

Krystian RUDZKI, Jolanta RUDZKA

ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA - KATOWICE
ZAKŁAD DIAGNOSTYKI IZOTOPOWEJ

Analizator obrazów wspomagany siecią neuronową wyszukujący niektóre istotne diagnostycznie cechy w radioizotopowej angiokardiografii oraz renoscyntygrafii

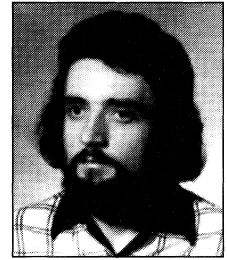
Mgr inż. Jolanta RUDZKA

– jest absolwentką Wydziału Automatyki i Informatyki Politechniki Śląskiej. Pracuje w Zakładzie Diagnostyki Izotopowej Centralnego Szpitala Klinicznego Śląskiej Akademii Medycznej. Współautor ponad 20 publikacji i doniesień zjazdowych z zakresu diagnostyki radioizotopowej.



Dr inż. Krystian RUDZKI

– jest absolwentem Wydziału Elektroniki Politechniki Wrocławskiej. Adiunkt w Zakładzie Diagnostyki Izotopowej Śląskiej Akademii Medycznej. Współautor kilku patentów i projektów racjonalizatorskich oraz ponad 50 publikacji z zakresu metod diagnostycznych stosowanych w medycynie nuklearnej.



Streszczenie

Przedstawiono zastosowanie sztucznych sieci neuronowych do automatycznej analizy dynamicznych badań scyntygraficznych serca i nerek. Zmiany radioaktywności w czasie, dla każdego piksela pola obrazowego, były oceniane przez odpowiednio wytrenowane sieci. Proponowana metoda umożliwia łatwą i szybką analizę serii scyntygramów poprzez wyświetlanie pojedynczych obrazów ukazujących regiony o różnym stopniu patologicznego przepływu krwi w wyniku istnienia przecieku lewo-prawego lub miejsca prawidłowej i upośledzonej funkcji nerek.

Abstract

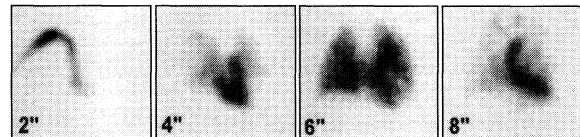
The ability of the artificial neural networks (ANNs) to automatic analysing either the cardiac or renal sequential scintigrams was presented. The time/activity curves, for each pixel were evaluated by appropriate trained ANNs. The proposed method permits an easy and fast analysis of series of scintigrams, by mapping results either as the regions of different degrees of pathological blood flow because of left-to-right shunt or as the places in kidney of normal and abnormal renal function.

Wstęp

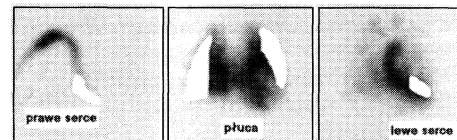
Radioizotopowe dynamiczne badanie odwzorowujące (tzw. scyntygrafia dynamiczna) polega na sekwencyjnej rejestracji obrazów scyntygraficznych ukazujących przemieszczanie się i/lub zmiany stężenia radiofarmaceutyku w ciele chorego. Angiokardiografia radioizotopowa jak i renoscyntygrafia należą do tej grupy badań [3,7,9]. Pierwsze z nich stosowane jest do śledzenia przepływu krwi przez krążenie małe (rys. 1a), między innymi celem nieinwazyjnej oceny nieprawidłowych połączeń między jamami serca lub w obrębie dużych naczyń. Angiokardiografia jest metodą referencyjną dla badań ultrasonograficznych przy ilościowej ocenie przecieków tak wewnątrzsercowych jak i na poziomie dużych naczyń [7]. Renoscyntygrafia stanowi jedno z nieinwazyjnych badań wykonywanych przy ocenie funkcji nerek (rys. 2a). Wspomaga diagnostykę utrwalonego nadciśnienia naczyniowo-nerkowego, uropatii, a także umożliwia obliczenie udziału każdej z nerek w oczyszczaniu krwi [3,7,9]. Klasyczny sposób analizy takich badań polega na wyborze obszarów zainteresowania w polu obrazowym (rys. 1b, 2b) i analizowaniu zmian radioaktywności w wybranych miejscach (rys. 1c, 2c). Na tej podstawie wyciąga się wnioski dotyczące przepływu i/lub wydzielania i wydalania podanego radiofarmaceutyku w badanym narządzie.

W ostatnich latach obserwuje się stały wzrost zainteresowania zastosowaniami sztucznych sieci neuronowych w medycynie [8]. Prowadzone przez autorów badania nad wykorzystaniem sieci neuronopodobnych do rozpoznawania i klasyfikacji przebiegów zmian radioaktywności w czasie wskazywały na ich przydatność w diagnostyce radioizotopowej [13,14]. Podjęto próby wykorzystania takich baz wiedzy do wyszukiwania i klasyfikacji zmian radioaktywności zarejestrowanej w kolejno następujących po sobie scyntygramach [10,12]. W każdym pikselu pola obrazowego wzdłuż osi czasu (czyli o tej samej lokalizacji x,y ale na kolejnych scyntygramach) zmiany radioaktywności są automatycznie analizowane i klasyfikowane przez sieć. Z pomocą analizatora wspomaganego odpowiednio wytrenowaną siecią neuronową, do rozpoznawania określonego typu przebiegów czasowych, można uwidocznić na jednym obrazie tylko te miejsca, które są istotne we wnioskowaniu diagnostycznym.

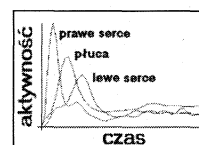
a)



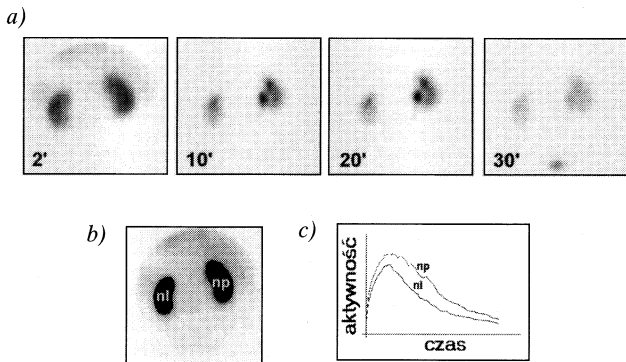
b)



c)



Rys. 1. Angiokardiografia izotopowa: a – wybrane scyntygramy, b – obszary zainteresowania, c – prawidłowe krzywe zmian radioaktywności w czasie



Rys. 2. Renoscintygrafia: a - wybrane scyntygramy, b - rejony zainteresowania, c - renogramy

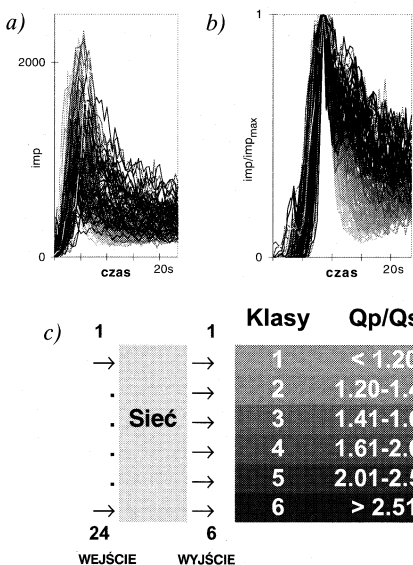
Metodyka i materiał

Angiokardiografia radioizotopowa

Badanie wykonywano w projekcji przedniej podając dożylnie, techniką bolusową, ^{99m}Tc -nadtechnecjan (80MBq na 10kg wagi ciała pacjenta). Obrazy rejestrowano za pomocą gammakamery DIACAM w przedziałach 0,5s, z zapisem scyntytacji w matrycach 64x64 pikseli i 16 bitowej pojemności każdego elementu.

W analizach wykorzystano sieć o strukturze trójwarstwowej. Liczba jednostek wejściowych (neuronów) odpowiadała liczbie obrazów istotnych dla przepływu krwi przez płuca, a liczba jednostek wyjściowych odpowiadała liczbie klas, którym przyporządkowywano stopień nasilenia przecieku. Sieć neuronową trenowano retrospektywnym zbiorem składającym się z 20 krzywych płucnych prawidłowych

przypisanych jednej klasie oraz 100 radioangiogramów płucnych patologicznych, pogrupowanych w 5 klas w zależności od wielkości przecieku (rys. 3a,b).



Rys. 3. Trening sieci neuronowej: a - krzywe oryginalne, b - po wstępnym przetworzeniu (normalizacji amplitudy i położenia), c - kryteria przyporządkowania do danej klasy

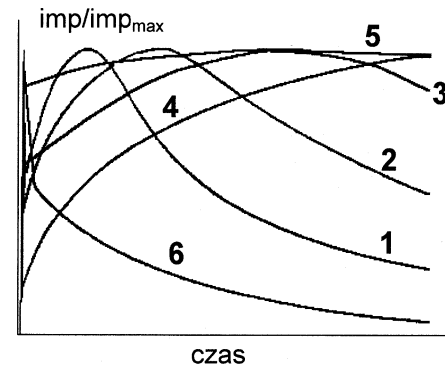
Przyporządkowanie do danej klasy oparto na wartości stosunku Qp/Qs tj. stosunku przepływu płucnego do systemowego (rys. 3c), obliczonego metodą aproksymacji radioangiogramu superpozycją dwóch rozkładów gamma [1,2,4,11]. Wykluczenie istnienia przecieku opierało się dodatkowo na wynikach innych metod diagnostycznych jak UKG z wykorzystaniem efektu Dopplera i/lub rentgenowskiej angiokardiografii kontrastowej. Potwierdzenie istnienia przecieku opierało się na tych samych badaniach a dla wartości Qp/Qs > 2 również na potwierdzeniu istnienia przecieku w trakcie zabiegu operacyjnego.

Prospektywnie analizowano obrazy radioizotopowej angiokardiografii u 20 pacjentów. W toku całego postępowania diagnostycznego u 16 chorych potwierdzono istnienie przecieku lewo-prawego. Ubytek w przegrodzie międzykomorowej (VSD) miało 4 chorych a u 12 stwierdzono defekt w przegrodzie międzyprzedsionkowej (ASD). Wykluczono przeciek lewo-prawy u 4 pacjentów.

Renoscintygrafia

Badanie wykonywano w projekcji tylnej. Po dożylniej iniekcji ^{99m}Tc -DTPA (kwas dwuetylenotrójaminopięciooctowy) o aktywności 150-200MBq, rejestrowano za pomocą gammakamery DIACAM 40 scyntygramów w przedziałach 30s, używając matrycy 128x128 pikseli o 16 bitowej głębokości.

W analizach z pomocą sieci neuronowej wykorzystano strukturę trójwarstwową. Liczba elementów w warstwie wejściowej była równa liczbie obrazów zarejestrowanych w badaniu dynamicznym. W warstwie wyjściowej znajdowało się 6 jednostek odpowiadających poszczególnym typom krzywych zmian radioaktywności rejestrowanych w polu widzenia gammakamery. Sieć trenowano różnymi typami krzywych (rys. 4): renogramami prawidłowymi, z opóźnioną fazą mięszową i wydalniczą, ze znacznie upośledzoną funkcją mięszową i wydalniczą, kumulacyjnymi, bez wyraźnego narostu jak i spadku radioaktywności w czasie badania oraz krzywymi klirensowymi.



Rys. 4. Typy krzywych po normalizacji amplitudy z przyporządkowaniem im odpowiednich klas: 1 - renogram prawidłowy (czas trwania fazy mięszowej do 5 minut a wydalniczej do 10 minut), 2 - z opóźnioną fazą mięszową i wydalniczą (czas trwania faz mięszowej i wydalniczej odpowiednio do 10 minut i do 20 minut), 3 - ze znacznie upośledzoną funkcją (czas trwania fazy mięszowej powyżej 10 minut a wydalniczej powyżej 20 minut), 4 - krzywa kumulacyjna (bez fazy wydalniczej w czasie 30 minut badania), 5 - bez wyraźnego narostu jak i spadku radioaktywności w czasie badania (jak przy śladowej funkcji nerki, lub przy utrzymywaniu się radioaktywności w rzucie dróg moczowych bądź tkankach miękkich), 6 - krzywa klirensowa (jako reprezentacja zmian radioaktywności w łożysku naczyniowym)

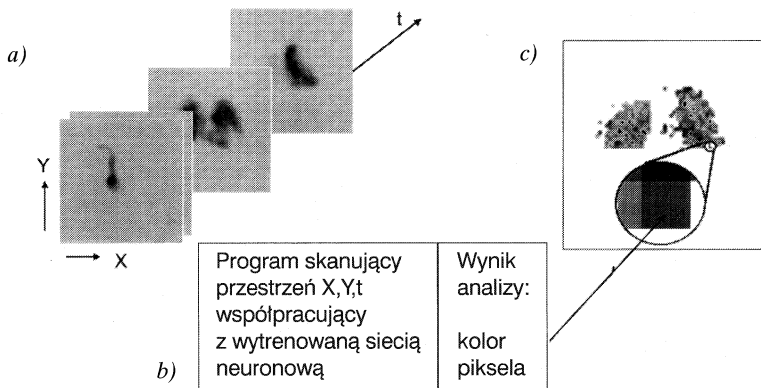
Wykonano analizy 30 różnych badań renoscintygraficznych z: prawidłową obustronną funkcją nerek (10 pacjentów), jednostronną dysfunkcją nerki i/lub jej przemieszczeniem (8 chorych), z poszerzeniem górnego odcinka dróg moczowych i/lub wodonerczem (12 chorych).

Analizator scyntygramów dynamicznych

Wszystkie trenowane sieci neuronowe zbudowane były z neuronów z liniową funkcją aktywacji i sigmoidalną funkcją wyjścia. W procesie uczenia korzystano z algorytmu propagacji wstecznej

[15,18]. W dalszych analizach wykorzystywano jedynie dwie sieci (jedną do analizy angiokardiografii i drugą do renoscyntygrafii), które nauczyły się rozpoznawać wszystkie krzywe użyte w procesie uczenia. Angiogramy treningowe poddawano normalizacji położenia (dla jednej wartości $t_{max}=8s$) i amplitudy względem wartości maksymalnej każdej krzywej. Renogramy normalizowano jedynie względem maksymalnej amplitudy każdego z nich.

Analizator obrazów scyntygraficznych wykorzystywał obie wytrenowane sieci neuropodobne, dobierając odpowiednią do badania i automatycznie klasyfikował zmiany radioaktywności w czasie, które zachodziły w każdym elemencie macierzy obrazowej, tak w serii obrazów angiokardiograficznych jak i renoscyntygraficznych. Przed klasyfikacją każdy przebieg był poddawany tej samej procedurze normalizacyjnej jak odpowiednie przebiegi treningowe. Wyniki analiz cząstkowych, dla elementarnych komórek macierzy były transponowane na określony kolor (lub stopień szarości), a następnie przedstawione w postaci pojedynczego obrazu (rys. 5).

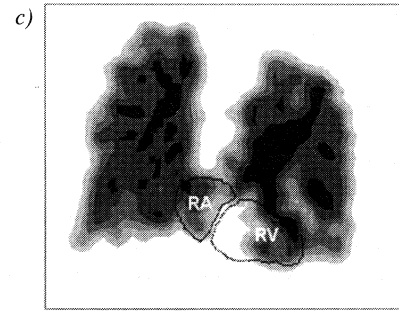
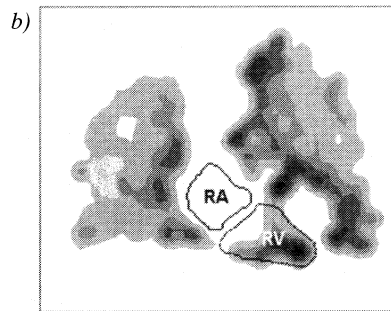
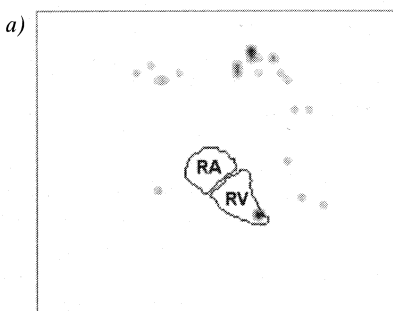


Rys. 5. Automatyczna analiza serii obrazów scyntygraficznych: a - zbiór scyntygramów, b - analizator wspomagany odpowiednią dla danego badania siecią neuronową, c - mapa wyników

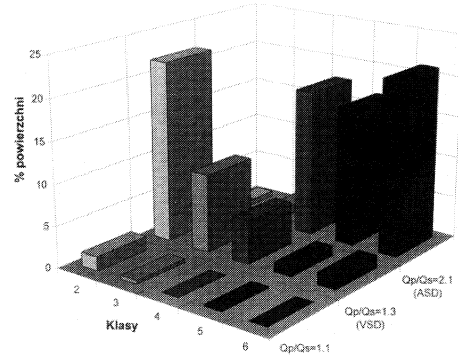
Wyniki

Angiokardiografia radioizotopowa

Mapy wyników u pacjentów z wykluczonym przeciekiem lewo-prawym uwidaczniały jedynie nieliczne przypadkowe piksele kla-



Rys. 6 Wyniki analizy trzech angiokardiografii chorych: a - z niepotwierdzonym b, c - z potwierdzonym przeciekiem lewo-prawym, odpowiednio małym ($Qp/Qs=1,3$ rozpoznanie ostateczne VSD) i dużym ($Qp/Qs=2,1$ rozpoznanie ostateczne ASD). Skróty RA, RV oznaczają odpowiednio prawy przedsionek i prawą komorę serca



Rys. 7 Diagram ilustrujący procentowy udział powierzchni pola obrazowego w każdej klasie u pacjentów, których mapy wyników pokazano na rycinie 6

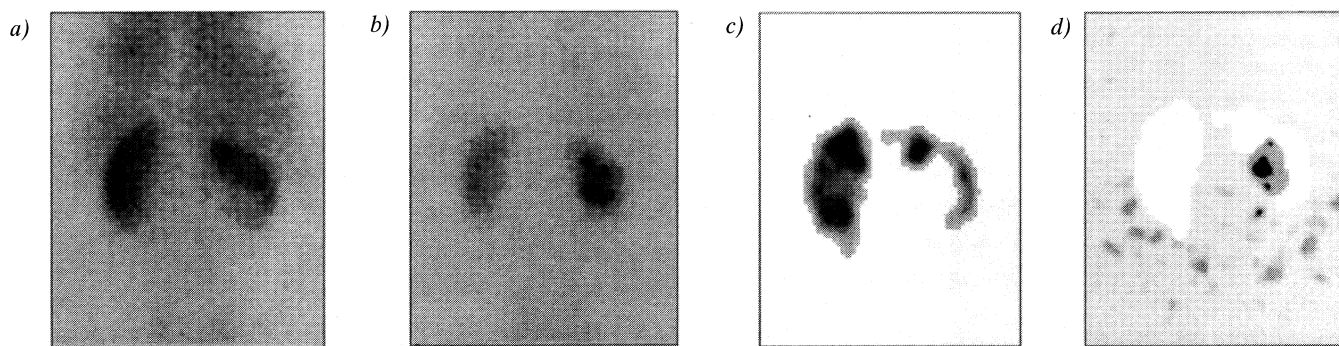
syfikowane przez sieć neuronową do klasy 2, a pozostałe (białe) należały do klasy 1 wskazując na prawidłowy przepływ krwi (rys. 6a).

U wszystkich 16 chorych z potwierdzonym przeciekiem lewo-prawym na mapach wyników zarysowały się obszary patologicznego przepływu, kształtem zbliżone do płuc (rys. 6b, c). U części badanych pojawiały się również patologiczne obszary w rzucie prawego serca (przedsionka i komory). Nie stwierdzono jednak by uwidoczniony patologiczny obszar w rzucie serca prawego jednoznacznie odpowiadał lokalizacji przecieku (przedsionkowego lub komorowego).

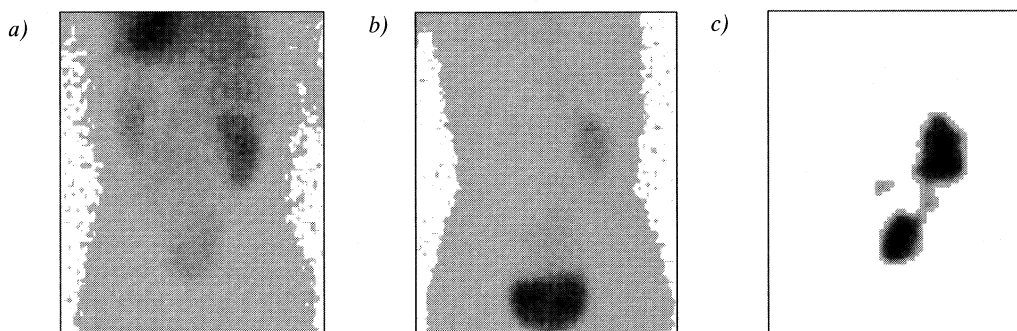
Obserwowano wyraźny przyrost powierzchni zajętej kolorem (stopniem szarości) odpowiadającym wyższym klasom, jeżeli w metodzie konwencjonalnej wartości Qp/Qs były wyższe (rys. 7). W 15 przypadkach występowała przewaga powierzchni zajętej kolorem odpowiadającym klasie, w której mieściły się wartości Qp/Qs wyliczone metodą konwencjonalną. U części chorych (pięciu z potwierdzonym przeciekiem lewo-prawym) występował porównywalny udział powierzchni w klasach sąsiadujących (jak na rys. 7 przypadek dla $Qp/Qs=2,1$).

Renoscyntygrafia

W badaniach renoscyntygraficznych mapy wyników ukazywały miejsca prawidłowej lub upośledzonej funkcji nerek. Uzyskano to



Rys. 8. Wodonercze nerki prawej. Wybrane oryginalne obrazy scyntygraficzne: a - z fazy mięszowej, b - z fazy wydalinowej. Wyniki uzyskane z analizatora obrazów wspomaganego siecią neuronową: c - z przyporządkowaniem dla typu 1 koloru czarnego, dla typu 2 i 3 kolejnych stopni szarości, dla typu 4,5,6 koloru białego, d - z przyporządkowaniem typowi 4 koloru czarnego, typowi 5 i 6 kolejnych stopni szarości, typom 1,2,3 koloru białego



Rys. 9. Ektopia nerki lewej. Udział tej nerki w oczyszczaniu krwi 29%. Wybrane oryginalne obrazy scyntygraficzne: a - z fazy mięszowej, b - z fazy wydalinowej, dobrze zakontrastowany obszar odpowiada lokalizacji pęcherza moczowego, c - wynik uzyskany z analizatora obrazów wspomaganego siecią neuronową z przyporządkowaniem dla typu 1 krzywej renograficznej koloru czarnego, dla typu 2 i 3 stopni szarości, a dla typu 4,5,6 koloru białego

przez odpowiednie przyporządkowanie skali szarości poszczególnym klasom. Można było dobrze uwidocznić obszary wskazujące na miejsca prawidłowej czynności mięszu nerki oraz te, w których zachodzi nieznacznie opóźnione gromadzenie i wydalanie radioznacznika (rys. 8c). Na mapie wyników nie uwidoczniła się nerka o znacznej dysfunkcji lub afunkcji. Inne przyporządkowanie kolorów decyzjom generowanym przez sieć, pozwalało na dobre eksponowanie tych miejsc w nerkach, które świadczyły o nieprawidłowościach związanych z utrzymującym się nagromadzeniem radioznacznika w czasie badania, występujące zarówno przy poszerzeniu górnego odcinka dróg moczowych, jak i przy uropatii zaporowej (rys. 8d).

Jeżeli kształt krzywej renograficznej nie odbiegał znacznie od krzywej prawidłowej, ale dotyczył nerki o małym udziale w oczyszczaniu krwi z radioznacznika (np. nerki o małej masie), to w odróżnieniu od scyntygramów oryginalnych (rys. 9a, b) na mapie wyniku uzyskanego z analizatora wspomaganego siecią neuronową uwidocznił się, w rzucie takiej nerki, obszar dobrze zakontrastowany (rys. 9c).

Dyskusja

Mimo, że badania scyntygraficzne charakteryzują się wysoką kontrastowością, ciągle poszukuje się nowych metod analizy takich badań [5,6,20]. Wykorzystywane w praktyce klinicznej tworzenie

z oryginalnego zbioru scyntygramów, tzw. obrazów parametrycznych (lub funkcjonalnych) jest przykładem wskazującym na konieczność wykorzystania różnych narzędzi do selektywnego wyszukiwania cech interesujących diagnostę [17,19]. Metody analityczne użyte do tworzenia obrazów parametrycznych bazują na założeniu, że proces badany przebiega zgodnie z przyjętą zależnością matematyczną. W praktyce odstępstwa od tej zasady mogą być znaczne [5,16]. Wydaje się, że baza wiedzy zawarta w odpowiednio wytrenowanej sieci może lepiej odzwierciedlać funkcję danego narządu, jeśli tylko zbiór uczący jest dobrą reprezentacją badanej populacji. Z drugiej strony proces doboru przypadków, wstępnego przetworzenia danych, jak i sam proces uczenia nastręcza, sporo trudności.

Proponowany analizator wspomagany siecią neuronową jest narzędziem raczej do szybkiej oceny jakościowej badania (ale również nie jest wykluczona możliwość jego rozbudowy do oceny ilościowej). Analizator taki nie męczy się a wyniki są powtarzalne, w przeciwieństwie do subiektywnych ocen dokonywanych przez opisującego badanie. Wysoka skuteczność diagnostyczna takiego analizatora wymaga współpracy z sieciami neuropodobnymi uczonymi przypadkami z dobrze udokumentowanym rozpoznaniem ostatecznym. Zbiór takich przypadków nie zawsze jest kompletny, stąd klasyfikacja obiektu nieznanego sieci (tj. takiego z którym nie miała kontaktu w procesie uczenia) może czasami zaskoczyć użytkownika wygenerowanym wynikiem. Własność sieci neuronowej, jaką jest generowanie wyniku dla każdego wektora pobudeń,

stwarza również niewielkie niebezpieczeństwo otrzymania wyników przypadkowych. Eliminacja takich wyników jest możliwa poprzez wstępne przetworzenie danych wejściowych. Autorzy kierowali się zasadą by do treningu jak i klasyfikacji, zakres danych w wektorze pobudzenia sieci był reprezentatywny dla wyszukiwanej cechy. Przykładowo, w naszych badaniach, zbocze wstępujące przebiegu reprezentującego przepływ krwi przez płuca, nie zawierało istotnych danych o wielkości przecieku i uczenie tymi danymi dawało gorsze rezultaty klasyfikacji obiektów nieznanymi. Sieć uczyła się rozpoznawać cechy krzywej będące nieistotne z punktu widzenia stopnia przecieku lewo-prawego. Zastosowana normalizacja przebiegów zmian radioaktywności w czasie spowodowała brak wrażliwości sieci neuronowej na ich amplitudę. Uniezależniło to klasyfikację od różnic dawki radioizotopu aplikowanego choremu, jak i wpływu niektórych cech indywidualnych pacjenta (np. masy), ale utrudniło ocenę bezwzględną pomiędzy poszczególnymi krzywymi co do ich amplitudy. Za przyjęciem normalizacji przemasowała także łatwość eksponowania obiektów mających mały udział w badanych procesach metabolicznych ale diagnostycznie istotny. Dobrą ilustracją jest tu przykład pokazany na rys. 9 kontrastowego uwidocznienia nerki przemieszczonej, mającej ok. 30% udziału w oczyszczaniu krwi. Wykrycie takich obiektów pozwala na prawidłowe przeprowadzenie dalszego postępowania terapeutycznego.

Podsumowanie

Proponowana metoda umożliwia szybką analizę zbioru scyntygramów z radioizotopowych badań dynamicznych angiokardiograficznych i renoscyntygraficznych.

Miejsca patologicznego przepływu krwi przez krążenie małe w lewo-prawych przeciekach wewnątrzsercowych lub na poziomie dużych naczyń ukazywane są na pojedynczym obrazie (mapie wyników). Miarą nasilenia patologicznego przepływu krwi w danym miejscu jest kolor piksela.

Analiza renoscyntygramów z pomocą odpowiednio wytrenowanych sztucznych sieci neuronowych pozwala na kontrastowe ukazanie na mapach wyników miejsc prawidłowej funkcji miąższu, jak i obszarów o różnym stopniu upośledzenia czynności nerek. Metoda pozwala na szybką ocenę regionalnej czynności układu moczowego.

Literatura

- [1] J. ASKENAZI, D.S. AHNBERG, E. KORNGOLD, C.G. LAFARGE, D.L. MALTZ, S. TREVES: Quantitative radionuclide angiography: detection and quantitation of left to right shunt. *American Journal of Cardiology* 1976, 37.
- [2] J. DOSIAK, K. RUDZKI, S. NOWAK, L. MARCELA, R. SITARZ: Własna ocena przydatności angiokardiografii izotopowej w diagnostyce wewnątrzsercowych przecieków ze strony lewej na prawą. *Polski Przegląd Radiologii* 1986, 50.
- [3] L. KRÓLICKI: *Medycyna nuklearna*. Fundacja im. Ludwika Rydygiera, Warszawa 1996.
- [4] D.L. MALTZ, S. TREVES: Quantitative Radionuclide Angiography. *Circulation* 1973, XLVII.
- [5] Z. NAHORSKI: Aproksymacje modeli nerek a modele kompartmentowe nerek. *Problemy Medycyny Nuklearnej* 1996, 10(20).
- [6] Z. NAHORSKI, L. BOGDAN: Estymacja współczynników modeli kompartmentowych układu moczowego z pomiarów izotopowych w celu oceny działania nerek. *Problemy Medycyny Nuklearnej* 1993, 1(13).
- [7] S. NOWAK, K. RUDZKI, E. PIĘTKA, E. CZECH: *Zarys medycyny nuklearnej*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1998.
- [8] K. PAPIK, B. MOLNAR, R. SCHAEFER, Z. DOMBOVARI, Z. TULASAY, J. FEHER: Application of neural networks in medicine – a review. *Medical Science Monitor* 1998, 4(3).
- [9] P.H. O'REILLY, R.A. SHIELDS, H.J. TESTA: *Nuclear medicine in urology and nephrology*. Butterworths, London 1979.
- [10] J. RUDZKA, K. RUDZKI, S. NOWAK: Application of artificial neural network in analysis of renal dynamic studies. *European Journal of Nuclear Medicine* 1997, 24.
- [11] K. RUDZKI, S. NOWAK, L. MARCELA, R. JASIŃSKI: Model studies of the left-to-right shunt quantitation. *Internationales XXVI. Symposium, Leipzig, April 1989*, 123.
- [12] K. RUDZKI, S. NOWAK, T. SADOWSKI, J. RUDZKA: Application of artificial neural networks for the left-to-right cardiac shunt classification. *European Journal of Nuclear Medicine* 1996, 23.
- [13] K. RUDZKI, J. RUDZKA, T. SADOWSKI, E. CZOGAŁA, S. NOWAK: Zastosowanie sieci neuronowych do oceny wielkości przecieków lewo-prawych w obrębie serca lub dużych naczyń. Część I i II. *Problemy Medycyny Nuklearnej* 1995, 9(17/18).
- [14] K. RUDZKI, T. SADOWSKI: Badania nad wykorzystaniem sieci neuronowych do automatycznej oceny wewnątrzsercowych przecieków lewo-prawych. III Zjazd Polskiego Towarzystwa Medycyny Nuklearnej, Cieszyn-Ustroń 1992.
- [15] D.E. RUMELHART, G.E. HINTON, R.J. WILLIAMS: Learning representations by backpropagating errors. *Nature* 1986, 323.
- [16] M.J. SURMA: Pomiar szumu w parametrycznych obrazach klirensu nerkowego. III Zjazd Polskiego Towarzystwa Medycyny Nuklearnej, Cieszyn-Ustroń 1992.
- [17] M. SURMA, P. ANDERSON: The functional imaging of kidney clearance, I. *Methodology. Problemy Medycyny Nuklearnej* 1993, 7(14).
- [18] R. TADEUSIEWICZ: *Sieci Neuronowe*. Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa 1993.
- [19] A. TERESIŃSKA: Scyntygrafia funkcjonalna i parametryczna. *Problemy Medycyny Nuklearnej* 1988, 2.
- [20] J. VILLANEUEVA-MEYER, L. PHILIPPE, S. CORDERO, C.S. MARCUS, I. MENA: Use of factor analysis in the evaluation of left to right cardiac shunts. *Journal of Nuclear Medicine* 1986, 27.

Artykuł recenzowany

S&O MET s.c. METROLOGIA EKOLOGIA

44-100 GLIWICE, ul. Konarskiego 9/5
tel./fax (032) 331 51 86, tel. kom. 0 601 49 53 87

OFERUJEMY PRZYRZĄDY POMIAROWE NAJNOWSZEJ GENERACJI:

- **Microdust Pro** – przyrząd do pomiaru zapylenia o zakresie pomiarowym 0 do 2500 mg/m³ z rozdzielczością 1µg/m³. Zakres pomiarowy podzielony na 4 podzakresy. Wewnętrzny zbieracz danych, oprogramowanie. WinDustPro, możliwość zadeklarowania 4 różnych kalibracji dla 4 użytkowników. Urządzenie w wykonaniu przenośnym.
- **Hydra SX30 i Hydra SX40** – przepływomierze dwuczęstotliwościowe najnowszej generacji. Zakres pomiarowy 0,06 do 5,5 m/s, dokładność ±1%. Wersja przenośna SX30 w obudowie IP67, SX40 wersja stacjonarna, przeznaczone do pomiarów przepływu cieczy zawierających bąbelki gazu i cząstki stałe. Wewnętrzny zbieracz danych, oprogramowanie HydraLink.
- **AquaCorr+** – precyzyjny kolerator do lokalizacji przecieków z rurociągów. Urządzenie przenośne, efektywne dla rur stalowych, jak i z innych materiałów. Szczególnie przydatne do wykrywania przecieków na terenie miast, gdzie wykonywanie dużych wykopów wiąże się z ogromnymi kosztami.
- **Ponadto w naszej ofercie szereg innych przyrządów pomiarowych takich jak:** przepływomierze, pirometry, mierniki wilgotności, mierniki hałasu, stacje meteorologiczne, przyrządy do pomiaru zawartości wody w oleju, mierniki zapylenia i wiele innych.

ZAPRASZAMY DO WSPÓŁPRACY
I ŻYCZYMY ZADOWOLENIA Z NABYTEGO U NAS SPRZĘTU