



(19)



PATENDIAMET

(11) EE 202200004 A

(51)

Int.Cl.

A61B 5/053 (2022.01)

G01R 27/02 (2022.01)

(12) PATENDITAOTLUS

(21) Patenditaotluse number: P202200004

(22) Patenditaotluse esitamise
kuupäev: 29.03.2022(43) Patenditaotluse
avaldamise kuupäev: 15.11.2023

(71) Patenditaotleja:

Tallinna Tehnikaülikool
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE

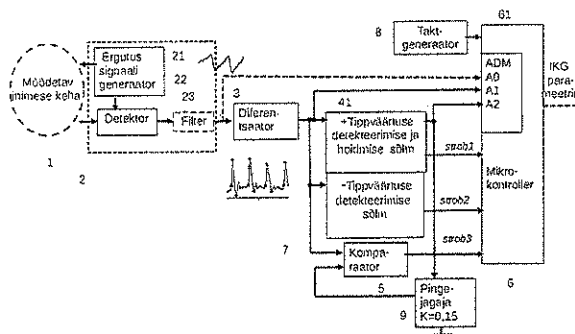
(72) Leiutise autorid:

Olev Märten
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Anar Abdullayev
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Margus Metshein
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Antoine Gautier
41 bd Vauban, 59046 Lille Cedex, FR
Antoine Frappe
41 bd Vauban, 59046 Lille Cedex, FR
Andrei Krivošei
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Marek Rist
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Paul Annus
Ehitajate tee 5, 19086 Tallinn, EE
Benoit Larras
41 bd Vauban, 59046 Lille Cedex, FR
Deepu John
University College Dublin, Stillorgan Rd,
Belfield, Dublin 4, IE
Barry Cardiff
University College Dublin, Stillorgan Rd,
Belfield, Dublin 4, IE

(54) Impedantskardiograafia seade

(57) Impedantskardiograafia seade sisaldab mõõdetava inimese kehaga ühendatud impedantsi mõõtmise sõlme, diferentsaatorit, komparaatorit ja analoog-digitaalmuunduriga integreeritud mikrokontrollerit, mida iseloomustab, et seade sisaldab lisaks kahte eri (positiivse ja negatiivse) polaarsusega (pinge) tippväärtuse detekteerimise sõlme, mille (strobeeriva pulsi) väljundid on ühendatud mikrokontrolleri digitaalsesse (binaarsesse) sisenditesse ning analoog-hoide-väljundväärtused analoog-digitaalmuunduri sisenditesse.

(57) The impedance cardiography device comprises an impedance measuring unit, connected to the human body to be measured, a differentiator, a comparator and a microcontroller integrated with an analog-to-digital converter, characterized by that the device further comprises two peak voltage detection units with different polarities (positive and negative), the strobing outputs of them being connected to the digital (binary) inputs of the microcontroller and the analog hold outputs to the inputs of the analog-to-digital converter.



Impedantskardiograafia seade

Tehnikavaldkond

Leiutis kuulub tervishoiualase mõõtetehnika, täpsemalt südame töö hindamise ja diagnostika valdkonda. Leiutise olulisteks kasutusalladeks on meditsiiniline ja igapäevane tervise seire ja diagnostika, südametöö häirete hoiatuste saamiseks võimalikult varakult.

Tehnika tase

On tuntud impedantskardiograafia (IKG) lahendused, kus elektrilise bioimpedantsi signaal (võetud nt patsiendi rindkerelt või randmelt), digitaliseeritakse suhteliselt kõrge eraldusvõimega ja diskreetimissagedusega (nt 16-bitise analoog-digitaalmuunduriga sagedusega 200 võendit sekundis) ja saadud digitaliseeritud lainekuju analüüsitakse täiendavalt spetsiaalse tarkvaraga kohalikus mikroprotsessoris (US4450527) või sardsüsteemis (A. Gautier et al., „Embedded ICG-based Stroke Volume Measurement System: Comparison of Discrete-Time and Continuous-Time Architectures”, <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-03482323/document>) või saadetakse (nt traadita ühenduse kaudu) arvutisse või sarnasesse seadmesse analüüsimiseks (nt H. Yazdanian et al., 2016, „Design and Implementation of a Portable Impedance Cardiography System for Noninvasive Stroke Volume Monitoring”, Journ. of Medical Signals and Sensors. 6, lk 47–56).

Sellistel lahendustel on mitmeid puudusi:

- 1) väline arvuti kui süsteemi osa ei saa olla autonoomsete (nt kohaliku nutikusega sündmuste tuvastamise) ega väikese suurusega ja väikese energiatarbega seadmete aluseks;
- 2) südametöö tsükli iseloomulike punktide (B, C, X) kindlaks määramiseks (vt mainitud H. Yazdanian et al.) vajab kohalik numbriline protsessor keerulist analüüsi, arvutusi üle suhteliselt suure punktide (signaali võendite) arvu, mis teeb võimatuks seadme rakendamise väga väikese võimsustarbega ja odavates kiipides ja kantavates seadmetes;
- 3) oluline puudus on tuntud lahendustel ka, et kõrge eraldusvõimega ning suure diskreetimissagedusega analoog-digitaalmuundurid on keeruka skeemi ja suure energiatarbimisega;
- 4) samas, kui vähendada diskreetimissagedust või analoog-digitaalmuunduri (ADM) eraldusvõimet väikesema võimsustarbe saavutamiseks lahenduste puhul, väheneb oluliselt IKG

väärtuste mõõtmise täpsus nii aja kui ka amplituudi vallas IKG tsüklite iseloomulike punktide määramisel ja sellest tulenevalt ka edasiselt IKG parameetrite hindamisel.

Lähim tuntud impedantskardiograafia seadme lahendus on kirjeldatud patendis US4450527 (B. Sramek, „Mitteinvasiivne pidev kardiomonitor”), kus inimeselt (nt rindkerelt) mõõdetud
 5 bioimpedantsi (Z) tulemusest esimene diferentsaator leiab tuletise (dZ/dt) impedantskardiograafia (IKG) signaaliks ning IKG iseloomulike punktide (B, C, X) leidmiseks (mh C ja X on maksimum ja miinimum dZ/dt -st ühe südame töö perioodi jooksul) sisaldab antud lahendus tuletise võtmiseks teist diferentsaatorit ning selle väljundis komparaatorit teise tuletise nullist läbimine kute fikseerimiseks. Iga südame tsükli B, C, X väärtusest saab edasi arvutada hemodünaamilisi
 10 parameetreid, nagu LVET (vasaku vatsakese väljutusaeg), CO (südame minutimaht), SV (südame löögimaht) jm.

Antud lahenduse puuduseks on kahe kaskadeeritud diferentsaatori kasutamine skeemis, mis tõstab esile mürad ja häired signaaliga võrreldes. Teatavasti on diferentseerimine (tuletise võtmine) funktsioonina tundlik väikestele kiiretele muutustele ja kahekordne tuletis seda enam.

15 Leiutise eesmärk ja olemus

Leiutise eesmärgiks on täiustada IKG-seadet, mis võimaldab saavutada täpsemat IKG parameetrite hindamist IKG iseloomulike punktide täpsema määramise kaudu IKG lainekujust, kasutades suhteliselt lihtsat ja energiasäästlikku riistvara.

Püstitatud eesmärk saavutatakse tehnilise lahendusega (fig 3), kus võrreldes tuntud lahendusega,
 20 mis sisaldab mõõdetava inimese kehaga (1) ühendatud impedantsi mõõtmise sõlme (2), diferentsaatorit (3), komparaatorit (5) ja analoog-digitaalmuunduriga (61) integreeritud mikrokontrollerit (6), kusjuures impedantsi mõõtmise sõlme (2) väljund on ühendatud diferentsaatori (3) sisendiga, mille väljund on omakorda ühendatud mikrokontrolleriga (6) integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) sisendisse ning läbi komparaatori (5) esimese sisendi
 25 mikrokontrolleri (6) esimesse binaarsesse sisendisse, mis erineb selle poolest, et seade sisaldab positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlme (4) ja negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlme (7), mille sisendid on ühendatud diferentsaatori (3) väljundiga ning mille binaarsed väljundid on ühendatud vastavalt teise ja kolmandasse mikrokontrolleri (6) binaarsetesse sisenditesse.

Reeglina vajab mikrokontroller (6) taktgeneraatorit (8).

Sealjuures võib olla mõistlik (fig 4), et mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm on lisaks tippväärtuse sündmuse detekteerimisele vastavate strobeerimise impulssidega ka vastava analoogtippväärtuste hoidmise (kuni järgmise IKG signaali tipuni) vahendiks, kusjuures vastava positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) väljund on ühendatud mikrokontrolleriga integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) vastavasse sisendisse.

Sealjuures võib olla mõistlik (fig 5), et komparaatoril (5) on teine sisend, millele antakse pingejagaja (9) kaudu mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) hoideväljundist analoogpinge. Sealjuures võib olla mõistlik, et mainitud pingejagaja (9) ülekandetegur on 0,15.

Alternatiivselt võib olla mõistlik (fig 6), et komparaatoril (5) on teine sisend, millele antakse pinge mikrokontrolleriga integreeritud digitaal-analoogmuundurist (62).

Samuti võib olla mõistlik (fig 7), et lisaks mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlmele ka mainitud negatiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (71) on ühtlasi vastava negatiivse analoogtippväärtuse hoidmise (kuni järgmise IKG signaali tipuni) vahendiks, kusjuures antud negatiivse analoogtippväärtuse sõlme väljund on ühendatud mikrokontrolleriga (6) integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) omaette sisendisse.

Mõistlik võib olla (fig 8), et mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (4), positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (41), negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (7) ja negatiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (71) koosnevad operatsioonivõimendist, komparaatorist, diodist, kondensaatorist ja takistist, kusjuures operatsioonivõimendi mitteinvertiiv sisend on ühendatud antud sõlme sisendiga, väljund läbi pooljuht-diodi sama operatsioonivõimendi invertiiviga sisendiga, mis omakorda on läbi takisti ja kondensaatori paralleelühenduse ühendatud „maaga” ning komparaatori esimene sisend on ühendatud ühe diodi klemmiga ning teine sisend teise diodi klemmiga ning komparaatori väljund on tippväärtuse detekteerimise sõlme väljundiks. Tippväärtuse detekteerimise sõlme tippväärtuse hoidmise väljundiks on operatsioonivõimendi invertiiv sisend.

Jooniste lühikirjeldus

Leiutist illustreeritakse järgmiste joonistega.

Joonisel fig 1 on näidatud IKG ühe südame töö tsükli lainekuju (vt nt H. Yazdanian et al.) – ülemine kõver näitab elektrilise bioimpedantsi lainekuju (Z) signaali, keskmine IKG signaali (impedantsi signaali esimest tuletist dZ/dt) ning alumine kõver taustaks EKG (elektrokardiograafia) lainekuju.

Joonisel fig 2 on kujutatud tuntud lahenduse (US4450527) põhimõtteskeem.

Joonisel fig 3 on kujutatud leiutisekohase seadme põhimõtteline skeem, kus positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (4) ja negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (7) omavad ainult mikrokontrolleriga ühendatud binaarset (strobeerimise) väljundit.

- 10 Joonisel fig 4 on kujutatud leiutisekohase seadme põhimõtteline skeem, kus positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (41) omab lisaks binaarsele (strobeerimise) väljundile ka analoogtippväärtuse hoide väljundit, mis on ühendatud vastavasse mikrokontrolleriga integreeritud analoog-digitaalmuunduri sisendisse.

- 15 Joonisel fig 5 on kujutatud leiutisekohase seadme põhimõtteline skeem, kus positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) väljundist võetakse signaal läbi pingejagaja (9) (ülekanaliteguriga nt 0,15) komparaatori teise sisendisse.

Joonisel fig 6 on kujutatud leiutisekohase seadme põhimõtteline skeem, kus komparaatori (5) teise sisendisse võetakse signaal mikrokontrolleriga (6) integreeritud digitaal-analoogmuunduri väljundist (61).

- 20 Joonisel fig 7 on kujutatud leiutisekohase seadme põhimõtteline skeem, kus mõlemad – nii positiivse kui ka negatiivse – tippväärtuse detekteerimise sõlmed omavad lisaks strobeerimise väljundile ka analoogtippväärtuse hoide väljundeid (41, 71), mis on ühendatud vastavasse mikrokontrolleriga integreeritud analoog-digitaalmuunduri sisenditesse.

- 25 Joonisel fig 8 on kujutatud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlme (4) ja positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) võimalikku teostuse näite põhimõtteskeemi, koos analoogtippväärtuse hoide väljundiga. Negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlme (7) ja negatiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (71) puhul tuleb dioodi polaarsus vahetada.

Joonisel fig 9 on kujutatud mõõtekonfiguratsioone IKG signaali hõiveks. TEPC (11) tähistab rindkerelt ning AEPC (12a, 12b) randmelt signaali mõõtmise näiteid ning sõlmed (13) ja (14) on IKG oluliste punktide määramise ja IKG-parameetrite arvutamiseks.

Joonistel fig 10 ja fig 11 on impedantsi signaalide näited (ülalt alla impedants Z , edasi esimene tuletis dZ/dt ehk IKG signaal, edasi teine tuletis, mida kasutab tuntud lahendus, ning edasi EKG signaal taustaks), sealjuures fig 10 puhul pärineb signaal rindkerelt (mõõtekonfiguratsioon TEPC, fig 10) ning fig 11 puhul randmelt (fig 11, AEPC).

Leiutise teostamise näited

Seade ühendatakse inimese kehaga (1), näiteks elektroodidega (kontaktidega) rindkerel (11) või randmel (12a, 12b) (joonis fig 9). Pakutav seade (fig 3) sisaldab impedantsi mõõtmise sõlme (2) (mis tüüpiliselt koosneb näiteks siinuselise lainekujuga ergutussignaali generaatorist (21), mis genereerib ergutusignaali mõõtmiseks, ning detektorist (22), mis demoduleerib kehast (1) tuleva vastussignaali). Eelistatud lahendus on sünkroondetektori kasutamine vastussignaali demoduleerimiseks. Samuti on impedantsi mõõtmise sõlmes mõistlik kasutada madalpääs- või ribafiltrit (23) signaali detektori väljundis nii demoduleerimisel tekkiva pulsatsiooni kui ka häirete ja artefaktide mahasurumisel.

Detekteeritud ja filtreeritud impedantsi (Z) signaal läbib diferentsaatori (3), kus leitakse impedantsi signaali tuletis ehk IKG signaal (dZ/dt). Olulised punktid B, C, X (fig 1) igas südametöö tsüklis on dZ/dt signaalis määratud lihtsamal juhul järgmiselt:

- C on dZ/dt signaali maksimum (tippväärtus) perioodis;
- B on dZ/dt signaali viimane nullist läbimine enne C-punkti;
- X on miinimumväärtus (tippväärtus) kahe C-punkti vahel.

Südametöö oluliste parameetrite, nagu CO ja SV, arvutamiseks on vaja teada nende 3 punkti ajalisi väärtusi ja amplituude, ennekõike B- ja X-punktide vahelist intervalli (LVET) ning C-punkti amplituudi.

Pakutud lahenduses (fig 3 järgi) leitakse vastavad ajahetked järgmiselt:

- C-punkti leidmiseks on positiivse polaarsusega tippväärtuse detekteerimise sõlm (4), mis fikseerib vastava ajahetke (nt mikrokontrolleri sisemise loenduri vastava näiduna) strobeeriva impulsiga, mille abil mikrokontroller (nt kasutades katkestuse funktsiooni) ja sellega integreeritud ADM fikseerib ja muundab jooksva dZ/dt signaali vastavaks numbriliseks väärtuseks;
 - 5 - B-punkti leidmiseks skeemis on komparaator (5), mis dZ/dt nullist läbimineku tekitab vastava ajahetke strobeeriva impulsi, mille abil mikrokontroller (6) (nt kasutades katkestuse funktsiooni) fikseerib vastava ajahetke (nt mikrokontrolleri sisemise loenduri vastava näiduna); juhul kui kahe C-punkti vahel fikseeritakse mikrokontrolleris mitu võimaliku B-punkti ajalisi väärtusi, valitakse viimane fikseeritud väärtus enne järgmist C-punkti (ehk enne järgmist C-punkti iga B-punkti
 - 10 võimalik ajaväärtus kirjutab üle eelmise väärtuse);
 - X-punkti leidmiseks on negatiivse polaarsusega tippväärtuse detekteerimise sõlm (7), mis fikseerib vastava ajahetke (nt mikrokontrolleri (6) sisemise loenduri vastava näiduna) strobeeriva impulsiga, mille abil mikrokontroller (6) (nt kasutades katkestuse funktsiooni) fikseerib ja muundab jooksva dZ/dt signaali X-punktile vastavaks numbriliseks väärtuseks.
 - 15 Pakutud lahendus joonise fig 4 järgi erineb eelnevalt kirjeldatud lahendusest selle poolest, et positiivse polaarsusega tippväärtuse detekteerimise sõlm (4) (C-punkti ajastuse ja väärtuse määramiseks) sisaldab ka vastava analoogtippväärtuse enda fikseerimise funktsionaalsust ning edastab fikseeritud (hoide) väärtuse analoog-digitaalmuunduri eraldi sisendisse. Taoline lahendus lubab kasutada oluliselt aeglasemat ADM-i (61), kuna positiivne tippväärtuse detekteerimise ja
 - 20 hoidmise sõlm (41) töötab sellisel juhul fikseeritud pingel hoidevõimena. Võimalik tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) skeemiline lahendus on toodud joonisel fig 8.
- Pakutud lahendused joonistel fig 5 ja fig 6 järgi erinevad selle poolest, et B-punkti (dZ/dt nullist läbimineku) fikseerimise lävend on tõstetud nullpingest kõrgemale (näiteks 15%-ni punkti C amplituudväärtusest), mis saadakse fig 5 kujutatud puhul positiivse polaarsusega tippväärtuse
- 25 detekteerimise ja hoidmise sõlme (41) hoideväljundist või fig 6 puhul genereerituna mikrokontrolleriga integreeritud digitaal-analoogmuunduri (DAM) (62) poolt (teostatuna näiteks impulss-laius modulatsiooniga läbi lihtsa RC-madalpääsfiltri).
- Pakutud lahendus joonise fig 7 järgi erineb eelnevalt kirjeldatud lahendusest selle poolest, et nii positiivse kui ka negatiivse polaarsusega tippväärtuse detekteerimise sõlmed sisaldavad ka vastava

analoogtippväärtuse enda fikseerimise funktsionaalsust ning positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (41) ning negatiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (71) edastavad fikseeritud (hoide) väärtuse analoog-digitaalmuunduri eraldi sisendisse. Taoline lahendus lubab kasutada oluliselt aeglasemat (nt integreerivat tüüpi) ADM-i (61), kuna tippväärtuse detekteerimise sõlm töötab sellisel juhul fikseeritud pinge hoidelülina, kus analoogväärtust hoitakse pikemas ajas suhteliselt püsivana.

Joonisel fig 8 on kujutatud tippväärtuse detekteerimise sõlme võimalikku teostuse näidet. Skeem sisaldab operatsioonivõimendit A1, mille mitte-inverteerivasse sisendisse antakse antud sõlme sisendpinge ning mille negatiivse tagasiside ahelas on tippdetektor (D1, R1, C1). Kondensaatoril C1 fikseeritakse pingetipp (maksimaalne pinge väärtus). Kui sõlme sisendpinge on väiksem fikseeritud tippväärtusest, diodid sulgub. Kondensaator C1 hoiab pinget, mis väheneb aeglaselt läbi takisti R1 (tühjenemise kiirus sõltub ajakonstandist R1, C1).

Joonisel fig 9 on kujutatud mõõtekonfiguratsioone IKG signaali hõiveks. TEPC on rindkerelt (11) ning AEPC on randmelt (12a, 12b) mõõdetud signaalide näited.

Joonistel fig 10 ja fig 11 on impedantsi signaalide näited (ülalt alla impedants Z, edasi esimene tuletis dZ/dt ehk IKG signaal ning pakutud leiutisega leitud B, X, C punktid, edasi teine tuletis, mida kasutab tuntud lahendus, ning edasi EKG signaal taustaks). Sealjuures fig 6 puhul pärineb signaal rindkerelt (fig 5: mõõtekonfiguratsioon TEPC) ning fig 7 puhul randmelt (fig 5: AEPC). Antud tulemused on saadud simuleerides antud leiutises pakutud ja tuntud lahendust (USA patent 4450527) elektroonikaskaemidena, kasutades reaalselt hõivatud bioimpedantsi signaale. Eriti suur vahe IKG punktide tuvastuse täpsuse paranemisel (võrreldes tuntud lahendusega) on randmelt saadud (suhteliselt väikese amplituudiga) signaali puhul.

PATENDINÕUDLUS

1. Impedantskardiograafia seade, mis sisaldab mõõdetava inimese kehaga (1) ühendatud impedantsi mõõtmise sõlme (2), diferentsaatorit (3), komparaatorit (5) ja analoog-digitaalmuunduriga (61) integreeritud mikrokontrollerit (6), kusjuures impedantsi mõõtmise sõlme (2) väljund on ühendatud diferentsaatori (3) sisendiga, mille väljund on omakorda ühendatud mikrokontrolleriga (6) integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) sisendisse ning läbi komparaatori (5) mikrokontrolleri esimesse binaarsesse sisendisse, **mis erineb** selle poolest, et seade sisaldab positiivse polaarsusega signaali tippväärtuse detekteerimise sõlme (4) ja negatiivse polaarsusega signaali tippväärtuse detekteerimise sõlme (7), mille binaarsed väljundid on ühendatud mikrokontrolleri (6) vastavalt teise ja kolmandasse binaarsetesse sisenditesse.
2. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 1, **mis erineb** selle poolest, et mainitud positiivse polaarsusega signaali tippväärtuse detekteerimise sõlm (4) on ka positiivse tippväärtuse analoogsuuruse hoidmise sõlmeks (41), kusjuures antud sõlme tippväärtuse hoide analoogväljund on ühendatud mikrokontrolleriga (6) integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) teise sisendisse.
3. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 2, **mis erineb** selle poolest, et komparaatori (5) teine sisend on ühendatud läbi pingejagaja (9) positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlmega (41).
4. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 3, **mis erineb** selle poolest, et mainitud pingejagaja (9) ülekandetegur on 0,15.
5. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 2, **mis erineb** selle poolest, et komparaatori (5) teine sisend on ühendatud mikrokontrolleriga (6) integreeritud digitaal-analoogmuunduri (62) väljundiga.
6. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 1, **mis erineb** selle poolest, et mainitud positiivse ja negatiivse polaarsusega signaalide tippväärtuse detekteerimise sõlmed on ka tippväärtuse analoogsuuruse hoidmise sõlmedeks (41, 71), kusjuures positiivse ja negatiivse polaarsusega tippväärtuse hoideväärtuste analoogväljundid on ühendatud vastavalt teise ja kolmandasse mikrokontrolleriga (6) integreeritud analoog-digitaalmuunduri (61) sisenditesse.

7. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 2, **mis erineb** selle poolest, et mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (4), negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (7), positiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (41) ning negatiivse tippväärtuse detekteerimise ja hoidmise sõlm (71) koosnevad operatsioonivõimendist, komparaatorist, diodist, kondensaatorist ja takistist, kusjuures operatsioonivõimendi mitteinverteeriv sisend on ühendatud antud sõlme sisendiga, väljund läbi (pooljuht) diodi sama operatsioonivõimendi inverteeriva sisendiga, mis omakorda on läbi takisti ja kondensaatori paralleelühenduse ühendatud „maaga” ning komparaatori esimene sisend on ühendatud ühe diodi klemmiga ning teine sisend diodi teise klemmiga ning komparaatori väljund on sõlme binaarseks väljundiks.
8. Impedantskardiograafia seade vastavalt nõudluspunktile 7, **mis erineb** selle poolest, et mainitud positiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (4) ja negatiivse tippväärtuse detekteerimise sõlm (7) sisaldavad analoogtippväärtuse hoide väljundit, mis on ühendatud operatsioonivõimendi inverteeriva sisendiga.

1 / 10

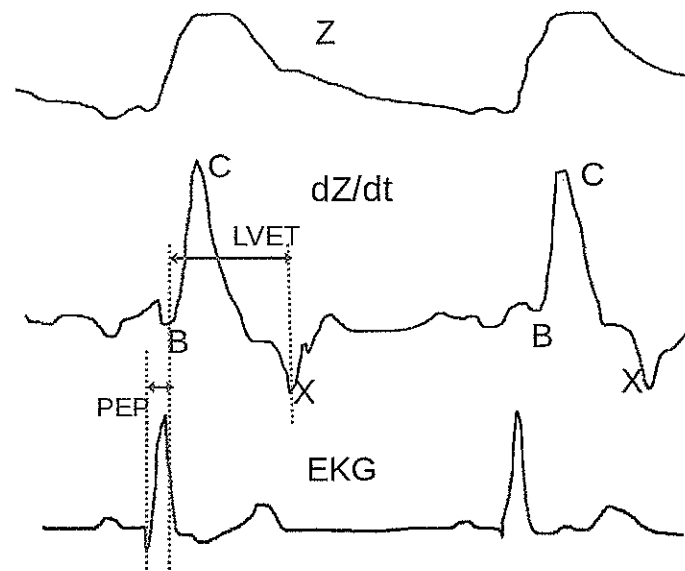


FIG. 1

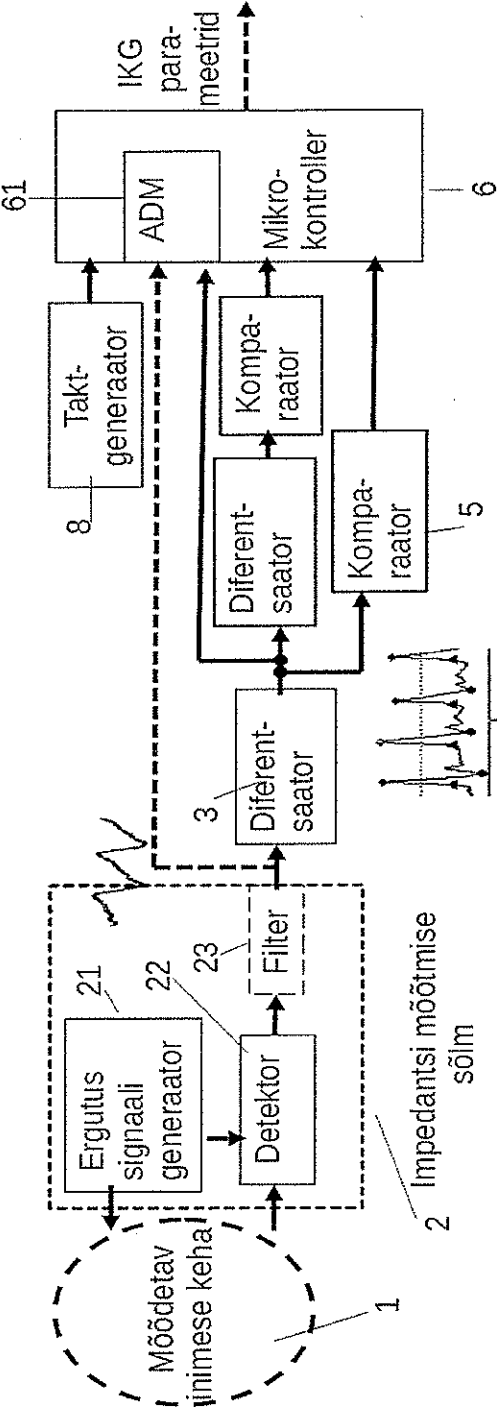


FIG. 2

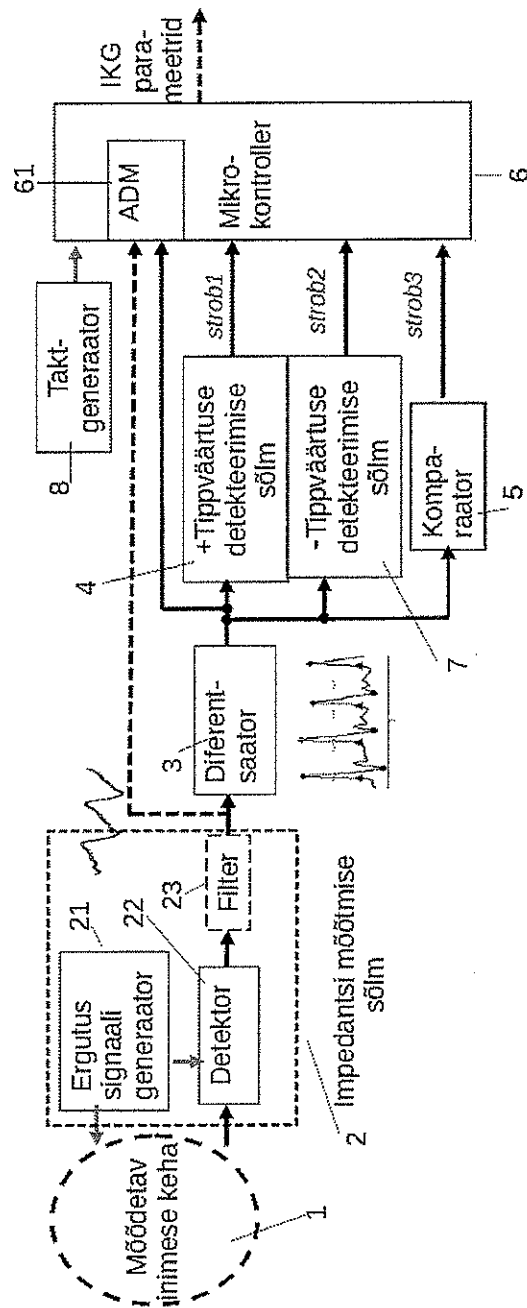


FIG. 3

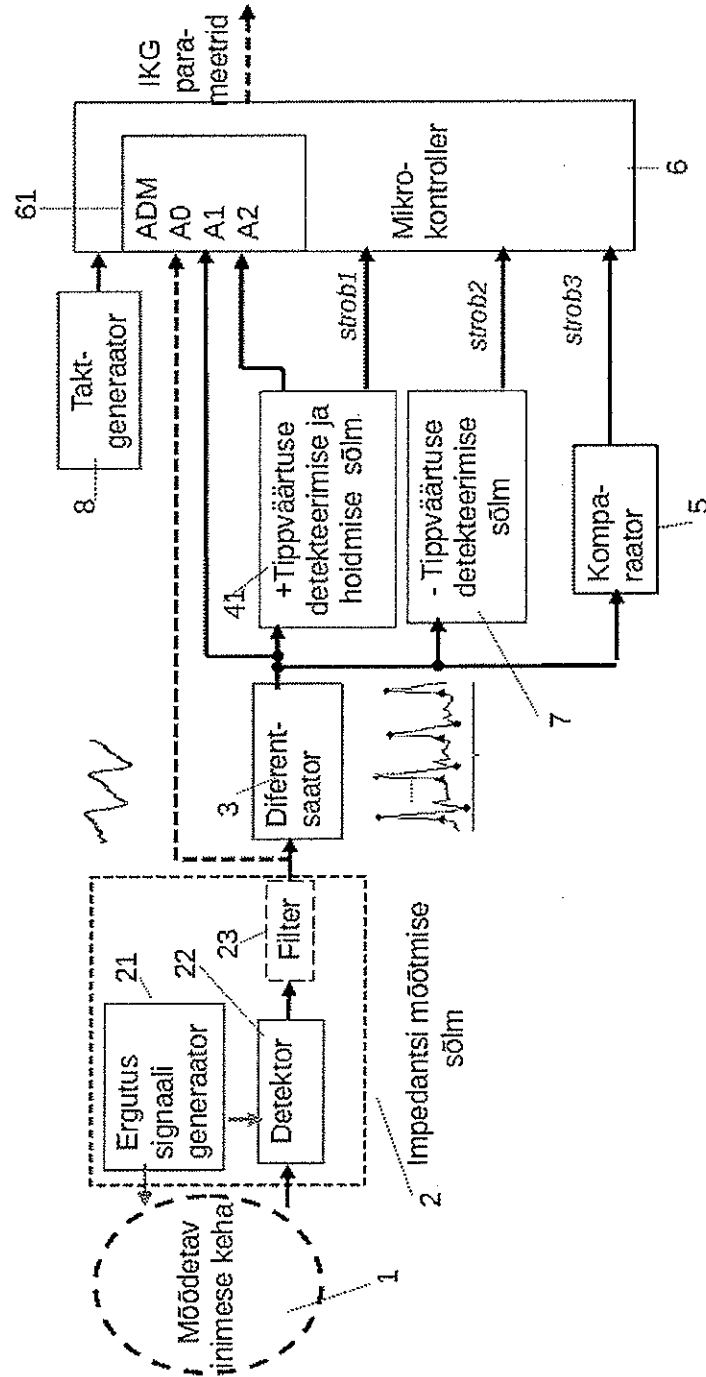


FIG. 4

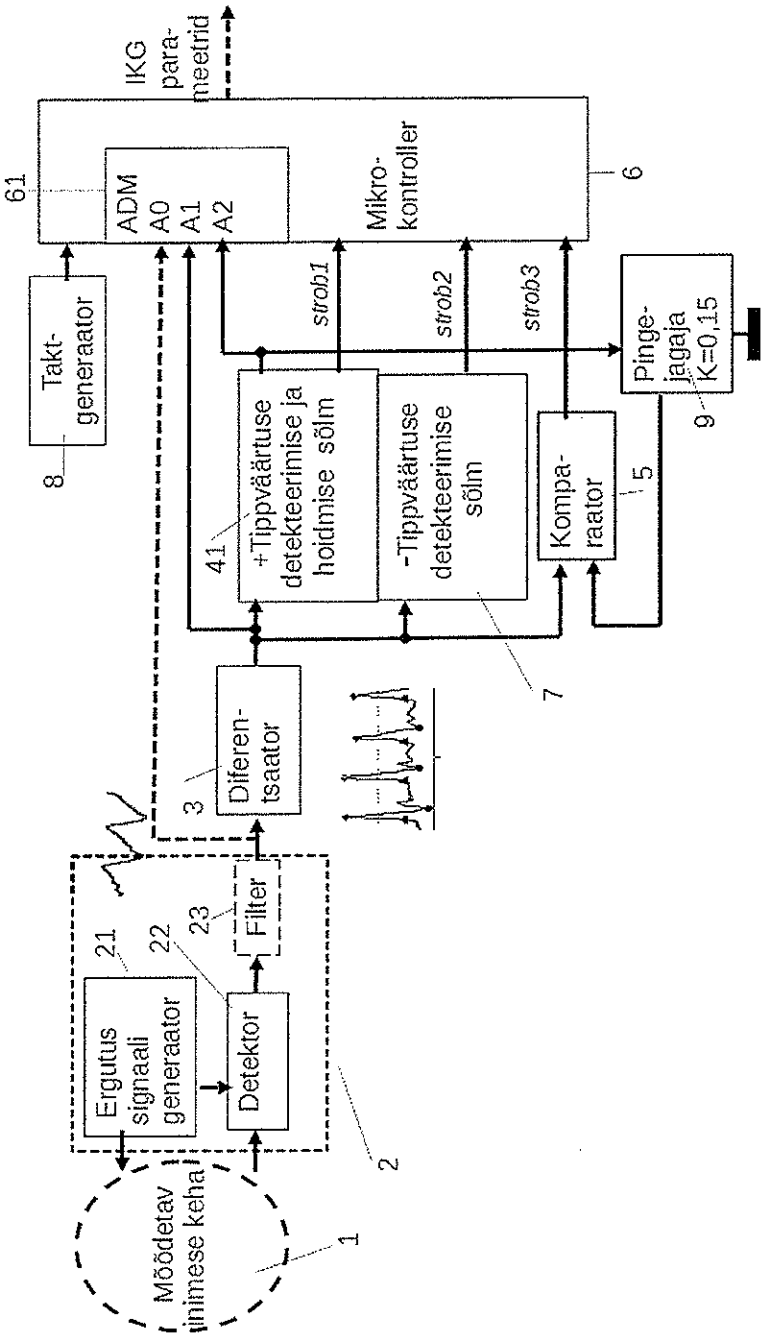


FIG. 5

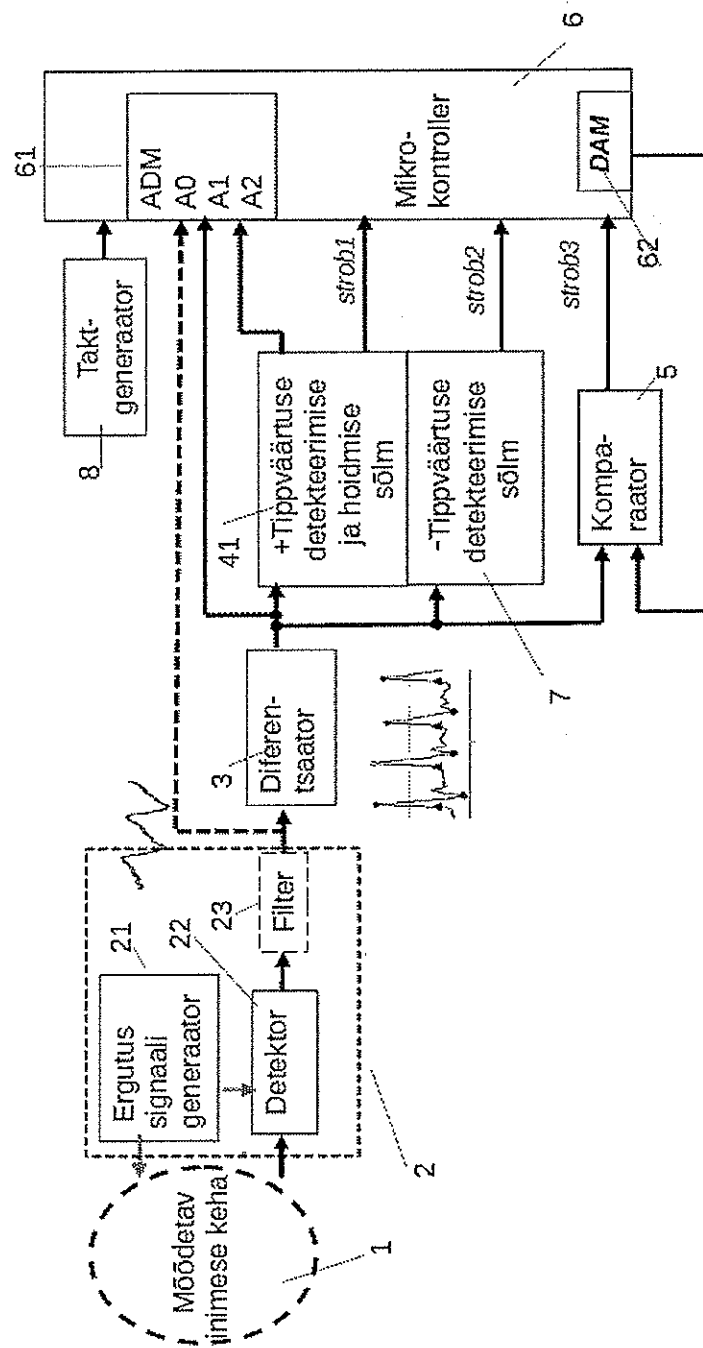


FIG. 6

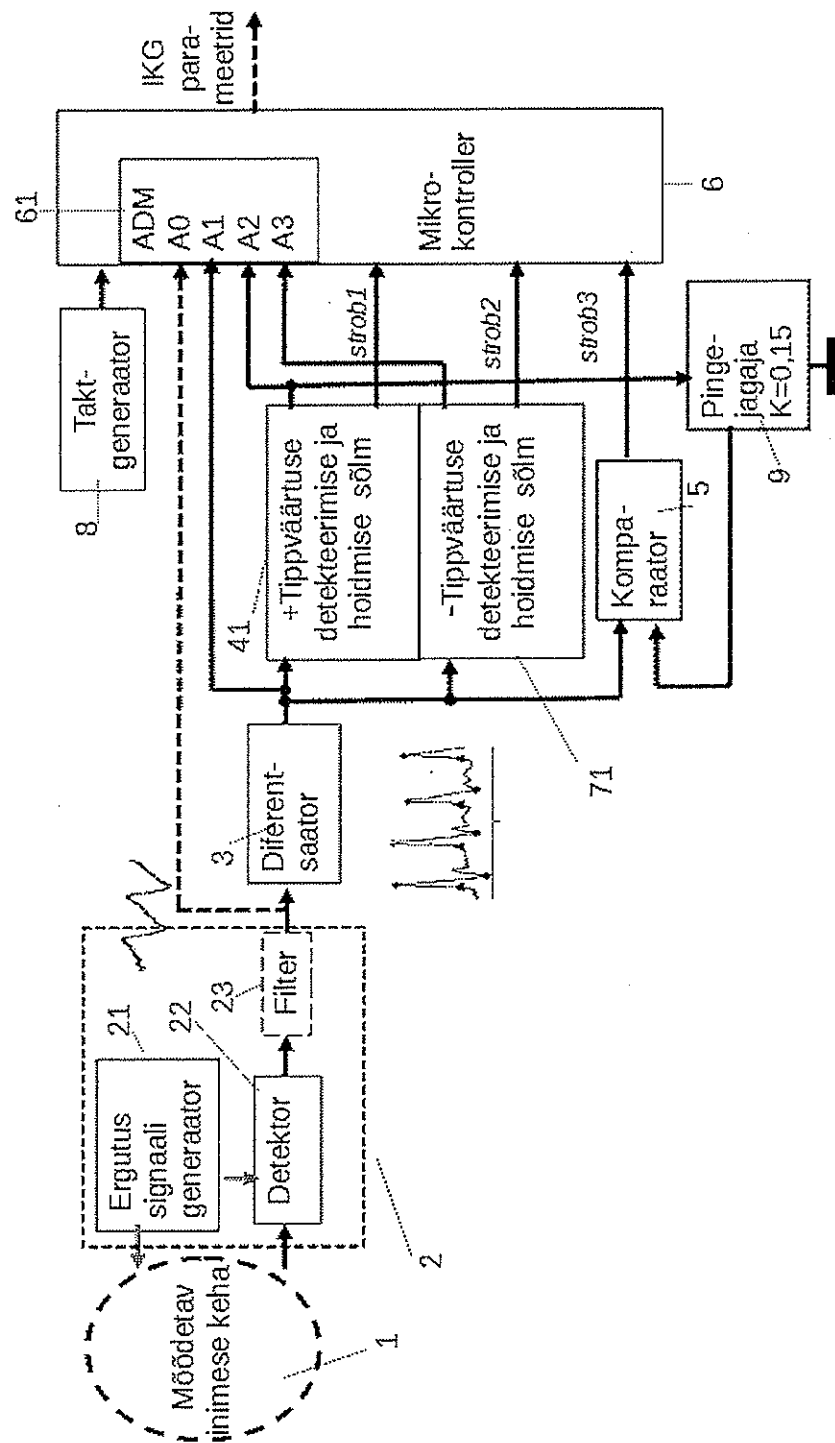


FIG. 7

8 / 10

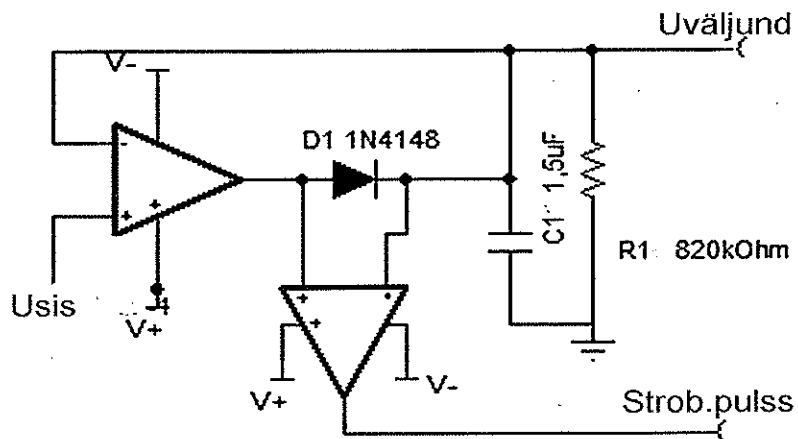


FIG. 8

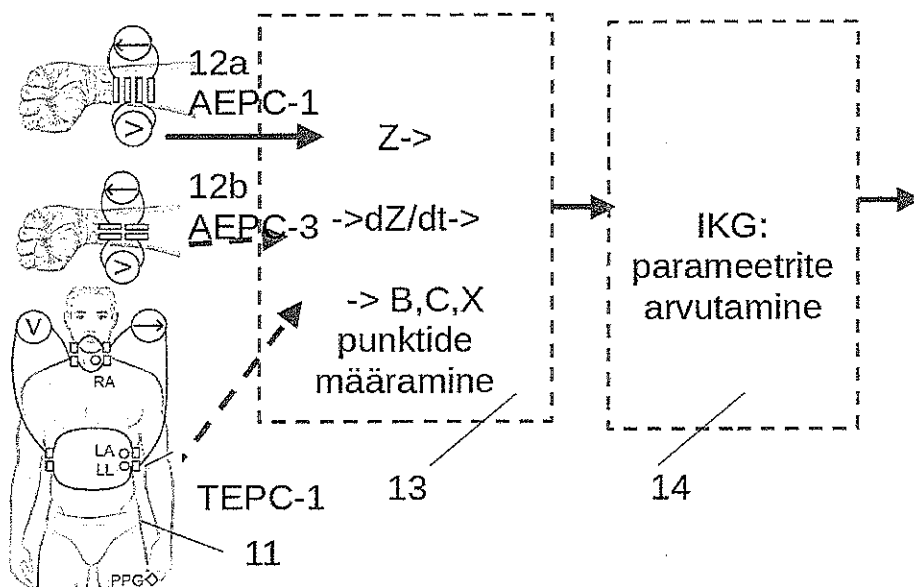


FIG. 9

9 / 10

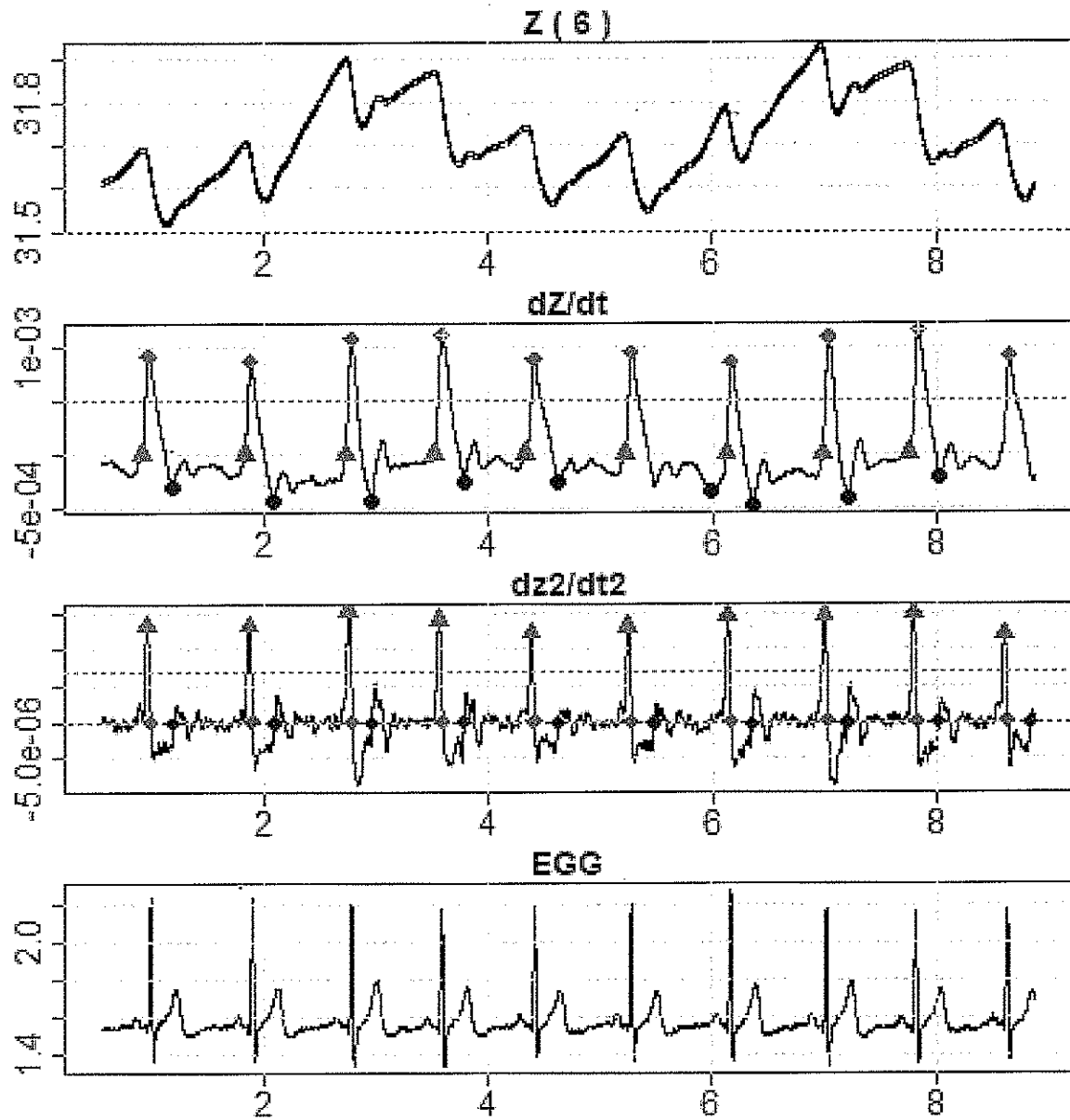


FIG. 10

10 / 10

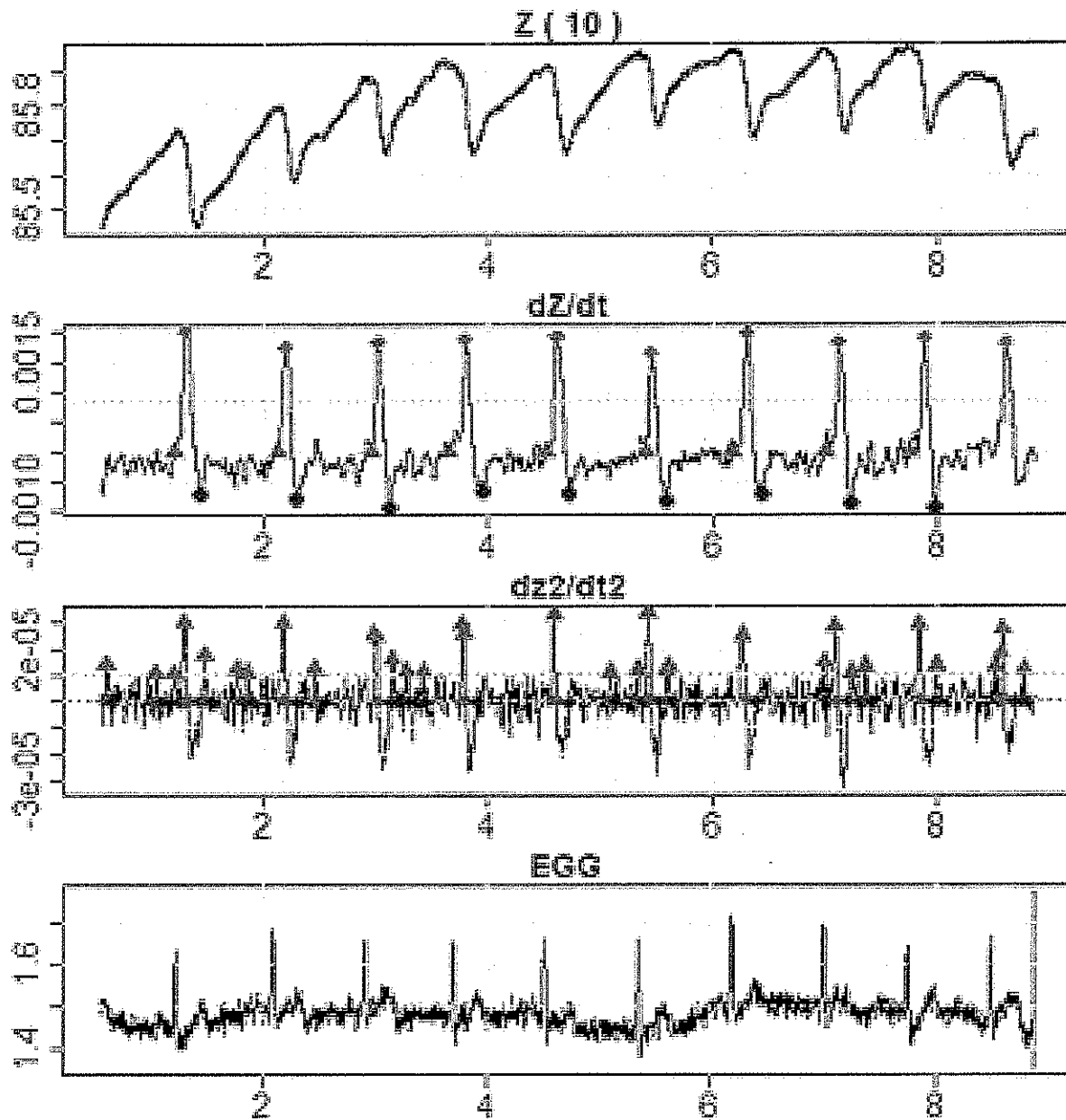


FIG. 11