

Jan PIWNIK*, **Artur RUSOWICZ****

WYKORZYSTANIE TERMOWIZJI DO BADAŃ BIOTRIBOLOGII STAWU ŁOKCIOWEGO

THE USE OF THERMOGRAPHY TO THE STUDY OF THE ELBOW BIOTRIBOLOGY

Słowa kluczowe:

biotribologia stawu łokciowego, termowizja, wymiana ciepła i masy

Key words:

biotribology elbow, thermography, heat and mass transfer

Streszczenie

W pracy przedstawiono analizę strumieni ciepła pochodzących od tarcia z obciążonego stawu łokciowego. W badaniach wykorzystano zdjęcia termowizyjne do określenia temperatur powierzchni skóry i strumieni ciepła jawnego i utajonego.

WPROWADZENIE

Termowizja wykorzystywana jest w medycynie od połowy lat 50. ubiegłego wieku. W związku z poszukiwaniem nowych, nieinwazyjnych metod badań

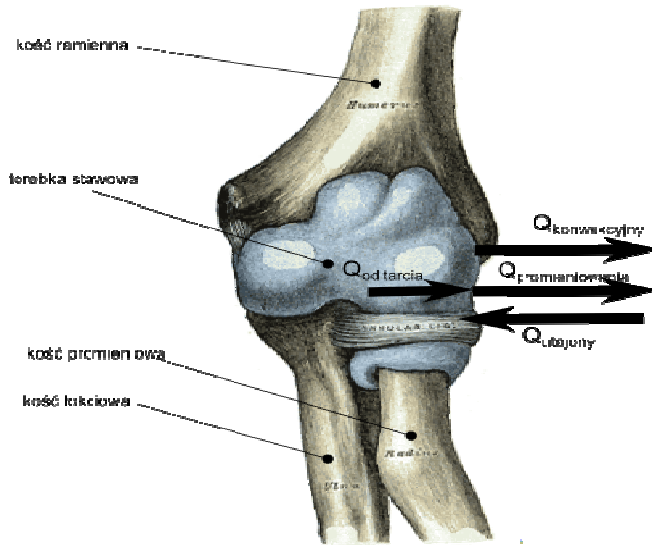
* Politechnika Białostocka, Wydział Mechaniczny, ul. Wiejska 45c, 15-351 Białystok.

** Politechnika Warszawska, Instytut Techniki Ciepłej, ul. Nowowiejska 21/25, 00-665 Warszawa.

medycznych rozwija się cały czas [L. 13]. Początkowo skupiano się na fizjologicznych zmianach pochodzących m.in. od złamań, oparzeń, nowotworów, chłoniaków, czerniaków, raka prostaty, raka piersi, zapaleń dermatologicznych skóry, reumatologicznych zapaleń stawów, cukrzycy i związanych z nimi patologii, zakrzepicy żył głębokich, chorób wątroby, zakażeń bakteryjnych itp. [L. 9, 12]. Warunki te są często związane z lokalnym rozszerzeniem naczyń krwionośnych, hipertermią, hyperperfuzją, hypermetabolizmem i hyperunaczeniem, w których źródła ciepła generują wyższe temperatury [L. 1, 6]. Obecnie coraz szersze zastosowania pojawiają się przy analizie pracy poszczególnych elementów ciała, badane na potrzeby biotechnologii wykorzystywanych w rehabilitacji i sporcie [L. 14]. Stąd potrzeba analizy obciążeń występujących w badanych strukturach, tarcie, jakie się pojawia w stawach, a w konsekwencji lokalnie jest wydzielane ciepło. Przy obciążeniu w wyniku tarcia energia mechaniczna zamieniana jest na ciepło [L. 8]. W połączeniu elementów kostnych ciała człowieka wyróżnia się trzy podstawowe struktury: włókniste, chrzęstne oraz maziowe (synowialne) [L. 4]. Stawy typu maziowego umożliwiają realizację relatywnie dużych wzajemnych ruchów poszczególnych kości. W pracy skupiono się na stawie łokciowym, który jest stawem złożonym typu maziowego, zaprezentowanym na **Rys. 1**. Składa się on z trzech stawów anatomicznie złączonych z sobą i objętych wspólną torebką stawową. Stawy te to ramiennie-promieniowy, ramiennie-łokciowy i promieniowo-łokciowy bliższy. Staw ramiennie-łokciowy jest stawem zawiasowym, ramiennie-promieniowy jest to staw kulisty, obydwie te narządy ruchu współpracują ze sobą wykonując zginanie i prostowanie ręki w stawie łokciowym. Staw promieniowo-łokciowy bliższy jest stawem obrotowym, czynnościowo niezależnym od poprzednich. Staw ten wspólnie ze stawem promieniowo-łokciowym dalszym oddalonym o długość kości przedramienia, umożliwia ruchy nawracania i odwracania przedramienia wraz z ręką [L. 7].

BADANIA TERMOWIZYJNE

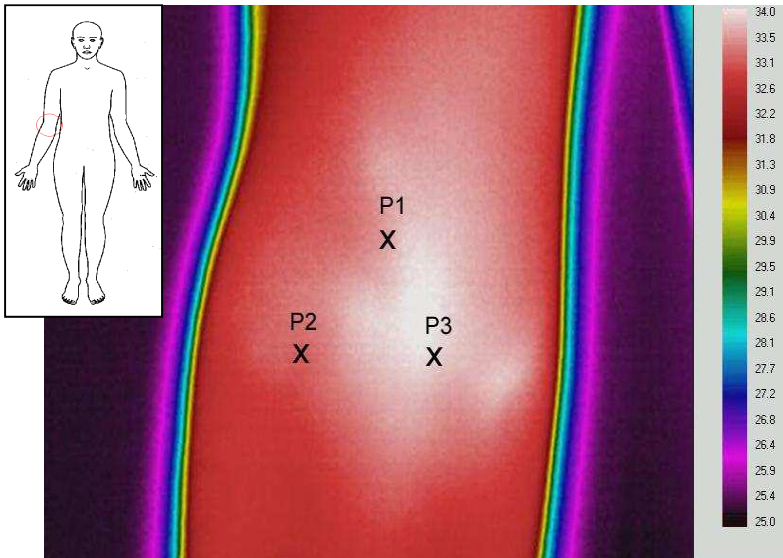
Badaniu poddany został staw łokciowy u dorosłego, zdrowego mężczyzny w wieku 25 lat, wadze 98 kg i wzroście 184 cm. Głównym celem badań jest ustalenie wpływu zmian obciążeń na rozkład temperatury powierzchniowej stawu [L. 3]. Proces jego nagrzewania się zależy przede wszystkim od rodzaju i intensywności ćwiczeń. W celu wywołania zmian temperatury badany obiekt wykonywał ćwiczenia fizyczne – leżenie przodem, ręce oparte obok klatki piersiowej, a następnie uniesienie prostego tułowia, tzw. pompki. Po każdej serii obciążeń wykonywane były zdjęcia termowizyjne stawu z trzech stron: z przodu, boku oraz tyłu. Pierwszą serię zdjęć stawu zarejestrowano bez obciążenia, a następnie po kolejnych etapach cyklu rozgrzewającego. Kamera ustawiona była w odległości około metra od obiektu, na tym samym poziomie.



Rys. 1. Elementy kostne tworzące staw łokciowy i strumienie ciepła analizowane w bilansie
 Fig. 1. Bones elements forming the elbow joint and heat fluxes analyzed in the balance

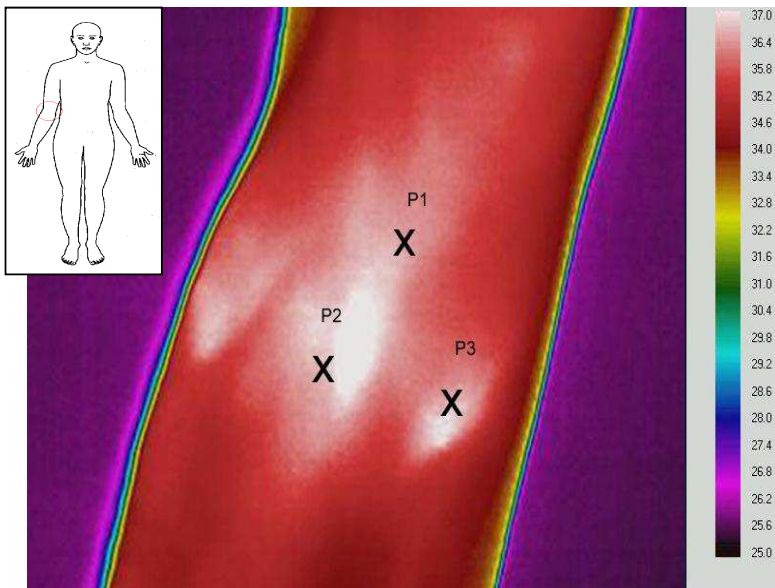
Badanie polegało na rejestracji rozkładu pól temperatury na powierzchni stawu łokciowego z wykorzystaniem kamery termowizyjnej firmy FLIR ThermaCam P10. Czułość kamery termowizyjnej używanej podczas badań wynosiła 0,08 K. Oznacza to, że można rozróżnić punkty na ciele różniące się temperaturą o 0,08 K. Niestety nie wyraża się to dokładnością pomiaru, który osiąga 2% przy zakresie pomiarowym $-10 \div +55^{\circ}\text{C}$. Kamera ThermaCAM P10 jest urządzeniem najnowszej generacji posiadającym wieloelementowe detektory podczerwieni, dzięki którym wyeliminowany został skomplikowany mechaniczno-optyczny zespół przeszukiwania obrazu. W matrycy tej kamery (320×240) jest 76800 pojedynczych detektorów (pikseli). Każdy piksel może być odczytywany 50 razy na sekundę przez układ odczytowy. Zakres widmowy promieniowania podczerwonego wynosi $7,5\text{--}13 \mu\text{m}$ (tzw. termowizja długofalowa) [L. 15]. Badania prowadzono w pomieszczeniu o temperaturze otoczenia 18°C i wilgotności względnej 50%.

Na **Rys. 2** zaprezentowano termogram stawu łokciowego przed wykonywaniem ćwiczeń, bez obciążenia. W celu lepszego zobrazowania zmian temperatury na termogramach zaznaczono charakterystyczne punkty P1, P2, P3, względem których określano temperaturę. Wynosiła ona w odpowiednio w punktach $P1 = 33,7^{\circ}\text{C}$, $P2 = 33,4^{\circ}\text{C}$, $P3 = 33,8^{\circ}\text{C}$. Następnie zaprezentowano na **Rys. 3** termogram przedstawiający przednią stronę stawu łokciowego po wykonaniu 120 „pompek”. W analogicznych punktach P1, P2 i P3 zarejestrowano temperatury $36,9^{\circ}\text{C}$, $36,7^{\circ}\text{C}$ i $36,7^{\circ}\text{C}$. Wzrost temperatury wystąpił w punktach P1, P2, P3 o $3,2^{\circ}\text{C}$, $3,3^{\circ}\text{C}$ i $2,9^{\circ}\text{C}$.



Rys. 2. Termogram – widok części przedniej stawu, bez obciążeń

Fig. 2. Thermogram – a view of the front of the pond, without the load



Rys. 3. Termogram – widok części przedniej stawu

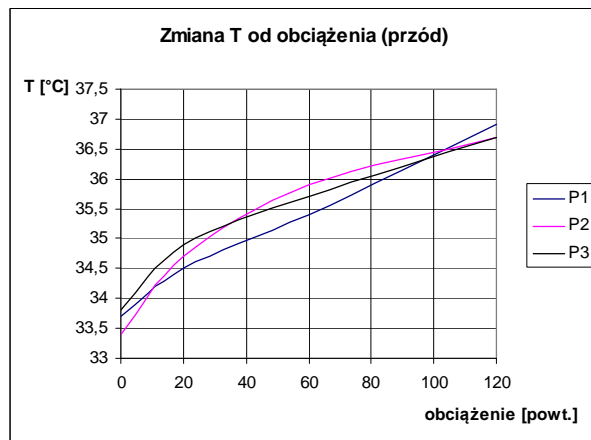
Fig. 3. Thermogram – a view of the front of the pond, with the load

Termogramy wykonywano po określonej liczbie powtórzeń (pompek) i analizowano temperatury w punktach P1, P2 i P3, co przedstawiono na **Rys. 4**.

MODEL OBLICZENIOWY

Badania eksperymentalne umożliwiły wyznaczenie strumieni ciepła wydzielanych z powierzchni skóry w okolicach stawu łokciowego. Podczas pomiarów określono przyrost temperatury powierzchni skóry przed i po wykonaniu obciążeń mechanicznych stawu. Zarejestrowane termowizyjnie temperatury powierzchni i pola powierzchni, na których występowały stałe temperatury pozwoliły wyznaczyć lokalne strumienie ciepła pochodzące od konwekcji i promieniowania oraz strumień ciepła utajonego, pochodzącego od odparowującej wilgoci z powierzchni skóry. Parametry otoczenia podczas badań były stałe i wynosiły w przypadku temperatury powietrza 18°C i w wilgotności względnej 50%. W strefie przebywania badanego stawu prędkość powietrza wynosiła 0,2 m/s. Strumienie ciepła zostały obliczone zgodnie z przedstawionym poniżej modelem.

W badanym zjawisku zachodzi jednoczesna wymiana ciepła i masy. Skóra, z której zachodzi transport ciepła i masy została tak zamodelowana, aby można było pominąć przewodzenie ciepła z bocznych przestrzeni. Natomiast główny strumień ciepła pochodzi od tarcia z wnętrza, czyli od stawu łokciowego.



Rys. 4. Zmiana temperatury w funkcji obciążenia

Fig. 4. Temperature change as a function of load

Od powierzchni skóry A_s do otoczenia przekazywane są strumienie ciepła (prezentowane na **Rys. 1**) jawnego na drodze konwekcji Q_{konwek} i promieniowania Q_{prom} . Promieniowanie w wielu publikacjach jest pomijane, jednak z obliczeń wynika, że będzie ono stanowić istotną wartość w bilansie cieplnym [**L. 5**,

10] całkowitej wartości strumienia wymianianego ciepła, zwłaszcza w przypadku konwekcji swobodnej dla niewielkich różnic temperatury powierzchni T_{surf} i temperatury powietrza T_{air} . Można zatem zapisać równanie:

$$Q_{konwek} = h_{heat} A_s (T_{air} - T_{surf})$$

$$Q_{prom} = A_s \sigma \varepsilon (T_{air}^4 - T_{surf}^4),$$

gdzie: h_{heat} – współczynnik wnikania ciepła [W/m^2K],

ε – emisyjność,

σ – stała Stefana-Boltzmana.

W tym samym czasie ze skóry odparowuje strumień wilgoci o wartości:

$$\dot{m}_b = k_{mass} A_s (\rho_{w,surf} - \rho_{w,air}),$$

gdzie: k_{mass} – współczynnik wnikania masy [m/s],

$\rho_{w,surf}$ – gęstość wilgoci na powierzchni skóry,

a $\rho_{w,air}$ – gęstość wilgoci w powietrzu.

Współczynnik wnikania ciepła dla skóry ludzkiej można określić z normy **[L. 11]**:

$$h_{heat} = 2,38 \cdot |t_{surf} - t_{air}|^{0,25}$$

i dla rozważań na powierzchni stawu łokciowego otrzymano $h_{heat} = 4,73 - 4,94$ W/m^2K .

Korzystając z analogii Chlinton-Colburna dotyczącej analogii pomiędzy wymianą ciepła a wymianą masy, można określić współczynnik wnikania masy:

$$k_{mass} = \frac{h_{heat}}{\rho c_p Le^{\frac{2}{3}}},$$

gdzie: Le – liczba Lewisa,

c_p – ciepło właściwe przy stałym ciśnieniu [J/kgK],

ρ – gęstość [kg/m^3].

Otrzymane wartości $k_{mass} = 5,0 - 5,23 \cdot 10^{-3}$ [m/s].

Zestawiając bilans ciepła dla powierzchni skóry, można zapisać równanie zachowania energii:

$$h_{heat} A_s (T_{air} - T_{surf}) + A_o \sigma \varepsilon (T_{air}^4 - T_{surf}^4) - \dot{m}_b h_{fg} = Q,$$

gdzie: h_{fg} – ciepło parowania wilgoci ze skóry [J/kg],

Q – strumień ciepła pochodzący ze stawu łokciowego [W].

Odnosząc otrzymane strumienie ciepła do powierzchni elementarnej otrzymuje się gęstości strumienia ciepła, które dla rozpatrywanego stawu łokciowego wynoszą:

- od konwekcji: przed obciążeniem $73,3 \text{ W/m}^2$, po obciążeniu $87,9 \text{ W/m}^2$,
- od promieniowania: przed obciążeniem $92,6 \text{ W/m}^2$, po obciążeniem $112,7 \text{ W/m}^2$,
- wydzielanie wilgoci: przed obciążeniem 40 g/h , po obciążeniu 518 g/h .

W wyniku obciążenia wzrasta wydzielanie ciepła o $34,7 \text{ W/m}^2$, do poziomu ciepła jawnego $200,6 \text{ W/m}^2$.

PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Analizując termogramy stawu łokciowego, zauważono wzrost temperatury w punktach pomiarowych wraz ze zmianą obciążenia mechanicznego nałożonego na staw. Wzrost ten wynosi ok. 3°C . W pracy zaprezentowano termogramy przedniej strony stawu łokciowego, gdyż w przypadku zdjęć z boku i z tyłu udział grzania się mięśni był zdecydowanie bardziej widoczny niż nagrzewania się stawu łokciowego dla termogramów z przodu. Na termogramach przedstawiających przód stawu łokciowego temperatura na powierzchni skóry wzrasta wraz z obciążeniem stawu łokciowego. Zmiana ta skoncentrowana jest w okolicach torebki stawowej. Wnioskuje się więc, że przyrost temperatury pochodzi prawdopodobnie od tarcia, które zachodzi wewnątrz stawu.

Doprowadzając do wysokiej aktywności fizycznej w wyniku obciążenia, zaobserwowano najwyższy przyrost temperatury powierzchni skóry w okolicach stawu łokciowego, temperatura powierzchni skóry wzrosła o $3,2^\circ\text{C}$. W wyniku obciążenia wzrasta wydzielanie ciepła o $34,7 \text{ W/m}^2$, do poziomu ciepła jawnego $200,6 \text{ W/m}^2$. Ten fakt znajduje potwierdzenie w danych metabolicznych, gdzie człowiek znajdujący się w podobnych warunkach wydziela ciepło jawne średnio na poziomie 138 W/m^2 . W analizowanym przypadku więcej, lecz jest to lokalna wartość gęstości strumienia ciepła. Ilość średnia wydzielanej wilgoci przy wysokiej aktywności fizycznej osiąga wartość 310 g/h , natomiast w analizowanym przypadku lokalnie 518 g/h . Różnice nie wydają się znaczne, uwzględniając zastosowanie analogii pomiędzy wymianą ciepła i masy.

LITERATURA

1. Anbar M.: Clinical thermal imaging today. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 17(4), 1998, pp. 25–33.
2. Avci A., Can M., Etemoglu A.B.: A theoretical approach to the drying process of thin film layers, Applied Thermal Engineering 21 (2001) 465–479.
3. Baczewski P.: Badania doświadczalne wybranych zagadnień termobiomechaniki stawu łokciowego. Praca magisterska, Politechnika Białostocka, Białystok 2005.
4. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. OW Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.

5. Cengel Y.A.: Heat and Mass transfer: A practical Approach, Mc Graw Hill 2006.
6. Diakides N.A., Brodzino J.D.: Medical Infrared Imaging, CRC Press, 20071.
7. Gaździk T.: Choroby stawu łokciowego, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2000.
8. Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wyd. Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
9. Jones B.F., Plassmann P.: Digital infrared thermal imaging of human skin. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 21(6) 2002, pp. 41–48.
10. Kreith F.: Heat and Mass Transfer, CRC Press LLC, 1999.
11. PN-EN ISO 7730:2006 Ergonomia środowiska termicznego – Analityczne wyznaczanie i interpretacja komfortu termicznego z zastosowaniem obliczania wskaźników PMV i PPD oraz kryteriów lokalnego komfortu termicznego.
12. Ring E.F.J.: The historical development of thermometry and thermal imaging in medicine, Journal of Medical Engineering & Technology, 2006, Vol. 30, No. 4, pp. 192–198.
13. Qi H., Diakides N.A.: Thermography. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. John Wiley & Sons, Inc. 2006.
14. Tkacova M.I., Cudak R., Živcak J.J., Sidun J.: Thermographic Atlas of the Human Body, INES 2011, pp. 427–429.
15. Więcek B., De Mey G.: Termowizja w podczerwieni. Podstawy i zastosowania, PAK 2011.

Summary

The paper presents an analysis of the heat flux coming from the friction of the loaded elbow. The study used infrared images to determine the skin surface temperature and heat flux of sensible and latent heat.