

# TERMOGRAFIA JAKO WSTĘPNA METODA DIAGNOSTYKI DOSTĘPU NACZYNIOWEGO U CHORYCH HEMODIALIZOWANYCH

## THERMOGRAPHY AS AN INTRODUCTORY METHOD FOR EVALUATION OF VASCULAR ACCESS IN HEMODIALYSED SUBJECTS

Jacek A. Pietrzyk, Przemysław Korohoda<sup>1</sup>, Lidia Krawentek<sup>1</sup>, Dorota Drożdż,  
Katarzyna Zachwieja, Monika Miklaszewska

Oddział Dializ Uniwersyteckiego Szpitala Dziecięcego w Krakowie

<sup>1</sup>Katedra Elektroniki AGH w Krakowie

**Streszczenie:** W pracy opisano zastosowanie termografii dynamicznej (TGd), polegającej na wykorzystaniu bodźca termicznego w postaci schładzania kończyny, która jako nieinwazyjna metoda może służyć do oceny przetok naczyniowych u hemodializowanych chorych. Badania wykonano u 15 przewlekle hemodializowanych osób przy użyciu kamery termowizyjnej firmy Vigo-System typu V-20, z akwizycją obrazu co 25 sek. U wszystkich chorych wyliczono procent recyrkulacji krwi w zespoleniu naczyniowym oraz wartość klirensu efektywnego dializatora i wskaźnika dializy Kt/V, nie wykazując znamiennej statystycznej korelacji pomiędzy ilościową skalą oceny przetoki, uwzględniającą nieprawidłowości przebiegu lub obecność zwężeń - a recyrkulacją wyliczaną jako rzeczywista ( $r=0,06$ ;  $p=0,8$ ) lub z klirensu efektywnego dializatora po przekształceniu wzorów z Kt/V ( $r=-0,11$ ;  $p=0,7$ ). Uzyskane obrazy termograficzne można porównać do obrazów uzyskiwanych w wybranych radiologicznych badaniach naczyniowych z użyciem kontrastu. Termografia dynamiczna może być cenną, praktyczną pomocą w diagnozowaniu dysfunkcji przetoki oraz w ocenie anatomii układu naczyniowego kończyny, na której założono zespolenie.

**Słowa kluczowe:** dostęp naczyniowy, termografia dynamiczna, test oziębienia, recyrkulacja w przetoce, klirens efektywny dializatora, wskaźnik dializy Kt/V

**Abstract:** The authors describe the application of dynamic thermography (TGd), a non-invasive method including only cold stress (water immersion) for evaluation of vascular access in hemodialyzed patients. The study was performed in 15 chronically dialyzed subjects using a V-20 Vigo-System infrared camera with 25 sec. picture acquisition time. Additionally, in all patients the percentage of fistula recirculation, an effective dialyzer clearance and dialysis index Kt/V were calculated. Semiquantitative assessment of the examined fistulas, describing structure, anatomy and presence of strictures showed no statistically significant correlation between actual recirculation ( $r=0.06$ ;  $p=0.8$ ) and recirculation calculated according to dialyzer effective clearance taken from Kt/V formula ( $r=-0.11$ ;  $p=0.7$ ). Thermographic pictures show resolution comparable to x-ray contrast studies of vascular system of the limb. Dynamic thermography should be considered a valuable practical aid in assessing either anatomy or malfunction of vascular access in hemodialyzed subjects.

**Key words:** vascular access, dynamic thermography, cold stress, fistula recirculation, dialyzer effective clearance, dialysis index Kt/V

### Wstęp

Na podstawie danych Krajowego Zespołu Konsultanta Medycznego w Dziedzinie Nefrologii z 2003 r. w Polsce, ponad 10,3 tys. pacjentów cierpiących na schyłkową nie-

wydolność nerek poddawanych było regularnemu, zazwyczaj wieloletniemu leczeniu hemodializami (HD) (1). Podstawą do przeprowadzenia skutecznego zabiegu hemodializy jest dostęp naczyniowy, gwarantujący właściwy przepływ krwi do układu pozaustrojowego (2, 3). Wykorzystanie wła-

snych naczyń chorego do wytworzenia wewnętrznej przetoki naczyniowej, co było dokonaniem Cimino, Bresciny i wsp. w 1966 r., umożliwiło wygodny, pewny i skuteczny dostęp do HD u chorych z przewlekłą mocznicą (4). Do wytworzenia przetoki używa się tętnicy promieniowej i dystalnego odcinka żyły odłokciowej lub odpromieniowej, z różnymi modyfikacjami zespożeń (koniec do końca, koniec do boku, bok do boku) (4-7). Mnogość wariantów anatomicznych układu żylnego kończyny górnej, różne średnice i liczba tzw. żył perforujących na przedramieniu, zrosty, przewężenia (będące następstwem mnogich nakłuć naczyń przetoki) oraz zmiana charakteru przepływu krwi z laminarnego na turbulentny i wahania wolęmi lub zmiany hematokrytu krwi – prowadzące do powstawania zakrzepów – mogą wyraźnie zmieniać przepływ krwi w przetoce. Mogą być również przyczyną zjawiska recyrkulacji. W przypadku wystąpienia recyrkulacji skuteczność dializy ulega znaczącemu obniżeniu (8-10).

Diagnostyka niesprawności przetoki wymaga technik inwazyjnych (rentgenowskie badanie z użyciem środka cieniującego, tzw. fistulografia lub angiografia) - lub badań MRI (6, 7, 11). Nieinwazyjna diagnostyka ultrasonograficzna i wybiórcze, dopplerowskie badanie przepływu są badaniami wiarygodnymi i oferują odpowiednią precyzję w ocenie stanu naczyń, lecz interpretacji wyników mogą podjąć się jedynie doświadczeni ultrasonografici (12, 13). Z doświadczenia wiemy, że w praktyce klinicznej trudno jest „przełożyć” obraz lub opis dopplerowski na decyzje, w którym miejscu nakłuć przetokę tak, by uzyskać skuteczne przepływy krwi.

Matematyczna ocena zjawiska recyrkulacji jest wprawdzie możliwa, wymaga jednak wykonania dodatkowych oznaczeń stężeń mocznika lub kreatyniny w liniach przed- i za dializatorem oraz we krwi obwodowej pacjenta pobranej z przeciwległej kończyny (5, 9, 14-16). Możliwa jest również ocena procentowa recyrkulacji wyliczona z klirensu efektywnego, jednak mogą to robić ośrodki modelujące kinetycznie pacjentów. Niższy klirens efektywny jest równoznaczny ze spadkiem skuteczności dializy (2, 9, 15).

Zlokalizowana tuż pod skórą przetoka naczyniowa jest źródłem ciepła emitowanego przez krew tętniczą (17, 18). Za pomocą termografii (TG) można z dużą dokładnością ocenić ograniczenia przepływu, jakość przepływu, dystrybucję przepływu, wskazać niedrożne miejsca, bądź alternatywne miejsca nakłucia (17). Analiza obrazowa uzyskana z TG zestawiona z wyliczeniem recyrkulacji pozwala na szybką korekcję parametrów dializy tak, by utrzymać jej zakłada-

ną skuteczność. W liczącym się piśmiennictwie niewiele prac opisuje zastosowanie TG w hemodializie, choć istnieje możliwość cyfrowego wyodrębnienia naczyń krwionośnych z obrazu termowizyjnego (17, 19, 20). Pomimo prostoty wzoru tylko w nielicznych ośrodkach dializ oblicza się procent recyrkulacji (2, 10, 15). Ocena skuteczności dializy na podstawie kinetycznego modelowania dializy nadal nie jest powszechnie stosowana, a rozbieżność w ocenie stopnia recyrkulacji (od 3,2% do 25%) jest bardzo duża (9, 15, 16). Jeżeli przyjąć, że 20% recyrkulacja może znacząco wpłynąć na obniżenie skuteczności dializy – a tym samym narażać pacjenta na ryzyko powikłań mocznicowych i zmuszać personel stacji dializ do wydłużenia czasu dializy - wprowadzenie metody TGd, dysponując odpowiednią kamerą, już po kilku minutach badania w czasie zwykłej sesji HD pozwala ocenić przetokę, nie narażając pacjenta na inwazyjną diagnostykę radiologiczną lub trudnodostępną ultrasonograficzną diagnostykę dopplerowską. Można też, dysponując danymi o skuteczności sesji dializacyjnej i na podstawie rozbieżności pomiędzy dawką przepisaną a dawką dostarczoną dializy, wykonać wstępne badanie termograficzne przetoki przed kolejną hemodializą. Analiza obrazu termograficznego w połączeniu z badaniem fizykalnym przetoki oraz z możliwością bezpośredniej lokalizacji i identyfikacji nieprawidłowych naczyń pozwala na zmianę lokalizacji miejsc nakłuwania przetoki. Metody pomiaru bilansu cieplnego w czasie HD do oceny recyrkulacji (obwodowej i płucnej) zaproponowane przez firmę Fresenius wymagają specjalistycznego i kosztownego oprzyrządowania oferowanego w sztucznych nerkach tej firmy i nie wyszły poza etap służący wyłącznie badaniom klinicznym.

Celem pracy była ocena termograficzna przetok naczyniowych 15 hemodializowanych przewlekłe pacjentów oraz próba odniesienia obrazu anatomicznego i stanu ich przetoki do wybranych parametrów modelowania kinetycznego dializy oraz wyliczonego procentu recyrkulacji w danej przetoce.

## Materiał i metoda

Do badań użyto kamery termowizyjnej typu V-20ER005-25, produkcji polskiej firmy Vigo-System, wykorzystującej pojedynczy detektor HgCdTe, chłodzony termoelektrycznie. Kamera zapewnia obraz o rozdzielczości 240x240 pikseli dzięki sterowanej elektronicznie mechanicznej konstrukcji dwóch pryzmatów wirujących we wzajemnie prostopadłych osiach (21). Czas skanowania pojedynczego obrazu w tym

**Tabela 1.** Zestawienie wartości parametrów dializy dla 15 badanych pacjentów.

L.p. pacjenta	Klirens zakł.	Klirens wyliczony	Klirens efektywny	Recyrkulacja wyliczona(%)	%R z klirensu efektywnego	Kt/v	Przetoka „score”
1	145	126	112,8	1	12	1,12	28
2	254	226	174,6	2	28	0,99	16
3	263	233	201	4	17	1,35	16
4	246	227	182,2	4	26	1,2	28
5	145	125	121,3	5	4	1,34	26
6	169	147	142,3	5	4	1,44	29
7	275	249	199,2	6	23	1,16	24
8	159	139	129,8	6	10	1,14	16
9	145	126	102,9	7	21	0,86	20
10	235	215	172,1	7	26	1,02	23
11	250	229	171,4	8	34	1,1	25
12	257	230	193,3	11	13	1,3	17
13	219	202	171,3	11	34	1,18	13
14	235	213	123,8	4	48	0,97	19
15	266	242	131	9	55	0,79	20

**Tabela 2.** Półilościowy wskaźnik oceny przetoki "score".

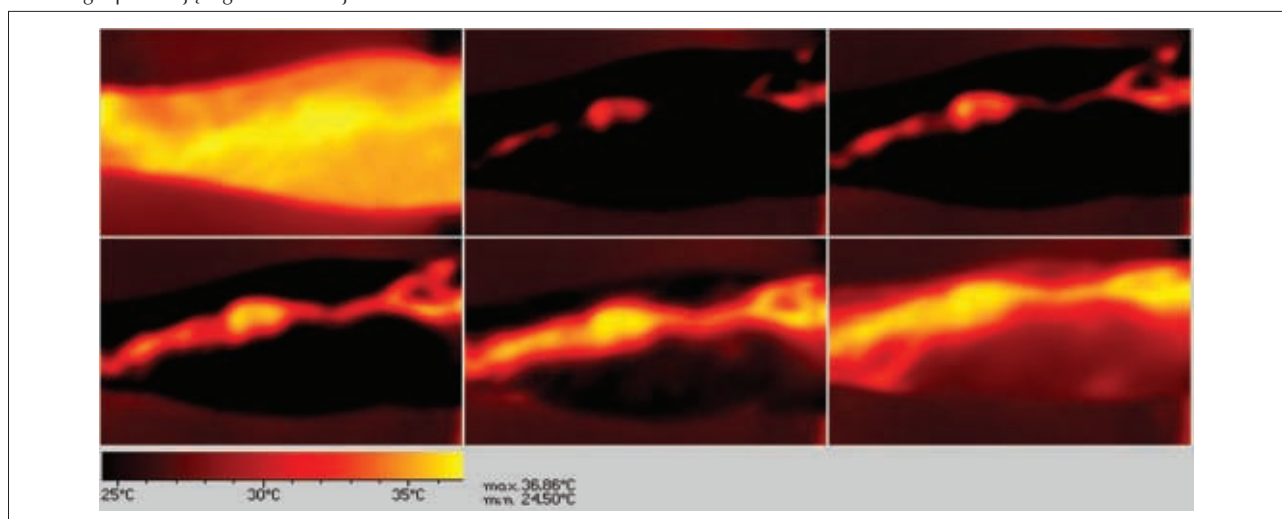
Analizowany parametr	Skala wartości punktów od najgorszego przypadku do najlepszego
Napływ tętniczy	0 – brak; 5 – bardzo dobry
Naczynie główne	0 – kilka; 5 – pojedyncze
Naczynia oboczne	0 – kilka; 5 – brak
Zwężenia	0 – trzy lub więcej; 5 – brak
Perforatory/naczynia łączące	0 – trzy lub więcej; 5 – brak
Przebieg	0 – żylakowaty, kręty; 5 – prosty

urządzeniu wynosi 25 s. Rozdzielczość temperaturowa kamery wynosząca 0,05°C (przy gwarantowanej przez producenta dokładności pomiaru ok. 1°C dla stosowanego zakresu pomiarowego 20-42°C) uznano za wystarczającą do planowanych badań.

Zarejestrowane termogramy zawierały szum o eksperymentalnie stwierdzonych cechach szumu białego (szerokie

**Rycina 1.** Przedramię pacjenta z podłączonymi kaniulami w trakcie hemodializy.

i płaskie widmo w istotnym zakresie częstotliwości) o rozkładzie normalnym, z estymowanym odchyleniem standardowym 0,071°C. Wartości chwilowe tego szumu mogą znacznie przekraczać wartości chwilowe szumu kwantyzacji, dla którego - przy założeniu równomiernego rozkładu - wartość odchylenia standardowego jest mniejsza od 0,015°C. Obec-

**Rycina 2.** Przykład skadrowanego (150x240 pikseli) termogramu przetoki na chorego. Wybrana sekwencja zdjęć termograficznych bez schładzania oraz przy schłodzeniu – do 7 min po (skany numer: 1, 2, 4, 8, 16). Zaznaczone przewężenie przetoki u chorego preferującego stałe miejsca nakłuwania.

ność szumu powoduje teoretyczne zmniejszenie rozdzielczości pomiaru w punkcie do poziomu ponad 0,2°C, jednak ze względu na cechy szumu oraz brak skokowych zmian temperatur na powierzchni przedramienia efektywna redukcja rozdzielczości po zastosowaniu technik redukcji szumu (23) została oszacowana na mniej niż 0,1°C.

Pacjenci – chorzy objęci leczeniem powtarzanymi hemodializami ze Stacji Dializ Specjalistycznego Szpitala im. Rydygiera w Krakowie i Oddziału Dializ Uniwersyteckiego Szpitala Dziecięcego w Krakowie - wyrazili zgodę na badania. Większość z nich miała wytworzony dostęp naczyniowy na przedramieniu (tzw. przetoka naczyniowa Cimino-Brescia). Na początku badania rejestrowano termogram referencyjny przedramienia z przetoką, który stanowił odniesienie dla zmian termicznych zachodzących po zastosowaniu wymuszenia. Celem poprawienia kontrastu badanych naczyń zastosowano sposób określany jako „cold stress” – oziębienie. Przedramię zanurzano w wodzie schłodzonej do temperatury 10°C na okres 5 min (dorośli) i 3 min (dzieci), a następnie – po osuszeniu skóry ligniną - umieszczano przed kamerą termowizyjną w odległości od 25 do 40 cm i dokonywano pomiaru w czasie 6 -11 min, pozyskując od 15 do 25 skanów (ryc. 1, 2). U dzieci, ze względu na mniejsze rozmiary przedramienia i cieńszą warstwę tkanki podskórnej czas schładzania ograniczono do 3 min. Przed badaniem określano każdorazowo temperaturę ciała pacjenta oraz temperaturę i wilgotność otoczenia. U każdego z badanych pacjentów wyznaczono w tygodniu wykonywania badania termograficznego wartość recyrkulacji w przetoce, posługując się przy okazji modelowania kinetycznego wzorem (2, 15):

$$\%R = 100 \times (C_p - C_A) : (C_p - C_V), \quad (1)$$

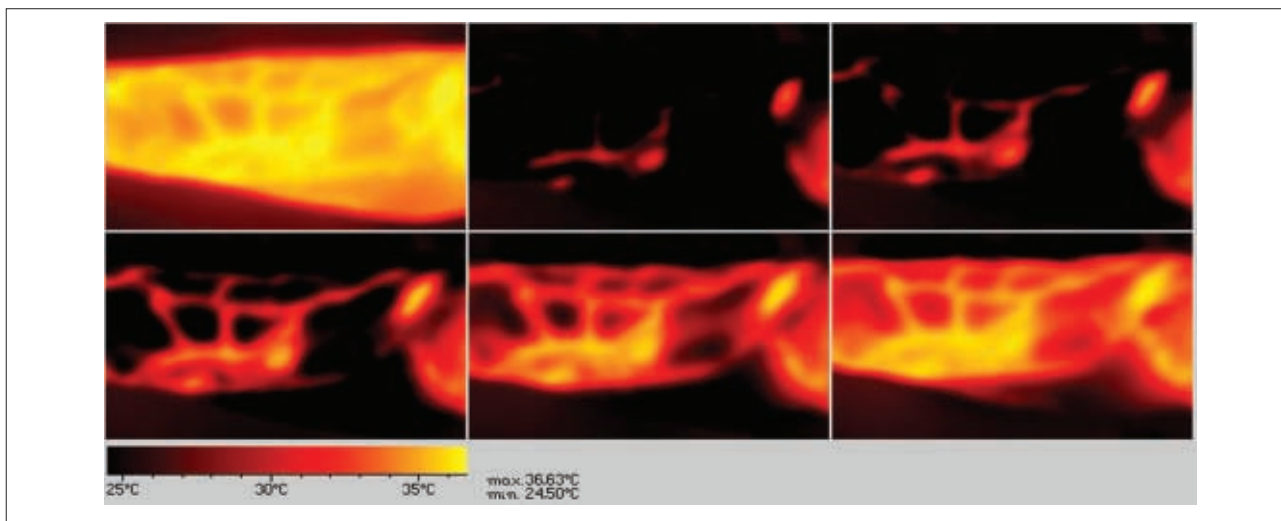
$C_p$  – stężenie markera we krwi obwodowej pacjenta,  
 $C_A$  – stężenie markera przed dializatorem,  
 $C_V$  – stężenie markera za dializatorem

oraz wyliczono, wykorzystując równania modelowania kinetycznego dializy, wartość %R z równań na tzw. „klirens efektywny” ( $K_{\text{deff}}$ ), wg wzoru (16):

$$K_{\text{deff}} = KM (1 - 1,05 \%R) \times (1 - C_A/C_V) \quad (2)$$

$KM$  – wartość zmierzona klirensu,  
 - wykorzystując algorytmy zawarte w autorskim progra-

**Rycina 3.** Zestaw termogramów opracowanych analogicznie jak na ryc. 3. Kolaterale i bogata sieć naczyń żylnych na przedramieniu chorego, u którego obserwowano niższą od zakładanej skuteczność dializy. Podejrzanie patologii postawiono już po wstępnej analizie termogramu bez schładzania przedramienia.



mie Dial V.5.2 (15). Z wykonanych skanów u każdego chorego dokonano wyboru 6, o numerach: 1, 2, 4, 8 i 16 (odpowiadających ustalonym interwałom) oraz termogram referencyjny - i te poddano analizie pod kątem rozpoznania anatomicznego przebiegu zespolenia, szybkości zmiany temperatury naczynia żylnego i otaczającej skóry, obecności zwężeń, kolaterali, zmian naczyńakowatych i/lub żyłakowatych - odnosząc to również do miejsc nakłuć przetok. Za pomocą testu korelacji rang Spearmana wyliczono korelacje pomiędzy wartościami recyrkulacji (rzeczywistymi i wyliczonymi z klirensu efektywnego) a wartością „score” oceniającą jakość przetoki. Informacja ta była pomocna w analizie obrazu termograficznego przetok.

## Wyniki

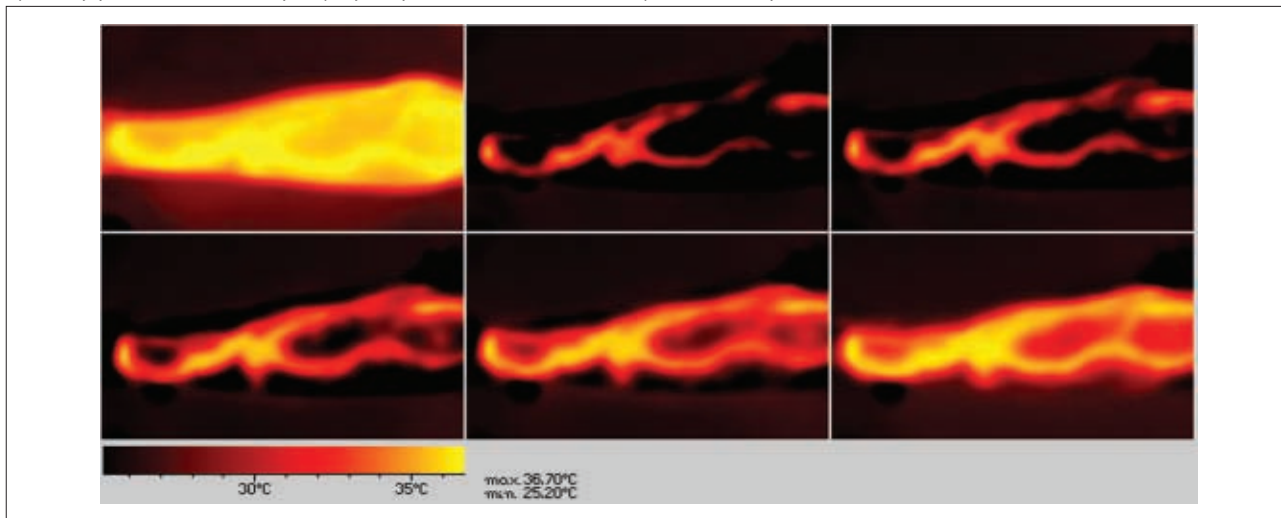
Zarejestrowane termogramy przeanalizowano w kolejności badania korzystając wstępnie z oprogramowania producenta kamery. Na tej podstawie opracowano własne oprogramowanie dostosowane do specyfiki badań, które umożliwiło poddanie zarejestrowanych zestawów obrazów termowizyjnych przetworzeniu wybranymi metodami filtracji liniowej i technikami nieliniowymi. Dzięki temu uzyskano znaczną redukcję niepożądanych elementów – np. szumów,

artefaktów kamery skanującej oraz niewielkich poruszeń pacjenta podczas pomiaru (22-27). Wyniki przetwarzania, dobór kontrastu, sposób doboru palety barw oraz zakresów temperatur konsultowano z klinicystami.

Badaniom poddano także właściwości dynamiczne zmian temperatur obserwowane na powierzchni przedramienia, gdzie po zastosowaniu aproksymacji za pomocą funkcji eksponentialnych wyznaczono obrazy parametryczne wyliczonych stałych czasowych (28, 29). Wyznaczono także mapy błędów powyższej aproksymacji, wskazujących jednoznacznie, iż w rejonach naczyń temperatura narasta początkowo nieco szybciej niż zoptymalizowana krzywa eksponentialna, natomiast w rejonach pozbawionych tych naczyń nieco wolniej. Po ok. 4 min sytuacja się odwraca (28). Tak precyzyjne obliczenia pozwalają wykorzystać ogromny potencjał opisanego pomiaru termograficznego, jednak nie są niezbędne w codziennej praktyce lekarskiej w trakcie wstępnego oceniania przetoki.

Przykłady obrazów TG przetok u 3 wybranych pacjentów przedstawiono na ryc. 2, 3 i 4, korzystając z wybranej palety barw i zakresów temperatur. W tab. 1 przedstawiono zestawienie wartości %R,  $K_{def}$  i  $Kt/V$  – oraz wyliczone wartości klirensów zakładanych i rzeczywistych nowych dializatorów, na których wykonywano sesje dializacyjne towa-

**Rycina 4.** Zestaw termogramów opracowanych analogicznie jak na ryc. 3. Widoczna przetoka z żyłakowatym poszerzeniem części dystalnej przetoki ok. 4 cm powyżej zespolenia. Przetoka hemodynamicznie sprawna.



rzyszające badaniom termograficznym (15). Do analizy obrazów termograficznych posłużono się uproszczoną, półilościową metodą wskaźnika „score” do oceny przetoki (kryteria punktacji przedstawiono w tab. 2). Obrazy termograficzne przetok wszystkich badanych pacjentów przedstawiono i przedyskutowano z pielęgniarkami dializacyjnymi, które z olbrzymim zainteresowaniem identyfikowały przebieg naczyń, miejsca zwężeń, naczynia o słabszym napływie oraz analizowały miejsca aktualnego i potencjalnie najlepszego punktu wkłucia kaniuli (tab. 1, 2).

Nie wykazano statystycznie znamiennej korelacji pomiędzy półilościową skalą oceny przetoki „score” a wartością recyrkulacji zarówno rzeczywistej ( $r=0,06$ ,  $p=0,8$ ), jak i wyliczonej z klirensu efektywnego dializatora ( $r=-0,11$ ,  $p=0,7$ ).

## Dyskusja

Powikłania dostępu naczyniowego obniżające skuteczność leczenia HD są najczęściej spowodowane zakrzepami przetoki. Czynniki prowadzące do powstania zakrzepu mogą mieć charakter naczyniowo-miejscowy (sposób wytworzenia przetoki, stan śródbłonna naczyń, sposób nakłuwania i stan wollemii związany z wielkością ultrafiltracji, obecność nadciśnienia lub hipotonii śróddializacyjnej) lub ogólny, tj. wartość hematokrytu, liczba płytek, tendencja prozakrzepowa hemodializowanych, stężenie homocysteiny lub zażywanie leków (30, 31). W naszym materiale określono częstość powikłań związanych z dostępem naczyniowym na 0,5 powikłania/pacjenta/rok (zakres od 0,0-1,6) w grupie pacjentów pediatrycznych (32). Z niepublikowanych informacji dotyczących chorych dorosłych wynikało, że część ta wynosiła ok. 1,0. W przypadku dzieci aż 84% epizodów wymagało interwencji chirurgicznej (32).

Zarejestrowane termogramy oraz przebieg badań wynikał z możliwości kamery termowizyjnej Vigo-System V-20 i wolnej akwizycji jednego obrazu, które do badań naczyniowych okazały się całkowicie wystarczające. Zastosowanie bodźca termicznego, tj. dynamiczny element badania, pozwoliło na osiągnięcie dobrego kontrastu i dużej czytelności obrazów. W tego typu badaniach rozdzielczość kamery była parametrem zdecydowanie ważniejszym od dokładności pomiaru lub czasu trwania pomiaru, gdyż informacją diagnostyczną były wartości względne zmierzonych temperatur w odniesieniu do innych punktów termogramu. Badania te podjęto po empirycznej optymalizacji czasu i temperatury schładzania tak, by z założenia nieinwazyjne badanie było jak najmniej uciążliwe dla chorych. Pomiar temperatury i wilgotności otoczenia oraz temperatury ciała pacjentów miały za cel przeprowadzenie badań w porównywalnych warunkach (wykluczenie choroby pacjenta przebiegającej z podwyższoną temperaturą lub nadmiernej wilgotności, mającej wpływ na pocenie się skóry, co wobec planowanego 10 min czasu badania mogło rzutować na jego wynik). Zastosowane własne oprogramowanie umożliwiło automatyczny dobór palety barw i zakresów temperatur użytych do prezentacji termogramów. W efekcie uzyskano obrazy czytelniejsze niż prezentowane do tej pory w publikacjach, z wykorzystaniem sprzętu o znacznie lepszych parametrach (33).

Badania termograficzne posługujące się powierzchniowym pobudzeniem termicznym są znane w medycynie jako tzw. termografia dynamiczna (TGd) (26). Termografia do oceny przetok naczyniowych u hemodializowanych chorych była przedmiotem wcześniejszych doniesień, jednak wyniki tych prac nie znalazły szerszego zastosowania w praktyce (17, 18, 33). Próby obiektywizacji przepływu krwi w zespoleniu naczyniowym i samej przetoce polegały głównie na stosowaniu ultrasonografii dopplerowskiej kodowanej kolorem (8, 13, 19). Techniki TGd są cennym wsparciem wielu

medycznych technik diagnostycznych w kardiologii, angiologii, leczeniu oparzeń (26, 33-38). Termografia statyczna pozwala na wizualizację samej przetoki i powierzchniowej sieci naczyń krwionośnych, co dla lekarzy i pielęgniarek dializacyjnych, może być źródłem wyłącznie wstępnych i mało precyzyjnych informacji. Jednak dopiero dynamiczne badania termograficzne – w wielu przypadkach porównywalne do obrazów radiologicznych uzyskiwanych drogą podania środka cieniującego – mają praktyczną wartość diagnostyczną lub są pomocne do podejmowania decyzji o dalszej diagnostyce.

Wstępne wyniki naszej pracy należy postrzegać w kilku aspektach. Wysoki koszt kamer z szybkim powielaczem powoduje, że stosowanie TGd w trakcie HD nie jest popularną metodą, chociaż umożliwiałaby ona wybór miejsca lokalizacji kaniuli lub pozwalała na identyfikację obszarów niedokrwienia wywołanych dysfunkcją przetoki. TGd wykorzystująca „niedoskonałą i wolną” – ale stosunkowo tanią krajową kamerę V-20, połączona ze schładzaniem kończyny i badanie chorych w okresie pomiędzy dializami, pozwoliła na uzyskanie u badanych przez nas pacjentów obrazów ekwiwalentnych do fistulografii lub arteriografii, bez ujemnych skutków (inwazyjności lub traumatyzacji) związanych z tymi badaniami. Pacjenci nie odczuwali subiektywnie negatywnych doznań w chwili schładzania kończyny z przetoką. Uzgodnienie z pielęgniarkami po badaniu termograficznym zamiany miejsca poboru krwi (tzw. „odwrócenie linii”) pozwoliło na obniżenie %R z 9 do 4 i wzrost wartości wskaźnika dializy KT/V z 1,05 na 1,14 u jednego z chorych lub identyfikację miejsc, których kaniulizacja jest niewskazana. Zebrane na większej grupie materiału dane – być może łącznie ze wskaźnikiem „score” i wyliczonymi wartościami %R i Kt/V – pozwolą na poprawę skuteczności dializy i wczesne wykrywanie patologii dostępu naczyniowego. W wielu przypadkach TGd może okazać się metodą pomocną w monitorowaniu „dojrzewania” nowo założonej przetoki. Zgromadzone dane mogą być wykorzystane do badań porównawczych, zarówno w ramach wyników otrzymanych u jednego pacjenta, jak i pomiędzy pacjentami. Termogramy przetok mogą w znaczący sposób ułatwić pracę pielęgniarek i stanowić ważny element dokumentacji lekarskiej dializowanych.

## Wnioski

1. Termografia dynamiczna połączona ze schładzaniem kończyny pozwala na dokładne uwidocznienie przetoki naczyniowej i układu naczyń żylnych na przedramieniu chorych poddawanych leczeniu powtarzanymi hemodializami. TGd umożliwi wykrycie zwężeń i anatomicznych obszarów gorszego ukrwienia, przez co można uniknąć recyrkulacji w przetoce i poprawić skuteczność HD.

2. Brak znamienności statystycznej korelacji pomiędzy wartościami wskaźnika score a %R i Kdef wymaga dokładnej weryfikacji zastosowanych kryteriów oceny termogramów oraz wykonania badań na większej liczbie chorych.

3. TGd nadaje się jako wstępna metoda diagnostyki dostępu naczyniowego i powinna być szerzej rozpropagowana.

### Podziękowanie:

*Autorzy składają serdeczne podziękowania prof. dr hab. med. Olgierdowi Smoleńskiemu, dr med. Andrzejowi Miłkowskiemu, paniom mgr Małgorzacie Liber i Magdalenie Liber – Strychalskiej z Krakowskiego Szpitala Specjalistycznego im. L. Rydygiera za pomoc okazaną w czasie przygotowywania badań i w trakcie ich przeprowadzania.*

*Praca zrealizowana w ramach projektu Komitetu Badań Naukowych nr 7 T11E 037 20.*

## PIŚMIENNICTWO:

1. Puka J., Rutkowski B., Lichodziejewska-Niemirko M., Lao M., Rowiński W., Grenda R., Czekalski S., Bautembach S. Raport o stanie leczenia nerkozastępczego w Polsce 2002. Krajowy Zespół Konsultanta Medycznego w Dziedzinie Nefrologii, Gdańsk 2003, 7-12.
2. Sargent J. A., Gotch F. A. Principles and biophysics of dialysis. W: Replacement of renal function by dialysis, red. J. F. Maher. Boston, Kluwer Academic Publishers 1989, 87-144.
3. Quinton W., Dillard D., Scribner B. H. Cannulation of blood vessels for prolonged hemodialysis. Trans. ASAIO 1960, (6), 104-109.
4. Brescia M. J., Cimino J. E., Appek K., Hurwich B. J. Chronic hemodialysis using veinpuncture and a surgically created arteriovenous fistula. N. Engl. J. Med. 1966, 275, 1089-1093.
5. Klepacka J., Stuglis B. Dostęp naczyniowy. W: Dializoterapia w praktyce pielęgniarskiej, red. B. Rutkowski. Gdańsk, Mak-Med 1998, 87-99.
6. Szmidt J. Angiografia przetok tętniczko-żylnych wytwarzanych chirurgicznie dla celów hemodializy. Pol. Przegl. Radiol. 1983, 47, 325-328.
7. Kaufman J. L. Major complications from vascular access for chronic hemodialysis. W: Dialysis therapy, red. A. R. Nissenson, R. N. Fine. Philadelphia, Hanley & Belfus 2002, 31-39.
8. Mohammed F. Z. Extracorporeal thrombogenesis, mechanisms and prevention. W: Replacement of renal function by dialysis, red. J. F. Maher. Boston, Kluwer Academic Publishers 1989, 229-245.
9. Pietrzyk J. A. Metody monitorowania i wskaźniki adekwatności hemodializy. W: Dializoterapia w codziennej praktyce, red. B. Rutkowski. Gdańsk, Mak-Med 1996, 116-138.
10. Sargent J. A. Shortfalls in delivery of dialysis. Am. J. Kidney Dis. 1990, 15, 500-503.
11. Oudenhoven L., Pattynama P., de Roos A. Magnetic resonance, a new method for measurement blood flow in hemodialysis fistulae. Kidney Int. 1994, 45, 884-888.
12. Pietura R. Parametry przepływu krwi w obrębie przetoki dializacyjnej w dopplerowskim badaniu ultrasonograficznym. Pol. Przegl. Radiol. 1998, 63, 190-192.
13. Strauch B. S., O'Connell R. S., Geoly K. L. Forecasting thrombosis of vascular access with Doppler color flow imaging. Am. J. Kidney Dis. 1992, 19, 554-555.
14. Bell P. R. F., Veitch P. S. Vascular access for hemodialysis. W: Clinical dialysis, red. A. R. Nissenson, R. N. Fine, D. E. Gentile. Norwalk CT, Appleton & Lange 1990, 26-35.
15. Pietrzyk J. A. Modelowanie kinetyczne mocznika. Kraków, DWN DreAM, 1992, 97-144.
16. Vanholder R., Hoenic N. A., Ringoir S. Single needle hemodialysis. W: Replacement of renal function by dialysis, red. J. F. Maher. Boston, Kluwer Academic Publishers 1989, 382-399.
17. Maca T. Arrender M., Fasching S. Infrared thermography for control of hemodialysis shunts. Thermol. Osterreich. 1997, (7), 79-83.
18. Żuber J., Jung A. Metody termograficzne w diagnostyce medycznej. Warszawa, Bamar 1997, 32-51.
19. Załoga W., Sulik J., Kaszyński H. Nieinwazyjna ocena przed- i po-operacyjna przetoki tętniczko-żylny przedramienia wytwarzanej celem leczenia hemodializą. Katowice, Streszczenia XXII Zjazdu Sekcji Chirurgii Klatki i Naczyń TChP 1988, 378.
20. Chan E. K. Y., Pearce J. A. Visualisation of dynamical subcutaneous vasomotor response by computer assisted thermography. IEEE Trans. Biomedical 1990, 37, 8.
21. Doliński J. Kamera termograficzna V-20. Elektronika Prakt. 2003, (6), 126-128.
22. Korohoda P., Pietrzyk J. A. Image processing techniques for illustrating significant properties of the forearm blood vessels in hemodialyzed patients. Thermol. Int. 2003, 13, (2), 74.
23. Korohoda P., Krawentek L., Pietrzyk J. A. Statystyczna analiza i redukcja szumu w termogramie zarejestrowanym kamerą skanującą. Krynica, Materiały V Sympozjum Modelowanie i Pomiary w Medycynie 2003, 107-116.
24. Korohoda P. Algorytm korygujący przesunięcia międzywierszowe w kamerze skanującej. Kraków, Półrocznik AGH: Automatyka 2003, 7, (3), 343-350.
25. Korohoda P. Zastosowanie operatora *Top-Hat* do kompensowania przemieszczeń obiektu w pomiarach termicznych przedramienia. Kraków, Półrocznik AGH: Automatyka 2003, 7, (3), 351-360.
26. Postępy termografii – aplikacje medyczne, red. A. Nowakowski. Gdańsk, Wydawnictwo Gdańskie 2001.
27. Tadeusiewicz R., Korohoda P. Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów. Kraków, WPT 1997.
28. Korohoda P., Krawentek L., Pietrzyk J. A. Processing of sequential thermographic (TG) scans in vascular access evaluation. Thermol. Int. 2002, 12, (4), 158-159.
29. Korohoda P., Pietrzyk J. A. Video processing for modelling of temperature changes on the initially cooled forearm of the hemodialyzed person. Zagreb, Proceedings of the IEEE EURASIP Conference on Image/Video Processing and Multimedia Communications 2003, 125-130.
30. Myśliwiec M. Zakrzepy w chorobach nerek. W: Zakrzepy i zatory, red. S. Łopaciuk. Warszawa, PZWL 1996, 199-207.
31. Warady B. A., Herbert D., Sullivan K., Alexander S. R., Tejani A. Renal transplantation, chronic dialysis and chronic renal insufficiency in children and adolescents. The 1995 Annual Report of the North American Pediatric Renal Transplant Cooperative Study. Pediatr. Nephrol. 1997, 11, 49-64.
32. Zachwieja K. Ocena skuteczności przewlekłej hemodializy i dializy otrzewnowej u dzieci. Praca doktorska. Kraków, Collegium Medicum UJ 2001.
33. A casebook of infrared imaging in clinical medicine, red. A. Jung, J. Żuber, F. Ring. Warszawa, Medpress 2003.
34. Siebert J., Rogowski J., Anisimowicz J. Pomostowanie tętnic wieńcowych. Śródoperacyjna ocena przepływu w tętnicy piersiowej wewnętrzną metodą termoangiografii. Kardiologia Pol. 1999, 50, (4), 328-330.
35. Harding J. R. Thermal imaging in the investigation of deep venous thrombosis. Proc. Med. Infrared. Therm. 1998, 26-28.
36. Ritchie W. G. M., Lapayowker M. S., Soulen R. L. Thermographic diagnosis of deep venous thrombosis. Anatomically based diagnostic criteria. Radiology 1979, 132, 321-329.

Adres do korespondencji:

Dr hab n. med. Jacek A. Pietrzyk  
 Oddział Dializ Uniwersyteckiego Szpitala Dziecięcego  
 w Krakowie  
 ul. Wielicka 265  
 30-663 Kraków  
 e-mail: jacekap@il.pl

