(19) REPUBLIKA SLOVENIJA
MINISTRSTVO ZA GOSPODARSKI RAZVOJ IN TEHNOLOGIJO
URAD RS ZA INTELEKTUALNO LASTNINO

(10) SI 24037 A

(12) # PATENT

(21) Številka prijave: **201200132**

(22) Datum prijave: **25.04.2012**

(51) Int. Cl. (2013.01)
A61B 5/00

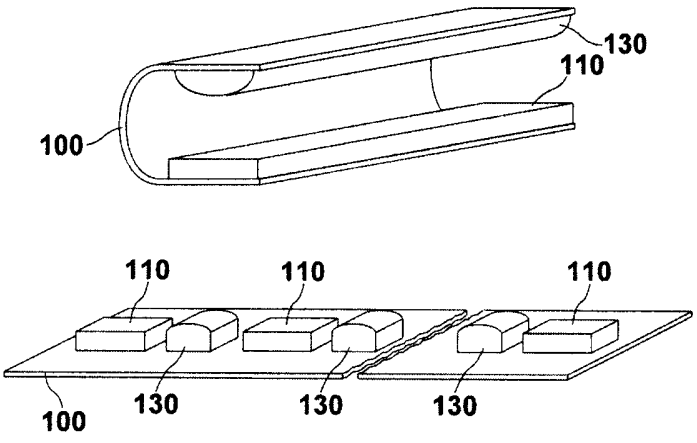
(45) Datum objave: **30.10.2013**

(72) Izumitelji: **Boris Cigale, Sernčeva ul. 7, 2000 Maribor, SI;**
Damjan Zazula, Cesta talcev 18, 3320 Velenje, SI;
Denis Đonlagić, Vinarje 110a, 2000 Maribor, SI;
Cvetko Pirš, Ulica bratov Berglez 55, 2331 Pragersko, SI;
Karl Benkič, Kumen 56, 2344 Lovrenc na Pohorju, SI

(73) Imetnik: **Univerza v Mariboru Fakulteta za elektrotehniko, računalništvo in informatiko, Smetanova ul. 17, 2000 Maribor, SI**

(54) **RAČUNALNIŠKA NAPRAVA, POSTOPKI IN SISTEM ZA NEMOTEČE MERJENJE PARAMETROV FUNKCIONALNEGA ZDRAVJA**

(57) Predmet predstavljenega izuma so naprave, postopki in sistem, s katerim je omogočen nov način nemotečega zaznavanja fizioloških parametrov v opazovančevem bivalnem okolju in s tem nov način ugotavljanja parametrov funkcionalnega zdravja. Izum temelji na sklopu senzorjev, ki so s posebnim nosilcem vgrajeni v elemente bivalnega okolja, s katerimi pride opazovanec v stik pri svojih vsakodnevnih opravilih, tako da jih povleče ali nanje pritisne. Senzorske komponente so namenjene merjenju vlečne ali potisne sile, presvetljenega ali odbojnega fotopletizmografskega signala in temperature opazovančevih prstov ali dlani ter pospeškov pri vlečenju ali potiskanju. Izum vsebuje tudi postopke, s katerimi izračunamo iz izmerjenih podatkov parametre, ki govorijo o funkcionalnem zdravju opazovanca. Bistveni so srčni utrip, nasičenost krvi s kisikom, krvni tlak, temperatura okončin, profil vlečne sile in pospeški oziroma indikator fizične kondicije opazovanca. Vse izmerjene vrednosti so časovno sinhronizirane na strojnem nivoju in se v paketih pošiljajo v vgrajen računalniški sistem, ki podatke hrani, evidentira merilne dogodke, identificira opazovanca in omogoča dostop, tudi oddaljen po računalniškem omrežju, do shranjenih podatkov. Komunikacijske povezave omogočajo vključevanje dodatnih zunanjih senzorskih naprav v sistem po izumu, podsistem za povpraševanje po shranjenih podatkih, podsistem za sklepanje o novih parametrih iz zabeleženih meritev in podsistem za oddaljeno diagnostiko in vzdrževanje sistema po izumu.



SI 24037 A

Boris CIGALE
Sernčeva ulica 7
2000 MARIBOR

Damjan ZAZULA
Cesta talcev 18
3320 VELENJE

Denis Đonlagić
Vinarje 110a
2000 MARIBOR

Cvetko Pirš
Ulica bratov Berglez 55
2331 PRAGERSKO

Karl Benkič
Kumen 56
2344 LOVRENC NA POHORJU

RAČUNALNIŠKA NAPRAVA, POSTOPKI IN SISTEM ZA NEMOTEČE MERJENJE PARAMETROV FUNKCIONALNEGA ZDRAVJA

Izum se nanaša na nov način merjenja in ugotavljanja parametrov funkcionalnega zdravja. Uvaja računalniško napravo s senzorskimi komponentami za neinvazivno, nemoteče in stalno opazovanje v bivalnem okolju človeka. Senzorji so nameščeni na predmetih, ki se pogosto uporabljajo pri vsakodnevnih opravilih, recimo na ročajih vrat pri hišnih napravah. Nameščeni so tako, da se jih človek dotakne s prsti na roki, pri čemer je stik popolnoma nemoteč in se ga človek ne zaveda. Ob dotiku sproži vgrajeni računalnik meritev, iz katere nato preračuna nekatere parametre funkcionalnega zdravja.

Izum torej temelji na elektronski napravi, ki vsebuje vgrajeni računalnik in več senzorskih komponent. Naprava je nemoteče, nevpadljivo in ergonomsko nameščena v bivalnem okolju človeka, tako da se aktivira od dejavnostih, ki so povezane z vsakodnevnimi opravili, recimo ob

odpiranju vrat. Vgrajeni senzorji v kratkotrajni meritvi izmerijo nekaj osnovnih fizioloških parametrov, kot so dinamika vlečne ali potisne sile, telesna temperatura, pletizmografski odziv in elektrokardiogram. Posebni algoritmi, ki tečejo na vgrajenem računalniku, analizirajo meritve in izračunajo nekatere parametre funkcionalnega zdravja, kot na primer nasičenost krvi s kisikom, relativno fizično kondicijo človeka, krvni tlak itd. Vgrajeni računalnik je lahko povezan z dodatnimi zunanjimi senzorskimi napravami in računalniškim omrežjem, skozi katerega je mogoč oddaljeni dostop do podatkov, njihovo hranjenje na datotečnih strežnikih, vključevanje zunanjih storitev itd. Ta celota tvori sistem, katerega podrobnejši opisi zgradbe in delovanja ter novosti po izumu sledijo v naslednjem poglavju.

OPIS IZUMA

Opis problema

Stalno spremljanje zdravstvenega stanja ljudi postaja nujnost iz vsaj dveh razlogov: za starostnike, katerih odstotek v družbi hitro narašča, želimo zagotoviti čim daljše samostojno bivanje doma, hkrati pa je treba poceniti zdravstvene usluge, tako da s preventivo čim bolj skrajšamo nujne hospitalizacije. Pogoj za dosego teh ciljev je pogosto merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, kot so na primer fizična kondicija, stanje kardio-vaskularnega sistema itd. Rutinsko ugotavljanje teh parametrov lahko opravi zdravstveno osebje v ambulantah ali bolnišnicah, vendar s takšnim pristopom zdravstveni sistem še bolj obremenimo in povečamo stroške. Rešitev mora torej biti vezana na človekovo bivalno okolje, kjer pa morajo merilne naprave delovati samodejno in nemoteče, saj zdravstveno osebje ni prisotno.

Nemoteče meritve lahko opravimo na človekovem telesu kontaktno ali brezkontaktno. V prvem primeru morajo biti senzorji nameščeni tako, da pride opazovana oseba z njimi v stik ob vsakodnevnih opravilih. Pri brezkontaktnem merjenju ne pride do neposrednega stika med senzorji in merjencem. Razdalja med senzorjem in merjencem je lahko zelo majhna, zato so razmere ob meritvi podobne kot pri kontaktnih meritvah. Tak je primer kapacitivnih zajemov bioelektričnih signalov, pri katerem so elektrode galvansko ločene od opazovančevega telesa, so pa vendarle zelo blizu – oddaljene največ nekaj milimetrov. Drugo možnost pomenijo oddaljenejše brezkontaktne meritve, pri katerih merilnik lovi odboj merilnega signala z opazovančevega telesa, na primer z laserskimi žarki ali zvočnimi oziroma elektromagnetnimi valovanji.

Naprava, postopki in sistem po izumu spadajo v kategorijo kontaktnih meritev. Senzorski elementi se med meritvijo dotikajo opazovančeve roke. Posebnost izuma je, da so senzorske komponente in predvsem merilni ter analizni postopki posebej prilagojeni kratkotrajnim meritvam, ki se morajo zgoditi, ko se opazovanec le za nekaj trenutkov dotakne senzorjev med vsakodnevnimi opravili v svojem bivalnem okolju.

Znane rešitve

Rešitev, ki po izumu omogoča ugotavljanje parametrov funkcionalnega zdravja nemoteče in v zelo kratkem času med opazovančevimi vsakdanjimi opravili, doslej ni bila znana.

Podeljeni so patenti, ki merijo različne psihofizične lastnosti in odzive opazovancev in iz njih tudi določajo nekatere parametre funkcionalnega zdravja. Patentirane postopke lahko razdelimo na takšne, pri katerih so senzorske komponente v neposrednem dolgotrajnejšem stiku z opazovancem, in takšne, pri katerih je opazovančevo stanje spremljano le v krajših, navadno nadzorovanih intervalih. Slednji so pretežno vezani na vizualne informacije, dobljene s kamerami, ki delujejo v različnih spektrih vidne in nevidne svetlobe. Metode, ki uporabljajo druge načine zajemanja, pa večinoma temeljijo na telesnih senzorskih mrežah (*body-area networks* – BAN).

Patentno prijavo, ki ščiti naprave za merjenje bioloških parametrov v slušnem kanalu opazovanca, je vložil izumitelj Johannes Buschmann pri patentnem uradu ZDA dne 2. 4. 2009 pod številko US 2009/0088611 A1 in naslovom *Method and Devices for Continuous and Mobile Measurement of Various Bio-Parameters in the External Auditory Canal*. Avtor predlaga napravo, ki je podobna slušnemu aparatu, saj se vstavi v slušni kanal. Z različnimi senzorji meri telesno temperaturo, nasičenost krvi s kisikom, krvni pritisk, hitrost dihanja, elektrokardiogram ter prisotnost snovi v krvi in tkivu. Med patentnimi zahtevki je neposredno navedena le izvedba z optičnim pristopom (fotopletizmografija), izvedbe bioelektričnih meritev ali meritev krvnega tlaka niso predstavljene. Poleg tega so omenjene le dolgotrajne, neprekinjene meritve. Naprava, postopki in sistem po tukajšnjem izumu so bistveno drugačni, saj so namenjeni kratkotrajnim, nemotečim meritvam s senzorji, ki so nameščeni v opazovančevem bivalnem okolju, tako da pride z njimi v stik pri svojih vsakodnevnih opravilih.

Patentno prijavo, ki opisuje sisteme za merjenje in kontroliranje zdravja v domačem okolju, je vložil izumitelj Kun-Sung Chen pri patentnem uradu ZDA dne 27. 8. 2009 pod številko US 2009/0216090 A1 in naslovom *Household Health Monitoring System*. Avtor predlaga sistem

medicinskih naprav, ki so povezane z napravo za zbiranje podatkov. Medicinske naprave prav tako zbirajo veliko različnih bioloških parametrov, kot so nasičenost krvi s kisikom, krvni pritisk in srčni utrip. Glavni poudarek izuma je na brezstrežniški arhitekturi sistema, kjer naprava, ki zbira podatke iz medicinskih naprav, pošilja zbrane meritve skupaj z rezultati preko elektronske pošte, o rezultatih pa sporoča tudi s SMS-sporočili. V tem pa se tukajšnji izum razlikuje, saj uporablja strežniško arhitekturo. V omenjenem patentu prav tako ni predvideno oddaljeno vzdrževanje sistema ali povpraševanje, saj bi bilo to težje realizirati zaradi brezstrežniške arhitekture, naprava po tukajšnjem izumu pa to omogoča. Bistvena razlika med podeljenim patentom in predlaganim izumom pa je izvedba senzorjev za zajemanje fizioloških parametrov, saj patent predvideva skupek standardnih medicinskih naprav, medtem ko predlagani izum temelji na kombinaciji senzorjev, ki so nemoteče nameščeni v opazovančevem bivalnem okolju in izmerijo parametre funkcionalnega zdravja, medtem ko opazovanec opravlja običajna, vsakodnevna opravila.

Patent z naslovom Monitoring Physiological Conditions je bil 22. 11. 2011 podeljen v ZDA pod številko US8062220 izumiteljem Andrewu F. Kurtzu, Donaldu E. Olsonu, Kevinu M. Gobeynu in Johnu N. Boderju. Ščiti napravo, ki brezkontaktno vrednoti počutje osebe, ki jo spremlja. Naprava vključuje kamero, ki je nameščena za ogledalom. Zaznava osebo in ji sledi ter analizira značilnice, zaznane na obrazu. Podatke shranjuje v podatkovno bazo in na osnovi referenčnih vrednosti oziroma preteklih informacij o osebi ugotavlja njeno stanje in počutje. Pristop je bistveno drugačen, kot je v predlaganem izumu, čeprav gre v obeh primerih za nemoteče zaznavanje zdravstvenega stanja opazovancev v njihovem domačem okolju. Patent temelji na kameri in vizualnem zaznavanju, predlagani izum pa na kombinaciji senzorjev, ki izmerijo različne fiziološke parametre, ker so nameščeni v bivalnem okolju opazovanca tako, da pride z njimi v stik pri vsakodnevnih opravilih. Iz meritev je mogoče sklepati o množici parametrov funkcionalnega zdravja, ne samo o počutju opazovanca.

Isti skupini izumiteljev je bil dne 18. 10. 2011 podeljen v ZDA tudi patent pod številko US8038615 in naslovom *Inferring wellness from phyisiological conditions data*. Patent se od prej opisanega razlikuje samo v patentnih zahtevkih. Temelji namreč na isti napravi s kamero, ki zaznava opazovanca in mu sledi ter pri tem odkriva značilnice na njegovem obrazu. Ta patent vsebuje postopke, ki iz zaznanih značilnic sklepajo o fiziološkem stanju in počutju opazovanca, predvsem o neposredno vidnih simptomih na obrazu, kot so na primer alergije, kožne infekcije, krvavitve iz nosu, utrujenost itd. Različnost v primerjavi s predlaganim izumom je mogoče izkazati z enakimi argumenti kot pri prejšnjem patentu.

14.06.12

Nova rešitev

Bistvo izuma je rešitev za nemoteče in dolgotrajno spremljanje parametrov funkcionalnega zdravja v bivalnem okolju opazovanih oseb. Predlagana zasnova temelji na senzorski napravi, ki se lahko namesti na objekte, ki jih človek prime ali se jih oprime pri vsakodnevnih opravilih. Tipičen primer namestitve so odpirala hišnih naprav, kljuke oken ali vrat, stopniščne ograje in podobno. Senzorske komponente naprave so povezane z vgrajenim računalnikom, ki sproži meritev, takoj ko se človek z roko dotakne senzorjev. Postopke meritve in njihove nadaljnje obdelave ter izdvajanja informacij o opazovančevem funkcionalnem zdravju vodijo računalniški algoritmi, ki določajo funkcionalnost in namembnost naprave po izumu.

Naprava vsebuje pet vrst senzorjev:

1. polje optičnih senzorjev,
2. polje temperaturnih senzorjev,
3. merilnike vlečne ali potisne sile,
4. pospeškometre in
5. elektrode za odjem elektrokardiografskih signalov (EKG).

Optični senzorji se uporabljajo za zajem fotopletizmografskega signala (PPG), tj. svetlobnega toka, ki ga prepuščajo ali odbijajo opazovančevi prsti. Svetlobo oddajajo svetleče diode dveh vrst, in sicer rdeče ter infrardeče (IR). Polje svetlečih diod je prav tako v sestavi naprave po izumu. Temperaturni senzorji merijo temperaturo na površini opazovančevih prstov, ko pridejo v stik z njimi. Merilniki vlečne sile so izvedeni v obliki merilnih lističev in zaznavajo vlečne ali potisne sile, s katerimi opazovanec vleče objekt, v katerem je vgrajena naprava po izumu. Pospeškometri merijo pospeške, s katerimi opazovanec premika objekt, v katerega je vgrajena naprava po izumu. Merilnik EKG zaznava bioelektrične signale, ki se sproščajo ob delovanju srca.

Zasnovo in delovanje postopka in naprave po izumu pojasnjuje 17 slik, od tega jih 9 kaže zasnovo naprave in sistema po izumu, 8 pa potek postopkov, ki določajo lastnosti naprav po izumu:

slika 1 prikazuje izvedbo naprave v obliki nosilca 100, ki zagotavlja pravilen medsebojni položaj senzorskih komponent 110 in svetil 130, pri čemer je predvideno, da opazovančevi prsti sežejo med svetila in senzorje, tako da so presvetljeni;

slika 2 kaže alternativno izvedbo naprave v obliki nosilca 100, ki postavlja senzorske komponente 110 in svetila 130 na isti nivo, pri čemer je predvideno, da so opazovančevi prsti ali dlan položeni na senzorje in svetila, tako da se svetloba, oddana iz svetil, od njih odbija;

slika 3 razlaga notranjo zgradbo senzorske komponente 110 za zaznavanja jakosti svetlobe, pri čemer je vsaka komponenta zgrajena iz več svetlobno občutljivih senzorjev 111;

slika 4 prikazuje namestitev senzorjev za vlečno ali potisno silo 112, ki so neposredno povezni z nosilcem 100;

slika 5 shematsko nakazuje postavitev svetlobnih senzorjev 111 in temperaturno občutljivih elementov 113 v senzorski komponenti 110. Pomembno je, da so opazovančevi prsti v stiku z vsaj enim svetlobnim in vsaj enim temperaturnim senzorjem, kar mora zagotavljati izvedba nosilca 100 in njegova umestitev v bivalno okolje opazovanca;

slika 6 kaže shematsko namestitev inercijskih senzorjev 114, ki so pritrjeni na isti nosilec 100 kot svetlobni senzorji 111;

slika 7 shematsko pojasnjuje namestitev elektrod za zajem elektrokardiografskih signalov (EKG) 115, ki morajo biti vgrajene v senzorsko komponento 110 tako, da pridejo opazovančevi prsti v stik s svetlobnim senzorjem 111 in hkrati vsaj z eno elektrodo 115;

slika 8 kaže merilnik signalov EKG, katerih potencial se z elektrod 115 prenese v elektronsko vezje 116, ki ima zelo visoko vhodno impedanco in signale filtrira ter primerno ojači;

slika 9 prikazuje bločno zgradbo celotnega sistema po izumu, ki povezuje napravo po izumu na nosilcu 100, nameščenem v bivalnem okolju, na primer na vratih, s podsistemi za identifikacijo opazovanca 501, združevanje podatkovnih tokov 502, evidenco merilnih dogodkov 503, hranjenje podatkov 504, dostop do shranjenih podatkov 505, prikaz podatkov 506, dodajanje zunanjih podatkovnih tokov 507, oddaljeno povpraševanje 508, oddaljeni nadzor 509 in sklepanje 510;

slika 10 razlaga tvorbo podatkovnih paketov 400, v katere naprava po izumu združuje vzorčene vrednosti iz senzorskih komponent tako, da omogoča različne, za posamezne senzorje neodvisne vzorčevalne frekvence in hkrati njihovo časovno sinhronizacijo;

slika 11 kaže diagram poteka za zaznavanje posameznih merilnih dogodkov;

slika 12 kaže diagram poteka za izračun parametra funkcionalnega zdravja, ki se nanaša na nasičenje krvi s kisikom, tj. oksigenacijo;

slika 13 kaže diagram poteka za izračun vlečne ali potisne sile, s katero opazovanec vpliva na nosilec 100;

slika 14 kaže diagram poteka za izračun temperature, ki jo zaznavajo temperaturni senzorji 113 in pomeni ali temperaturo okolice ali temperaturo opazovančevih prstov oz. dlani;

slika 15 kaže diagram poteka za izračun krvnega tlaka, ki temelji na meritvah senzorja sile 112 in svetlobnih signalov iz svetlobnih senzorjev 111;

slika 16 kaže diagram poteka za izračun pospeškov, ki jih izmerijo inercijski senzorji 114;

slika 17 kaže diagram poteka za obdelavo signalov EKG, zaznanih s pomočjo elektrod 115.

Sliki 1 in 2 prikazujeta dve možni izvedbi naprave po izumu. Nosilec 100 na sliki 1 je oblikovan tako, da se lahko pritrdi na objekte, ki jih v svojem bivalnem okolju opazovanec primer z roko. Pri tem mora potisniti prste med senzorske komponente 110 in svetila 130. Druga izvedba nosilca 100 je prikazana na sliki 2. Ta je namenjena montaži na objekte, na katere se opazovanec opira med vsakdanjimi opravili. Ob tem se hkrati dotika senzorskih komponent 110 in svetil 130. Pri obeh izvedbah so svetila sestavljena iz virov svetlobe, ki imajo različne valovne dolžine, na primer rdeče in infrardeče svetlobe. Svetloba pri izvedbi s slike 1 preseva skozi opazovančeve prste, svetlobni senzorji 111 znotraj senzorskih komponent 110 pa to svetlobo zaznavajo. Slika 3 kaže, kako so senzorske komponente 110 sestavljene iz več svetlobnih senzorjev 111. Svetlobni senzorji so lahko realizirani s optičnimi diodami ali tranzistorji, montiranimi posamič ali v določeni konfiguraciji, na primer v liniji ali kot polje senzorjev. Svetlobni senzorji so lahko izvedeni tudi s posebnimi optičnimi elementi, kot so linijske kamere, svetlobni CCD ali CMOS-elementi itd. Pri izvedbi s slike 2 oddajajo svetila 130 svetlobo različnih valovnih dolžin tako, da se ta svetloba odbija od opazovančevih prstov ali dlani, odbito svetlobo pa prestrezajo svetlobni senzorji 111, vgrajeni v senzorske komponente 110. Svetloba, ki presvetli opazovančeva tkiva ali se od njih odbije, nosi informacijo o pulziranju krvi v žilah oz. tkivih in tako ustreza t. i. fotopletizmografskemu signalu (PPG). Iz tega signala lahko zaznamo srčni utrip in izračunamo nasičenost krvi s kisikom, tj. oksigenacijo.

Meritve s senzorji v napravi po izumu se dogajajo nemoteče, saj so senzorji nameščeni v opazovančevem bivalnem okolju, kjer pride z njimi v stik med svojimi vsakodnevnimi opravili. Tedaj se sproži t. i. merilni dogodek. Kako ga sistem 500 zazna, razlaga slika 11. Najprej se v bloku 600 prižgejo svetila 130. Nato v bloku 605 preberemo vrednost iz svetlobnega senzorja 111. Beremo v zanki, dokler je ta v nasičenju (preverjanje 610). Ko opazovanec seže z roko med svetila 130 in senzorske komponente 110 (ali nad svetila in senzorske komponente pri alternativni izvedbi – slika 2), svetlobni senzorji 111 niso več v nasičenju. V proceduri 615 se označi, da je prišlo do merilnega dogodka. Nato spet v zanki beremo svetlobne senzorje 111 (blok 620), preverjamo v 625, ali so morda v nasičenju, in če niso, se vrnemo k branju v bloku 620. Ko senzorji 111 spet preidejo v nasičenje, pride do zakasnitve v bloku 635 in javljanja v bloku 640, da se je merilni dogodek končal. Zakasnitev v bloku 635 poskrbi, da se meritev ne

konča v trenutku, ko se pojavijo prvi znaki za odmikanje opazovančeve roke od senzorskih komponent, ampak šele po intervalu, ki zanesljivo potrdi, da senzorji ne zaznavajo več svetlobe z opazovančeve roke.

Iskanje srčnega utripa v signalih PPG je pomembna naloga oksimetrov, saj srčni utrip povzroči pulzirajočo komponento, v kateri je informacija o arterijski oksigenaciji krvi. Enostaven algoritem za iskanje srčnega utripa deluje tako, da išče vrhove v PPG-signalu. PPG-signal najprej filtriramo z nizkim filtrom z lomno frekvenco 3,67 Hz, kar se sklada z 220 utripi na minuto. Nato poiščemo vse lokalne maksimume. Maksimume, ki niso povezani s trenutki srčnih utripov, izločimo z algoritmom k povprečij (*angl. K-means*). V našem primeru smo vzeli $k = 2$. Ta algoritem nam razdeli vse lokalne maksimume v dve podskupini glede na podobnost višin. Glede na povprečje višin posamezne podskupine ugotovimo, katera podskupina predstavlja začetke srčnih ciklov.

Ko imamo čase pričetkov srčnih ciklov s_{cc} (v sekundah), lahko izračunamo frekvenco srčnega utripa po naslednji enačbi:

$$f_{cc} = \frac{\check{s}tevilo\ srčnih\ ciklov}{trajanje\ srčnih\ ciklov\ [s]} = \frac{\check{s}tevilo_s_{cc} - 1}{s_{cc}(zadnji) - s_{cc}(prvi)}\ [Hz]$$

kjer je $\check{s}tevilo_s_{cc}$ število meritev s_{cc}.

Ta algoritem deluje, dokler ostaja enosmerne komponenta PPG-signala konstantna. Če se ta komponenta spremeni, se lahko zgodi, da algoritem k povprečij ne bo več sposoben pravilno ločiti med začetki diastol in začetki sistol. Možna izboljšava algoritma je iskanje vrhov v prvem odvodu PPG-signala, namesto v samem signalu. Izboljšan algoritem deluje na enak način, le da iščemo lokalne maksimume v inverzu odvoda PPG-signala. Prednost algoritma za iskanje lokalnih maksimumov v inverzu odvoda je v tem, da je ta algoritem odporen na spreminjanje enosmerne komponente PPG-signala. Odvod filtriranega PPG-signala bo vedno v bližini vrednosti nič, ne glede na počasno spreminjanje povprečnega nivoja PPG-signala. Zato bo algoritem k povprečij mnogo uspešneje ločil lokalne maksimume v dva razreda.

Zaznane trenutke srčnih ciklov uporabimo tudi pri izračunu oksigenacije s postopkom, ki sledi Beer-Lambertovemu zakonu o prehajanju svetlobe skozi snovi z različnimi koncentracijami. Najprej opredelimo enosmerno in izmenično komponento PPG-signalov, nato pa iz njunih vrednosti izračunamo razmerje R. To količino in ekstinkcijske koeficiente hemoglobina in oksihemoglobina pri valovnih dolžinah, uporabljenih za zajemanje PPG-signalov, nato uporabimo za izračun arterijske oksigenacije. Pri tem izkoristimo lastnost, da algoritem, ki smo

ga opisali za iskanje srčnih utripov, najde trenutke srčnih ciklov vselej na dvižnem delu signala takoj po začetku sistole. Imenujmo to točko t_i i-tega srčnega cikla. Sistola je tisti del srčnega cikla, ki vsebuje najvišjo in najnižjo točko v srčnem ciklu, in sicer sta to kar najbližji lokalni maksimum (imenujmo ga max_i) pred točko t_i ter najbližji lokalni minimum (imenujmo ga min_i) za točko t_i. Ta dva lokalna ekstrema lahko uporabimo za dekompozicijo PPG-signala. Enosmerna (I_{dc}) in izmenična komponenta (I_{ac}) PPG-signala v i-tem srčnem ciklu sta tedaj:

$$I_{dc} = min_i, I_{ac} = max_i - min_i.$$

S tem postopkom lahko izračunamo arterijsko oksigenacijo v vsakem srčnem ciklu enkrat.

Razmerje R lahko izračunamo na dva načina, ki temeljita na naslednji relaciji:

$$R = \frac{\ln\frac{I_0(\lambda_1)}{I(\lambda_1,\mathrm{t})}}{\ln\frac{I_0(\lambda_2)}{I(\lambda_2,\mathrm{t})}} = \frac{\frac{I_{ac,\lambda_1}}{I_{dc,\lambda_1}}}{\frac{I_{ac,\lambda_2}}{I_{dc,\lambda_2}}} = \frac{\frac{I_{ac,\lambda_1}}{I_{ac,\lambda_2}}}{\frac{I_{dc,\lambda_1}}{I_{dc,\lambda_2}}}.$$

Pri prvem načinu primerjamo jakosti vpadnih in izstopnih svetlob. Vrednosti $I_0(\lambda_1)$ in $I_0(\lambda_2)$ sta jakosti vpadnih svetlob dveh različnih valovnih dolžin (navadno okoli 650 nm in 950 nm, dosežemo jih s hitrim izmeničnim preklapljanjem dveh različnih tipov svetil 130), kot padata na prste iz svetila 130, $I(\lambda_1,\mathrm{t})$ in $I(\lambda_2,\mathrm{t})$ pa sta jakosti istih svetlob, ki prodreta skozi prste in kot jih zaznajo svetlobni senzorji 111.

Pri drugem načinu primerjamo amplitude enosmernih in izmeničnih komponent PPG-signalov. I_{ac,λ_1} in I_{dc,λ_1} sta amplitudi izmenične in enosmerne komponente PPG-signala pri osvetlitvi s svetlobo ene valovne dolžine, I_{ac,λ_2} in I_{dc,λ_2} pa vrednosti pri osvetlitvi s svetlobo druge valovne dolžine.

S pomočjo Beer-Lambertovega zakona, ki povezuje jakosti vpadnih in izstopnih svetlob z valovno dolžino teh svetlob ter z lastnostmi snovi, skozi katere ta svetloba potuje, lahko razmerje R zapišemo na naslednji način:

$$R = \frac{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1)c + \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_1)c}{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2)c + \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)c}$$

ali, če iz te enačbe izpeljemo c:

$$c = \frac{\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) - R\,\varepsilon_{Hb}(\lambda_2)}{R\left(\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) - \varepsilon_{Hb}(\lambda_2)\right) - \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) + \varepsilon_{Hb}(\lambda_1)}.$$

S to enačbo iščemo deleža dveh topljencev v raztopini, prostega hemoglobina oziroma deoksihemoglobina ali kar hemoglobina (Hb) in hemoglobina, na katerega je vezan kisik

oziroma oksihemoglobina (HbO_2). Vrednost c predstavlja delež HbO_2, ker pa predpostavljamo, da sta v krvi raztopljena le dva topljenca, je delež Hb zato 1-c. To tudi pomeni, da je vrednost c oksigenacija, katero iščemo.

Za izračun oksigenacije potrebujemo tudi 4 ekstinkcijske koeficiente, in sicer ekstinkcijska koeficienta hemoglobina ($\varepsilon_{Hb}(\lambda_1)$ in $\varepsilon_{Hb}(\lambda_2)$) in oksihemoglobina ($\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1)$ in $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2)$) za isti valovni dolžini svetil 130, s katerima smo zajeli PPG-signal. Ekstinkcijski koeficienti oziroma koeficienti molarne vpojnosti so vrednosti, ki povejo, kako močno določena snov vpija svetlobo določene valovne dolžine, ko ta potuje skozi njo. Ekstinkcijski koeficienti za Hb in HbO_2 so znani in so bili izmerjeni za svetlobe z veliko različnimi valovnimi dolžinami. Beer-Lambetov zakon velja le za prosojne tekočine, prav tako je tudi predpostavka, da sta v krvi le dva topljenca, napačna. Zato je treba rezultat korigirati. Korigiramo ga s koeficientom k, ki ga dodamo v imenovalec zgornje enačbe za izračun oksigenacije. Koeficient k je odvisen od količine R, izračunamo pa ga na naslednji način:

$$k = r_1 R + r_2.$$

Vrednosti r_1 in r_2 sta določeni eksperimentalno.

Postopek za izračun oksigenacije z napravo po izumu je razložen na sliki 12. V odločitvenem bloku 650 preverjamo, ali je bila začeta meritev. Ko meritev traja, beremo svetlobne senzorje (blok 655). Procedura 660 primerja dve časovno zaporedni meritvi iz svetlobnega senzorja 111 in išče začetek novega srčnega utripa. Če utripa ni (preverjanje 665), ugotavljamo, ali meritev še teče (odločitev 670). Če ne teče več, se postopek konča, v nasprotnem primeru pa spet beremo nov podatek iz svetlobnega senzorja. V splošnem privzemamo, da premore optični senzor 111 več optičnih kanalov. Ko zaznamo srčni utrip, preverimo, ali je že izbran optični kanal za obdelavo (odločitev 675). Če še ni bil izbran, sledi v proceduri 680 izbira najbolj kontrastnega optičnega kanala. Iz izbranega kanala izračunamo s proceduro 695 trenutno oksigenacijo in si jo zapomnimo. Zatem spet ugotavljamo, ali meritev še poteka (odločitev 670). Če se po preverjanju 675 izkaže, da je optimalni optični kanal že bil izbran, je treba ugotoviti, ali je še vedno najprimernejši, kar se zgodi v proceduri 685. Z odločitvijo 690 se usmerimo k iskanju novega optimalnega kanala (blok 680), če poprej izbrani ni več optimalen, ali k izračunu nove vrednosti oksigenacije (blok 695), če je izbrani kanal še optimalen.

Slika 4 prikazuje senzorje za merjenje vlečne ali potisne sile 112, nameščene na nosilcu 100 naprave po izumu. Senzorji merijo mehanske deformacije nosilca 100. Iz senzorjev je mogoče določiti raztezek, iz raztezka pa izračunati silo, ki deluje na nosilec. Lahko so izvedeni na različne načine, med drugimi kot merilni lističi ali optična vlakna.

Merilni listič v vlogi senzorja 112 običajno omogoča merjenje raztezka v eni smeri. Na površino nosilca 100 je lahko nalepljen tako, da se razteza ali krči v smeri deformacije. Ker so merilni lističi temperaturno odvisni, je mogoče temperaturno odvisnost kompenzirati. To lahko dosežemo na primer z uporabo dodatnega merilnega lističa, ki ga nalepimo pravokotno na prvega, tako da je med spreminjanjem obremenitve sprememba upornosti predznačena z nasprotnim predznakom kakor na prvotnem merilnem lističu. Spreminjanje upornosti zaradi spremembe temperature takega sklopa dveh merilnih lističev uporabimo za temperaturno kompenzacijo. Uporabiti je mogoče tudi dvoosni (dvojni) uporovni listič. Najprimernejše lepilo za lepljenje merilnih lističev je cianokrilat ali ustrezno epoksidno vezivo. Pri lepljenju je treba paziti, da je plast lepila med lističem in nosilcem čim tanjša.

Merilni listič 112, prilepljen na nosilec 100, spreminja upornost glede na deformacijo nosilca, ki jo povzroči sila na nosilec. Za pretvorbo raztezka v analogno napetost uporabimo na primer mostično vezje (wheatstonov mostič). Na mostično vezje priklopimo merilne lističe in dodatna upora, ki definirata merjeno napetost. Za merjenje sile po opisanem pristopu na nosilcu 110 potrebujemo dva dvojna merilna lističa in dve mostični vezji, tako da se izognemo napačnim meritvam, če je nosilec 100 obremenjen le enostransko (na enem koncu).

Na sliki 5 je vidna postavitev temperaturno občutljivih elementov 113 znotraj senzorskih komponent 110. Poravnani so s svetlobnimi senzorji 111, tako da se opazovanec dotakne s prsti ali dlanjo istočasno svetlobnih in temperaturnih senzorjev. Njihova izvedba mora zagotavljati čim manjšo toplotno vztrajnost, tako da se tudi ob kratkih posegih segrejejo ali ohladijo približno do temperature, ki jo imajo opazovančevi prsti ali dlan. Četudi meritev ne traja dovolj dolgo, da bi se izmerjena temperatura stabilizirala, je možno na osnovi časovnega spreminjanja njene izmerjene vrednosti z ekstrapolacijo oceniti končno, stabilno temperaturo.

Postopek merjenja temperature je opisan z diagramom poteka na sliki 14. Začetna odločitev 755 preverja, ali je sprožen merilni dogodek. Ta se sproži, takoj ko se opazovanec dotakne senzorskih komponent 110 (diagram poteka na sliki 11). Dokler je meritev sprožena, se z nastavljeno vzorčevalno frekvenco odčita vrednost temperaturnih senzorjev v bloku 760, čemur sledi izvedba postopka za shranjevanje izmerjenih podatkov v bloku 765 tako, da so povezani z oznako temperaturnega senzorja, s katerim so bili izmerjeni. Odločitveni blok 770 preverja, ali meritve še traja, tj., ali je opazovančeva roka še nad senzorskimi komponentami 110.

Diagram poteka na sliki 15 razlaga, kako ocenimo krvni tlak iz pletizmografskih meritev in velikosti vlečne sile ali sile pritiska na optične senzorje 111. V zanki 805 čakamo, da se pojavi merilni dogodek. Tedaj v bloku 810 preberemo vrednost iz senzorja sile 112 in v bloku 815

vrednost iz svetlobnega senzorja 111. Iz razlike zaporednih vzorcev v svetlobnem PPG-signalu ocenimo v proceduri 820, ali se je pojavil srčni utrip. Odločitev 825 preusmeri izvajanje nazaj k branju senzorjev, če ni bilo srčnega utripa in če se meritev še izvaja (odločitev 830). Ko zaznamo srčni utrip, se v proceduri 835 oceni takratna amplituda v PPG-signalu. Nato se v proceduri 840 oceni krvni tlak, tako da primerjamo amplitudo PPG-signala v trenutku srčne sistole in hkrati izmerjeno vlečno ali potisno silo na senzorjih 112. S povečevanjem sile se amplituda PPG-signala ob srčnih utripih znižuje. Razmerje teh dveh veličin je povezano z opazovančevim krvnim tlakom. Čim manj se spreminja amplituda PPG-signala pri določeni enaki spremembi vlečne ali potisne sile, tem višji je opazovančev krvni tlak.

Slika 6 se nanaša na inercijske senzorje 114, ki so lahko sestavni del senzorskih komponent. Nameščeni morajo biti tako, da se premikajo skupaj s senzorsko komponento, če lahko opazovanec to komponento premika. Inercijski senzorji so lahko realizirani kot merilniki pospeškov, žiroskopi ali magnetni merilniki. Primer merjenja pospeškov opisuje postopek, katerega diagram poteka kaže slika 16. Blok 855 skrbi za branje inercijskega senzorja 114. V bloku 860 si zapomnimo vektor gravitacije, tj. **g**. Privzamemo, da imamo opravka s triosnim senzorjem, ki kaže pospeške v treh prostorskih smereh x, y in z. Ker je lahko usmeritev inercijskega senzorja poljubna, lahko vsebuje vektor gravitacije komponente v vseh treh smereh prostora.

Dokler meritev ne steče (zaznavanje merilnega dogodka je opisano z diagramom poteka na sliki 11), osvežujemo podatek o vektorju gravitacijskega pospeška. Ko se sproži meritev, ta dogodek zaznamo v bloku 865. Sledi branje pospeškov v bloku 870. V bloku 875 se od vsake meritve odšteje vektor pospeškov. Postopek 880 vsebuje preračune sestavin pospeškov, ki si jih zapomni. Izračuni se lahko nanašajo na primer na določanje trenutka in vrednosti maksimalnega pospeška ali na opis časovnega profila pospeškov. Branje pospeškov traja toliko časa, kolikor traja merilni dogodek, kar preverja odločitveni blok 885.

Slika 7 shematsko ponazarja vključenost elektrod za zajem signalov EKG 115. Umeščene so v senzorskih komponentah 110, tako da so z zgornjo površino poravnane s svetlobnimi senzorji 111. Na ta način je zagotovljeno, da se jih opazovanec dotakne z roko, ko seže nad senzorske komponente oziroma s prsti pritisne ob svetlobne senzorje. Elektrode 115 so lahko po izvedbi polsuhe, suhe ali kapacitivne. Prvi dve rešitvi zahtevata neposredni stik opazovančeve kože s površino elektrod, slednji pa stika ne predvideva, čeprav je ključno, da je razdalja med opazovančevo kožo in elektrodami tudi v tem primeru minimalna, praviloma ne večja kot nekaj milimetrov. Signali, ki jih zajamejo EKG-elektrode 115, morajo biti ojačeni in ustrezno filtrirani.

Posebej je pomembna vhodna stopnja 116 elektronskega vezja, ki ga kaže slika 8. Gre za napetostna sledilnika 118 in 119 z ekstremno visoko vhodno impedanco, za diferencialni ojačevalnik 120 in za kombinacijo visokofrekvenčnega, zapornega za omrežne frekvence (50 Hz v Evropi in 60 Hz v ZDA) in nizkofrekvenčnega filtra 121. Vsi trije filtri so načrtovani tako, da njihove prepustne karakteristike oziroma lomne frekvence ustrezajo splošno uveljavljenim standardom za merjenje EKG [Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram, http://content.onlinejacc.org/cgi/content/full/49/10/1109].

Vhodna elektronska stopnja 116 sledi s sledilnikom 118 električnim potencialom na elektrodah 115, ki se jih opazovanec dotika z roko. Izhod sledilnika 118 je vezan na pozitivni vhod diferencialnega ojačevalnika 120, negativni vhod tega ojačevalnika pa napaja sledilnik 119. Vhod sledilnika je povezan z referenčno elektrodo 117, ki je nameščena tako, da zajema signale z opazovančevih nog. Tudi elektroda 117 je lahko z opazovancem v neposrednem stiku, recimo prek prevodnih tal in obutve, lahko pa je stik samo kapacitiven. Pri slednjem je elektroda 117 vgrajena v talno oblogo ali v konstrukcijo naprave, na kateri je pritrjen nosilec 100 s senzorskimi komponentami 110 za meritev opazovančevih parametrov funkcionalnega zdravja. Elektroda 117 mora biti v čim manjši oddaljenosti od opazovančevega telesa, saj je drugače kapacitivni stik nezadosten. To povzroči, da se na izhodu iz sledilnika pojavi motilna napetost omrežne frekvence toliko močneje kot signali EKG, da teh ni mogoče verodostojno izmeriti. Že pri razdaljah nekaj milimetrov med elektrodo in opazovančevo kožo je razmerje med amplitudami zajetih omrežnih motenj in signalov EKG vsaj 100 dB. Enako velja tudi za elektrode 115, če so izvedene kapacitivno.

Namesto posebne elektrode 117 je mogoča tudi meritev signalov EKG neposredno pri potencialu zemlje. V tem primeru je kapacitivnost med opazovancem in vhodom v sledilnik 119 še toliko manjša in problem motenj omrežne frekvence še toliko bolj poudarjen.

Postopek za merjenje signalov EKG je opisan z diagramom poteka na sliki 17. Odločitev 905 ugotovi, ali je bila sprožena meritev. Če ni bila, čaka, dokler se to ne zgodi. Ko je merilni dogodek v teku, pa se najprej vzorči signal EKG – blok 910. Vzorčevalna frekvenca je prilagojena zahtevam iz standardov za merjenje EKG [Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram, http://content.onlinejacc.org/cgi/content/full/49/10/1109]. Temu sledi digitalno filtriranje signala v bloku 915. S tem postopkom se dodatno zadušijo visokofrekvenčne komponente in motnje energetskega omrežja. Odločitev 920 preverja, ali so meritve še zahtevane, in dokler so, se nadaljuje zajem EKG (blok 910).

Sklop naprav 500 (slika 9) deluje kot vgrajen računalniški sistem za povezovanje s senzorji. Osnova naloga sklopa 500 je, da nadzira meritve fizioloških parametrov opazovanca, identificira opazovanca s podsistemom 501, združuje podatkovne tokove iz senzorskih komponent 110 v podsistemu 502, evidentira merilne dogodke s podsistemom 503, omogoča dodajanje zunanjih merilnih naprav prek podsistema 550, strojno sinhronizira vse meritve po postopku 400, začasno shranjuje izmerjene podatke v podsistemu 504 ter omogoča dostop do njih in njihov prikaz s podsistemoma 505 in 506. Podsistem 507 je zadolžen za komunikacijo sklopa 500 z zunanjim žičnim ali brezžičnim računalniškim omrežjem. Na ta način so vzpostavljeni trije dodatni sklopi funkcionalnosti naprav in sistema po izumu oziroma trije dodatni zunanji podsistemi:

- oddaljeni dostop do izmerjenih fizioloških parametrov, njihovih povezav z merilnimi dogodki in njihove medsebojne sinhroniziranosti – podsistem 560;
- oddaljeni dostop do informacij o stanju in delovanju naprav po izumu ter oddaljeno posredovanje pri odpravljivih napakah ali pri posodobitvah postopkov in sistema – podsistem 570 in
- podsistem 580 za sklepanje, ki glede na identifikacijo opazovanca primerja njegove fiziološke in zdravstvene parametre, kot so na primer profil vlečne sile, nasičenost krvi s kisikom, krvni tlak, temperatura, EKG idr., skozi pretekle meritve ter na tej osnovi sklepa o stanju trenutnega opazovančevega funkcionalnega zdravja.

Sinhronizacija 400 zagotavlja, da so izmerjeni podatki iz različnih senzorskih komponent 110 sinhronizirani že na strojnem nivoju. Vzorci merjenih vrednosti se namreč sestavljajo v podatkovne pakete glede na vzorčevalne frekvence pri posameznih senzorjih. Tako določajo vzorčevalni časovni interval v paketu vzorci, ki so pridobljeni z najvišjo vzorčevalno frekvenco. Mednje se uvrščajo vzorci iz senzorjev, ki so vzorčeni počasneje. Pogostnost vzorcev za posamezne senzorske komponente v skupnem podatkovnem paketu 400 je sorazmerna vzorčevalnim frekvencam teh senzorjev. Na sliki 10 vidimo podatkovni paket, v katerem se pojavljajo vzorci iz treh senzorskih komponent, označenih kot S_{k0}, S_{k1} in S_{k2}. Prva ima štirikrat višjo vzorčevalno frekvenco kot druga in osemkrat višjo vzorčevalno frekvenco kot tretja komponenta. To pomeni, da pridejo iz senzorske komponente S_{k0} štirje vzorci, ko se pojavi po en vzorec iz komponente S_{k1}, in osem vzorcev, ko se pojavi po en vzorec iz komponente S_{k2}. Vzorci prihajajo v enakomernih časovnih razmikih t_0, t_1, t_2, t_3 itd. V posameznem trenutku se lahko pojavi več vzorcev, kot na primer v trenutkih t_3 in t_7 na sliki 10. Sicer pa se vzorci vstavijo v podatkovni paket eden za drugim, tako kakor kažejo številke, ki so vpisane vanje na sliki 10.

Podsistem 560 deluje opcijsko kot strežnik, ki hrani meritve iz vsaj enega vgrajenega računalniškega sistema 500 v svoji bazi podatkov. Omogoča oddaljeni dostop pooblaščenim

odjemalcem do teh podatkov. Opcijsko lahko strežnik 560 komunicira z več odjemalci hkrati. V tem primeru skrbi strežnik 560 za njihovo sinhronizacijo pri dostopu do izmerjenih in preračunanih podatkov v podatkovni bazi.

Podobno lahko opcijsko deluje podsistem 570 kot strežnik za oddaljeno preverjanje, vzdrževanje in posodabljanje, če ga uporabljajo pooblaščeni odjemalci. Opcijsko lahko komunicira z več odjemalci hkrati, zato mora skrbeti tudi za njihovo sinhronizacijo.

Podsistem za sklepanje 580 se neposredno povezuje s podsistemom 560 in tako omogoča oddaljenim odjemalcem, da uporabljajo strežniške funkcije. Njegova najpomembnejša lastnost je, da je razširljiv. To pomeni, da se lahko nabor razpoložljivih funkcij kadarkoli posodobi in da se na ta način uvajajo nove storitve, ki iz meritev fizioloških parametrov, shranjenih za opazovance v podatkovni bazi, pridobivajo nove informacije in jih preračunavajo v dodatne parametre funkcionalnega zdravja.

14.06.12

PATENTNI ZAHTEVKI

1. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, ki ustrezajo vsaj enemu biomedicinskemu parametru izmed fizioloških in/ali biokemičnih in/ali bioelektričnih parametrov,

   označeni s tem,

   da je računalniška naprava sestavljena iz:

   a. nosilca (100), ki omogoča namestitev naprave v bivalnem okolju,
   b. vsaj ene senzorske komponente (110) za merjenje vsaj enega parametra, ko je nameščena v bivalnem okolju s pomočjo nosilca (100),
   c. elektronskega vezja, vgrajenega v napravo za merjenje vsaj enega parametra.

   Naprava meri neinvazivno, nemoteče ali neopazno, kontaktno ali brezkontaktno, ko istočasno opravlja vsaj eno primarno ne-biomedicinskio funkcijo, zaradi katere prihaja človek v pogost kontakt z njo.

2. Naprava po zahtevku 1,

   označena s tem,

   da je nosilec (100) povezan z vsaj eno senzorsko komponento (110) in pritrjen na odpiralo naprave v bivalnem okolju, ki primarno ne služi biomedicinskim meritvam, recimo odpiralo pri vratih hladilnika.

3. Naprava po zahtevku 1,

   označena s tem,

   da je vstavljena v naprave iz skupine gospodinjskih aparatov, pohištva ali stavbnega pohištva.

4. Naprava po zahtevku 1,

   označena s tem,

   da je pritrjena na funkcionalne predmete, ki v bivalnem okolju nudijo mehansko osnovo za pritrditev nosilca (100) in so iz skupine vrat, oken, predalnikov, pokrovov, loput, zapahov in vseh podobnih elementov, ki se jih je treba oprijeti enoročno ali dvoročno, da jih oseba premakne, odpre ali zapre.

5. Naprava po zahtevku 1,

   označena s tem,

   da je nosilec (100) povezan vsaj z eno senzorsko komponento (110) in pritrjen na pomožni element, ki v bivalnem okolju služi za oprijem z roko in oporo.

6. Naprava po zahtevku 1,

   označena s tem,

da predstavlja pomožni element v bivalnem okolju in opravlja funkcijo kot ročica.

7. Naprava po zahtevku 6,

označena s tem,

da predstavlja pomožni element v bivalnem okolju in opravlja funkcijo kot ročica v kopalnici.

8. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da predstavlja pomožni element v bivalnem okolju in opravlja funkcijo kot ograja.

9. Naprava po zahtevku 8,

označena s tem,

da predstavlja pomožni element v bivalnem okolju in opravlja funkcijo kot ograja ob stopnišču.

10. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da nosilec (100) mehansko stabilizira senzorske komponente (110), tako da so v anatomsko primernem položaju za nemoteč stik s prsti ali/in dlanjo opazovančeve roke.

11. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da nosilec (100) mehansko stabilizira senzorske komponente (110), tako da svetloba iz svetila (130) presvetli tkiva v prstih opazovančeve roke in/ali se od njih odbije, ko so prsti v stiku s senzorskimi komponentami (110).

12. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da je merilni parameter izbran iz nabora, ki sestoji iz telesne temperature; nasičenosti krvi, predvsem arterijske, s kisikom; frekvence srčnega utripa; krvnega tlaka; koncentracije snovi, raztopljenih v krvi; koncentracije snovi, prisotnih v tkivih; bioelektričnih signalov, kot je elektrokardiogram; profila vlečne sile in pospeškov pri fizični aktivnosti, recimo odpiranju vrat.

13. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da z merjenjem optičnih lastnosti tkiv ugotavlja nasičenost arterijske krvi s kisikom s pomočjo pulzne oksimetrije in je sestavljena vsaj iz enega nosilca (100), ki nosi senzorsko komponento (110), izvedeno vsaj z enim svetilom (130) in enim svetlobnim senzorjem (111).

14. Naprava po zahtevku 13,

označena s tem,

da zagotavlja, da svetlobni senzor (111) sprejme svetlobo iz svetila (130), tako da potuje skozi prste opazovanca ali se od njih odbija.

15. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da je za merjenje profila vlečne sile sestavljena vsaj iz enega nosilca (100), ki nosi vsaj eno senzorsko komponento (110), izvedeno vsaj z enim merilnim senzorjem sile (112).

16. Naprava po zahtevku 15,

označena s tem,

da meri zunanjo silo glede na deformacije nosilca (100), ki zagotavlja takšen mehanski stik s senzorjem sile (112), da se ta senzor mehansko razteguje ali krči, če je nosilec (100) izpostavljen zunanji sili.

17. Naprava po zahtevku 15,

označena s tem,

da jo nosilec (100) mehansko povezuje s svetlobnim senzorjem (111) tako, da kontinuirano meri zunanjo silo, ki pritiska na svetlobni senzor (111).

18. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da je za merjenje telesne temperature sestavljena vsaj iz enega nosilca (100), ki nosi vsaj eno senzorsko komponento (110), izvedeno vsaj z enim senzorjem temperature (113).

19. Naprava po zahtevku 18,

označena s tem,

da jo nosilec (100) mehansko povezuje s svetlobnim senzorjem (111) tako, da izmeri temperaturo prstov, s katerimi opazovanec pritiska na svetlobni senzor (111).

20. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da je za merjenje pospeškov sestavljena vsaj iz enega nosilca (100), ki nosi vsaj eno senzorsko komponento (110), izvedeno vsaj z enim merilnikom pospeškov (114).

21. Naprava po zahtevku 20,

označena s tem,

da jo nosilec (100) mehansko povezuje s svetlobnim senzorjem (111) tako, da izmeri pospeške, če se nosilec (100) s svetlobnim senzorjem (111) premakne.

22. Naprava po zahtevku 1,

označena s tem,

da je za merjenje elektrokardiografskega signala sestavljena vsaj iz enega nosilca (100), ki nosi vsaj eno senzorsko komponento (110), izvedeno vsaj z eno merilno elektrodo (115) in vsaj z eno analogno filtrsko stopnjo (121).

23. Naprava po zahtevku 22,

označena s tem,

da jo nosilec (100) mehansko povezuje s svetlobnim senzorjem (111) tako, da se elektrode za merjenje elektrokardiografksih signalov (115) dotikajo dlani ali prstov, s katerimi opazovanec pritiska na svetlobni senzor (111).

24. Naprava po zahtevku 22,

označena s tem,

da ima elektrode za merjenje elektrokardiografskih signalov (115) izvedene kot polsuhe, suhe ali kapacitivne elektrode.

25. Naprava po zahtevku 22,

označena s tem,

da so elektrode za merjenje elektrokardiografskih signalov (115) povezane vsaj z eno vhodno analogno ločitveno in filtrsko stopnjo (116), ki ima dvojno nalogo:

a. izenačuje vhodno upornost elektrod in
b. električno izloča motnje nizkih frekvenc, recimo zaradi mehanskih premikov prstov, motnje energetskega električnega omrežja in motnje višjih frekvenc, recimo zaradi slabega stika med elektrodami in prsti/dlanjo opazovanca.

26. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za določanje merilnega dogodka je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. zaznavanja začetka merilnega dogodka, ko pride do prekinitve infrardečega svetlobnega toka, ki kontinuirano prihaja iz svetila (130) do optičnega senzorja (111) in
b. zaznavanja konca merilnega dogodka, ko svetilo (130) ni več zastrto in preide svetlobni senzor (111) v nasičenje.

27. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za določanje optičnih vrednosti tkiv, predvsem nasičenosti arterijske krvi s kisikom, ovrednotene s pulzno oksimetrijo je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. postavljanja prstov v stik vsaj z enim svetlobnim senzorjem (111),
b. merjenja pletizmografskega signala s svetlobnim senzorjem (111) znotraj trajanja merilnega dogodka in
c. ocenjevanja odstotka nasičenosti kisika predvsem v arterijski krvi s pomočjo razmerja modulacijske globine R.

28. Postopek po zahtevku 27,

označen s tem,

da glede na dinamiko pletizmografskih signalov, dobljenih iz več kanalov svetlobnega senzorja (111), izbere na začetku merilnega dogodka optimalni signal za ocenjevanje modulacijske globine oziroma razmerja *R*.

29. Postopek po zahtevku 27,

označen s tem,

da glede na dinamiko pletizmografskih signalov, dobljenih iz več kanalov svetlobnega senzorja (111), prilagaja izbiro pletizmografskega signala tako, da modulacijsko globino *R* v vsakem trenutku računa iz optimalnega signala.

30. Postopek po zahtevku 27,

označen s tem,

da iz dinamične komponente optimalnega pletizmografskega signala oceni frekvenco srčnega utripa.

31. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za ugotavljanje profila vlečne sile ali sile pritiskanja je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. pritiskanja zunanje sile na senzor sile (112) in
b. merjenja profila sile s senzorjem sile (112) znotraj trajanja merilnega dogodka.

32. Postopek po zahtevku 31,

označen s tem,

da iz izmerjenega profila sile zgradi kompaktnejši model profila, tako da ga okarakterizira z najpomembnejšimi glavnimi komponentami (značilnicami), na primer maksimumom, časom do maksimalne sile, trajanjem celotnega profila itd.

33. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za ocenjevanje krvnega tlaka je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. sočasnega spremljanja optimalnega pletizmografskega signala iz svetlobnega senzorja (111) in signala sile iz senzorja sile (112),

b. analize sprememb v amplitudi dinamične komponente pletizmografskega signala v odvisnosti od velikosti vlečne sile ali sile pritiska in

c. ocenjevanja krvnega tlaka, predvsem sistoličnega, iz gradienta dinamične komponente pletizmografskega signala glede na silo.

34. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za merjenje telesne temperature na roki je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. postavljanja prstov v stik vsaj z enim senzorjem temperature (113) in

b. merjenja profila telesne temperature na površini prstov s senzorji temperature (113) znotraj trajanja merilnega dogodka.

35. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za merjenje pospeškov je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. premikanja merilnika pospeškov (114) pod vplivom zunanje sile, na primer vlečne sile opazovanca in

b. merjenja profila pospeškov z merilnikom pospeškov (114) znotraj trajanja merilnega dogodka.

36. Postopek po zahtevku 35,

označen s tem,

da iz izmerjenega profila pospeškov zgradi kompaktnejši model profila, tako da ga okarakterizira z najpomembnejšimi glavnimi komponentami (značilnicami), na primer maksimumom, časom do maksimalnih pospeškov, trajanjem celotnega profila itd.

37. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za merjenje elektrokardiografskih signalov je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. postavljanja prstov/dlani v stik vsaj z eno merilno elektrodo (115) in

b. merjenja elektrokardiografskega električnega potenciala na površini prstov/dlani z elektrodami (115) znotraj trajanja merilnega dogodka.

38. Postopek po zahtevku 37,

označen s tem,

da z digitalnim filtriranjem iz kardiografskega signala dodatno izloči motnje nizkih in višjih frekvenc ter frekvenc, ki jih inducira električno energetsko omrežje.

39. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, katere postopek za strojno sinhronizacijo merilnih signalov iz vsaj dveh senzorskih komponent (110) je

označen s tem,

da sestoji iz:

a. formiranja podatkovne strukture (400), predvidene za polnjenje s podatkovnimi vzorci iz vseh prisotnih senzorskih komponent (110) glede na razmerja njihovih vzorčevalnih frekvenc,

b. polnjenja podatkovne strukture (400) s podatkovnimi vzorci na mestih, ki so predvidena za senzorske komponente (110), vključene pri posameznem merilnem dogodku, in

c. oblikovanja podatkovnih paketov s podatkovno strukturo (400), opremljenih s časovno značko, ki pomeni čas nastanka paketa znotraj trajanja merilnega dogodka.

40. Računalniška naprava, postopki in sistem za nemoteče merjenje parametrov funkcionalnega zdravja, pri čemer sistem (500) temelji na spremljanju nemotečih meritev fizioloških parametrov v bivalnem okolju in/ali medicinski ustanovi in je

označen s tem,

da je sestavljen iz:

a. merilne naprave po zahtevku 1, ki na stalni lokaciji avtomatično in nemoteče izmeri fiziološke parametre opazovanca, ki sproži merilni dogodek,

b. podsistema (501) za identifikacijo opazovanca, ki je sprožil merilni dogodek, tako da se izmerjeni podatki povežejo natančno s tem opazovancem in so ločeni od podatkov ostalih opazovancev,

c. podsistema (502) za združevanje podatkovnih tokov iz senzorskih komponent (110),

d. podsistema (503) za vodenje evidence o izmerjenih parametrih glede na opazovanca, ki je sprožil merilni dogodek,

e. podsistema (504) za trajno hranjenje vseh podatkov in izmerjenih parametrov, povezanih z merilnimi dogodki,
f. podsistema (505) za dostopanje do podatkov in izmerjenih parametrov, shranjenih ob merilnih dogodkih,
g. podsistema (506) za prikazovanje podatkov in izmerjenih parametrov, shranjenih ob merilnih dogodkih, in
h. podsistema (507) za komunikacijo in povezovanje navzven po žičnih ali brezžičnih računalniških povezavah, na primer po medmrežju.

41. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

da vsebuje podsistem (550), s katerim je mogoče ob merilnih dogodkih posredovati dodatne podatkovne tokove oz. zunanje meritve fizioloških in nefizioloških parametrov, ki niso bili zajeti z napravo po zahtevku 1.

42. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

da vsebuje podsistem (560), ki omogoča za izbranega opazovanca oddaljeno pregledovanje oz. shranjevanje podatkov in izmerjenih parametrov.

43. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

da vsebuje tudi podsistem (570), ki omogoča oddaljeno preverjanje delovanja sistema in njegovih komponent, še posebej naprave po zahtevku 1.

44. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

da se s podsistemom (501) povezuje z zunanjimi napravami za ugotavljanje opazovančeve identitete, na primer z radiofrekvenčnimi identifikatorji.

45. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

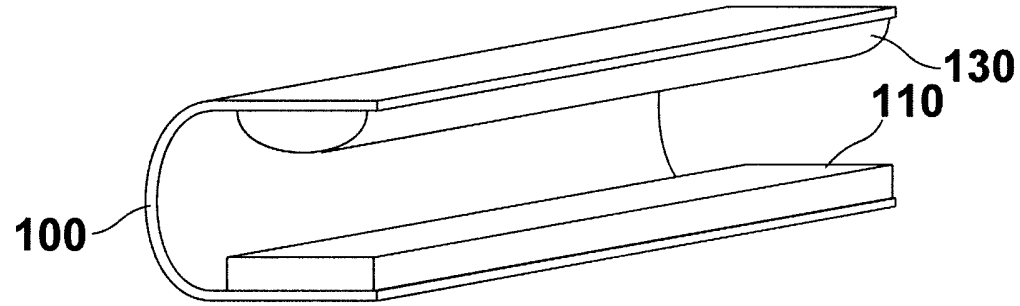
da vsebuje tudi podsistem za sklepanje (580), ki se povezuje s podsistemom za identifikacijo opazovanca (501) in deluje na osnovi kronoloških primerjav opazovančevih fizioloških in zdravstvenih parametrov, kot so na primer profil vlečne sile, nasičenost krvi s kisikom, krvni tlak, temperatura, EKG idr., tako da s podsistemoma (503) za vodenje evidence in (505) za dostopanje do shranjenih podatkov oceni statistično podobnost profilov in izmerjenih ali izračunanih podatkov, shranjenih ob preteklih merilnih dogodkih.

14.06.12

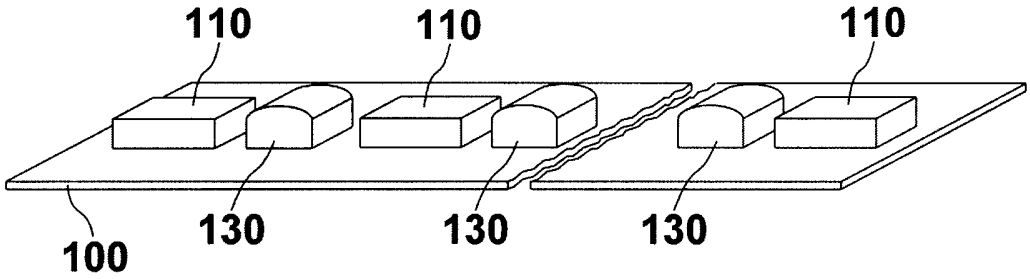
46. Sistem po zahtevku 40,

označen s tem,

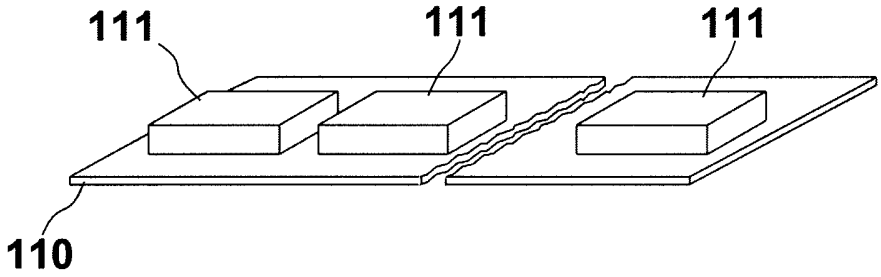
da uporablja računalniško omrežje, ki podpira komunikacijo sistema navzven in njegove odzive na oddaljena posredovanja.



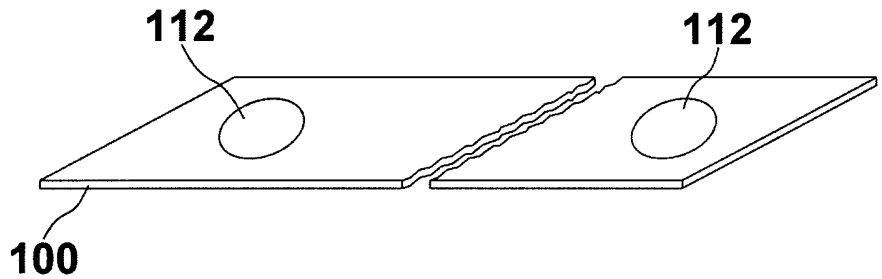
Slika 1



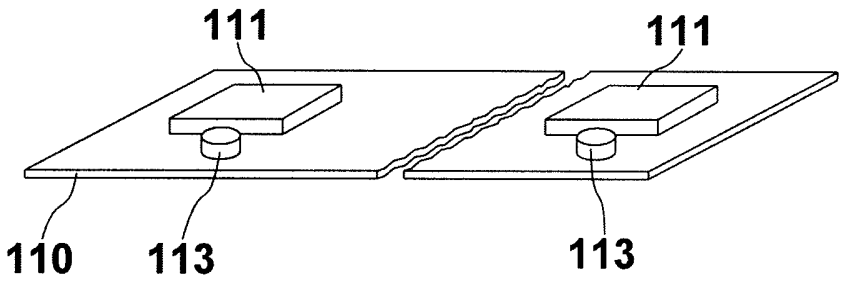
Slika 2



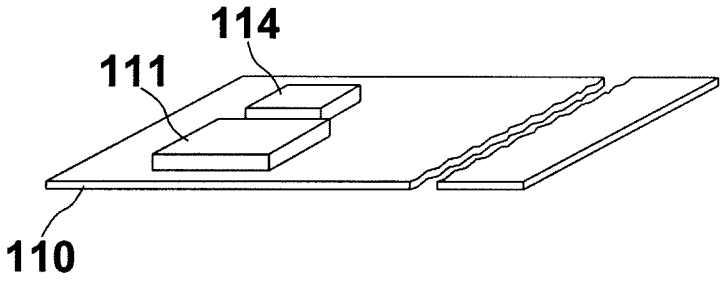
Slika 3



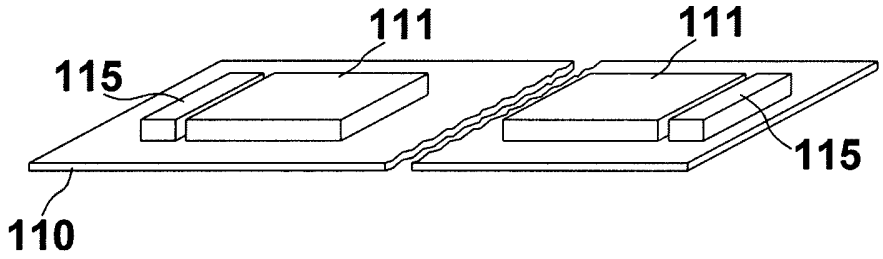
Slika 4



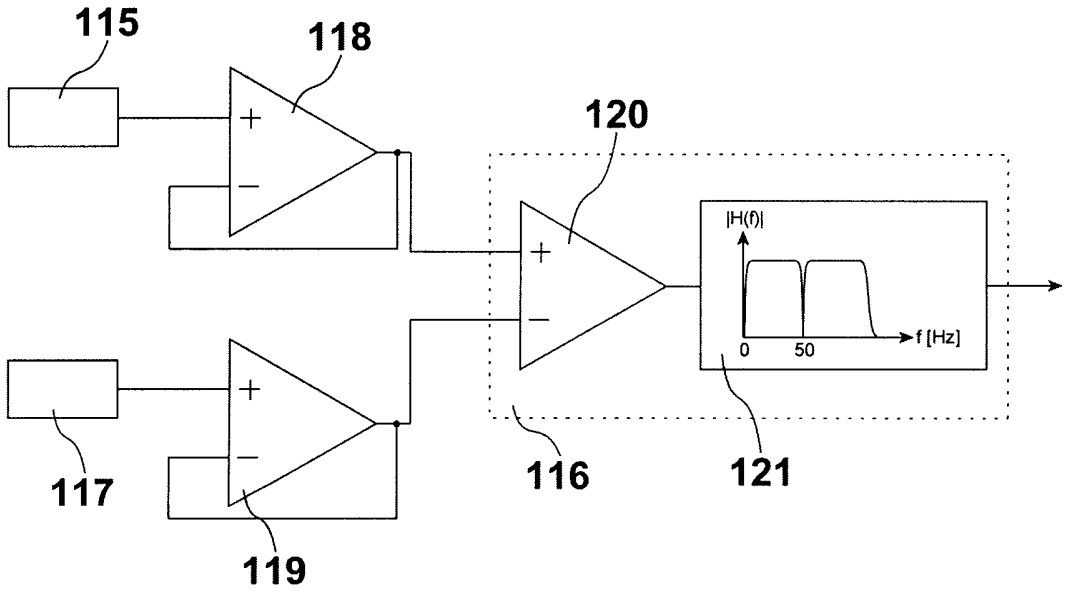
Slika 5



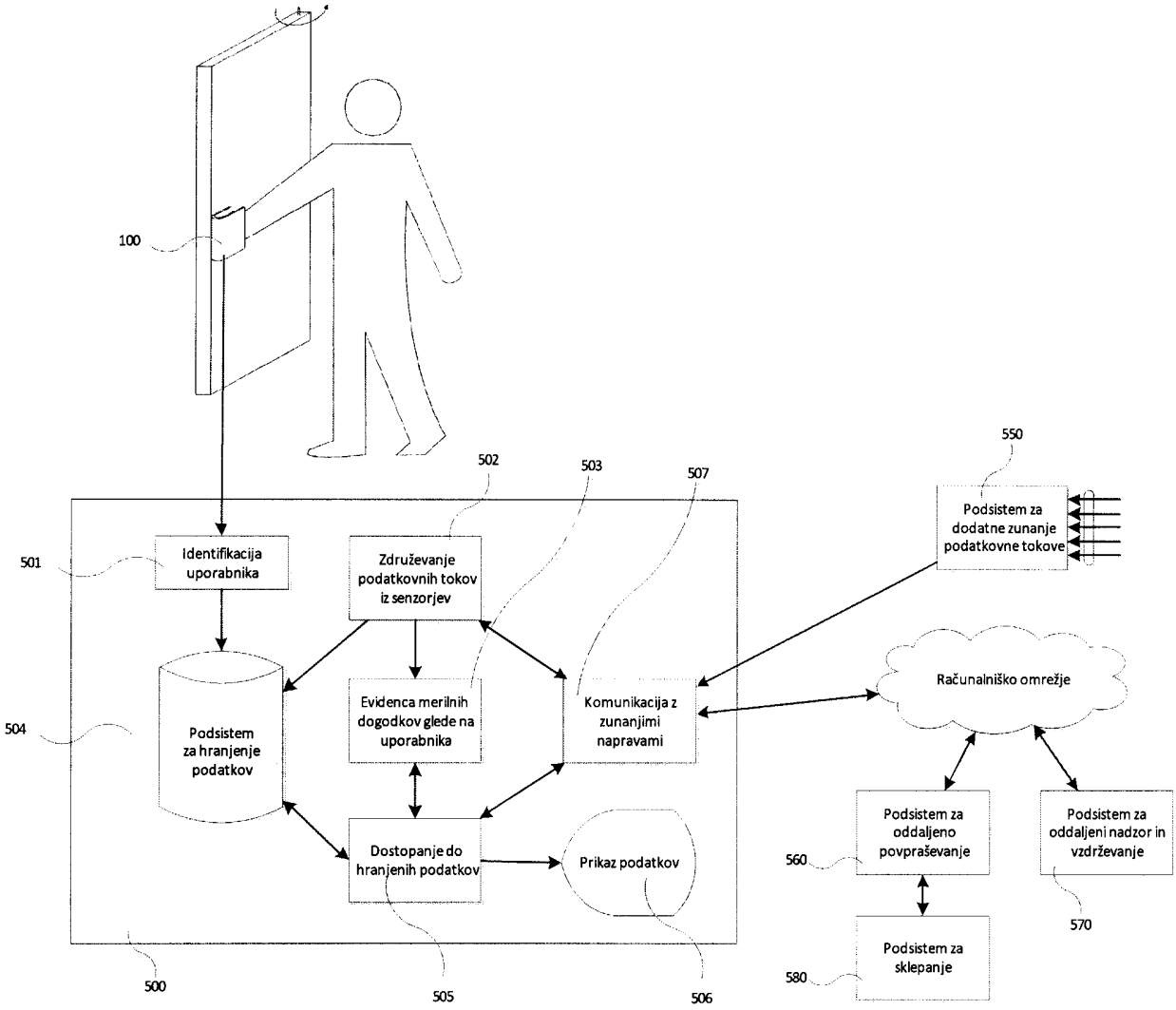
Slika 6



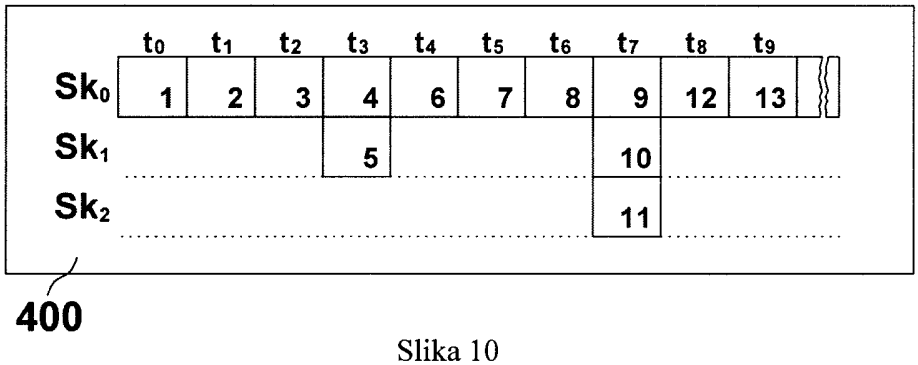
Slika 7



Slika 8

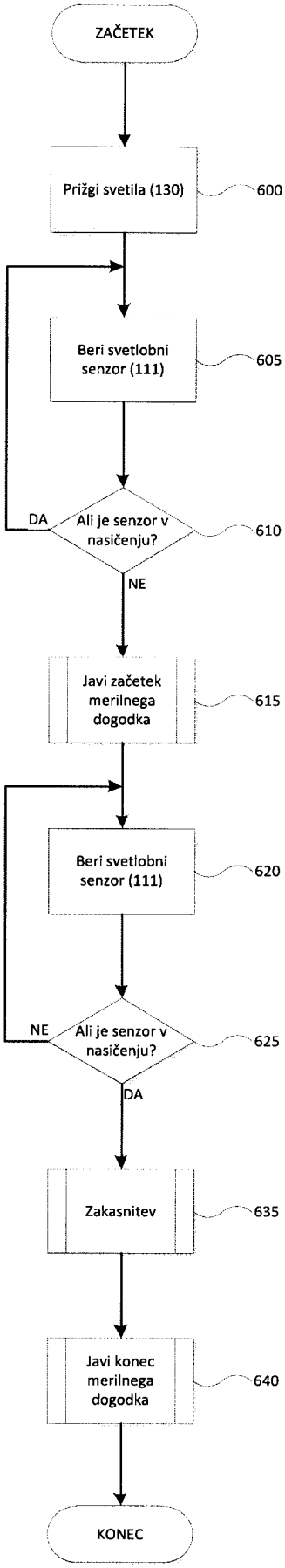


Slika 9



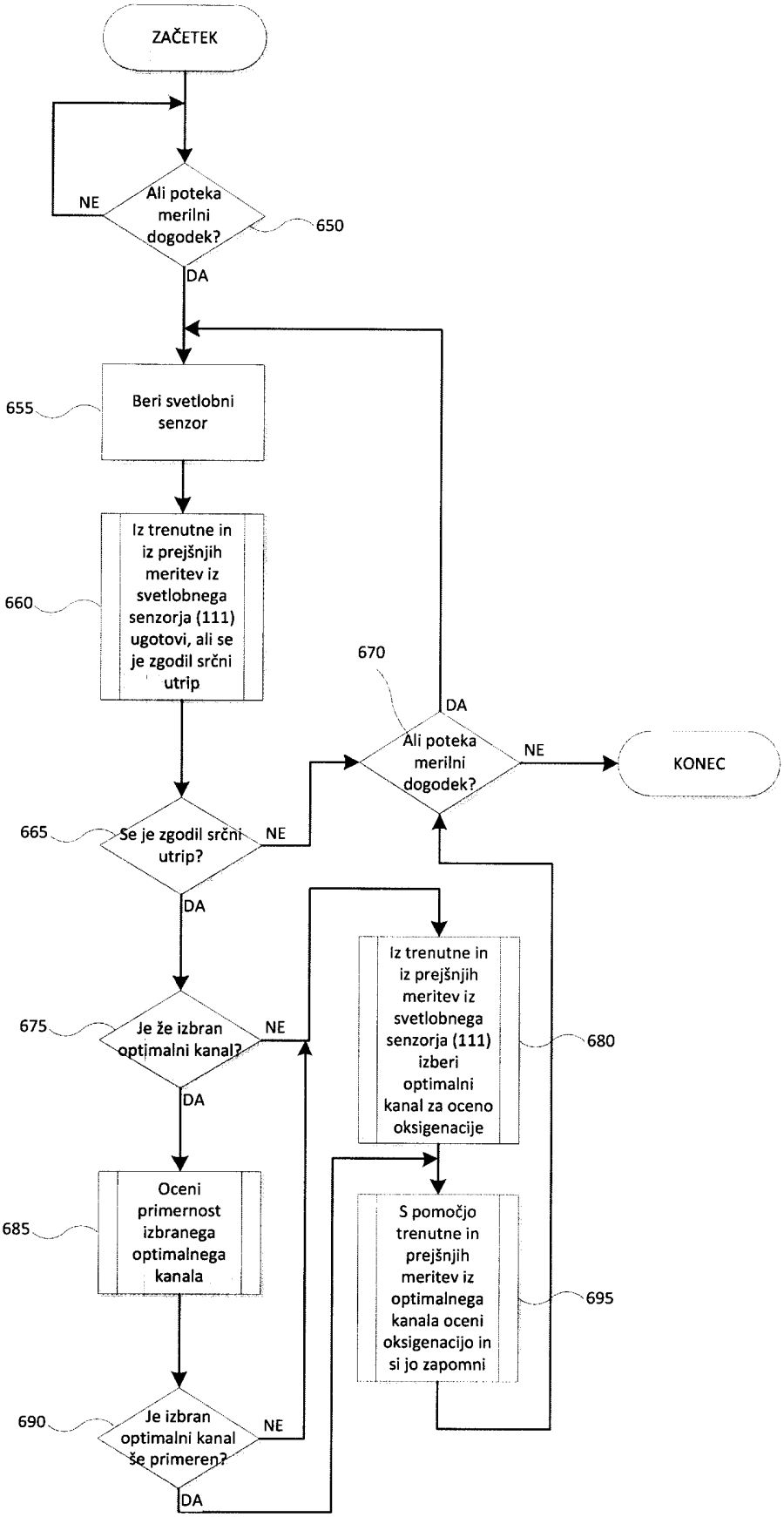
Slika 10

14.06.12



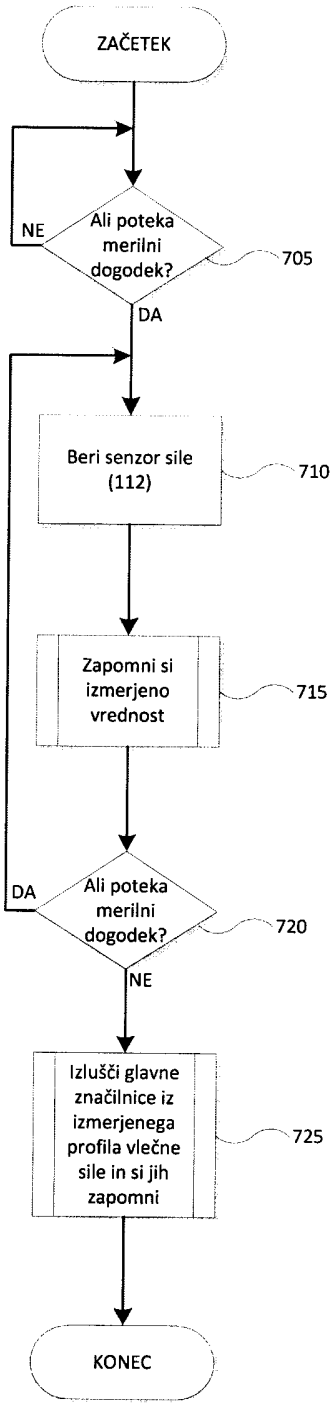
Slika 11

14.08.12



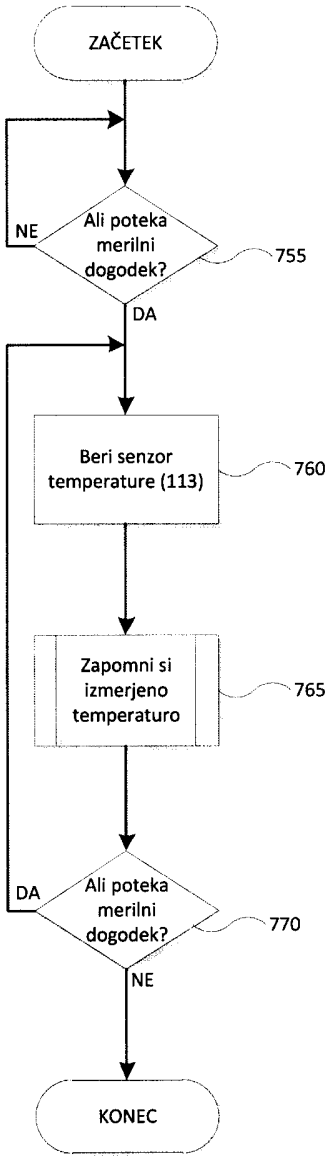
Slika 12

14.06.12



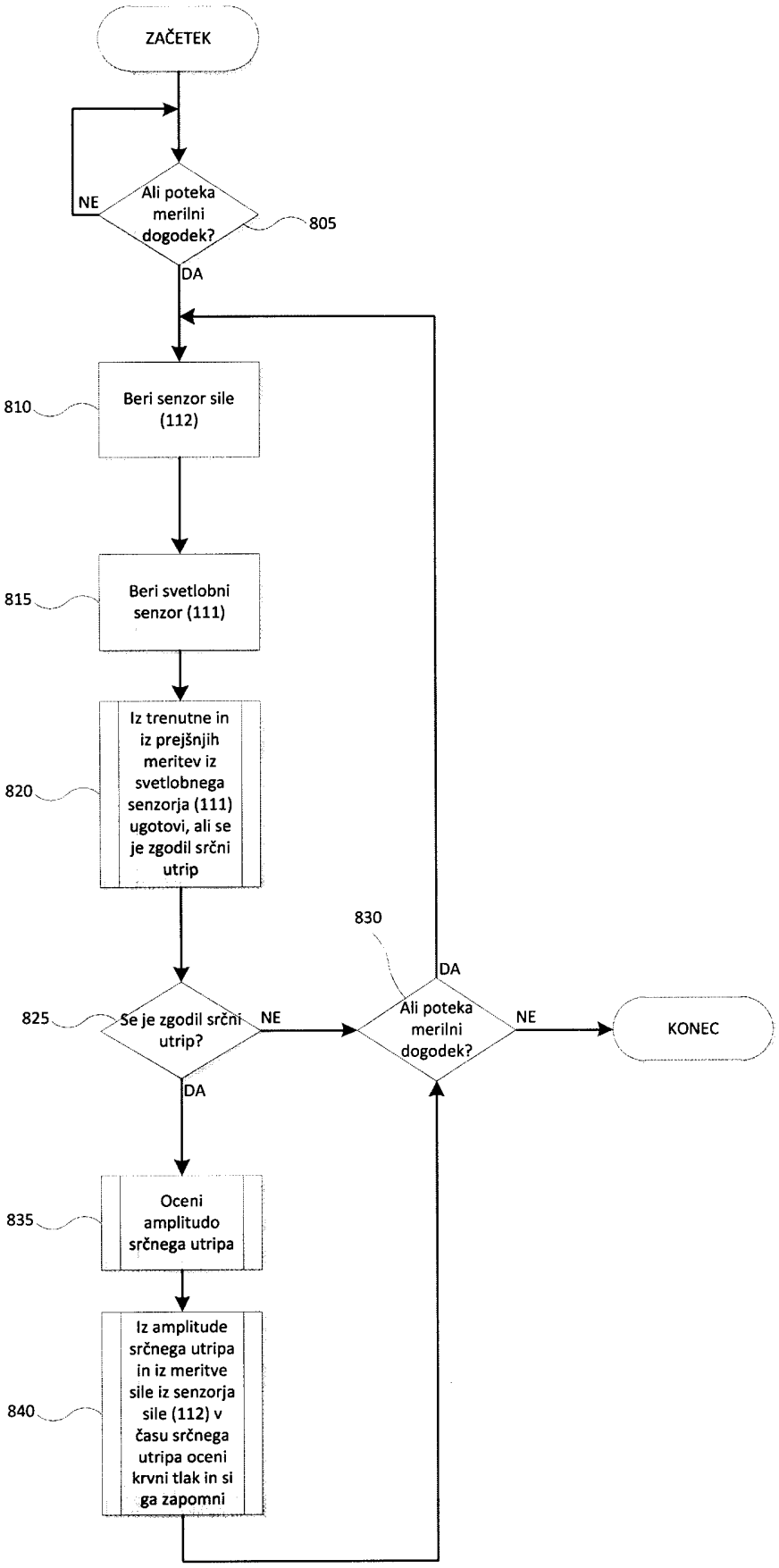
Slika 13

14.06.12



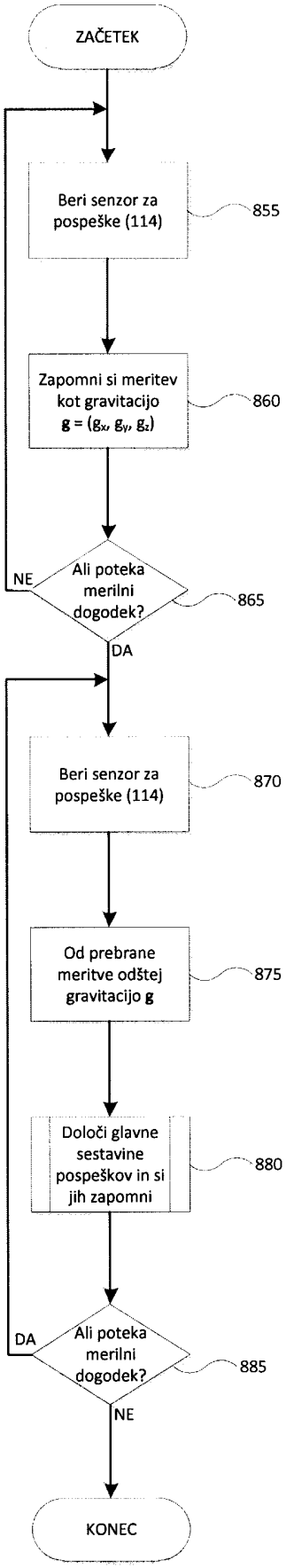
Slika 14

14.08.12



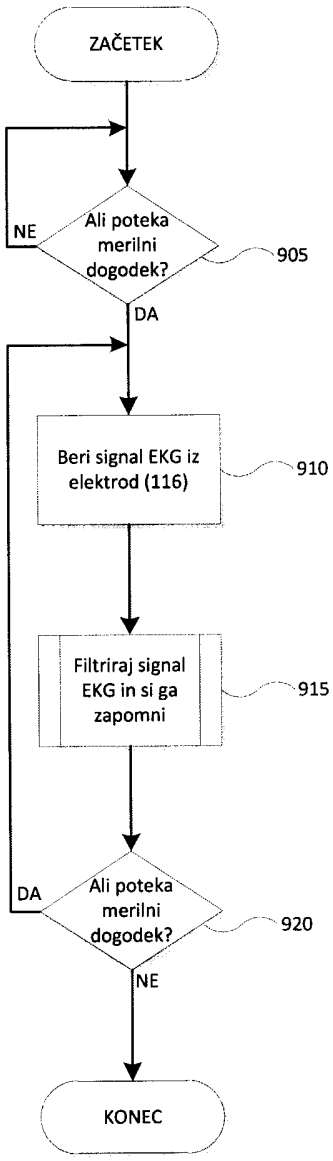
Slika 15

14.09.12



Slika 16

14.09.12



Slika 17