



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

Technické základy termografie pro radiologické asistenty

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: **SPECIALIZACE VE
ZDRAVOTNICTVÍ**

Autor: Filip Sosna

Vedoucí práce: doc. RNDr. Přemysl Záškodný CSc.

České Budějovice 2019

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem Technické základy termografie pro radiologické asistenty jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 14. 8. 2019

Filip Sosna

Poděkování

Rád bych poděkoval panu doc. RNDr. Přemyslu Záškodnému, CSc. za odborné vedení mé bakalářské práce. Dále bych chtěl poděkovat všem respondentům, kteří byli ochotní vyplnit dotazníky pro mé výzkumné šetření.

Abstrakt

Bakalářská práce řešila pomocí aplikace kurikulárního procesu problematiku technických základů termografie.

Bakalářská práce se zhostila zkoumání vytyčeného problému následujícím způsobem splnění cílů práce a ověřování hypotéz:

Cíl 1: Provedení systémové analýzy technických základů termografie a přizpůsobení výsledků možnostem radiologických asistentů – Cíl 1 byl splněn provedením systémové analýzy strukturních úrovní technických základů termografie.

Cíl 2: Provedení komparativní analýzy úrovní technických základů termografie v zahraničí a v České republice – Cíl 2 byl splněn komparací mezi Amerikou, Asií, Evropou a Českou republikou (s neúspěšným výsledkem pro Českou republiku).

Cíl 3: Výsledky systémové analýzy, přizpůsobené potřebám a možnostem budoucích radiologických asistentů, převést do edukační podoby – Cíl 3 byl splněn na základě vybrané edukační teorie a její aplikací.

Cíl 4: Výběr vhodné edukační teorie pro zprostředkování poznatků o technických základech termografie radiologickým asistentům – Cíl 4 byl splněn výběrem teorie kurikulárního procesu.

Hypotéza H1: Edukační podobu technických základů termografie pro zkoumanou skupinu adresátů lze vytvořit aplikací teorie kurikulárního procesu – Úspěšné implikování jednotlivých variantních forem kurikula na zkoumanou poznatkovou oblast technických základů termografie umožnilo přijmout hypotézu H1.

Hypotéza H2: Znalosti adresátů edukace v oblasti technických základů termografie budou mít prostřednictvím implementovaného kurikula rozdělení blízké Gaussovu rozdělení – Úspěšné aplikování vybraných typů teoretických rozdělení (exponenciálního rozdělení, normálního rozdělení) na výsledku edukačního testu umožnilo přijmout hypotézu H2.

Mezi teoretické přínosy bakalářské práce patří např. návrh strukturních úrovní systému technických základů termografie. Mezi praktické přínosy bakalářské práce patří např. vytvoření edukačního textu a testu pro oblast technických základů termografie.

Na základě dosažených výsledků lze také navrhnout navazující práce – např. prozkoumání možností zvýšení používání termografických zobrazovacích metod v České republice.

Klíčová slova

Termografie; infračervené záření; infračervené kamery; infračervené detektory; radiologický asistent; kurikulární proces

Abstract

The bachelor thesis solved the technical fundamentals of thermography using the curriculum process.

The bachelor thesis has investigated the problem in the following way:

Goal 1: Perform a system analysis of the technical bases of thermography and adapt the results to the capabilities of radiological assistants – Goal 1 was accomplished by performing a system analysis of the structural levels of the technical bases of thermography.

Goal 2: Perform a comparative analysis of the technical bases of thermography abroad and in the Czech Republic – Goal 2 was met by comparison between America, Asia and Europe and the Czech Republic (with an unsuccessful result for the Czech Republic).

Goal 3: To transform the results of system analysis, adapted to the needs and possibilities of future radiological assistants, into educational form – goal 3 was fulfilled on the basis of selected educational theory and its application.

Goal 4: Choosing a suitable educational theory to convey knowledge about the technical bases of thermography to radiological assistants – Goal 4 was accomplished by selecting the theory of the curricular process.

Hypothesis H1: Educational form of the technical basics of thermography for the examined group of recipients can be created by applying the theory of curricular process – Successful implication of individual variant forms of the curriculum on the research field of technical basics of thermography enabled the hypothesis H1.

Hypothesis H2: Knowledge of the recipients of education in the field of technical basics of thermography will have a Gaussian distribution close to the implemented distribution curriculum – Successful application of selected types of theoretical distributions (exponential distribution, normal distribution) to the result of the educational test.

The theoretical benefits of the thesis include the design of structural levels of the system of technical basics of thermography. The practical benefits of this thesis include, for example, creating an educational text and a test for the technical basics of thermography. Based on the achieved results, it is also possible to propose follow-up work – eg exploring

the possibilities of increasing the use of thermographic imaging methods in the Czech Republic.

Key words

Thermography; infrared radiation; infrared cameras; infrared detectors; radiologic assistant; curricular process

Obsah

Úvod.....	11
1. Teoretická část	13
1.1. Teorie kurikulárního procesu	13
1.2. Historický vývoj technik měřících teplotu	14
1.2.1. První infračervené kamery pro lékařské účely.....	16
1.2.2. Elektronická a LC (tekutý krystal) kontaktní termografie.....	17
1.3. Využití termografie v lékařské praxi ve světě.....	18
1.3.1. Spojené státy americké a Kanada	18
1.3.2. Asie	19
1.3.3. Německo	19
1.3.4. Polsko.....	20
1.3.5. Itálie	20
1.3.6. Využití termografie v lékařské praxi na území České republiky.....	20
1.4. Princip termografie	21
1.5. Technické zařízení vyšetřovací místnosti a příprava pacienta	25
1.6. Infračervené kamery pro termografické vyšetření.....	26
1.7. Infračervené detektory	27
1.7.1. Tepelné detektory	28
1.7.2. Kvantové detektory	29
1.8. Materiál detektorů	30
1.9. 3D termografické systémy.....	31
1.9.1. Kalibrace 3D skeneru.....	32
1.9.2. Kalibrace termální kamery.....	32
1.9.3. Pořízení 3D objektů	33

1.9.4.	Pořízení teplotní mapy	33
1.9.5.	Mapování teplotních textur	34
1.9.6.	Analýza vědeckých údajů	34
1.10.	Využití termografického snímání v klinické praxi	34
1.10.1.	Termografické vyšetření u karcinomu prsu	34
1.10.2.	Termografické vyšetření muskuloskeletárního systému.....	35
1.10.3.	Termografický diagnostický přístup pro diabetes melitus a vaskulární poruchy.....	36
2.	Cíle a hypotézy výzkumu.....	37
3.	Metodika výzkumu.....	38
4.	Výsledky	40
4.1.	Vybraná edukační teorie.....	40
4.1.1.	Konceptuální kurikulum	40
4.1.2.	Zamýšlené kurikulum	40
4.1.3.	Projektové kurikulum	40
4.1.4.	Implementované kurikulum – 1, 2.....	40
4.1.5.	Dosažené kurikulum	41
4.2.	Výsledky systémové analýzy a jejich vazba na otázky edukačního testu	41
4.3.	Provedení komparativní analýzy úrovně technických základů termografie v zahraničí a v České republice	42
4.4.	Statistické vyhodnocení dotazníku.....	42
4.4.1.	Formulace statistického šetření.....	43
4.4.2.	Škálování	44
4.4.3.	Elementární statistické zpracování	44
4.4.4.	Neparametrické testování – Pearsonův test χ^2	48
5.	Diskuze.....	51

6. Závěr	54
7. Seznam literatury	56
8. Seznam obrázků a tabulek.....	60
9. Přílohy	61
9.1. Příloha č. 1: Edukační text.....	61
9.2. Příloha 2: Test znalostí	69
10. Seznam použitých zkratek	72

Úvod

Termografie je neinvazivní zobrazovací metoda, která pracuje na principu detekce infračerveného záření emitovaného povrchem kůže. Termografické infračervené zobrazování poskytuje tepelné informace v reálném čase. Jednou z výhod této zobrazovací metody je absence škodlivého záření a nevyužívání žádných kontrastních látek, což je vhodné pro opakované použití s minimální přípravou.

Tato metoda obvykle používá dvě části, infračervenou kameru a zobrazovací jednotku. Infračervená kamera konvertuje infračervené záření, vycházející z povrchu těla, na elektrické impulzy a ty se zobrazí na monitoru jako barevný obraz, mapující tělesnou teplotu. Lidské tělo si poměrně přesně udržuje svou tělesnou teplotu, jakákoli menší výchylka teploty může znamenat probíhající patologické procesy. Existují dva druhy termografického vyšetření, bezkontaktní a kontaktní, převažuje bezkontaktní metoda, kdy je v blízkosti pacienta umístěna infračervená kamera, která snímá povrch těla, zatímco kontaktní metoda využívá jehlu vloženou do podezřelé oblasti či folie z tekutého krystalu, citlivého na teplo.

Infračervená termografie je asi nejméně známá vyšetřovací metoda, a i když nepatří mezi základní zobrazovací metody, její přínos v klinické praxi je značný. Často se používá jako doplňující vyšetření k základním zobrazovacím metodám, nebo jako screeningová metoda.

Zkoumání stručně charakterizovaných technických základů termografie pro radiologické asistenty bude prováděno na bázi aplikovaného kvantitativního výzkumu a prostřednictvím plnění následujících cílů a ověřování následujících hypotéz:

Cíl 1: Provedení systémové analýzy technických základů termografie a přizpůsobení výsledků možnostem radiologických asistentů.

Cíl 2: Provedení komparativní analýzy úrovní technických základů termografie v zahraničí a v České republice.

Cíl 3: Výsledky systémové analýzy, přizpůsobené potřebám a možnostem budoucích radiologických asistentů, převést do edukační podoby.

Cíl 4: Výběr vhodné edukační teorie pro zprostředkování poznatků o technických základech termografie radiologickým asistentům.

Hypotéza H1: Edukační podobu technických základů termografie pro zkoumanou skupinu adresátů lze vytvořit aplikací teorie kurikulárního procesu.

Hypotéza H2: Znalosti adresátů edukace v oblasti technických základů termografie budou mít prostřednictvím implementovaného kurikula rozdělení blízké Gaussovu rozdělení.

Postup při plnění vymezených cílů a při ověřování formulovaných hypotéz bude následující:

- a) Provedení systémové analýzy strukturních úrovní technických základů termografie
- b) Provedení komparativní analýzy se zahraničím
- c) Aplikace teorie kurikulárního procesu na tvorbu edukačního textu a testu
- d) Aplikace vybraných metod popisné statistiky na dosažené výsledky aplikace testu
- e) Aplikace vybraných metod matematické statistiky na dosažené výsledky aplikace testu

1. Teoretická část

1.1. Teorie kurikulárního procesu

Kurikulum je vlastně takový souhrn znalostí, je součástí kultury každé společnosti. Vždy ale záleží na úrovni rozvoje a potřebách života. Kultura je vlastně svět vytvořený člověkem pro člověka, odráží celkový stav společnosti a je životním prostorem každého jedince. Termín kurikulum přináší do pedagogiky nový, obecnější pojem, který vhodně doplňuje termíny učební plán a učební osnovy, spojuje je a včleňuje do obecnější roviny. V tomto obecnějším pohledu lze kurikulum chápat jako obsah vzdělání (učivo) v širším slova smyslu a proces jeho osvojování, tj. jako veškerou zkušenost žáka (učícího se), kterou získává ve vzdělávacím prostředí, a činnosti, které jsou spojeny s jeho osvojováním a hodnocením. (Maňák et al, 2008)

Kurikulární proces fyziky umožňuje srovnání výsledků transformací fyzikálního poznatku s variantními formami existence obsahu vzdělávání. Spojení kurikulárního procesu fyziky s transformacemi v didaktické komunikaci fyziky lze pak popsat následujícím schématem:

Transformace T^1 – Komunikační transformace

Vstup T^1 : Vědecký systém fyziky – Výstup T^1 : Sdělitelný vědecký systém fyziky jako *konceptuální kurikulum*.

Transformace T^2 – Obsahová transformace

Vstup T^2 : Sdělitelný vědecký systém fyziky jako konceptuální kurikulum. Výstup T^2 : Didaktický systém fyziky a jeho učivo jako *zamýšlené kurikulum*.

Transformace T^3 – Kurikulární transformace Vstup T^3 : Didaktický systém fyziky a jeho učivo jako zamýšlené kurikulum. Výstup T^3 : Výukový projekt fyziky a jeho učebnice a připravenost učitele na výuku jako *projektové kurikulum a implementované kurikulum 1*.

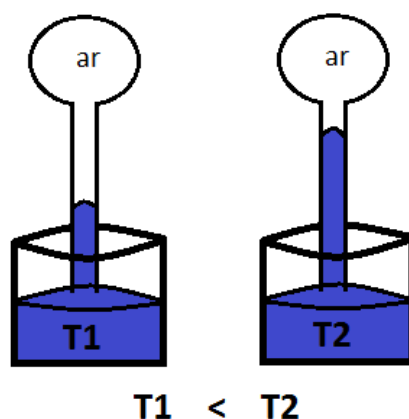
Transformace T^4 – Edukační transformace Vstup T^4 : Výukový projekt fyziky a jeho učebnice a připravenost učitele na výuku jako projektové kurikulum a implementované kurikulum 1. Výstup T^4 : Výsledky výuky fyziky jako *implementované kurikulum 2*.

Transformace T^5 – Aplikační transformace. Vstup T^5 : Výsledky výuky fyziky jako implementované kurikulum 2. Výstup T^5 : Aplikovatelné výsledky výuky fyziky jako *dosažené kurikulum*. (Záškodný, 2015)

1.2. Historický vývoj technik měřících teplotu

Již v pravěku doboví lékaři detekovali zvýšenou teplotu svou dlaní přiloženou na čelo pacienta, tento jednoduchý postup se používá dodnes, například v některých domácnostech, avšak tímto způsobem je možné zachytit jen výrazné tepelné odchylky, malé změny teploty jsou prakticky nerozeznatelné. (Kováč, 2008)

Průlom přišel v roce 1592, kdy Galileo Galilei vynalezl termoskop, (obr. 1) tento vynález je považován za jakýsi první teploměr. Jednalo se skleněnou trubici, dlouhou asi 30 cm a zakončenou baňkou. Díky vlivům teplotní roztažnosti docházelo ke změně výšky vodního sloupce ve skleněné trubici, tento postup byl však poměrně nepřesný, navíc tato metoda neměla žádnou normalizovanou stupnici. (Janečková, 2013)



Obrázek 1: Princip termoskopu.

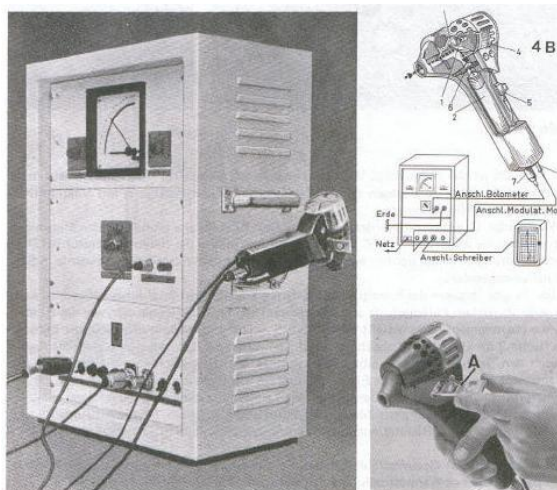
Zdroj: <https://en.wikipedia.org/wiki/Thermoscope>

V roce 1709 vynalezl Gabriel Daniel Fahrenheit lihový a později i rtuťový teploměr. Fahrenheit zavedl teplotní stupnici, takže se tento teploměr stal velmi využívaný i v lékařství, na rozdíl od termoskopu Galileo Galileie, který se používal spíše pro vědecké účely. (Bellis, 2018)

Okolo roku 1800 William Herschel prozkoumával sluneční spektrum s teploměrem, na kterém měl začerněnou baňku a všiml si, že rtuť vystoupala nejvýše až za červenou barvu, to je místo, kde oko již nic nevidí, usoudil tedy, že objevil nové, neviditelné záření, které podle jeho účinků nazval tepelné záření. Od jeho syna Johna Herschela máme pojmenování „termografie“. (Drastich, 2001; Vavrička, 2004)

V roce 1868 zkoumal Carl Wunderlich teplotu subjektů trpících horečkou a výsledky měření porovnával s normálními jedinci, díky tomu dokázal stanovit teplotu jako vědecký ukazatel onemocnění. Stanovil, že teplotní rozmezí mezi 36,3 a 37,5 ° C může být považováno za normální a teplota nad tento rozsah by měla být považována za údaj možného onemocnění. (Wang et al, 2012)

V roce 1928 v německém Frankfurtu prof. Czerny zdokumentoval první infračervený obraz lidského těla. Lékařské využití začalo v Německu roku 1952, když lékař Schwamm společně s fyzikem Reehem vyvinuli diagnostický infračervený bolometr pro sekvenční tepelné měření definovaných oblastí povrchu lidského těla pro diagnostické účely. Roku 1954 založili první lékařské sdružení termografie, dnes působí jako německá společnost pro termografii a regulační medicínu (Deutsche Gesellschaft für Thermographie und Regulationsmedizin), jedná se o celosvětově uznávanou a nejvíce zkušenou lékařskou asociaci pokrývající lékařskou termografii. (Berz a Sauer, 2007)



Ultrarot-Strahlungsmesser für Diagnostik und Therapiekontrolle nach Dr. Schwamm-Reeh.

Obrázek 2: První termografické zařízení pro lékařské účely z roku 1953

Zdroj: Berz a Sauer, 2007

1.2.1. První infračervené kamery pro lékařské účely

V roce 1965 firma AGA Infrared Systems představila první průmyslově využitelný termografický systém AGA Thermovision® 665, a to je považováno za začátek využívání termografické techniky mimo vojenské aplikace. Rozkvět tato metoda zaznamenala v 70. letech, kdy se s touto metodou experimentovalo téměř po celém světě, avšak po krátké době přišel úpadek, způsobený vysokou pořizovací cenou a malým uplatněním. V tomto tisíciletí však termografie opět získává na popularitě, a to především díky dramatickému pokroku v této metodě. Výrazně se zvýšil výkon, došlo k lepšímu zpracování obrazu, digitalizaci, lepšímu softwaru pro manipulaci s obrázky. Na trhu působí více výrobců a dodavatelů, kamery si lze koupit, či dokonce pronajmout za nižší ceny, než tomu bývalo dříve. (Vavříčka, 2004; Bronzino et al, 2012)

V polovině 80. let vyvinul Carl Zeiss Oberkochen po mnoho let vedoucí zařízení pro medicínu: LN2 chlazený MCT skener Icotherm, bohužel velmi drahý a nedostupný pro lékaře a kliniky. Většinou používali mnohem levnější zařízení AGA Thermovision. (Berz a Sauer, 2007)

Termografické přístroje AGA (obr. 3) byly vyrobeny ve Švédsku, jedná se o analogové, pasivní zařízení, která pracují v reálném čase. Obraz nebyl digitalizovaný a nebyl hodnotitelný počítačem, ale poskytoval možnost videozáznamu. Systém je složený z infrakamery (skeneru), vyhodnocovacího zařízení, obrazovky, ovladače skeneru a kalibračního infrazáříče. Skener je upevněný na trojnožce s možností nastavitelné výšky, rotace a naklonění. Objektiv skeneru je vyměnitelný, ohnisková vzdálenost je 30 cm. Detektor je chlazený tekutým dusíkem na teplotu -196 °C. Tekutý dusík se nalije do malé nádoby, která je umístěna v zadní části skeneru a vypaří se přibližně za 50 minut. Vyhodnocovací zařízení je tvořené černobílou obrazovkou, kde můžeme ovládat jas a kontrast. Zobrazení je možné v plynulé šedi (Gray Tone) nebo v odstupňované šedi (Gray Step). (Kováč, 2008)

Barevná obrazovka umožňuje zobrazení barevné vizualizace v 10 barvách – bílá, žlutá, oranžová, červená, cyklámenová, purpurová, bledozelená, zelená, bleďmodrá a modrá. Bílá, žlutá, červená a oranžová zastupují vyšší teplotu, naopak zelená a odstíny modré zase nižší teplotu. (Kováč, 2008)

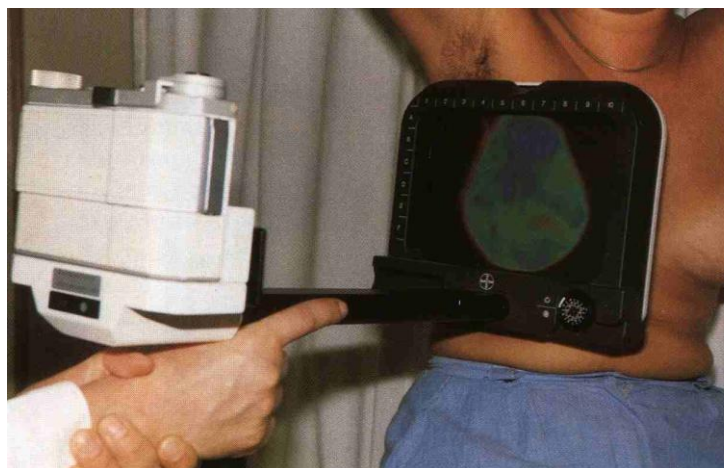


Obrázek 3: Jedna z lékařsky široce používaných kamer AGA Thermovision

Zdroj: Berz a Sauer 2007

1.2.2. Elektronická a LC (tekutý krystal) kontaktní termografie

Také kontaktním měřením lze zaznamenávat teploty kůže. Existují elektronické teploměry (termistorové nebo termo-párové zařízení pro přesnou registraci při použití), stejně jako desky obsahující zapouzdřené LC (krystaly tekutého cholesterolu) pro dvourozměrné pokrytí plochy (obr. 4). Tato zařízení jsou historicky zajímavá a používala se, když byly infračervené kamery extrémně drahé a v raných fázích vývoje. Mají spoustu nevýhod, jako je rušení měřeného objektu kontaktem. (Berz a Sauer, 2007)



Obrázek 4: LC kontaktní termografický systém s tekutými krystaly cholesterolu

Zdroj: Berz a Sauer, 2007

1.3. Využití termografie v lékařské praxi ve světě

1.3.1. Spojené státy americké a Kanada

Infračervené zobrazování se v USA začíná přehodnocovat, především díky nové infračervené technologii, pokročilému zpracování obrazu, výkonným vysokorychlostním počítačům a podpoře výzkumu. V současné době existují akademické instituce s výzkumnými iniciativami v oblasti infračerveného zobrazování. Některé z nejvýznamnějších jsou následující: National Institutes of Health (NIH), Johns Hopkins University, University of Houston, Texas University. NIH má několik probíhajících programů: Vaskulární poruchy (diabetes, žilní trombóza), sledování angiogeneze-Kaposiho sarkomu, reflexní symphatetická dystrofie, monitorování účinnosti radiační terapie, transplantace orgánů, multispektrální zobrazování. Univerzita Johna Hopkinse provádí výzkum mikrocirkulace, sledování angiogenetické aktivity u Kaposiho sarkomu a screeningu prsu. Univerzita v Houstonu vytvořila zobrazovací laboratoř, kde zkoumali využití termických vlastností obličeje pro takové aplikace, jako je detekce lhaní a dalších behaviorálních otázek (únava, úzkost, strach atd.). Existují dvě zdravotní střediska, která se specializují na výzkum a léčbu prsů, která běžně používají infračervené záření jako první vyšetření ze součásti svého detekčního systému, který zahrnuje také mamografické a klinické vyšetření. Jsou to: Breast Center and Treatment Center, Baton Rouge, Los

Angeles a Ville Marie Oncology Research Center, Montreal, Kanada. Jejich střediska jsou plně vybavena všemi nejmodernějšími zobrazovacími zařízeními. (Bronzino a Peterson, 2015)

1.3.2. Asie

V Japonsku je infračervené zobrazování všeobecně akceptováno vládou a lékařskou komunitou. Více než 1500 nemocnic a klinik používá rutinně infračervené zobrazování. Vláda zde stanoví standardy a hradí klinické testy. Jejich zaměření je v následujících oblastech: Perfúze krve, rakovina prsu, dermatologie, bolest, neurologie, chirurgie (srdce, ortopedie), sportovní medicína. Hlavní výzkum se provádí na těchto univerzitách: University of Tokyo – transplantace orgánů, Tokyo Medical and Dental University – charakterizace teploty pokožky a tepelné vlastnosti; Toho University – neurologické operace, Cancer Institute hospital – rakovina prsu. Dalších asi 40 zdravotnických zařízení využívá infračervené vyšetření pro screening rakoviny prsu. (Bronzino a Peterson, 2015)

Čína má dlouhodobý zájem o infračervené zobrazování. Novější metoda mapování termálních textur (TTM) zde pomohla zvýšit specifičnost zobrazování. Je známo, že tato metoda je v této zemi široce používána, ale bohužel neexistuje žádná formální literatura o této důležité práci. V Koreji se infračervené zobrazování objevilo na počátku 90. let. Více než 450 systémů se používá v nemocnicích a zdravotnických zařízeních. Primárními klinickými aplikacemi jsou neurologie a chirurgie. (Bronzino a Peterson, 2015)

1.3.3. Německo

Univerzita v Lipsku používá infračervené záření pro operace se srdcem, perfuzi a mikrocirkulaci. Existuje několik soukromých klinik a dalších nemocnic, které využívají infračervené zobrazování v různých aplikacích. EvoBus-Daimler Chrysler používá infračervené zobrazování pro screening všech svých zaměstnanců na hodnocení zdraví. InfraMedic, AG prováděla screening žen na rakovinu prsu ve věku od 20 do 85 let pro vládu v rámci dvouletého grantu. (Bronzino a Peterson, 2015)

1.3.4. Polsko

Výzkumné aktivity jsou zaměřeny na následující oblasti: Aktivní infračervené zobrazování, chirurgie srdce, kvantitativní hodnocení popálenin, oftalmologie, zubní lékařství, alergická onemocnění, neurologické poruchy, plastické chirurgie, termální obrazová databáze pro zdravé a patologické případy (Bronzino a Peterson, 2015)

1.3.5. Itálie

Velké množství klinického využití infračerveného zobrazování se provádí v rámci systému veřejného zdravotnictví. Pokračující klinická práce je v následujících oblastech: dermatologie (melanom), neurologie, revmatologie, anesteziologie, reprodukční medicína, sportovní medicína. Univerzita G. d'Annunzio, Chieti, má zobrazovací laboratoř čistě pro výzkum infračervených aplikací. Spolupracuje na těchto projektech s ostatními univerzitami v Itálii. (Bronzino a Peterson, 2015)

1.3.6. Využití termografie v lékařské praxi na území České republiky

V České republice se infračervená termografie v klinické praxi téměř nevyskytuje, s výjimkou několika soukromých klinik, jako je například Centrum komplexní medicíny v Třeboni, zde se specializují především na screening karcinomu prsu. (Zenazdravotne.cz, 2018; Doktorkaklimesova.cz, 2013)

Další termoscreeningové zařízení se nachází v obci Maleč na Havlíčkobrodsku, které se také specializuje na screening prsu (obr. 5). Cena jednoho takového vyšetření se pohybuje od 400kč do 450kč. Pracoviště je vybaveno termokamerou FLIR, která má rozlišení 640x480 pixelů a teplotní citlivost, která se hodí nejvíce k vyšetření prsu. (Zenazdravotne.cz, 2018)

Dále je také termografické vyšetření možné ve Starém Hradišti v Pardubickém kraji, zde se taktéž specializují především na prevenci rakoviny prsu. Vyhotoveny jsou zde 4 snímky (1x prsou. 2x strana, 1x záda) a cena těchto snímků činí 500 Kč. (Zenazdravotne.cz, 2018)



Obrázek 5: Vyšetřovací místnost s IR kamerou FLIR.

Zdroj: <https://www.termoscreening.cz/fotogalerie/>

Dalším místem, provádějícím termografické vyšetření je Alterum Medica v Libni na Praze 8. Zde provádějí diagnostiku nejrůznějších částí těla (diferenciální diagnostika zánětlivých a funkčních poruch svalů, kloubů, kostí, cév a nervů), tkání lidských orgánů (štítná žláza, játra, ledviny, mozek) a dále také termografické vyšetření prsou. (Alterummedica.sk, 2016)

Mezi další zařízení, která provádí termoregulační diagnostiku je inPHARM Clinic v Jesenici u Prahy a dále také soukromá ordinace v budově ABcentra v Olomouci. (Zenazdravotne.cz, 2018)

Z výše uvedeného vyplývá, že se na našem území vyskytuje pouze několik klinik disponujících termografickým vyšetřením.

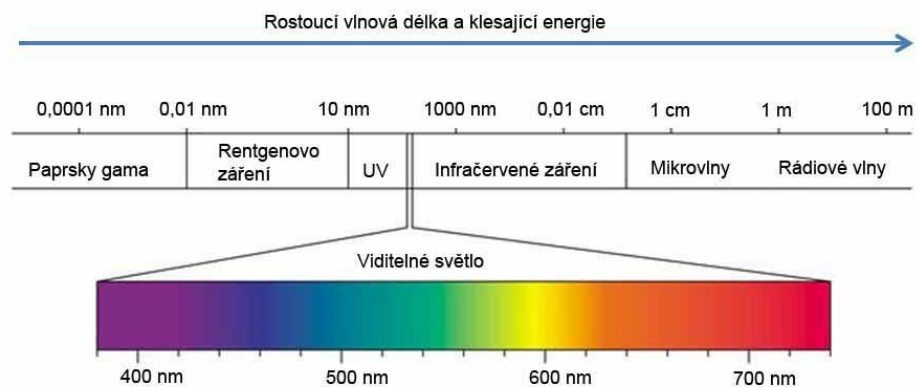
1.4. Princip termografie

Termografie pracuje na principu detekce elektromagnetického záření a nepřímo vypočítává adekvátní teplotu. Infračervené záření má frekvenci přibližně 300 GHz až 400 THz, tato oblast elektromagnetického spektra je lidským okem neviditelná (obr. 6), někteří tvorové ze světa zvířat ho však dokážou vnímat. Termální snímač infračervené kamery pracuje podobně, jako lidské oko, je však mnohem silnější. Infračervená energie z prostředí prochází objektivem a je registrována na detektoru. Teplotní snímač měří velmi malé relativní teplotní rozdíly a převádí jinak neviditelné typy tepla na jasné, viditelné obrazy, které jsou viditelné buď v hledáčku nebo monitoru. Tepelné snímače nemohou vidět skrz stěny, sklo nebo jiné pevné předměty, ale mohou odhalit teplo, které

se přeneslo na povrch objektu. Jsou schopny změřit jeho teplotu a také znázornit rozložení tepla na povrchu sledovaného objektu. Kompletní zařízení pro termografické vyšetření se nazývá termograf a obvykle se skládá ze dvou částí, infračervené kamery a zobrazovací jednotky. Snímek pořízený infračervenou kamerou se nazývá termogram. (Chudáček, 1995; Záškodný, 2005; Jones, 2007)

Systémy tepelného zobrazování shromažďují světlo při vlnových délkách delších než viditelné světlo, ale kratších než 1 mm. IČ spektrum je rozděleno do následujících rozsahů:

- Blízké infračervené záření (NIR), 0,75 μm až 1,4 μm
- Krátké vlnové délky (SWIR), 1,4 μm až 3 μm
- Střední vlnové délky (MWIR), 3 μm až 8 μm
- Dlouhé vlnové délky (LWIR), 8 μm až 12 μm
- Velmi dlouhé vlnové délky (VLWIR), 12 μm až 25 μm
- Vzdálené infračervené záření (FWIR), 25 μm až 1 mm (Sova, 2018; Jones, 2007)



Obrázek 6: Elektromagnetické spektrum

Zdroj: <https://labguide.cz/fluorochromy/elektromagneticke-spektrum/>

Infračervené záření vyzařuje, nebo odráží, každé těleso, které má vyšší teplotu než absolutní nula, to je 0 °K (-273,15 °C) a není absolutně černé, nebo není ve vakuu. Termografický přístroj toto záření zachycuje a vyhodnocuje. Nejedná se tedy o jakýsi

dálkový teploměr, protože přístroj neměří absolutní teplotu objektu, ale záření, které objekt vyzařuje a odráží. (Kováč, 2008; Brioschi et al, 2015)

Černé těleso je idealizovaným objektem, který pohlcuje veškeré elektromagnetické záření, které na něj dopadá. Termín "černé těleso" byl zaveden Gustavem Kirchhoffem v roce 1860. Protože se světlo neodráží nebo nepřenáší, objekt se při studeném stavu jeví jako černý. Černé těleso vyzařuje teplotně závislé spektrum světla. Toto tepelné vyzařování z černého těla se nazývá záření černého tělesa. Barva záření černého tělesa závisí na jeho teplotě. Při pokojové teplotě vyzařuje černé těleso převážně infračervené světlo, ale jakmile se teplota zvýší o několik stovek stupňů Celsia, začne černé těleso vydávat viditelné vlnové délky, od červené, přes oranžovou, žlutou a bílou, než skončí na modré, za které emise zahrnuje rostoucí množství UV záření. (Fricker, 2014)

Černé těleso je ideálním zdrojem, který transformuje tepelnou energii na sálavou energii s maximální rychlostí povolenou termodynamickými zákony při dané teplotě T a pro danou teplotu. Můžeme také říci: jakýkoliv objekt, který je dokonalým emitorem a dokonalým absorbérem záření. (Fricker, 2014)

Objekt nemusí vypadat jako černý. Slunce a Země se chovají přibližně jako černá tělesa. Všechny obrazy jsou získány prostřednictvím energie z lidské tkáně, což vede ke klasifikaci na základě energie aplikované na tělo. Energetický obsah emise souvisí s vlnovou délkou záření. Co se týče spektrální oblasti, lidská kůže je černým tělesným radiátorem s emisním faktorem 0,98 a je tedy dokonalým vysílačem infračerveného záření při pokojové teplotě. Planckův zákon popisuje vlastnosti infračerveného záření emitovaného objektem z hlediska spektrálního vyzařování záření. (Hildebrandt, 2010)

Spektrální vyzařování S černého tělesa je dáno Planckovým vzorcem jako:

$$S(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{hc/\lambda kT} - 1}$$

c = rychlost světla

h = Planckova konstanta

k = Boltzmannova konstanta

! = vlnová délka

T = absolutní teplota v ° K (Fricker, 2014)

U termografie je základní Wienův posuvný a Stefan-Boltzmannův zákon. **Stefan-Boltzmannův zákon** vyjadřuje celkový zářivý výkon absolutně černého tělesa generovaný z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při dané teplotě. (Drastich, 2001)

$$M_{\lambda} = \sigma T^4$$

σ – Stefan-Boltzmannova konstanta ($5.6697 \times 10^{-8} \text{ W m}^{-2} \text{ °K}^{-4}$)

T – teplota [K] (Fricker, 2014)

Wienův posuvný 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. (Fricker, 2014)

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

b – Wienova konstanta: $2,898 \times 10^{-3} [\text{K} \cdot \text{m}]$

T – teplota [K] (Fricker, 2014)

Emisivita

Emisivita označuje schopnost objektu emitovat záření. Infračervené kamery vytvářejí obrazy založené na množství tepla rozptýlené na povrchu infračerveným zářením. Technologie je sofistikovaný způsob přijímání elektromagnetického záření a jeho přeměna na elektrické signály. Tyto signály jsou nakonec zobrazeny v šedých odstínech nebo barvách, které představují hodnoty teploty. Energie lidského tepla se přenáší do životního prostředí čtyřmi mechanismy:

(1) Vedení: přenos tepelné energie přes vrstvu tkáně kontaktem mezi dvěma tělesy různých teplot.

(2) Konvekce: změna tepla mezi kůží a okolím.

(3) Záření: přenos tepla, který nevyžaduje médium. Energie je přenášena mezi dvěma samostatnými objekty při různých teplotách přes elektromagnetické vlny (fotony).

(4) Odpařování potem: což je hlavní mechanismus pro odvod tepla při zvýšené fyzické aktivitě. Přeměna kapaliny na páru umožňuje tělu regulovat jeho teplotu. Odpařování má za následek snížení povrchové teploty. (Hildebrandt et al, 2010)

1.5. Technické zařízení vyšetřovací místnosti a příprava pacienta

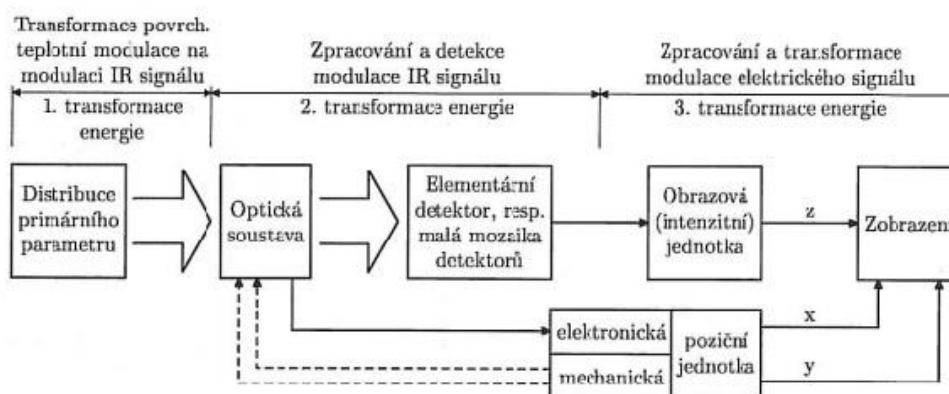
Aby vyšetření bylo provedeno správně, je pro to potřebné zajistit vhodné podmínky, minimalizovat rušivé stimuly, zajistit správně vybavenou vyšetřovací místnost, ale i zajistit správnou přípravu pacienta pro vyšetření. Optimální velikost povrchu místnosti pro vyšetření je přibližně 6x3m a větší, pro dosažení kvalitního vyšetření rozhodně nesmí být povrch místnosti menší než 6 m². V praxi rozměr místnosti závisí na parametrech optických kamer, jako je například minimální ohnisková vzdálenost, v potaz musíme brát i různorodé biologické predispozice pacientů. Zásadní je, při termografickém vyšetření, udržení stálé teploty pracoviště. Jako optimální teplotní rozpětí se udává 19–24 °C, při teplotách nižších, než 18 °C by mohlo dojít k třesu pacienta a při teplotách vyšších než 25 °C by se pacient mohl začít potit, oba tyto fenomény jsou nepříznivé a mohly by vést k chybným výsledkům měření. Dalším důležitým parametrem je vlhkost vzduchu, ta totiž do značné míry určuje proces výměny tepla. Pro vyšetření se doporučuje vlhkost vzduchu 45-55 %. V místnosti, kde probíhá termografické vyšetření by také mělo být zamezeno cirkulaci vzduchu, která může způsobit nerovnoměrné rozložení teploty. (Chudáček, 1995)

Dále by vyšetřovna neměla být opatřena okny, případně tato okna upravit tak, aby nedocházelo k vnikání slunečních paprsků, a i denního světla, aby opět nedošlo k nerovnoměrnému rozložení teplot. Místnost by měla být osvětlena pouze zářivkami. V místnosti také nesmí být jakákoliv zařízení, která sálají teplo, jako jsou například přímotopy a radiátory. Před každým vyšetřením by měl být pacient aklimatizován v tzv. přípravné místnosti, kde jsou stejné podmínky, jako ve vyšetřovací místnosti a přípravná místnost by měla navazovat na místnost vyšetřovací. V přípravné místnosti se pacient svleče a měl by zde setrvat přibližně 15-20 minut kvůli aklimatizaci, oděv na některých místech může pacienta tlačit a tím lokálně zvyšovat tlak, tedy i teplotu. V této přípravné fázi se nesmí pacient sám sebe dotýkat, ani o nic opírat. Doporučuje se, aby se

vyšetřovaný několik hodin před vyšetřením vyvaroval pití teplých a studených nápojů a konzumaci teplých a studených jídel, dále by neměl před vyšetřením požívat alkohol a kouřit, z důvodu viditelného zahřátí končetin po vykouření cigarety. Před vyšetřením by pacient neměl užívat léky, především léky ovlivňující tělesnou teplotu. Dále by se měl pacient vyvarovat užití kosmetiky na vyšetřovanou oblast. Během vyšetření by měl být pacient v pevné poloze a vzdálen od kamery minimálně 1-1,2 m. (Chudáček 1995; Bauer a Deren, 2014)

1.6. *Infračervené kamery pro termografické vyšetření*

Pomocí čočky (vstupní optika) jsou paprsky zaměřeny na detektorový prvek, který generuje elektrický signál úměrný záření. Signál je zesílen a pomocí postupného zpracování digitálního signálu je transformován na výstupní signál úměrný teplotě objektu. Naměřená hodnota může být zobrazena na displeji nebo uvolněna jako analogový výstupní signál, který podporuje snadné připojení k řídicím systémům procesního řízení. (Busison, 2016)



Obrázek 7: Zjednodušené obecné blokové schéma IR zobrazovacího systému.

Zdroj: Drastich, 2001

První generace infračervených kamer byly z dnešního pohledu nevyhovující, pokud jde o tepelné a geometrické rozlišení, a mnoho dalších položek, jako je stabilita, reprodukovatelnost, přesné měření a další. Přesto umožnily zaznamenání naměřených dat bez kontaktu a tím zasahováním do měřené kůže. (Berz a Sauer, 2007)

V současné době existují dva odlišné snímače teploty, které poskytují přiměřenou tepelnou citlivost pro lékařskou potřebu, IR kamery se střední vlnovou délkou (MWIR), které pokrývají elektromagnetické spektrum vlnové délky od 3 do 8 μm a infračervené kamery s dlouhou vlnovou délkou (LWIR) které pokrývají spektrum vlnových délek od

8 do 12 μm . Existují zastánci obou těchto variant a ani jedna varianta neposkytuje jasnou výhodu oproti druhé pro lékařskou aplikaci. Kamery MWIR jsou široce dostupné a obecně mají více pixelů, tudíž vyšší rozlišení za stejnou cenu. Snímače MWIR musí být chlazeny na kryogenní teploty až 77 K. Termoelektrické chladiče se používají u některých snímačů MWIR; pracují při 175-220 K v závislosti na konstrukci zobrazovacího čipu. Senzory MWIR reagují nejen na vyzařované záření z tepelných zdrojů, ale také na záření z širokopásmových viditelných zdrojů, jako je slunce. Snímky v tomto pásmu mohou obsahovat strukturu způsobenou odraženým světlem spíše než vyzařovaným zářením. Kvůli citlivosti snímačů, musí být minimalizováno odražené světlo z širokopásmových zdrojů, včetně žárovky a slunečního světla. Nežádoucí světlo může způsobit stíny, odrazy a světlé skvrny v obraze. Náklady na kamery LWIR dramaticky poklesly od příchodu nechlazených teplotních zobrazovacích polí. Jedná se o dramatický rozdíl mezi současným stavem techniky a tím, co bylo k dispozici v roce 1970. Kamery LWIR, které jsou nyní prodávány, mohou být konkurenceschopné v cenách a výkonech pro termoelektrické chlazené kamery MWIR. Nechlazené termokamery jsou kompaktní a mají dobré rozlišení a citlivost. Kamery s rozsahem 320×240 pixelů lze zakoupit za cenu pod 10 000 amerických dolarů. Trend v nechlazených infračervených kamerách směřuje k větším formátům s menšími velikostmi pixelů. Na trhu jsou k dostání snímače s rozlišením 640×480 pixelů, velikostmi jednotlivých pixelů 25 μm a citlivostí menší než 50 mk. Tato pole s větším formátem mají tepelnou citlivost rovnající se nebo větší než předchozí generace menších formátovacích polí, což svědčí o pokroku v konstrukci a technologii výroby pixelů. Je mnohem méně pravděpodobné, že senzory budou v tomto pásmu ovlivněny stíny, osvětlením a odrazy. Existují také menší formáty obrazu, a to 320×240 nebo 160×120 pixelů. Formáty menší velikosti mohou vytvářet vynikající obrazy pro krátkodobé aplikace, které se vyskytují v lékařském zobrazování. (Bronzino et al, 2012)

1.7. Infračervené detektory

Nutnou součástí každého infračerveného zařízení musí být přijímač neboli detektor. Existují dva druhy infračervených detektorů: Fotonové neboli kvantové a tepelné detektory. Fotonové detektory konvertují absorbovanou energii na uvolněné elektrony. Tepelné detektory absorbují energii v širokém pásmu vlnových délek. Energie

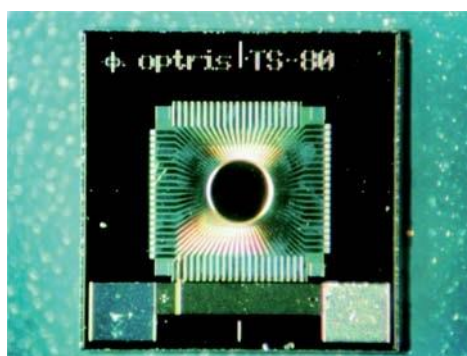
absorbovaná detektorem způsobuje zvýšení teploty materiálu. Tepelné detektory mají alespoň jednu elektrickou vlastnost, která se mění s teplotou. Tato vlastnost související s teplotou se měří elektricky pro určení výkonu detektoru. Komerční infračervené zobrazovací systémy, vhodné pro lékařské aplikace, používají oba typy detektorů. (Bronzino et al, 2012; Langerová 2017)

1.7.1. Tepelné detektory

V těchto detektorech se teplota citlivého prvku mění v důsledku absorpce elektromagnetického záření. To vede ke změně vlastností detektoru, která závisí na teplotě. Tato změna vlastnosti bude elektricky analyzována a použita jako standard pro absorbovanou energii. (Buisson, 2016)

Infratermočlánky (termopily)

Pokud se spoj mezi dvěma dráty z různých kovových materiálů zahřívá, má termoelektrický účinek za následek elektrické napětí. Měření kontaktních teplot tento efekt pomocí termočlánků dlouhodobě využívalo. Pokud je spojení teplé, protože je absorbováno záření, je tato složka nazývána termočlánkem záření. V případě, že se teplota detektoru zvýší, dojde k proporcionálnímu napětí, které může být zachyceno na konci spojovacích ostrovů. (Buisson, 2016)



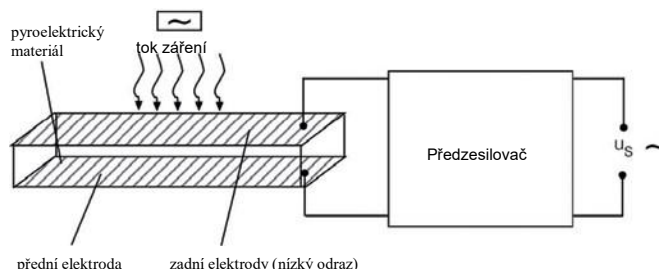
Obrázek 8: Termočlánky z bismutu / antimonu

Zdroj: Buisson, 2016

Pyroelektrické detektory

Obrázek 9 ukazuje konstrukci pyroelektrického detektoru. Tento citlivý prvek se skládá z pyroelektrického materiálu se dvěma elektrodami. Absorbované infračervené záření má za následek změnu teploty citlivého prvku, což vede ke změně povrchového zatížení v důsledku pyroelektrického efektu. Takto vytvořený elektrický výstupní signál je

zpracován předzesilovačem. Vzhledem k povaze toho, jak je v pyroelektrickém prvku generováno zatížení, musí být tok záření kontinuálně a střídavě přerušován. Výhodou předzesilovače s frekvenční selektivitou je lepší poměr signál / šum. (Buisson, 2016)



Obrázek 9: Konstrukce pyroelektrického detektoru.

Zdroj: Buisson, 2016

Bolometry

Bolometry používají teplotní závislost elektrického odporu. Citlivý prvek se skládá z odporu, který se mění, když absorbuje teplo. Změna odporu vede ke změně napětí signálu. Materiál by měl mít vysoký teplotní faktor elektrického odporu, aby pracoval s vysokou citlivostí a vysokou specifickou detekcí. Bolometry, které pracují při teplotě místnosti, používají teplotní koeficient kovových odporů, jakož i polovodičových odporů (např. Termistorů). (Buisson, 2016)

V současné době polovodičová technologie nahrazuje mechanické skenery. FPA (Focal Plane Arrays) jsou vyráběny na bázi tenkovrstvých bolometrů. Pro tento účel se jako alternativní technologie používá oxid vanadičný nebo amorfni křemík. Tyto technologie významně zlepšují poměr cena / výkon. Nejnovější standard obsahuje pole 160 x 120 a 320 x 240 prvků. (Buisson, 2016)

1.7.2. Kvantové detektory

Rozhodující rozdíl mezi kvantovými detektory a tepelnými detektory je jejich rychlejší reakce na absorbované záření. Režim činnosti kvantových detektorů je založen na fotoefektu. Úderné fotony infračerveného záření vedou k nárůstu elektronů na vyšší úroveň energie uvnitř polovodičového materiálu. Když elektrony padají zpět, generuje se elektrický signál (napětí nebo výkon). Je možná také změna elektrického odporu. Tyto signály lze analyzovat přesným způsobem. Kvantové detektory jsou velmi rychlé (ns až

μs). Teplota citlivého prvku tepelného detektoru se mění poměrně pomalu. Časové konstanty tepelných detektorů jsou obvykle větší než časové konstanty kvantových detektorů. Lze říci, že časové konstanty tepelných detektorů lze měřit v milisekundách, zatímco časové konstanty kvantových detektorů lze měřit v nanosekundách nebo dokonce v mikrosekundách. Navzdory rychlému vývoji na poli kvantových detektorů existuje spousta aplikací, kde se s výhodami používají tepelné detektory, proto jsou na stejné úrovni s kvantovými detektory. (Buisson, 2016)

1.8. Materiál detektorů

Nejoblíbenější komerční kamery pro tepelné zobrazování dnes používají následující detekční materiály:

1. InSb – antimonid india, který se využívá pro snímání infračerveného záření se střední vlnovou délkou (MWIR).

2. HgCdTe – jedná se o slitiny teluridu kadmia a rtuti teluridu. Tento materiál se využívá pro snímání infračerveného záření s dlouhou vlnovou délkou (LWIR). (Bronzino, 2012)

Fotovoltaický InSb zůstává populárním detektorem spektrálního pásma MWIR pracujícího při teplotě 80 K. Materiály InSb jsou vysoce jednotné a v kombinaci s rovinným implantovaným procesem, ve kterém je geometrie zařízení přesně řízena, výsledná odezva detektorového pole je dobrá až vynikající. Detektory InSb s formáty 256 * 256, 240 * 320, 480 * 640 a 1024 * 1024 jsou k dispozici u mnoha dodavatelů. Detektory HgCdTe jsou komerčně dostupné pro pokrytí spektrálního rozmezí od 1 do 12 mikrometrů. Univerzálnost materiálu detektoru HgCdTe je přímo spojena se schopností růstu širokého rozsahu slitinových kompozic, aby se optimalizovala odezva při určité vlnové délce. Slitiny jsou obvykle upraveny tak, aby poskytovaly odezvu v 1-3 mikrometrech SWIR, 3-8 mikrometrech MWIR nebo 8-12 mikrometrech spektrálních oblastí LWIR. Detektory krátké vlnové délky mohou pracovat bez chlazení nebo s termoelektrickými chladiči, které nemají pohyblivé části. Detektory středních a dlouhých vlnových délek jsou obecně provozovány při teplotě 80 K za použití kryogenního chladiče. Detektory HgCdTe jsou dostupné u mnoha dodavatelů ve formátech 256 * 256, 240 * 320, 480 * 640 a 512 * 640. (Bronzino, et al 2012)

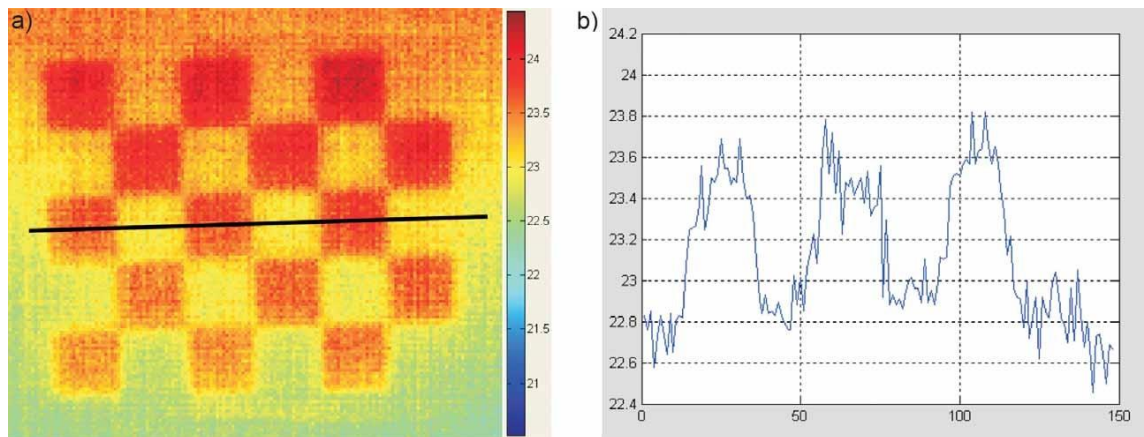
1.9. 3D termografické systémy

Standardní termogramy, získané pomocí běžných infračervených kamer, mají dvojrozměrný charakter. Jednou ze zvláštních vlastností současných infračervených kamer je vliv vzdálenosti a zakřivení povrchu na udávanou teplotu, protože úhel mezi pozorovací osou a normou studovaného povrchu se zvyšuje, zdánlivá teplota povrchu se snižuje. To významně omezuje přesnost měření povrchové teploty na objektech složitých tvarů, jako jsou různé části lidského těla, což omezuje použitelnost termografie jako nástroje pro lékařskou diagnostiku. Pro překonání těchto omezení je v současné době ve vývoji několik metod pro získání 3D termogramů kombinací polygonálních sítí, které popisují komplexní povrch s 2D infračervenými obrazy. Přítomnost dalších prostorových informací by těmto systémům umožnila vypočítat pozorovací osu a napravit případné chyby způsobené zakřivením povrchu nebo umístěním studovaného objektu. V současné době existuje několik systémů pro pořizování 3D termogramů popsanych v literatuře, z nichž většina se skládá ze dvou odlišných složek, z nichž jedna je pro získání 3D tvaru a druhá pro získání IR obrazu, které jsou pak sloučeny do 3D termogramu. Hlavní rozdíl mezi navrženými metodami je technika používaná pro získání 3D tvaru, z nichž každý má jedinečné výhody a nevýhody. (Chernov et al, 2016)

Jeden druh systému pro 3D termogram akvizice se skládá z dvojice RGB kamer a IR kamery. Dvě kamery RGB slouží k rekonstrukci 3D tvaru pomocí stereofonních zobrazovacích algoritmů, zatímco IR kamera získává 2D termogram. Tato metoda je náchylná k chybám způsobených světelnými podmínkami a texturou cílového objektu, ale má tu výhodu, že je relativně levná. Dalším přístupem k pořízení 3D obrazu je metoda založená na strukturovaném světle, která zahrnuje promítání vzorů na cílový objekt a výpočet jeho tvaru na základě zkreslení vzoru. Třetí přístup k získávání 3D termogramů spočívá ve využití stereofonní 3D rekonstrukce přímo s IR kamerami. Přístup, který v posledních letech získává na popularitě, je využití hloubkových kamer pro získání 3D tvaru přímo z hloubkové mapy vytvořené těmito zařízeními. Hloubková kamera je zařízení, které produkuje obraz, ve kterém je hodnota každého pixelu úměrná vzdálenosti od kamery k objektu v daném místě pixelu. V posledních letech se řada takových zařízení stala komerčně dostupná, například Microsoft Kinect a Softkinetic DS325. Tato zařízení poskytují přesný hloubkový obraz, který lze použít pro 3D rekonstrukci a tvorbu 3D termogramů. (Chernov et al, 2016)

1.9.1. Kalibrace 3D skeneru

Pro výpočet vnitřních a vnějších parametrů projektoru a kamery se používá zeleno – fialový šachovnicový panel. Zeleno – fialový šachovnicový panel je současně zachycen fotoaparátem a projektorem z více orientací. Použitý fotoaparát je monochromatický, takže je téměř stejně citlivý na zelené a fialové barvy. Chcete-li zachytit vzor fotoaparátu-vzor šachovnice vytištěný na kalibračním panelu – projektor osvětlí panel zeleným světlem, čímž se zvýší kontrast mezi oběma barvami, což usnadňuje segmentování vzoru. Pro zachycení vzoru projektoru – vzor šachovnice (obr. 10a) promítaný projektorem na kalibrační panel-projektor promítl černobílý vzor šachovnice, který nebyl z důvodu monochromatického fotoaparátu ztěžován základním vzorem šachovnice vytištěným na kalibračním panelu. V kalibrační metodě byly použity zachycené snímky odpovídajících vzorů kamer a projektorů. (Grubišić et al, 2011)



Obrázek 10: (a) termogram černobílého šachovnicového vzoru, (b) hodnoty teplotního záření na pixelech označených černou čarou.

Zdroj: Grubišić et al, 2011

1.9.2. Kalibrace termální kamery

Pro výpočet vnitřních a vnějších parametrů termokamery se používá černobílý šachovnicový panel. Termální kamera, i když zachycuje tepelné záření, je schopna detekovat kalibrační vzor vzhledem ke skutečnosti, že černé a bílé barevné objekty mají velmi odlišné faktory emisivity. To znamená, že černý objekt vyzařuje více tepelného záření než bílý objekt, pokud jsou oba osvětleny bílým světlem, i když oba objekty mají stejnou teplotu, zobrazuje termogram černobílého šachovnicového vzoru. Hodnoty teplotního záření na pixelech označených černou čarou jsou také zobrazeny. Pro určení

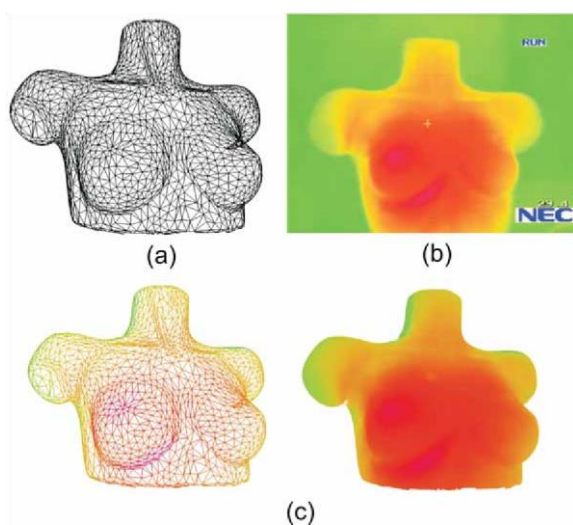
vnějších parametrů termokamery se používají zachycené termické snímky vzoru spolu s obrazy pořízenými kamerou z 3D skeneru. (Grubišić et al, 2011)

1.9.3. Pořízení 3D objektů

Aby bylo možné vytvořit 3D termogram, musí být získána 3D skenovaná síť a teplotní mapa. Získaná teplotní mapa je pak mapována do 3D modelu zadaného 3D skenerem pomocí vypočtených systémových parametrů. Proces získávání prostorových dat se provádí promítáním posloupnosti vertikálních vzorů pruhů světla na objekt pomocí projektoru DLP. Každá svislá čára ve vzoru je šedě kódována přes následné promítané vzory. Kamera zachycuje obrazy ve stupních šedi s deformovanými promítanými pruhy. Pomocí systémových parametrů vypočtených během kalibračního procesu (úhel mezi projektorem a kamerou 3D skeneru) se vypočítají prostorové souřadnice každého pixelu zachyceného kamerou. (Grubišić et al, 2011)

1.9.4. Pořízení teplotní mapy

Proces získávání teplotních map se používá k získání termogramů objektů, které se skládají z rozložení teploty povrchu objektu. Tyto termogramy jsou později aplikovány na povrch 3D objektu získaného 3D skenerem (obr. 11). (Grubišić et al, 2011)



Obrázek 11: Konstrukce 3D sítě pomocí procesu získávání 3D objektů

Zdroj: Grubišić et al, 2011

1.9.5. Mapování teplotních textur

Parametry systému umožňují, aby termogramy zachycené termokamerou byly reprojektovány do 3D prostoru objektu zachyceného 3D skenerem. To je možné, protože fotoaparát z 3D skeneru a termokamery jsou kalibrovány společně. To znamená, že je možné přeložit a otočit body zachycené termokamerou do prostoru definovaného 3D skenerem. 3D termogramy umožňují modelování různých modelů a procesů založených na vědeckých studiích medicíny a biomedicíny (např. Rozptyl teploty prsu). 3D termogramy poskytují podrobnější pohled na rozložení teplot v lidském těle. Zánětlivé procesy se projevují na termogramech jako teplotní aktivní body v důsledku zvýšeného průtoku a rychlosti buněčného metabolismu. Zánět je symptomem mnoha nemocí, jako je například rakovina. (Grubišić et al, 2011)

1.9.6. Analýza vědeckých údajů

Také 3D termogramy umožňují analýzu nejen na základě rozložení teploty, ale také na základě tvaru a způsobu změny teploty v čase (dynamická termografie). To je zvláště důležité při monitorování určitých zdravotních stavů. Jedním z mnoha možných lékařských aplikací je odhad velikosti a hloubky tkáně způsobené rakovinou u osob s diagnózou karcinomu prsu. Moderní technologie umožňuje nové metody vizualizace, které pozorovatelům umožňují hlouběji přistupovat k pozorovanému objektu. 3D termogramy zobrazované na 3D monitorech poskytují realističtější pohled na rozložení teploty než standardní 2D termogramy. (Grubišić et al, 2011)

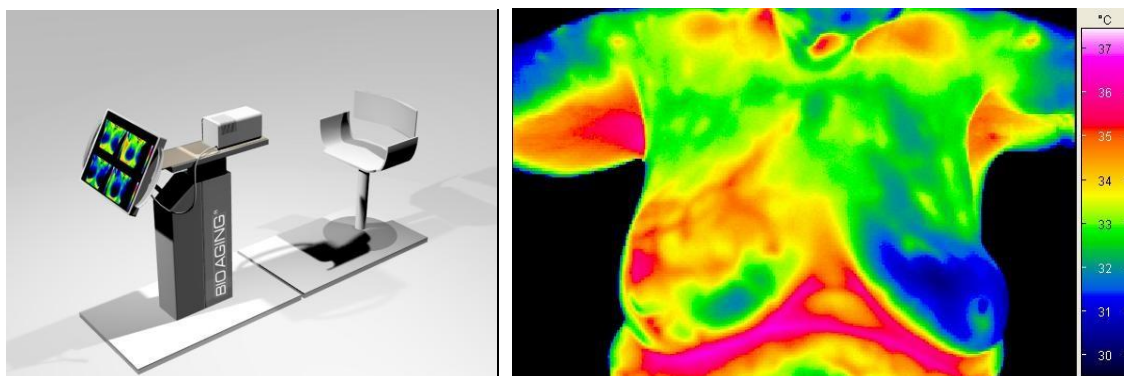
Využití dat získaných z vědecké analýzy může tuto vizualizaci doplnit o další podrobnosti o problému (např. Vizualizaci tumoru prsu vypočítaného pomocí analýzy dat). Softwarové balíčky termovizního zobrazování pro lékařské účely jsou poskytovány výrobci. (Grubišić et al, 2011; Ring a Ammer, 2000)

1.10. Využití termografického snímání v klinické praxi

1.10.1. Termografické vyšetření karcinomu prsu

Rakovina prsu je nejčastější diagnostikové maligní onemocnění u žen. Studie ukazují, že včasná detekce může vést k 85% šanci na přežití, ve srovnání s 10% šancí pro pozdní

detekci. Proto je včasná detekce klíčovým faktorem úspěšné léčby rakoviny prsu. V roce 1982 US Food and Drug Administration (FDA) schválila Infračervenou termografii jako pomocný nástroj pro diagnostiku rakoviny prsu. Abnormální teplotní oblasti na termogramu naznačují významné biologické riziko. Nádory mají obecně zvýšené zásobení krví a zvýšenou rychlost metabolismu, což vede k lokalizovaným místům s vysokou teplotou nad těmito oblastmi a vede k jejich vizualizaci pomocí infračervené termografie (obr. 12). Studie prokázaly, že v 15 % případů by IRT mohl detekovat rakoviny, které nebyly v mamografii rozpoznatelné. Termovaskulární aktivity v prsu přímo souvisejí s prognózou a agresivitou nádoru. Bylo zjištěno, že horké druhy rakoviny (nejaktivnější rakovinné buňky) vykazují horší prognózu s 24 % mírou přežívání za 3 roky, zatímco u chladnějších nádorů je prognóza mnohem lepší při 80 % přežití. Vedle infračervené termografie je k dispozici mnoho dalších technik pro zobrazení prsu, jako je mamografie, MRI, CT, ultrazvuk atd. Mamografie je nejoblíbenější technika, ale trpí několika málo problémy, jako je vystavení rentgenovému záření, relativně vyšší náklady a nízká citlivost u prsou mladších žen. (Wang et al, 2012; Vadivambal a Jayas, 2016)



Obrázek 12: Vyšetřovací jednotka MammoVision (vlevo) a výsledný obraz karcinomu prsu (vpravo)

Zdroj: Berz Sauer, 2007

1.10.2. Termografické vyšetření muskuloskeletárního systému

Muskuloskeletární systém je v lidském těle zodpovědný za pohyb a stabilitu člověka. Skládá se z několika orgánů (nebo tkání), které jsou reprezentovány jejich funkcemi. Zranění nebo nemoci v muskuloskeletárním systému jsou často spojeny s teplotními změnami na povrchu kůže (záněty, patologické vazokonstrikce nebo vazodilatace, pareze

nebo plegie, atrofie atd.), které jsou viditelné pomocí lékařské termografie. Četné studie byly realizovány již od šedesátých let, ale v dnešní době je viditelný nárůst pohybových aplikací termografické medicíny. Hlavním důvodem je zlepšení technických parametrů termovizních systémů a znalostí v lékařských oborech. V roce 1996 byla předložena studie o hodnocení symptomů trapeziálních svalů u pacientů s temporomandibulárními poruchami pomocí termografie z tekutých krystalů. Cílem bylo ověřit hypotézu, že tyto neuromuskulární symptomy pacientů s temporomandibulárními poruchami, které se vyskytují v horní části zad a krku, mohou být vyhodnocovány zaznamenáním teplotních vzorků v kůži, která překrývá svaly. Výsledky ukazují rozdíly mezi subjekty v rozmezí od 26 ° C do 33 ° C. Teploty ústní a axilární byly u všech pacientů vyšší (33,5 ° C až 37 ° C) než teplota povrchu pokožky. (Hudak a Zivcak, 2010)

1.10.3. Termografický diagnostický přístup pro diabetes melitus a vaskulární poruchy.

Diabetes mellitus (DM) je chronické onemocnění charakterizované hyperglykemií s poruchami metabolismu sacharidů, tuků a bílkovin, které jsou důsledkem defektů sekrece inzulínu, inzulínového účinku nebo obojího. Celosvětová prevalence této nemoci je způsobena stárnutím populace, špatnou stravou a souběžnou epidemií obezity, fyzické nečinnosti a nehygienického prostředí. Asi 50 % diabetiků je hospitalizováno kvůli komplikacím s dolními končetinami. Hlavními příčinami těchto komplikací jsou snížené prokrvení (vaskulární porucha) a ztráta vnímání (neuropatie). Jak vaskulární porucha, tak diabetická neuropatie způsobují změny teploty povrchu kůže, což činí IRT vhodným nástrojem pro diagnostiku diabetické neuropatie nebo vaskulárních poruch. Jiang a kol. analyzoval metabolické parametry diabetických subjektů na základě IRT. Branemark a kol. studoval řadu diabetiků a zjistil, že všichni měli abnormální teplotní vzorce v nohou a rukou, jako je snížená teplota na prstech. Sun a kol. studoval vztah mezi plantární teplotou kůže a dysfunkcí u rizikových nohou u diabetiků. Zjistili, že pacienti s rizikem diabetu mají signifikantně vyšší průměrnou teplotu nohy ($30,2 \pm 1,3$ C) ve srovnání s normálními subjekty ($26,8 \pm 1,8$ C). (Sivanandam et al, 2012; Lahiri et al, 2012; Sadhanandham; 2015)

2. Cíle a hypotézy výzkumu

Cíle výzkumu:

Cíle aplikovaného kvantitativního výzkumu byly formulovány následujícím způsobem:

Cíl 1: Provedení systémové analýzy technických základů termografie a přizpůsobení výsledků možnostem radiologických asistentů.

Cíl 2: Provedení komparativní analýzy úrovní technických základů termografie v zahraničí a v České republice.

Cíl 3: Výsledky systémové analýzy, přizpůsobené potřebám a možnostem budoucích radiologických asistentů, převést do edukační podoby.

Cíl 4: Výběr vhodné edukační teorie pro zprostředkování poznatků o technických základech termografie radiologickým asistentům.

Proces plnění většiny cílů byl spojen s procesem verifikace následujících operacionalizovaných hypotéz:

Hypotéza H1: Edukační podobu technických základů termografie pro zkoumanou skupinu adresátů lze vytvořit aplikací teorie kurikulárního procesu.

Hypotéza H2: Znalosti adresátů edukace v oblasti technických základů termografie budou mít prostřednictvím implementovaného kurikula rozdělení blízké Gaussovu rozdělení.

3. Metodika výzkumu

- Výběr vhodné edukační teorie

Výběr vhodné edukační teorie (kurikulárního procesu fyziky) bude spojen s operacionalizací pojmů spojených s hypotézou H1. Měřenými výzkumnými proměnnými budou jednotlivé variantní kurikula a jejich přiřazování oblasti poznání spojeného s technickými základy termografie

- Provedení systémové analýzy technických základů termografie na základě vybraných strukturních úrovní a na základě současného vědeckého stavu v oblasti termografie:

- a) Historické a fyzikální aspekty termografie a jejich promítnutí do složení vyšetřovacích místností a do přípravy pacientů
- b) Mezinárodní komparace technických základů termografie s Českou republikou na základě výběru oblastí Asie, Evropy a Ameriky
- c) Struktura současného přístrojového vybavení
- d) Provozní aplikace technického vybavení termografie
- e) Medicínské aplikace technického vybavení termografie

- Konstrukce edukačního textu a edukačního testu pro radiologické asistenty na základě přizpůsobení výsledků systémové analýzy možnostem a potřebám radiologických asistentů

- Zprostředkování edukačního textu vybranému souboru respondentů s následnou aplikací edukačního testu

- Statistické zpracování výsledků edukačního textu

- a) Vybranými metodami popisné statistiky
 - a1) Formulace statistického šetření
 - a2) Škálování
 - a3) Měření v popisné statistice
 - a4) Zpracování výsledků měření tabulkově a graficky
 - a5) Zpracování výsledků aplikace edukačního testu výpočtem empirických parametrů

b) Vybranými metodami matematické statistiky

b1) Provedení intervalového rozdělení četností

b2) Aplikace vhodného neparametrického testu dobré shody

c) Statistické zpracování výsledků edukačního testu metodami neparametrické jednorozměrné statistiky bude spojeno s operacionalizací pojmů spojených s hypotézou H2. Výzkumnými proměnnými budou jednotlivé typy teoretických rozdělení a jejich vazba na výsledky edukačního testu.

- Interpretace dosažených výsledků

Dosažené výsledky budou interpretovány z hlediska možného splnění výzkumných cílů a z hlediska přijatých či zamítnutých výzkumných operacionalizovaných hypotéz.

4. Výsledky

4.1. Vybraná edukační teorie

Vybranou edukační teorií se stal kurikulární proces fyziky. Tato teorie se zabývá přenosem vědeckých poznatků k adresátům edukace ve formě následujících variantních forem kurikula:

4.1.1. Konceptuální kurikulum

Je koncept toho, co by mělo být ve školách obsahem vzdělávání. Pro pochopení je potřeba znát základní principy infračerveného zobrazování. Je třeba vysvětlit základní podstatu infračerveného záření, popsat princip fungování infračervených kamer a detektorů srozumitelnou formou pro radiologické asistenty.

4.1.2. Zamyšlené kurikulum

Při zamyšleném kurikulu je třeba přizpůsobit dané téma, tedy princip a technický popis termografie tak, aby byl úměrný jejich znalostem, které získali absolvováním školského systému a úměrný jeho rozsahu osnov.

4.1.3. Projektové kurikulum

Složkou projektového kurikula je v této práci edukační test, vytvořený ze současného vědeckého stavu poznání technických základů termografie. Jeho forma by měla být přiměřená znalostem radiologických asistentů.

4.1.4. Implementované kurikulum – 1, 2

Problematika implementovaného kurikula – 1 (příprava na výuku) a implementovaného kurikula - 2 byla realizována jen přibližně – o existenci edukačního textu byli respondenti pouze informováni, získání výsledků edukace bylo spojeno jen s aplikací edukačního testu. Jedním z cílů práce bylo vytvořit edukační text, tím bylo naplněno projektové kurikulum. Implementovaná kurikula – 1, 2 mají v sobě obsaženou přípravu na výuku a ověření potvrzení edukační funkce zhotoveného edukačního textu. Plnění tohoto kurikula by exaktně probíhalo, kdyby všichni respondenti znalostního dotazníku absolvovali krátkou výuku s následnou aplikací edukačního testu.

4.1.5. Dosažené kurikulum

Aplikovatelné dosažené výsledky edukace nebyly zkoumány.

4.2. Výsledky systémové analýzy a jejich vazba na otázky edukačního testu

Provedení systémové analýzy technických základů termografie na základě vybraných strukturních úrovní a na základě současného vědeckého stavu v oblasti termografie bylo plánováno již při konstrukci teoretické části práce.

a) Historické a fyzikální aspekty termografie a jejich promítnutí do složení vyšetřovacích místností a do přípravy pacientů byly prezentovány prostřednictvím kapitol 1.4 a 1.5. Tyto výsledky systémové analýzy byly přizpůsobeny potřebám a možnostem radiologických asistentů prostřednictvím testových otázek 1, 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9.

b) Mezinárodní komparace technických základů termografie s Českou republikou na základě výběru oblastí Asie, Evropy a Ameriky byla provedena prostřednictvím kapitol 1.3.1 až 1.3.6. Tyto výsledky systémové analýzy nebyly zabudovány do struktury edukačního testu.

c) Struktura současného přístrojového vybavení byla prezentována prostřednictvím kapitol 1.6 a 1.7. Tyto výsledky systémové analýzy byly přizpůsobeny potřebám a možnostem radiologických asistentů prostřednictvím testových otázek 12, 13, 14, 15.

d) Provozní aplikace technického vybavení termografie byly prezentovány prostřednictvím kapitol 1.9.1 až 1.9.6. Tyto výsledky systémové analýzy byly přizpůsobeny potřebám a možnostem radiologických asistentů prostřednictvím testových otázek 6, 10, 11.

e) Medicínské aplikace technického vybavení termografie byly zprostředkovány prostřednictvím kapitol 1.10.1 až 1.10.3. Tyto výsledky systémové analýzy byly přizpůsobeny potřebám a možnostem radiologických asistentů prostřednictvím testových otázek 16, 17.

4.3. Provedení komparativní analýzy úrovní technických základů termografie v zahraničí a v České republice

Provedená komparace srovnávala vybrané zahraniční destinace s Českou republikou na základě údajů prezentovaných v kapitolách 1.3.1 až 1.3.6. Prostřednictvím těchto kapitol bylo možné vybrané zahraniční destinace a Českou republiku srovnávat:

- a) V projevu jícím se trendu využití termografie.
- b) V institucionálním pokrytí využití a zkoumání termografie.
- c) V portfoliu medicínských aplikací.

Z hlediska těchto tří aspektů lze vybrané destinace charakterizovat následujícím způsobem:

USA, Kanada – ad a) Výrazný nárůst, ad b) Potřebný nárůst, ad c) Rozšiřování portfolia.

Asie – ad a) Všeobecná akceptance termografie, ad b) Dostatečné pokrytí (1500 institucí), ad c) Udržované portfolio.

Německo – ad a) Stoupající zájem o využití, ad b) Existence univerzit, nemocnic, soukromých institucí zkoumajících a aplikujících termografii, ad c) Udržované portfolio.

Polsko – ad a) Dílčí výzkumné aktivity, ad b) Dílčí pokrytí institucemi, ad c) Udržované portfolio.

Itálie – ad a) Rozvíjející se existence výzkumných center, ad b) Využití v systému veřejného zdravotnictví, ad c) Udržované portfolio.

Česká republika – ad a) Trend k využití termografie se neprojevuje, ad b) Institucionální pokrytí není dostatečné, ad c) Portfolio medicínských aplikací je sporadické.

4.4. Statistické vyhodnocení dotazníku

Statistické metody jsou v této práci použity pro potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz. Test znalostí vychází z edukačního textu a obsahuje 17 otázek. Na každou otázku jsou čtyři možné odpovědi a vždy je jen jedna správná odpověď. Za každou správnou odpověď byl udělen 1 bod, za každou nesprávnou – 0 bodů. Celkově dotazník vyplnilo 34 radiologických asistentů.

4.4.1. Formulace statistického šetření

Hromadný náhodný jev (HNJ) - je realizace činností nebo procesů, jejichž výsledek nelze s jistotou předpovědět a které se odehrávají v rozsáhlé množině. Tyto prvky mají určitou skupinu vlastností stejných a další skupinu vlastností odlišných. Deskriptivní a matematická statistika a teorie pravděpodobnosti se zabývají kvalitativní a kvantitativní analýzou zákonitostí hromadných náhodných jevů. (Záškodný et al, 2011)

Statistická jednotka (SJ) - je vymezena stejnými vlastnostmi prvků zkoumané množiny. V případě této práce je to radiologický asistent. (Záškodný et al, 2011)

Statistický znak (SZ) - je dán některou z odlišných vlastností prvků zkoumané množiny. V tomto případě je to rozsah znalostí o termografii. (Záškodný et al, 2011)

Hodnota statistického znaku (HSZ) - je způsob popisu zkoumaného statistického znaku. V tomto případě bylo minimální a maximální rozpětí znalostí: 5b až 16b. (Záškodný et al, 2011)

Základní statistický soubor (ZSS) - je dán všemi statistickými jednotkami, jeho rozsah se rovná počtu všech statistických jednotek. Většinou není v praktických možnostech statistiků zkoumat statistický znak u všech statistických jednotek a pracovat s populačními charakteristikami, proto je vhodné přistoupit k omezení počtu statistických jednotek. (Záškodný et al, 2011)

Náhodný výběr (NV) - je omezení počtu zkoumaných statistických jednotek takovým způsobem, aby bylo možné přenášet získané výsledky na celý základní statistický soubor ZSS. Existují rozmanité způsoby náhodného výběru (losování, generování tabulkou náhodných čísel, stratifikovaný výběr). Je potřebné ověřovat, zda je možno získaný výběr považovat za náhodný. (Záškodný et al, 2011)

Výběrový statistický soubor (VSS) - je spojen s výběrovými charakteristikami a je dán těmi statistickými jednotkami, které byly vybrány ze základního statistického souboru procesem náhodného výběru. Rozsah výběrového statistického souboru je roven počtu vybraných statistických jednotek. Výběrový statistický soubor VSS je jednorozměrným, je-li u něj zkoumán jen jeden statistický znak, vícerozměrným, je-li zkoumáno více statistických znaků. (Záškodný et al, 2011)

4.4.2. Škálování

Jedná se o formu vyjádření hodnot statistického znaku pomocí prvků škály. Je to seskupení hodnot statistického znaku do skupin. Podle povahy statistického znaku je rozlišujeme čtyři typy škál: nominální, ordinální, kvantitativní metrickou a absolutní metrickou. Klasifikace škál lze také použít ke klasifikaci statistických znaků. V některých případech můžeme hodnoty statistického znaku hned ztotožnit se škálou a škálování není nutné provádět. (Záškodný et al, 2011).

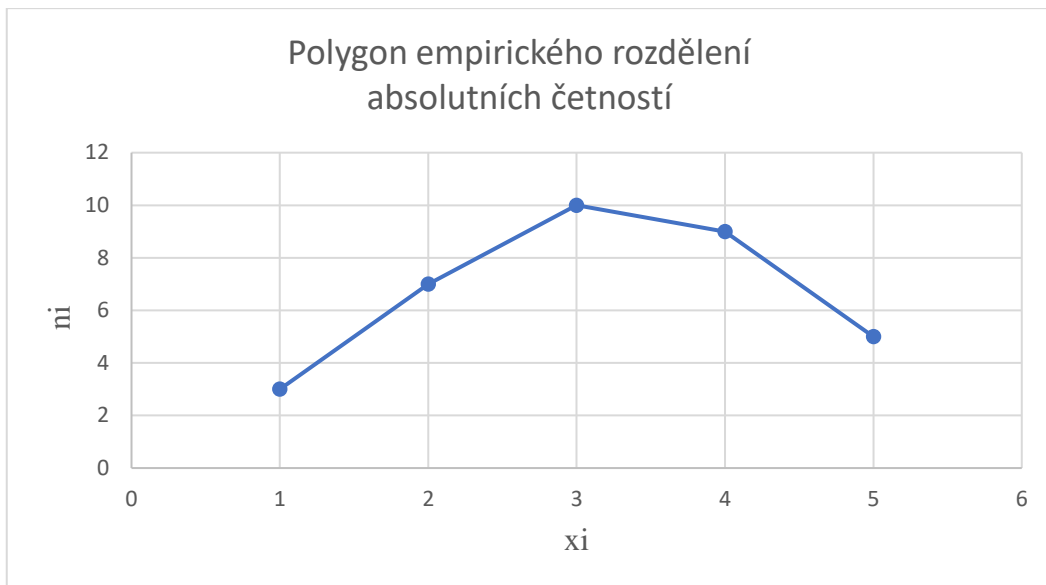
V tomto případě byla použita kvantitativně metrická škála, která umožňuje stanovit vzdálenost mezi dvěma sousedními statistickými jednotkami. Prvky škály jsou jednotlivé body škály, které jsou vyjádřené číselnými velikostmi. Bylo provedeno celkem 34 měření na škále 1 až 5. Dosažené počty bodů byly v intervalu $\langle 5; 16 \rangle$. Jednotlivé škály jsou dány následujícími hodnotami: $(-\infty; 7 \rangle, \langle 8; 9 \rangle, \langle 10; 11 \rangle, \langle 12; 13 \rangle, \langle 14; \infty)$.

4.4.3. Elementární statistické zpracování

Tabulka 13: Elementární statistické zpracování

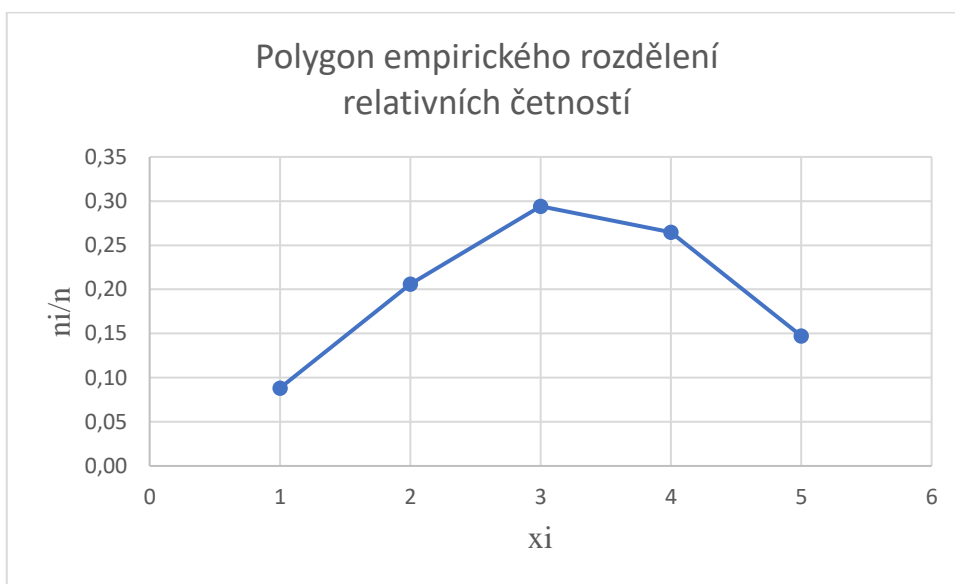
x_i	$x_i (a;b)$	Stř. int.	n_i	$\sum n_i$	n_i/n	$\sum n_i/n$	$n_i x_i$	$n_i x_i^2$	$n_i x_i^3$	$n_i x_i^4$
1	$(-\infty; 7 \rangle$	6	3	3	0,09	0,09	18	108	648,00	3888,00
2	$\langle 8; 9 \rangle$	8,5	7	10	0,21	0,29	59,5	505,75	4298,88	36540,44
3	$\langle 10; 11 \rangle$	10,5	10	20	0,29	0,59	105	1102,5	11576,25	121550,63
4	$\langle 12; 13 \rangle$	12,5	9	29	0,26	0,85	112,5	1406,3	17578,13	219726,56
5	$\langle 14; \infty)$	16	5	34	0,15	1,00	80	1280	20480,00	327680,00
Σ			34		1,00		375	4402,5	54581,25	709385,63

Zdroj: Vlastní výzkum



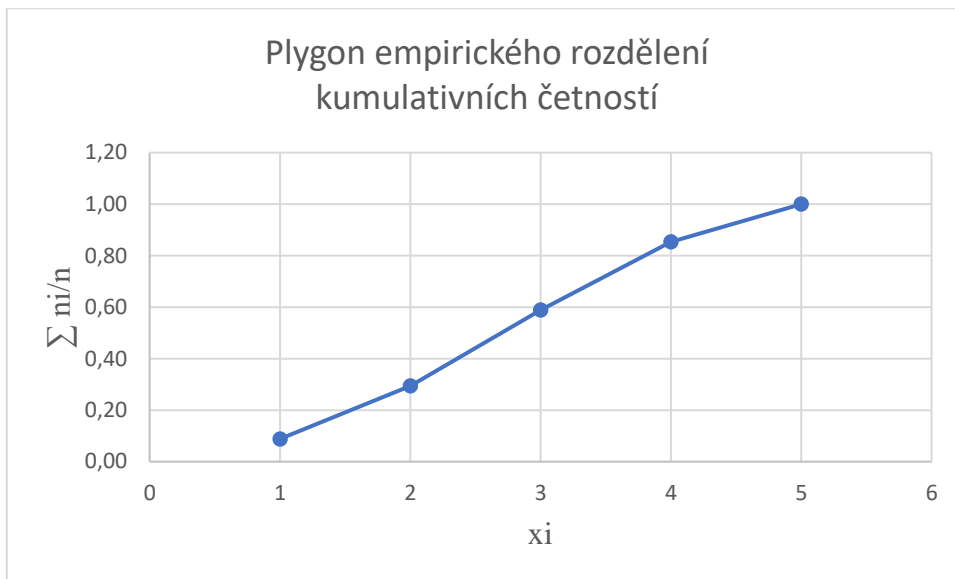
Obrázek 14: Polygon empirického rozdělení absolutních četností

Zdroj: Vlastní výzkum



Obrázek 15: Polygon empirického rozdělení relativních četností

Zdroj: Vlastní výzkum



Obrázek 16: Polygon empirického rozdělení kumulativních četností
Zdroj: Vlastní výzkum

Empirické parametry:

Parametr pohody

$$O_1 = 375/34$$

$$O_1 = 11,03$$

Parametry variability:

$$O_2 = \sum n_i/n \cdot x_i^2$$

$$O_2 = 4403/34$$

$$O_2 = 129,5$$

$$C_2 = O_2 - [O_1]^2$$

$$C_2 = 129,5 - 121,66$$

$$C_2 = 7,84$$

Směrodatná odchylka:

$$S_x = \sqrt{C_2}$$

$$S_x = 2,8$$

Parametry šikmosti:

$$O_3 = n_i/n \cdot x_i^3$$

$$O_3 = 54581,25/34$$

$$O_3 = 1605,33$$

$$C_3 = O_3 - 3O_2O_1 + 2O_1^3$$

$$C_3 = 1605,33 - 4285,155 + 2683,84$$

$$C_3 = 4,015$$

$$N_3 = C_3 / (C_2 \sqrt{C_2})$$

$$N_3 = 4,015 / (7,84 * 2,8)$$

$$N_3 = 4,015 / 21,952$$

$$N_3 = 0,183$$

Parametry špičatosti:

$$O_4 = n_i/n \cdot x_i^4$$

$$O_4 = 709385,63/34$$

$$O_4 = 20864,28$$

$$C_4 = O_4 - 4O_3O_1 + 6O_2O_1^2 - 3O_1^4$$

$$C_4 = 20864,28 - 70827,16 + 94530,52 - 44404,12$$

$$C_4 = 163,68$$

$$N_4 = C_4/C_2^2$$

$$N_4 = 163,68 / 61,47$$

$$N_4 = 2,66$$

Exces

$$E_x = N_4 - 3$$

$$E_x = -0,337$$

4.4.4. *Neparametrické testování – Pearsonův test χ^2*

a) **Neparametrické testování na exponenciální rozdělení** (z hlediska hypotézy H_2 , v níž výzkumnou proměnou byl typ teoretického rozdělení, bylo nejdříve vybráno exponenciální rozdělení ve vazbě na popsané intervalové rozdělení)

$$\check{\mu} = \frac{1}{\bar{x}} = \frac{1}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n n_i z_i} = \frac{n}{\sum_{i=1}^n n_i z_i} = \frac{34}{3 \times 6 + \dots + 5 \times 16} = 0,09$$

Hodnoty distribuční funkce exponenciálního rozdělení pro všechny horní hranice h_i :

$$F(h_1) = 1 - e^{-0,09 \times 7} = 0,467$$

$$F(h_2) = 1 - e^{-0,09 \times 9} = 0,555$$

$$F(h_3) = 1 - e^{-0,09 \times 11} = 0,628$$

$$F(h_4) = 1 - e^{-0,09 \times 13} = 0,690$$

$$F(h_5) = 1$$

Stanovení relativních četností:

$$p_{0,1} = F(h_1) = 0,467$$

$$p_{0,2} = F(h_2) - F(h_1) = 0,088$$

$$p_{0,3} = F(h_3) - F(h_2) = 0,073$$

$$p_{0,4} = F(h_4) - F(h_3) = 0,062$$

$$p_{0,5} = F(h_5) - F(h_4) = 0,31$$

Tabulka 17: Přehled výpočtů Pearsonova χ^2 - testu dobré schody

X_i	Stř. int.	n_i	h_i	$F(h_i)$	p_i	np_i
$(-\infty; 7>$	6	3	7	0,467	0,467	15,878
$<8; 9>$	8,5	7	9	0,555	0,088	2,992
$<10; 11>$	10,5	10	11	0,628	0,073	2,482
$<12; 13>$	12,5	9	13	0,690	0,062	2,108
$<14; \infty)$	16	5	∞	1	0,310	10,540
Σ		34			1	34

Zdroj: Vlastní výzkum

V každém intervalu musí být nejméně 5 výsledků měření. Při nesplnění této podmínky se sousední intervaly spojí, aby bylo dosaženo pěti a více výsledků měření: V tomto případě se spojí intervaly 1 a 2 (tab. 18).

Tabulka 18: Přehled výpočtů experimentální hodnoty Pearsonova χ^2 - testu χ^2_{exp}

n_i	np_i	$(n_i - np_i)^2 / np_i$
10	18,87	4,169
10	2,482	22,772
9	2,108	22,533
5	10,54	2,912
Σ	34	52,39

Zdroj: Vlastní výzkum

$$v = 4 - 2 - 1 = 1 = 3,84 \text{ pro } \alpha = 0,05$$

$$\chi^2_{exp} = 52,39 \in W \in (< 3,84; \infty)$$

Zamítáme nulovou hypotézu H_0 , přijímáme alternativní hypotézu H_a . Empirické rozdělení četností nelze nahradit teoretickým exponenciálním rozdělením.

b) Neparametrické testování na normální rozdělení (z hlediska hypotézy H_2 , v níž výzkumnou proměnou byl typ teoretického rozdělení, bylo dále vybráno normální rozdělení ve vazbě na popsané intervalové rozdělení)

Test normality lze nahradit grafickým zobrazením distribucí empirických četností v rámci obrázku Obrázek 14 a Obrázek 15. Lze přijmou nulovou hypotézu H_0 , zkoumané empirické distribuce v intervalovém rozdělení od 7 bodů do 14 bodů (pro hodnoty nižší než 7 bodů a pro hodnoty vyšší než 14 bodů byla aplikována robustní analýza) nahradit normálním rozdělením. V uvedeném bodovém rozpětí se výsledky aplikace edukačního testu chovaly Gaussovsky.

5. Diskuze

Provedená systémová analýza technických základů termografie (ve vazbě na splnění cíle Cíl 1) na základě vybraných strukturních úrovní, na základě současného vědeckého stavu v oblasti termografie a na základě přizpůsobení potřebám a možnostem radiologických asistentů prokázala adekvátnost práce s vybranými strukturními úrovněmi:

a) Historické a fyzikální aspekty termografie a jejich promítnutí do složení vyšetřovacích místností a do přípravy pacientů.

b) Mezinárodní komparace technických základů termografie s Českou republikou na základě výběru oblastí Asie, Evropy a Ameriky.

c) Struktura současného přístrojového vybavení.

d) Provozní aplikace technického vybavení termografie.

e) Medicínské aplikace technického vybavení termografie.

Existence vybraných strukturních úrovní byla potvrzena nejen prezentovanými kapitolami v rámci teoretické části práce, ale také skupinami otázek zkonstruovaného edukačního testu. Lze se domnívat, že výsledky systémové analýzy po reflexi vědeckého základu byly přizpůsobeny potřebám a možnostem adresátů.

Provedená komparace (ve vazbě na splnění cíle Cíl 2) srovnala vybrané zahraniční destinace s Českou republikou v následujících oblastech:

a) V projevujícím se trendu využití termografie

b) V institucionálním pokrytí využití a zkoumání termografie

c) V portfoliu medicínských aplikací.

Z hlediska těchto tří aspektů lze vybrané destinace Ameriky, Asie a Evropy ukázat značný předstih před Českou republikou.

Na základě vytyčených cílů Cíl 1 až Cíl 4 byly formulovány hypotézy aplikovaného kvantitativního výzkumu. Na základě statistického deskriptivního šetření a neparametrického testování hypotéz lze charakterizovat nejen verifikaci hypotéz, ale také naplnění cílů Cíl 3 a Cíl 4.

Hypotéza H1 předpokládala, že edukační podobu technických základů termografie pro zkoumanou skupinu adresátů lze vytvořit aplikací teorie kurikulárního procesu. Text

shrnutím principu infračerveného záření, technické podstaty termografických zařízení a medicínských aplikací byl vytvořen prostřednictvím aplikace prvních tří variantních forem kurikula. Vytvořením edukačního textu byla tato hypotéza přijata a prokázala aplikabilitu teorie kurikulárního procesu také v poznatkové oblasti spojené s technickými základy termografie.

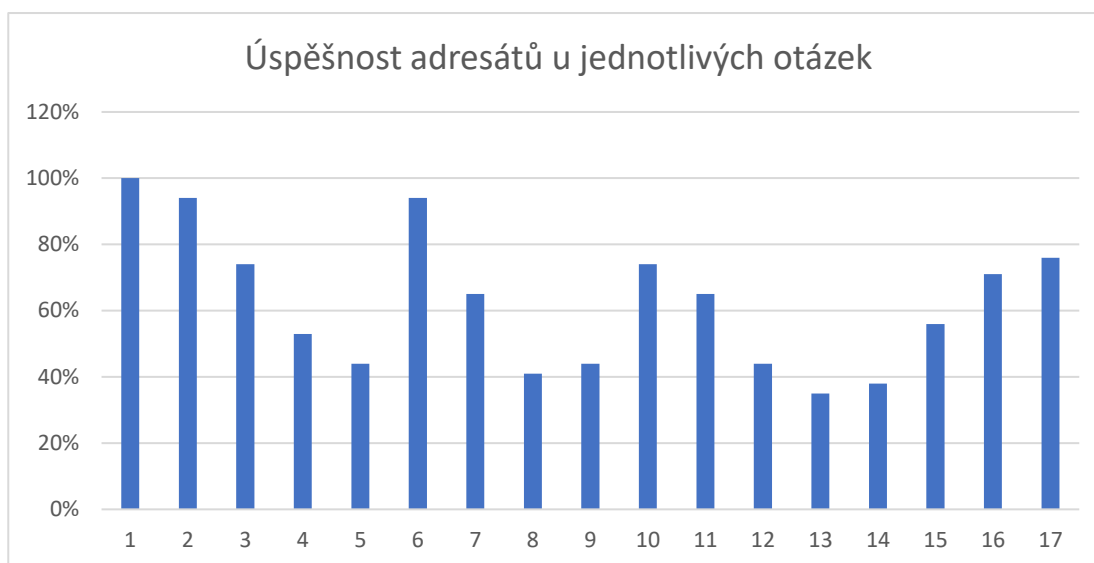
Na základě edukačního textu byl vytvořen test znalostí pro radiologické asistenty, prostřednictvím jeho aplikace byla zkoumána hypotéza H2 (znalosti adresátů edukace v oblasti technických základů termografie budou mít prostřednictvím implementovaného kurikula rozdělení blízké Gaussovu rozdělení). Adresátům byl rozdán test znalostí, který obsahoval 17 otázek z dané problematiky. Nejmenší počet dosažených bodů byl 5, nejvyšší 16.

Výsledky testu byly statisticky zpracovány a bylo provedeno neparametrické testování.

Jelikož výzkumnými proměnnými byly různé typy teoretických rozdělení, v první části neparametrického testování byl test dobré shody v rámci vymezeného intervalového rozdělení aplikován na exponenciální rozdělení. Experimentální hodnota testového kritéria byla vyšší než hodnota teoretická. Bylo prokázáno, že empirické rozdělení četností nelze nahradit rozdělením exponenciálním.

Hypotézu H2 lze považovat za potvrzenou na základě obrázků Obrázek 14 a Obrázek 15, v oblasti testování normality lze empirické rozdělení četností nahradit rozdělením normálním (ve vazbě na rozpětí bodů od 7 do 14, za těmito hranicemi je zapotřebí na výsledky testování pohlížet z hlediska robustní analýzy).

Tabulka 19: Úspěšnost adresátů u jednotlivých otázek



Zdroj: Vlastní výzkum

V tabulce č. 19 je zaznamenána procentuální úspěšnost všech adresátů u jednotlivých otázek.

Nejvíce úspěšní byli adresáti u první otázky, kde všichni správně určili, že termografie je neinvazivní zobrazovací metoda, úspěšnost u této otázky byla 100 %. Může to být dáno dobrým přehledem radiologických asistentů o zobrazovacích metodách a zda jsou invazivní či nikoli. Naopak nejméně úspěšní byli adresáti u otázky č. 13, která se dotazovala na nejčastější materiály detektorů, zde byla úspěšnost pouhých 35,3 %, to může být dáno tím, že témata materiálů se obecně často nevyskytují v předmětech oboru radiologický asistent.

Celkově lze konstatovat vyšší úspěšnost v oblasti fyzikálních a aplikačních principů termografie než v oblasti přístrojové techniky (viz otázky č. 13, 14, 15).

6. Závěr

Bakalářská práce řešila pomocí aplikace kurikulárního procesu problematiku technických základů termografie. Jako konceptuální kurikulum byl vytvořen sdělitelný vědecký systém, který se zabýval principem infračerveného záření a technické podstaty termografie. Aplikací kurikulárního procesu bylo docíleno edukačního textu pro radiologické asistenty. Tento edukační text byl vypracován, aby byl přiměřený znalostem radiologických asistentů. Pro ověření znalostí radiologických asistentů byl vytvořen znalostní test, který obsahoval 17 otázek z dané problematiky a byl rozdán mezi radiologické asistenty. Test měl za úkol zjistit současné znalosti radiologických asistentů o technických základech termografie.

Bakalářská práce se zhostila následujícím způsobem splnění cílů práce a ověřování hypotéz:

Cíl 1: Provedení systémové analýzy technických základů termografie a přizpůsobení výsledků možnostem radiologických asistentů – Cíl 1 byl splněn provedením systémové analýzy strukturních úrovní technických základů termografie a přizpůsobením výsledků systémové analýzy potřebám a možnostem radiologických asistentů.

Cíl 2: Provedení komparativní analýzy úrovní technických základů termografie v zahraničí a v České republice – Cíl 2 byl splněn komparativními výsledky mezi Amerikou, Asií a Evropou na jedné straně a Českou republikou na straně druhé. Komparativní výsledky vyzněly v neprospěch České republiky.

Cíl 3: Výsledky systémové analýzy, přizpůsobené potřebám a možnostem budoucích radiologických asistentů, převést do edukační podoby – Cíl 3 byl splněn na základě vybrané edukační teorie a postupné aplikace jednotlivých variantních forem kurikula.

Cíl 4: Výběr vhodné edukační teorie pro zprostředkování poznatků o technických základech termografie radiologickým asistentům – Cíl 4 byl splněn výběrem teorie kurikulárního procesu.

Hypotéza H1: Edukační podobu technických základů termografie pro zkoumanou skupinu adresátů lze vytvořit aplikací teorie kurikulárního procesu – Úspěšné implikování jednotlivých variantních forem kurikula na zkoumanou poznatkovou oblast technických základů termografie umožnilo přijmout hypotézu H1.

Hypotéza H2: Znalosti adresátů edukace v oblasti technických základů termografie budou mít prostřednictvím implementovaného kurikula rozdělení blízké Gaussovu rozdělení – úspěšné aplikování vybraných typů teoretických rozdělení (exponenciálního rozdělení, normálního rozdělení) na výsledku edukačního testu umožnilo přijmout hypotézu H2.

Mezi teoretické přínosy bakalářské práce patří návrh strukturních úrovní systému technických základů termografie, potvrzení aplikability teorie kurikulárního procesu také ve zkoumané poznatkové oblasti a použití dvou teoretických rozdělení při aplikaci testu dobré shody. Mezi praktické přínosy bakalářské práce patří vytvoření edukačního textu pro oblast technických základů termografie, výstupního edukačního testu a také provedení komparace technických základů termografie mezi Českou republikou a zahraničními destinacemi.

Na základě dosažených výsledků lze také navrhnout navazující práce – např. prozkoumání možností zvýšení používání termografických zobrazovacích metod v České republice.

7. Seznam literatury

1. Alterummedica.sk, 2016. *Termovize* [online]. [cit. 15.06.2019].
Dostupné z: <http://alterummedica.sk/cz/termovize/>
2. BAUER J., DEREN E. 2014. *Standaryzacja badań termograficznych w medycynie i fizykoterapii*. [online]. Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna, vol. 20, no. 1, 11-20. Dostupné prostřednictvím icm.edu.pl [cit. 2018-3-10]. ISSN: 1234-5563
3. BELLIS, M. 2018. *The History of the Thermometer*. [online] ThoughtCo. [cit. 2019-2-12]. Dostupné z: <http://z:thoughtco.com/the-history-of-the-thermometer-1992525>
4. BERZ R., SAUER H. 2007. *The Medical Use of Infrared-Thermography—History and Recent Applications*. [online] Thermografie-Kolloquium, Stuttgart, 1-12. [cit. 2018-4-17] Dostupné z: <http://www.ndt.net/article/dgzfpirt-2007/Inhalt/v04.pdf>
5. BRIOSCHI, M.L., YENG L.T., TEIXERA M.J. 2015. [online]. *Medical Thermography: What is It? And Its Applications*. Pan American Journal of Medical Thermology. 14-17. [cit. 2018-3-10] Dostupné prostřednictvím ResearchGate. DOI: 10.18073/2358-4696.
6. BRONZINO J., DIAKIDES M, PETERSON D. 2012. *Medical Infrared Imaging Principles and Practices*. Boca Raton. 638 s. ISBN 9781439872505
7. BRONZINO, J., PETERSON, D. 2015. *Biomedical signals, imaging, and informatics*. 1. vyd. Boca Raton: Taylor & Francis. ISBN 978-1-4398-2527-3.
8. BUISSON, F. 2016. *BASIC PRINCIPLES: of non-contact temperature measurement*. [online]. In: Metronic [cit. 2019-04-05]. Dostupné z: http://www.metronic.dk/CustomerData/Files/Folders/4-download-pdf/13_ir-basics.pdf
9. Doktorkaklimesova.cz, 2013. *Termografie* [online]. Třeboň: Centrum komplexní medicíny s.r.o. [cit. 2018-05-08]. Dostupné z: <https://www.doktorkaklimesova.cz/termografie.html>
10. DRASTICH, A. *Netelevizní zobrazovací systémy*. 2001. 1. vyd. Brno: Vysoké učení technické. 174 s. ISBN 80-214-1974-1.

11. FRICKER, H. A. 2014. *Lecture 6: Thermal Radiation* [online]. Satellite Geodesy. San Diego. 2014 [cit. 2018-9-08]. Dostupné z: <http://topex.ucsd.edu/rs/Lec06.pdf>
12. GRUBIŠIĆ, I., GJENERO L., LIPIC T., SOVIC, I. 2011. *Medical 3D thermography system*. [online]. Periodicum Biologorum. Vol. 113, no. 4, s. 401-406. [cit. 2018-9-08]. Dostupné prostřednictvím ResearchGate. ISSN: 0031-5362.
13. HILDEBRANDT, C., RASCHNER C. AMER K. 2010. *An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria*. [online]. Basel: Sensors. Vol. 10, no. 5. 4700-4715. [cit. 2018-10-11]. Dostupné prostřednictvím NCBI. DOI: 10.3390/s100504700.
14. HUDAK R., ZIVCAK J. 2010. [online]. *An importance of camera – subject distance and angle in musculoskeletal application of medical thermography*. Technical University of Kosice. Vol. 10, no. 2. s. 57-60. Dostupné z ResearchGate. [cit. 2018-4-6]. ISSN 1335-8243.
15. CHERNOV, G., CHERNOV V., DAVILA-PERALTA, CH. 2016. *3D dynamic thermography system for biomedical applications*. [online]. [cit. 2018-8-10]. Dostupné z: <https://www.ndt.net/article/qirt2016/papers/020.pdf>
16. CHUDÁČEK, Z. 1995. *Radiodiagnostika*. 1. vydání. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. 293 s. ISBN 80-7013-114-4.
17. JANEČKOVÁ J., 2013. *Čidla teploty a měření teploty v elektrických strojích*. [online]. Plzeň. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. [cit. 2018-04-20] Dostupné z: <https://otik.uk.zcu.cz/handle/11025/9395>
18. JONES, S. 2007. *The Evolution of Thermal Imaging Cameras: The World's Finest Manufacturers of Temperature, Pressure & Humidity, Test and Calibration Instruments*. In: *Instrumentation.com*. [online]. West Chester Pike: A Shelby Jones Co. [cit. 2018-10-12] Dostupné z: <http://instrumentation.com/PDFS/EvolutionThermalImagingCameras.pdf>
19. KOVÁČ M., 2008. *Termovízia v lekárskej praxi*. 1. vyd. Bratislava: VEDA. 67 s. ISBN 978-80-2240-963-6.
20. LAHIRI, B., BAGAVATHIAPPAN, S., JAYAKUMAR, T. 2012 *Medical applications of infrared thermography: A review*. [online]. Infrared Physics &

- Technology. Vol. 55, no. 4. 221-235. [cit. 2018-10-12]. Dostupné prostřednictvím ResearchGate. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.03.007
21. LANGEROVÁ, J. 2017. *Bezkontaktní termografické vyšetření v klinické medicíně* [online]. Brno. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. [cit. 2019-02-15] Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/65457>.
 22. MAŇÁK, J., JANÍK T., ŠVEC, V. 2008. *Kurikulum v současné škole*. Brno: Paido. ISBN 978-80-7315-175-1.
 23. RING, E.F.J. & AMMER, K. 2000. *The Technique of Infra red Imaging in Medicine*. [online]. Thermology International. Vol. 10, no. 1. [cit. 2018-3-10]. Dostupné prostřednictvím ResearchGate. Doi: 10.7-14.10.1088/978-0-7503-1143-4ch1.
 24. SADHANANDHAM, S., 2015. *Role of thermography in complications of diabetes mellitus*. [online]. Biomedicine. Vol. 35, no. 4. 497-500. [cit. 2018-4-15]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/311650366_ROLE_OF_THERMOGRAPHY_IN_COMPLICATIONS_OF_DIABETES_MELLITUS
 25. SIVANANDAM, S., ANBURAJAN, M., VENKATRAMAN, B., MENAKA, M. SHARATH, D. 2012. *Medical thermography: a diagnostic approach for type 2 diabetes based on non-contact infrared thermal imaging*. [online]. Endocrine. Vol. 42, no. 2. [cit. 2018-4-12]. Dostupné prostřednictvím ResearchGate. DOI: 10.1007/s12020-012-9645-8.
 26. SOVA, J. 2018. *Úvod do problematiky multispektrálních a radiometrických systémů*. [online]. [cit. 2019-05-07]. Dostupné z: https://workswell.cz/wp-content/uploads/Multispectra_2018_sbornik.pdf
 27. TATTERSALL G. J., 2016. *Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiology*. [online] Comparative Biochemistry and Physiology. Vol. 202. 78-98 [cit. 2019-05-07]. Dostupné prostřednictvím Elsevier. DOI: 10.1016/j.cbpa.2016.02.022
 28. VADIVAMBAL, R., JAYAS, D. 2016 *Bio-imaging: principles, techniques, and applications*. 1. vydání. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis Group. ISBN 978-1-4665-9368-8.

29. VAVŘIČKA, R. 2004. *Termovizní zobrazovací systémy*. ČVUT-Praha. S. 120-124. ISBN 1210-1389
30. WANG H., ZHANG W., WANG F. *Infrared imaging characteristics of space-based targets based on bidirectional reflection distribution function*. [online]. Elsevier 2012. Vol. 55, no. 4, s. 368-375. [cit. 2018-4-18] Dostupné prostřednictvím Elsevier. DOI: 10.1016/j.infrared.2012.02.003
31. ZÁŠKODNÝ, P. 2015. *Kurikulární proces fyziky – Aplikace edukačního datamingu*. 2. vyd. Praha: Curriculum. 429 s. ISBN 978-80-87894-04-0
32. ZÁŠKODNÝ, P. 2005. *Přehled základů teoretické fyziky (s aplikací na radiologii)*. Bratislava: Didaktis. 264 s. ISBN 80-89160-25-5.
33. ZÁŠKODNÝ, P. HAVRÁNKOVÁ, R., HAVRÁNEK, J., VURM, V. *Základy statistiky (s aplikací na zdravotnictví)* Praha: CURRICULUM, 2011. ISBN 978-80-904948-2.
34. Zenazdravotne.cz, 2018. *Proč Švýcaři zrušili preventivní prohlídky na mamografu?* [online]. [cit. 2019-05-05]. Dostupné z: <http://www.zenazdravotne.cz/2018/04/07/proc-svycari-zrusili-preventivni-prohlidky-na-mamografu/>

8. Seznam obrázků a tabulek

Obr. č. 1: Princip termoskopu

Obr. č. 2: První termografické zařízení pro lékařské účely

Obr. č. 3: Kamera AGA Thermovision

Obr. č. 4: LC kontaktní termografický systém

Obr. č. 5: Vyšetřovací místnost s IR kamerou FLIR

Obr. č. 6: Elektromagnetické spektrum

Obr. č. 7: Blokové schéma IR zobrazovacího systému

Obr. č. 8: Termočlánky

Obr. č. 9: Konstrukce pyroelektrického detektoru

Obr. č. 10: Termogram černobílého šachovnicového vzoru

Obr. č. 11: Konstrukce 3D sítě pomocí procesu získávání 3D objektů

Obr. č. 12: Vyšetřovací jednotka MammoVision

Tab. č. 13: Elementární statistické zpracování

Obr. č. 14: Polygon empirického rozdělení absolutních četností

Obr. č. 15: Polygon empirického rozdělení relativních četností

Obr. č. 16: Polygon empirického rozdělení kumulativních četností

Tab. č. 17: Přehled výpočtů Pearsonova χ^2 - testu dobré shody

Tab. č. 18: Přehled výpočtů experimentální hodnoty Pearsonova χ^2 - testu χ^2_{exp}

Tab. č. 19: Úspěšnost adresátů u jednotlivých otázek

9. Přílohy

9.1. Příloha č. 1: Edukační text

Technické základy termografie pro radiologické asistenty

Termografie je neinvazivní zobrazovací metoda, která pracuje na principu detekce infračerveného záření emitovaného povrchem kůže. Tato metoda obvykle používá dvě části, infračervenou kameru a zobrazovací jednotku. Infračervená kamera konvertuje infračervené záření, vycházející z povrchu těla, na elektrické impulzy a ty se zobrazí na monitoru jako barevný obraz, mapující tělesnou teplotu. Lidské tělo si poměrně přesně udržuje svou tělesnou teplotu, jakákoli menší výchylka teploty může znamenat probíhající patologické procesy. Existují dva druhy termografického vyšetření, bezkontaktní a kontaktní, převažuje bezkontaktní metoda, kdy je v blízkosti pacienta umístěna infračervená kamera, která snímá povrch těla, zatímco kontaktní metoda využívá jehlu vloženou do podezřelé oblasti či folie z tekutého krystalu, citlivého na teplo. Infračervená termografie je asi nejméně známá vyšetřovací metoda, a i když nepatří mezi základní zobrazovací metody, její přínos v klinické praxi je značný. Často se používá jako doplňující vyšetření k základním zobrazovacím metodám, nebo jako screeningová metoda.

Historie

Okolo roku 1800 William Herschel prozkoumával sluneční spektrum s teploměrem, na kterém měl začerněnou baňku a všiml si, že rtuť vystoupala nejvýše až za červenou barvu, to je místo, kde oko již nic nevidí, usoudil tedy, že objevil nové, neviditelné záření, které podle jeho účinků nazval tepelné záření.

V roce 1928 v německém Frankfurtu prof. Czerny zdokumentoval první infračervený obraz lidského těla. Lékařské využití začalo v Německu roku 1952, když lékař Schwamm společně s fyzikem Reehem vyvinuli diagnostický infračervený bolometr pro sekvenční tepelné měření definovaných oblastí povrchu lidského těla pro diagnostické účely.

Princip termografie

Termografie pracuje na principu detekce elektromagnetického záření a nepřímo vypočítává adekvátní teplotu. Infračervené záření má frekvenci přibližně 300 GHz až 400 THz, tato oblast elektromagnetického spektra je lidským okem neviditelná, někteří tvorové ze světa zvířat ho však dokážou vnímat. Termální snímač infračervené kamery

pracuje podobně, jako lidské oko, je však mnohem silnější. Infračervená energie z prostředí prochází objektivem a je registrována na detektoru.

Teplotní snímač měří velmi malé relativní teplotní rozdíly a převádí jinak neviditelné typy tepla na jasné, viditelné obrazy, které jsou viditelné buď v hledáčku nebo monitoru. Tepelné snímače nemohou vidět skrz stěny, sklo nebo jiné pevné předměty, ale mohou odhalit teplo, které se přeneslo na povrch předmětu.

Systemy tepelného zobrazování shromažďují světlo při vlnových délkách delších než viditelné světlo, ale kratších než 1 mm. IČ spektrum je rozděleno do následujících rozsahů:

- Blízké infračervené záření (NIR), 0,75 μm až 1,4 μm
- Krátké vlnové délky (SWIR), 1,4 μm až 3 μm
- Střední vlnové délky (MWIR), 3 μm až 8 μm
- Dlouhé vlnové délky (LWIR), 8 μm až 12 μm
- Velmi dlouhé vlnové délky (VLWIR), 12 μm až 25 μm
- Vzdálené vlnové délky (FWIR), 25 μm až 1 mm

Infračervené záření vyzařuje nebo odráží každé těleso, které má vyšší teplotu než absolutní nula, to je 0 °K (-273,15 °C) a není absolutně černé, nebo není ve vakuu. Černé těleso je ideálním zdrojem, který transformuje tepelnou energii na sálavou energii s maximální rychlostí povolenou termodynamickými zákony při dané teplotě T a pro danou teplotu. Můžeme také říci: jakýkoliv objekt, který je dokonalým emitorem a dokonalým absorbérem záření. (Fricker, 2014)

Objekt nemusí vypadat jako černý. Lidská kůže je černým tělesným radiátorem s emisním faktorem 0,98 a je tedy dokonalým vysílačem infračerveného záření při pokojové teplotě.

Spektrální vyzařování S Černého tělesa je dáno Planckovým vzorcem jako:

$$S(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{hc/\lambda kT} - 1}$$

U termografie je základní Wienův a Stefan-Boltzmannův zákon. Stefan-Boltzmannův zákon vyjadřuje celkový zářivý výkon absolutně černého tělesa generovaný z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při dané teplotě.

$$M_\lambda = \sigma T^4$$

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.

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

Emisivita

Emisivita označuje schopnost objektu emitovat záření. Infračervené kamery vytvářejí obrazy založené na množství tepla rozptýleném na povrchu infračerveným zářením.

Energie lidského tepla se přenáší do životního prostředí čtyřmi mechanismy:

(1) Vedení: přenos tepelné energie přes vrstvu tkáně kontaktem mezi dvěma tělesy různých teplot.

(2) Konvekce: změna tepla mezi kůží a okolím.

(3) Záření: přenos tepla, který nevyžaduje médium. Energie je přenášena mezi dvěma samostatnými objekty při různých teplotách přes elektromagnetické vlny (fotony)

(4) Odpařování potem: což je hlavní mechanismus pro odvod tepla při zvýšené fyzické aktivitě. Přeměna kapaliny na páru umožňuje tělu regulovat jeho teplotu. Odpařování má za následek snížení povrchové teploty.

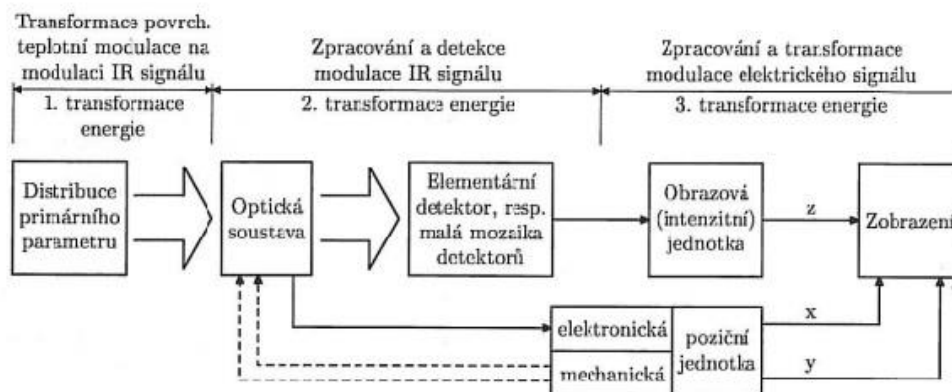
Technické zařízení vyšetřovací místnosti a příprava pacienta

Aby vyšetření bylo provedeno správně, je pro to potřebné zajistit vhodné podmínky, minimalizovat rušivé stimuly, zajistit správně vybavenou vyšetřovací místnost, ale i zajistit správnou přípravu pacienta pro vyšetření. Optimální velikost povrchu místnosti pro vyšetření je přibližně 6x3m a větší. Zásadní je, při termografickém vyšetření, udržení stálé teploty pracoviště. Jako optimální teplotní rozpětí se udává 19–24 °C, při teplotách nižších, než 18 °C by mohlo dojít k třesu pacienta a při teplotách vyšších než 25 °C by se pacient mohl začít potit, oba tyto fenomény jsou nepříznivé a mohly by vést k chybným výsledkům měření. Pro vyšetření se doporučuje vlhkost vzduchu 45-55 %. V místnosti, kde probíhá termografické vyšetření by také mělo být zamezeno cirkulaci vzduchu, která může způsobit nerovnoměrné rozložení teploty. V místnosti nesmí být jakákoli zařízení, která sálají teplo, jako jsou například přímotopy a radiátory. Před každým vyšetřením by

měl být pacient aklimatizován v tzv. přípravné místnosti, kde jsou stejné podmínky, jako ve vyšetřovací místnosti. V přípravné místnosti se pacient svleče a měl by zde setrvat přibližně 15-20 minut kvůli aklimatizaci. V této přípravné fázi se nesmí pacient sám sebe dotýkat, ani o nic opírat.

Infračervené kamery pro termografické vyšetření

Pomocí čočky (vstupní optika) jsou paprsky zaměřeny na detektorový prvek, který generuje elektrický signál úměrný záření. Signál je zesílen a pomocí postupného zpracování digitálního signálu je transformován na výstupní signál úměrný teplotě objektu. Naměřená hodnota může být zobrazena na displeji nebo uvolněna jako analogový výstupní signál, který podporuje snadné připojení k řídicím systémům procesního řízení.



V současné době existují dva odlišné snímače teploty, které poskytují přiměřenou tepelnou citlivost pro lékařskou potřebu, IR kamery se střední vlnovou délkou (MWIR), které pokrývají elektromagnetické spektrum vlnové délky od 3 do 8 μm a infračervené kamery s dlouhou vlnovou délkou (LWIR) které pokrývají spektrum vlnových délek od 8 do 12 μm . Kamery MWIR jsou široce dostupné a obecně mají více pixelů, tudíž vyšší rozlišení za stejnou cenu. Snímače MWIR musí být chlazeny na kryogenní teploty až 77 K. Senzory MWIR reagují nejen na vyzařované záření z tepelných zdrojů, ale také na záření z širokopásmových viditelných zdrojů, jako je slunce. Snímky v tomto pásmu mohou obsahovat strukturu způsobenou odraženým světlem spíše než vyzařovaným zářením. Náklady na kamery LWIR dramaticky poklesly od příchodu nechlazených teplotních zobrazovacích polí. Jedná se o dramatický rozdíl mezi současným stavem techniky a tím, co bylo k dispozici v roce 1970. Kamery LWIR, které jsou nyní

prodávány, mohou být konkurenceschopné v cenách a výkonech pro termoelektrické chlazené kamery MWIR.

Infračervené detektory

Nutnou součástí každého infračerveného zařízení musí být přijímač neboli detektor. Existují dva druhy infračervených detektorů: Fotonové neboli kvantové a tepelné detektory. Fotonové detektory konvertují absorbovanou energii na uvolněné elektrony. Tepelné detektory absorbují energii v širokém pásmu vlnových délek. Energie absorbovaná detektorem způsobuje zvýšení teploty materiálu. Tepelné detektory mají alespoň jednu elektrickou vlastnost, která se mění s teplotou. Tato vlastnost související s teplotou se měří elektricky pro určení výkonu detektoru.

Tepelné detektory

V těchto detektorech se teplota citlivého prvku mění v důsledku absorpce elektromagnetického záření. To vede ke změně vlastností detektoru, která závisí na teplotě. Tato změna vlastnosti bude elektricky analyzována a použita jako standard pro absorbovanou energii.

infratermočlánky (termopily)

Pokud se spoj mezi dvěma dráty z různých kovových materiálů zahřívá, má termoelektrický účinek za následek elektrické napětí. Měření kontaktních teplot tento efekt dlouhodobě využívá pomocí termočlánků.

Pyroelektrické detektory

Skládá se z pyroelektrického materiálu se dvěma elektrodami. Absorbované infračervené záření má za následek změnu teploty citlivého prvku, což vede ke změně povrchového zatížení v důsledku pyroelektrického efektu. Takto vytvořený elektrický výstupní signál je zpracován předzesilovačem.

Bolometry

Bolometry používají teplotní závislost elektrického odporu. Citlivý prvek se skládá z odporu, který se mění, když absorbuje teplo. Změna odporu vede ke změně napětí signálu. Materiál by měl mít vysoký teplotní faktor elektrického odporu, aby pracoval s vysokou citlivostí a vysokou specifickou detekcí.

Kvantové detektory

Režim činnosti kvantových detektorů je založen na fotoefektu. Úderné fotony infračerveného záření vedou k nárůstu elektronů na vyšší úroveň energie uvnitř polovodičového materiálu. Když elektrony padají zpět, generuje se elektrický signál (napětí nebo výkon). Tyto signály lze analyzovat přesným způsobem. Kvantové detektory jsou velmi rychlé (ns až μ s). Teplota citlivého prvku tepelného detektoru se mění poměrně pomalu. Lze říci, že časové konstanty tepelných detektorů lze měřit v milisekundách, zatímco časové konstanty kvantových detektorů lze měřit v nanosekundách nebo dokonce v mikrosekundách. Navzdory rychlému vývoji na poli kvantových detektorů existuje spousta aplikací, kde se s výhodami používají tepelné detektory, proto jsou na stejné úrovni s kvantovými detektory.

Materiál detektorů

Nejoblíbenější komerční kamery pro tepelné zobrazování dnes používají následující detekční materiály:

1. InSb pro snímání infračerveného záření se střední vlnovou délkou (MWIR).
2. slitiny Hg_{1-x}Cd_xTe pro snímání infračerveného záření s dlouhou vlnovou délkou (LWIR).

3D termografické systémy

Standardní termogramy, získané pomocí běžných infračervených kamer, mají dvojrozměrný charakter. Jednou ze zvláštních vlastností současných infračervených kamer je vliv vzdálenosti a zakřivení povrchu na udávanou teplotu, protože úhel mezi pozorovací osou a normou studovaného povrchu se zvyšuje, zdánlivá teplota povrchu se snižuje. To významně omezuje přesnost měření povrchové teploty na objektech složitých tvarů, jako jsou různé části lidského těla, což omezuje použitelnost termografie jako nástroje pro lékařskou diagnostiku. V současné době existuje několik systémů pro pořizování 3D termogramů popsanych v literatuře, z nichž většina se skládá ze dvou odlišných složek, z nichž jedna je pro získání 3D tvaru a druhá pro získání IR obrazu, které jsou pak sloučeny do 3D termogramu. Hlavní rozdíl mezi navrženými metodami je technika používaná pro získání 3D tvaru, z nichž každý má jedinečné výhody a nevýhody.

Jeden druh systému pro 3D termogram akvizice se skládá z dvojice RGB kamer a IR kamery. Dvě kamery RGB slouží k rekonstrukci 3D tvaru pomocí stereofonních zobrazovacích algoritmů, zatímco IR kamera získává 2D termogram. Tato metoda je náchylná k chybám způsobeným světelnými podmínkami a texturou cílového objektu, ale má tu výhodu, že je relativně levná.

Dalším přístupem k pořízení 3D obrazu je metoda založená na strukturovaném světle, která zahrnuje promítání vzorů na cílový objekt a výpočet jeho tvaru na základě zkreslení vzoru.

Třetí přístup k získávání 3D termogramů spočívá ve využití stereofonní 3D rekonstrukce přímo s IR kamerami. Přístup, který v posledních letech získává na popularitě, je využití hloubkových kamer pro získání 3D tvaru přímo z hloubkové mapy vytvořené těmito zařízeními. Hloubková kamera je zařízení, které produkuje obraz, ve kterém je hodnota každého pixelu úměrná vzdálenosti od kamery k objektu v daném místě pixelu.

Využití termografického snímání v klinické praxi

Termografické vyšetření u karcinomu prsu

Rakovina prsu je nejčastější diagnostikované maligní onemocnění u žen. Studie ukazují, že včasná detekce může vést k 85% šanci na přežití. V roce 1982 US Food and Drug Administration (FDA) schválila infračervenou termografii jako pomocný nástroj pro diagnostiku rakoviny prsu. Abnormální teplotní oblasti na termogramu naznačují významné biologické riziko. Nádory mají obecně zvýšené zásobení krví a zvýšenou rychlost metabolismu, což vede k lokalizovaným místům s vysokou teplotou nad těmito oblastmi a vede k jejich vizualizaci pomocí infračervené termografie.

Termografické vyšetření muskuloskeletárního systému

Muskuloskeletální systém je v lidském těle zodpovědný za pohyb a stabilitu člověka. Skládá se z několika orgánů (nebo tkání), které jsou reprezentovány jejich funkcemi. Zranění nebo nemoci v muskuloskeletálním systému jsou často spojeny s teplotními změnami na povrchu kůže (záněty, patologické vazokonstrikce nebo vazodilatace, pareze nebo plegie, atrofie atd.), které jsou viditelné pomocí lékařské termografie.

Termografický diagnostický přístup pro diabetes melitus 2. typu.

Diabetes mellitus (DM) je chronické onemocnění charakterizované hyperglykemií s poruchami metabolismu sacharidů, tuků a bílkovin, které jsou důsledkem defektů sekrece inzulínu, inzulínového účinku nebo obojího. Asi 50 % diabetiků je hospitalizováno kvůli komplikacím s dolními končetinami. Hlavními příčinami těchto komplikací jsou snížené prokrvení (vaskulární porucha) a ztráta vnímání (neuropatie). Jak vaskulární porucha, tak diabetická neuropatie způsobují změny teploty povrchu kůže, což činí IRT vhodným nástrojem pro diagnostiku diabetické neuropatie nebo vaskulárních poruch. Pacienti s rizikem diabetu mají signifikantně vyšší průměrnou teplotu nohy ($30,2 \pm 1,3$ C) ve srovnání s normálními subjekty ($26,8 \pm 1,8$ C).

9.2. Příloha 2: Test znalostí

1. Termografie je:

- a) Invazivní zobrazovací metoda
- b) Neinvazivní zobrazovací metoda
- c) Invazivní i neinvazivní zobrazovací metoda
- d) Zobrazovací metoda s významnou radiační dávkou

2. Termografie pracuje na principu detekce:

- a) rentgenového záření
- b) gama záření
- c) infračerveného záření
- d) rádiových vln

3. Tepelné záření objevil:

- a) Isaac Newton
- b) Blaise Pascal
- c) Wiliam Herschel
- d) Ferdinand Verbiest

4. Infračervené záření má frekvenci:

- a) 3-300 GHz
- b) 300 GHz-400 THz
- c) $10^{15} - 10^{17}$ Hz
- d) $10^{17} - 10^{20}$ Hz

5. První infračervený obraz lidského těla byl zaznamenán v roce:

- a) 1895
- b) 1928
- c) 1941
- d) 1966

6. Bezkontaktní termografie pracuje na principu:

- a) Přiložením jehly do vyšetřované oblasti
- b) Přiložením folie z tekutého krystalu
- c) Přiložením infračervené kamery na vyšetřovanou oblast
- d) V blízkosti pacienta je umístěna infračervená kamera

7. Absolutní nula (0 °K) je:

- a) $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$
- b) $-125,15\text{ }^{\circ}\text{C}$
- c) $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$
- d) $-315,25\text{ }^{\circ}\text{C}$

8. Wienův posuvný zákon je dán vztahem:

- a) $\lambda_{\max}=b \cdot T$
- b) $\lambda_{\max}=b+T$
- c) $\lambda_{\max}=b/T$
- d) $\lambda_{\max}=b-T$

9. Jaký zákon vyjadřuje celkový zářivý výkon absolutně černého tělesa generovaný z jednotky plochy zdroje na všech vlnových délkách při dané teplotě?

- a) Wienův posuvný zákon
- b) Stefan-Boltzmannův zákon
- c) Planckův zákon
- d) Kirchhoffův zákon

10. Optimální teplota ve vyšetřovací místnosti při termografickém vyšetření by měla být:

- a) menší než $18\text{ }^{\circ}\text{C}$
- b) mezi $19-24\text{ }^{\circ}\text{C}$
- c) $25\text{ }^{\circ}\text{C}$
- d) vyšší, než $25\text{ }^{\circ}\text{C}$

11. V přípravné místnosti by se měl pacient aklimatizovat:

- a) 5-10 min.
- b) 15-20 min.
- c) 30-45 min.
- d) 1-1,5 hod.

12. Nejvhodnější tepelnou citlivost pro lékařskou potřebu mají IR kamery s:

- a) Krátkou a střední vlnovou délkou
- b) Střední vlnovou délkou
- c) Střední a dlouhou vlnovou délkou
- d) Dlouhou vlnovou délkou

13. Nejčastější materiály detektorů jsou:

- a) InSb a HgCdTe
- b) GaInSn
- c) CuSn a HgCdTe
- d) CuNiMn

14. Které tepelné detektory využívají teplotní závislosti elektrického odporu?

- a) infratermočlánky
- b) pyroelektrické detektory
- c) bolometry
- d) žádná z výše uvedených možností

15. Jaký typ detektoru konvertuje absorbovanou energii na uvolněné elektrony?

- a) Fotonové detektory
- b) Tepelné detektory
- c) Pyroelektrické detektory
- d) Bolometry

16. Termografie se v klinické praxi nepoužívá k:

- a) Diagnostice rakoviny prsu
- b) Diagnostice zánětlivých onemocnění
- c) Diagnostice zlomenin kostí
- d) Diagnostice diabetické neuropatie

17. Nádory a s nimi spojená lokalizovaná místa mají obecně:

- a) Nižší teplotu a snížené prokrvení
- b) Nižší teplotu a zvýšené prokrvení
- c) Zvýšenou teplotu a snížené prokrvení
- d) Zvýšenou teplotu a zvýšené prokrvení

10. Seznam použitých zkratek

MCT	Teluridu rtuti a kadmia
LC	Tekutý krystal
NIH	Národní institut zdraví
IR	Infračervené
TTM	Mapování termálních textur
NIR	Blízké infračervené záření
SWIR	Infračervené záření s krátkou vlnovou délkou
MWIR	Infračervené záření se střední vlnovou délkou
LWIR	Infračervené záření s dlouhou vlnovou délkou
VLWIR	Infračervené záření s velmi dlouhou vlnovou délkou
FWIR	Vzdálené infračervené záření
UV	Ultrafialové záření
FPA	Ohniskové pole
FDA	Správa potravin a léčiv USA
IRT	Infračervená termografie
MRI	Magnetická rezonance
CT	Výpočetní tomografie
DM	Diabetes mellitus