

*podczerwień, termowizja,
krioterapia,
aparatura medyczna*

Andrzej TRAFARSKI¹

ANALIZA TERMOWIZYJNA WYMUSZEŃ TERMICZNYCH STOSOWANYCH W KRIOTERAPII

Zbadano możliwości zastosowania systemów termograficznych do badania wymuszeń termicznych związanych z zastosowaniem niskich temperatur. Termograficzna technika pomiarowa w podczerwieni pozwala na szybką i dokładną kontrolę procesu chłodzenia. Dzięki zobrazowaniu rozkładu temperatury jesteśmy w stanie ocenić jakość i poprawność zaaplikowanego impulsu termicznego oraz sprawdzić, czy reakcja na zastosowane wymuszenie termiczne jest prawidłowa. Stwierdzono, że stosowane obecnie w krioterapii wymuszenia termiczne nie zapewniają w pełni poprawnego diagnozowania termowizyjnego ze względu na brak powtarzalności impulsu termicznego. Intensywność zabiegu, czas jego trwania i precyzja wykonania są ściśle związane z umiejętnościami personelu. Opracowano więc, metodykę i stanowisko zapewniające powtarzalność przeprowadzenia wymuszenia termicznego i dokonano analizy uzyskanych wyników.

1. WPROWADZENIE

Każde ciało o temperaturze wyższej od zera bezwzględnego emituje promieniowanie cieplne. Pomiar temperatury oraz określenie powierzchniowego jej rozkładu przy pomocy systemów termograficznych oparty jest na detekcji, a następnie na wizualizacji rozkładu promieniowania podczerwonego emitowanego z badanej powierzchni. Termografia w podczerwieni jest interdyscyplinarną metodą badań bezkontaktowych. Znalazła szerokie zastosowanie w analizie przepływu i strat ciepła, badaniach zjawisk przyrodniczych, badaniach medycznych. W wielu dziedzinach przemysłu stosuje się termowizję do monitorowania procesów technologicznych, diagnozowania urządzeń oraz badań nieniszczących. W budownictwie znalazła zastosowanie do diagnostyki termicznej obiektów budowlanych, natomiast w wojsku, policji, ochronie oraz ratownictwie w celu wykrywania obiektów [3],[5],[6].

Bezkontaktowa, szybka i przede wszystkim dokładna kontrola badanych obiektów zawsze stanowiła szczególne wyzwanie dla termograficznej techniki pomiarowej w podczerwieni. Działanie wielu zabiegów fizykalnych wiąże się ze zmianami temperatury.

¹ Uniwersytet Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy, Wydział Matematyki, Fizyki i Techniki, Instytut Techniki, Zakład Podstaw Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, E-mail: andrzej.trafarski@gmail.com

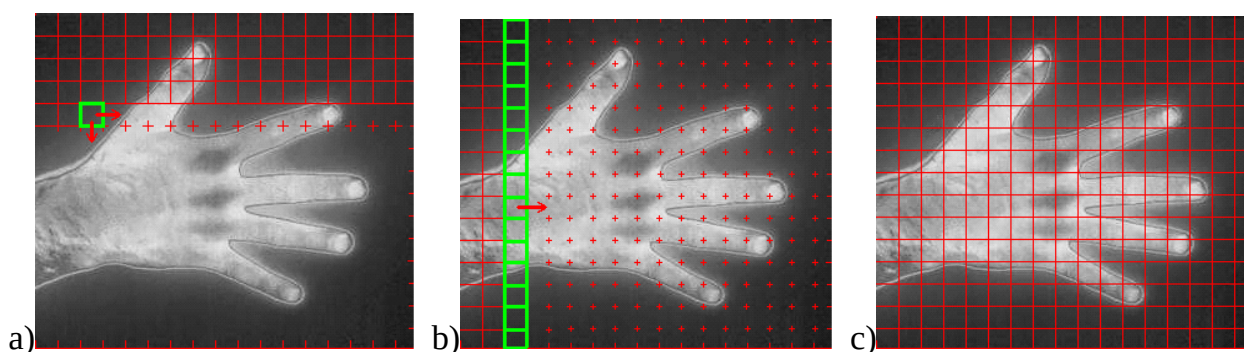
Stosowane w dzisiejszej medycynie oraz fizykoterapii wymuszenia można podzielić na grupy: mechaniczne, chemiczne i termiczne [9]. W artykule poruszony zostanie temat wymuszeń termicznych stosowanych obecnie w medycynie rehabilitacyjnej i sportowej [11].

Na poprawność diagnozowania systemami termograficznymi wpływa wiele czynników począwszy od impulsu termicznego stanowiącego wymuszenie, poprzez odpowiednie przygotowanie obiektu do procesu chłodzenia i badania, a kończąc na stanowisku pomiarowym i metodyce pomiaru. W chwili obecnej stosowane w zabiegach wymuszenia nie zapewniają w pełni poprawnego diagnozowania termowizyjnego ze względu na brak powtarzalności impulsu termicznego. Jego intensywność, czas trwania i precyzja wykonania są ściśle związane z umiejętnościami personelu. Opracowano więc metodykę oraz stanowisko zapewniające powtarzalność przeprowadzenia wymuszenia termicznego.

2. RADIACYJNY POMIAR TEMPERATURY

Radiacyjny pomiar temperatury związany jest z pomiarem mocy promieniowania elektromagnetycznego emitowanego przez mierzony obiekt o danej temperaturze. Do prowadzonych badań zastosowano bierny układ pomiarowy, który nie oddziałuje na obiekt pomiaru. W przypadku układów pracujących z pobudzeniem i rejestrujących reakcję (odpowiedź) na wymuszenie mamy do czynienia z układami czynnymi. Radiacyjnych pomiarów temperatury możemy dokonać używając pirometrów oraz kamer termograficznych. Pirometry podają uśrednioną wartość mierzonej temperatury z danej powierzchni obiektu. Kamery termograficzne natomiast przedstawiają rozkład pól temperaturowych na powierzchni badanego obiektu [4],[5].

Działanie systemów termograficznych związane jest z detekcją i rejestracją promieniowania podczerwonego, wysyłanego przez badany obiekt. Pierwsze systemy termowizyjne miały pojedynczy detektor (punktowy) (rys. 1.a), następne zostały wyposażone w detektor liniowy (rys. 1.b) oraz układy skanujące.



Rys. 1. Powstawanie obrazu termalnego w zależności od rodzaju detektora:

- a) detektor pojedynczy – system skanowania nawrotnego, wiersz po wierszu; b) linijka detektorów – skanowanie poziome wierszy; c) matryca detektorów – brak skanowania

Fig. 1. The way of formation of thermogram in dependence of kind of IR detectors:

- a) the individual detectors – canning, b) the line of detectors – scanning, c) the matrix of detectors – no need of scanning

Na początku lat dziewięćdziesiątych XX wieku zbudowano matrycę detektorów, co automatycznie wyeliminowało potrzebę skanowania [5]. W badaniach użyto kamer termowizyjnych, które wyposażone są w matrycę detektorów o wymiarze 320 x 240 – FLIR ThermaCAM S.C.2000 oraz 640 x 480 – FLIR ThermaCAM S.C.640. Każdemu detektorowi w mozaice detektorów (rys. 1.c) odpowiada konkretny piksel powstałego w ten sposób obrazu termalnego (termogramu).

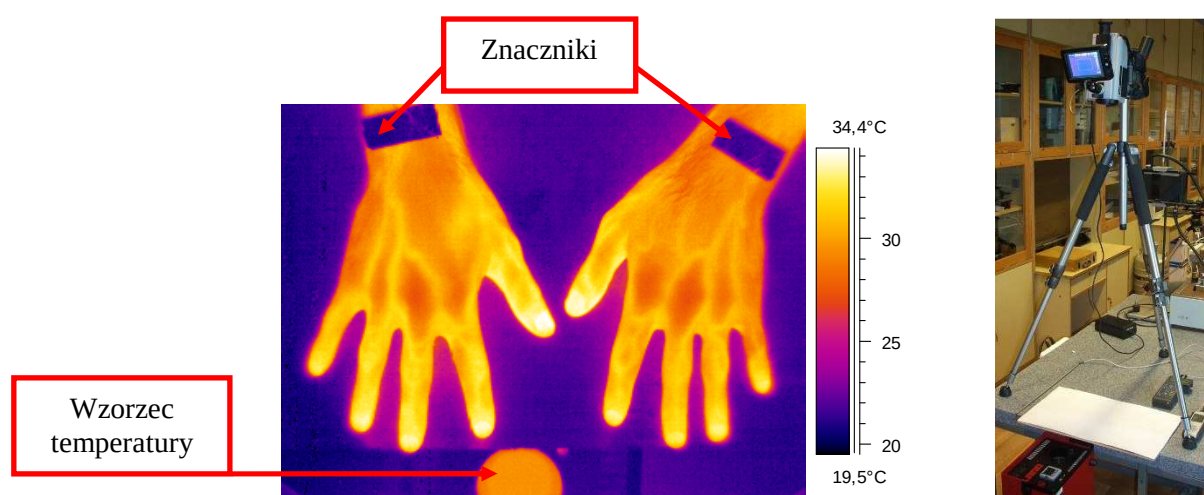
Pozwala ona na równoczesny pomiar natężenia promieniowania z całego obszaru obrazowanego obiektu z dużą prędkością. Sygnał z detektora, poprzez odpowiednie układy elektroniczne, zostaje przetworzony i złożony w obraz w widzialnym obszarze widma fal elektromagnetycznych. Otrzymuje się w ten sposób czarno-białe lub barwne obrazy termalne (termogramy) niewidzialnego promieniowania podczerwonego, w których luminancja lub barwa światła widzialnego odpowiada określonym wartościom mocy promieniowania wysyłanego przez badane ciało, co pozwala na zobrazowanie rozkładu temperatury. Systemy termograficzne pracują w paśmie promieniowania podczerwonego znajdującym się w przedziałach długości fal od 2 do 5 μm oraz od 8 do 12 μm . Zakres obserwowanych i rejestrowanych temperatur obejmuje przeciętnie od -40 do 2000°C [3],[6]. Niepewność pomiaru dla samej kamery termowizyjnej wnosi $\pm 2,0^{\circ}\text{C}$. Można zwiększyć dokładność pomiaru stosując zewnętrzne wzorce temperatur i eliminując efekt dryfu kamery.

3. METODYKA DIAGNOSTYCZNEGO BADANIA TERMOGRAFICZNEGO W KRIOTERAPII

Kamery termograficzne pozwalają na bezkontaktową obserwację i rejestrację w czasie rzeczywistym zmian temperatury występujących na powierzchni badanego obiektu. Istotną informacją diagnostyczną, oprócz wartości temperatury, jest również szybkość jej zmian, występujące lokalne zmiany temperatury oraz jej rozkład na badanej powierzchni. Asymetria rozkładu temperatury na badanej powierzchni również może świadczyć o nieprawidłowościach reakcji na zadany bodziec. Miejscowe podwyższenie temperatury powyżej $0,5^{\circ}\text{C}$ [6] w termografii ilościowej traktuje się jako zmiany patologiczne (dotyczy organizmu niepoddanego żadnym wymuszeniom termicznym).

Prowadzone badania termograficzne miały na celu ocenę intensywności chłodzenia stosowanych wymuszeń termicznych. Jako parametr niosący informację o stopniu wychłodzenia przyjęto temperaturę z powierzchni badanego obiektu. Oceniając uzyskane wyniki pomiarów oprócz wartości temperatury na powierzchni badanego obiektu uprzednio poddanego procesowi chłodzenia brano również pod uwagę rozkład pól cieplnych na tej powierzchni. Pożądanym efektem było uzyskanie równomiernego wychłodzenia na całej powierzchni obiektu. Czas działania wybranych wymuszeń termicznych działających na powierzchnię obiektu został ustalony dla typowych procesów chłodzenia (najczęściej wykonywanych w jednostkach medycznych, w których badania były prowadzone). Obiektem poddanym wymuszeniu termicznemu była dłoń, a zarejestrowane termogramy dotyczyły wierzchniej strony dłoni. Schładzana była tylko jedna ręka.

Dla potrzeb badania intensywności wymuszenia termicznego w zabiegach chłodzenia dokonano rejestracji obrazów termalnych obiektu przed procesem chłodzenia oraz natychmiast po zaaplikowanym zabiegu. Obiekt badań umieszczony był na specjalnej macie izolacyjnej, która zapewniła, że nie było dostarczone ani odebrane ciepło. Analizie została poddana taka sama powierzchnia obiektu przed i po zabiegu. Pole zostało ograniczone markerami wykonanymi z folii aluminiowej (rys. 2). Znaczniki są wyraźnie widoczne na termogramach, mimo że są tej samej temperatury, co mierzony obiekt. Związane jest to z innym współczynnikiem emisyjności skóry ludzkiej (0,98) [6] i folii aluminiowej (0,04) [7], które znacznie różnią się od siebie.



Rys. 2. Przykładowy termogram z badań oraz fotografia stanowiska do pomiarów termograficznych
Fig. 2 The example of thermogram of investigations and the photo of position to the thermographic measurements

Oceniając termogramy wykonane przed procesem chłodzenia oraz zarejestrowane niezwłocznie po zabiegu brano pod uwagę średnią temperaturę z badanej powierzchni oraz równomierność rozkładu pól cieplnych na powierzchni poddanej analizie (rys. 3). Zastosowano w tym celu program ThermoCAM Reporter. Analizy statystycznej uzyskanych wyników z pomiarów termograficznych dokonano przy pomocy programu STATISTICA.

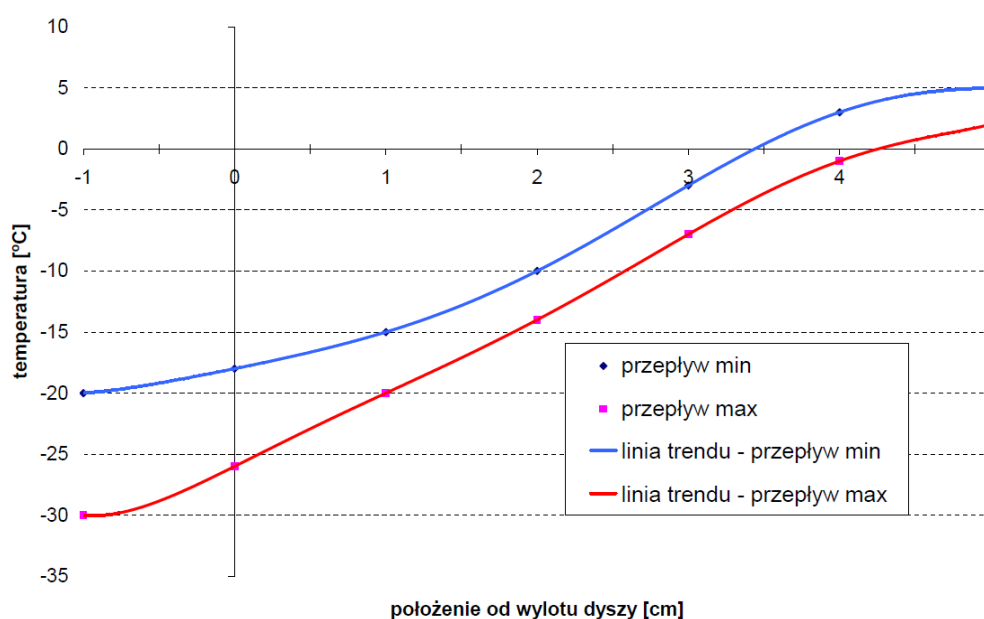


Rys. 3. Przykładowe obrazy termalne przedstawiające reakcję na wymuszenie termiczne
Fig. 3. The example of thermogram representing reaction on thermal stimulation

Przystępując do badania termograficznego w podczerwieni należy wziąć pod uwagę wszystkie czynniki, które mają wpływ na badany obiekt. Zebrano więc wszystkie dostępne dane o badanym obiekcie oraz otaczającym go środowisku. Temperatura otoczenia oraz wilgotność powietrza były monitorowane w trakcie prowadzonych pomiarów termograficznych. Źródła zakłóceń (źródła promieniowania) znajdujące się w pobliżu badanego obiektu oraz intensywne ruchy mas powietrza zostały wyeliminowane lub w znaczącym stopniu ich wpływ został ograniczony. Sprzęt pomiarowy oraz badany obiekt przeszły odpowiedni czas aklimatyzacji w pomieszczeniu, w którym dokonano pomiaru. Powierzchnia badanego obiektu została oczyszczona i odpowiednio przygotowana do pomiaru termowizyjnego [2],[10]. Podczas prowadzonych badań termowizyjnych temperatura w pomieszczeniach była stabilna i wynosiła $21^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$. Wilgotność w pomieszczeniu wynosiła w granicach 45% – 55%. Kamera była ustawiona prostopadle do badanej powierzchni oraz ustawiona w stałej odległości od tej powierzchni (rys. 2.). Standardowo jako dystans kamera – powierzchnia mierzona przyjmuje się 1m [6]. Ostrość układu optycznego została ustawiona na badaną powierzchnię.

4. ANALIZA WYMUSZEŃ STOSOWANYCH W KRIOTERAPII

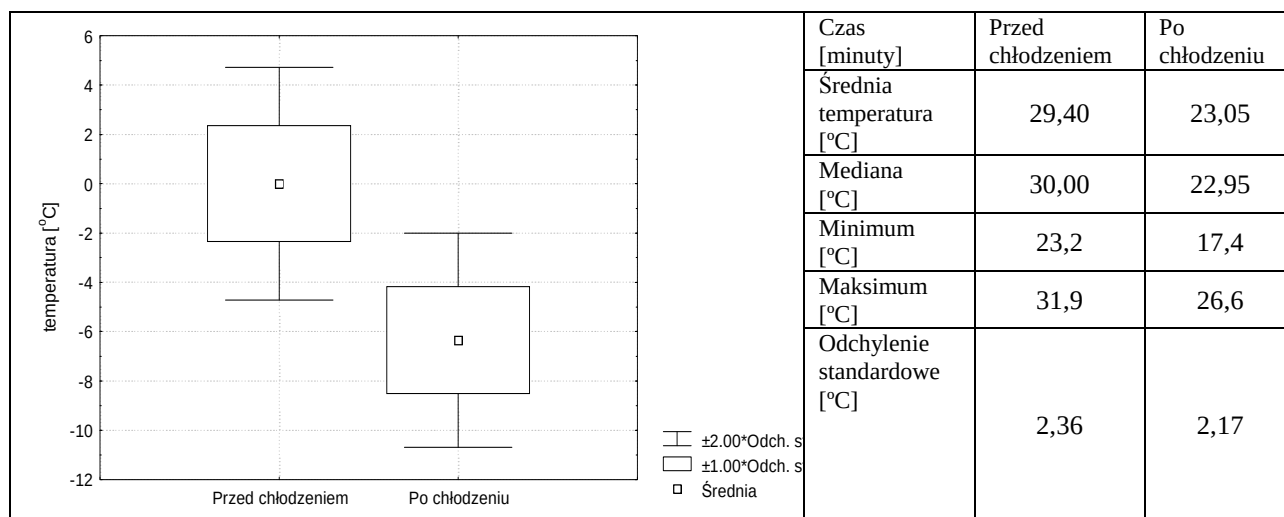
Dziedziną fizykoterapii, która w celach leczniczych wykorzystuje energię ciepłą, jest termoterapia (ciepłolecznictwo i zimnolecznictwo). Zimnolecznictwo ma za zadanie odebranie organizmowi ciepła. Jeśli stosuje się temperatury poniżej 0°C , to działania te zalicza się do krioterapii [1],[9].



Rys. 4. Wartości temperatury wymuszenia termicznego w postaci zimnego powietrza
 Fig. 4. The value of temperature of thermal stimulation by cold air

W celach leczniczych i rehabilitacyjnych stosuje się wiele zabiegów krioterapeutycznych. Zabiegi różnią się między sobą rodzajem czynnika chłodzącego, jego temperaturą oraz czasem trwania impulsu termicznego. Krioterapia jest między innymi jedną z metod leczenia reumatoidalnego zapalenia stawów [1],[8],[9]. W badaniach wykorzystano maszyny zabiegowe Cryo5 wytwarzające zimne powietrze z zamontowaną dyszą o wymiarze wewnętrznym 20mm. Minimalna temperatura występująca bezpośrednio w dyszy (na rysunku 4 położenie oznaczono jako -1 cm) badanego egzemplarza aparatu zabiegowego osiągnięta była przy maksymalnej wydajności maszyny 1000 l/min (rys. 4). Temperatura zabiegowa (odległość podczas zabiegu dysza – badana powierzchnia $2 \div 4$ cm) mieści się w zakresie temperatur od -14 do -2°C i w dużym stopniu zależy od utrzymania odległości zabiegowej.

Zbadano 24 procesy chłodzenia z zastosowaniem zimnego powietrza wytworzonego przez maszynę Cryo5. W celu zbadania stopnia intensywności chłodzenia zmierzono temperaturę na powierzchni badanego obiektu przed procesem chłodzenia oraz niezwłocznie po procesie, a wartości te podano w tabeli przy rys. 5. Ponieważ temperatura obiektów przed zabiegiem chłodzenia różniła się między sobą, na rysunku 5 przedstawiono również rozrzut tych wartości. Dla każdego procesu chłodzenia temperaturę obiektu przed zabiegiem przyjęto jako punkt zerowy. Jako informację o intensywności wymuszenia termicznego przyjęto spadek wartości temperatury badanej powierzchni, co zostało przedstawione na rysunku 5. Po procesie chłodzenia temperatura badanej powierzchni spadła średnio o $6,35^{\circ}\text{C}$ [2],[10],[11].

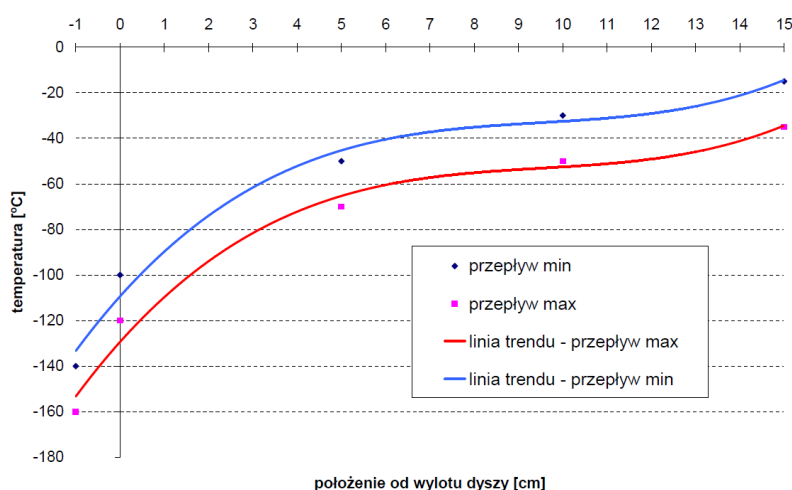


Rys. 5. Wartości temperatury powierzchni badanej przed i po procesie chłodzenia z zastosowaniem zimnego powietrza
Fig. 5. The value of temperature of surface studied before and after process of cooling with the use of cold air

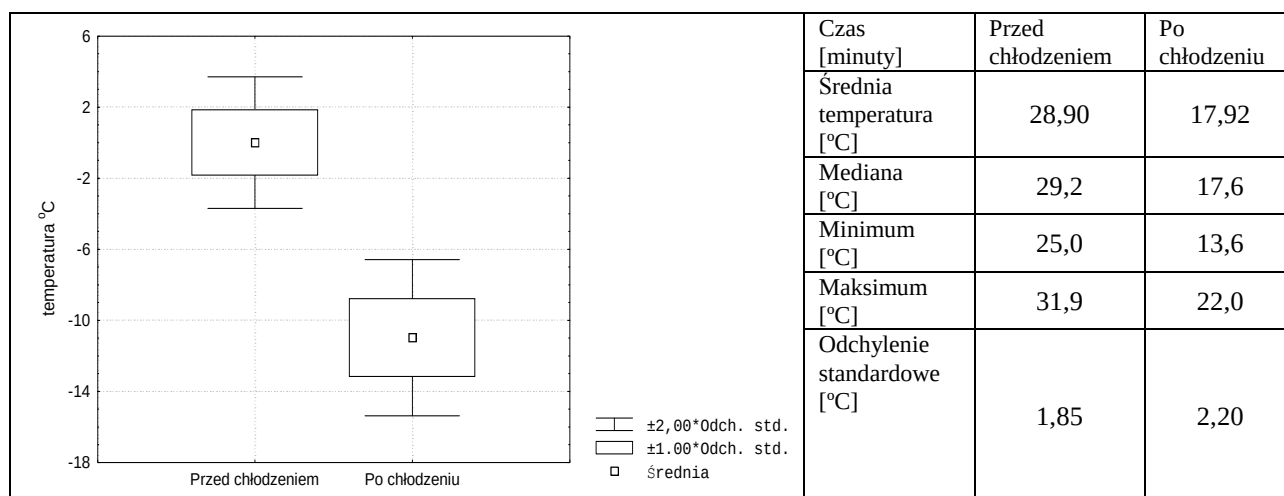
W następnym etapie badań wykorzystano maszynę zabiegową wytwarzającą pary ciekłego azotu. Minimalna temperatura występująca bezpośrednio w dyszy badanego egzemplarza aparatu zabiegowego osiągnięta była przy maksymalnej wydajności maszyny przy ciśnieniu $0,5\text{MPa}$ (rys. 6). Temperatura zabiegowa (odległość podczas zabiegu

między dyszą a badaną powierzchnią wynosiła od 10 do 15cm) mieści się w zakresie temperatur od -50°C do -35°C i w dużym stopniu zależy od utrzymania odległości zabiegowej.

Zbadano 23 procesy chłodzenia z zastosowaniem impulsu termicznego wytworzonego przez maszynę zabiegową w oparciu o pary ciekłego azotu. Podobnie jak w przypadku zimnego powietrza, w celu zbadania stopnia intensywności chłodzenia zmierzono temperaturę na powierzchni badanego obiektu przed procesem chłodzenia oraz niezwłocznie po tym procesie. Ponieważ temperatura obiektów przed chłodzeniem różniła się między sobą przedstawiono również rozrzut tych wartości na rysunku 7. Dla każdego procesu chłodzenia temperaturę obiektu przed zabiegiem przyjęto jako punkt zerowy. Jako informację o intensywności wymuszenia termicznego przyjęto spadek wartości temperatury badanej powierzchni, co zostało przedstawione na rysunku 7. Po procesie chłodzenia temperatura badanej powierzchni spadała średnio o $10,98^{\circ}\text{C}$ [2],[10],[11].



Rys. 6. Wartości temperatury wymuszenia termicznego w postaci par ciekłego azotu
Fig. 6. The value of temperature of thermal stimulation of the peer of liquid nitrogen



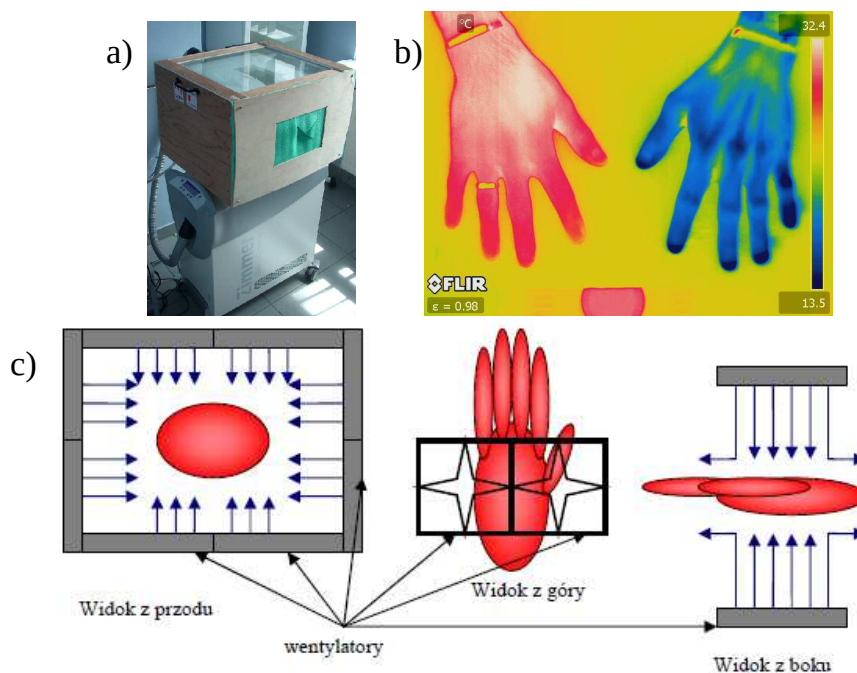
Rys. 7. Wartości temperatury powierzchni badanej przed i po procesie chłodzenia z zastosowaniem par azotu
Fig. 7. The value of temperature of surface studied before and after process of cooling with the use the peer of nitrogen

Zabiegi z zastosowaniem wymuszenia termicznego w postaci par ciekłego azotu oraz zimnego powietrza są wykonywane przez wykwalifikowany do tego personel. Mimo to obiekt nie jest chłodzony równomiernie, również intensywność czynnika chłodzącego jest zmienna, a związane jest to ze zmianami odległości pomiędzy dyszą a powierzchnią obiektu. W celu zapewnienia powtarzalnego wymuszenia personel powinien każdy proces chłodzenia aplikować z zachowaniem stałości wszystkich czynników, parametrów wpływających na wymuszenie termiczne. Dysza powinna znajdować się w stałej odległości, również czas aplikacji impulsu w danym miejscu oraz prędkość przemieszczania dyszy względem obiektu powinny być identyczne. Mimo największych starań osoba wykonująca zabieg chłodzenia nie jest w stanie zachować każdorazowo takich samych parametrów zabiegu. Wszystkie te czynniki spowodowały, że pojawiła się potrzeba skonstruowania stanowiska zapewniającego powtarzalne wymuszenie termiczne.

5. STANOWISKO ZAPEWNIAJĄCE POWTARZALNE WYMUSZENIE TERMICZNE

W ostatnim etapie badań opracowano stanowisko zapewniające powtarzalny impuls termiczny i zbadano intensywności jego wymuszenia termicznego. Zbudowane zostało stanowisko badawcze, spełniające funkcje mini-kriokomory, o roboczej nazwie CrioBOX. Jego przeznaczeniem było wykonanie miejscowego zabiegu, który zapewni każdorazowo identyczne wymuszenie termiczne. Jako medium do realizacji impulsu termicznego przyjęto najłabsze pod względem intensywności chłodzenia – zimne powietrze. Wybór został podyktowany między innymi faktem, że zimne powietrze jest bezpieczniejszym medium w porównaniu z parami azotu. Możliwość wystąpienia odmrożenia przy prawidłowym stosowaniu CrioBOXu praktycznie została całkowicie wyeliminowana. CrioBOX ma jednocześnie spełnić formę poszerzenia możliwości obecnie istniejącego sprzętu zabiegowego, więc został zaprojektowany w formie rozbudowy do maszyny Cryo5 oraz nowszej wersji Cryo6 (rys. 8a). Dzięki zastosowaniu zbudowanego stanowiska możliwe stało się wzmocnienie intensywności działania zabiegu chłodzenia z zastosowaniem zimnego powietrza przy zachowaniu tego samego czasu trwania zabiegu. Kolejną zaletą stało się przyspieszenie efektu chłodzenia obiektu, dzięki czemu został skrócony czas zabiegu.

Ściany CrioBOXu zbudowane są z materiałów izolacyjnych. Współczynnik przenikania dla ścian CrioBOXu wynosi $0,62 \text{ W/m}^2\text{K}$. Ze względu na konieczność wzrokowego kontaktu osoby wykonującej zabieg z powierzchnią poddaną zabiegowi jedna ze ścian składa się z szyby termoizolacyjnej (niskoemisyjnej) o współczynniku przenikania $1,0 \text{ W/m}^2\text{K}$. Wewnątrz komory zostały rozmieszczone wentylatory oraz określono na jaki obszar dłoni mają one wykonywać nadmuch, tak aby uzyskać jednorodne wychłodzenie całego obiektu. Wentylatory wywołują nadmuch na dłoni strumieniem powietrza skierowanym bezpośrednio na śródręcze. Ustawione są one równolegle do ścianek CrioBOXu i otaczają dłoń w formie kwadratowej ramki, dzięki czemu nadmuch odbywa się równocześnie z góry, z dołu i z obydwu boków (rys. 8c).

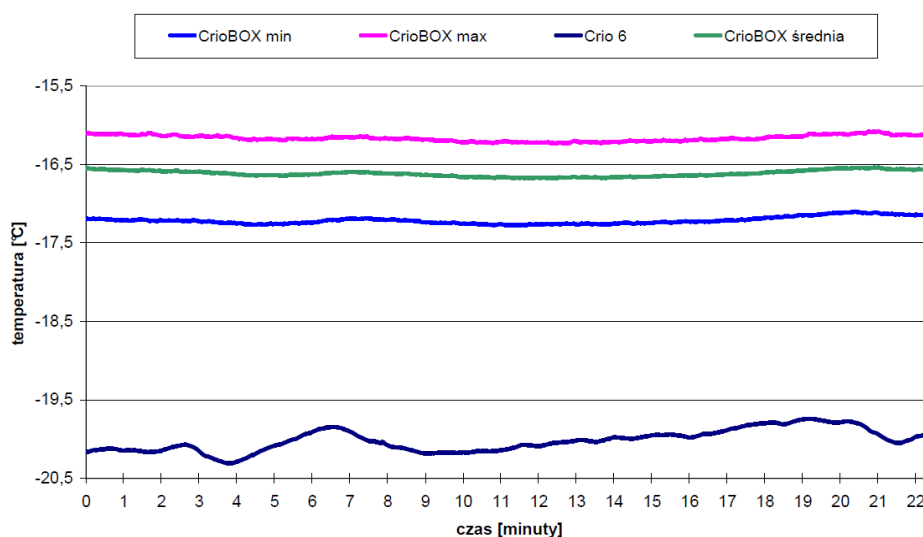


Rys. 8. Ilustracje przedstawiające stanowisko CrioBOX: a) widok stanowiska z maszyną Cryo6; b) przykładowy termogram obrazujący jakość wychłodzenia dłoni; c) schemat przedstawiający proces chłodzenia
 Fig. 8. The illustrations showing the position of CrioBOX: a) the view of position with machine Cryo6; b) the example thermogram illustrating the quality of cooling of hand; c) the scheme the representing process of cooling

Śródrecze, jest ustawione w samym centrum nadmuchu. Zimne powietrze spływające ze śródrecza ochładza następnie palce. Taki układ zapewnia równomierne wychłodzenie całej powierzchni dłoni (rys. 8b). Do kontroli temperatury w CrioBOXie użyto rezystancyjne czujniki temperatury Pt100 (czteroprzewodowe) podpięte do dwóch układów akwizycji danych: NI-cDAQ-9172 z kartą NI9217 (National Instruments) oraz układ LB711 (Lab-EL) podłączonych do komputera. Dziewięć czujników było rozmieszczonych równomiernie w przestrzeni zabiegowej stanowiska (trzy nad, trzy pod, po jednym na każdym boku oraz za przestrzenią, w której był umieszczony obiekt chłodzony) i jeden znajdował się w dyszy maszyny Cryo5 lub Cryo6. Pozwoliło to na monitorowanie w czasie rzeczywistym temperatury panującej w CrioBOX. Niepewność pomiaru temperatury w CrioBOXie wynosiła $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

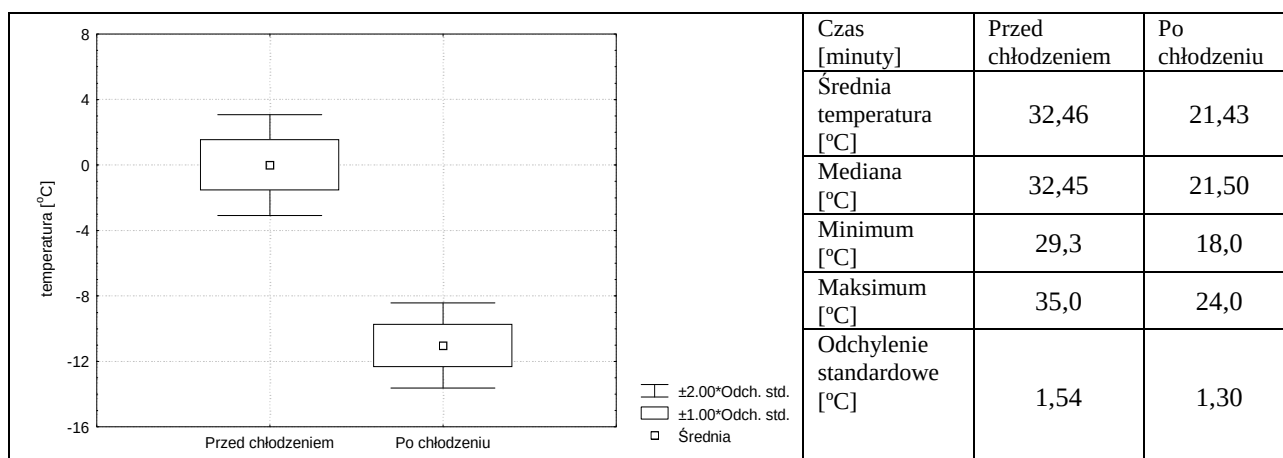
Ustawienie temperatury w CrioBOXie odbywa się za pośrednictwem panelu sterowania maszyny Cryo5 lub Cryo6. Można na nim ustawić czas trwania oraz intensywność nadmuchu w zależności od modelu – jest sześć prędkości w Cryo5 i dziewięć prędkości w Cryo6 (rys. 8a). Ostateczne badania z zastosowaniem CrioBOXu przeprowadzone były z maszyną Cryo6.

Stanowisko do powtarzalnych wymuszeń termalnych CrioBOX zapewnia jednorodną temperaturę wokół całego obiektu (dłoni poddanej zabiegowi chłodzenia) o temperaturze zabiegu ustalonej na $-16,5 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ (wartość temperatury do zabiegu ustalono przy współpracy z osobami prowadzącymi zabiegi krioterapeutyczne i posiadającymi wykształcenie w kierunku fizjoterapii).



Rys. 9. Przebieg zmian wartości temperatury w przestrzeni zabiegowej CrioBOXu
Fig. 9. The course of changes of the value of temperature in the working space in the CrioBOX

Wentylatory zapewniają stały strumień medium chłodzącego. Prędkość nadmuchu jednego wentylatora wynosi 2,6 m/s. Dzięki zachowaniu tych warunków można mówić o powtarzalnym impulsie zabiegowym. Tak wytworzone wymuszenie termiczne pozwala na jednorodne wychłodzenie całej powierzchni obiektu podczas zabiegu chłodzenia (rys. 8.b). Stabilną w czasie temperaturę zabiegową, którą uzyskano w CrioBOXie wynoszącą $-16,6^{\circ}\text{C}$ przedstawiono na rysunku 9. W przestrzeni zabiegowej temperatura w tym czasie mieściła się w granicach od -16°C do $-17,2^{\circ}\text{C}$. Temperaturę tę uzyskano przy zasilaniu CrioBOXu temperaturą $-20 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$ z maszyny Cryo6. Jak można zaobserwować na wykresie, mimo chwilowych zmian temperatury zasilania, temperatura wewnątrz przestrzeni zabiegowej jest stabilna.



Rys. 10. Wartości temperatury powierzchni badanej przed i po procesie chłodzenia z użyciem stanowiska CrioBOX
Fig. 10. The value of temperature of surface studied before and after the process of cooling with the use of the CrioBOX

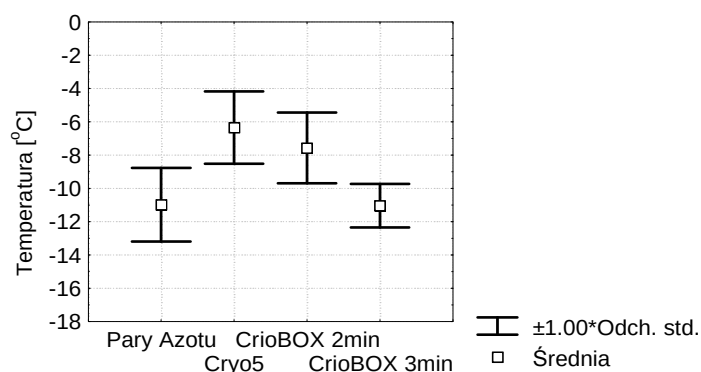
Temperaturę zabiegową CrioBOX uzyskano przy zewnętrznych warunkach otoczenia na poziomie $22 \pm 1^\circ\text{C}$ oraz wilgotności powietrza 45% – 50%. W celu uzyskania temperatury zabiegowej należy na panelu sterowania maszyny Cryo5 lub Cryo6 nastawić wstępnie maksymalną wydajność urządzenia 1000 l/min (odpowiednio 6 i 9 bieg). Następnie po osiągnięciu pożądanej temperatury należy zmniejszyć bieg na 1, 2 lub 3 w celu utrzymania nastawionej temperatury. Wartość biegu zależy od panujących warunków otoczenia. Przed przystąpieniem do zabiegu należy odczekać od 3 do 5 minut obserwując czy temperatura w CrioBOXie jest stabilna. Zbadano 24 procesy chłodzenia z zastosowaniem stanowiska CrioBOX zasilanego zimnym powietrzem wytworzonego przez maszynę Cryo6. W celu zbadania stopnia intensywności chłodzenia zmierzono temperaturę na powierzchni badanego obiektu przed procesem chłodzenia oraz niezwłocznie po procesie. Ponieważ temperatura obiektów przed zabiegiem chłodzenia różniła się między sobą, na rysunku 10 przedstawiono również rozrzut tych wartości. Dla każdego procesu chłodzenia temperaturę obiektu przed zabiegiem przyjęto jako punkt zerowy. Jako informację o intensywności wymuszenia termicznego przyjęto spadek wartości temperatury badanej powierzchni, co zostało przedstawione na rysunku 10. Po procesie chłodzenia temperatura badanej powierzchni spadła średnio o $11,03^\circ\text{C}$.

6. PODSUMOWANIE

Porównano intensywność wymuszeń termicznych stosowanych w zabiegach chłodzących oraz wyniki, jakie uzyskano dla mini-kriokomory CrioBOX zasilanej zimnym powietrzem. Zbadano również intensywności wymuszenia CrioBOX przy krótszym czasie trwania wymuszenia termicznego. Jako wartość porównawczą przyjęto temperaturę na powierzchni obiektu, jaką uzyskano po procesie chłodzenia. TemperatURY przedstawione na wykresach (rys. 11) przedstawiają wartości średnich temperatur z badanych powierzchni poddanych zabiegowi obliczone w odniesieniu do średniej temperatury grupy przed zabiegiem. Zbadano procesy chłodzenia, które liczyły odpowiednio: pary azotu 23 zabiegi, zimne powietrze i CrioBOX 24 zabiegi. Wszystkie przedstawione wymuszenia termiczne CrioBOX dotyczą temperatury chłodzenia $-16,5^\circ\text{C} \pm 0,5^\circ\text{C}$.

Podsumowując, uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że trwający dwie minuty proces chłodzenia z użyciem CrioBOX schładza średnio o $7,57^\circ\text{C}$. Natomiast trwający trzy minuty proces chłodzenia z zastosowaniem zimnego powietrza z maszyny Cryo5 schładza o $6,35^\circ\text{C}$. Można więc przyjąć, że trwający dwie minuty zabieg chłodzenia z zastosowaniem mini-kriokomory jest równoważny pod względem intensywności wymuszenia z zabiegiem chłodzenia w postaci zimnego powietrza, który trwał trzy minuty.

Trzyminutowy proces chłodzenia CrioBOXem jest natomiast porównywalny z zabiegiem chłodzenia z zastosowaniem par azotu. Uzyskana wartość średniej temperatury powierzchni obiektu, o jaką została ona schłodzona po zabiegu trwającym trzy minuty w CrioBOXie wynosi $11,03^\circ\text{C}$. Natomiast wartość średniej temperatury powierzchni obiektu, o którą została schłodzona parami azotu podczas trzyminutowego zabiegu chłodzenia wynosi $10,98^\circ\text{C}$.



Rodzaj wymuszenia termicznego	Średnia [°C]	Mediana [°C]	Minimum [°C]	Maksimum [°C]	Odchylenie standardowe [°C]
Pary azotu	-10,98	-11,30	-15,30	-6,90	2,20
Zimne powietrze Cryo5	-6,35	-6,45	-12,00	-2,80	2,17
CrioBOX 2 minuty	-7,57	-7,16	-11,06	-4,66	2,13
CrioBOX 3 minuty	-11,03	-10,96	-14,46	-8,46	1,30

Rys. 11. Wykres przedstawiający zestawienie porównawcze wartości temperatury wymuszeń termicznych
 Fig. 11. Graph representing the composition of the comparative values of temperature of thermal stimulations

Zastosowanie stworzonego stanowiska CrioBOX pozwala skrócić czas procesu chłodzenia z trzech do dwóch minut w przypadku wymuszenia zimnym powietrzem z maszyny Cryo5 przy zachowaniu porównywalnych wyników wychłodzenia obiektu po zabiegu chłodzenia. Dla placówek medycznych, które nie posiadają urządzeń do wymuszenia w postaci par azotu zastosowanie CrioBOXu do posiadanych maszyn zabiegowych z zastosowaniem zimnego powietrza pozwoli osiągnąć porównywalny efekt wychłodzenia obiektu jak dla impulsu w postaci par azotu przy zachowaniu identycznego czasu zabiegu.

Badania prowadzone były w Zakładzie Metrologii i Systemów Pomiarowych na Politechnice Poznańskiej w ramach grantu promotorskiego i międzyuczelnianego z AWF Poznań.

LITERATURA

- [1] GABRYŚ M. S., POPIELA A. (red.), 2003, *Krioterapia w medycynie*, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław.
- [2] KORMAN P., STRABURZYŃSKA-LUPA A., ROMANOWSKI R., TRAFARSKI A., 2011, *Temperature changes in rheumatoid hand treated with nitrogen vapors and cold air*. Journal Article: Rheumatology International, 09, DOI: 10.1007/s00296-011-2078-5.
- [3] MADURA H. (red.), 2004, *Pomiary termowizyjne w praktyce*, Wyd. PAK, Warszawa.
- [4] MICHAŁSKI L., ECKERSDORF K., KUCHARSKI J., 1998, *Termometria przyrządy i metody*, Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej.
- [5] MINKINA W., 2004, *Pomiary termowizyjne – przyrządy i metody*, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej.
- [6] NOWAKOWSKI A. (red.), 2001, *Postępy termografii – aplikacje medyczne*, Wydawnictwo Gdańskie.
- [7] SALA A., 1982, *Radiacyjna wymiana ciepła*, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa.

- [8] STRABURZYŃSKA-LUPA A., CZUBASZEWSKI Ł., ROMANOWSKI W., ŚWIETLIK Z., 2005, *Badania porównawcze działania pojedynczego zabiegu nadmuchu zimnym powietrzem i parami ciekłego azotu u pacjentek z reumatoidalnym zapaleniem stawów*, Fizjoterapia Polska, 5/3, 323-328.
- [9] STRABURZYŃSKA-LUPA A., STRABURZYŃSKI G., 2003, *Fizjoterapia*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- [10] TRAFARSKI A., CHAJDA J., RÓŻAŃSKI L. 2009, *Examination with the thermographic systems of the human physiological reaction on the thermal stimulation*. IC2B'2009 March, Meknes, Morocco.
- [11] TRAFARSKI A., RÓŻAŃSKI L., STRABURZYŃSKA-LUPA A., KORMAN P., 2008, *The quality of diagnosis by IR thermography as a function of thermal stimulation in chosen medical applications*, 9th International Conference on Quantitative InfraRed Thermography July 2-5, Kraków, Studio Poligraficzne M.COLOR, Łódź, 157-164.

THERMOGRAPHIC ANALYSIS OF THERMAL STIMULATIONS USED IN CRYOTHERAPY

The aim of the following dissertation is to present the possibility of thermographic systems application for the examination of thermal stimulations. The infrared measurement techniques allow for a faster and more precise monitoring of the cooling process. The imaging of temperature distribution on the surface of the body makes it possible to evaluate the quality and correctness of the thermal impulse applied, as well as to determine if the response to the thermal stimulation used is adequate. It has been found that currently used thermal stimulations do not guarantee a completely accurate thermographic diagnosis due to the lack of repeatable thermal impulse. The intensity and time of procedure, as well as the accuracy during procedure performing are closely connected with the skills of the staff involved. The device for the examination of response to thermal stimulation has been developed as the effect of scientific research. The research methodology and the process of object preparation for thermographic research have been developed and accepted.