

Andrzej TRAFARSKI, Zofia JASKÓLSKA, Leszek RÓŻAŃSKI

POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT TECHNOLOGII MECHANICZNEJ, ZAKŁAD METROLOGII I SYSTEMÓW POMIAROWYCH, UL. PIOTROWO 3, 61-138 POZNAŃ

Jakość diagnozowania termograficznego w podczerwieni jako funkcja wymuszenia termicznego w wybranych zastosowaniach medycznych**Mgr inż. Andrzej TRAFARSKI**

Ukończył eksploatację i diagnostykę maszyn na Wydziale Budowy Maszyn i Zarządzania Politechniki Poznańskiej w roku 2003. Doktorant w Zakładzie Metrologii i Systemów Pomiarowych Politechniki Poznańskiej. Zajmuje się diagnostyką termalną oraz zastosowaniem systemów termograficznych w podczerwieni dla potrzeb medycyny.

e-mail: andrzej.trafarski@wp.pl**Dr inż. Leszek RÓŻAŃSKI**

Ukończył automatykę i metrologię elektryczną na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej oraz fizykę na Wydziale Matematyki Fizyki i Chemii Uniwersytetu im. Adama Mickiewicza w Poznaniu. Zajmuje się teorią oraz konstrukcją systemów zobrazowania termalnego, diagnostyką termalną oraz wykorzystaniem systemów wizyjnych w metrologii wielkości geometrycznych. W latach 2004 - 2006 był członkiem Sekcji Aparatury i Systemów Pomiarowych Komitetu Metrologii i Aparatury Naukowej PAN.

e-mail: leszek.rozanski@put.poznan.pl**Mgr inż. Zofia JASKÓLSKA**

Absolwentka wydziału Budowy Maszyn i Zarządzania Politechniki Poznańskiej. Studia na kierunku Mechanika i Budowa Maszyn specjalność Systemy Pomiarowe, Termiagnostyka i Sterowanie Jakością ukończyła w 2005 roku. Jest doktorantką w Zakładzie Metrologii i Systemów Pomiarowych. Zainteresowania naukowe dotyczą diagnostyki termalnej oraz zastosowania pneumatyki w pomiarach długości i kąta.

e-mail: zofia_j@o2.pl

arthritis underwent the cryogenic treatment in order to evaluate the degree of local thermal stimulation and the time of the organism response. The investigations have been based on the temperature distribution on the palm surface before the treatment with cooled air or liquid nitrogen, immediately after, and in certain time periods. The similar examination had been held in the investigations of the related variables after cellulitis treatment with creams. The organism reactions are very similar in both cases. The investigations have led to the optimization of procedures of thermal stimulation in rheumatology and cosmetology.

Keywords: medical thermography, thermal stimulation**1. Wprowadzenie**

Rozwiązywanie problemów współczesnej nauki i techniki wiąże się z potrzebą tworzenia przetworników obrazów, które obszarami czułości spektralnej obejmują możliwie szerokie interwały długości fal elektromagnetycznych i sprężystych. Jedno z ważniejszych miejsc wśród tych przetworników zajmują termografy, które znalazły zastosowanie m.in. w: wykrywaniu obiektów (wojsko, policja, straż, ochrona, ratownictwo, transport), badaniach naukowych (fizyka, biologia, geologia,...), wspomaganie przemysłu (monitorowanie obiektów i urządzeń, badania nieniszczące, kontrola procesów technologicznych, elektronika, energetyka, budownictwo, przemysł samochodowy, stoczniowy...), medycynie (ocena skuteczności działania leków, zabiegów, diagnostyka medyczna) [3, 4].

1.1. Podstawy działania systemów termograficznych

Termografia należy do technik rejestracji i pomiaru energii promienistej emitowanej w podczerwieni. Podstawa działania systemów termograficznych jest związana z detekcją i rejestracją promieniowania podczerwonego (IR), wysłanego przez badany obiekt i odpowiednim przetwarzaniu tego promieniowania na promieniowanie w widzialnym obszarze widma fal elektromagnetycznych. Otrzymuje się w ten sposób czarno-białe lub barwne obrazy (termogramy, obrazy termalne) niewidzialnego promieniowania podczerwonego. Promieniowanie IR jest nośnikiem informacji o temperaturze obiektu, ponieważ jego moc (ściślej: luminancja energetyczna) zależy właśnie od temperatury. Tworzone są termogramy, na których luminancja lub barwa światła widzialnego odpowiada określonym wartościom mocy promieniowania wysłanego przez badane ciało, co pozwala na zobrazowanie rozkładu temperatury. W medycynie stosuje się

Streszczenie

Działanie wielu zabiegów fizykalnych stosowanych w medycynie wiąże się ze zmianami temperatury tkanek. Przeprowadzono badania dotyczące możliwości wykorzystania techniki termograficznej do oceny skuteczności zabiegu krioterapii miejscowej (kriostymulacji miejscowej) u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów. Badanie przeprowadzono w celu określenia stopnia intensywności wymuszenia termicznego podczas zabiegów krioterapii miejscowej i czasu trwania odpowiedzi organizmu na zastosowane wymuszenie. Badanie oparto na porównaniu rozkładu temperatury na powierzchni dłoni przed, zaraz po zabiegu miejscowego nadmuchu oparami ciekłego azotu lub zimnego powietrza na dłoń oraz w pewnych okresach czasu po zabiegu. Wszystkie osoby poddane badaniu były chore na reumatoidalne zapalenie stawów, u niektórych badanych występowały również inne choroby towarzyszące. Podobne procedury wykorzystano do badania reakcji współzależnych związanych ze stosowaniem kremów antycellulitowych. W obydwu przypadkach można było zaobserwować podobne reakcje organizmu na zastosowane wymuszenie. Badania pozwoliły na zoptymalizowanie procedur stymulacji termicznej stosowanych w reumatologii i kosmetologii.

Słowa kluczowe: termografia medyczna, termostymulacja**The Quality of the Infrared Thermographic Diagnosis as Function of Thermal Stimulation in Chosen Medical Applications****Abstract**

Many medical procedures cause the thermal changes of flesh and tissues. In the paper, the investigation on the possibilities of thermographic technique application for evaluation of the criotherapy procedure success (local criostimulation) have been described. The people with rheumatoid

systemy termograficzne pracujące w pasmach 2-5 lub 8-12 μm [2, 3, 4].

Przy radiacyjnych pomiarach temperatury systemami termograficznymi występują trzy rodzaje błędów: błędy metody, błędy kalibracji i błędy toru elektronicznego [4]. W aplikacjach medycznych błędy metody mogą być w zasadzie pominięte. Pozostałe składowe błędów generują niepewność pomiaru na poziomie $\pm 2^\circ\text{C}$ (ThermaCAM 2000 firmy FLIR, o rozdzielczości temperaturowej $0,1^\circ\text{C}$). Badania prowadzone metodą różnicową, z zastosowaniem zewnętrznego referencyjnego wzorca temperatury, pozwalają na zmniejszenie niepewności pomiarów termograficznych, przeprowadzonych w warunkach laboratoryjnych do około $0,5^\circ\text{C}$ [7, 8].

2. Zastosowanie termografii w medycynie

Badania termograficzne znajdują zastosowanie właściwie w każdej dziedzinie medycyny [4, 5, 6]. Podstawową zaletą diagnostyki termograficznej (pasywnej) jest jej nieinwazyjność. Prowadzone są także badania dynamiczne np. w przypadku zabiegu kriostymulacji miejscowej (oddziaływanie termiczne na część ciała pacjenta, połączone z obserwacją, rejestracją i analizą dynamiki procesu dochodzenia do stanu wyjściowego). Wadą badań termograficznych jest ich mała specyficzność. Różne schorzenia mogą mieć podobne obrazy termalne. Z tego powodu, w wielu przypadkach wyniki badań termograficznych nie mogą być podstawą do stawiania ostatecznej diagnozy stanu chorobowego. Mogą natomiast wskazać kierunek dalszych, badań specjalistycznych [2].

3. Metodyka badań

Pomiary przeprowadzano zwracając szczególną uwagę na zapewnienie powtarzalności warunków klimatycznych wszystkich badań. Pomieszczenie było klimatyzowane, temperaturę utrzymywano w przedziale $20-22^\circ\text{C}$, natomiast wilgotność powietrza w zakresie $45-50\%$. Wszystkie zewnętrzne źródła ciepła (grzejniki, oświetlenie, itp.) zostały odseparowane; nie występowały przeciągi powietrza. Aklimatyzacja pacjenta trwała minimum 15 minut i przebiegała w pomieszczeniach o podobnych warunkach. Osoby oczekujące na rejestrację kolejnego obrazu termicznego też przebywały w identycznych warunkach. W czasie przechodzenia z gabinetu krioterapii do gabinetu diagnostycznego, osoba badana nie dotykała żadnych przedmiotów (nie otwierała samodzielnie drzwi itp.). W przypadku badania reakcji pacjenta na zabieg kriostymulacji miejscowej kamera termografu ThermaCAM SC 2000 była ustawiona prostopadle do poziomej płaszczyzny, na której pacjenci układali swoje dłonie na specjalnie przygotowanej macie izolacyjnej. W przypadku badań kosmetycznych kamera była ustawiona prostopadle do wybranej części ciała w odległości około 1m.

Osoby przed badaniami związanymi z kriostymulacją nie paliły tytoniu, nie piły kawy, alkoholu, ani innych używek, nie nakładały maści, balsamów i innych kosmetyków (skóra umyta i odtuszczone), nie podejmowały intensywnego wysiłku fizycznego, nie korzystały z innych zabiegów fizykalnych. Dla kriostymulacji miejscowej na 15 minut przed badaniem i pomiędzy kolejnymi pomiarami pacjentom nie wolno było zaciskać pięści, rozcierać dłoni, trzymać rąk w kieszeni, itp.

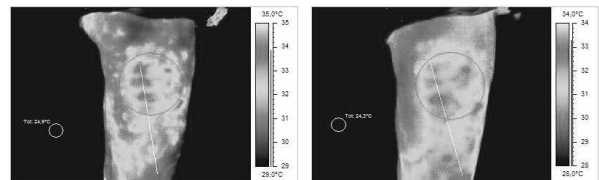
Dla wiarygodności i powtarzalności badań konieczne jest także spełnienie standardów dotyczących sprzętu (musi być wzorcowany) oraz oprogramowania (musi pozwalać na właściwy zapis, archiwizację danych i ich pełną analizę) [3, 4].

Procedura badania obejmowała rejestrację termogramów bezpośrednio przed zabiegiem; następnie pacjentów poddawano kriostymulacji miejscowej (nadmuch oparami ciekłego azotu lub zimnym powietrzem) i niezwłocznie po zabiegu wykonywano następną rejestrację termogramu; kolejne rejestracje następowały

po 5, 15, 30, 45, 60, 120 i 180 minutach od zabiegu. Zabieg krioterapii miejscowej dłoni, polegający na nadmuchu oparami ciekłego azotu trwał 2 minuty i wykonywany był ruchami okrężnymi po obu stronach dłoni z odległości około 10-15cm. Natomiast zabieg związany z nadmuchem zimnym powietrzem ($\approx -35^\circ\text{C}$) o maksymalnym przepływie $1000\text{ l}/\text{min}$ trwał 3 minuty i wykonywany był okrężnymi ruchami po obu stronach dłoni z odległości około 2-3cm. W obydwu przypadkach zabiegowi poddawana była tylko jedna dłoń.

W przypadku badań kosmetycznych u każdej z badanych osób zarejestrowano termogramy wybranych fragmentów obu nóg z przodu, z tyłu oraz z lewej i prawej strony. Obrazy termograficzne rejestrowano przed oraz po 2 i po 4 tygodniach przeprowadzanej kuracji (rys.1). Na ich podstawie stworzono histogramy powierzchniowego rozkładu temperatury. Istotne było tu wskazanie różnic między obszarami „zdrowymi” i „chorymi”. W przypadku obszarów „zdrowych” histogram obejmuje niewielki przedział temperatur, natomiast w przypadku obszarów „zajętych” cellulitem przedział ten jest znacznie szerszy i zależy od stopnia rozwoju choroby.

Badania przeprowadzone były, za zgodą stosownych komisji lekarskich, w Pracowni Rehabilitacji Reumatologicznej Instytutu Rehabilitacji AWF Poznań oraz Laboratorium Badawczym Dr Ireny Eris w Warszawie pod ścisłym nadzorem medycznym.

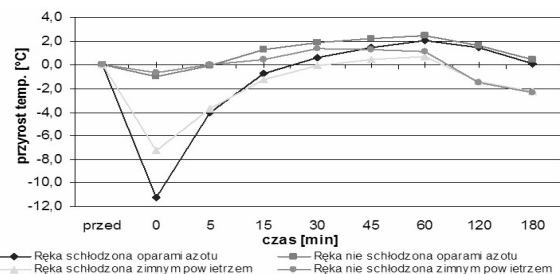


Rys. 1. Badania termograficzne w kosmetyce.

Fig. 1. The thermographic investigations in cosmetology.

4. Wyniki badań i analiza wyników

Analizę komputerową uzyskanych obrazów termowizyjnych przeprowadzono za pomocą programów ThermaCAM Reporter 2000 i ThermaCAM Researcher 2000. Przyjęto, że emisyjność skóry wynosi 0,98. Wykresy związane z zabiegami kriostymulacji miejscowej dla grupy chłodzonej oparami ciekłego azotu i grupy chłodzonej zimnym powietrzem przedstawiające przebieg zmian temperatury w czasie trwania badania termograficznego (rys. 2.) sporządzono na podstawie wyników średnich temperatur z badanego obszaru. Dla każdego pacjenta za poziom odniesienia przyjmowano temperaturę jego ciała przed zabiegiem. Mierzono jedynie przyrosty temperatury wywołwane przeprowadzonym zabiegiem.



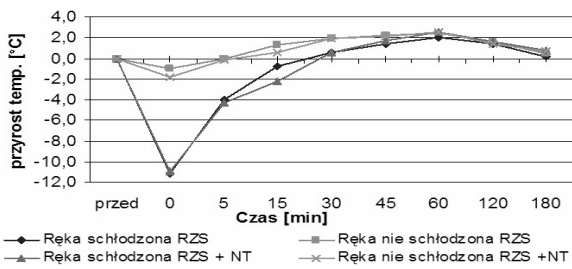
Rys. 2. Odpowiedź organizmu na wymuszenie termiczne oparami ciekłego azotu i zimnego powietrza.

Fig. 2. Response of the organism on thermal stimulation with liquid nitrogen and cooled air.

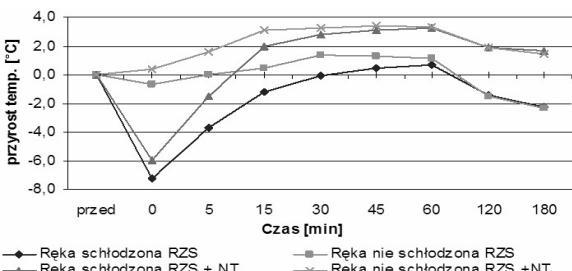
Z wykresów przedstawionych na rys. 2 wynika, że dla wymuszenia oparami ciekłego azotu, reakcja organizmu jest gwałtowniejsza. Temperatura dłoni schłodzonych (poddawanych zabiegowi) spadała średnio o $11,2^\circ\text{C}$; odnotowano również spadek temperatury dłoni nie poddanej zabiegowi - średnio o około 1°C . Natomiast w przypadku chłodzenia zimnym powietrzem spadek temperatury dłoni schładzanych wynosił około $7,3^\circ\text{C}$

a dłoni, które nie były schładzane około 0,7°C. Przyrost temperatury podczas przekrwienia dłoni (reakcja obrona organizmu) ma również większą wartość dla oparów ciekłego azotu: 2,1°C dla dłoni schładzanych i 2,5°C dla dłoni, które nie były schładzane. W przypadku chłodzenia zimnym powietrzem temperatury te wynosiły odpowiednio: 0,7°C i 1,4°C. Podane wyżej wartości zmian temperatur są wartościami średnimi obliczonymi dla badanej grupy pacjentów. Stwierdzono, że reakcja organizmu na wymuszenie oparami ciekłego azotu trwa ponad 2 godziny, natomiast w przypadku zimnego powietrza jest to około 90 minut.

Na rys. 3 przedstawiono zestawienie przyrostów temperatur dla pacjentów chorych tylko na reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) oraz dla pacjentów chorych na RZS i nadciśnienie tętnicze (NT), poddanych chłodzeniu oparami ciekłego azotu. Na rys. 4 przedstawione są podobne wykresy, ale odnoszą się one do zabiegu chłodzenia wykonywanego zimnym powietrzem. W przypadku wymuszenia oparami ciekłego azotu nie widać znacznych zmian w przyrostach temperatur (między grupami RZS i RZS+NT), natomiast dla bodźca wywołanego zimnym powietrzem zauważalny jest mniejszy spadek temperatury na wymuszenie oraz szybsze przyrosty temperatury w procesie dochodzenia do stanu wyjściowego. Czas trwania reakcji organizmu na wymuszenie nie uległ zmianie w przypadku stosowania oparów ciekłego azotu, natomiast dla zimnego powietrza widoczny jest charakterystyczny spadek temperatury po 60 min. Okazuje się jednak, że temperatury dłoni nie spadają poniżej średniej temperatury organizmu w przypadku pacjentów z RZS i NT. Zostało to pokazane na wykresach (rys. 4).

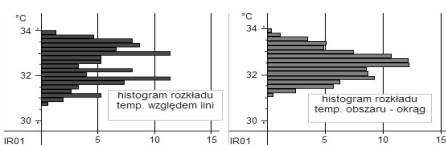


Rys. 3. Odpowiedź organizmu na wymuszenie termiczne oparami ciekłego azotu.
Fig. 3. Response of the organism on thermal stimulation with liquid nitrogen.

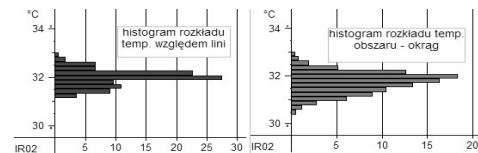


Rys. 4. Odpowiedź organizmu na wymuszenie termiczne zimnym powietrzem.
Fig. 4. Response of the organism on thermal stimulation with cooled air.

Histogramy na rys. 5 i 6 przedstawiają rozkłady temperatur związane z wykrywaniem ognisk cellulite. Pozwalają na ocenę rozległości i zaawansowania zaburzeń w mikrokrążeniu, które powodują zmiany w rozkładzie temperatury na skórze. Badania przepływu krwi w naczyniach włosowatych wykazały, że jej średni przepływ w tkance podskórnej i skórze objętej cellulite jest o 35% niższy niż w tkance zdrowej [1]. Znajduje to odzwierciedlenie w niejednorodnym uciepleniu skóry tych okolic, a obszary zmniejszonego przepływu krwi charakteryzują się niższą temperaturą powierzchni.



Rys. 5. Badania kosmetyczne przed kuracją.
Fig. 5. The investigations in cosmetology before treatment.



Rys. 6. Badania kosmetyczne po kuracji.
Fig. 6. The investigations in cosmetology after treatment.

Uzyskane wyniki badań termograficznych pozwoliły na obiektywną ocenę stopnia zaawansowania cellulite przed zastosowaniem wybranej kuracji, w trakcie kuracji i po jej zakończeniu.

5. Wnioski

Przeprowadzone badania wykazały, że termografia jest przydatną techniką pomiarową do analizowania termicznych reakcji organizmu związanych z krostymulacją miejscową oraz wykrywaniem ognisk cellulite, monitorowaniem i oceną postępów w ich leczeniu.

Stwierdzono, że bodziec, wywołany oparami ciekłego azotu, jest dla pacjenta znacznie silniejszym wymuszeniem termicznym niż bodziec wywołany zimnym powietrzem. Czas trwania odpowiedzi na wymuszenie dla pacjentów chorych tylko na RZS był dłuższy w przypadku wymuszenia oparami ciekłego azotu. Dla pacjentów chorych na RZS i NT zaobserwowano szybszy i większy przyrost temperatury oraz wydłużenie czasu trwania odpowiedzi organizmu na wymuszenie wywołane zimnym powietrzem.

Należy przeprowadzić dalsze badanie ukierunkowane na poszukiwanie właściwego zróżnicowania i odpowiedniego zoptymalizowania procedur badawczych dotyczących cellulite oraz zabiegów krioterapii stosowanych zarówno w różnych przypadkach chorobowych towarzyszących RZS jak i w różnych stopniach zaawansowania choroby RZS.

6. Literatura

- [1] Rossi A.B., Vergnanini A.L.: Cellulite: praca przeglądowa (1) *Dermatologia Estetyczna*, 2001, 3, 6(17), 259-267.
- [2] Hanau A., Stucker M., Gambichler T., Orlikov A., Hoffman K., Altmeyer P., Freitag M.: Noninvasive diagnosis of skin functions. *Hautarzt*, 2003, 54(12), 1211-1223.
- [3] Nowakowski A. (red.): *Postępy termografii – aplikacje medyczne*. Wyd. Gdańskie, Gdańsk 2001.
- [4] Madura H. (red.): *Pomiary termowizyjne w praktyce*, Agenda wydawnicza PAKu, Warszawa 2004.
- [5] Lesińska-Filipowicz D., Żaba R.: Badanie termograficzne i jego zastosowanie w dermatologii – podstawy teoretyczne. *Dermatologia Estetyczna*, 2000, 2, 224-233.
- [6] Podbielska H., Kobel J., Hołowacz I., Hurnik P., Mielczarek W., Zdziarski J.: Analiza obrazów termowizyjnych w wybranych zastosowaniach medycznych i biomedycznych. *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. Tom 8 Obrazowanie Biomedyczne*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003, 517-532.
- [7] Poloszyk S., Rózański L.: *Contemporary Termovision Equipment and its Role in Thermal Diagnosis. VII Workshop on Supervising and Diagnosis of Machining System*. Karpacz 1996.
- [8] Poloszyk S., Rózański L.: Doświadczenia własne w budowie aparatury termowizyjnej i jej wykorzystaniu w diagnostyce termalnej. *Kongres Diagnostyki Technicznej*, Gdańsk 1996.
- [9] Minkina W.: "Pomiary termowizyjne, przyrządy i metody". Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2004
- [10] Więcek B., Zwolenik S.: "Termografia jako nieinwazyjna metoda diagnostyki w medycynie. Możliwości i osiągnięcia", III Światowe Targi Liderów Nowoczesnej Technologii MEDYCINA'99, Łódź, *Annales Academiae Medicae Lodzensis, Akademia Medyczna w Łodzi 7-9 września 1999*, 2000, vol. 40