

**POLSKA
RZECZPOSPOLITA
LUDOWA**



**URZĄD
PATENTOWY
PRL**

O P I S P A T E N T O W Y P A T E N T U T Y M C Z A S O W E G O

79 810

Patent tymczasowy dodatkowy
do patentu _____

Zgłoszono: 04.10.1972 (P. 158069)

Pierwszeństwo: _____

Zgłoszenie ogłoszono: 01.06.1973

Opis patentowy opublikowano: 30.09.1975

**Kl. 21g, 28/01
30a, 6/01**

**MKP A61n 5/00
A61b 6/00**

Twórca wynalazku: Jan Malesa

Uprawniony z patentu tymczasowego: Centralny Ośrodek Techniki Medycznej,
Warszawa (Polska)

Urządzenie do analizy zbioru częstości impulsów scyntytacji i korelacji wyników z wartościami aktywności radioizotopu, mierzonej techniką scyntygrafii, zwłaszcza dla celów medycznych

Przedmiotem wynalazku jest urządzenie do analizy zbioru częstości scyntytacji i korelacji wyników z wartościami aktywności radioizotopu, mierzonej techniką scyntygrafii w procesie badania stanu budowy i czynności narządu człowieka, zwłaszcza dla celów medycznych.

W diagnostyce lekarskiej stosuje się sposób wykreślenia radiogramów narządu ludzkiego wprowadzając do jego wnętrza radioizotop. Promieniowanie gamma, emitowane przez radioizotop, mierzy się na zewnątrz narządu sondą scyntylicyjną, zaopatrzoną w kolimator wiązki promieniowania. Sondę z kolimatorem przesuwają nad badanym narządem po krzywej na wzór meandra, mierząc w kolejnych przedziałach czasowych aktywność radioizotopu.

Urządzenie drukarskie zapisuje każdy kwant gamma, który zarejestruje sonda scyntylicyjna i sprzężony z nią układ pomiarowy i w ten sposób otrzymuje się obraz badanego obszaru narządu w postaci znaków (np. kresek) o różnej gęstości i rozmieszczeniu, odpowiadających zmierzonym częstościom kwantów gamma. Zbiór znaków tworzy scyntygraficzny obraz obszaru narządu lub tzw. scyntygram. Obraz ten jest płaski i wyznacza kontur oraz rozłożoną w narządzie aktywność radioizotopu. Zastępując drukarkę impulsatorem energii świetlnej otrzymuje się, na materiale światłoczułym, fotoscyntygram. Zwykle scyntygram poddaje się obróbce polegającej na dyskryminacji (subtrakcji) pewnej ilości kresek w kolejnych fragmentach scyntygramu. Eliminacja pewnej ilości kresek ma na celu zwiększenie czytelności różnic aktywności radioizotopu, w wyniku zwiększenia wizualnego kontrastu pomiędzy fragmentami scyntygramu o różnej gęstości zapisu. Także gęstości zapisu akcentuje się kolorami i wówczas kolorom przyporządkowuje się zadane wartości częstości kwantów gamma. Zapisowi kolorami towarzyszy zapis kreskami i wspólnie tworzą one scyntygram narządu.

Dyskryminacja pewnej ilości kresek oraz przyporządkowanie kolorom gęstości zapisu scyntygramu są dokonywane arbitralnie i subiektywnie. W wyniku, scyntygramy tego samego narządu różnią się między sobą i wykazują różne proporcje pomiędzy gęstością zapisu, a mierzoną aktywnością radioizotopu. W takich zapisach brak jest jednoznacznej korelacji pomiędzy mierzoną aktywnością radioizotopu i jej scyntygraficznym wynikiem.

Celem wynalazku jest usunięcie przytoczonej wady przez opracowanie urządzenia, które analizując zbiór częstości impulsów scyntytacji, stanowiący scyntygram, daje w wyniku jednoznaczną korelację wartości częstości

scyntytacji i aktywności radioizotopu, oraz ściśle określa proporcje pomiędzy gęstością zapisu i mierzoną aktywnością radioizotopu.

W fazie wstępnej występuje mierzenie w czasie ruchu sondy scyntylicyjnej wartości scyntytacji (nazywanymi w dalszej części scyntygraficznymi danymi pomiarowymi). Otrzymane dane segreguje się przyporządkowując je do rodzin liczb wyznaczonych dziewiącią częstości impulsów scyntytacji (ze wzoru Poisson'a, funkcją pierwiastka kwadratowego), które to zjawisko, jako charakterystyczne w procesie detekcji kwantów promieniowania gamma stanowi podstawę pracy urządzenia według wynalazku. Następnie, rodzinom liczb przyporządkowuje się określone znaki graficzne, na przykład cyfry, które nanosi się znanym sposobem w czasie tworzenia scyntygramu na odpowiadające tym znakom części badanego narządu oraz wykreśla się granice pól o jednakowych znakach tworząc poziomnice na scyntygramie, przy czym rodziny liczb zmienia się w zadany sposób ustalający różne proporcje pomiędzy rodzinami i ich znakami graficznymi w wyniku czego otrzymuje się pochodne scyntygramy jednego zbioru impulsów scyntytacji.

W urządzeniu do analizy do elementu segregującego połączonego z elementem sekwencji rodzin częstości scyntytacji i rejestratorem wyników jest dołączony człon generatora alternatyw scyntygramu, który kierując generatorem funkcji pierwiastka kwadratowego powoduje wielokrotny przegląd zbioru częstości z scyntytacji i ich rodzin według krotnych wartości aktywności radioizotopu, przy czym kolejny przegląd dokonuje się przesuwając poziom odniesienia i zakres częstości scyntytacji w pierwszej rodzinie i kolejno w rodzinach następnych.

Zasadę działania i budowę urządzenia wraz z przykładem analizy przedstawiono na załączonym rysunku, na którym fig. 1 obrazuje rodziny liczb częstości scyntytacji, fig. 2 wytypowane rodziny liczb częstości scyntytacji, fig. 3 budowę blokową urządzenia, fig. 4 kreskowy scyntygram fantomu tarczycy, fig. 5 do 10 alternatywy analizy scyntygraficznych danych pomiarowych, a fig. 11 przedstawia tabelę rodzin częstości scyntytacji.

Dokładną zasadę jednoznacznej korelacji aktywności radioizotopu i scyntygraficznych danych pomiarowych, w zakresie wynalazku, przedstawiono na fig. 1 i 2. Na fig. 1 przedstawiono wykres rozkładu prawdopodobieństw częstości impulsów scyntytacji w pomiarze zadanych wartości aktywności radioizotopu. Na osi odciętych przedstawiono wartości N częstości scyntytacji, a na osi rzędnych ich procentowy udział w wielokrotnych pomiarach kolejno innych, wzrastających wartości aktywności radioizotopu. Częstości scyntytacji i ich procentowy udział zebrano w rodziny liczb i przedstawiono w postaci charakterystycznych krzywych rozkładu Poisson'a. Na wykresie wyodrębniono trzy rodziny, a średnie wartości w rodzinach oznaczono przez N_{n-1} , N_n , N_{n+1} . W mieszaninie rodzin, jak na rys. 1, można scyntygraficznie rozróżnić tylko te, które nie mają wspólnych punktów lub mają je w niewielkiej ilości. Oznacza to, że rodziny częstości scyntytacji nie przenikają się lub czynią to w niewielkim stopniu. Stopień ten określa się z pomocą współczynnika krotności standardowej dziewiąci. Według tej zasady przykładowo wyznaczono rodziny N_{n-1} , N_n , N_{n+1} . Dane pomiarowe które nie należą do wytypowanych rodzin, nie mają więc praktycznego znaczenia, gdyż nie mogą być jednoznacznie zidentyfikowane. Dlatego włącza się je do rodzin już wytypowanych, tak jak na fig. 2.

Wybór rodzin o średnich wartościach N_{n-1} , N_n , N_{n+1} itd. jest tylko jedną i nie jedyną alternatywą na podstawie której można wykonać analizę scyntygraficznych danych pomiarowych, otrzymanych w procesie lekarskiego badania narządu człowieka. Jak dotychczas tylko tę alternatywę realizuje się produkowanymi urządzeniami do scyntygrafii, otrzymując jeden scyntygram narządu człowieka.

Drugą alternatywę tworzą rodziny, które są przesunięte względem rodzin w pierwszej alternatywie. Trzecią i każdą następną alternatywę tworzą rodziny przesunięte względem rodzin w poprzedniej alternatywie. Tak wybrane alternatywy stanowią pochodne postaci scyntygramu, otrzymane z tego samego zbioru scyntygraficznych danych pomiarowych. Ta cecha analizy zbioru danych pomiarowych stanowi podstawę pracy urządzenia według wynalazku.

Do wyznaczenia kolejnych alternatyw analizy danych pomiarowych przyjęto średnią wartość N_{n-1} oraz krotność standardowej dziewiąci. Dane te wyznacza się z założeń teoretycznych lub innych praktycznych. Teoretycznie, pierwszą średnią wartość (N_{11}) w pierwszej alternatywie wyznacza się ze wzoru:

$$N_{11} - k\sqrt{N_{11}} = 0$$

gdzie k oznacza krotność standardowej dziewiąci, oraz następne wartości w zakresie tej samej alternatywy; ze wzorów:

$$\begin{aligned} N_{11} + k\sqrt{N_{11}} &= N_{12} - k\sqrt{N_{12}} \\ N_{1(n-1)} + k\sqrt{N_{1(n-1)}} &= N_{1n} - k\sqrt{N_{1n}} \end{aligned}$$

W drugiej alternatywie, pierwszą średnią wartość (N_{21}) wyznacza się przyjmując, np.:

$$N_{21} = N_{11} + 2,$$

ogólnie, dla alternatywy S-tej:

$$N_{s1} = N_{11} + S$$

gdzie $S = 2, 3, 4, \dots, < (N_{21} - N_{11})$, tzn. jest mniejsze od różnicy, którą wyznacza druga i pierwsza rodzina pierwszej alternatywy.

Stosownie do wartości $N_{21}, N_{31}, \dots, N_{s1}$ wyznacza się inne rodziny, tj.:

w drugiej alternatywie: $N_{22}, \dots, N_{2n}$

w trzeciej alternatywie: $N_{32}, \dots, N_{3n}$

w S-tej alternatywie: $N_{s2}, \dots, N_{sn}$

Urządzenie do analizy zbioru częstości impulsów scyntytacji i korelacji wyników z wartościami aktywności radioizotopu przedstawiono na fig. 3. Składa się ono z elementu segregującego częstości impulsów scyntytacji 1 przychodzących ze zbioru danych pomiarowych z rejestratora wyników segregacji 2 bloku sekwencji rodzin częstości scyntytacji 3, generatora funkcji pierwiastka kwadratowego 4 i generatora alternatyw scyntygramu 5. Generator alternatyw ustala ilość i rodzaje pochodnych scyntygramów, następnie generator funkcji pierwiastka kwadratowego wyznacza rodziny częstości scyntytacji w wybranej alternatywie i przekazuje je do elementu sekwencji rodzin. Ten z kolei przekazuje swe dane do segregatora, który rozdziela częstości scyntytacji ze zbioru Z na kanały rejestratora wyników segregacji, zgodnych z sekwencją rodzin. Urządzenie według wynalazku redukuje przypadkowe błędy w odczycie ilorazów aktywności radioizotopu, ustala ilość i różnice pomiędzy alternatywami analizy zbioru częstości impulsów scyntytacji oraz rozwiązuje problem dewiacji tych częstości w scyntygrafii.

Przykład analizy zbioru częstości impulsów scyntytacji i korelacji wyników z wartościami aktywności radioizotopu przedstawiono dla fantomu tarczycy, model 1709 firmy Nuclear Chicago. Fantom zawiera tak zwane zimne ognisko, w części jednego płata. Ognisko ma kształt cylindra i jest nieradioaktywne. W obu płatach fantomu tarczycy jest rozmieszczony radioizotop symulujący widmo promieniowania jodu — 131. Kreskowy scyntygram fantomu przedstawiono na fig. 4. Uwzględnia on 5-procentową subtrakcję gęstości kresów. Do analizy i korelacji danych pomiarowych przyjęto rodziny częstości scyntytacji, które tworzą przedziały liczb i alternatywy zestawiane w tabeli z fig. 11. Obliczenia wykonano zakładając $k = 2$, tj. przyjęto pewność korelacji danych pomiarowych ca 0,955. Przedziałom liczb przyporządkowano cyfry od 0 do 7, z czego praktycznie wykorzystano 5 cyfr.

Na fig. 5—10 przedstawiono wyniki sześciu alternatyw analizy scyntygraficznych danych pomiarowych urządzeniem według wynalazku. Scyntygram na fig. 5 różni się zasadniczo od scyntygramu na fig. 4, wykreślone linie konturowe ograniczają powierzchnie o różnym poziomie aktywności radioizotopu w płatach tarczycy.

Na okapie lewego płata występuje poziom, który jako najwyższy oznaczył się cyfrą 4, a na obrazie prawego płata występuje poziom oznaczony tylko cyfrą 3, przy czym obszar trójek różni się od analogicznego obszaru lewego płata. Obszar trójek prawego płata nie rozciąga się na jego dolną część, wyjątek stanowi tylko jeden punkt w dolnej części mapy płata. Kształty obszarów trójek na mapie obu płatów tarczycy wskazują, że zimne ognisko znajduje się w dolnej części prawego płata. Wyniki drugiej alternatywy, przedstawione na fig. 6, w zasadzie potwierdzają poprzedni obraz rozkładu aktywności radioizotopu w płatach tarczycy. Natomiast według fig. 7, prezentującej wyniki trzeciej alternatywy, zauważa się w dolnej części prawego płata bruzdę w obszarze dwójek. Bruzda ta wyraźnie rozdziela obraz płata lewego od prawego. Na fig. 8 i 9 bruzda ta poszerza się i analizując jej kształt można ustalić, że zimne ognisko zajmuje obszar oznaczony trzema kolejnymi jedynekami (w trzecim wierszu od dołu). Średnicę obrazu ogniska można wyliczyć na podstawie fizycznych warunków pomiaru aktywności radioizotopu; w prezentowanym przykładzie średnica ta równa się w przybliżeniu 0,5". Należy podkreślić, że zidentyfikowanie pozycji zimnego ogniska na scyntygramie umożliwiły dopiero czwarta i piąta alternatywa analizy danych.

Zastrzeżenie patentowe

Urządzenie do analizy zbioru częstości impulsów scyntytacji i korelacji wyników z wartościami aktywności radioizotopu, mierzonej techniką scyntygrafii posiadające elementy segregujący i wykreślający wyniki analizy, zwłaszcza dla celów medycznych, znamienne tym, że do stanowiącego wejście elementu segregującego (1), połączanego z elementem sekwencji rodzin częstości scyntytacji (3) i rejestratorem wyników (2), jest dołączony człon generatora alternatyw scyntygramu (5), który kierując generatorem funkcji pierwiastka kwadratowego (4) powoduje wielokrotny przegląd zbioru częstości scyntytacji i ich rodzin według krotnych wartości aktywności radioizotopu, przy czym kolejny przegląd dokonuje się przesuwając poziom odniesienia i zakres częstości scyntytacji w pierwszej rodzinie i kolejno w rodzinach następnych.

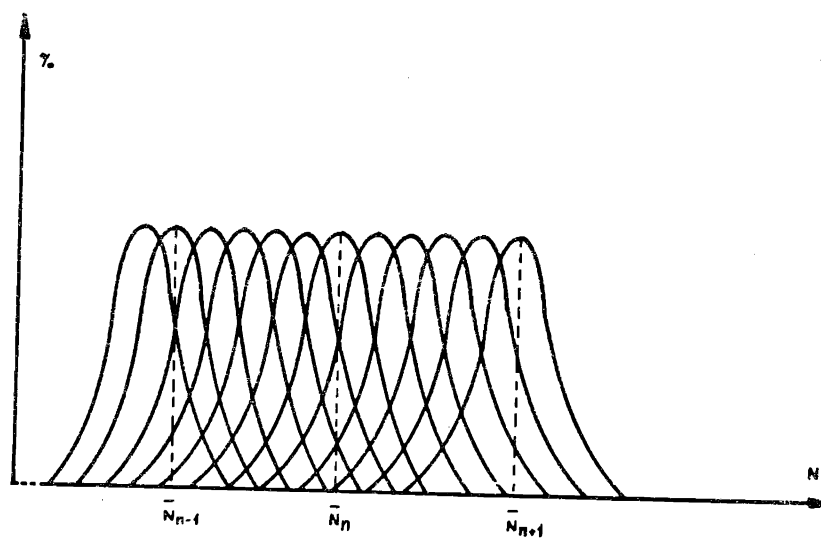


Fig. 1

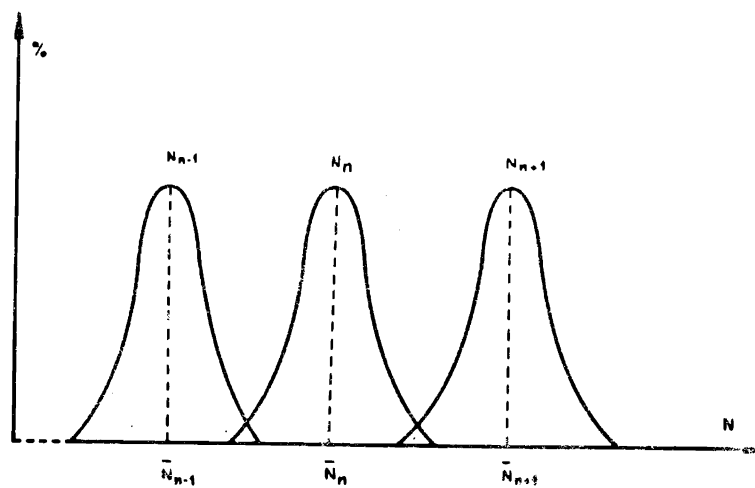


Fig. 2

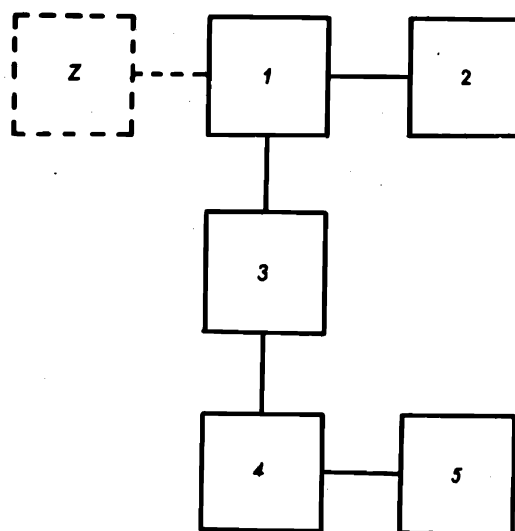


Fig. 3

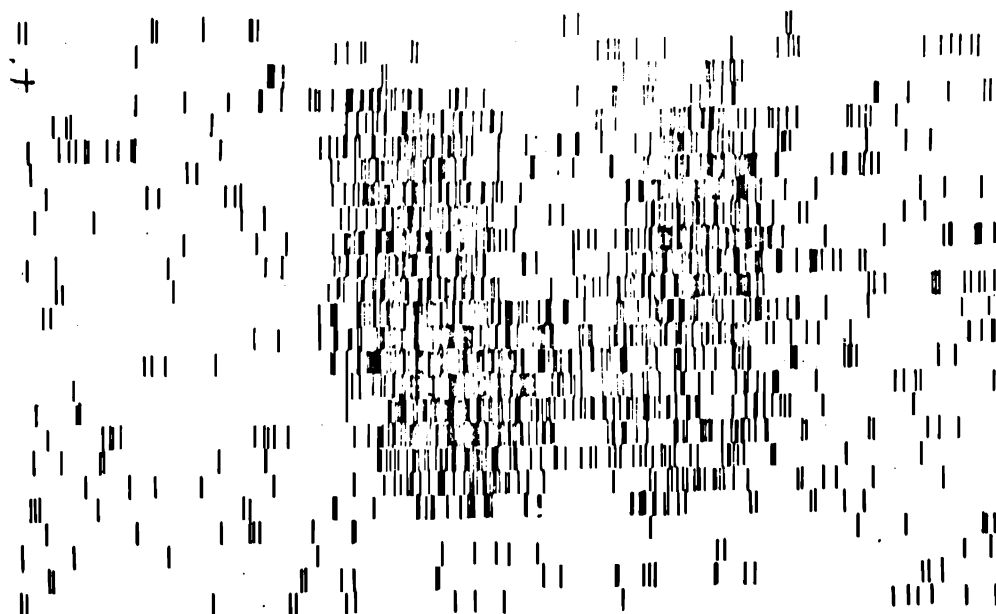


Fig. 4

Oznaczenie rodziny częstości scyntylacji	Alternatywy analizy					
	1	2	3	4	5	6
0	1- 8	1- 11	2- 13	3- 16	5- 19	6- 21
1	9- 24	12- 28	14- 33	17- 37	20- 41	22- 44
2	25- 48	29- 54	34- 60	38- 65	42- 71	45- 75
3	49- 80	55- 87	61- 95	66-102	72-109	76-114
4	81-120	88-128	96-138	103-146	110-155	115-161
5	121-168	129-178	139-189	147-199	156-209	162-216
6	169-224	179-235	190-248	200-260	210-271	217-279
7	225-288	236-301	248-315	261-328	272-341	280-350

Fig. 5

0111111121111111112111111111
 0111112221110111222211111111
 12122233221111112321111111
 1112223422111123321111101
 10111244433222223322111111
 11111255333222222221111111
 1111112212212222211011111
 11111111111111111111101110

Fig. 6

0100000111110011111111100060
 101101122210010111111100100
 0021111223111001122211000000
 0000112332211011232211110010
 101112333322112112221100010
 00001122332222112111110010
 10000012222111112221000101
 010100011011100100000001010

Fig. 9

0111111121111111111111111111
 1011112221110111222211111111
 10211123221111223321110111
 010101332111123321110101
 0011123343222222222111011
 1111123333222221222111011
 1001011223221122221100111
 111011011111111101101101110

Fig. 7

01000000111100000001101000000
 0000001222100000011121100100
 001111222110000122211010000
 00001123321101122211100010
 00001023332211112211100010
 000000122223222111211110000
 00000011122111112111000100
 0000000000100000100000000010

Fig. 10

0111011111111111111111111111
 101111222111011122221110111
 1021112321111123211010111
 0100112332211112331111010
 101112333322112221110011
 1101112323322222121110010
 1001011222211212221100111
 111011011011111010101001000

Fig. 8

0100000010100000001101000001
 0000001122100000011121001000
 001011222110000012211000000
 000011233210000122211000000
 000000123322111112211100000
 000000112223221111111010000
 000000011221101111210000100
 0000000000100000000000000000

Fig. 11