

RZECZPOSPOLITA
POLSKA



Urząd Patentowy
Rzeczypospolitej Polskiej

(12) **OPIS PATENTOWY**

(19) **PL**

(11) **227608**

(13) **B1**

(21) Numer zgłoszenia: **398030**

(22) Data zgłoszenia: **06.02.2012**

(51) Int.Cl.

A61B 10/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/01 (2006.01)

G01K 11/16 (2006.01)

(54) **Urządzenie do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego
gruczołu piersiowego, obejmujące rejestrator obrazu
oraz termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną**

(43) Zgłoszenie ogłoszono:

19.08.2013 BUP 17/13

(45) O udzieleniu patentu ogłoszono:

31.01.2018 WUP 01/18

(73) Uprawniony z patentu:

BRASTER SPÓŁKA AKCYJNA, Szeligi, PL

(72) Twórca(y) wynalazku:

JACEK BERNARD STĘPIEŃ, Warszawa, PL

HENRYK JAREMEK, Warszawa, PL

GRZEGORZ FRANCISZEK PIELAK, Izbica, PL

(74) Pełnomocnik:

rzecz. pat. Joanna Dargiewicz-Nowicka

PL 227608 B1

Opis wynalazku

Przedmiotem niniejszego wynalazku jest urządzenie do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego powierzchni gruczołów piersiowych u kobiet, obejmujące rejestrator obrazu oraz termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną

Wynalazek ma zastosowanie do wykrywania procesów patofizjologicznych toczących się w gruczołach piersiowych u kobiet w okresie poza laktacją, które to procesy posiadają swoistą i unikalną charakterystykę termodynamiczną związaną z odpowiednią ekspresją termiczną. Procesy degeneracyjne toczące się w gruczołach piersiowych, takie jak zwyrodnienie włóknisto-torbielowate (*degeneratio fibrocistica*), z powodu ograniczenia regionalnego ukrwienia mają obniżoną temperaturę w stosunku do otaczającej tkanki, co jest skojarzone z ekspresją hipotermiczną na powierzchni badanej piersi. Z kolei, według studiów eksperymentalnych [Zhao i wsp. (Qi Zhao, Jiaming Zhang, Ru Wang, Wei Cong; Use of a Thermocouple for Malignant Tumor Detection; *IEEE Eng. in Medicine and Biology Mag.*, styczeń/luty 2008)], procesy rozrostowe (nowotworowe) skojarzone są z neoangiogenezą dającą wewnątrznarządowe ogniska hipertermii, którą można obserwować i rejestrować na powierzchni badanej piersi, jako obszary o podwyższonej temperaturze w stosunku do otaczającej tkanki. Zastosowanie zamiast jednej aż dwóch matryc termograficznych do obserwacji anomalii o ekspresji hipertermicznej, pozwala na zwiększenie dokładności obrazowania tych anomalii przez pryzmat ich charakterystyki termicznej, bowiem każda matryca pracuje tylko w zakresie 1,5°C.

W zgłoszeniu US nr 2010 312 136 opisano urządzenie do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego gruczołu piersiowego, zawierające rejestrator obrazu z obudową, kamerą z przetwornikiem optoelektronicznym, przetwornikiem analogowo-cyfrowym, źródłem zasilania i nośnikiem danych.

W zgłoszeniu PL nr 390 320 opisano mieszaninę związków ciekłokrystalicznych, układ trzech mieszanin ciekłokrystalicznych oraz ich zastosowanie. W szczególności opisano trzy mieszaniny związków organicznych o właściwościach ciekłokrystalicznych, które zmieszane ze sobą w ściśle ustalonej proporcji wagowej charakteryzują się zdolnością do wytworzenia mezofazy termooptycznie czynnej o ustalonym, wąskim zakresie separacji przejść termooptycznych.

Dotychczasowe rozwiązania, w tym zgłoszone wynalazki (polskie zgłoszenie patentowe nr P. 381 431 niniejszych zgłaszających), niedostatecznie lub wadliwie rozwiązywały problem prawidłowej identyfikacji charakteru anomalii termicznych, albo poprzez przyjmowanie zbyt małego gradientu różnicy temperatur (rzędu 0,4°C) dla uznania obserwowanych anomalii za prognostyczne, niezgodnie z danymi klinicznymi, albo poprzez przyjęcie wadliwego punktu temperaturowego 36,6°C dla podziału skali termograficznej do obrazowania naskórných zmian o ekspresji hipo- i hipertermicznej, co stoi w sprzeczności z wynikami pomiarów empirycznych *in vivo* lub też w ogóle nie uwzględniając możliwości wstępnego różnicowania typu anomalii termicznych w trakcie badania (brak jednoznacznego podziału na skalę hipo- i hipertermiczną), co powoduje dalej obiektywne trudności w interpretacji obrazu termograficznego od strony medycznej i może uniemożliwić ustalenie prawidłowego rozpoznania ze względu na brak prawidłowo wskazanego zakresu termicznego, w obrębie którego należy poszukiwać termograficznych markerów nowotworowych.

Dlatego też celem niniejszego wynalazku było opracowanie urządzenia do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego umożliwiającego właściwą identyfikację charakteru anomalii termicznych na powierzchni badanej piersi.

A zatem, przedmiotem wynalazku jest urządzenie do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego gruczołu piersiowego, obejmujące rejestrator obrazu oraz termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną, w której podstawowy element termoczuły zawiera ciekłe kryształy termotropowe z grupy nematyków chiralnych, charakteryzujące się tym, że termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna jest responsywna termooptycznie w zakresie temperatur mieszczącym się w przedziale od 31,8°C do 34,8°C, przy czym wymieniony zakres temperatur obejmuje 1°C, a wymieniona matryca ciekłokrystaliczna pracuje z separacją termooptyczną co 0,5°C, przy czym korzystnie zakres temperatur responsywności matrycy ciekłokrystalicznej wynosi od 31,8°C do 32,8°C albo od 32,8°C do 33,8°C, albo od 33,8°C do 34,8°C, przy czym rejestrator zawiera obudowę, źródło światła, kamerę z przetwornikiem optoelektrycznym, przetwornik analogowo-cyfrowy, źródło zasilania oraz nośnik danych; przy czym rejestrator jest przystosowany do rejestrowania obrazu termowizyjnej matrycy ciekłokrystalicznej przez czas nie dłuższy niż czas potrzebny do wyrównania się temperatury matrycy termowizyjnej, nie dłuższy niż 15 sekund.

Korzystnie, termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna posiada uchwyt i ekran termowizyjny, przy czym uchwyt jest wykonany z tworzywa sztucznego, zwłaszcza z polipropylenu.

Korzystnie, termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna jest okrągła i ma średnicę wynoszącą co najmniej 140 mm.

Korzystnie, źródłem światła jest co najmniej jedna dioda LED, szczególnie taka, która emituje światło białe.

Korzystnie, układ kamery z przetwornikiem optoelektrycznym stanowi kamera cyfrowa z matrycą CCD typu 1/3" o czułości wynoszącej minimalnie 0,5 luksa, rozdzielczości wynoszącej minimalnie 540 linii/cal, z obiektywem z zachowaniem jasności na poziomie F i 2.

Korzystnie, źródło zasilania stanowi układ zasilania prądem stałym o napięciu od 1,5 V do 9 V.

Korzystnie, nośnik danych jest wybrany spośród takich jak dysk twardy, dysk optyczny typu CD, CD-R, CD-RW, dysk optyczny typu DVD, Blu-Ray, HD-DVD, karta pamięci, czy pamięć USB, a najkorzystniej nośnikiem danych jest karta pamięci typu flash eprom o pojemności wynoszącej minimalnie 4 GB.

Korzystnie, urządzenie według wynalazku dodatkowo zawiera element umożliwiający przeniesienie danych na drodze transmisji przewodowej albo bezprzewodowej.

Korzystnie, elementem umożliwiającym przenoszenie danych jest transponder bezprzewodowy wykorzystujący fale radiowe o częstotliwości 2,5 GHz, pracujący w standardzie Bluetooth.

W opisie ujawniono również układ trzech termowizyjnych matryc ciekłokrystalicznych obejmujących:

- pierwszą matrycę ciekłokrystaliczną pracującą w zakresie temperatury od 31,8°C do 32,8°C z separacją termooptyczną co 0,5°C do wykrywania anomalii o ekspresji hipotermicznej;
- drugą matrycę ciekłokrystaliczną pracującą w zakresie temperatury od 32,8°C do 33,8°C z separacją termooptyczną co 0,5°C do wykrywania anomalii o ekspresji hipertermicznej;
- trzecią matrycę ciekłokrystaliczną (konfirmacyjną) pracującą w zakresie temperatury od 33,8°C do 34,8°C z separacją termooptyczną co 0,5°C do wykrywania jeszcze cieplejszych anomalii o ekspresji hipertermicznej.

W opisie ujawniono również zastosowanie wyżej wymienionego układu trzech termowizyjnych matryc ciekłokrystalicznych do wykrywania anomalii termicznych na powierzchni gruczołu piersiowego:

- pierwszej matrycy do wykrywania anomalii o ekspresji hipotermicznej, korzystnie powiązanych z wewnątrznarządowymi patologiami o charakterze łagodnym,
- drugiej matrycy do wykrywania anomalii o ekspresji hipertermicznej, korzystnie powiązanych z wewnątrznarządowymi patologiami o charakterze rozrostowym i
- trzeciej matrycy konfirmacyjnej do wykrywania anomalii o ekspresji hipertermicznej, korzystnie powiązanych z wewnątrznarządowymi patologiami o charakterze rozrostowym.

W opisie ujawniono także sposób diagnozowania anomalii termicznych powierzchni gruczołów piersiowych przy użyciu wyżej wymienionego urządzenia do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego gruczołu piersiowego, charakteryzujący się tym, że obejmuje sekwencję etapów, w których:

- termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną połączoną w sposób umożliwiający rozłączenie z rejestratorem przykłada się ekranem termowizyjnym do badanej piersi;
- włącza się źródło światła;
- przez okres czasu wynoszący maksymalnie 20 sekund rejestruje się kolorowy obraz izoterm obrazowanych na matrycy termowizyjnej z wykorzystaniem kamery z przetwornikiem optoelektrycznym i przetwornikiem analogowo-cyfrowym;
- otrzymany cyfrowy sygnał wideo zapisuje się na nośniku danych;
- przenosi się zapisany cyfrowy sygnał wideo do komputera lub urządzenia mobilnego wyposażonego w bazę obrazów termograficznych gruczołu piersiowego i system sztucznej inteligencji lub mającego połączenie z taką bazą i systemem sztucznej inteligencji poprzez sieć intranet lub Internet;
- wykorzystuje się system sztucznej inteligencji do przeprowadzania analizy otrzymanych obrazów termograficznych z zastosowaniem bazy obrazów termograficznych gruczołu piersiowego;
- w wyniku analizy otrzymuje się wytyczne co do najbardziej prawdopodobnego wyniku badania termograficznego w wymiarze binarnym (pozytywny/negatywny).

Korzystnie, w ujawnionym sposobie wymienioną sekwencję etapów przeprowadza się trzykrotnie, stosując kolejno termowizyjne matryce ciekłokrystaliczne wchodzące w skład wymienionego powyżej układu trzech termowizyjnych matryc ciekłokrystalicznych.

Zastosowanie w wynalazku separacji termooptycznej rzędu $0,5^{\circ}\text{C}$ jest zgodne z danymi użytymi z obserwacji empirycznych [Zhao i wsp. 2008] i według literatury naukowej jest wystarczające dla uznania takiej różnicy temperatury za istotną z punktu widzenia diagnostycznego i prognostycznego, bowiem zmiany podejrzane o transformację nowotworową cechują się przeciętną dyferencją termiczną rzędu $+0,7^{\circ}\text{C}$ w stosunku do otaczającej je zdrowej tkanki.

Nieoczekiwanie stwierdzono, że zastosowanie potrójnego zestawu matryc termowizyjnych, których łączny zakres termodetekcji pokrywa obszar anomalii hipo-, jak i hipertermicznych występujących na powierzchni badanych piersi, przy zachowaniu możliwości ich odrębnego obserwowania (rozseparowania), pozwala na jednoznaczne różnicowanie i dzięki temu, na pewną interpretację badania od strony medycznej.

Podstawą wynalazku jest nowy podział skali termograficznej na trzy komplementarne zakresy, uzyskany w wyniku przeprowadzonych pomiarów empirycznych. Zastosowanie tego podziału umożliwia jednoznaczność identyfikację markerów termograficznych procesów łagodnych i złośliwych. Obserwacja markerów termograficznych procesów łagodnych odbywa się na pojedynczej matrycy termowizyjnej, a dla obserwacji markerów procesów rozrostowych przewidziano dwie osobne matryce, z których ostatnia (trzecia) pełni rolę matrycy konfirmacyjnej. Ujawnienie się na trzeciej matrycy konfirmacyjnej markera termicznego jest równoznaczne z potwierdzeniem obecności ogniska hipertermii, co kojarzone jest z procesem nowotworowym. Wspomniany powyżej Zhao i wsp. [2008] wskazywali na statystyczne skojarzenie dyferencji termicznej rzędu $+0,7^{\circ}\text{C}$ i więcej, z występowaniem nowotworu złośliwego.

Dla urządzenia według wynalazku zaprogramowano na etapie produkcji matryc termograficznych trzy komplementarne zakresy robocze temperatur, dostosowane do wyznaczonych eksperymentalnie progów ustalonych w stosunku do standardowej temperatury powierzchni piersi $32,8^{\circ}\text{C}$. Zastosowanie tych progów pozwala na filtrację tła termicznego badanej piersi i eliminuje artefaktyczne odczyty, poprzez odcięcie, w przypadku pierwszej matrycy, tła termicznego w dolnym zakresie skali termograficznej na poziomie $32,8^{\circ}\text{C}$, co umożliwia zobrazowanie wyłącznie zmian o temperaturze niższej, o co najmniej $0,5^{\circ}\text{C}$, w stosunku do standardowej temperatury powierzchni piersi (cechujących patologię o charakterze łagodnym) oraz odpowiednio dla matrycy drugiej, odcięcie tła termicznego w górnym zakresie skali termograficznej na poziomie $32,8^{\circ}\text{C}$, co umożliwia obserwację anomalii o temperaturze wyższej o co najmniej $10,5^{\circ}\text{C}$ od standardowej temperatury powierzchni piersi (czyli znacząco cieplejszych – hipertermicznych, cechujących patologię o charakterze złośliwym), a dla matrycy trzeciej odcięcie tła termicznego nastąpiło jeszcze wyżej na poziomie $33,8^{\circ}\text{C}$, co umożliwia ujawnienie anomalii znacznie cieplejszych, o co najmniej 1°C , w stosunku do standardowej temperatury powierzchni piersi $32,8^{\circ}\text{C}$ (ewidentnie powiązanych z charakterystyką termiczną guza nowotworowego o przebiegu złośliwym).

Potrójny układ matryc termograficznych stanowi w urządzeniu wyjątkowe zastosowanie koncepcji termicznej filtracji sprzętowej, służącej realizacji nie celów technicznych (zapewnienie odpowiedniego zakresu termodetekcji dla badania gruczołów piersiowych u kobiet), lecz wyłącznie konkretnego celu medycznego, rozumianego jako rozwiązanie problemu wstępnego różnicowania typu patologii wewnątrznarządowej poprzez jej skojarzenie z charakterystyką termiczną, tworzącą swoisty marker termograficzny.

Bez ustalenia, czy obserwowana anomalia ma ekspresję hipo-, czy hipertermiczną, nie można mówić o obecności markerów termograficznych, gdyż markery są przypisane do modelu termodynamicznego wzrostu guza nowotworowego lub tworzenia się torbieli.

Każda z matryc termograficznych, aby mogła spełniać rolę w pełni funkcjonalnego detektora termograficznego, wymaga osadzenia w uchwycie, wykonanym z elastycznego niełamliwego plastiku, korzystnie z polipropylenu.

Każda z matryc termograficznych, korzystnie, aby była okrągła i miała średnicę co najmniej 140 mm.

Dodatkowo, urządzenie według wynalazku wyposażono w optoelektroniczny rejestrator kolorowych obrazów rozkładu izoterm na powierzchni badanych piersi ujawniających się na pasywnych matrycach termowizyjnych, składający się z układu kamery cyfrowej, korzystnie z matrycą CCD (*Charge Coupled Device*) pozwalającego na rejestrację, a następnie odczytanie sygnału elektrycznego propor-

cjonalnego do ilości padającego na niego światła oraz układu elektronicznego umożliwiającego konwersję analogowo-cyfrową obrazu i następnie kodowanie sygnału wideo na przykład według standardu ISO/IEC 14496-10:2004 (H.264/AVC), nośnika danych, takiego jak karta pamięci flash, pozwalającego na cyfrowy zapis całej sekwencji badania oraz korzystnie transmittera bezprzewodowego danych zawierających zapisany obraz wideo, pracującego na przykład w standardzie według specyfikacji IEEE 802.15.1 wykorzystującego fale radiowe w paśmie ISM 2,4 GHz (Bluetooth). Rejestrator radykalnie rozszerza możliwości diagnostyczne testera poprzez udostępnienie możliwości przesłania pełnej sekwencji badania termograficznego w postaci pliku cyfrowego do komputera i dalej z wykorzystaniem sieci Internet do centrum analitycznego w celu przeprowadzenia dokładnej jego analizy z użyciem algorytmu opartego na systemie sztucznej inteligencji porównującego wzorce prawidłowych i patologicznych termogramów z faktycznie uzyskanymi w trakcie konkretnego badania. Wspomaganie analizy termogramów dzięki systemowi sztucznej inteligencji wykorzystującemu różne algorytmy porównywania obrazów zwiększa dokładność badania, ułatwiając identyfikację istotnych z medycznego punktu widzenia anomalii termicznych, co ma znaczący wpływ na pewność stawianej diagnozy.

Rejestrator według wynalazku stanowi dodatkowy, kompletny i odłączalny element posiadający własne zasilanie elektryczne, który jest mocowany za pomocą systemu rygli do plastikowego uchwytu matrycy termowizyjnej.

Urządzenie według wynalazku w przykładzie wykonania zostało przedstawione na rysunku, na którym na fig. 1 zilustrowano schematycznie budowę rejestratora w połączeniu z termowizyjną matrycą ciekłokrystaliczną.

Na figurze rysunku rejestrator 1 posiadający obudowę 5 składa się z pięciu podstawowych elementów, takich jak:

- mikrokamera cyfrowa 7 z przetwornikiem optoelektrycznym 8 będącym elementem CCD o rozmiarze minimum 1/3", czułości minimum 0,5 luksa, rozdzielczości minimum 540 linii/cal, konwerterem analogowo-cyfrowym 9 obrazu i obiektywem z zachowaniem jasności minimum na poziomie F 1.2;
- nośnik danych 11, taki jak karta pamięci typu flash eprom o pojemności minimum 4 GB;
- źródło światła 6, które stanowi system rozproszonego oświetlenia z diodami LED emitującymi światło białe, rozmieszczonymi wokół obiektywu kamery 7 skierowanego na ekran termowizyjny 4 matrycy ciekłokrystalicznej 2;
- własny układ zasilania 10 prądem stałym, w tym przypadku 9V; i
- element do przenoszenia danych 12, tu transmittar bezprzewodowy wykorzystujący fale radiowe o częstotliwości 2,4 GHz, pracujący w standardzie Bluetooth.

Rejestrator 1 według wynalazku jest przymocowany do uchwytu 3 termowizyjnej matrycy ciekłokrystalicznej 2.

Zadaniem rejestratora 1 jest dokonanie zapisu wideo w czasie rzeczywistym pełnej sekwencji badania termograficznego piersi, która trwa ok. 15 sekund, licząc od momentu prawidłowego przyłożenia detektora do badanej piersi. Dłuższe niż 20-sekundowe przytrzymywanie detektora w jednym miejscu badanej piersi może doprowadzić do wyrównania się temperatury matrycy termowizyjnej 2 i badanej okolicy piersi i w rezultacie do zaniku lub do zniekształcenia obrazu termograficznego.

Rejestrator 1 według wynalazku uruchamiany jest ręcznie przez osobę wykonującą badanie, a wyłącza się automatycznie po upływie 15 sekund, co jest sygnalizowane zapaleniem się czerwonej diody na jego obudowie 5 i pojedynczym sygnałem dźwiękowym. Sposób diagnozowania patologii piersi przy użyciu tego urządzenia obejmuje etapy, w których termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną 2 połączoną w sposób umożliwiający rozłączenie z rejestratorem 1, przykładają się ekranem termowizyjnym 4 do badanej piersi, następnie automatycznie włącza się źródło światła 6 i przez okres czasu wynoszący maksymalnie 20 sekund rejestruje się kolorowy obraz izoterm obrazowanych na matrycy termowizyjnej 2 z wykorzystaniem mikrokamery cyfrowej 7 z matrycą CCD 8 i przetwornikiem analogowo-cyfrowym 9. Następnie, otrzymany cyfrowy sygnał wideo zapisuje się na karcie pamięci flash 11, a wymienioną sekwencję rejestrowania obrazu i zapisywania przeprowadza się trzykrotnie, stosując kolejno trzy termowizyjne matryce ciekłokrystaliczne 2 pracujące w trzech badanych zakresach temperatur. Po zakończeniu badania dane zapisane na karcie pamięci flash 11 są przesyłane po naciśnięciu pojedynczego przycisku przez nadajnik Bluetooth 12 do komputera wyposażonego w odbiornik Bluetooth, mającego połączenie z bazą obrazów termograficznych gruczołu piersiowego i systemem sztucznej inteligencji poprzez sieć Internet, w celu przeprowadzania analizy otrzymanych obrazów termograficznych z zastosowaniem bazy obrazów termograficznych gruczołu piersiowego. W wyniku

analizy otrzymuje się wytyczne co do najbardziej prawdopodobnego wyniku badania termograficznego w wymiarze binarnym (pozytywny/negatywny).

Rolę pasywnego detektora termowizyjnego w termowizyjnej matrycy ciekłokrystalicznej 2 pełni zestaw trzech matryc termoczułych 2 zawierających ciekłe kryształy termotropowe z grupy nematyków chiralnych.

Każda z matryc 2 wycięta jest w formie koła o średnicy 140 mm i zamocowana w plastikowym uchwycie 3.

Do wytworzenia mezofazy termotropowej stanowiącej podstawowy element termoczuły – ekran termowizyjny 4 każdej z trzech matryc termograficznych 2, wykorzystano mieszaniny związków ciekłokrystalicznych będące przedmiotem polskiego zgłoszenia patentowego nr P. 390 320, o przedstawionych poniżej składach.

Mieszanina dla pierwszej matrycy (skład wagowy):

- pelargonian cholesterylu 48,61%,
- oleilowęgłan cholesterylu 50,39%,
- propionian cholesterylu 0,28%,
- chlorek cholesterylu 0,20%,
- 4,4'-dipentyloazoksybenzen 0,52%.

Dla tej mieszaniny mezofaza jest responsywna termooptycznie w zakresie temperatur od 31,8°C do 32,8°C, przy czym w temperaturze 31,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie czerwonej (o długości fali 720 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, w temperaturze 32,3°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie zielonej (o długości fali 545 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, a w temperaturze 32,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie niebieskiej (o długości fali 410 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C.

Mieszanina dla drugiej matrycy (skład wagowy):

- pelargonian cholesterylu 50,28%,
- oleilowęgłan cholesterylu 48,72%,
- propionian cholesterylu 0,24%,
- chlorek cholesterylu 0,18%,
- 4,4'-dipentyloazoksybenzen 0,58%.

Dla tej mieszaniny, mezofaza jest responsywna termooptycznie w zakresie temperatur od 32,8°C do 33,8°C, przy czym w temperaturze 32,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie czerwonej (o długości fali 720 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, w temperaturze 33,3°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie zielonej (o długości fali 545 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, a w temperaturze 33,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie niebieskiej (o długości fali 410 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C.

Mieszanina dla trzeciej matrycy (skład wagowy):

- pelargonian cholesterylu 52,53%,
- oleilowęgłan cholesterylu 46,47%,
- propionian cholesterylu 0,18%,
- chlorek cholesterylu 0,16%,
- 4,4'-dipentyloazoksybenzen 0,66%.

Dla tej mieszaniny, mezofaza jest responsywna termooptycznie w zakresie temperatur od 33,8°C do 34,8°C, a w temperaturze 33,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie czerwonej (o długości fali 720 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, w temperaturze 34,3°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie zielonej (o długości fali 545 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C, a w temperaturze 34,8°C pojawia się odbite w mezofazie światło o barwie niebieskiej (o długości fali 410 nm) i barwa ta utrzymuje się przez 0,5°C.

Następnie, do każdego z uchwytów 3 zawierających matrycę termowizyjną 2 przymocowano w sposób umożliwiający jego odłączenie, rejestrator optoelektroniczny w czasie rzeczywistym obrazu wideo, pozwalający na zapis cyfrowy sekwencji badania termograficznego piersi i jego przesył bezprzewodowy modułem Bluetooth do urządzenia zewnętrznego – komputera lub innego urządzenia mobilnego.

Zastrzeżenia patentowe

1. Urządzenie do obrazowania, rejestrowania i zapisywania obrazu termograficznego gruczołu piersiowego, obejmujące rejestrator obrazu (1) oraz termowizyjną matrycę ciekłokrystaliczną (2), w której podstawowy element termoczuły zawiera ciekłe kryształy termotropowe z grupy nematyków chiralnych, **znamienne tym**, że termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna (2) jest responsywna termooptycznie w zakresie temperatur mieszczącym się w przedziale od 31,8°C do 34,8°C, przy czym wymieniony zakres temperatur obejmuje 1°C, a wymieniona matryca ciekłokrystaliczna pracuje z separacją termooptyczną co 0,5°C, przy czym korzystnie zakres temperatur responsywności matrycy ciekłokrystalicznej wynosi od 31,8°C do 32,8°C albo od 32,8°C do 33,8°C, albo od 33,8°C do 34,8°C, przy czym rejestrator (1) zawiera obudowę (5), źródło światła (6), kamerę (7) z przetwornikiem optoelektrycznym (8), przetwornik analogowo-cyfrowy (9), źródło zasilania (10) oraz nośnik danych (11); przy czym rejestrator (1) jest przystosowany do rejestrowania obrazu termowizyjnej matrycy ciekłokrystalicznej przez czas nie dłuższy niż czas potrzebny do wyrównania się temperatury matrycy termowizyjnej (2), nie dłuższy niż 15 sekund.
2. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna (2) posiada uchwyt (3) i ekran termowizyjny (4), przy czym uchwyt jest wykonany z tworzywa sztucznego, korzystnie z polipropylenu.
3. Urządzenie według zastrz. 1 albo 2, **znamienne tym**, że termowizyjna matryca ciekłokrystaliczna (2) jest okrągła i ma średnicę wynoszącą co najmniej 140 mm.
4. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że źródłem światła (6) jest co najmniej jedna dioda LED.
5. Urządzenie według zastrz. 4, **znamienne tym**, że dioda LED emituje światło białe.
6. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że układ kamery (7) z przetwornikiem optoelektrycznym (8) stanowi kamera cyfrowa z matrycą CCD typu 1/3" o czułości wynoszącej minimalnie 0,5 luksa, rozdzielczości wynoszącej minimalnie 540 linii/cal, z obiektywem z zachowaniem jasności na poziomie F 1.2.
7. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że źródło zasilania (10) stanowi układ zasilania prądem stałym o napięciu od 1,5 V do 9 V.
8. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że nośnik danych (11) jest wybrany spośród takich jak dysk twardy, dysk optyczny typu CD, CD-R, CD-RW, dysk optyczny typu DVD, Blu-Ray, HD-DVD, karta pamięci, czy pamięć USB.
9. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że nośnikiem danych (11) jest karta pamięci typu flash eeprom o pojemności wynoszącej minimalnie 4 GB.
10. Urządzenie według zastrz. 1, **znamienne tym**, że dodatkowo zawiera element umożliwiający przenoszenie danych (12) na drodze transmisji przewodowej albo bezprzewodowej.
11. Urządzenie według zastrz. 10, **znamienne tym**, że elementem umożliwiającym przenoszenie danych (12) jest transponder bezprzewodowy wykorzystujący fale radiowe o częstotliwości 2,5 GHz, pracujący w standardzie Bluetooth.

Rysunek

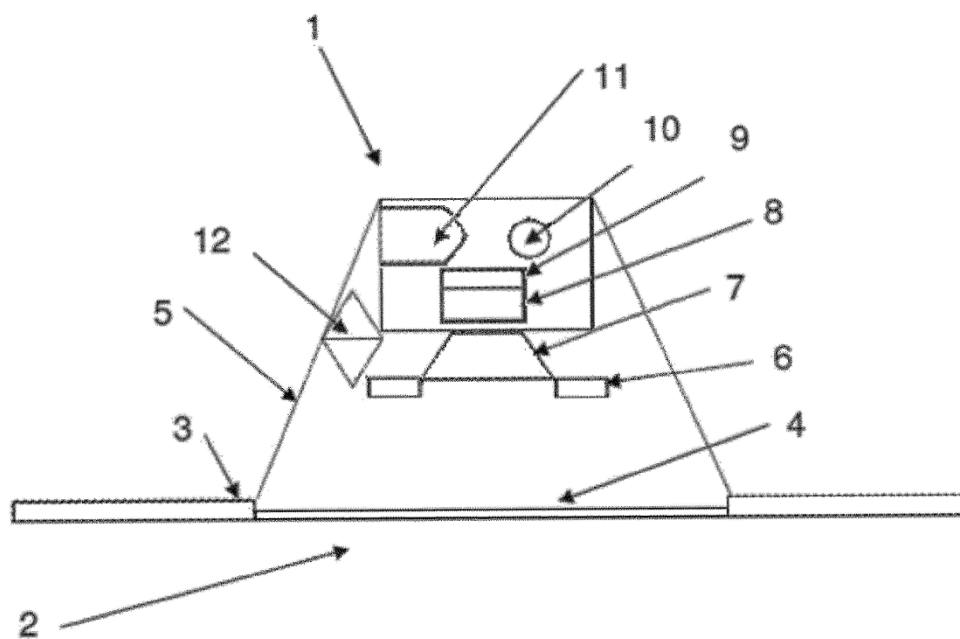


Fig. 1