

ÚSKALÍ TERMOGRAFICKÉHO MĚŘENÍ V MEDICÍNĚ

Vladan Bernard, Erik Staffa, Vojtěch Mornstein

Biofyzikální ústav, Lékařská fakulta, Masarykova univerzita, Brno, Česká Republika

Souhrn

Infračervené termografické zobrazení patří mezi bezkontaktní měřicí metody a je vhodné zejména k získání teplotních parametrů různých objektů. Díky tomu je často používáno v průmyslu, klinické medicíně a výzkumu. Princip této metody spočívá v detekci elektromagnetického záření o energiích korespondujících s teplotou analyzovaného objektu. Použití termografických systémů k měření povrchové teploty ovšem může být zatíženo výraznými chybami. Mezi základní patří chybné nebo nedostatečné zohlednění parametrů, které ovlivňují hodnotu teploty zobrazeného objektu. Těmito faktory jsou například zrcadlená teplota, emisivita či teplota prostředí. V textu je dokumentován vliv některých z těchto možných chyb na výsledný termogram a to především v souvislosti s měřením v humánní medicíně. Zároveň jsou uvedeny postupy pro jejich eliminaci či minimalizaci.

Klíčová slova

emisivita, povrchová teplota, termokamera, termografické měření

DIFFICULTIES OF THERMOGRAPHIC MEASUREMENTS IN MEDICINE

Abstract

The infrared thermography imaging is one of possibilities of temperature analyzing. Infrared thermographic imaging is unique in the principle of contactless measurement, so it is often used in medicine and science. The principles of this method lies in the detection of electromagnetic radiation which energy corresponds with temperature of analyzed objects. Using thermographic systems and surface temperature measurements can be affected by some errors. The basic errors include wrong or insufficient assessment of parameters, which affect the temperature of the displayed object. These factors are mirrored temperature, emissivity, and ambient temperature, for example. In the article, we documented effects of these errors and the ways of their elimination.

Keywords

emissivity, surface temperature, thermal camera, thermographic measurement

Úvod

Elektromagnetické záření lze rozdělit do několika druhů na základě jeho frekvence, vlnové délky, resp. energie fotonů. Omezíme-li se na oblasti vlnové délky mezi 760 nm a 1 mm, jde o tzv. infračervené záření, též označované jako záření tepelné, které je vyzařováno veškerou hmotou o teplotě větší než několik kelvinů. Teplo může být přenášeno vedením (kondukce), prouděním (konvekce) a zářením (radiace). Posledního případu využívají právě termografické systémy. Dramatický vývoj v oblasti elektronických snímacích čipů umožnil v posledních letech výrazně vyšší rozlišovací schopnost těchto zařízení a rovněž zaznamenávání v reálném čase. Historicky první

termografický snímek člověka zdokumentoval roku 1928 Czerny ve Frankfurtu nad Mohanem [1]. Začlenění termografie do medicínské oblasti nastalo roku 1952 v Německu [2], tehdejší přístroje ovšem byly velmi nákladné a s nízkým rozlišením. Ekonomickou stránku zmiňuje i Hrazdira a Maryšková ve své publikaci z roku 1999 [3]. Největší rozmach pak nastává koncem 20. století, kdy se termografie začala využívat v řadě klinických oborů. Vzhledem k asymetrickému rozložení teploty těla v případě jedince a především vzájemná rozdílnost povrchové teploty každého z nás [4-8] vyvolává, v případě diagnostiky pomocí termografických systémů, neustálé dohady o jejich prospěšnosti. Přehled studií a zároveň údaje o reprodukovatelnosti výsledků naměřených pomocí termografických kamer uvádí Zaproudina a kol. [9]. Ve

své práci vyhodnocuje právě tepelnou symetrii mezi lidmi. Zmiňuje i možné okolní vlivy při měření.

Pro termografické systémy se i přesto našla řada uplatnění například v případě pacientů s onemocněním diabetus mellitus. Zjistilo se, že tzv. syndrom diabetické nohy a jeho příznaky mají určitou spojitost s teplotou končetiny [10-12]. Infračervenou termografii pro tuto problematiku pak použil Bharara, který se zaměřil na diabetickou neuropatii [13]. Huang a kol. se nedávno soustředili na pacienty s ischemickou chorobou dolních končetin. Termografické měření v kombinaci se stanovením hodnoty ABI (ankle brachial index) považuje za jednu z dalších vhodných metod pro diagnózu ischemické končetiny [14]. Další zajímavé uplatnění bylo prokázáno ve studii v Japonsku. Termografie byla použita pro snímání teploty závislé na průtoku krve v případě extrakraniálního-intrakraniálního bypassu [15]. Jisté využití bylo popsáno i ve studiích týkajících se dýchacích cest, kdy je termografií možné měřit dechový objem například v nasální oblasti [16, 17].

Jak již bylo zmíněno v úvodu, právě snížení pořizovacích nákladů na termografické kamery způsobilo jejich značné rozšíření, a tak se s nimi můžeme setkat nejen v lékařství, ale i v mnoha technických oborech. Na druhou stranu se může stát, že se tyto systémy dostanou do rukou i nedostatečně proškoleným osobám, což by leckdy mohlo vést až k mylným výsledkům. V případě termografických systémů je velmi nutné uvažovat řadu aspektů, které mohou výrazně ovlivnit naměřené hodnoty. Klíčové faktory a jejich vliv na výsledné měření jsou obsahem tohoto článku.

Materiál a metody

Ve studii bylo použito kamery FlirB200 (Flir Systems, Danderyd, Sweden). Tento termografický systém je vybavený nechlazeným mikrobolometrickým detektorem o rozlišení 200x150 bodů, se spektrální citlivostí v oblasti 7,5-13 μm a objektivem o zorném úhlu 25°. Teplotní citlivost přístroje je výrobcem deklarována na hodnotě 0,08 °C a absolutní přesnost měření je udána ± 2 °C nebo ± 2 % z naměřené hodnoty. Tento přístroj byl použit pro nasnímání pracovních snímků, které byly podrobeny analýze popsané dále v textu.

K tomu sloužil Flir QuickReport 1.2 (Flir Systems, Danderyd, Sweden), freeware určený k analýze a zpracování dat termografických snímků získaných přístroji Flir. Umožňuje nastavení odražené teploty, emisivity, teploty prostředí, vlhkosti, rozsahu zobrazených teplot, formátu obrazu, apod. Tento program byl použit pro veškeré zpracování presentovaných dat a analýzu obrazu pro získání teplotních údajů při změnách odražené teploty a emisivity.

Fyzikální základy termografie

Chyby, kterých je možné se dopustit během stanovení teploty analyzovaného objektu pomocí termografických metod, přímo souvisí s fyzikální podstatou tohoto procesu. Svoji roli zde zajisté hraje i stránka instrumentální v podobě vlastního termografického zařízení, např. přesnost kalibrace či neměnnou citlivost senzoru během opakovaných měření. Tuto oblast ale v našem případě zanedbejme nebo lépe, považujeme za bezchybnou a nevykazující jakékoliv odchylky během procesu měření.

V takovémto případě jsme schopni omezit se pouze na chyby vzniklé nevhodným nastavením vnějších parametrů při dodatečném zpracování termogramu, či nevhodným postupu při měření a manipulaci s měřeným objektem. V podstatě zásadní vlastností snímaných povrchů je jejich specifická emisivita a reflexivita [18].

Pro pochopení základů termografie je třeba znát Wienův a Stefanův-Boltzmannův zákon. Wienův zákon říká, že vlnová délka elektromagnetického záření emitovaného černým tělesem vyznačující se maximální intenzitou se snižuje se zvyšující se termodynamickou teplotou, tj. teplejší těleso je charakterizováno kratší vlnovou délkou nebo vyšší frekvencí emitovaného záření:

$$\frac{b}{T} = \lambda_{\max}, \quad (1)$$

kde λ_{\max} je vlnová délka emisního maxima, T je teplota tělesa a b je Wienova konstanta. Stefanův-Boltzmannův zákon říká (2), že celková energie E_0 vyzářená z černého tělesa na jednotku plochy za jednotku času je přímo úměrná čtvrté mocnině termodynamické teploty černého tělesa T :

$$\sigma \cdot T^4 = E_0, \quad (2)$$

kde σ je Stefanova-Boltzmannova konstanta. Tuto konstantu lze odvodit pomocí vzorce:

$$\frac{2\pi^5 k^4}{15c^2 h^3} = \sigma, \quad (3)$$

kde k je Boltzmannova konstanta, h je Planckova konstanta a c je rychlost světla ve vakuu. Objekt, který neabsorbuje všechno dopadající záření (někdy je označován jako šedé těleso), je charakterizován emisivitou $\varepsilon < 1$. Energie E šedého tělesa je potom přímo úměrná emisivitě, termodynamické teplotě:

$$\varepsilon \cdot \sigma \cdot T^4 = E. \quad (4)$$

Vyčíslením hodnoty emisivity lidské pokožky se zabývala řada autorů již od 30. let 20. století [19-29]. Nejpresněji ji stanovil Stekete, kterému se podařilo naměřit $0,98 \pm 0,01$ [30]. Za jedno z aktuálních měření hodnoty emisivity pro lidskou pokožku pak můžeme považovat mexickou studii z roku 2009, kdy za pomoci CO₂ laserového paprsku byla naměřena hodnota $0,976 \pm 0,006$ [31]. Jestliže máme tuto hodnotu přesně definovanou, může být měření korektní.

Teplota objektu je poté definována jako:

$$T = \sqrt[4]{\frac{\frac{q_{ck} + T_{pr}^4 - (1 - \varepsilon) \cdot T_{od}^4}{\sigma}}{\varepsilon}}, \quad (5)$$

přičemž q_{ck} je součet hustoty tepelných toků mezi objektem a termografickým zařízením (obsahuje složku danou vlastní teplotou analyzovaného objektu a složku odraženou, původem v okolí o teplotě T_{od} – pro jednoduchost ji označujeme jako „odraženou teplotu“).

Chyby při termografickém měření

První oblast možných chyb, kterých se může uživatel termografických systémů pro měření absolutní teploty dopustit, zahrnuje následující faktory, které figurují jako proměnné v teoretickém vzorci pro výpočet povrchové teploty T : ε emisivita povrchu měřeného objektu, T_{pr} teplota termografické techniky, T_{od} odražená teplota z okolí. Mezi další faktory ovlivňující hodnotu naměřené povrchové teploty objektu a citlivost měření patří emisivita prostředí mezi měřeným objektem a termografickou technikou, obsah aerosolových a prachových částic v tomto prostředí či transparence daného objektu vůči elektromagnetickému záření.

Poslední zmiňované parametry mají, s ohledem na oblast lékařského využití, malý vliv na měřenou hodnotu povrchové teploty. Lze s trochou nadsázky říci, že měřicí vzdálenost mezi objektem a vyšetřujícím vždy určuje zorný úhel objektivu a velikost vyšetřovny a tyto jsou téměř vždy srovnatelné. Kvalitu ovzduší a vlhkosti lze taktéž v případě interiérových měření zanedbat, s ohledem na předpoklad dodržení standardních hygienických limitů na pracovišti lékaře. Do jisté míry můžeme z výčtu kritických faktorů vyloučit teplotu prostředí, ve kterém je termografická technika a zároveň i její vlastní teplotu. Uvažujeme-li, že jsou povětšinou tato měření prováděna v prostředí o standardní pokojové teplotě a tím pádem, při vzájemném porovnání za téměř shodných podmínek.

Na druhou stranu se bude vliv prostředí uplatňovat například při přemístění termografické techniky mezi prostředími o rozdílné teplotě. V takovémto případě je nezbytně nutné vyčkat několik minut pro dokonalé temperování celého termografického přístroje na teplotu prostředí (zde hrají roli i takové faktory, jako je

nesourodá teplota na ploše tepelného senzoru, zamlžení optiky, teplotní hystereze tepelných senzorů přístroje apod.). Co bylo záměrně ignorováno, je vliv hloubky tepelného zdroje ve tkáni organismu. Tento fakt jistě změní hodnotu povrchové teploty absolutně, není ale schopen ovlivnit proces měření a analýzy termogramu. Je tedy vhodnější tento efekt komentovat v příslušných diskusích věnujících se vhodnosti či nevhodnosti termografické techniky pro měření jednotlivých orgánů a částí organismu, což není hlavním obsahem této práce.

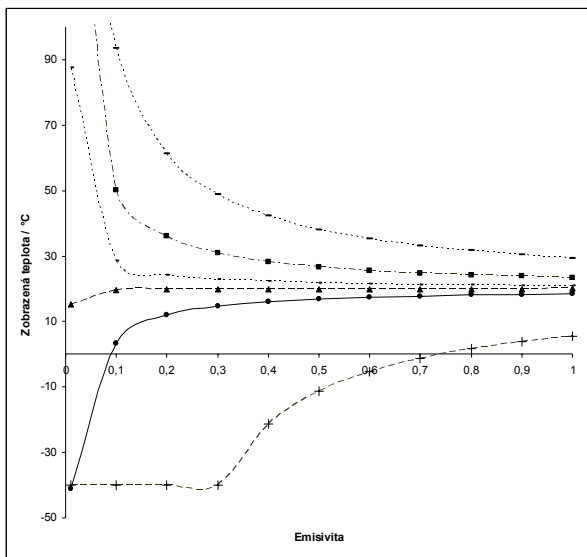
Výrazné chyby se můžeme dopustit, jestliže budeme ignorovat korekci emisivity pro příslušný povrch analyzovaného objektu. V případě emisivity lze hovořit o jednom z klíčových faktorů určujících validitu naměřené hodnoty povrchové teploty. Ve zjednodušeném výkladu lze říci, že emisivita nabývající číselné hodnoty v intervalu od 1 limitně do 0, určuje podíl odražené elektromagnetické vlny z celkového toku elektromagnetické energie z povrchu analyzovaného objektu. Platí, že tělesa charakterizovaná emisivitou povrchu o hodnotě 1 vykazují nulovou odrazivost elektromagnetických vln.

Pro exaktnější popis je možno využít rovnici (5), kde je vliv emisivity na povrchovou teplotu jasně zřetelný. Vyslovme tedy otázku, zda lze měřit povrchovou teplotu s dostatečnou přesností bez znalosti hodnoty emisivity tohoto povrchu. Lze odpovědět simulací situace, kdy bude měřena povrchová teplota pro různé části objektu při různém nastavení emisivity (za předpokladu znalosti odražené teploty a jejím konstantním nastavením).

Možným nástrojem pro realizaci této analýzy je komerční software vyvinutý výrobcem termografického přístroje. Výsledek tohoto postupu a získaná data jsou na Obr. 1, kde je jasně vidět změna absolutní hodnoty povrchové teploty pro různé body o reálné rozdílné teplotě na analyzovaném termogramu. Z daného grafu na Obr. 1 možno rozpoznat tendenci výraznější změny hodnoty teploty v závislosti na klesající hodnotě emisivity pro body, jejichž teplota je vzdálenější (v kladném či záporném smyslu) od teploty nastavené v softwaru jako teplota odražená. Taktéž je znatelné, že změna povrchové teploty vypočtená s použitím softwaru není v závislosti na změně emisivity konstantní. Její nárůst je strmější v oblasti nižších hodnot emisivity.

S ohledem na tuto skutečnost lze vyvodit závěr, že v případě shodnosti teploty měřeného objektu a teploty odražené, je možno do jisté míry zanedbat vliv emisivity. Totéž platí při úvaze, že analyzovaný objekt bude mít emisivitu velmi blízkou hodnotě jedna (typická hodnota emisivity doporučená pro výpočty při měření teploty lidské kůže je 0,98).

K jinému závěru ale dospějeme, pokud budeme uvažovat situaci, kdy došlo k měření povrchu o emisivitě s hodnotou blízkou jedné, ovšem tento povrch byl ošetřen látkou, která je charakterizována nižší hodnotou emisivity.

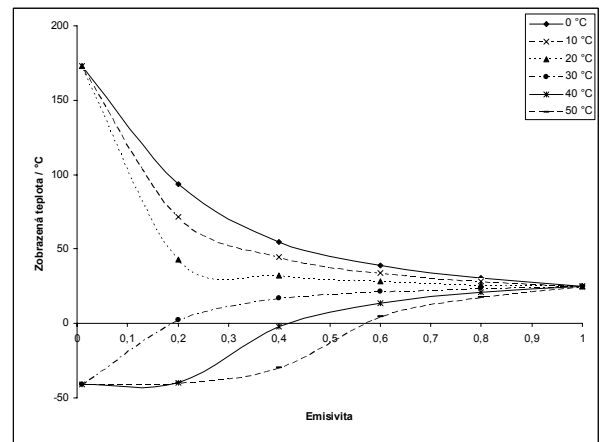


Obr. 1: Graf závislosti zobrazené teploty objektu v termogramu na emisivitě pro různé výchozí teploty. Atmosférická teplota pro tento případ byla 22 °C. Odražená teplota byla 22 °C.

I v případě, že tato látka vytvoří pouze velmi slabou vrstvu na povrchu kůže, je schopna svojí nižší emisivitou změnit hodnoty povrchové teploty naměřené pomocí termografické techniky Obr. 3. Zda dojde ke změně ve smyslu kladném či záporném, určuje vzájemné postavení reálných teplot měřeného objektu a teplota okolí, tj. odražená teplota.

V případě, že bude dodržena během procesu analýzy termografického obrazu podmínka zadání adekvátní hodnoty emisivity, je druhou nutnou podmínkou vhodné zadání hodnoty odražené teploty. Tento parametr je možno zadat povětšinou i v těch nejjednodušších softwarech dodávaných s termografickou technikou a má výrazný vliv na výslednou měřenou teplotu.

Graf na Obr. 2 ukazuje, jak se změní teplota jednoho bodu v měřeném objektu při nastavení různých odražených teplot. Tyto hodnoty teplot jsou stanoveny pro různé hodnoty emisivity povrchu. Z grafu je zřejmé, že čím větší rozdíl je mezi teplotou odraženou a teplotou objektu (či prostředí – například těleso umístěné po dostatečně dlouhou dobu v místnosti o teplotě 20 °C v přímém optickém dosahu otevřené lednice, žárovky, osoby či otevřeného okna), tím větší je nárůst či pokles hodnoty teploty zobrazené v termogramu. Z grafu na Obr. 2 je vidět, že i rozdíl teplot o hodnotě 10 °C se u objektů o nižší emisivitě projeví výrazným posunem teplot.



Obr. 2: Graf závislosti zobrazené teploty objektu v termogramu na emisivitě pro různé hodnoty odražené teploty. Atmosférická teplota pro tento případ byla 22 °C.

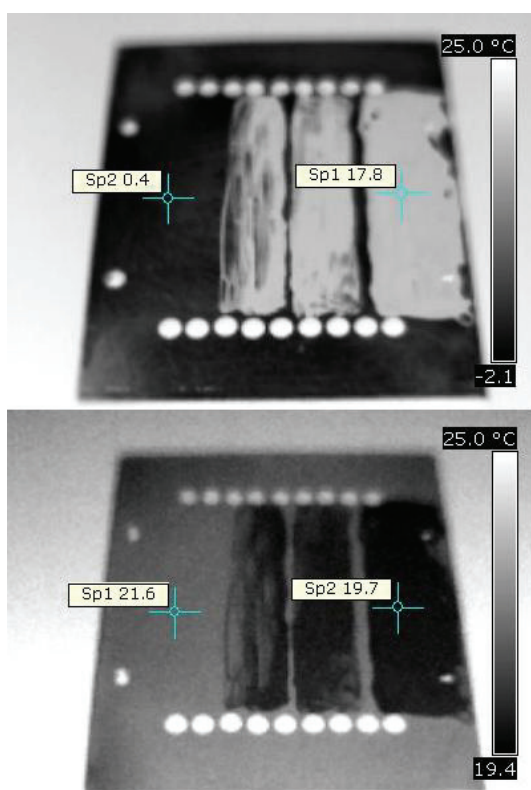
Při úvaze, která z chyb – zda špatné nastavení emisivity, či nevhodně zadaná odražená teplota – bude mít větší dopad na výsledné určení teploty, se lze pozastavit také nad tím, jak se tyto parametry objektu/měření projeví. V případě špatného nastavení emisivity se toto nastavení projeví pouze u povrchu, který je touto emisivitou charakterizován. Bráno z jiného úhlu pohledu, v případě nastavení emisivity do termografického přístroje či ve většině optimalizovaných softwarů, je tato hodnota nastavena globálně pro celý termogram. Tím pádem oblasti, které jsou charakterizovány jinou hodnotou emisivity, je nutno analyzovat separátně, jinak opět dojde v některých částech termosnímku ke zkreslení povrchové teploty. V případě odražené teploty, která je shodná pro celý povrch předmětu i termogramu, je její vliv na výslednou naměřenou teplotu dán emisivitou příslušné části povrchu.

Další chybou, která může ovlivnit termografické měření, v tomto konkrétním případě zejména v oblasti medicíny, je předchozí dotyk jiného předmětu v oblasti zájmu měření teploty. Typickým příkladem může být např. manipulace vyšetřované oblasti pacienta, kdy ji vyšetřující přímým dotykem ovlivní. Dále pak odstraňování obvazových materiálů nebo i otěr při čištění. V tomto případě hraje roli i předchozí oblečení o těsných rozměrech (vzniká porucha prokrvení), obuv apod. Zde bude opět platit pravidlo aklimatizace, dostatečné časové prodlevy před vlastním měřením a vhodnost porovnání symetrických částí těla s cílem zjištění tepelných abnormalit.

Konkrétní příklady

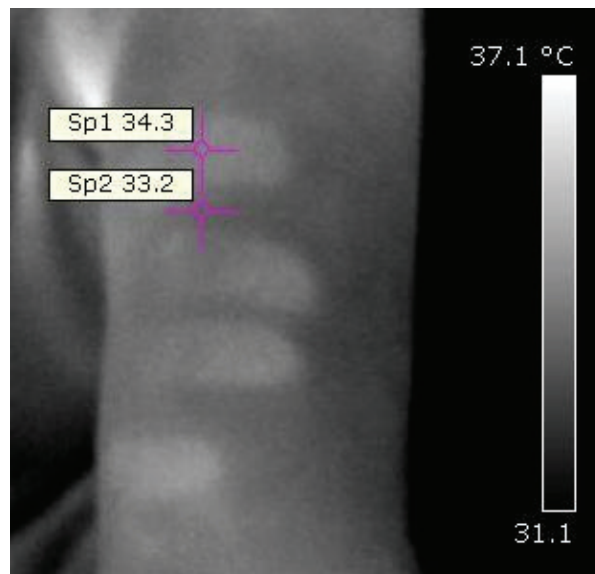
Měření povrchové teploty hliníkové desky s povrchem ošetřeným látkou v podobě ultrazvukového gelu, masti a hydratačního krému. Teplota povrchu byla měřena po

časové prodlevě nutné ke sjednocení teploty nanesených látek s teplotou hliníku a rovněž po jejich zaschnutí (zabránění zkreslení teploty vypařovacími teplem). Měření bylo provedeno při stálé pokojové teplotě, v prostředí odražené teploty $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $23\text{ }^{\circ}\text{C}$. Surová, jakkoliv dodatečně v softwaru nezpracovaná data s jednotnou emisivitou 0,98 a bez korekce odražené teploty jsou zobrazena na Obr. 3. V prezentovaných termogramech je názorně demonstrován vliv různé emisivity pro analyzovaný povrch, projevující se rozdílnou teplotou mezi povrchem hliníku (výrazně nižší hodnota emisivity) a povrchem ošetřeným. Taktéž je patrný rozdíl mezi povrchovými teplotami při různých zrcadlených teplotách prostředí v případě, že tyto vstupní podmínky nejsou zahrnuty do procesu zpracování termogramu.



Obr. 3: Termografické znázornění povrchové teploty hliníkové desky s povrchem částečně ošetřeným látkou (UZ gel, mast, krém) v zaschlém stavu. Odražená teplota nastavená v softwaru $20\text{ }^{\circ}\text{C}$, emisivita 0,98. Reálná teplota zrcadleného prostředí $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$ pro první snímek, $23\text{ }^{\circ}\text{C}$ pro druhý snímek.

Změna povrchové teploty způsobená dotykem jiného předmětu je ukázána na Obr. 4. V tomto případě jde o horní končetinu, na kterou byly přiloženy prsty. Na kůži je patrné zanechání výrazného tepelného otisku. Z úvahy vyplývá, že tento otisk byl způsoben jednak možným přenosem tepla, jednak změnou teploty po mechanickém tlaku na tkáň (ovlivněním krevního zásobení při delší aplikaci tlaku).



Obr. 4: Termografické znázornění povrchové teploty končetiny s otiskem ruky po předchozí manipulaci. Odražená teplota nastavená v softwaru $20\text{ }^{\circ}\text{C}$, emisivita 0,98.

Závěr

Termografie je jednou z metod, které mohou být účinným pomocníkem moderního lékaře, zejména při potřebě určení teploty povrchu těla. Je však nutné uvažovat, že tato metoda je, i přes bezespornou výhodu bezkontaktního měření, limitována některými faktory. Vždy je třeba dívat se na získaný údaj jako na údaj o pouze povrchové teplotě a zvážit, zda byly dodrženy všechny podmínky korektního výpočtu, mezi které patří zadání odražené teploty a údaj emisivity povrchu. Termografické systémy jsou ideálním nástrojem pro vytváření teplotních map a to díky velkému množství měřených bodů, pro které je určena teplota v konkrétním, velmi krátkém časovém úseku.

Využití termografické techniky v současné praxi lékaře, bez ohledu na jeho specializaci, se odvíjí od její finanční dostupnosti a univerzálnosti jejího použití pro diagnostické účely. V otázce finanční dostupnosti srovnáním současného stavu s léty nepříliš dávnými dospějeme k odpovědi, že cenově se termografická technika vyvíjí ku prospěchu uživatele. V celém spektru dostupných termografických technik lze samozřejmě najít modely, jejichž cena převyšuje finanční možnosti zájemců, zároveň lze ale najít i modely s cenou srovnatelnou s jinými běžnými drobnými přístroji z oblasti medicíny. Dokonce lze tvrdit, že při porovnání ceny s výkonovými parametry jednotlivých termografických přístrojů současnosti a minulosti bude tento poměr o mnoho příznivější pro současné přístroje. Do tohoto hodnocení lze zahrnout i druhý faktor, tj. univerzálnost použití. Vlastní možnosti využití termografické techniky jsou pevně dané

a neměnné, časový posun změnu fyzikálních principů neumožňuje. Co je ale v případě posunu v čase zřetelné, je minimalizace, zvětšení citlivosti a rozlišovací schopnosti přístrojů. Tímto se uživatelé dostane přístroje, který je lehký, mobilní, bez nadměrných nároků na údržbu a s minimálními provozními náklady.

S ohledem na předešlá fakta lze tvrdit, že budoucnost termografické techniky nespočívá v přístrojovém vybavení využívaném pouze v nadstandardně finančně zajištěných experimentálních laboratořích, ale budeme se s ní stále více setkávat i v běžné lékařské praxi. Proto je nutné, aby i běžný uživatel bez hlubokých fyzikálních znalostí byl obeznámen se všemi úskalími a chybami spojenými s použitím termografických technik, kterých je nutné se vyvarovat a zabezpečit tím validitu měřených dat.

Literatura

- [1] Czerny, M.: Über Photographie im Ultraroten 25. Physik, 53, 1929, 1.
- [2] Schwamm, E., Reeh, J.: Die Ultrarotstrahlung des Menschen und seine Molekularspektroskopie. Hippokrates, 24, 1953, 737-742.
- [3] Hrazdira, I., Maryšková, V.: Termovize - její současný význam pro lékařskou diagnostiku. Lékař a technika, 30 (1), 1999, 117-120.
- [4] Wasner, G., Schattschneider, J., Baron, R.: Skin temperature side differences - a diagnostic tool for CRPS? Pain, 98 (1-2), 2002, 19-26.
- [5] Feldman, F., Nickoloff, E. L.: Normal thermographic standards for the cervical-spine and upper extremities. Skeletal Radiology, 12 (4), 1984, 235-249.
- [6] Uematsu, S.: Thermographic imaging of cutaneous sensory segment in patients with peripheral-nerve injury-skin-temperature stability between sides of the body. Journal of Neurosurgery, 62 (5), 1985, 716-720.
- [7] Uematsu, S., Edwin, D. H., Jankel, W. R., Kozikowski, J., Trattner, M.: Quantification of thermal asymmetry. 1. Normal values and reproducibility. Journal of Neurosurgery, 69 (4), 1988, 552-555.
- [8] Uematsu, S., Jankel, W. R., Edwin, D. H., Kim, W., Kozikowski, J., Rosenbaum, A., Long, D. M.: Quantification of thermal asymmetry. 2. Application in low-back-pain and sciatica. Journal of Neurosurgery, 69 (4), 1988, 556-561.
- [9] Zaproudina, N., Varmavuo, V., Airaksinen, O., Narhi, M.: Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals. Physiological Measurement, 29 (4), 2008, 515-524.
- [10] Stess, R. M., Sisney, P. C., Moss, K. M., Graf, P. M., Louie, K. S., Gooding, G. A. W., Grunfeld, C.: Use of liquid crystal thermography in the evaluation of the diabetic foot. Diabetes Care, 9 (3), 1986, 267-272.
- [11] Boyko, E. J., Ahroni, J. H., Stensel, V., Forsberg, R. C., Davignon, D. R., Smith, D. G.: A prospective study of risk factors for diabetic foot ulcer. The Seattle Diabetic Foot Study. Diabetes Care, 22 (7), 1999, 1036-1042.
- [12] Sun, P. C., Lin, H. D., Jao, S. H. E., Ku, Y. C., Chan, R. C., Cheng, C. K.: Relationship of skin temperature to sympathetic dysfunction in diabetic at-risk feet. Diabetes research and clinical practice, 73 (1), 2006, 41-46.
- [13] Bharara, M., Cobb, J., Claremont, D.: Thermography and thermometry in the assessment of diabetic neuropathic foot: case for furthering the role of thermal techniques. The International Journal of Lower Extremity Wounds, 5 (4), 2006, 250-260.
- [14] Huang, C. L., Wu, Y. W., Hwang, C. L., Jong, Y. S., Chao, C. L., Chen, W. J., Wu, Y. T., Yang, W. S.: The application of infrared thermography in evaluation of patients at high risk for lower extremity peripheral arterial disease. Journal of Vascular Surgery, 54 (4), 2011, 1074-1080.
- [15] Okada, Y., Kawamata, T., Kawashima, A., Hori, T.: Intraoperative application of thermography in extracranial-intracranial bypass surgery. Neurosurgery, 60 (4), 2007, 362.
- [16] Lindemann, J., Wiesmiller, K., Keck, T., Kastl, K.: Dynamic nasal infrared thermography in patients with nasal septal perforations. American Journal of Rhinology & Allergy, 23 (5), 2009, 471-474.
- [17] Lewis, G. F., Gatto, R. G., Porges, S. W.: A novel method for extracting respiration rate and relative tidal volume from infrared thermography. Psychophysiology, 48 (7), 2011, 877-887.
- [18] Hackforth, H. L.: Infrared radiation. McGraw Hill: New York, 1960, p 303.
- [19] Hardy, J. D., Muschenheim, C.: The radiation of heat from the human body. IV. The emission, reflection, and transmission of infra-red radiation by the human skin. J Clin Invest, 13 (5), 1934, 817-31.
- [20] Büttner, K.: Über die Wärmestrahlung and die reflexionseigenschaften der Menschlichen Haut. Strahlentherapie, 58, 1937, 345-360.
- [21] Jacquez, J. A., Huss, J., McKeehan, W., Dimitroff, J. M., Kuppenheim, H. F.: Spectral reflectance of human skin in the region 0.7-2.6μm. J Appl Physiol, 8 (3), 1955, 297-9.
- [22] Derksen, W. L., Monahan, T. I., Lawes, A. J.: Automatic recording reflectometer for measuring diffuse reflectance in the visible and infrared regions. J. Opt. Soc. Amer., 47, 1957, 995-999.
- [23] Buchmüller, K.: Über die ultrarote Emission, Reflexion und Durchlässigkeit der lebenden menschlichen Haut im Spektralbereich $\lambda \approx 3-15 \mu\text{m}$. Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 272 (4), 1961, 360-371.
- [24] Gärtner, W., Göpfert, H.: Topographische Untersuchungen über die Strahlungseigenschaften der lebenden menschlichen Haut. Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 280 (3), 1964a, 224-235.
- [25] Gärtner, W., Ling, K., Göpfert, H.: Über die Abhängigkeit der Temperaturstrahlung der lebenden menschlichen Haut von der Durchblutung. Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 280 (3), 1964b, 236-242.
- [26] Mitchell, D., Wyndham, C. H., Hodgson, T.: Emissivity and transmittance of excised human skin in its thermal emission wave band. J Appl Physiol, 23 (3), 1967, 390-4.
- [27] Mitchell, D., Wyndham, C. H., Hodgson, T., Nabarro, F. R.: Measurement of the total normal emissivity of skin without the need for measuring skin temperature. Phys Med Biol, 12 (3), 1967, 359-66.
- [28] Watmough, D. J., Oliver, R.: Emissivity of Human Skin in vivo between 2.0[μm] and 5.4[μm] measured at Normal Incidence. Nature, 218, 1968, 885-886.
- [29] Patil, K. D., Williams, K. L.: Spectral study of human radiation. Nonionizing Radiation, 1, 1954, 39-44.
- [30] Steketeer, J.: Spectral emissivity of skin and pericardium. Physics in Medicine and Biology, 18 (5), 1973, 686.
- [31] Villaseñor-Mora, C., Sánchez-Marin, F. J., Calixto-Carrera, S.: An indirect skin emissivity measurement in the infrared thermal range through reflection of a CO2 laser beam. Revista mexicana de fisica, 55, 2009, 387-392.

Mgr. Vladan Bernard, Ph.D.
Ústav lékařské biofyziky
Lékařská fakulta
Masarykova univerzita
Kamenice 5, 625 00 Brno, Česká republika
E-mail: vbernard@med.muni.cz