

ÚRAD  
PRIEMYSELNÉHO  
VLASTNÍCTVA  
SLOVENSKEJ REPUBLIKY

# ÚŽITKOVÝ VZOR

- (21) Číslo prihlášky: **158-2022**  
 (22) Dátum podania prihlášky: **7. 12. 2022**  
 (30) Údaje o prioritě:  
 (43) Dátum zverejnenia prihlášky: **29. 3. 2023**  
 Vestník ÚPV SR č.: **6/2023**  
 (45) Dátum oznámenia o sprístupnení dokumentu: **26. 7. 2023**  
 Vestník ÚPV SR č.: **14/2023**  
 (62) Číslo pôvodnej prihlášky v prípade vylúčenej prihlášky:  
 (67) Číslo pôvodnej patentovej prihlášky v prípade odbočenia:  
 (86) Číslo podania medzinárodnej prihlášky podľa PCT:  
 (87) Číslo zverejnenia medzinárodnej prihlášky podľa PCT:  
 (96) Číslo podania európskej patentovej prihlášky:

(11) Číslo dokumentu:

# 9811

(13) Druh dokumentu: Y1

(51) Int. Cl.:

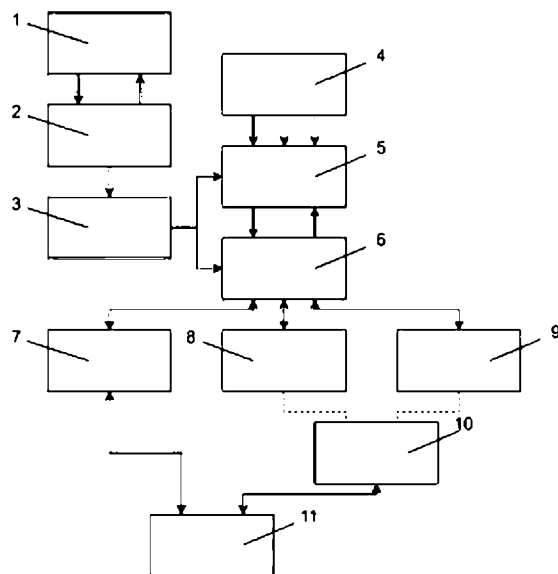
**A61B 5/00** (2006.01)  
**A61B 5/0205** (2006.01)

- (73) Majiteľ: **Žilinská univerzita v Žiline, Žilina, SK;**  
 (72) Pôvodca: **Borik Štefan, doc. Ing., PhD., Krásno nad Kysucou, SK;**  
**Strych Juraj, Bc., Krásno, SK;**

(54) Názov: **Zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti**

(57) Anotácia:

Zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti pozostáva z nabíjacieho a monitorovacieho obvodu (1) akumulátora, akumulátora (2), regulátora (3) napätia, sústavy (4) planárnych cievok, digitálneho prevodníka (5) indukčnosti, mikrokontroléra (6) a obvodov slúžiacich na prenos dát, konkrétne bloku (7) sériovej komunikácie alebo bloku (8) rádiových komunikácií a bloku (9) bluetooth komunikácie. Pre prípad bezdrôtovej komunikácie zapojenie obsahuje aj výstupné komunikačné obvody (10) pre potreby zmien nastavení digitálneho prevodníka (5) indukčnosti a mikrokontroléra (6). Spracovanie a ukladanie dát je zabezpečené vhodným výpočtovým zariadením (11).



## Oblasť techniky

Technické riešenie sa týka zapojenia na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti prostredníctvom digitálneho prevodníka indukčnosti a planárnych cievok. Technické riešenie spadá do oblasti biomedicínskeho inžinierstva.

## Doterajší stav techniky

Monitorovanie životných funkcií zohráva dôležitú úlohu pri hodnotení stavu organizmu a včasnej diagnostike ochorení. Etablované metódy poskytujú množstvo užitočných informácií o fyziologických alebo patofyziologických procesoch v ľudskom organizme s vysokou spoľahlivosťou. Ich dlhodobá a kontaktná aplikácia môže pacientom vyvolávať pocity nepohodlia. Napr. používanie nalepovacích elektród pri elektrokardiografii môže viesť k vzniku alergických reakcií. Inovatívne riešenia sú schopné kardiorespiračnú činnosť zaznamenávať bezkontaktné a bez použitia pohybu obmedzujúcich vodičov.

Prvé riešenia využívajúce indukčnú väzbu medzi telom pacienta a cievkou sa začali objavovať v prvej polovici minulého storočia. Z meraní vodivosti hrudníka indukčnou metódou vyplynulo, že vplyvom respirácie dochádza k fluktuácii nameranej hodnoty vodivosti o 4 % a vplyvom srdcových úderov o 1 % (pozri Tarjan, P. P., & McFee, R. (1968). *Electrodeless measurements of the effective resistivity of the human torso and head by magnetic induction*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (4), 266-278). Systémy využívajúce budiace a snímacie cievky boli schopné zachytiť kardiorespiračnú aktivitu a boli implementované do lôžka na bezkontaktné meranie životných funkcií (Steffen, M., & Leonhardt, S. (2008). *Non-contact monitoring of heart and lung activity by magnetic induction measurement*. *Acta Polytechnica*, 48(3)).

Dvojica budiacej a snímačej cievky môže byť nahradená samostatnou cievkou. Striedavý prúd prechádzajúci induktorom generuje nestacionárne magnetické pole v jeho okolí. Vo vodivom materiáli sa indukujú vírivé prúdy, ktorých magnetické pole pôsobí proti poľu, ktoré tieto prúdy vyvolalo (Lenzov zákon). Zapojenia s jednou cievkou zvyčajne obsahujú Colpittsov, Hartleyho alebo Clappov oscilátor fungujúci ako generátor kmitov potrebný na budenie cievky. Získaný signál je modulovaný vplyvom zmien hrudnej impedancie v dôsledku hrudnej aktivity. Frekvenčná zmena môže byť odmeraná prostredníctvom frekvenčného počítadla. Obdobné zapojenie implementovali do sedadla v Teichmann, D., Foussier, J., Jia, J., Leonhardt, S., & Walter, M. (2013). *Noncontact monitoring of cardiorespiratory activity by electromagnetic coupling*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(8), 2142-2152. Rovnaká výskumná skupina vykonala štúdie týkajúce sa citlivosti, hĺbky prieniku, vplyvu prídavných cievok a integrácie cievok do textilu (Teichmann, D., Kuhn, A., Leonhardt, S., & Walter, M. (2014). *The MAIN shirt: A textile-integrated magnetic induction sensor array*. *Sensors*, 14(1), 1039-1056).

Digitálny prevodník indukčností (ďalej LDC, z angl. Inductance-to-Digital Converter) zaznamenáva zmeny rezonančnej frekvencie použitej detekčnej (napr. planárnej) cievky spôsobené kardiorespiračnou činnosťou. V nositeľných zariadeniach spĺňa toto riešenie požiadavky nízkej spotreby energie a malých rozmerov. V kombinácii so senzorom umiestneným v textile alebo priamo z neho vyhotoveným a bezdrôtovou komunikáciou sa dáta posielajú do centrálného uzla, v ktorom dôjde k ich spracovaniu. Centrálny uzol prijíma dáta z viacerých senzorov umiestnených na rôznych miestach s cieľom zaznamenať dychovú, resp. srdcovú aktivitu (pozri Brezilianu, A., Geman, O., Zbancioc, M. D., Hagan, M., Aghion, C., Hemanth, D. J., & Son, L. H. (2019). *IoT based heart activity monitoring using inductive sensors*. *Sensors*, 19(15), 3284).

## Podstata technického riešenia

Uvedené technické riešenia síce umožňujú sledovanie kardiorespiračnej činnosti, ale len v obmedzenom rozsahu. Ich limitáciou je výber senzorov, príp. voľba technických prostriedkov spracovania signálov. Niektoré riešenia neumožňujú digitálne spracovanie signálov a ich výstupom je len signál v jeho analógovej forme. Ďalšou nevýhodou týchto riešení je, že na detekciu zmien indukovaného magnetického poľa využívajú analógové diskkrétne zapojenie v podobe oscilátora a zároveň takto detegovaný signál priemerujú, čo síce zvyšuje odstup signálu od šumu, ale na druhej strane tento spôsob spracovania negatívne ovplyvňuje celkovú dynamiku zariadenia. Riešením je využitie digitálneho prevodníka indukčnosti, ako je uvedené aj v doterajšom stave techniky. Toto riešenie využíva LDC s rozlíšením 28 bitov a simultánny záznam len z dvoch kanálov, čo nemusí byť dostatočný počet na detekciu kardiorespiračnej činnosti a elimináciu nežiaducich artefaktov. Uvedené nedostatky do značnej miery odstraňuje zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s

využitím digitálneho prevodníka indukčnosti, ktorý ponúka kompromis v podobe 24-bitového rozlíšenia. Takéto rozlíšenie je úplne postačujúce na snímanie kardiorespiračnej činnosti a zároveň znižuje počet prenášaných bajtov o jeden v porovnaní s 28-bitovým riešením, kde je nutný 4-bajtový prenos a 4 bity sú teda redundantné. Zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti zároveň umožňuje pripojenie sústavy planárnych cievok s počtom do 4 kusov, čo je o dve snímacie cievky navyše oproti už existujúcemu riešeniu a umožňuje tak robustnejšie snímanie kardiorespiračnej činnosti z viacerých miest simultánne, prípadne lepšiu elimináciu napr. pohybových artefaktov. Zároveň nie je potreba priemerovania údajov vďaka prevodníku s vysokým rozlíšením, čo pozitívne ovplyvňuje celkovú dynamiku meracieho zariadenia. Dáta sú po predspracovaní zároveň dostupné v digitálnej forme na ďalšie spracovanie na vybranom výpočtovom zariadení.

Zdroj energie potrebný na správny chod systému zabezpečuje jednosmerný (DC) napäťový zdroj alebo akumulátor. Jeho monitorovanie a nabíjanie sú zabezpečené príslušným nabíjacím obvodom. LDC a mikrokontrolér sú napájané prostredníctvom napäťového regulátora pripojeného na DC zdroj alebo akumulátor.

Ako senzor, resp. sústava senzorov, sú využívané planárne cievky. Planárna cievka sa pritom správa ako rezonančný obvod. Jej rezonančná frekvencia závisí od hodnoty indukčnosti a parazitnej kapacity cievky. Princíp merania je založený na indukčnej väzbe medzi vyšetrovaným médiom a planárnou cievkou. Zmeny vlastností vyšetrovaného objektu spôsobujú zmeny vlastností meracej planárnej cievky. LDC túto zmenu zachytáva prostredníctvom snímania rezonančnej frekvencie planárnej cievky. Rezonančná frekvencia planárnej cievky je prostredníctvom LDC zosnímaná s preddefinovanou vzorkovacou frekvenciou a následne poslaná cez počítačovú sériovú zbernicu I<sup>2</sup>C (z angl. Inter-Integrated Circuit) do mikrokontroléra. Dostatočne vysoká vzorkovacia frekvencia a amplitúdové rozlíšenie je vhodné na monitorovanie zmien impedancie spôsobených kardiorespiračnou činnosťou.

Výsledný signál získaný touto metódou je závislý od množstva faktorov. Medzi faktory sa môžu zahrnúť parametre cievky, umiestnenie senzora, nastavenie registrov LDC či prítomnosť náhodných artefaktov (napr. pohyb). S rastúcim priemerom cievky rastie hĺbka prieniku magnetického poľa (elektromagnetickej vlny), a teda senzor je schopný zachytiť zmeny média vo väčšej vzdialenosti, prípadne hĺbke vyšetrovaného materiálu. Zmena indukčnosti cievky ovplyvňuje jej výslednú rezonančnú frekvenciu. Väčšina dostupných LDC je schopná pracovať len v určitom frekvenčnom rozsahu a používaný senzor (planárna cievka) musí svojimi vlastnosťami spadať do tohto intervalu. Pomocou registrov zariadenia LDC je možné povoliť jednotlivé kanály, nastaviť periódu vzorkovania a iné parametre.

Signál získavaný z LDC je modulovaný zmenami hrudnej impedancie, ktorá je výsledkom fyziologických aktivít tela. Zmeny impedancie môžu byť spôsobené zmenami objemu – napr. zmeny objemu krvi pri systole a diastole, posunmi rozhraní rôznych tkanív – napr. nadvihnutie srdca pri inšpiriu, zmena geometrických rozmerov pľúc, či prostredníctvom mikroskopických procesov – napr. zmeny iónových koncentrácií. Vzdialenosť cievky od meraného média vplyva na výsledný signál a jej zmeny pri náhodných pohyboch spôsobujú vznik neželaných artefaktov vo výslednom signáli. Kvalita signálu respiračnej a kardiovaskulárnej aktivity sa v závislosti od umiestnenia senzora mení. Optimálne umiestnenie senzorov môže závisieť i od meraného subjektu a môže byť určené experimentálne.

Dáta získavané z LDC môžu byť v závislosti od nastavenia registrov prepočítané na hodnoty rezonančnej frekvencie či indukčnosti. Mikrokontrolér môže byť okrem zabezpečenia obojsmernej komunikácie použitý aj na základné spracovanie dát (napr. priemerovanie a následné zvyšovanie pomeru signál/šum).

Dáta sú následne prostredníctvom drôtovej, resp. bezdrôtovej komunikácie posielané do výpočtového zariadenia (napr. počítač – PC). Prostredníctvom rozhrania asynchrónnej sériovej linky (UART) môžu byť dáta priamo posielané do PC. V prípade bezdrôtovej komunikácie prostredníctvom rádiových frekvencií (RF) modulov môže byť zapojenie doplnené o centrálny uzol komunikujúci s PC. Výhoda tohto riešenia spočíva v jednoduchom pridaní ďalších senzorických jednotiek a vytvorení bezdrôtovej IoT (Internet of Things) siete schopnej získavať dáta z niekoľkých jednotiek súčasne. V prípade použitia bluetooth komunikácie takýto uzol potrebný nie je a je možné využiť vstavanú komunikáciu počítača či smartfónu.

V počítači dáta podliehajú filtrácii digitálnymi filtrami a ďalšiemu spracovaniu v závislosti od použitia. Sú vykreslené a následne uložené na ďalšiu analýzu.

### Prehľad obrázkov na výkresoch

Na obr. 1 je zachytená bloková schéma zapojenia na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti.

## Príklady uskutočnenia

Zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti podľa obr. 1 pozostáva z akumulátora 2, ktorý slúži ako jednosmerný zdroj energie na napájanie celého zapojenia. Akumulátor 2 je možné nabíjať a monitorovať jeho nabitie pomocou nabíjacieho a monitorovacieho obvodu 1 akumulátora. Napájacie vodiče akumulátora 2 sú prepojené s minimálne dvomi regulátormi 3 napätia, ktoré zabezpečujú požadované napäťové napájacie úrovne pre jednotlivé obvody zapojenia. Centrálnou časťou zapojenia je mikrokontrolér 6, ktorý je pripojený napájacími vodičmi na regulátor 3 napätia. Ďalší regulátor 3 napätia je prepojený napájacími vodičmi s digitálnym prevodníkom 5 indukčnosti, ktorý je prepojený s mikrokontrolérom 6 pomocou dátových signálových vodičov. Na digitálny prevodník 5 indukčnosti je signálovými analógovými vodičmi pripojená sústava 4 planárnych cievok, ktorá slúži ako senzory na detekciu kardiorespiračnej činnosti. Mikrokontrolér 6 na ovládanie digitálneho prevodníka 5 indukčnosti posiela informácie prostredníctvom bloku 7 sériovej komunikácie dátovými signálovými vodičmi na ďalšie spracovanie do výpočtového zariadenia 11. K výpočtovému zariadeniu 11 sú pomocou digitálnych signálových vodičov pripojené výstupné komunikačné obvody 10 na bezdrôtovú komunikáciu a zasielanie údajov z mikrokontroléra 6 do výpočtového zariadenia 11 cez blok 8 rádiových komunikácie alebo blok 9 bluetooth komunikácie, ktoré sú k mikrokontroléru 6 pripojené dátovými signálovými vodičmi.

### Príklad 1

V tomto konkrétnom vyhotovení je sústava 4 planárnych cievok umiestnená v operadle kancelárskeho kresla s cieľom monitorovať kardiorespiračnú činnosť sediaceho. Sústava 4 planárnych cievok je umiestnená vo výške hrudníka sediaceho. Napájanie zariadenia je zabezpečené pomocou akumulátora 2 a prostredníctvom regulátorov 3 napätia sú privedené vhodné napájacie napätia na príslušné vývody mikrokontroléra 6 a digitálny prevodník 5 indukčnosti. Komunikácia medzi kreslom a výpočtovým zariadením 11 je zabezpečená prostredníctvom bloku 9 bluetooth komunikácie a výstupných komunikačných obvodov 10. Nastavenie digitálneho prevodníka 5 indukčnosti sa mení dynamicky v závislosti od aktuálnej situácie. V prípade, ak sediaci nie je prítomný, vzorkovacia frekvencia je znížená na minimum a je povolený len jediný kanál s cieľom minimalizovať energetickú spotrebu zariadenia. V tomto režime nedochádza k posielaniu dát do výpočtového zariadenia 11. Po detekcii prítomnosti používateľa sa systém prepne do aktívneho režimu, povolia sa všetky kanály a zvýši sa vzorkovacia frekvencia digitálneho prevodníka 5 indukčnosti s cieľom maximalizovať kvalitu získaných dát. V tomto režime dochádza k odosielaniu dát do výpočtového zariadenia 11, kde dochádza k ich spracovaniu. Dáta sú filtrované digitálnymi filtermi vo frekvenčnom intervale dýchania a srdcovej aktivity. Po ďalšom spracovaní dát dôjde k vyhodnoteniu dychovej a respiračnej aktivity sediaceho. Z kontinuálneho merania variability srdcovej frekvencie môže byť vyhodnotená stresová záťaž používateľa. V aplikácii výpočtového zariadenia 11 sú sprístupnené grafy vývoja kardiorespiračnej aktivity, úrovne stresu ako aj času stráveného sedením.

### Príklad 2

V tomto konkrétnom vyhotovení je sústava 4 planárnych cievok umiestnená v operadle niekoľkých kancelárskych kresiel s cieľom monitorovať kardiorespiračnú činnosť sediacich. Sústava 4 planárnych cievok je umiestnená vo výške hrudníka sediacich. Napájanie zariadenia je zabezpečené pomocou akumulátora 2 a prostredníctvom regulátorov 3 napätia sú privedené vhodné napájacie napätia na príslušné vývody mikrokontroléra 6 a digitálneho prevodníka 5 indukčnosti. Komunikácia medzi kreslami a výstupnými komunikačnými obvody 10 je zabezpečená prostredníctvom bloku 8 rádiových komunikácie v pásme 2,4 GHz. Nastavenie digitálneho prevodníka 5 indukčnosti jednotlivých kresiel sa mení dynamicky v závislosti od aktuálnej situácie. V prípade, ak sediaci nie je prítomný, vzorkovacia frekvencia je znížená na minimum a je povolený len jediný kanál s cieľom minimalizovať energetickú spotrebu zariadenia. V tomto režime nedochádza k posielaniu dát do výstupných komunikačných obvodov 10 a výpočtového zariadenia 11. Po detekcii prítomnosti používateľa sa systém prepne do aktívneho režimu, povolia sa všetky kanály a zvýši sa vzorkovacia frekvencia digitálneho prevodníka 5 indukčnosti s cieľom maximalizovať kvalitu získaných dát. V tomto režime dochádza k odosielaniu dát do výstupných komunikačných obvodov 10 a výpočtového zariadenia 11. Komunikácia medzi výstupnými komunikačnými obvody 10 a výpočtovým zariadením 11 je zabezpečená pomocou digitálnych signálových vodičov alebo bezdrôtovou technológiou. Dáta z jednotlivých zariadení sú filtrované digitálnymi filtermi vo frekvenčnom intervale dýchania a srdcovej aktivity. Po ďalšom spracovaní dát dôjde k vyhodnoteniu dychovej a respiračnej aktivity používateľov. Z kontinuálneho merania variability srdcovej frekvencie môže byť vyhodnotená stresová záťaž používateľov. V softvérovej aplikácii

výpočtového zariadenia 11 sú sprístupnené grafy vývoja kardiorespiračnej aktivity, úrovne stresu, ako aj času stráveného sedením.

### Príklad 3

5 V tomto konkrétnom vyhotovení je sústava 4 planárnych cievok umiestnená v lôžku (napr. matrac postele) s cieľom monitorovať kardiorespiračnú činnosť ležiaceho subjektu. Sústava 4 planárnych cievok umiestnená v matraci je rovnomerne rozložená v okolí hrudníka ležiaceho. Napájanie zariadenia je zabezpečené pomocou akumulátora 2 a prostredníctvom regulátorov 3 napätia sú privedené vhodné napájacie napätia na príslušné vývody mikrokontroléra 6 a digitálneho prevodníka 5 indukčnosti. Komunikácia medzi mikrokontrolérom 6 a

10 výpočtovým zariadením 11 je zabezpečená prostredníctvom bloku 7 sériovej komunikácie, prípadne bezdrôtovo pomocou bloku 8 rádiových frekvencií komunikácie alebo bloku 9 bluetooth komunikácie. V prípade bezdrôtovej komunikácie dáta z bloku 8 rádiových frekvencií komunikácie alebo bloku 9 bluetooth komunikácie sú prenesené najprv do výstupných komunikačných obvodov 10 a odtiaľ do výpočtového zariadenia 11. Nastavenie digitálneho prevodníka 5 indukčnosti sa mení dynamicky v závislosti od aktuálnej situácie. V

15 prípade, ak subjekt nie je prítomný, vzorkovacia frekvencia je znížená na minimum a je povolený len jediný kontrolný kanál s cieľom minimalizovať energetickú spotrebu zariadenia. V tomto režime nedochádza k posielaniu dát do výpočtového zariadenia 11. V prípade prítomnosti používateľa sa systém prepne do aktívneho režimu, povolia sa všetky kanály a zvýši sa vzorkovacia frekvencia digitálneho prevodníka 5 indukčnosti s cieľom maximalizovať kvalitu získaných dát. V tomto režime dochádza k odosielaniu dát do

20 výpočtového zariadenia 11, kde dochádza k ich spracovaniu. Dáta sú filtrované digitálnymi filtermi vo frekvenčnom intervale dýchania a srdcovej aktivity. Po ďalšom spracovaní dát dôjde k vyhodnoteniu dýchovej a respiračnej aktivity subjektu. Z kontinuálneho merania variability srdcovej frekvencie môže byť vyhodnotená jeho stresová záťaž. V softvérovej aplikácii výpočtového zariadenia 11 sú sprístupnené grafy vývoja kardiorespiračnej aktivity a úrovne stresu. Meranie kardiorespiračnej aktivity takouto metódou je

25 bezkontaktné a pacienta žiadnou formou neobmedzuje. Kvalita získaných signálov závisí od vlastností použitých senzorov, polohy vyšetřovaného subjektu a množstva pohybových artefaktov.

### Priemyselná využiteľnosť

30 Monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti môže byť aplikované v medicíne, automobilovom priemysle či spotrebiteľskom sektore na bezkontaktné snímanie a vyhodnocovanie dýchania a srdcovej aktivity. Medzi výhody tohto spôsobu merania patrí najmä bezkontaktnosť, neinvazívnosť, nízka energetická závislosť, vysoké rozlíšenie, možnosť snímania z viacerých

35 kanálov či kompatibilita množstva druhov planárnych cievok – využívaných ako senzorov. Sensory môžu byť implementované do lôžok či operadiel, nedochádza k akémukoľvek obmedzeniu používateľa pri meraní. Prenos dát medzi mikrokontrolérom a výpočtovým zariadením môže byť zabezpečený káblom alebo bezdrôtovo pomocou bluetooth alebo RF komunikáciou.

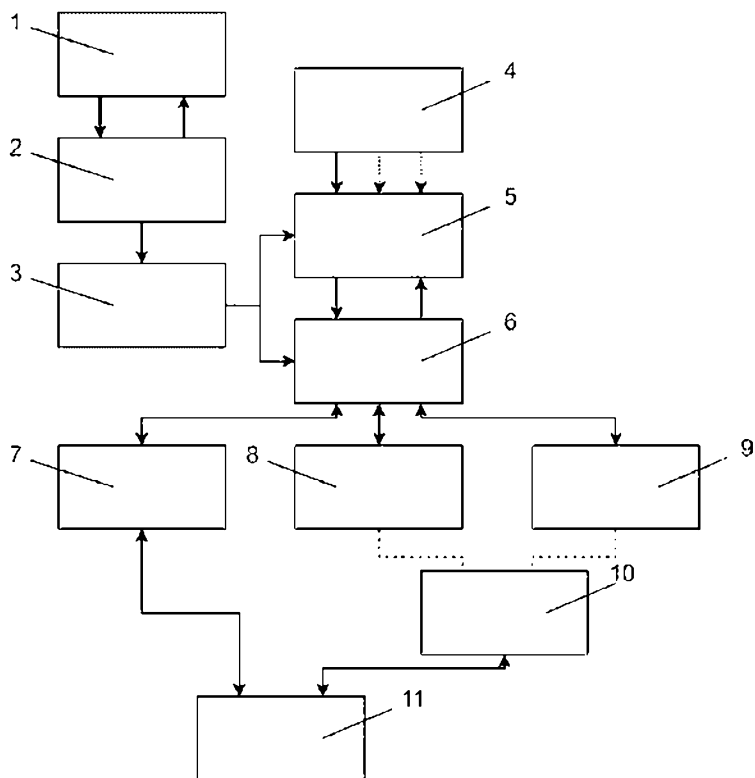
Zoznam vzťahových značiek

- 1 – nabíjací a monitorovací obvod akumulátora
- 2 – akumulátor
- 5 3 – regulátor napätia
- 4 – sústava planárnych cievok
- 5 – digitálny prevodník indukčnosti
- 6 – mikrokontrolér
- 7 – blok sériovej komunikácie
- 10 8 – blok rádiových komunikácií
- 9 – blok bluetooth komunikácie
- 10 – výstupné komunikačné obvody

**NÁROKY NA OCHRANU**

Zapojenie na monitorovanie kardiorespiračnej činnosti s využitím digitálneho prevodníka indukčnosti, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že pozostáva z akumulátora (2), ďalej z nabíjacieho a monitorovacieho obvodu (1) akumulátora na jeho riadenie, pričom napájacie vodiče akumulátora (2) sú prepojené s regulátormi (3) napätia a na tieto sú napájacími vodičmi pripojené mikrokontrolér (6) a digitálny prevodník (5) indukčnosti vzájomne prepojené pomocou dátových signálových vodičov, pričom na digitálny prevodník (5) indukčnosti je signálovými analógovými vodičmi pripojená sústava (4) planárnych cievok na detekciu kardiorespiračnej činnosti, ďalej pozostáva z bloku (7) sériovej komunikácie na prenos dát z mikrokontroléra (6) do výpočtového zariadenia (11) alebo bloku (8) rádiových komunikácií a bloku (9) bluetooth komunikácie na prenos dát z mikrokontroléra (6) do výpočtového zariadenia (11) pri bezdrôtovej komunikácii pomocou k nemu pripojených výstupných komunikačných obvodov (10).

**1 výkres**



Obr. 1