող համակարգերից և ոչ մեկը չի կատարում էՍԳ-ի ատամիկների մակերեսային չափումներ իրական ժամանակում, քանի որ վերլուծության նշված մեթոդը դեռ լայն կիրառում չի ստացել [1, 4, 5, 11]: Սակերեսային մեթոդի կիրառմամբ էլեկտրասրտագրերի վերլուծության կարևորության և սրտի վիճակի վերաբերյալ այդ մեթոդով ստացվող տվյալների բարձր հուսալիության և որակի մասին մանրամասն նկարագրված է ակադեմիկոս Ռ. Ստամբուլյանի աշխատություններում [5]:

Էլեկտրասրտագրի պարամետրերի ճանաչման մեթոդները, որոնք կիրառվում են ավտոմատացված ախտորոշիչ համակարգերում, հիմնականում հիմնված են թվային ազդանշանների մշակման ալգորիթմների, կուտակված գիտելիքների համակարգերի կամ արհեստական նեյրոնային ցանցերի վրա:

Թվային ազդանշանների մշակման մեթոդներով աշխատող համակարգերը որոշում են էՍԳ-ի պարամետրերը ըստ ժամանակի, փոխակերպում են դրանք պարամետրական մոդելների կամ իմպուլս-ալիքային վերլուծության օգնությամբ, որոշում դրանց հիմնական բաղադրիչները, և վերլուծում են վերջիններս ոչ գծային մեթոդների կամ փորձարարական եղանակների օգնությամբ [12]:

Կուտակված գիտելիքների հիման վրա աշխատող համակարգերում ազդանշանների պարամետրերի ճանաչման գործընթացը հիմնվում է նախապես նկարագրված օրինաչափությունների վրա: ԷՍԳ-ի բնութագրերը որոշվում են ($C \neq x$)-ի նման օրինաչափությունների կիրառման եղանակով, որտեղ C -ն որոշում է էՍԳ-ի ազդանշանի վրա տվյալ օրինաչափության կիրառման կետը (օրինակ QRS համակարգի վերջը), իսկ x -ը այդ կետից շեղումն է միլիվայրկյաններով ($մվ$) [13]: Հարկ է նշել, որ այսպիսի օրինաչափությունները հիմնված են փորձի վրա և որոշվում են բժշկական գիտելիքների մշակման կամ վիճակագրական անալիզի օգնությամբ: Կուտակված գիտելիքների հիման վրա աշխատանքի մեկ այլ մեթոդ է ձևանմուշների կիրառումը, երբ ստացված էՍԳ ազդանշանները համեմատվում են

համակարգի հիշողության մեջ նախապես մուտքագրված ձևանմուշային էՍԳ-ների հետ [13]: Կախված այն բանից, թե էՍԳ-ների որ պարամետրերի համեմատություն է կատարվում, կարող են ի հայտ գալ տարբեր բնութագրեր:

Արհեստական նեյրոնային ցանցերն ունեն կիրառման երկու տարբերակ: Առաջին տարբերակում նեյրոնային ցանցերը «վարժեցվում» են՝ ճանաչելու որոշակի էՍԳ պարամետրեր՝ օգտվելով նախապես տրված նմուշային պարամետրերից [14], իսկ երկրորդ տարբերակում դրանք «վարժեցվում» են՝ աշխատելու որպես թվային ֆիլտրեր, որոնք ուժեղացնում կամ ճնշում են այս կամ այն էՍԳ պարամետրերը: Երկու տարբերակներում էլ արդյունավետ աշխատանքի համար պահանջվում է արհեստական նեյրոնային ցանցերի լավ «վարժեցում»:

Ավտոմատացված ախտորոշիչ համակարգերի արդյունավետությունը գնահատելու համար նախագծվել են ստանդարտ տվյալների բազաներ, որոնցից են՝ կարդիոլոգիայի եվրոպական միության ST-T տվյալների բազան (European Society of Cardiology ST-T database), առիթմիայի տեսակների դասակարգման MIT-BIH տվյալների բազան, CSE նախագծի խրոնիկական փոփոխությունների տվյալների բազան և այլն [15]: Աղյուսակ 1-ում ներկայացված են տարբեր ավտոմատացված ախտորոշիչ համակարգերի արդյունավետությունը տարբեր հիվանդությունների ախտորոշման ժամանակ [16, 17]:

Աղյուսակ

Ավտոմատացված ախտաբանական համակարգերի արդյունավետությունը

Իշեմիկ հիվանդություններ	Զգայունություն	Դրական կանխագուշակման ճշտություն՝ K
Թվային ազդանշանների մշակում	85%	86%
Կուտակված գիտելիքներ	94%	79%
Արհեստական նեյրոնային ցանցեր	90%	89%
Առիթմիայի տեսակների դասակարգում	Զգայունություն	Դրական կանխագուշակման ճշտություն՝ K
Թվային ազդանշանների մշակում	89%	89%
Կուտակված գիտելիքներ	90%	93%
Արհեստական նեյրոնային ցանցեր	83%	78%

Այստեղ դրական կանխագուշակման K՝ ճշտությունը հաշվարկվում է որպես

$$K = P / (P + F), \quad (2)$$

որտեղ P -ն ճիշտ կատարված դրական կանխագուշակումների թիվն է, իսկ F-ը՝ սխալ կատարված կանխագուշակումների թիվը:

Ինչպես երևում է աղյուսակից, սրտի իշեմիկ հիվանդությունների ախտորոշման մեջ առավել զգայուն են կուտակված գիտելիքների հիման վրա աշխատող համակարգերը:

Այսպիսով, խնդիր է դրվել մշակել համակարգ, որը հնարավորություն կտա ընդունել երեսուն կոծբային արտածումներից ստացված թվային ազդանշանները, կատարել դրանց ST-T կոմպլեքսների պարամետրերի և Q ատամիկների վերլուծությունը մակերեսային մեթոդով և ստացված արդյունքների հիման վրա կառուցել սրտի վնասվածքների օջախների խորությունը և տարածվածությունը քանակապես նկարագրող գունային քարտեզներ: Համակարգի ավտոմատացված ախտորոշումը հիմնված կլինի կուտակված գիտելիքների տվյալների բազայի վրա:

Արդյունքում մշակված համակարգը թույլ է տալիս միաժամանակ գրանցել և պահպանել էՍԳ-ները կրծքային երեսուն արտածումներից, մշակել այդ տվյալները մակերեսային մեթոդի հիման վրա և իշեմիկ հիվանդի առողջական վիճակի փոփոխման մասին տալ քանակական գնահատական: Ունենալով մարդու «նորմալ» էՍԳ-ները բոլոր արտածումներում և գնահատելով «նորմա»-ից տեղի ունեցած շեղումները՝ հնարավոր է կառուցել սրտի քարտեզը, որը ներկայացնում է վնասված սրտամկանների դիրքը, վնասվածության տարածվածությունը և խորությունը՝ «նորմա»-ից շեղումների տոկոսային արժեքներով: ԷՍԳ-ի պարամետրերի փոփոխման չափը ստանալուց հետո կիրառվում է կուտակված գետելիքների տվյալների բազայի հիման վրա կառուցված ախտորոշման համակարգը, որը թույլ է տալիս մարդուն մուտքագրել տրամաբանական օրինաչափություններ և միավորել դրանք շղթաների մեջ տրամաբանական «և», «կամ», «և ոչ» ու «ոչ» տարրերով (AND, OR, ANDNOT, NOT): Այս տրամաբանական շղթաների օգնությամբ համակարգը ախտորոշում է կատարում: Համակարգում տրամաբանական օրինաչափությունների շղթաներն ունեն հետևյալ տեսքը.

IF:

(ST-T կոմպլեքսի մակերեսը > «նորմալ» ST-T մակերեսից) AND
(ST-T կոմպլեքսի մակերեսի փոփոխությունը <= 88%)

THEN: Թույլ արտահայտված անոթային անբավարարվածություն
ELSE

IF:

(ST-T կոմպլեքսի մակերեսը > «նորմալ» ST-T մակերեսից) AND
(ST-T կոմպլեքսի մակերեսի փոփոխությունը >= 88%) AND
(ST-T կոմպլեքսի մակերեսի փոփոխությունը <= 260%)

THEN: Սիջին անոթային անբավարարվածություն

ELSE

IF:

(ST-T կոմպլեքսի մակերեսը > «նորմալ» ST-T մակերեսից) AND
(ST-T կոմպլեքսի մակերեսի փոփոխությունը >= 260%)

THEN: Սուր անոթային անբավարարվածություն

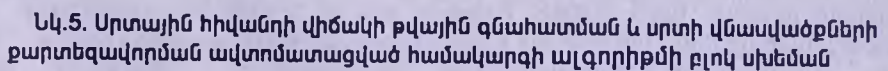
ELSE:

ԷՍԳ-ներում իշեմիկ հիվանդություններ արտահայտված չեն:

Պարզ է, որ նման տրամաբանական շղթաները պետք է կառուցվեն մասնագետների կողմից և հիմնվեն նախկին փորձի վրա: Կուտակելով փորձ՝ այսպիսի համակարգերը բարձրացնում են իրենց ավտոմատացված ախտորոշումների ճշտությունը:

Նախագծված սրտային հիվանդի վիճակի թվային գնահատման և սրտի վնասվածքների քարտեզավորման ավտոմատացված համակարգի ալգորիթմի բլոկ-սխեման բերված է նկ.5-ում:

Համակարգի օգնությամբ ստացված սրտի վնասվածքների քարտեզը հնարավորություն կտա ավելի ճշգրիտ որոշել V1-V6 արտածումների դիրքը կրծքավանդակի վրա՝ անընդհատ և երկարաժամկետ մոնիթորինգի համար, ինչպես նաև կներկայացնի վնասվածքների փոփոխության դինամիկան թվային արժեքներով, ինչը կարող է օգտակար լինել սրտային հիվանդների բուժման օպտիմալ մեթոդ ընտրելու գործում:



Համակարգի լիարժեք աշխատանքն ապահովելու համար մշակվել են՝

1. Հատուկ կրծքային գոտի, որը բաղկացած է միանման հինգ շարք կրծքային վեց արտածումները գրանցող էլեկտրոդներից՝ ապահովելով միաժամանակ գրանցում կրծքավանդակի 30 կետերից՝ սրտի քարտեզավորում կատարելու համար [8]:
2. Կրծքային արտածումների գրանցումներն անընդմեջ և տևականորեն իրականացնելու համար՝ նոր կրծքային էլեկտրոդներ [8]:

Ծրագրային համակարգ, որն ապահովում է ինֆորմացիայի պահպանումը, մշակումը, վերլուծական հաշվարկները և սրտի գունային քարտեզի կառուցումը:

Համակարգի միջոցով սրտի քարտեզավորման արդյունքում ստացված պատկերը բերված է նկ. 6-ում:

ECG Mapping
PCL 5.0.0

Սրտի Վնասվածքների Քարտեզավորման Համակարգ

Վնասվածքի Եզրային Մասի Բաժանում

Սրտի վնասվածքների քարտեզ (ST-T և Q փոփոխություններ)

Վնասվածքի կրծքի տեղում

Վնասվածքի Պո	V1	V2	V3	V4	V5	V6
I	14	42	51	79	29	15
II	2	186	267	142	58	31
III	3	241	512	259	52	38
IV	4	192	328	147	48	18
V	12	34	42	84	43	23

Նկ. 6. Սրտի վնասվածքների գունային քարտեզը

Քարտեզի վրա տարբեր գույների օգնությամբ առանձնացվել են այն արտածումները, որոնցում առկա են ST-T կոմպլեքսի մակերեսների շեղումները: Առավելագույն շեղումները, որոնք ունեն պաթոլոգիկ բնույթ, արտահայտվում են մուգ կարմիր գույնով, մինչդեռ այն գոտիները, որտեղ շեղումները «նորմալ» ST-T կոմպլեքսի մակերեսից չնչին են, արտահայտվում են կանաչով: Ամեն արտածման գոտու աջ ստորին անկյունում բերվում է «նորմա»-յից շեղումների չափը՝ արտահայտված տոկոսներով: Եթե առկա են Q ատամիկի՝ «նորմա»-յից մեծ շեղումներ, դրանք արտահայտվում են սև կետերի ձևով այն արտածման գոտում, որտեղ գրանցվել են: Q ատամիկի շեղման չափը, արտահայտված տոկոսներով, նույնպես բերվում է սև կետի կենտրոնում: Օրինակ՝ նկ. 6-ում բերված սրտի քարտեզում առկա է Q ատամիկի շեղում «նորմա»-յից 300%-ի չափով, երրորդ մակարդակի V3 արտածման գոտում:

1. **Khandpur R.S.** Biomedical Instrumentation: Technology and Application // McGraw-Hill Professional; 1 edition. – 2004. – P. 130-132, 154-166.
2. **Ситилев С.Б., Савенков М.П.** Диагностическое значение интегрального определения ишемии миокарда у больных ИБС при монитормно-компьютерном анализе ЭКГ во время пробы на тредмиле//Кардиология. – 1992. – 22, № 9. – С. 80-84.
3. **Ohlsson M., Ohlin H., Wallerstedt S. et al.** Usefulness of serial electrocardiograms for diagnosis of acute myocardial infarction // Am J Cardiol. – 2001. – P. 88, 478-481.
4. **Soranzo L., Laguna P.** Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications // Elsevier/Academic Press. – Amsterdam, The Netherlands, 2005.
5. **Стамболцян Р.П., Михаелянц Л.М.** Планиметрический метод количественного анализа ЭКГ: Монография. – Ереван: Айастан. – 1981. – С. 25-36.
6. **Mainardi L.T., Bianchi A.M., Cerutti S.** Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing // The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition / Ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC. – 2000. – P. 978-991.
7. **Dimitris I. Fotiadis, Asitidis Likas, Lampros Michalls, Costas Papaloukas.** Electrocardiogram (ECG): Automated Diagnosis // Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering – 6, Vol. Set. A John Wiley & Sons, Inc., Publication. – 2006. – P. 1267-1278.
8. **Մուրադյան Մ. Ա., Ղազարյան Պ.Ռ.** Սրտի կրծքային արտածումների գրանցման համար գոտու և տվիչների պահանջները, տեխնիկական բնութագրերը, և առաջադրված մոդելի առավելությունները // ՀԴԵՀ տարեկան գիտաժողով: Նյութերի ժողովածու. – Երևան, 2008:
9. **Gorman P.A., Evans J.M.** Computer Analysis of the Electrocardiogram. Evolution of the Experience in a Hospital Heart Station // Amer. Heart. J. – 1970. – P. 515-521.
10. **Hsia P. W., Jenkins J. M., Shimon Y., Gage K. P., Santinga J. T., Pitt B.** An automated system for ST segment and arrhythmia analysis in exercise radionuclide ventriculography // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1986. – P. 585-593.
11. **David Prutchi, Michael Norris.** Design and Development of Medical Electronic Instrumentation. A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices // Wiley-Interscience; 1 Edition. – 2004. – P. 369-440.
12. **Martinez J., Almela R., Olmos S., Rocha A., Laguna P.** A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 2004. – P. 570-581.
13. **Weisner S., Tompkins W., Tompkins B.** A compact, microprocessor-based ECG ST-segment monitor for the operating room // IEEE Trans. Biomed. – 1982. – P. 642-649.
14. **Suzuki Y., Ono K.** Personal computer system for ECG ST segment recognition based on neural networks // Med. Biol. Eng. Com. – 1992. – P. 2-8.
15. **European Society of Cardiology, European ST-T Database Directory.** Italy: S.T.A.R., 1991.
16. **Papaloukas C., Fotiadis D. I., Likas A., Liavas A. P., Michalls L.K.** A knowledge-based technique for automated detection of ischemic episodes in long duration electrocardiograms // Med. Biol. Eng. Comput. – 2001. – P. 105-112.
17. **Tsilpouras M., Fotiadis D.** Automatic arrhythmia detection based on time and time-frequency analysis of heart rate variability // Comp. Meth. Prog. Biomed. – 2004. – P. 95-108.

ՀԴԵՀ. Նյութը ներկայացվել է խմբագրություն 14.09.2008:

П.Р. КАЗАРЯН

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ЦИФРОВОЙ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ КАРДИОБОЛЬНОГО

Изложены современные методы распознавания информативных параметров электрокардиограмм. Показаны преимущества и способы вычисления планиметрического метода анализа ЭКГ. Представлена разработанная автоматизированная система картирования поражений сердца на базе 30-и грудных отведений и цифровой оценки состояния кардиобольного на базе планиметрического метода и метода автоматизированной диагностики, основанного на системе баз знаний.

Ключевые слова: электрокардиограмма, планиметрический метод, картирование поражений сердца, автоматизированная система цифровой оценки.

P.R. GHAZARYAN

AUTOMATED SYSTEM FOR DIGITAL ASSESSMENT OF CARDIOVASCULAR PATIENTS' CONDITIONS

The modern methods of recognizing the informative parameters of electrocardiograms are outlined. The advantages of ECG analysis by planimetric approach and its calculation techniques are presented. A newly developed automated system for heart disease mapping based on 30 thoracic leads and for digital assessment of cardiovascular patient's health conditions which is based on planimetric method of ECG analysis and knowledge-based automated ECG diagnosis is presented.

Keywords: electrocardiogram, planimetric method, heart disease mapping, automated system for digital assessment.