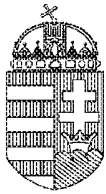


(19) Országkód

HU



**MAGYAR
KÖZTÁRSASÁG**

**MAGYAR
SZABADALMI
HIVATAL**

SZABADALMI LEÍRÁS

(21) A bejelentés ügyszáma: P 95 01512

(22) A bejelentés napja: 1995. 05. 23.

(45) A megadás meghirdetésének a dátuma a Szabadalmi
Közlönyben: 1999. 12. 28.

(11) Lajstromszám:

216 847 A

(51) Int. Cl.⁶

A 61 B 5/02

(72) (73) Feltalálók és szabadalmasok:

dr. Domján Gyula, Budapest (HU)

Gyarmati László, Budapest (HU)

Gödölle László, Budapest (HU)

dr. Jákó János, Budapest (HU)

dr. Kaffka Károly, Budapest (HU)

dr. Vályi-Nagy István, Budapest (HU)

(74) Képviselő:

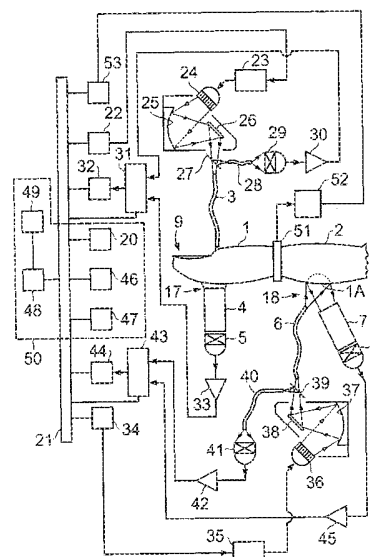
Gödölle, Kékes, Mészáros & Szabó Szabadalmi és
Védjegy Iroda, Budapest

(54) Eljárás és berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására

KIVONAT

A találmány egyrészt eljárás vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek során élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugározzák, mérik a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás intenzitásának spektrumértékeit, és a mért spektrumértékek alapján meghatározzák a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét, amely eljárásnál a testrésznek a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében transzmissziós spektrumát, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében pedig reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumát mérik meg, és a két spektrumot egyetlen spektrumként kezelve határozzák meg az egy vagy több vérösszetétel-paraméter értékét. A találmány szerint az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához a spektrumértékek kiválasztását az élő szervezet szívverésével szinkronizálva végzik.

A találmány másrészt berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek élő szervezet vért tartalmazó testrészét, például ujját (9)



4. ábra

A leírás terjedelme 14 oldal (ezen belül 4 lap ábra)

HU 216 847 A

közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugárzó optikai eszköze, a testrészről, például ujjból (9) kilépő elektromágneses sugárzás spektrális intenzitását mérő eszköze és a mért spektrumértékek alapján a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét meghatározó adatfeldolgozó egysége (50) van. A berendezésben a besugárzó optikai eszköz és a spektrális intenzitást mérő eszköz a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében a testrészt, például ujj (9) transzmissziós spektrumának mérésére

szolgáló első optikai elrendezést (17) és a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében a testrészt, például ujj (9) reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumának mérésére szolgáló második optikai elrendezést (18) tartalmaz. A találmány szerinti berendezés az élő szervezet szívverésének megfelelően változó jellemzőt érzékelő szervet, például pulzusérzékelőt (51) és az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához a spektrumértékeket eme jellemző változásával szinkronban kiválasztó eszközöket tartalmaz.

A találmány tárgya eljárás és berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására.

Az orvosi diagnosztikában és gyógyászatban gyakran szükséges különféle vérösszetétel-paraméterek, például a vér glükóz- (vércukor), fehérje-, albumin-, kreatinin-, karbamid-, koleszterin-, triglicerid-, kolinészteráz-, hemoglobin- stb. tartalmának meghatározása. Különösen fontos a glükóztartalom mérése, mivel a diabetes mellitus, a cukorbetegség szinte népbetegségnek számít. A lakosság nem elhanyagolható része, például az USA-ban 2–4%-a, szenved ebben a megbetegedésben. A betegség gyakoriságában földrajzi eltérések vannak, és a számarányt jelentősen befolyásolják az életkörülmények, valamint az etnikai hovatartozás is. A betegségnek két fajtája ismeretes, az egyik elsősorban fiatal korban alakul ki, a másik pedig idős korban. A gyógykezelés részben diétával, részben szájon keresztül szedhető gyógyszerekkel, illetve injekció formájában adható inzulinnal történik. Közös azonban – bármilyen módon is történik a kezelés – a glükóztartalom rendszeres ellenőrzése. A korszerű kezelési szemlélet alapján törekedni kell arra, hogy a glükóztartalom minél inkább az élettanihoz közeledjék. Emiatt a gyakori vércukormérés elengedhetetlenül fontos. Kórházi körülmények között is gyakori, hogy csupán a glükóztartalom meghatározása szükséges. Ma a cukorbeteg egy része saját maga, otthon határozza meg vércukrát. Ez elsősorban a fejlett egészségügyi kultúrával rendelkező területeken szokásos, de a cél az lenne, hogy lényegében minden beteg kapjon erre lehetőséget.

Elterjedten használnak olyan célműszereket, amelyek reagensekkel átitatott papíresíkokra csöppentett vér segítségével, fotometrálassal határozzák meg a glükóztartalmat. A módszer azonban közel sem nevezhető tökéletesnek, mert számos körülmény – így a papíresíkok kora, a hőmérséklet, a vérvétel és a csöppentés közötti időtartam – kedvezőtlenül befolyásolja a mérési pontosságot. A legfőbb gond azonban abból adódik, hogy a beteget minden esetben meg kell szűrni, mivel a meghatározáshoz vér szükséges. Akár saját magát szűrja meg a beteg, akár más szűrja őt meg, biztosítani kell a sterilítást, a bőrfelület – leggyakrabban az ujjbegy – és a szűrőtű tisztaságát. Igen komoly gondot jelent, még a legjobban kooperáló betegnél is, a szűrés ténye. Egy fiatal cukorbetegnél naponta többször kell ellenőrizni a vér glükóztartalmát, ez rengeteg szűrést jelent egy életen

15 keresztül, hiszen a cukorbetegség jelenleg nem gyógyítható.

A vérben lévő összetevőket, különösen a vér glükóztartalmát noninvazív technikával meghatározó berendezésnek a legfőbb előnye az lenne, hogy a beteget nem kell megszűrni. A glükóztartalmat a jelenleginél gyakrabban lehetne meghatározni, ez lehetővé tenné a pontosabb beállítást, és így a cukorbetegség szövőd-ményeinek nagyobb mértékű kiküszöbölését. A nehezen kooperáló betegek is szívesebben mérnék saját maguk vérük glükóztartalmát, hiszen a mérés teljesen fájdalommentes lenne. Továbbá teljes biztonsággal kizárható lenne a fertőzés. Nem kellene használni sem fertőtlenítéshez szükséges anyagokat, sem a vércukor meghatározásához eddig használt reagenseket, ennek környezetvédelmi szempontból is nagy jelentősége lenne, mivel világviszonylatban sok száz millió ember-ről van szó. Az otthoni felhasználás mellett hatalmas igényként jelentkezne a kórházi, rendelői, ügyeleti felhasználás is. A vér glükóztartalmának mérése gyakorlatilag az orvosi szakterületek mindegyikénél rutinszerűen szükséges.

Ismeretes, hogy egy anyagról visszavert vagy azon áthatolt elektromágneses sugárzás spektruma a vizsgált anyag összetételére vonatkozó értékes információk hordozója. Ezen információk kinyerésére számos matematikai módszer áll rendelkezésre. Ezek között említésre méltó a „multiple linear regression” (MLR), mely néhány jellemző hullámhosszon mért spektrumérték és a keresett összetevő között írja le az összefüggést, a keresett összetevő között írja le az összefüggést, a „principal component regression” (PCR), valamint a „partial least squares regression” (PLSR), melyek a keresett összetevő és úgynevezett látens változók közötti összefüggést írják le, ahol a látens változók mindegyike az összes mért spektrumérték függvényeként állítható elő lineáris egyenlet formájában.

Élő szervezet vérében az oxigéntartalom meghatározására az US 4086915 számú szabadalmi leírásban olyan megoldást javasoltak, amelynél kétféle hullámhosszúságú fényel sugározzák be a szervezet valamely testrészét, és transzmissziós vagy reflexiós módszerrel mérik a testrészből kilépő fény intenzitását. A szerves anyagok, így a testszövetek is, a közeli infravörös (NIR) hullámhossztartományban a legátlátszóbbak. Néhány centiméteres réteg átvilágítása után még jól mérhető transzmissziós spektrumot lehet kapni. Javasolták

már a NIR technika alkalmazását a vér glükóztartalmának noninvazív meghatározására. Ilyen készülékeket ismertettek az US 5 028 787, US 5 077 476, US 5 086 229, US 5 237 178 és US 5 362 966 számú szabadalmi leírásokban. Ezek a készülékek NIR technikával transzmissziós vagy interaktanciás mérési módban mérik valamely emberi testrészen található vér glükóztartalmát a 600–1100 nm-es hullámhossztartományban, ahol az elektromágneses sugarak áthatolóképessége a legnagyobb, és a szilíciumdetektorok érzékenysége is megfelelő. A NIR technikában az interaktanciás mérési módnál a sugárzásforrás és a detektor a mérendő objektum ugyanazon oldalán, például egymás mellett van elhelyezve, és a detektor az objektumba belépő és annak belsejében részben szóródó, részben visszaverődő infravörös sugárzást érzékeli. Az említett amerikai szabadalmi leírásokban ismertetett készülékek infravörös sugárzásforrást, például IRED-eket, a sugárzást a vizsgált testrészhöz vezető eszközöket, például száloptikát vagy lencsét, keskenysávú szűrőket, a testrészt, például az ujjat a mérőműszerben pozicionáló elemeket, a testrészt vastagságát mérő elemeket, a testrészt és a környezet hőmérsékletét mérő és jelet adó elemeket, a testrészből kilépő sugárzás mérésére szolgáló detektort, erősítőt, jelfeldolgozót és kijelzőegységet tartalmaznak. A jelfeldolgozásnál a mért spektrum első és második deriváltjának, valamint normalizálásnak használatát ajánlják. A mérés helyétől az első ujjpercet közvetlenül a köröm mögött, az orrot, a fülcimpát, a csuklónál és a könyökhajlatnál látható vénát említik.

Mindaddig azonban nem sikerült a vér glükóztartalmának meghatározására olyan NIR technikájú noninvazív berendezést létrehozni, amely széles körben, kielégítő pontossággal alkalmazható lenne. Felismerésünk szerint ez egyrészt arra vezethető vissza, hogy az ismert módszerek szerint túl kevés spektrumértéket használtak fel. A fenti amerikai szabadalmi leírásokban ismertetett készülékekben csak néhány hullámhosszon mérik a spektrumot, és így nem küszöbölhető ki a mérést befolyásoló, zavaró jellemzők hatása. Ennek eredményeként egyes személyeknél a mérési eredmény nem értékelhető. Ha a spektrumértékek számát növelni kívánjuk, figyelembe kell venni, hogy a testszövetek jó átlátszóságát biztosító körülbelül 700–1100 nm-es hullámhossztartományban a felvehető spektrumértékek száma az előállítható monokromatikus sugarak minimális sáv szélessége miatt korlátozott. A körülbelül 700 nm alatti látható hullámhossztartományban pedig már kevésbé „átlátszóak” a testszövetek, továbbá a sokadik felharmonikustól származó abszorpciós csúcsok is kis amplitúdójúak és az átlapolások miatt elmosódotak. A körülbelül 1100 nm feletti hullámhossztartományban viszont a szilíciumdetektorok érzékenysége meredeken csökken, és az „átlátszóság” is csökken, bár az abszorpciós csúcsok intenzitása nő, és azok jobban szétválnak. Amennyiben tehát a spektrumértékek számát, azaz az információtartalmat növelni akarjuk, azt részben a hosszabb hullámhosszak tartományából kell merítenünk, de ehhez ebben a hullámhossztartományban érzékeny más típusú detektorra, például InGaAs

vagy InGaAsP detektorra, és transzmissziós helyett reflexiós és/vagy interaktanciás mérési módra van szükség. A körülbelül 1100–1800 nm-es hullámhossztartományban ugyanis a sugarak még olyan mélyen be tudnak hatolni a testszövetekbe, hogy a testfelületről reflektált sugárzás spektrumában rejlő információ nem csak a felületről származik, azaz a spektrum részben interaktanciás jellegű.

A találmány tehát egyrészt eljárás vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek során élő szervezet vért tartalmazó testrészt közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugározzuk, mérjük a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás intenzitásának spektrumértékeit és a mért spektrumértékek alapján meghatározzuk a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét. A találmány szerint a testrésznek a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében transzmissziós spektrumát, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében pedig reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumát mérjük meg, és a két spektrumot egyetlen spektrumként kezelve határozzuk meg az egy vagy több vérösszetétel-paraméter értékét.

A találmány szerinti eljárásban előnyös, ha a transzmissziós spektrumot a 700 nm-től 1000–1100 nm-ig terjedő hullámhossztartományban, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot pedig az 1000–1100 nm-től 1800 nm-ig terjedő hullámhossztartományban mérjük, és mind a transzmissziós spektrumot, mind a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot legalább kilenc hullámhosszértéken vesszük fel. Célszerű azonban ennél nagyobb számú, például 32–32 hullámhosszértéken felvenni mindkét spektrumot, ezzel ugyanis a meghatározás pontossága növelhető. A transzmissziós spektrum hullámhossztartománya és a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum hullámhossztartománya a találmány szerinti eljárásban csatlakozhat egymáshoz, vagy elválasztható egymástól, avagy egymásba is nyúlhat. Ez utóbbi esetben vannak olyan hullámhosszértékek, amelyek mind transzmissziót, mind pedig reflexiót/interaktanciát mérünk.

A találmány szerinti eljárásban célszerű, ha a testrészből kilépő sugárzást a transzmissziós spektrumnál a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében érzékeny első detektálóeszközzel, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumnál pedig a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében érzékeny második detektálóeszközzel érzékeljük.

A találmány szerinti mérés bármely olyan testrészen elvégezhető, amely a transzmissziós méréshez kellő mértékben átlátszó. Előnyös azonban, ha mind a transzmissziós spektrumot, mind pedig a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot a vizsgált személy egyik ujján mérjük. Tekintve, hogy a két spektrum mérés hullámhosszban és/vagy időben is elválasztható, mindkét mérést elvégezhetjük az ujj ugyanazon ujjpercén, ami mind a mérés pontossága, mind a konstrukció szempontjából előnyös.

Eljárhatunk azonban úgy is, hogy a transzmissziós spektrumot a vizsgált személy egyik ujjának első ujj-

percén, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot pedig ugyanazon ujj második ujjpercén mérjük.

A transzmissziós spektrum és a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum spektrumértékeinek mérését egymástól időben úgy választhatjuk el, hogy a két spektrum spektrumértékeit időben egymás után mérjük meg. Adott esetben a mérési sebesség növelhető, ha a transzmissziós spektrum spektrumértékeit és a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum spektrumértékeit legalább részben az időben váltakozva mérjük meg, azaz egy transzmissziós mérés után egy reflexiós és/vagy interaktanciás mérés következik.

További felismerésünk szerint a vérösszetételparaméter-meghatározás pontossága növelhető, ha a spektrumértékek mérését, illetve a vérösszetételparaméter-meghatározáshoz történő kiválasztását a szívveréssel szinkronizáljuk. A mérés helyén, például az ujjbegyen a nyomás, s ezzel a mért testrész térfogata, vastagsága és természetesen a térfogatváltozással együtt a benne lévő vér mennyisége is a szív pulzusának megfelelő ütemben, periodikusan változik. Nem mindegy tehát, hogy e periódus melyik fázisában végezzük el a mérést, illetve mely fázisban nyert mérési eredményt használjuk fel. Egy mérés ideje, azaz egy teljes spektrum felvétele a jelenleg kapható optoelektronikai elemekkel néhány millisekundum, amely jóval kisebb, mint a szív 500–1000 ms-os periódusideje. A szinkronizáláshoz felhasználhatjuk a szívverés által létrehozott nyomásváltozásjelet, vagy a szívverés által okozott hangjelet. Mivel a szív szerteágazó érrendszerbe pumpálja periodikusan az oxigénben dúsított vért, és az a mérés helyére hidraulikus ellenállásokon (kapillárisokon) át időkésséssel érkezik, mégpedig az egyéntől is függő mértékű késéssel, a változó időkésség zavaró hatása kiküszöbölhető, ha a szinkronizáláshoz a mérés helyén, például az ujjon érzékelt pulzusjelet használjuk.

Különösen előnyös, ha a szinkronizáláshoz a szív periódusidejénél nagyobb gyakorisággal mért spektrumértékek legalább egy részét használjuk oly módon, hogy ezekből meghatározunk egy, a szívverés ritmusával együtt változó jellemzőt, és a spektrumértékeknek a vérösszetételparaméter-meghatározáshoz történő kiválasztását eme jellemző változásával szinkronizáljuk. Ilyen jellemző lehet például a mért spektrum meredeksége a 805 nm környékén, amely a vér oxigéntartalmának függvényében jelentősen változik. Az oxigéntartalomra jellemző spektrummeredekség meghatározható például a 780 nm és a 830 nm hullámhosszakon mért spektrumértékek különbsége alapján. A vérösszetétel-paraméter meghatározása célszerűen a maximális oxigéntartalom pillanatában felvett spektrum alapján történik, amikor is az egymás után következő maximális oxigéntartalompillanatokban felvett spektrumértékeket vagy az ezekből meghatározott vérösszetételparaméter-értékeket átlagoljuk. Nem szükségeszerű a vérösszetétel-paraméter meghatározását mindenkor a maximális oxigéntartalom-pillanatában felvett spektrumértékek alapján elvégezni, a találmány szempontjából csak az a fontos, hogy a szív periódusának mindig ugyanabban a fázisában mért spektrumértékeket használjuk fel.

A szív működés periódusidejénél jóval rövidebb idejű spektrumfelvételi időtartam esetén a mérések szünet nélkül is követhetik egymást, ekkor az a lényeg, hogy a szív periódusidejének vagy annak egész számú többszörösének megfelelő időtartam alatt mért spektrumértékeket vagy az ezekből meghatározott vérösszetételparaméter-értékeket kell átlagolni.

A találmány másrészt berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugárzó optikai eszköze, a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás spektrális intenzitását mérő eszköze és a mért spektrumértékek alapján a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét meghatározó adatfeldolgozó egysége van. A találmányt az jellemzi, hogy a besugárzó optikai eszköz és a spektrális intenzitást mérő eszköz a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében a testrész transzmissziós spektrumának mérésére szolgáló első optikai elrendezést és a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében a testrész reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumának mérésére szolgáló második optikai elrendezést tartalmaz.

Előnyösen mind az első, mind a második optikai elrendezés a testrész ugyanazon részénél, célszerűen az egyik ujj első ujjpercénél van elhelyezve. Elhelyezhető azonban az első optikai elrendezés a testrész egyik részénél, például az első ujjpercénél, a második optikai elrendezés pedig a testrész egy másik részénél, például a második ujjpercénél is.

A találmány szerinti berendezés kialakítható úgy, hogy az első optikai elrendezésnek változtatható, a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részébe eső hullámhosszú elektromágneses sugárzást előállító szerve és a testrészből kilépő sugárzást érzékelő, az említett alsó részben érzékeny első detektálóeszköze van, a második optikai elrendezésnek változtatható, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részébe eső hullámhosszú elektromágneses sugárzást előállító szerve és a testrészből kilépő sugárzást érzékelő, az említett felső részben érzékeny második detektálóeszköze van.

Az is lehetséges azonban, hogy az első és a második optikai elrendezésnek közös infravörös sugárzásforrása, a testrészből transzmisszió folytán kilépő sugárzás érzékelésére a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében szelektív első detektálóeszköze, valamint a testrészből reflexió és/vagy interaktancia folytán kilépő sugárzás érzékelésére a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében szelektív második detektálóeszköze van.

A találmány szerinti berendezésnek az egy vagy több vérösszetételparaméter-értékét a transzmissziós spektrum mért spektrumértékeiből, valamint a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum mért spektrumértékeiből mint egyetlen spektrum spektrumértékeiből meghatározó adatfeldolgozó egysége van. A meghatározáshoz előzőleg a berendezést ismert összetételű vérmintákon végzett mérések alapján minden egyes meghatározni kívánt vérösszetétel-paraméterre önmagában ismert módon kalibrálni kell.

Ugyancsak tárgya a találmánynak az olyan berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugárzó optikai eszköze, a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás spektrális intenzitását mérő eszköze és a mért spektrumértékek alapján a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét meghatározó adatfeldolgozó egysége van, és amelynek a találmány szerint az élő szervezet szívverésének megfelelően változó jellemzőt érzékelő szerve és az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához a spektrumértékeket eme jellemző változásával szinkronban kiválasztó eszközei vannak. Egy előnyös kiviteli alaknál az adatfeldolgozó egység a szívverésnek megfelelően változó, például a vér oxigéntartalmával arányos jellemzőt a mért spektrumértékek legalább egy részéből meghatározó eszközöket tartalmaz. Olyan kiviteli alak is készíthető, ahol a szívverésnek megfelelően változó jellemzőt érzékelő szerv a testrészen, például ujjon elhelyezett pulzusérzékelő vagy a szívverés okozta hangjelet érzékelő mikrofon.

A találmány szerinti eljárás és berendezés alkalmas egy vagy több vérösszetétel-paraméter, így a vér glükóz-, fehérje-, albumin-, kreatinin-, karbamid-, koleszterin-, triglicerid-, kolinészteráz-, hemoglobintartalmának gyors noninvazív meghatározására. A berendezés elkészíthető egyetlen vérösszetétel-paraméter, például a glükóztartalom meghatározására szolgáló célműszerként, de kialakítható több vérösszetétel-paraméter egyidejű meghatározására szolgáló laboratóriumi készülékként is.

A találmányt a továbbiakban a rajzokon szemléltetett előnyös kiviteli alakok és foganatosítási módok alapján ismertetjük, ahol az

1. ábra a találmány szerinti berendezésben alkalmazható optikai elrendezés vázlatos oldalnézeti rajza, a
2. ábra az 1. ábra szerinti optikai elrendezés vázlatos felülnézeti rajza, a
3. ábra a találmány szerinti berendezésben alkalmazható optikai elrendezés egy másik kiviteli alakjának vázlatos oldalnézeti rajza, a
4. ábra a találmány szerinti berendezés egy kiviteli alakjának vázlatos optikai elrendezését és tömbvázlatát mutatja, az
5. ábra a találmány szerinti eljárás egy foganatosítási módját szemléltető folyamatábra, és a
6. ábra a találmány szerinti eljárás egy másik foganatosítási módját szemléltető folyamatábra.

Az 1. és 2. ábrán látható a találmány szerinti berendezésben alkalmazható, a 9 ujját besugárzó példaképpen optikai elrendezés, ahol a 9 ujj első 1 ujjperce és második 2 ujjperce van feltüntetve. Az első 1 ujjperc egyrészt transzmittancia méréséhez transzmissziós 17 optikai elrendezéssel változtatható hullámhosszú monokromatikus infravörös sugárzással van átvilágítva egy rövidebb hullámhosszú, például 740–1060 nm-es hullámhossztartományban, másrészt azon reflektanciát és/vagy interaktanciát mérünk reflexiós/interaktációs 18 optikai elrendezéssel ugyancsak változtatható hullámhosszú monokromatikus infravörös sugárzással egy

hosszabb hullámhosszú, például 1060–1800 nm-es hullámhossztartományban. A rövidebb hullámhosszú monokromatikus sugárzás kis átmérőjű 3 száloptikán érkezik az első 1 ujjperchez, míg az azon áthatolt diffúz sugárzást egy nagyobb átmérőjű 4 száloptika vezeti 5 detektorhoz, amely a például 740–1060 nm-es hullámhossztartományban érzékeny. A hosszabb hullámhosszú sugárzást egy másik kis átmérőjű 6 száloptika juttatja az első 1 ujjperc 1A felületére, ahonnan a visszaverődő diffúz sugarakat egy nagyobb átmérőjű 7 száloptika gyűjti össze és juttatja egy másik 8 detektorhoz, amely a például 1060–1800 nm-es hullámhossztartományban érzékeny. A gyakorlatban mindkét mérést – a fluxusingadozások és egyéb zavaró hatások kiküszöbölése céljából – előnyös kétutas üzemmódban elvégezni. Ennél az optikai elrendezésnél a 3 és 6 száloptikához csatlakoztatott infravörös sugárforrások az időben elválasztva adják ki az egyes hullámhosszakhoz tartozó monokromatikus sugárnyalábokat. A monokromatikus sugárnyaláb előállítása történhet például egy széles sávú sugárzásforrással és ehhez csatlakozó, a széles sávú sugárzásból infravörös monokromatikus sugárnyalábót előállító, váltható szűrőkészlettel.

A 3. ábra ugyancsak a találmány szerinti berendezésben alkalmazható, a 9 ujját besugárzó egy másik optikai elrendezést mutat. Látható, hogy ebben az optikai elrendezésben a transzmissziós és a reflexiós/interaktációs méréshez csak egyetlen megvilágító 19 infravörös sugárzásforrás tartozik, amelyben a sugárzást keltő elem volfrámszálas halogén 10 izzólámpa. A 10 izzólámpa sugárzásából a látható fényt 11 szűrővel kiszűrjük, és a 11 szűrőn áthaladó, a közeli infravörös hullámhossztartományba eső sugárzással 12 lencse közbeiktatásával világítjuk meg a 9 ujj első 1 ujjpercét, majd az azon áthatolt, illetve annak 1A felületéről visszavert sugárzást 14, illetve 16 detektorsorral úgy érzékeljük, hogy közvetlenül a 14 és 16 detektorsor elé egy-egy olyan keskeny sávú 13, illetve 15 interferenciaszűrőt teszünk, amelynek áteresztési hullámhossza lineárisan folytonosan nő – például a 13 interferenciaszűrő 740 nm-től 1060 nm-ig, a 15 interferenciaszűrő pedig 1060 nm-től 1800 nm-ig – egy olyan hosszon, amely megfelel a 14, illetve 16 detektorsor aktív felületének. Az első 1 ujjpercen áthatoló sugárzást természetesen a rövidebb hullámhosszak tartományában érzékeny, például szilícium 14 detektorsorral, míg az első 1 ujjpercről visszaverő sugárzást a hosszabb hullámhosszak tartományában érzékeny, például InGaAsP 16 detektorsorral érzékeljük. Látható, hogy ennél a kiviteli alaknál a transzmissziós 17A optikai elrendezés a 19 infravörös sugárzásforrásból, a 13 interferenciaszűrőből és a 14 detektorsorból áll, a reflexiós/interaktációs 18A optikai elrendezés pedig a 19 infravörös sugárzásforrásból, a 15 interferenciaszűrőből és a 16 detektorsorból. Célszerűen ez a megoldás is kiépíthető kétutas kivitelben. Ennél az optikai elrendezésnél a 14 és 16 detektorsornak annyi kimenete van, ahány detektort tartalmaznak, ezeket célszerűen multiplexerrel egymás után olvassuk ki.

A 4. ábra mutatja a találmány szerinti berendezés egy kiviteli alakjának tömbvázlatát, amelyben a 9 ujjhoz csatlakozó 17 és 18 optikai elrendezés az 1. és 2. ábrához hasonlóan van kialakítva, azzal az eltéréssel, hogy a transzmissziós 17 optikai elrendezés az első 1 ujjperchez, a reflexiós/interaktációs 18 optikai elrendezés viszont a második 2 ujjperchez van csatlakoztatva. A 20 CPU-tól 21 buszon és 22 I/O egységen át érkező jel működésbe hozza a 24 LED-sort működtető, azt áramimpulzusokkal ellátó 23 LED-meghajtót. A viszonylag széles hullámhossztartományban (50–100 nm) sugárzó LED-ek sugárzásából 25 optikai rács keskeny hullámhosszsávot választ ki és juttat 26 tükrön és 27 sugárosztón át egyrészt abba a 3 száloptikába, mely az első 1 ujjpercre vezet a sugárzást, másrészt 28 száloptikába, mely a sugárzást referencia 29 detektorra vezet. A 29 detektor kimenőjelét 30 erősítő felerősítve 31 multiplexeren át 32 A/D átalakítóba juttatja, amelynek kimenő digitális jele a 21 busz közvetítésével a 20 CPU-ba jut. Az 1 ujjpercen áthatolt diffúz sugárzást a nagy átmérőjű 4 száloptika vezet a mérő 5 detektorra, melynek kimenőjelét 33 erősítő felerősítve a 31 multiplexeren és a 32 A/D átalakítón át a 21 busz közvetítésével szintén a 20 CPU-ba juttatja.

Az első 1 ujjpercen a rövidebb hullámhosszú, jobban áthatoló hullámhossztartományban (például 740–1060 nm) transzmittanciát mérünk, míg a második 2 ujjpercen a kevésbé áthatoló hullámhossztartományban (például 1060–1800 nm) reflektanciát/interaktanciát mérünk. A második 2 ujjpercen történő mérés menete megegyezik az első 1 ujjpercen végzett mérés menetével. A 20 CPU-tól a 21 buszon és 34 I/O egységen át érkező jel működésbe hozza a 36 LED-sort működtető, azt áramimpulzusokkal ellátó 35 LED-meghajtót. A viszonylag széles hullámhossztartományban (50–100 nm) sugárzó LED-ek sugárzásából 37 optikai rács keskeny hullámhosszsávot választ ki és juttat 38 tükrön és 39 sugárosztón át egyrészt abba a 6 száloptikába, mely a második 2 ujjpercre vezet a sugárzást, másrészt 40 száloptikába, mely a sugárzást referencia 41 detektorra vezet. A 41 detektor kimenőjelét 42 erősítő felerősítve 43 multiplexeren át 44 A/D átalakítóba juttatja, amelynek kimenő digitális jele a 21 busz közvetítésével a 20 CPU-ba jut. A 2 ujjpercen reflektálódó diffúz sugárzást a nagy átmérőjű 7 száloptika vezet a mérő 8 detektorra, melynek kimenőjelét 45 erősítő felerősítve a 43 multiplexeren és a 44 A/D átalakítón át a 21 busz közvetítésével ugyancsak a 20 CPU-ba juttatja.

A jelek, valamint a meghatározni kívánt vérösszetétel-paraméterek és a spektrumértékek közötti összefüggést leíró egyenletek állandói és együtthatói a 21 buszra csatlakozó 46 RAM-ban, illetve 47 ROM-ban vannak tárolva. A 21 buszra 48 I/O egységen át 49 kijelző van csatlakoztatva a mérési eredmények megjelenítésére. A 20 CPU, a 21 busz, a 46 RAM, a 47 ROM, a 48 I/O egység és a 49 kijelző 50 adatfeldolgozó egységet alkotnak, amelyhez további perifériák is csatlakoztathatók. Az 50 adatfeldolgozó egység végzi el az ábrázolt kivitelben a mérő 5 detektor és a referencia 29 detektor, illetve a mérő 8 detektor és a referencia 41 detektor

jeleinek hányadosképzését és logaritmalását, és adott esetben az így kapott jelnek egy tárolt etalonjelhez való viszonyítását, amely etalonjelet úgy kaphatjuk, hogy a 9 ujj helyére egy etalonműujjat helyezve elvégezzük a mérést. A berendezésnél elegendő viszonylag nagyobb időközökben, például hetenként vagy havonként egyszer elvégezni a műujjal való mérést, s ezzel frissíteni a tárolt etalon jelet. Az etalonjellel a berendezés lassú változásából adódó hiba kiküszöbölhető.

A berendezés működése a találmány szerint a szívveréssel szinkronizálható. Ez úgy történhet, hogy a 9 ujjhoz 51 pulzusérzékelő van csatlakoztatva, melynek kimenőjele 52 erősítőn és 53 I/O egységen keresztül a 21 busz közvetítésével jut a 20 CPU-ba. A 9 ujjhoz adott esetben egy nem ábrázolt hőmérséklet-érzékelőt is lehet csatlakoztatni, amelynek kimenőjele hasonlóképpen egy további erősítőn és I/O egységen át jut a 20 CPU-ba. A hőmérsékletméréssel a testhőmérséklet ingadozásából eredő hibák kompenzálhatók.

A 4. ábrán a 3, 4, 6 és 7 száloptikák a sugárzásnak a vizsgált testrészhöz, példánk esetében a 9 ujjhoz történő vezetéséhez és az onnan történő elvezetéséhez nyújtanak flexibilis lehetőséget. Előnyük, hogy egyrészt elválasztják az elektronikus és optikai egységeket a mérendő testrészről, másrészt megfelelő rugók alkalmazásával rugalmasan illeszthetők a mérendő felülethez, végül a kötegátmérő növelésével a mérendő testrészen áthatolt, illetve arról visszaverődő diffúz sugárzásból nagyobb fluxust lehet a mérő 5 és 8 detektorra juttatni, javítva ezzel a jel/zaj viszonyt. A 3, 4, 6 és 7 száloptikák, az 51 pulzusérzékelő és adott esetben a hőmérséklet-érzékelő célszerűen egyetlen mérőfejben vannak elhelyezve, amelybe a vizsgálandó személy a 9 ujját bedugja.

A szívveréssel való szinkronizálás történhet oly módon is, hogy a szívverés periódusidejénél nagyobb gyakorisággal mért spektrumértékekből határozzunk meg egy, a szívveréssel együtt változó jellemzőt, például a spektrum meredekségét a 805 nm környékén, amely meredekség a vér oxigéntartalmának függvényében változik. Ekkor nincsen szükség az 51 pulzusérzékelőre, az 52 erősítőre és az 53 I/O egységre. A mért spektrum alapján történő szinkronizálás előnyös fogantatási módjait az 5. és 6. ábrán példaképpen szemléltetett folyamatábrák kapcsán ismertetjük részletesebben.

Az 5. ábrán az indító 60 lépés (START) után a 61 lépésben beállításra kerül a p index és a Q vérösszetétel-paraméter kezdeti nulla értéke, a 62 lépésben pedig az i index és a programot vezérlő L zászló kezdeti nulla értéke, ahol p a vér oxigéntartalma érzékelt maximumértékének sorszáma és i a mért spektrumértékek sorszáma. A 63 lépésben megtörténik a $V_1, \dots, V_h, \dots, V_j, \dots, V_n$ spektrumértékek mérése és tárolása, ahol a V_h és V_j az a két spektrumérték, például a 780 nm és 830 nm hullámhosszokon mért spektrumértékek, amelynek alapján a szívveréssel együtt változó oxigéntartalomra jellemző értéket meghatározzuk. A 64 lépésben képezzük a V_j és V_h spektrumértékek D_i különbségét, majd a 65 lépésben megvizsgáljuk, hogy az i index értéke nulla-e. Ha $i=0$, azaz a legelső mérés után vagyunk, akkor a 70 lépésben az i index inkrementálásra kerül, és a program visszatér a

63 lépéshez. Ha $i \neq 0$, akkor a 66 lépésben képezzük a D_i különbség aktuális és előző értéke közötti M_i különbséget. Ezután a 67 lépésben megvizsgálásra kerül, hogy az $M_i \leq 0$ teljesül-e. Ha nem, akkor az aktuális D_i érték nagyobb, mint az előző D_{i-1} érték, azaz az oxigéntartalom nőtt az előző spektrumméréshez viszonyítva, és ennek megfelelően a 69 lépésben az L zászló 1 értékre lesz beállítva, majd a 70 lépésben az i index inkrementálásra kerül, és a program visszatér a 63 lépéshez. Ha az $M_i \leq 0$ feltétel teljesül, azaz az oxigéntartalom nem változott vagy csökkent, a 68 lépésben megvizsgálásra kerül, hogy az L zászló értéke nulla-e. Ha igen, akkor még nem volt előzőleg olyan állapot, ahol az oxigéntartalom nőtt volna, ezért a 70 lépésben az i index inkrementálásra kerül, és a program visszatér a 63 lépéshez. Ha az L zászló értéke nem nulla, azaz 1, akkor a maximumnál vagyunk vagy azon éppen túlhaladtunk, így a 71 lépésben a p index inkrementálásra kerül, majd a 72 lépésben a legutóbb mért spektrumértékekből kiszámítjuk a Q_p vérösszetétel-paraméter értékét és azt hozzáadjuk a Q vérösszetétel-paraméter addigi értékéhez. Ezután a 73 lépésben megvizsgálásra kerül, hogy a p index értéke kisebb-e k -nál, ahol k az átlagszámításhoz felhasználni kívánt spektrummérések száma. Ha $p < k$, a program visszatér a 62 lépéshez, és a ciklus megismétlődik. Ha $p = k$, azaz már k spektrummérésből számított vérösszetételparaméter-értéket összegeztünk, akkor a 74 lépésben a Q vérösszetétel-paraméter tárolt értékét elosztjuk k -val, azaz átlagot képezzünk. Látható, hogy a program mindenkor csak annak a spektrummérésnek eredményét választja ki, azaz veszi figyelembe az átlagképzéshez, amely a vér oxigéntartalmának maximális értékét éppen követi, azaz a Q vérösszetétel-paraméter meghatározása mindenkor a szívverés periódusának azonos fázisában mért spektrumértékek alapján történik.

A 6. ábra az oxigéntartalom maximális értéke alapján történő szinkronizálás egy másik lehetséges fogantatási módját szemlélteti. Ennél mindenkor az oxigéntartalom két maximális értéke között mért összes spektrumértékből meghatározott vérösszetételparaméter-értékek átlagát képezzük. A folyamatábrának csak azokat a részeit ismertetjük, amelyek eltérnek az 5. ábra folyamatábrájától. A 63 lépés után a 75 lépésben megvizsgálásra kerül, hogy a p index értéke nulla-e. Ha igen, azaz még nem értük el az első oxigéntartalom-csúcsot, akkor a program a 64 lépéssel folytatódik. Ha nem, azaz a p index értéke 1, akkor a 76 lépésben meghatározásra kerül a Q_i vérösszetétel-paraméternek a legutóbb mért spektrumértékekhez tartozó értéke, és ezt hozzáadjuk a Q vérösszetétel-paraméter addigi értékéhez, majd a program a 64 lépéssel folytatódik. Ha a 68 lépésben L értéke 1, akkor a 71 lépésben a p indexet inkrementáljuk, majd a 77 lépésben megvizsgálásra kerül, hogy p index értéke egy-e. Ha igen, akkor a program visszatér a 62 lépéshez, ha nem, akkor a 78 lépésben elosztjuk a Q vérösszetétel-paraméter tárolt értékét $(i+1)$ -gyel, azaz képezzük a két oxigéncsúcs között meghatározott Q vérösszetételparaméter-értékek átlagát. Látható, hogy a 6. ábra szerinti eljárás gyorsabban ad mérési eredményt, mint az 5. ábra szerinti, mivel a két oxigéncsúcs közötti

összes spektrummérés eredményéből számítja az átlagot. Természetesen egy adott berendezésnél a Q vérösszetétel-paraméter választott meghatározási módjának megfelelően kell a berendezést kalibrálni is.

A találmány szerint tehát a darab $\lambda_{11}, \lambda_{12}, \dots, \lambda_{1a}$ hullámhosszértéken mérjük a transzmissziós $V_{11}, V_{12}, \dots, V_{1a}$ spektrumértékeket és b darab $\lambda_{21}, \lambda_{22}, \dots, \lambda_{2b}$ hullámhosszértéken a reflexiós/interaktanciás $V_{21}, V_{22}, \dots, V_{2b}$ spektrumértékeket. A két spektrumot n darab $V_1, V_2, \dots, V_n$ spektrumértékből álló egyetlen spektrumként kezeljük, ahol $n = a + b$. A keresett Q vérösszetétel-paramétert például az említett MLR-módszer alkalmazásával a

$$Q = k_0 + k_1 V_1 + k_2 V_2 + \dots + k_n V_n \quad (1)$$

lineáris egyenlet alapján határozzuk meg, ahol $k_0, k_1, k_2, \dots, k_n$ állandók, amelyeket kalibrálás útján lehet meghatározni.

Az említett PCR-, illetve PLSR-módszer alkalmazása esetén az egyenlet formailag hasonló, de a független változók látens változók, amelyek mindegyike függ az összes mért spektrumértéktől. A keresett Q vérösszetétel-paramétert a

$$Q = c_0 + c_1 S_1(V_1, V_2, \dots, V_n) + c_2 S_2(V_1, V_2, \dots, V_n) + \dots + c_m S_m(V_1, V_2, \dots, V_n) \quad (2)$$

egyenlet alapján határozhatjuk meg, ahol $c_0, c_1, \dots, c_m$ állandók, $S_1, S_2, \dots, S_m$ látens változók, $V_1, V_2, \dots, V_n$ a mért spektrumértékek, és $m < n$. A $c_0, c_1, \dots, c_m$ állandókat szintén kalibrálással lehet meghatározni.

A találmány szerinti berendezéssel tehát egyidejűleg vagy közvetlenül egymás után két spektrumot mérünk a közeli infravörös hullámhossztartományban: egy transzmissziós spektrumot a rövidebb hullámhosszak tartományában és egy reflexiós/interaktanciás spektrumot a hosszabb hullámhosszak tartományában. Ezekből a találmány szerint úgy határozzuk meg a keresett vérösszetétel-paramétert, például a glükóztartalmat, hogy a két spektrumot egyetlen spektrumként kezeljük. A berendezést több ismert, de egymástól eltérő összetételű vérmintával önmagában ismert módszerrel – például az említett MLR-, PCR- és PLSR-módszerek valamelyikével – kalibráljuk, azaz meghatározzuk minden egyes keresett $Q_1, Q_2, \dots, Q_c$ vérösszetétel-paraméterre, ahol c a meghatározni kívánt vérösszetétel-paraméterek száma, a vérösszetétel-paraméter és a mérendő spektrumértékek közötti összefüggést leíró egyenlet. A kalibrálásnál a spektrumfelvételt ugyanúgy kell szinkronizálni a szívveréssel, mint a későbbi mérésnél, és a felvett spektrumértékek alapján a keresett vérösszetétel-paramétert ugyanolyan módszerrel kell meghatározni. Például az MLR-módszer alkalmazása esetén a kalibrálás azt jelenti, hogy ismert összetételű, legalább $n+1$ darab különböző vérminta segítségével, matematikai statisztikai módszerekkel meghatározzuk a fenti (1) egyenletben a $k_0, k_1, \dots, k_n$ állandókat.

SZABADALMI IGÉNYPONTOK

1. Eljárás vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek során élő szervezet vért tartalmazó testrészt közeli infravörös hullám-

hossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugározzuk, mérjük a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás intenzitásának spektrumértékeit, és a mért spektrumértékek alapján meghatározzuk a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét, *azzal jellemezve*, hogy a testrésznek a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében transzmissziós spektrumát, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében pedig reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumát mérjük meg, és a két spektrumot egyetlen spektrumként kezelve határozzuk meg az egy vagy több vérösszetétel-paraméter értékét.

2. Az 1. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a transzmissziós spektrumot a 700 nm-től 1000–1100 nm-ig terjedő hullámhossztartományban, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot pedig az 1000–1100 nm-től 1800 nm-ig terjedő hullámhossztartományban mérjük.

3. A 2. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy mind a transzmissziós spektrumot, mind a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot legalább kilenc hullámhosszértéken mérjük.

4. A 2. vagy 3. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a testrészből kilépő sugárzást a transzmissziós spektrumnál a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében érzékeny első detektálóeszközzel, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumnál pedig a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében érzékeny második detektálóeszközzel érzékeljük.

5. Az 1–4. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy mind a transzmissziós spektrumot, mind pedig a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot a vizsgált személy egyik ujjának ugyanazon ujjpercén mérjük.

6. Az 1–4. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a transzmissziós spektrumot a vizsgált személy egyik ujjának első ujjpercén, a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumot pedig ugyanazon ujj második ujjpercén mérjük.

7. Az 1–6. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a transzmissziós spektrum spektrumértékeit és a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum spektrumértékeit időben egymás után mérjük meg.

8. Az 1–6. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a transzmissziós spektrum spektrumértékeit és a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum spektrumértékeit legalább részben az időben változva mérjük meg.

9. Eljárás vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek során élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugározzuk, mérjük a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás intenzitásának spektrumértékeit, és a mért spektrumértékek alapján meghatározzuk a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét, *azzal jellemezve*, hogy az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához a spektrumértékek kiválasztását az élő szervezet szívverésével szinkronizálva végezzük.

10. A 9. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához mindenkor a szívverés periódusának azonos fázisában mért spektrumértékeket használjuk fel.

11. A 10. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a spektrumértékeket a szívverés periódusának mindenkor azonos fázisában egymás után többször megmérjük, és a mért spektrumértékek vagy az ezekből meghatározott vérösszetételparaméter-értékek átlagát képezzük.

12. A 9. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a spektrumértékeket a szívverés periódusidejének vagy annak egész számú többszörösének megfelelő időtartam alatt egymás után többször megmérjük, és a mért spektrumértékek vagy az ezekből meghatározott vérösszetételparaméter-értékek átlagát képezzük.

13. A 9–12. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a spektrumértékek legalább egy részét a szívverés periódusidejénél nagyobb gyakorisággal mérjük, ezekből meghatározunk egy, a szívverés ritmusával együtt változó jellemzőt, és a spektrumértékek kiválasztását eme jellemző változásával szinkronizáljuk.

14. A 13. igénypont szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a szívverés ritmusával együtt változó jellemzőként a vér oxigéntartalmával arányos jellemzőt határozzuk meg.

15. A 9–12. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy érzékeljük a szívverés okozta vérnyomást, és a spektrumértékek kiválasztását a vérnyomásváltozással szinkronizáljuk.

16. A 9–12. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy érzékelünk egy, a szívverés okozta hangjelet, és a spektrumértékek kiválasztását a hangjelváltozással szinkronizáljuk.

17. A 9–16. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy a testrésznek a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részén transzmissziós spektrumát, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részén pedig reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumát mérjük meg, és a két spektrumot egyetlen spektrumként kezelve határozzuk meg az egy vagy több vérösszetétel-paraméter értékét.

18. Az 1–17. igénypontok bármelyike szerinti eljárás, *azzal jellemezve*, hogy vérösszetétel-paraméterként a vér glükóztartalmát határozzuk meg.

19. Berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugárzó optikai eszköze, a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás spektrális intenzitását mérő eszköze, és a mért spektrumértékek alapján a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét meghatározó adatfeldolgozó egysége van, *azzal jellemezve*, hogy a besugárzó optikai eszköz és a spektrális intenzitást mérő eszköz a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében a testrész transzmissziós spektrumának mérésére szolgáló első optikai elrendezést (17; 17A) és a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részében

a testrészt reflexiós és/vagy interaktanciás spektrumának mérésére szolgáló második optikai elrendezést (18; 18A) tartalmaz.

20. A 19. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy mind az első, mind a második optikai elrendezés (17, 18; 17A, 18A) a testrészt ugyanazon részénél van elhelyezve.

21. A 20. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy mind az első, mind a második optikai elrendezés (17, 18; 17A, 18A) az egyik ujj (9) első ujjpercénél (1) van elhelyezve.

22. A 19. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az első optikai elrendezés (17) a testrészt egyik részénél, a második optikai elrendezés (18) a testrészt egy másik részénél van elhelyezve.

23. A 22. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az első optikai elrendezés (17) az egyik ujj (9) első ujjpercénél (1), a második optikai elrendezés (18) pedig ugyanazon ujj (9) második ujjpercénél (2) van elhelyezve.

24. A 19–23. igénypontok bármelyike szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az első optikai elrendezésnek (17) változtatható, a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részébe eső hullámhosszú elektromágneses sugárzást előállító szerve és a testrészből kilépő sugárzást érzékelő, az említett alsó részben érzékeny első detektora (5) van, a második optikai elrendezésnek (18) változtatható, a közeli infravörös hullámhossztartomány felső részébe eső hullámhosszú elektromágneses sugárzást előállító szerve és a testrészből kilépő sugárzást érzékelő, az említett felső részben érzékeny második detektora (8) van.

25. A 19–23. igénypontok bármelyike szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az első és a második optikai elrendezésnek (17A, 18A) közös infravörös sugárzásforrása (19), a testrészből transzmisszió folytán kilépő sugárzás érzékelésére a közeli infravörös hullámhossztartomány alsó részében szelektív első detektálóeszköze, valamint a testrészből reflexió és/vagy interaktancia folytán kilépő sugárzás érzékelésére a kö-

zeli infravörös hullámhossztartomány felső részében szelektív második detektálóeszköze van.

26. A 19–25. igénypontok bármelyike szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az egy vagy több vérösszetétel-paraméter értékét a transzmissziós spektrum mért spektrumértékeiből, valamint a reflexiós és/vagy interaktanciás spektrum mért spektrumértékeiből mint egyetlen spektrum spektrumértékeiből meghatározó adatfeldolgozó egysége (50) van.

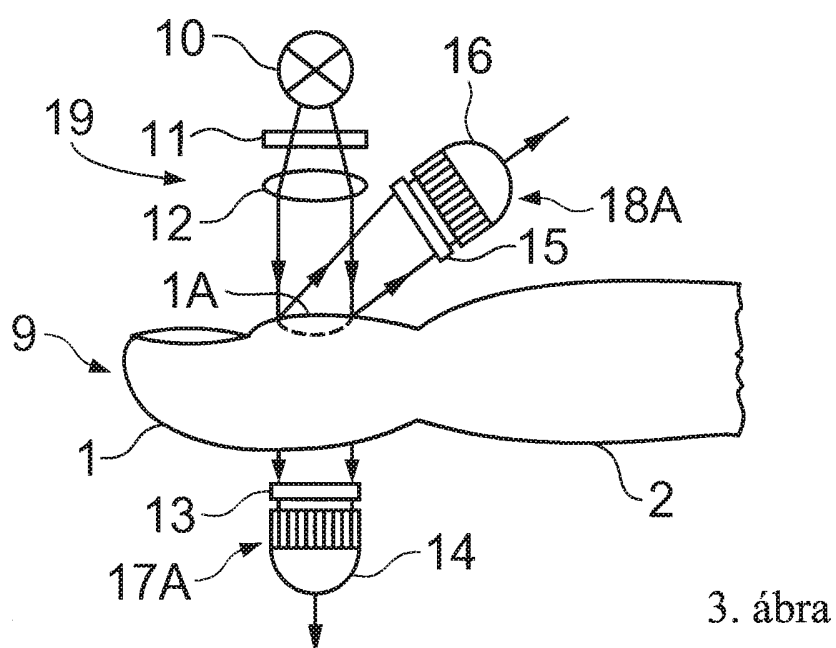
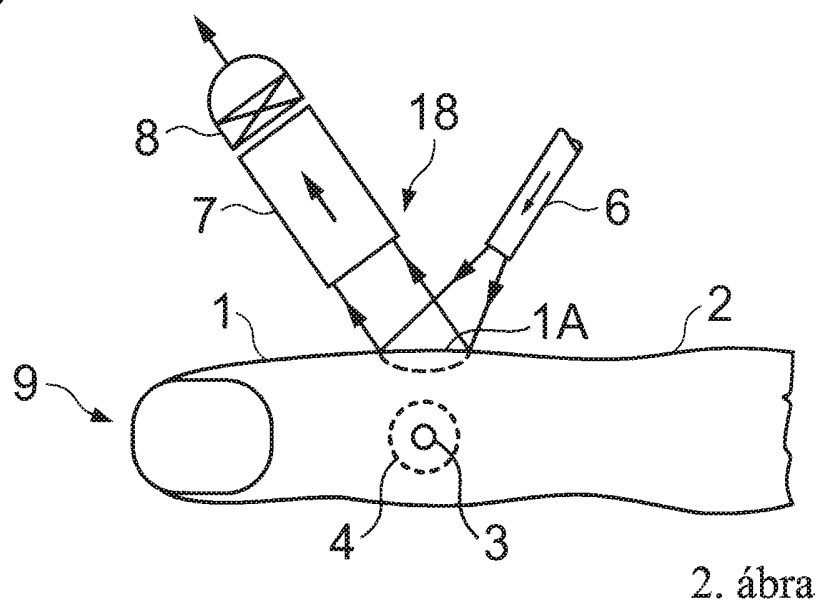
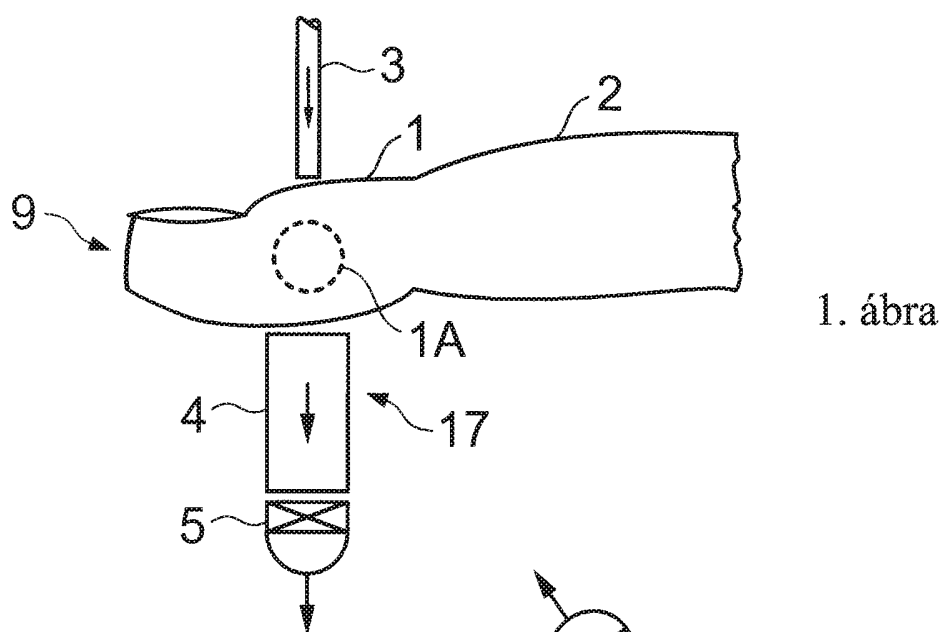
27. Berendezés vérösszetétel-paraméterek gyors noninvazív meghatározására, amelynek élő szervezet vért tartalmazó testrészét közeli infravörös hullámhossztartományba eső elektromágneses sugárzással besugárzó optikai eszköze, a testrészből kilépő elektromágneses sugárzás spektrális intenzitását mérő eszköze, és a mért spektrumértékek alapján a vér egy vagy több vérösszetétel-paraméterének értékét meghatározó adatfeldolgozó egysége van, *azzal jellemezve*, hogy az élő szervezet szívverésének megfelelően változó jellemzőt érzékelő szervet és az egy vagy több vérösszetétel-paraméter meghatározásához a spektrumértékeket eme jellemző változásával szinkronban kiválasztó eszközöket tartalmaz.

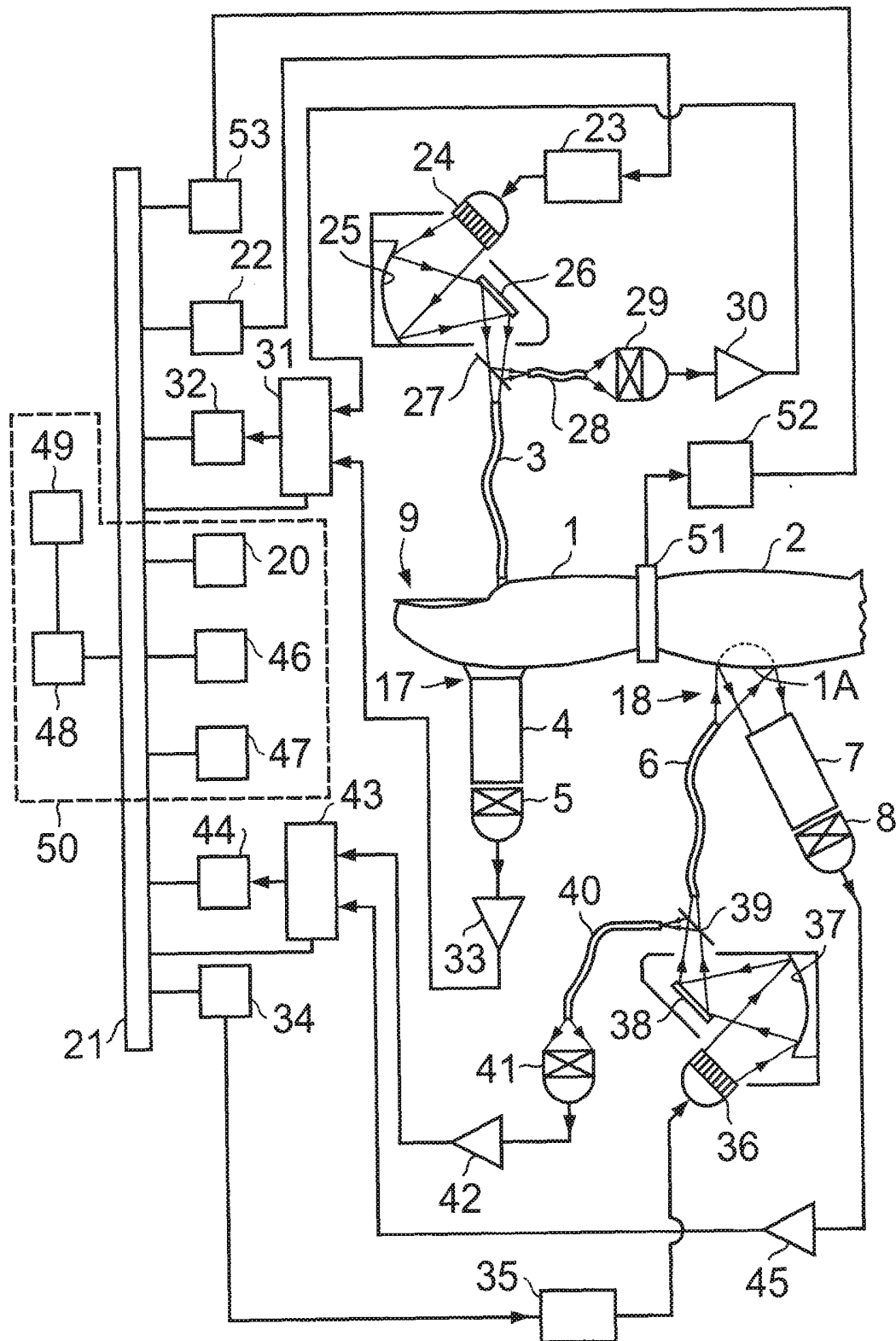
28. A 27. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az adatfeldolgozó egység (50) a szívverésnek megfelelően változó jellemzőt a mért spektrumértékek legalább egy részéből meghatározó eszközöket tartalmaz.

29. A 28. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy az adatfeldolgozó egység (50) a vér oxigéntartalmával arányos jellemzőt meghatározó eszközöket tartalmaz.

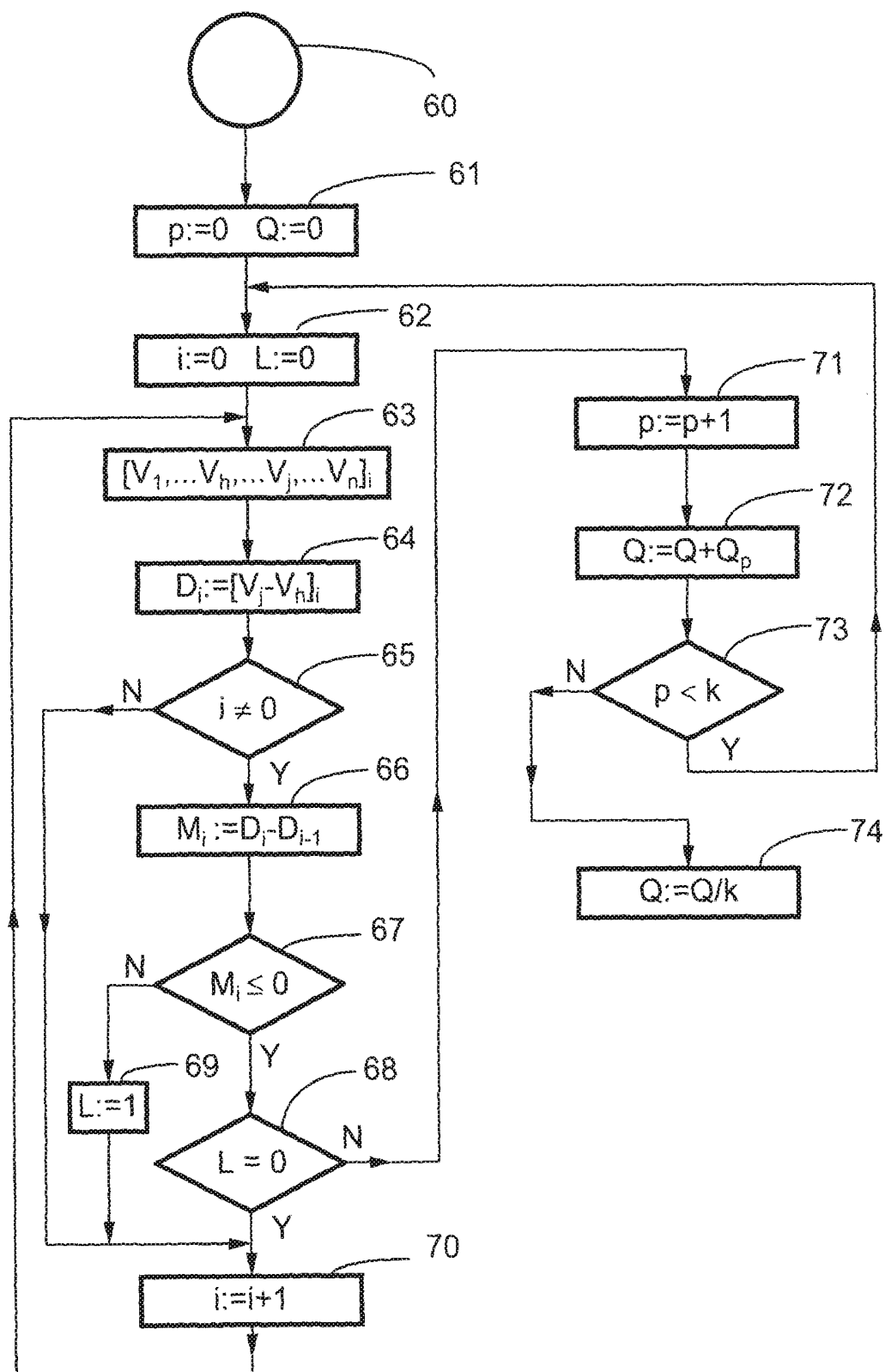
30. A 27. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy a szívverésnek megfelelően változó jellemzőt érzékelő szerv az említett testrészen elhelyezett pulzusérzékelő (51).

31. A 27. igénypont szerinti berendezés, *azzal jellemezve*, hogy a szívverésnek megfelelően változó jellemzőt érzékelő szerv a szívverés okozta hangjelet érzékelő mikrofon.

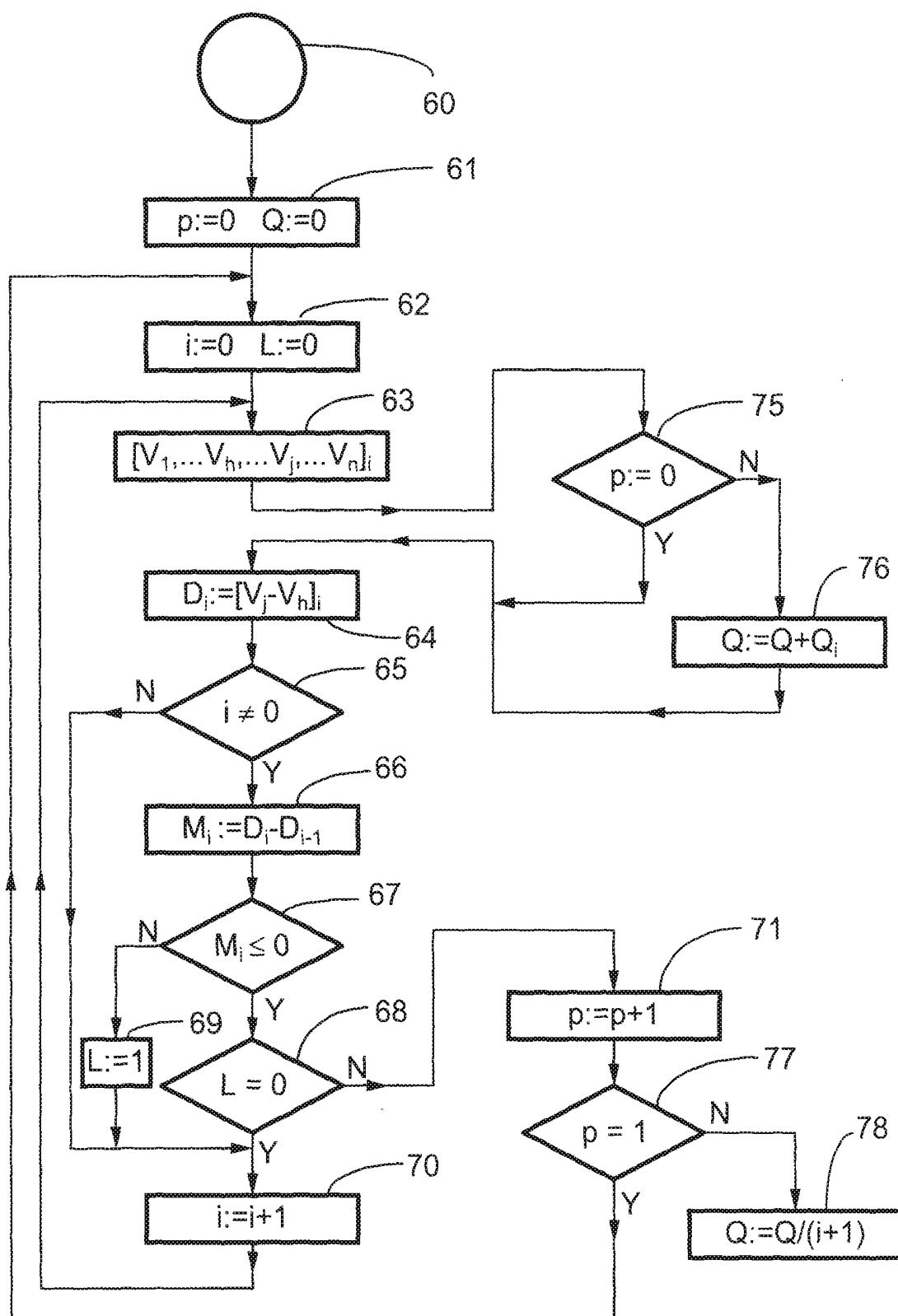




4. ábra



5. ábra



6. ábra

Kiadja a Magyar Szabadalmi Hivatal, Budapest
A kiadásért felel: Törőcsik Zsuzsanna osztályvezető
Windor Bt., Budapest