

(19)



(10) **LT 3145 B**

(12) **PATENTO APRAŠYMAS**

(11) Patent numeris: **3145**

(51) Int.Cl.⁵: **A61B 5/04**

(21) Paraiškos numeris: **IP235**

(22) Paraiškos padavimo data: **1992 12 09**

(41) Paraiškos paskelbimo data: **1994 07 15**

(45) Patent paskelbimo data: **1995 01 31**

(72) Išradėjas:
Anatolijus Kirmonas, LT

(73) Patent savininkas:
Kardiologijos institutas, Sukilėlių g. 17, 3007 Kaunas, LT

(54) Pavadinimas:
Elektrokardiosignalų pradinis stiprintuvas

(57) Referatas:

Išradimas priskiriamas medicinai, o tiksliau - biopotencialų registravimo prietaisams ir gali būti panaudotas, kuriant elektrokardiografų įėjimo laipsnius.

Išradimo tikslas - padidinti atsparumą sinfaziniams trukdžiams, tai leidžia labai tiksliai suformuoti EKS derivacijų signalus, kuriuose nebūtų 50 Hz tinklo trukdžio. Tai leidžia daug tiksliau nustatyti elektrokardiografinę išvadą. Įrenginys turi N-4 elektrodų 1, kurie yra krūtininiai elektrodai, elektrodus 2, 3, 4, kurie yra galūnių R, L, F elektrodai ir elektrodą 5, kuris yra neutralus (dešinės kojos) elektrodas. Signalai nuo krūtininių bei galūnių R, L, F elektrodų patenka į priešstiprintuvių 6 neinvertuojančius įėjimus. R, L, F nuvedimų grandinėse priešstiprintuvių 6 išėjimo signalai susumuojami sumatoriuje 7 ir iš sumatoriaus 7 išėjimo patenka į sinfazinio trukdžio išskyrimo bloko 8 įėjimą. Bloke 8 sinfazinio trukdžio signalas yra išskiriamas, sustiprinamas, invertuojamas ir iš bloko 8 išėjimo paduodamas į dešinės kojos elektrodą 5, tuo yra sumažinamas sinfazinio trukdžio ant tiriamo objekto kūno bendras lygis. Tuo pat metu signalas iš bloko 8 išėjimo per invertuojantį maštabinį stiprintuvą 9 yra paduodamas į kabelių, jungiančių elektrodus 1, 2, 3, 4 su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais, ekranus. Dėl tokio sujungimo neutralizuojamas elektrodinių kabelių ekrano paskirstyto imlumas centrinės gyslos atžvilgiu žalingas poveikis, ir oda-elektrodas perėjimo impedansų dydis ir ypač jų išsibastymas neturi įtakos sinfazinio trukdžio nuslopimui, formuojant elektrokardiografinių derivacijų signalus.

Išradimas priskiriamas medicinos technikos sričiai, o
 tiksliau - biopotencialų registravimo prietaisams ir
 5 gali būti panaudotas, kuriant elektrokardiografų įėjimo
 laipsnius.

Yra žinomas elektrokardiosignalų (EKS) nuėmimo ir
 stiprinimo įrenginys, turintis diferencialinį
 10 stiprintuvą, galvaniškai izoliuotą nuo žemės šynos,
 prie kurios įėjimų prijungti du nuvedimo elektrodai, o
 išėjimas per galvaninio atskyrimo bloką sujungtas su
 galiniu stiprintuvu, sujungtu su žemės šyna. Be to,
 žinomas įrenginys turi kintamos srovės stiprintuvą,
 15 kurio įėjimas sujungtas su diferencialinio stiprintuvo
 bendra šyna ir su nuliniu elektrodu, prie jo išėjimo
 prijungtas papildomas elektrodas, o kintamos srovės
 stiprintuvo bendra šyna sujungta su žemės šyna (SU a.l.
 Nr. 1082301, A6IB 5/04, 1984). Veikiant į bioobjektą
 20 sinfaziniam trukdžiui, jo srovė prateka per bioobjektą,
 nulinių elektrodą ir galvaninio atskyrimo sumarinį
 imlumą į žemės šyną. Ant bioobjekto - nulinių
 elektrodas perėjimo varžos ši srovė sukuria trukdžio
 įtampos kritimą, pridėtą sinfaziškai prie diferencia-
 25 linio stiprintuvo įėjimo jo bendros šynos atžvilgiu ir
 šis įtampos kritimas būna galvaninio atskyrimo įtampa,
 kadangi ji veikia tarp bendros ir žemės šynų.
 Galvaninio atskyrimo įtampa patenka į kintamos srovės
 stiprintuvo įėjimą, kur ji sustiprinama ir inver-
 30 tuojama, o po to per papildomą elektrodą paduodama į
 bioobjektą, kuo atliekamas sinfazinio trukdžio
 slopinimas kaip ant paciento kūno, taip ir
 diferencialinio stiprintuvo įėjime.

35 Vienok, esant galvaniniam ryšiui tarp galinio
 stiprintuvo žemės šynos ir kintamos srovės stiprintuvo
 bendra šyna, pablogėja galvaninio atskyrimo sąlygos,

t.y., padidėja parazitinis imluminis ryšys tarp viso biostiprintuvo išrišta ir neišrišta dalimis. Šalia to, nesant pradiniam stiprintuvams nuvedimo elektrodų grandinėse, dėl oda-elektrodas perėjimo varžos išsi-
5 barstymo bei esant parazitiniam imlumui tarp žemės ir laidų, jungiančių šiuos elektrodus su diferencialiniu stiprintuvu, pablogėja sinfazinio trukdžio slopinimo sąlygos. Įrenginyje taip pat įvestas papildomas elektrodas, dėl ko tampa sudėtingesnė viso stiprintuvo
10 schema, o šio papildomo elektrodo užtvirtinimas ant kūno paviršiaus padidina darbo sąnaudas, vykdant EKS registravimą.

Pagal techninę esmę bei siekiamą tikslą artimiausias
15 siūlomam yra įrenginys, turintis N elektrodų, iš kurių pirmas, antras ir trečias yra skirti R, L, F nuvedimams ir kurie per apsaugos bloką yra sujungti su įtampos kartotuvais. Įtampos kartotuvai yra sujungti su sinfazinio trukdžio slopinimo bloku, kurio išėjimas
20 sujungtas su apsaugos bloko įėjimu. Šalia to, įrenginys turi įvairių elektrokardiografinių derivacijų formavimo blokus, naudojant potencialų, patenkančių nuo dviejų ar kelių elektrodų, sumas ar skirtumus (SU a.l. Nr. 1243694, A6IB 5/04, 1986).

25 Žinomo įrenginio trūkumu yra sinfazinio trukdžio nepilnas nuslopinimas. Šitai galima paaiškinti tuo, kad nėra buferinių stiprintuvų visų elektrodų signalų grandinėse iki pirmo derivacijų perjungiklio, o taip
30 pat tuo, kad yra oda-elektrodas perėjimo impedansų išsibarstymas bei išsibarstę montažiniai imlumai tarp korpuso ir laidų, jungiančių elektrodus su pirmo derivacijų perjungiklio įėjimu. Šalia to, sinfazinio trukdžio bendro lygio nuslopinimui nenaudojamas
35 priešstiprintuvio, sujungto su pirmais trimis elektrodais, išėjimo signalas, dėl ko tampa sudėtingesne sinfazinio trukdžio slopinimo bloko

schema. Žinomame įrenginyje įvestas atbulinio ryšio pagal sinfazinį trukdį kanalas per apsaugos bloką ir nėra atbulinio ryšio kanalo pagal sinfazinį trukdį per pacientą.

5

Išradimo tikslas yra padidinti atsparumą sinfaziniam trukdžiui.

Šis tikslas pasiekiamas tuo, kad žinomame įrenginyje, turinčiame N elektrodų, iš kurių pirmas, antras ir trečias elektrodai skirti R, L, F nuvedimams, o taip pat sinfazinio trukdžio išskyrimo bloką, sumatorių, priešstiprintuvius, papildomai įvestas invertuojantis maštabinis stiprintuvas, o ketvirtas elektrodas tarnauja dešinės kojos nuvedimui. Naudojant ekranuotus kabelius, N-4 krūtininiai bei R, L, F nuvedimai nuo elektrodų sujungti su priešstiprintuvių neinvertuojančiais įėjimais, o R, L, F nuvedimų priešstiprintuvių išėjimai sujungti su sumatoriaus atitinkamais įėjimais, sumatoriaus išėjimas sujungtas su sinfazinio trukdžio išskyrimo bloko įėjimu, šio bloko išėjimas sujungtas su ketvirtu elektrodu ir su invertuojančio maštabinio stiprintuvo įėjimu, kurio išėjimas sujungtas su kabelių, jungiančių visus elektrodus, (išskyrus ketvirtą elektrodą) su priešstiprintuvių neinvertuojančiais įėjimais, ekranais. Kartu su tuo maštabinio invertuojančio stiprintuvo perdavimo koeficiento absoliutus dydis atvirkščiai proporcingas priešstiprintuvių stiprinimo koeficiento ir sinfazinio trukdžio išskyrimo bloko perdavimo koeficiento sandaugos moduliui.

Siekiamas tikslas realizuojamas tuo, kad sinfazinio trukdžio išskyrimo blokas (STIB) sudarytas kaip invertuojantis juostinis filtras. Jis susideda iš dviejų antros eilės aktyvinių RC grandžių su

operaciniais stiprintuvais (OS) - žemų dažnių filtro grandies - bei aukštų dažnių filtro grandies.

Sulyginamoji su prototipu analizė parodo, kad yra naujumo elementas: invertuojantis maštabinis stiprintuvas (IMS) bei nauji ryšiai tarp įrenginio schemos žinomų elementų ir naujo elemento. Tokiu būdu siūlomas įrenginys atitinka išradimų kriterijui "naujumas". Siūlomo sprendimo sulyginimas ne tik su prototipu, bet ir su kitais techniniais sprendimais šioje technikos srityje, leido jame išryškinti ir požymius, kurie skirtingi nuo analogiškų sprendimų prototipe, kas leidžia padaryti išvadą, kad siūlomas sprendimas atitinka kriterijui "esminiai skirtumai".

Fig. 1 yra pateikta siūlomo elektrokardiosignalų pradinio stiprintuvo blokinė schema, fig. 2 - įrenginio išpildymo pavyzdys, fig. 3 - įrenginio supaprastinta schema nuvedimams R, L, F nuo galūnių bei vienam krūtininiam nuvedimui, fig. 4 EKS priešstiprintuvo įėjimo dalies supaprastinta schema, fig. 5 ir fig. 6 - atitinkamai STIB supaprastintos schemos du variantai.

Elektrokardiosignalų pradinis stiprintuvas (fig. 1) turi N-4 elektrodus 1, kurie yra krūtininiai elektrodai, o taip pat elektrodus 2, 3, 4, kurie yra galūnių R, L, F elektrodai, ir elektrodą 5, kuris yra dešinės kojos (neutralus) elektrodas. Elektrodai 1, 2, 3, 4 sujungti su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais. R, L, F signalų priešstiprintuvių 6 išėjimai sujungti su sumatoriaus 7 įėjimais, o sumatoriaus 7 išėjimas sujungtas su STIB 8. STIB 8 išėjimas sujungtas su neutraliu elektrodu 5, o taip pat per IMS 9 - su kabeliu, jungiančiu elektrodus 1, 2, 3, 4 su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais, ekranais. Visi priešstiprintuviai 6 sudaryti su OS 10 pagal vienodą schemą (fig. 2), turinčią didelę įėjimo

bei nežymią išėjimo varžą, o taip pat mažą nuosavų triukšmų lygį. Rezistoriai 11 ir 12 nusako priešstiprintuvių perdavimo koeficientą. Elektrodo 2, 3, 4 nuo galūnių R, L, F grandinėse priešstiprintuvių 6 išėjimai sujungti su sumatoriaus 7 schemos vienodos varžos rezistorių 13, 14, 15 pirmais išvadais. Rezistorių 13, 14, 15 antri išvadai sujungti tarp savęs ir prijungti prie įtampos kartotuvo, surinkto su OS 16, neinvertuojančio įėjimo. Sumatoriaus 7 OS 16 išėjimas prijungtas prie STIB 8 įėjimo. STIB 8 turi neinvertuojančią antros eilės aukštų dažnių filtro (ADF) grandį, surinktą su OS 17 ir invertuojančią antros eilės žemų dažnių filtro (ŽDF) grandį, surinktą su OS 18. Rezistoriai 19, 20 nusako ADF grandies stiprinimo koeficientą. Rezistoriai 21, 22 ir kondensatoriai 23, 24 nusako ADF grandies dažnuminės charakteristikos pjūvio dažnį, kurio dydis turi būti ne didesnis už sinfazinio trukdžio pagrindinį dažnį. Jei sinfazinio dažnio pagrindinis dažnis lygus 50 Hz, tai ADF pjūvio dažnis gali būti parinktas lygus 30-40 Hz. Rezistoriai 25, 26 nusako ŽDF grandies perdavimo koeficientą, o kartu su rezistoriumi 27 ir kondensatoriais 28, 29 - ŽDF grandies dažnuminės charakteristikos pjūvio dažnį. Elektrokardiografijoje EKS stiprinimo trakto praleidžiamų dažnumų juostos viršutinis dažnis praktiškai neviršija 100-120 Hz ir signalų aukštesnės dažnuminės dedamosios yra nuslopinamos. Tokiu būdu ŽDF grandies pjūvio dažnis gali būti parinktas lygiu 160-170 Hz. Šiuo atveju, kai sinfazinio trukdžio pagrindinė harmonika lygi 50 Hz, ŽDF grandis praleis antrą ir trečią jos harmoniką. STIB 8 išėjimas sujungtas su neutraliu elektrodu 5 ir kartu su tuo prijungtas prie IMS 9 įėjimo. IMS 9 surinktas su OS 30, o rezistoriai 31, 32 nusako jo perdavimo koeficientą. Absoliutus šio perdavimo koeficiento dydis parenkamas lygus priešstiprintuvių 6 perdavimo

koeficiento ir STIB 8 stiprinimo koeficiento sandaugos modulio atvirkščiam dydžiui.

IMS 9 išėjimas vienu metu prijungtas prie kabelių, jungiančių elektrodus 1, 2, 3, 4 su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais, ekranų. Tokio siūlomo įrenginio schemos sujungimo bei IMS 9 perdavimo koeficiento atitinkamo parinkimo rezultate neutralizuojamas kabelių, jungiančių elektrodus 1, 2, 3, 4 su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais, paskirstyto imlumo tarp centrinės gyslos ir ekrano žalingas poveikis. Šito rezultate oda-elektrodas perėjimo impedanso dydis ir jo išsibarstymas neturi įtakos sinfazinio trukdžio slopinimo laipsniui, formuojant elektrokardiografinių derivacijų signalus (šių signalų formavimo schemos nepateiktos siūlomame įrenginyje).

Įrenginys funkcionuoja sekančiai (fig. 2). EKS, nuimti nuo kūno su elektrodais 1, 2, 3, 4, patenka į priešstiprintuvių 6 neinvertuojančius įėjimus ir šie priešstiprintuviai sustiprina EKS amplitudę. Signalai iš priešstiprintuvių 6 išėjimų galūninių elektrodų 2, 3, 4 grandinėse susumuojami su vienodos varžos rezistoriais 13, 14, 15. Sumarinis signalas nuo rezistorių 13, 14, 15 patenka į sumatoriaus 7 įtampos kartotuvą, surinktą su OS 16. Sumatoriaus 7 išėjimo signalas U_v kartu su visų priešstiprintuvių išėjimo signalais toliau paduodami į elektrokardiografinių derivacijų signalų formavimo schemas, kurios brėžiniuose yra neparodytos. Kartu su tuo signalas U_v patenka į STIB 8 įėjimą. STIB 8 išėjime gaunamas sustiprintas ir invertuotas sinfazinio trukdžio signalas, kuris egzistuoja signale U_v . Šis sinfazinio trukdžio signalas paduodamas į neutralų elektrodą 5 ir į IMS 9 įėjimą. IMS 9 išėjimo signalas vienu metu paduodamas į kabelių, jungiančių EKS elektrodus 1, 2,

3, 4 su priešstiprintuvių 6 neinvertuojančiais įėjimais, ekranus.

5 Tokiu būdu, paduodant išskirtą, sustiprintą ir invertuotą sinfazinio trukdžio įtampą į neutralų (dešinės kojos) elektrodą 5, sumažinamas šio trukdžio ant tiriamo paciento kūno bendras lygis.

10 Šalia to, paduodant IMS 9 išėjimo signalą į elektrodinių kabelių ekranus, neutralizuojamas šių kabelių ekranų paskirstyto imlumo centrinės gyslos atžvilgiu žalingas poveikis, ko rezultate oda-
15 elektrodas perėjimo impedanso dydis ir ypač jo išsibarstymas neveikia sinfazinio trukdžio nuslopinimą tolimesnėse elektrokardiografinių derivacijų signalų formavimo schemose.

Išanalizuosime teoriškai siūlomos schemas darbą sutinkamai su brėžiniu fig. 3, kur pateikta siūlomo
20 įrenginio supaprastinta principinė-blokinė schema, apimanti tik vieną krūtininio nuvedimo kanalą C1, tris kanalus EKS nuvedimų nuo galūnių: kairės rankos (KR), dešinės rankos (DR), kairės kojos (KK) ir dešinės kojos (DK) kanalą.

25 Įrenginio schemeje rezistorių 13, 14, 15 varžų nominalai lygūs tarp savęs ir jų dydžiai daug kartų mažesni už OS 16 įėjimo varžą. Tada sinfazinio trukdžio Uv įtampa sumatoriaus 7 išėjime yra lygi:

30

$$U_v = \frac{1}{3}(U_{KR} + U_{DR} + U_{KK}), \quad (1)$$

35 kur U_{KR} , U_{DR} , U_{KK} - sinfazinio trukdžio įtampos priešstiprintuvių 6 KR, DR ir KK elektrodų grandinėse išėjimuose.

Atitinkamai, sinfazinio trukdžio U_{DK} įtampa STIB 8 išėjime bei įtampa U_s IMS 9 išėjime bus lygios:

$$U_{DK} = - U_v \cdot K_1, \quad (2)$$

$$U_s = - K_2 \cdot U_{DK}, \quad (3)$$

5

kur K_1 - STIB 8 perdavimo koeficiento modulis,

K_2 - IMS 9 perdavimo koeficiento modulis.

10 Turint galvoje tai, kad oda-elektrodas perėjimų impedansų Z_{C1} , Z_{KR} , Z_{DR} , Z_{KK} , Z_{DK} dydis daug kartų mažesnis už priešstiprintuvių 6 išėjimo varžas, sinfazinio signalo įtampa priešstiprintuvių 6 išėjimuose gali būti išreikšta sekančiai:

15

$$U_{C1} = (E_s + U_{DK}) \cdot K_o, \quad (4)$$

$$U_{KR} = (E_s + U_{DK}) \cdot K_o, \quad (5)$$

$$U_{DR} = (E_s + U_{DK}) \cdot K_o, \quad (6)$$

$$U_{KK} = (E_s + U_{DK}) \cdot K_o \quad (7)$$

20 kur E_s - sinfazinio signalo įtampa ant bioobjekto,

K_o - priešstiprintuvių 6 įtampos stiprinimo koeficientas.

25 Įstatant lygybes (5), (6) ir (7) į lygybę (1), gauname, kad:

$$U_v = (E_c + U_{DK}) \cdot K_o. \quad (8)$$

Įstatant lygybę (2) į lygybę (8), gauname, kad:

30

$$U_v = \frac{K_o}{1 + K_o \cdot K_1} \cdot E_s \quad (9)$$

Išstatant lygybę (9) į lygybę (2), gauname, kad:

$$U_{DK} = \frac{K_o \cdot K_1}{1 + K_o \cdot K_1} \cdot E_s \quad (10)$$

5 Išstatant lygybę (10) į lygybes (3), (4), (5), (6), (7), gauname, kad:

$$U_s = \frac{K_o \cdot K_1 \cdot K_2}{1 + K_o \cdot K_1} \cdot E_s, \quad (11)$$

$$U_{C1} = U_{KR} = U_{DR} = U_{KK} = \frac{K_o}{1 + K_o \cdot K_1} \cdot E_s. \quad (12)$$

10

Tada sinfazinio trukdžio atstojamoji (ekvivalentinė) įtampa U_{ekv} ant bioobjekto kūno bus lygi:

$$U_{ekv} = E_s + U_{DK}. \quad (13)$$

15 Išstatant lygybę (10) į lygybę (13), gauname, kad:

$$U_{ekv} = \frac{1}{1 + K_o \cdot K_1} \cdot E_s, \quad (14)$$

20 Iš lygybės (14) seka, kad sinfazinio trukdžio atstojamoji įtampa U_{ekv} yra $(1 + K_o \cdot K_1)$ karto sumažinta, lyginant su šio trukdžio pradine įtampa E_s .

25 Elektrodinių kabelių ekranų paskirstyto imlumo centrinės gyslos atžvilgiu žalingo poveikio neutralizacijos pasiekimui išnagrinėsime EKS priešstiprintuvių įėjimo dalies supaprastintą schemą (fig. 4).

Sutinkamai su fig. 4, sinfazinio trukdžio įtampa U_2 ant OS A1 neinvertuojančio įėjimo lygi:

$$U_2 = \frac{U_{ekv}}{1 + \frac{Z_{e1}}{Z_1}} + \frac{U_s}{1 + \frac{X_c}{Z_2}}, \quad (15)$$

- 5 kur U_{ekv} - sinfazinio trukdžio įtampa ant bioobjekto kūno,
 U_s - sinfazinio trukdžio įtampa IMS 9 išėjime,
 Z_{e1} - oda-elektrodas perėjimo impedansas,
 Z_{in} - OS A1 įėjimo impedansas,
10 X_c - elektrodinio kabelio ekrano paskirstyto imlumo C_{ek} centrinės gyslos atžvilgiu varža.

Sutinkamai su fig. 4, impedansų Z_1 ir Z_2 , įeinančių į lygybę (15), dydžiai yra lygūs:

15

$$Z_1 = \frac{1}{\frac{1}{X_c} + \frac{1}{Z_{IN}}}, \quad (16)$$

$$Z_2 = \frac{1}{\frac{1}{Z_{IN}} + \frac{1}{Z_{e1}}}, \quad (17)$$

Įstatant lygybes (16) ir (17) į lygybę (15), gauname, kad:

20

$$U_2 = \frac{\frac{1}{Z_{e1}} \cdot U_{ekv} + \frac{1}{X_c} \cdot U_s}{\frac{1}{Z_{e1}} + \frac{1}{Z_{IN}} + \frac{1}{X_c}}, \quad (18)$$

Remiantis fig. 4, galima tvirtinti, kad paskirstyto imlumo C_{ek} žalinga įtaka bus sukompensuota (pašalinta) tada, kada įtampos U_s ir U_2 bus tarp savęs lygios,

$$U_2 = U_s, \quad (19)$$

5

Išstatydami lygybę (19) į lygybę (18), gauname, kad:

$$U_s = \frac{1}{1 + \frac{Z_{e1}}{Z_{IN}}} \cdot U_{ekv}. \quad (20)$$

10 Impedansų Z_{e1} ir Z_{IN} tyrimai realiomis EKS registravimo sąlygomis parodo, kad dažnumų juostoje nuo 50 Hz iki 150 Hz oda-elektrodas perėjimo impedanso Z_{e1} dydis yra ribose (5 - 30), $10^3 \Omega$, o įėjimo impedansas Z_{IN} - (10 - 100) $10^6 \Omega$. Esant tokiems šių impedansų dydžiams, lygybė (20) priima tokį pavidalą:

15

$$U_s = U_{ekv} \quad (21)$$

20 Tokiu būdu gauname, kad pasiekti elektrodinių kabelių ekranų paskirstyto imlumo centrinės gyslos atžvilgiu žalingo poveikio neutralizaciją reikia, kad sinfazinio trukdžio ekvivalentinė įtampa U_{ekv} būtų lygi įtampai U_s , gaunamai IMS 9 išėjime. Išstatydami lygybes (11) ir (14) į lygybę (21), gauname, kad:

$$K_2 = \frac{1}{K_o \cdot K_1}. \quad (22)$$

25 Tokiu būdu, elektrodinių kabelių ekranų paskirstyto imlumo centrinės gyslos atžvilgiu žalingo poveikio neutralizacija bus pasiekama tada, kada IMS 9 perdavimo koeficiento absoliutus dydis K_2 bus atvirkščiai proporcingas priešstiprintuvių 6 perdavimo

koeficiento K_0 ir STIB 8 perdavimo koeficiento K_1 sandaugos absoliučiam dydžiui.

5 Tokiu būdu, panaudojant siūlomą įrenginį, pasiekiami sekantys pranašumai, lyginant su prototipu:

10 1) žymiai sumažinamas sinfazinio trukdžio ant bioobjekto kūno įtampos dydis, kas reikšmingai palengvina šio trukdžio nuslopinimą, formuojant elektrokardiografinių derivacijų signalus,

15 2) formuojant neutralaus (dešinės kojos) elektrodo signalą su juostiniu stiprintuvu (sinfazinio trukdžio išskyrimo bloku) pašalinama galimybė atsirasti parazitinei generacijai viso stiprintuvo schemeje, egzistuojant faziniams poslinkiams EKS nuėmimo ir stiprinimo trakte, įskaitant ir patį bioobjektą,

20 3) neutralizuojama elektrodinių kabelių ekranų paskirstyto imlumo centrinės gyslos atžvilgiu žalinga įtaka. Šito rezultate oda-elektrodas perėjimo impedanso dydis ir ypač jo išsibarstymas neturi įtakos į sinfazinio trukdžio nuslopinimą, formuojant elektrokardiografinių EKS derivacijų signalus,

25 4) suminio signalo U_v formavimas su trimis vienodos varžos rezistoriais ir įtampos kartotuvu jų išėjime, o taip pat panaudojamas priešstiprintuvių kiekvieno EKS elektrodo grandinėje leidžia užtikrinti mažą siūlomo įrenginio išėjimo varžą visuose išėjimo signalų grandinėse, supaprastina tolimesnes įrenginio schemas ir leidžia ten labai tiksliai suformuoti krūtininių EKS derivacijų signalus,

35 5) siūlomą įrenginį galima apiforminti kaip atskirą konstruktyvinį mazgą, patalpinamą arti su tiriamu bioobjektu ir sujungtą su likusia aparatūros dalimi

reikiamo ilgio kabeliu, kas užtikrina sinfazinio signalo nuslopinimo optimalias sąlygas, registruojant EKS.

5 Reikia pastebėti, kad STIB 8 schema, pateikta fig. 2, gali būti suprastinta, kaip kad tai yra parodyta fig. 5 ir fig. 6. Kaip seka iš fig. 5, STIB 8 schema yra surinkta su OS 33. Rezistoriai 34,35 nusako schemos perdavimo koeficientą. Rezistorius 34 ir kondensatorius
10 36 nusako schemos dažnuminės charakteristikos pjūvio dažnį iš žemų dažnumų pusės, o rezistorius 35 ir kondensatorius 37 - pjūvio dažnį iš aukštų dažnių pusės. Kaip seka iš fig. 6, STIB 8 schema surinkta su OS 38 ir yra antros eilės invertuojanti aktyvinė
15 juostinė RC grandis. Rezistoriai 39, 40, 41 kartu su kondensatoriais 42, 43 nusako grandies dažnuminės charakteristikos centrinių dažnį ir praleidžiamų dažnumų juostos plotį. Rezistoriai 39, 40 nusako grandies perdavimo koeficiento dydį centriniam dažniui.

20

25

IŠRADIMO APIBRĖŽTIS

1. Elektrokardiosignalų pradinis stiprintuvas, turintis N elektrodų, iš kurių N-4 elektrodų yra krūtininiai elektrodai, antras, trečias ir ketvirtas elektrodai skirti nuvedimams nuo galūnių R, L, F, priešstiprintuvius, sumatorių ir sinfazinio trukdžio išskyrimo bloką, b e s i s k i r i a n t i s tuo, kad pirmas elektrodas yra neutralus (dešinės kojos) elektrodas, galūnių R, L, F bei visų krūtininių elektrodų išėjimai sujungti su priešstiprintuvių neinvertuojančiais įėjimais, o priešstiprintuvių galūnių R, L, F grandinėse išėjimai sujungti su sumatoriaus įėjimais, sumatoriaus išėjimas sujungtas su sinfazinio trukdžio išskyrimo bloko įėjimu, šio bloko išėjimas sujungtas su pirmu elektrodu, o taip pat su invertuojančio maštabinio stiprintuvo įėjimu, kurio išėjimas sujungtas su ekranais visų kabelių, jungiančių galūnių R, L, F elektrodus bei visus krūtininius elektrodus su priešstiprintuvių neinvertuojančiais įėjimais.
2. Elektrokardiosignalų pradinis stiprintuvas pagal 1 punktą, b e s i s k i r i a n t i s tuo, kad sinfazinio trukdžio išskyrimo blokas realizuotas kaip aktyvinė invertuojanti juostinė grandis.
3. Elektrokardiosignalų pradinis stiprintuvas pagal 1 punktą, b e s i s k i r i a n t i s tuo, kad invertuojančio maštabinio stiprintuvo perdavimo koeficiento absoliutus dydis lygus priešstiprintuvių perdavimo koeficiento bei sinfazinio trukdžio išskyrimo bloko perdavimo koeficiento sandaugos absoliutaus dydžio atvirkštinei vertei.

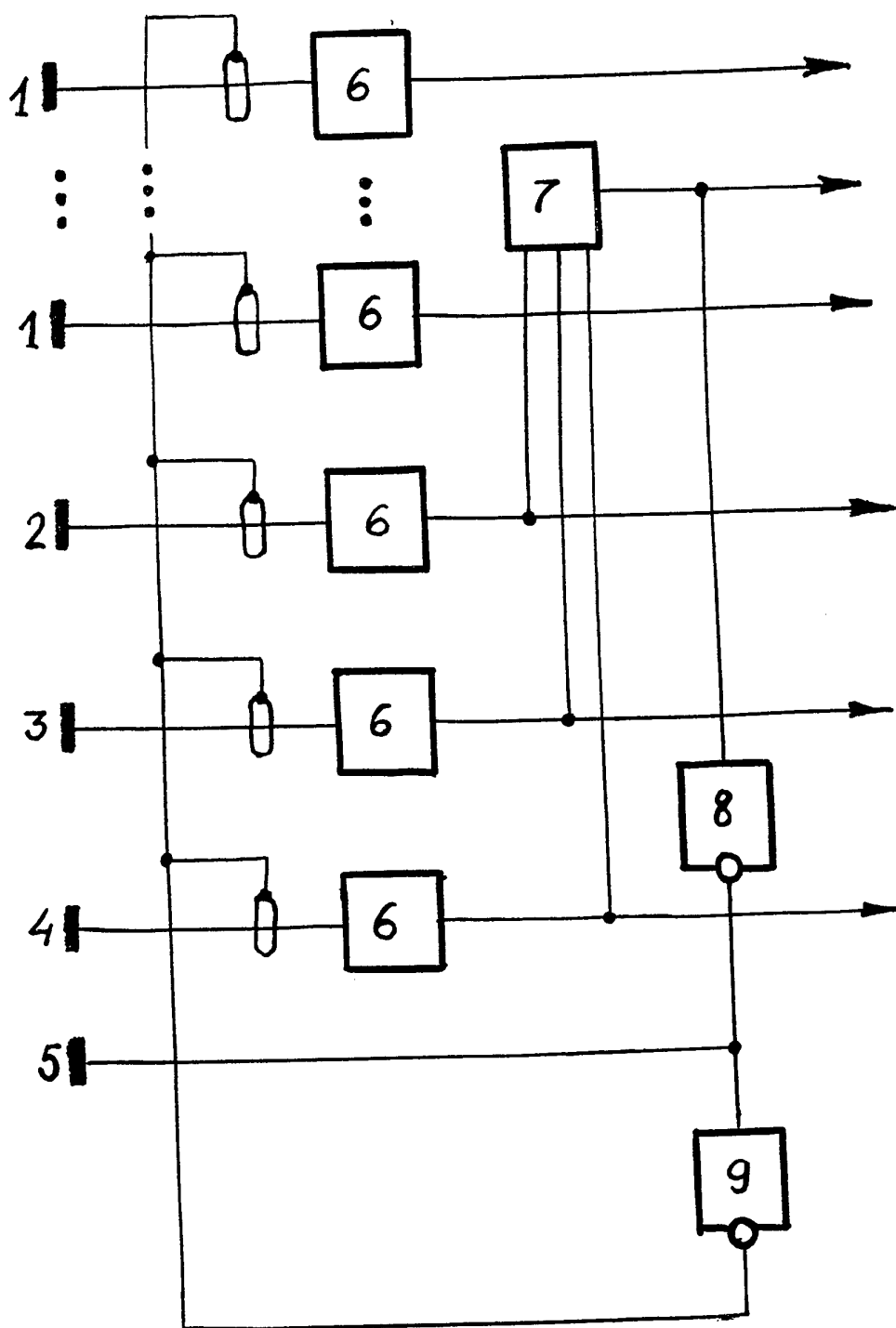


Fig. 1

LT 3145 B

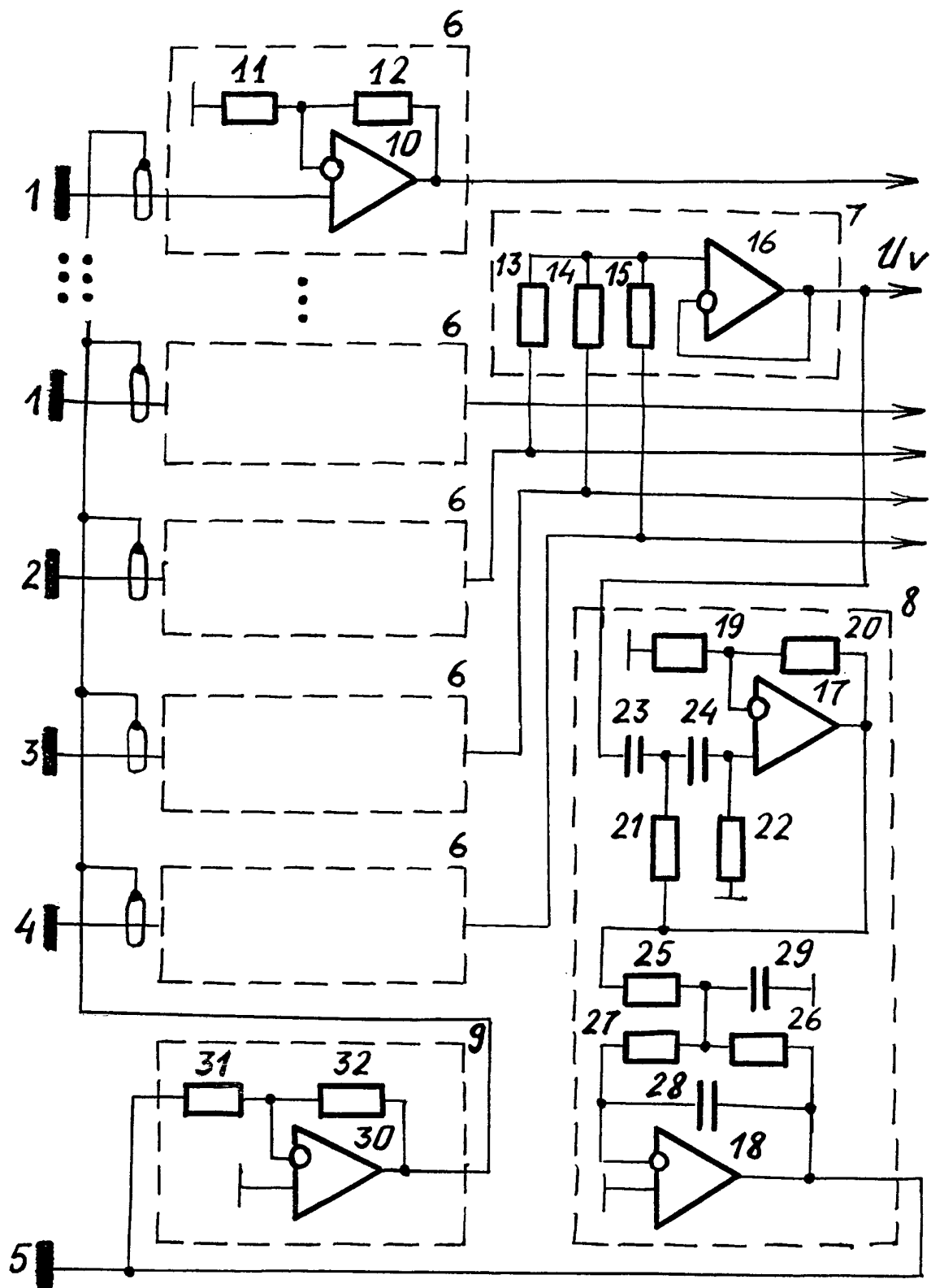


Fig. 2

Biologinis objektas

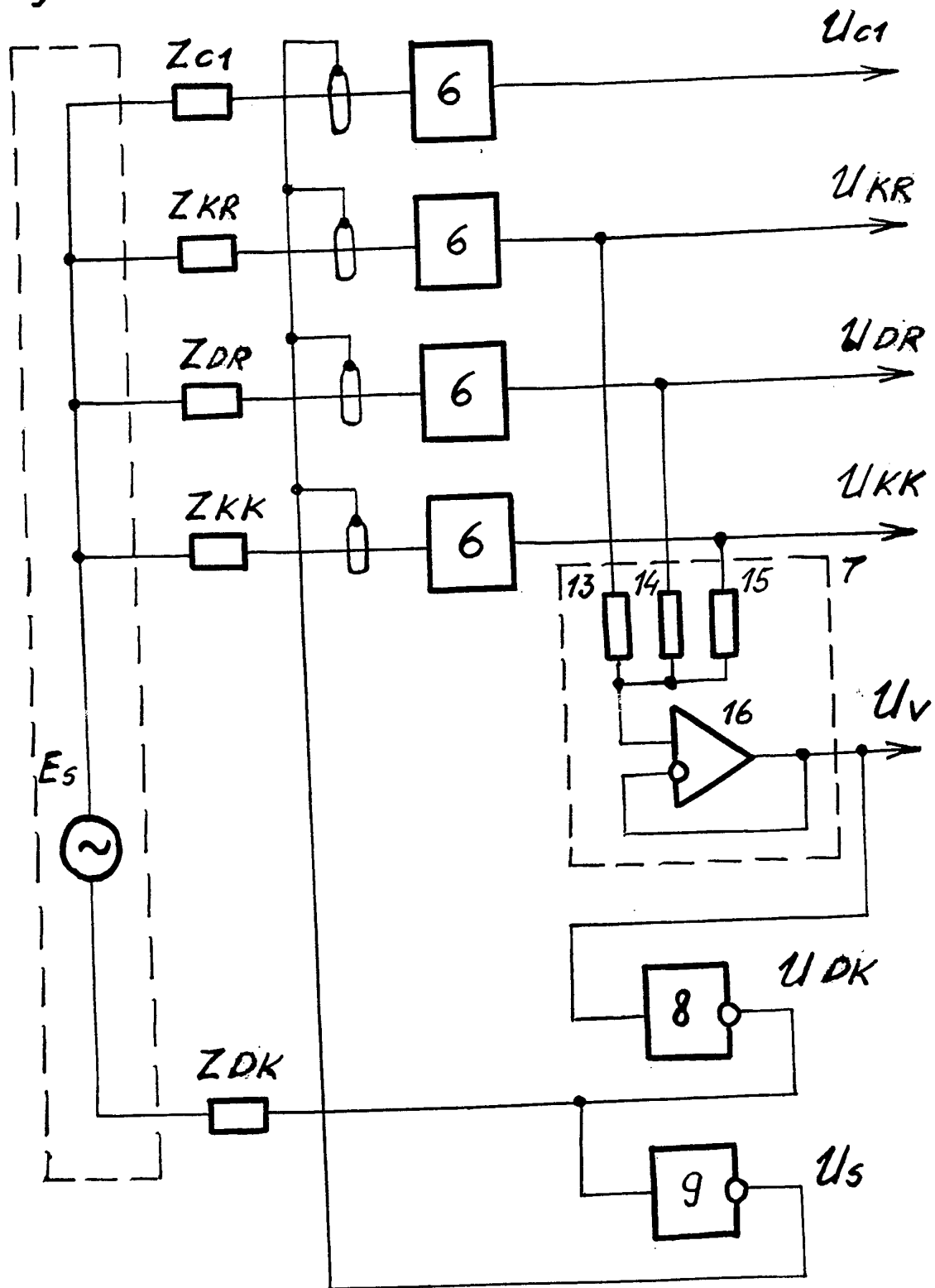


Fig. 3

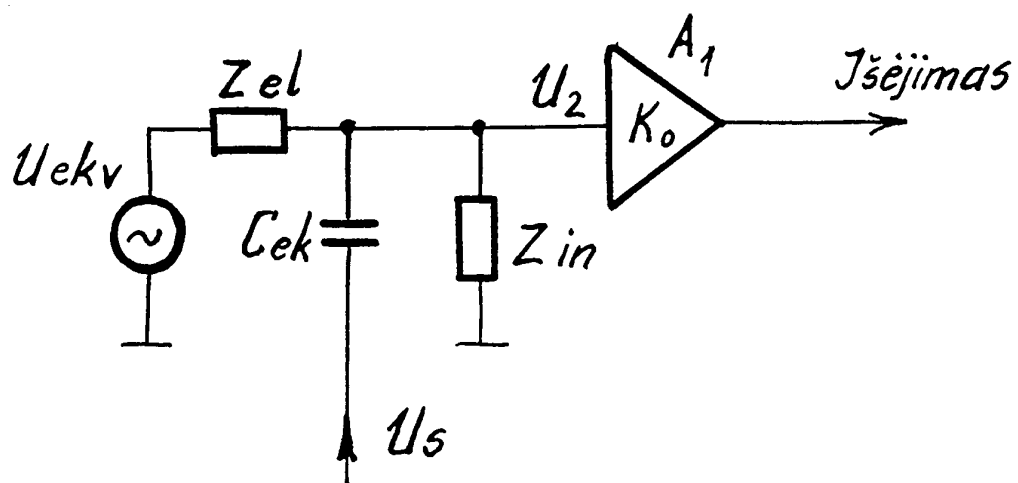


Fig. 4

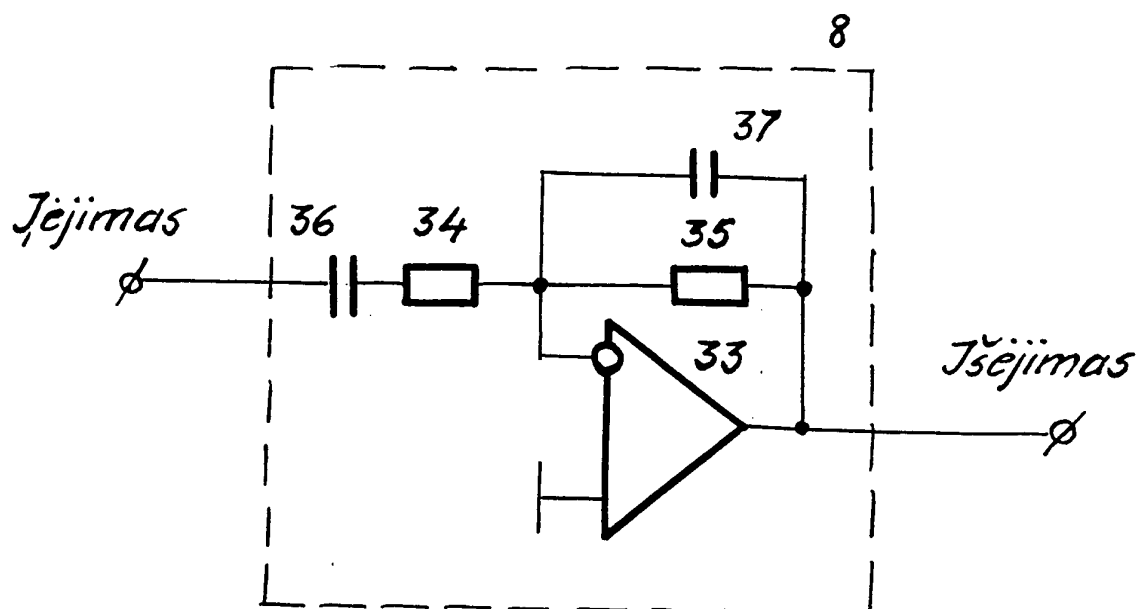


Fig. 5

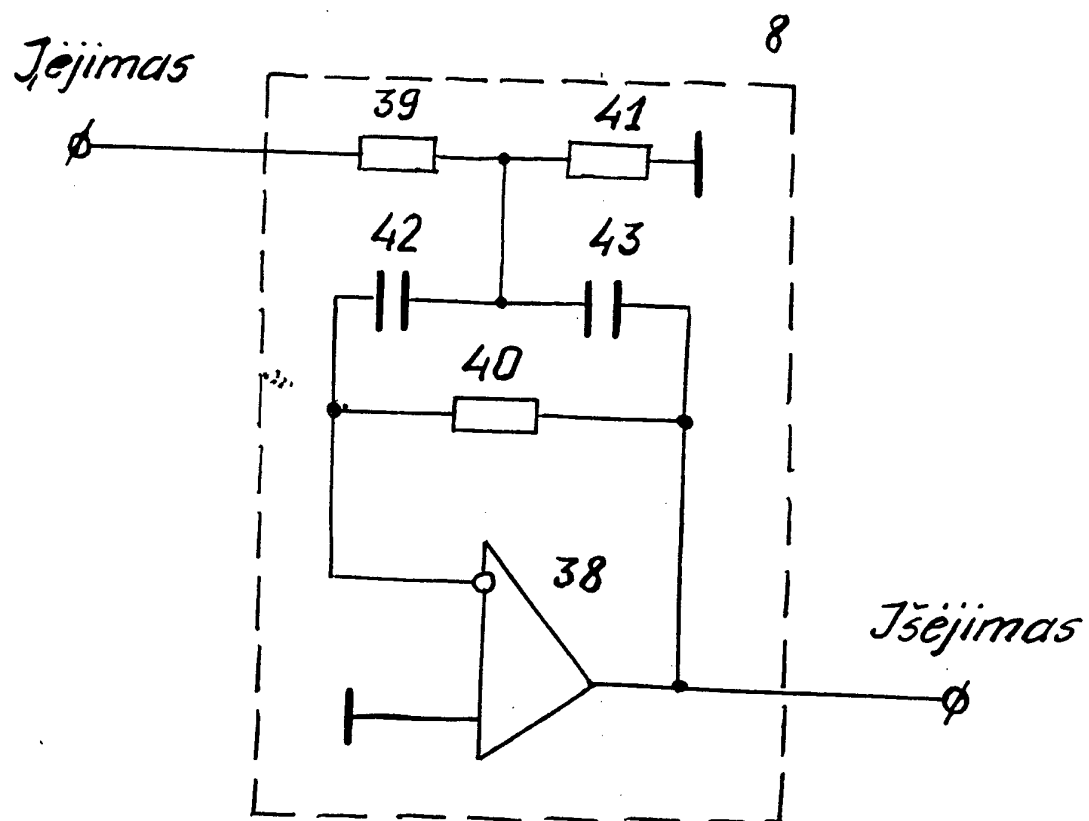


Fig. 6