



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

Využití termografie při screeningu nádorového onemocnění prsu

Use of Thermography in Breast Cancer Screening

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Jan Sova

Bc. Jana Vančová

Praha 2013

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Jana V a n ě o v á

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)

Obor: Biomedicínské inženýrství

Název tématu: Využití termografie při screeningu nádorového onemocnění prsu

Pokyny pro vypracování:

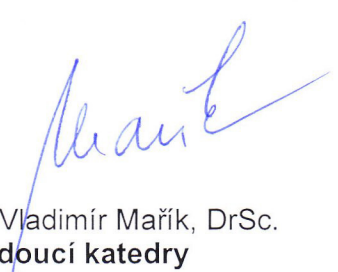
1. Seznamte se s principy termografie a nejčastějšími zdroji chyb při měření teplot.
2. Seznamte se s termovizní kamerou FLIR T335 a vyhodnocovacím software QuickReport.
3. Na základě experimentů se zdravými osobami navrhnete uspořádání pracoviště pro bezdotykové měření teploty těla.
4. Diskutujte a experimentálně zdůvodněte potřebu aklimatizace vyšetřované osoby na daném pracovišti.
5. Na skupině nemocných osob proveďte srovnání termografie s jinými metodami (ultrazvuk, mamografie), pokud budou tato data k dispozici. Navrhnete metodiku pro vyhodnocení termogramů.

Seznam odborné literatury:

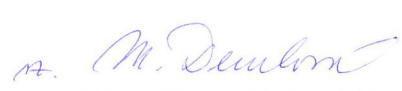
- [1] Waldemar Minkina and Sebastian Dudzik: Infrared Thermography, John Wiley & Sons, Ltd. ISBN: 978-0-470-747186
- [2] Michael Vollmer and Klaus-Peter Mollmann: Infrared Thermal Imaging, ISBN: 978-3-527-40717-0
- [3] Nicholas A. Diakides, Joseph D. Bronzino: Medical Infrared Imaging, ISBN: 978-0849390272
- [4] Nimmi Arora, Diana Martins: Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. The American Journal of Surgery (2008) 196, 523–526.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Sova

Platnost zadání: do konce letního semestru 2012/2013


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 9. 1. 2012

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracovala samostatně a že jsem uvedla veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 3. 1. 2013



.....

Bc. Jana Vančová

PODĚKOVÁNÍ

Zvláštní poděkování patří panu Ing. Janu Sovovi. za uvedení do problematiky a odborné vedení po celou dobu mé práce a firmě Workswell s.r.o za zapůjčení IČT kamery pro všechna má měření. Dále paní MUDr. Aleně Mazákové z FN Motol za konzultace a odbornou pomoc nad rámec svých pracovních povinností. V neposlední řadě děkuji panu Ing. Jiřímu Petráčkovi za vytvoření podmínek pro mou práci a poskytnutí důležitých informací. Obzvláště děkuji všem měřeným osobám, zdravým i nemocným, které se dobrovolně mého experimentu zúčastnily.

ABSTRAKT

Cílem této diplomové práce je prozkoumání možností využití IČT kamery při diagnóze karcinomu prsu. Vyhodnocení bylo provedeno porovnáním termogramů naměřených na zdravých jedincích a pacientech s nádorovým onemocněním prsu. Hodnocení proběhlo na dvou pacientech s karcinomem prsu a třech pacientech po chirurgické léčbě karcinomu prsu. Měření nepotvrdilo, že karcinom prsu lze pomocí termografie spolehlivě prokázat.

Dále byl proměřen vliv fáze menstruačního cyklu na změřené tepelné vyzařování prsní tkáně. Toto měření bylo provedeno porovnáním termogramů pořízených v průběhu celého menstruačního cyklu. Výsledky měření ukázaly, že menstruační cyklus nemá na průměrnou teplotu prokazatelný vliv. Byla proměřena také závislost průměrné teploty prsní tkáně v závislosti na věku měřeného subjektu a na velikosti prsu. Jak se ukázalo, průměrná teplota prsní tkáně na věku nezávisí. Při měření závislosti průměrné teploty na velikosti prsu nebyla prokázána pozitivní ani negativní korelace. Nicméně u menších velikostí je celá plocha prsu prokrvená zatímco u větších prsů je naopak vidět větší množství chladnější žlázy, a proto by mohlo dojít k přehlédnutí hlubšího teplejšího místa.

Součástí práce bylo seznámení se s principy bezdotykového měření teploty pomocí IČT kamery, navržení vhodných podmínek a uspořádání pracoviště pro měření teploty těla, ověření potřeby aklimatizace osob na daném pracovišti a stanovení emisivity lidské pokožky. V rámci analýzy měření byly identifikovány nejčastějších zdroje chyb při měření teploty a následně navrženy postupy k minimalizaci či dokonce eliminaci těchto chyb. Výsledky analýzy a navržené postupy jsou postaveny na základě provedených experimentů.

KLÍČOVÁ SLOVA

Termografie, IČT kamera, karcinom prsu, aklimatizace, vyhodnocovací metoda, menstruační cyklus, emisivita, tepelné záření

ABSTRACT

The aim of this thesis is to explore the use of IRT camera to diagnose breast cancer. Evaluation was done by comparison of thermograms measured on healthy individuals and patients suffering from breast cancer. Thermograms were acquired for 2 patients diagnosed with breast cancer and 3 patients after breast cancer surgery. The experiments did not prove, that thermography can be used to reliably diagnose breast cancer.

Furthermore the dependency of breast tissue temperature on phase of the menstrual cycle was measured. Thermograms acquired from throughout the menstrual cycle were compared. The results have shown that the phase of the cycle does not impact the average temperature of the breast tissue. The dependency of the average temperature on age of the subject and size of the breast was also tested. Age of the subject and the average temperature have shown to be independent. The average temperature and the size of the breast has also shown as uncorrelated. However, while the surface of the smaller sized breasts was uniform in temperature due to the same level of perfusion, the larger sized breasts have shown colder areas with lower level of perfusion on the surface that could possibly overlay deeper warm tissue.

The thesis includes introduction to principles of contactless temperature measurement using IRT camera, proposition of ideal conditions and laboratory setup for human body temperature measurements, verification of importance of acclimatization of the subject to the lab conditions, and measurement emissivity of human skin. As part of the analysis of the measurements the most frequent causes of error were identified and means to minimize the impact or even eliminate the errors were proposed. The results of the analysis and procedures proposed were done based on the experience from experiments that were executed

KEYWORDS

Thermography, IRT camera, breast cancer, acclimatization, evaluation method, menstrual cycle, emissivity, thermal radiation

OBSAH

1. Úvod.....	1
2. Technická teorie.....	4
2.1. Tepelné záření	4
2.2. Planckův vyzařovací zákon.....	4
2.3. Wienův posunovací zákon	5
2.4. Stefan- Boltzmannův zákon	6
2.5. Emisivita	7
2.6. Infračervená termografie	9
2.7. IČ optika.....	9
2.8. Konstrukce IČ termografické kamery	10
2.9. Základní parametry IČ detektorů	10
2.10. Detektory infračerveného záření	11
2.10.1. Tepelné detektory	12
2.10.2. Mikrobolometr	12
3. Teoretický rozbor karcinomu prsu.....	14
3.1. Anatomie	14
3.1.1. Anatomie prsní žlázy	14
3.1.2. Rozsah.....	14
3.1.3. Parenchym	15
3.1.4. Cévní zásobení.....	15
3.1.5. Svaly a fascie hrudní stěny	15
3.1.6. Anatomie axily.....	15
3.2. Histologie a histopatologie.....	16
3.2.1. Histologie.....	16

3.2.2.	Zánětlivé a nenádorové léze	16
3.2.3.	Prekurzory mammárního karcinomu- proliferativní léze	17
3.2.4.	Karcinom in situ.....	18
3.2.5.	Invazivní karcinom	18
3.2.6.	Duktální karcinom	18
3.2.7.	Lobulární karcinom.....	19
3.3.	Klinická diagnostika karcinomu prsu.....	19
3.3.1.	Základní diagnostické schéma	19
3.3.2.	Klinické příznaky.....	20
3.4.	Diagnostické zobrazovací metody	21
3.4.1.	Mamografie.....	21
3.4.2.	Ultrasonografie	23
3.4.3.	Magnetická rezonance	23
4.	Rešerše	25
4.1.	Screening karcinomu prsu.....	25
4.1.1.	Abstract	25
4.1.2.	Metoda	26
4.1.3.	Výsledek	26
4.1.4.	Závěr	29
4.2.	Přehled o termografii jako o neinvazivní metodě k detekci karcinomu prsu.....	30
4.2.1.	Abstract	30
4.2.2.	Metoda	30
4.2.3.	Závěr	32
4.3.	Efektivita detekce karcinomu prsu pomocí neinvazivní digitální infračervené termografie.....	33
4.3.1.	Abstract	33

4.3.2.	Metoda	33
4.3.3.	Výsledek	34
4.3.4.	Závěr	34
4.4.	Vztah mezi mikrovaskulární hustotou a termicky teplými místy při karcinomu prsu 35	
4.4.1.	Abstract	35
4.4.2.	Metoda	35
4.4.3.	Výsledek	36
4.4.4.	Závěr	36
4.5.	Počítačová simulace ve spojení s lékařskou termografií jako nástroj pro včasnou detekci karcinomu prsu	37
4.5.1.	Abstract	37
4.5.2.	Metoda	37
4.5.3.	Výsledek	38
4.5.4.	Závěr	39
5.	Seznámení se s měřicí technikou a vyhodnocovacím systémem	40
5.2.	Měřicí technika	40
5.3.	Vyhodnocovací systém	41
6.	Nečastější zdroje chyb při měření teploty	42
6.1.	Vliv zdánlivé odražené teploty	42
6.2.	Stanovení emisivity kůže	43
6.3.	Aklimatizace měřené osoby	44
7.	Měření vlivu menstruačního cyklu na termogram prsu	47
7.1.	Popis	47
7.2.	Měření	47
8.	Měření vlivu velikosti prsů a věku	53
8.1.	Vliv velikosti	53

8.2.	Vliv věku.....	56
9.	Navržení pracoviště pro bezdotykové měření teploty	60
9.1.	Shrnutí	61
10.	Měření osob s pozitivním nálezem v prsu	62
10.1.	Popis	62
10.2.	Měření osob s nálezem karcinomu prsu	62
10.2.1.	Měřená osoba 4 (MO4)	62
10.2.2.	Měřená osoba 5 (MO5)	63
10.3.	Měření osob po chirurgické léčbě karcinomu prsu	63
10.3.1.	Měřená osoba 6 (MO6)	63
10.3.2.	Měřená osoba 7 (MO7)	63
10.3.3.	Měřená osoba 8 (MO8)	64
11.	Návrh metody vyhodnocení termogramů	65
12.	Závěr	69
13.	Seznam obrázků	72
14.	Seznam tabulek	75
15.	Použitá literatura	76

1. Úvod

Zobrazování pomocí infračervené termografie slouží ke grafickému znázornění rozložení teploty povrchu sledovaného objektu. Je to neinvazivní, nekontaktní metoda, která tuto teplotu zaznamenává na základě tepelného záření, které lidské tělo vyzařuje. Od šedesátých let devatenáctého století je termografie také používána ve zdravotnictví. Využití nalézá v rehabilitaci, nebo například ve sledování karcinomu prsu.

Karcinom prsu je velmi rozšířené onemocnění, které navzdory veřejnému mínění postihuje ženskou, i mužskou populaci. K uvedení malé statistiky použiji data dle českého populačního národního onkologického registru, který vznikl roku 1976, a nyní jsou k dispozici validované údaje do roku 2005. V tomto roce bylo evidováno 5533 nově diagnostikovaných onemocnění u žen, u mužské populace je počet nových případů ročně asi 50 jedinců. Léčeno, či evidováno s příznaky, bylo 49 539 žen. Tento počet tvoří 17% všech ženských malignit. Nejvyšší počet onemocněných je mezi 55 – 59 lety u žen, u mužů kolem 67. roku života. V letech 2004 - 2005 se vyskytl karcinom prsu u 86 žen mezi 20 - 34 lety. U skupiny mladších žen, 20 - 34 let, je vysoké riziko odhalení karcinomu až v jeho pokročilém stádiu, díky jejich nezařazení do screeningového programu. Proto je odhalení karcinomu mnohdy závislé na náhodě. Veškeré příznaky vedoucí k podezření ke karcinomu prsu by měl vyšetřit radiolog, ne gynekolog, ani praktický lékař [2].

V září roku 2002 vznikl plošný program screeningu karcinomu prsu. Legislativní rámec projektu je dán vyhláškou Ministerstva zdravotnictví o stanovení obsahu a časového rozmezí preventivních prohlídek 3/2010 Sb. Zahrnuje právě nejrizikovější věkovou skupinu žen 45- 69 let, kdy byl následně upraven na neomezenou horní věkovou hranici pacientek. Každá žena by tedy měla v intervalu dvou let navštívit speciální akreditované pracoviště a podstoupit kontrolu, která může obsahovat jak mamografické, tak další vyšetření, která budou rozebrána později, dle jejích individuálních potřeb. Je zároveň doporučeno navštěvovat pouze jedno pracoviště, kde by mělo následně probíhat i porovnání jednotlivých snímků z různých let. Tím přispět k odhalení hůře zobrazitelných karcinomů, které jsou samostatně špatně odhalitelné, ale dle změn od předchozího snímku je lze rozeznat [2].

Rozlišujeme dva typy vyšetření, screeningové a diagnostické. První z nich je součást prevence odhalování časných nehmotných nádorových stádií, druhý poté slouží pro ženy s hmatným či jinak patologickým nálezem prsu. V obou případech lze využít všech možností

zobrazovacích metod. Nejstarší a stále nejvýznamnější metodou je mamografie. Při věku nad 40 let je jistě mamografie volbou vyšetření číslo jedna. Nad věk 65 let jde touto metodou odhalit až 95% karcinomů, zatímco pod věk 40 let je odhaleno pouze méně než 50 % karcinomů. Vyšetření ovšem představuje radiační zátěž vyšší než při kterémkoliv jiném rentgenovém vyšetření. Vyšetření probíhá umístěním prsu mezi desky a zobrazení ve standardním vyšetření volíme přes dvě projekce - šikmou a směrem shora dolů. Šikmá projekce zobrazuje podpažní výběžek mléčné žlázy, ovšem ne podpažní jamku samotnou, tu lze vyšetřit pouze ultrasonograficky. Při zobrazování pomocí mamografu existuje pět základních dělení obrazu, dle hustosti tkáně. Toto rozdělení pochází od švédského odborníka na mamární problematiku profesora László Tabára. Dle prof. Tabára se při zobrazení 1- 3, kdy je struktura žlázy méně hutná, lze na vyšetření mamografem spolehnout, při typu 4- 5 dochází k nepřehlednostem v hutné tkáni a bývá doporučováno doplnit o ultrasonografické vyšetření. Hlavní předností ultrasonografického vyšetření je, že nezatěžuje pacientku zářením, je nebolestivé a dá se neomezeně opakovat. Zejména je vhodné, jak jsme již zmínili pro pacienty mladší 40 let. Je to z důvodu právě větší denzity žlázy u mladých žen a rizika radiační zátěže. Nevýhodou může být velká subjektivita vyšetření, kdy velmi záleží na zkušenosti vyšetřujícího lékaře. Dále lze ultrasonografii použít pro lokalizaci nehmotných ložisek před biopsií. Poslední významnou metodou je magnetická rezonance prsu. Ta vykazuje nejvyšší senzitivitu vůči tkáni, ale nelze ji považovat za náhradu mamografie ani ultrasonografie. Její použití se indikuje ve speciálních případech daných radiologem. Vyšetření rezonancí je obecně velmi drahé a k dosažení tížených výsledků je vhodné použití paramagnetické kontrastní látky [1].

Důvěru veřejnosti pro preventivní vyšetření snižují takzvané intervalové karcinomy. Jejich růst je mnohonásobně rychlejší než u běžných karcinomů prsu. Neplatí pro něj tedy klasické dvouleté období, kdy je nehmotný karcinom zobrazitelný pomocí mamografie. Intervalový karcinom může během několika měsíců narůst do hmatatelného stádia. Je proto důležité provádět i preventivní samo-vyšetření prsní žlázy. Tento typ karcinomu se naštěstí vyskytuje pouze ve 2 - 3% případů [1].

I přes veškerou prevenci se riziko vzniku karcinomu prsu pohybuje okolo 8- 10% u běžné ženy, v roce 2005 zemřelo na následky karcinomu prsu 1950 žen. Mortalita dle statistik nyní stagnuje, přesto toto číslo není zanedbatelné, a proto je snaha objevovat nové zobrazovací metody, které pomohou vyšetřit pacienta levněji, častěji a bez nepříznivých vlivů pro něho. Nyní se nabízí jako velmi snadné snímkovat pacientku pomocí IČT kamery a poté

sledovat takzvaná "teplá místa", která by karcinom označovala. Obecně lze říci, že nádorové tkáně totiž zvyšují v dané oblasti prokrvení a metabolické děje, což vede ke zvýšení teploty této tkáně oproti okolní. Proto jsem se rozhodla zkoumat, zda je termogram dostatečně homogenní u zdravých osob, a jaké podmínky ideálně nastavit pro měření

2. Technická teorie

2.1. Tepelné záření

Objekty všech skupenství s teplotou vyšší než 0 K vyzařují elektromagnetické záření, které vzniká pohybem nabitých částic, z nichž jsou tyto objekty složeny. Toto záření nazýváme „tepelné záření“. Tepelné záření je závislé na teplotě tělesa a může se šířit i vakuem. V obecném smyslu je tepelné záření totožné se sáláním, tedy vyzařováním elektromagnetické energie na vlnových délkách celého elektromagnetického spektra. Z termodynamického hlediska jde o tepelný přenos při jakékoli vlnové délce [3].

Při vyzařování tepelného záření tělesem se jeho vnitřní energie zmenší o energii vyslaného tepelného záření. Vnitřní energie tělesa, na které dopadá tepelné záření, se přitom zvětší o energii pohlceného záření [3].

Energie vyzařovaná tepelným zářením závisí na několika faktorech, jako jsou teplota tělesa, barva a struktura povrchu a velikost zářivé plochy. Nejmenší množství energie vyzařují stříbrně lesklé povrchy, největší pak černé matné povrchy. Je-li teplota předmětu nižší než 525 °C, je téměř veškerá energie vyzařena v infračervené oblasti a záření tedy pro člověka není viditelné [3].

Vyzařování těles v infračervené oblasti

Infračervená oblast elektromagnetického záření (IR) zahrnuje oblast vlnové délky větší než viditelné záření a menší než mikrovlnné záření. IR oblast se většinou dělí do tří podoblastí. Nejkratší vlnové délky tvoří blízkou infračervenou oblast (0,75- 3) μm, střední vlnovou oblast vlnové délky (3- 6) μm a vzdálenou infračervenou oblast (6- 100) μm. [3]

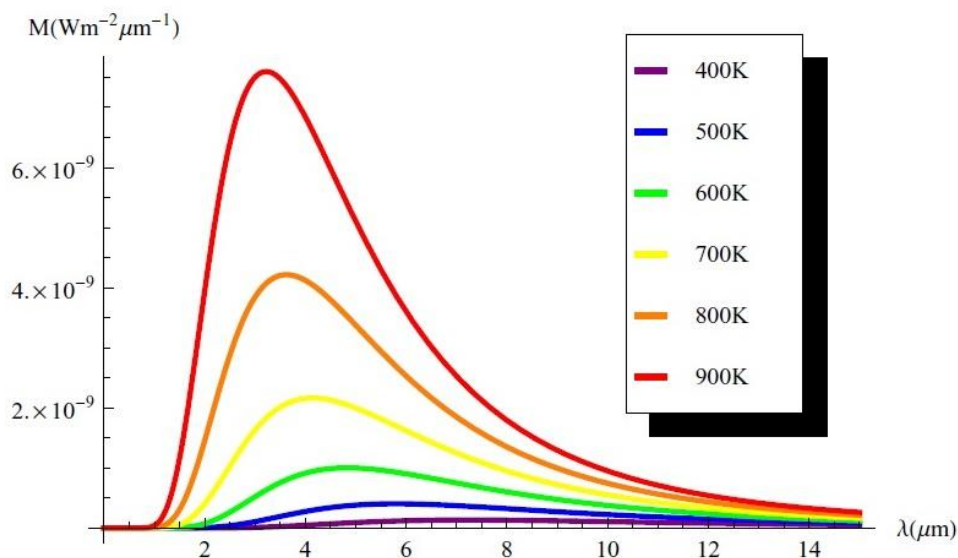
Vyzařování těles je možno popsat třemi základními zákony.

2.2. Planckův vyzařovací zákon

Planckův vyzařovací zákon je obecný zákon, který definuje vyzařování černého tělesa v závislosti na frekvenci (vlnové délce). Je dán vztahem [6]:

$$dM = \frac{h}{4\pi^2 c^2} * \frac{\omega^3}{e^{\frac{h\omega}{kT}} - 1}, \quad (2.1)$$

kde ω - úhlová frekvence záření [s^{-1}], M - intenzita záření [$W.m^{-2}\mu m^{-1}$], T - teplota černého tělesa [K], h - redukovaná Planckova konstanta $h= 6,626 \cdot 10^{-34}$ [J.s], c - rychlost světla ve vakuu [$m.s^{-1}$], k - Boltzmannova konstanta $k= 1,38 \cdot 10^{-23}$ [J.K $^{-1}$]



Obr. č. 1 Planckův vyzařovací zákon [6], průběh intenzity vyzařované energie v závislosti na vlnové délce pro různé teploty černého tělesa

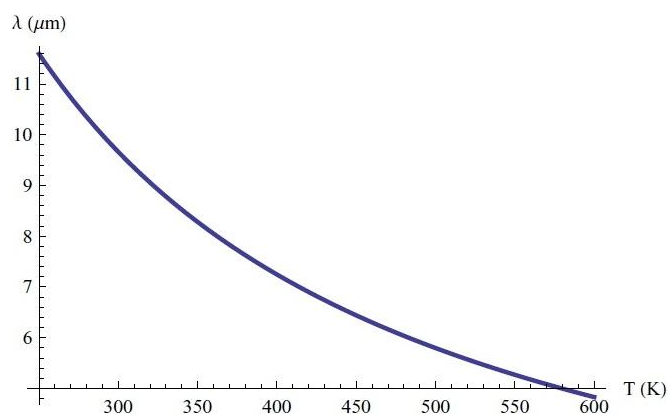
Na obrázku č. 1 je vidět průběh intenzity vyzařované energie v závislosti na vlnové délce pro různé teploty černého tělesa. Vyzařování se posouvá se zvyšující se teplotou ke kratším vlnovým délkám.

2.3. Wienův posunovací zákon

Wienův posunovací zákon je derivací Planckova vyzařovacího zákona podle vlnové délky. Vyjadřuje vlnovou délku, na které těleso dané teploty vyzařuje maximum energie. Čím teplejší těleso je, tím vyzařuje na kratších vlnových délkách, tj. vyšších frekvencích, platí [6]:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, \quad (2.2)$$

kde λ_{max} - vlnová délka maxima vyzařování , T - teplota tělesa [K], b - Wienova konstanta $b= 2,898$ [mm.K]



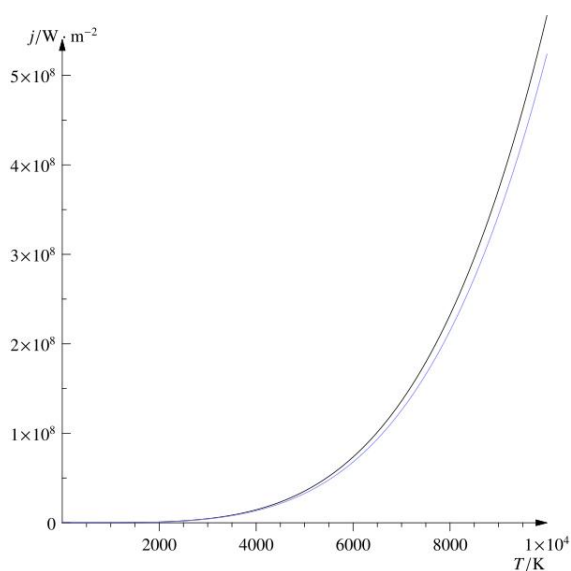
Obr. č. 2 Wienův posunovací zákon [6], maximální energie je vyzařovaná na vlnové délce, která se s rostoucí termodynamickou teplotou snižuje

2.4. Stefan- Boltzmannův zákon

Stefan- Boltzmannův zákon je integrací Planckova vyzařovacího zákona podle vlnové délky. Vyjadřuje celkovou intenzitu vyzařování, kterou těleso dané teploty vyzáří prostřednictvím tepelného záření na všech vlnových délkách [6].

$$W = \varepsilon \sigma T^4, \quad (2.3)$$

kde W - intenzita vyzařování [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$], ε - emisivita [-], σ - Stefan- Boltzmannova konstanta $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$, T - termodynamická teplota [K]



Obr. č. 3 Stefan- Boltzmannův zákon [6], celková intenzita vyzářené energie na všech vlnových délkách

2.5. Emisivita

Emisivita materiálu je schopnost jeho povrchu vyzařovat energii. Emisivita je dána poměrem energie vyzařené příslušným materiálem, k energii vyzařené černým tělesem, při stejné teplotě. Černé těleso má emisivitu $\varepsilon = 1$, reálná tělesa mají $\varepsilon < 1$ [4].

$$\varepsilon = \frac{M_{RT}}{M_{\check{T}}}, \quad (2.4)$$

kde ε - emisivita, $M_{\check{T}}$ - energie vyzařená černým tělesem, M_{RT} - energie vyzařená reálným tělesem

Kirchhoffův zákon termální radiace říká, že emisivita odpovídá pohltivosti (pro objekt v teplotní rovnováze) tak, že každá látka pohlcuje nejsilněji záření těch vlnových délek, které nejsilněji vyzařuje. Platí [6]:

$$\varepsilon = \alpha, \quad (2.5)$$

kde ε - emisivita, α - pohltivost

Emisivita a odrazivost

Dalším parametrem záření je odrazivost. Podle vztahů Prvního Kirchhoffova zákona termální radiace 2.6 a druhého Kirchhoffova zákona termální radiace 2.7, dostáváme výslednou rovnici 2.8 [6]:

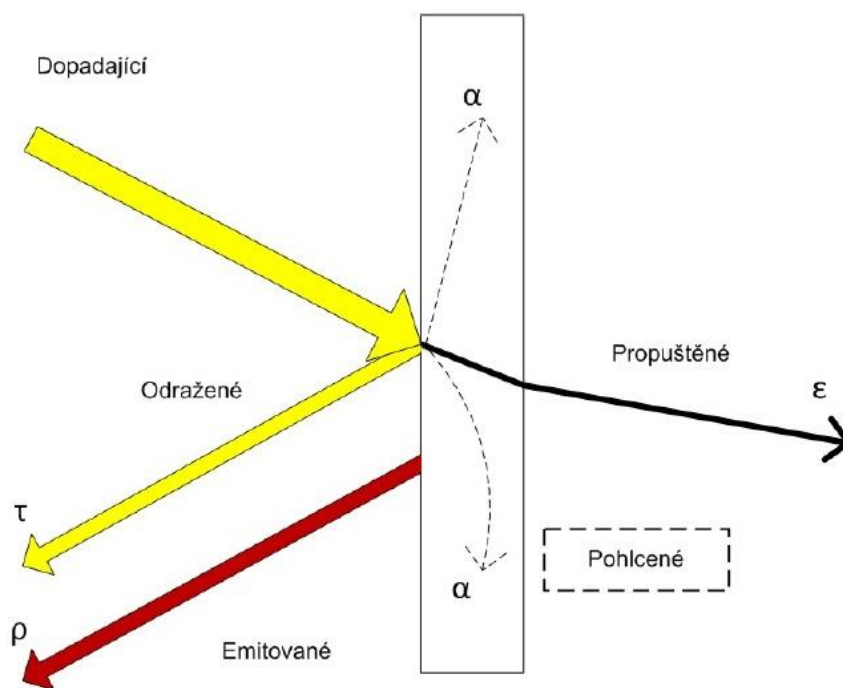
$$1 = \alpha + \tau + \rho \quad (2.6)$$

$$\varepsilon = \alpha \quad (2.7)$$

Po dosazení:

$$1 = \varepsilon + \tau + \rho, \quad (2.8)$$

kde α - pohltivost, ε - emisivita, τ - propustnost, ρ - odrazivost



Obr. č. 4 Kirchhoffův zákon termální radiace

Emisivita, pohltivost, odrazivost a propustnost charakterizují tři druhy těles [6].

Černé těleso: $\varepsilon(\lambda) = 1$, $\alpha = 1$, $\tau = \rho = 0$

To znamená, že ideální černé těleso pohlcuje veškeré záření všech vlnových délek dopadající na jeho povrch. Je zároveň ideální zářičem, ze všech možných těles o stejné teplotě vyzařuje největší množství zářivé energie. Jeho odrazivost a propustnost je nulová [6].

Šedé těleso: $\varepsilon(\lambda) = \text{konstantní}$, menší než 1 [6].

Selektivní zářič: $\varepsilon(\lambda) < 1$, různá v závislosti na vlnové délce [6].

Selektivním zářičem je každý reálný objekt a situace je zde složitější. Od černého tělesa ho odlišují právě výše uvedené veličiny, kdy část dopadajícího záření může být pohlcena ($\alpha(\lambda)$), část záření může být odražena ($\rho(\lambda)$) a část může tělesem prostoupit ($\tau(\lambda)$). Tyto veličiny jsou závislé na vlnové délce. U selektivního zářiče zavádíme termín spektrální emisivita- $\varepsilon(\lambda)$, tj. emisivita, která závisí na vlnové délce [6].

V praxi při měření uvažujeme, že emivity těles jsou v daném rozsahu vlnových délek konstantní, tedy tělesa dostatečně šedá, aby nedocházelo k příliš velké chybě [6].

Tabulka 1 Orientační hodnoty emisivit pro různé materiály [5]

Materiál	Emisivita
Azbestová deska	0,96
Beton neopracovaný	0,97
Cihla, červená normální	0,93
Cihla, šamot	0,85
Omítnutá zeď	0,95
Dřevo	0,98
Hliníková fólie, nezoxidovaná	0,04
Chrom, leštěný	0,10
Měď, leštěná	0,02
Měď oxidovaná	0,60
papír	0,93

2.6. Infračervená termografie

Infračervená termografie je vědní obor, který se zabývá analýzou rozložení teploty na povrchu tělesa, bezkontaktním způsobem. Infračervená termografie analyzuje energii vyzařované tělesem z jeho povrchu. Princip formuloval fyzik Max Planck. Výsledkem, je pořízení takzvaného termogramu, neboli snímku zachycující rozložení teploty [6].

Parametry, které ovlivňují přesnost měření, jsou: emisivita, zdánlivá odražená teplota, vlhkost, teplota v místě měření, vzdálenost měřeného objektu [6].

2.7. IČ optika

Infračervená optika je shodná s optikou použitou ve fotoaparátech, kamerách, apod. Liší se použitým materiálem, a tím, jaké spektrum vlnových délek propouští. Propustnost má být co největší v měřeném rozsahu vlnových délek. Čím menší propustnost, tím méně záření prostoupí k detektoru a tím je menší citlivost. Pohltivost a odrazivost mají být co nejmenší. Rozptyl procházejícího záření ideálně malý a homogenní [6].

Jako v každé optice, i zde dochází k rozptylu, absorpci, odrazu, lomu, interferenci.

K nejčastějším materiálům na výrobu patřil chlorid sodný, germanium, ale lze použít různé materiály. Dnes je nejčastěji používaná germaniová optika, která má propustnost na

8 μm – 14 μm . Pro získání snímků lepší kvality je povrch čoček ošetřen antireflexní vrstvou [6].

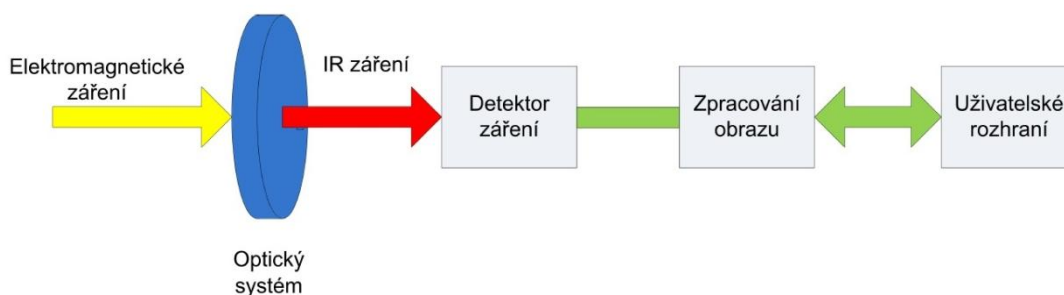
2.8. Konstrukce IČ termografické kamery

Konstrukci IČT kamery lze dle její funkce rozdělit na samostatné subsystemy.

Optický systém - zachycuje infračervené záření z měřeného objektu a soustředí jej na senzor infračerveného záření. Tento systém se skládá ze soustavy čoček, závěrky, ostření a uložení IČ senzoru [6].

Senzor infračerveného záření - je maticový senzor, který převádí dopadající IČ záření na elektrický signál, který je následovně digitalizován a zpracován ve výsledný termogram.

A/D převod a zpracování obrazu - A/D převodník provádí digitalizaci z IČ senzoru na digitální signál. Dále je zpracován výsledný termogram a zobrazen na obrazovku IČT kamery pomocí uživatelského interface [6].



Obr. č. 5 Blokové schéma digitální IČT kamery[16]

2.9. Základní parametry IČ detektorů

Detektory lze charakterizovat velkým množstvím parametrů. Zde jsou uvedeny nejdůležitější z nich [6].

Integrální citlivost – K [VW^{-1}] je dána podílem elektrického signálu na výstupu snímače U a zářivého toku Φ , který dopadá na plochu detektoru [6]:

$$K = \frac{U}{\Phi}. \quad (2.9)$$

Spektrální citlivost – $K(\lambda)$ udává závislost výstupu snímače U na vlnové délce dopadajícího zářivého toku [6]:

$$K = \frac{U}{\Phi(\lambda)}. \quad (2.10)$$

Časová konstanta - τ_{IDC} udává minimální dobu, kterou detektor potřebuje k detekci změny zářivého toku a změření změny teploty [6].

NEP (ekvivalentní šumový výkon) - určuje prahovou citlivost IČ detektorů. Udává výkon dopadajícího záření, který vytváří na detektoru stejnou efektivní hodnotu napětí, jako je napětí vlastního šumu detektoru. Ekvivalentní šumový výkon označuje zářivý výkon, při jehož detekci je na výstupu detektoru záření poměr signál/ šum roven jedné. Tento parametr tak udává minimální intenzitu záření, kterou je schopen senzor detekovat (odlišit od šumu). Čím menší je ekvivalentní šumový výkon, tím lepší daný detektor je, protože je schopen detekovat slabší signály [6].

Detektivita - D , udává detekční schopnost, je definována takto:

$$D = \frac{1}{NEP}. \quad (2.11)$$

Vyplývá z toho, že čím větší je detektivita, tím menší signály je schopen detektor zaznamenat, neboť ekvivalentní šumový výkon (NEP) je menší [6].

2.10. Detektory infračerveného záření

Podle způsobu absorpce dopadajícího elektromagnetického záření se detektory IČ záření dělí na:

- tepelné detektory,
- fotodetektory.

Tepelné detektory reagují na energii dopadajícího záření oteplením a následnou změnou svých parametrů, které jsou převedeny na elektrický signál.

Fotodetektory oproti tomu reagují na absorbované fotony excitací volných nosičů náboje (fotoelektrický jev), které samy vytváří měřitelný elektrický signál [6].

Tepelné detektory jsou obecně levnější a na rozdíl od fotodetektorů nepotřebují nákladné chlazení. Mají menší detektivitu na vysokých frekvencích, menší citlivost a větší časovou konstantu. Díky zmíněným vlastnostem jsou tepelné detektory komerčně použitelnější [6].

2.10.1. Tepelné detektory

Tepelné detektory fungují na principu fyzického oteplení detektoru při absorpci dopadajícího záření. Změny teploty působí změny elektricky měřitelných veličin (odpor, elektrická polarizace apod.), které jsou převedeny na elektrický signál [6].

Tepelné detektory nejsou v IČ oblasti frekvenčně selektivní, jejich schopnost tedy nezávisí na frekvenci dopadajícího záření. Celková absorbovaná energie a tím výstupní signál je tedy závislá na celkové energii dopadajícího záření a ne jejím rozložení ve spektru. Některé typy tepelných detektorů jsou: bolometry, pyroelektrické senzory, senzory založené na tepelné roztažnosti plynů (Golayovo články), thermopile detektory apod [6].

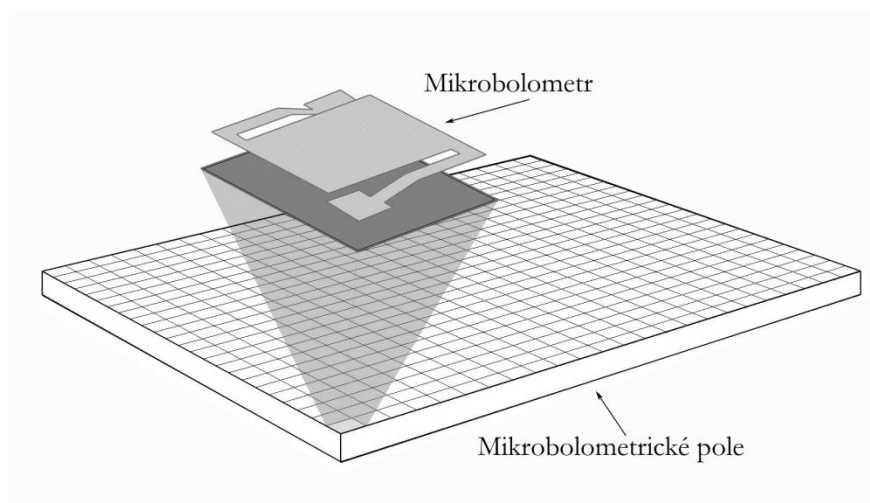
Konstrukci tepelných detektorů lze schematicky zobecnit:

Absorbér záření je konstruován tak, aby pohltil co možná nejvíce záření dopadajícího na plochu detektoru. K tomuto účelu se u moderních detektorů vytváří reflexivní hliníková vrstva, která odráží nepohlčené záření a díky tomu je účinnost absorpce až 95%. Změny teploty převádí na elektrický signál obvod pro měření teploty, hodnotu dále převádí čtecí obvody, vyhodnocení je prováděno digitálně [6].

2.10.2. Mikrobolometr

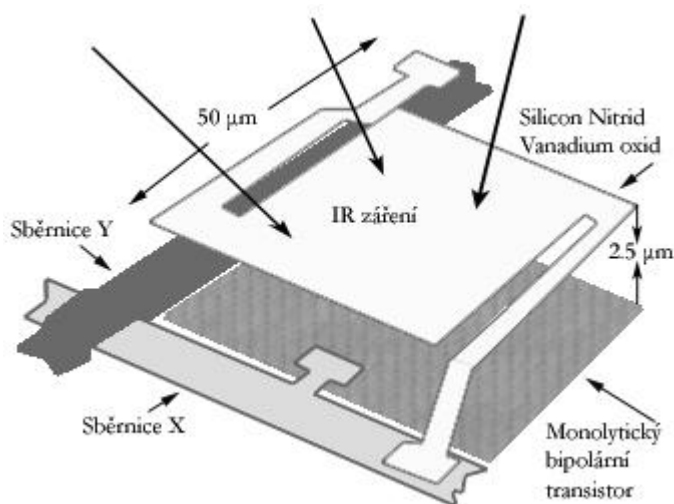
Mikrobolometr je specifický typ bolometru, který se používá jako detektor pro IČT kamery. Infračervené záření s vlnovou délkou mezi 7,5 až 14 μm dopadá na materiál jako tepelné záření, tím dochází k jeho ohřevu, a tím se mění jeho elektrický odpor. Tato změna odporu se měří u klasických bolometrů Wheastonovým můstkem a zpracovává se k vytvoření obrazu. Jelikož patří mezi tepelné detektory, nevyžadují mikrobolometry chlazení [6].

Mikrobolemetr je sestaven jako matice, pokrytá citlivým odporovým materiálem ve formě plošek, které absorbují infračervené záření. Celý mikrobolometrický senzor je poté vyroben jako monolytický křemíkový obvod [6].



Obr. č. 6 Maticová plocha mikrobolometrů

Ploška mikrobolometru je velká řádově desítky μm a tlustá desetiny μm . Jako odporový materiál se nyní používá oxid vanadičitý nebo nitrid křemíku. Ploška je nad křemíkový substrát vyvýšena pomocí „nožiček“, které zároveň slouží jako vodičí kontakty. Izolant tvoří vzduch. Pod a kolem plošky bývá umístěna reflexní vrstva k odražení neabsorbovaného záření. K propojení jednotlivých mikrobolometrů slouží síť hliníkových vodičů. Pod každou ploškou je umístěn spínací tranzistor, který udává informaci o změně odporu (napětí) na plošce [6].



Obr. č. 7 Detail mikrobolometru

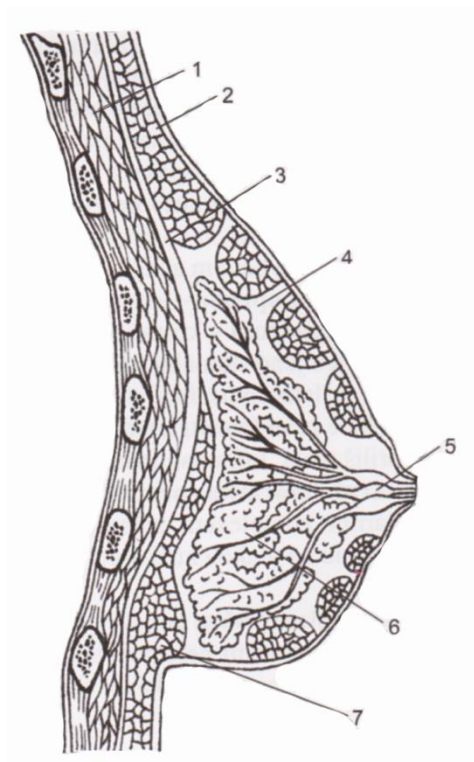
3. Teoretický rozbor karcinomu prsu

K úplné orientaci v mammární problematice je samozřejmostí znalost anatomie a fyziologie nejen prsní žlázy, ale také svalů a fascií hrudní stěny a axily (podpažní jamky). Dále také histologii prsní žlázy.

3.1. Anatomie

3.1.1. Anatomie prsní žlázy

Prsní žláza pokrývá přední až postranní stranu hrudníku, umístěna mezi svalovou hrudní stěnou a kůží. Rozsah prsní žlázy je variabilní, její parenchym může zasahovat až mimo její hranice, proto není vždy zcela reálná možnost naprostého chirurgického odstranění žlázy [7].



- 1- Velký prsní sval
- 2- Podkožní tuk
- 3- Retromammární tuk
- 4- Mléčná žláza
- 5- Hlavní mlékovody
- 6- Cooperova ligamenta
- 7- Submammární dýha

Obr. č. 8 Anatomie prsu [7]

3.1.2. Rozsah

Orientační hranice prsní žlázy definujeme takto:

- „Kraniální“ - v úrovni II. žebra

- Kaudální - jeden až dva centimetry pod submammární rýhou viditelnou na kůži, tj. přibližně na úrovni VI. až VII. žebra
- Mediální - parasternální čára, někdy může žláza zasahovat až ke střední čáře. Vzácně jsou obě žlázy ve střední rovině spojeny
- Laterální - střední až zadní axilární čára, tj. okraj m. latissimus dorsi (široký sval zádový)
- Kraniolaterální - zde bývá žláza asymetricky protažena v tzv. axilární výběžek přiléhající k m. pectoralis major (velký sval prsní) v místě, kde tvoří přední axilární řasu. Struktury žlázy mohou být přítomny i v axile. „ [7]

3.1.3. Parenchym

Lalůčky prsní žlázy ústí prostřednictvím asi 20 mlékovodů do mamily. Orientace těchto lalůček a vývodů nemusí být vždy pravidelná [7].

Parenchym prsní žlázy je kompletně obklopen vazivově - tukovou tkání. Tuk je zodpovědný za konzistenci, tvar i velikost prsu. S přibývajícím množstvím tuku, zejména pak po menopauze je žláza lépe mamograficky vyšetřitelná [7].

3.1.4. Cévní zásobení

Prsní žláza se vyznačuje hustou sítí cévního zásobení z více zdrojů. Cévy tvoří pod kůží hustou pletěň nazvanou plexus subdermalis. Ta je nejhustší v oblasti prsního dvorce a zajišťuje rovnoměrnou výživu celého prsu. Hlavním přítokem jsou tři skupiny cév: mediální perforátory z arteria thoracica interna (vnitřní hrudní tepny), větve arteria axillaris (tepna podpažní) a anterolaterální a laterální perforátory [7].

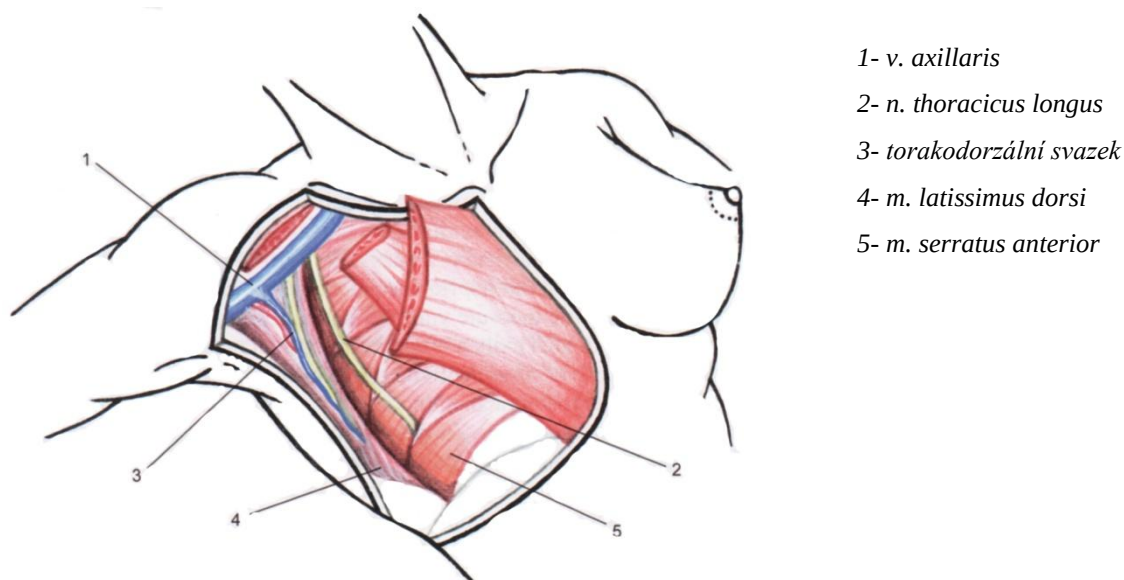
3.1.5. Svaly a fascie hrudní stěny

Jak již bylo řečeno, většina prsní žlázy se rozkládá na musculus pectoralis major (velký prsní sval). Postranně poté na m. serratus anterior (pření pilovitý sval), který je důležitý pro pohyby paže a dýchání, dále na úponech m. obliquus externus abdominis (zevní šikmý sval břišní) a horní částí listu m. rectus abdominis (přímý sval břišní). Přes svaly prochází do prsní žlázy největší část cévního zásobení, lymfatických cév a nervů [7].

3.1.6. Anatomie axily

Axila (podpažní jamka) je důležitou součástí při posuzování karcinomu prsu. Nachází se v ní důležité lymfatické uzliny, do nichž směřuje lymfa z horní končetiny a horní části trupu od úrovně pupku. Tyto lymfatické uzliny jsou velmi variabilní a vrchní částí plynule

přecházejí v uzliny podklíčkové, bočně zase někdy i na paži. Dále se na axilu váže velké množství nervů, které jsou klíčové při axilární disekci. Zbytek axily vyplňuje tuková tkáň [7].



Obr. č. 9 Anatomie axily a svalů hrudníku, rozložení svalstva, které ovlivňuje termogram v místě napojení prsu k hrudníku [7]

3.2. Histologie a histopatologie

3.2.1. Histologie

Prsní žláza vznikla z kožních sekrečních žláz. Je tvořena strukturou ductů (mlékovodů) s buňkami se sekretickou funkcí. Tato struktura je zachována až do periferie žlázy, kde z ductů po několika větveních odstupují takzvané terminální vývody. Tento vývod se s přilehlými lalůčky označuje mamární lobulus. Tyto tkáně označujeme jako epitelové (krycí tkáň). Na ně přiléhá anatomicky i funkčně specializovaný mezenchym- stroma (podpurná tkáň), která rovněž podléhá hormonální růstové regulaci. Mezi výše popsányými žláзовými strukturami je variabilní množství tukové tkáně [7].

3.2.2. Zánětlivé a nenádorové léze

Podkladem ložiskové léze prsu nemusí být vždy maligní nádor. Mnoho z nenádorových afekcí mohou vytvořit velmi věrný obraz malignity, někdy těžce odlišitelný i mamograficky či ultrasonograficky. Zde je jejich malý přehled:

Záněty- Akutní hnisavá mastitida (zánět prsní žlázy) se může objevit ve většině případů zvláště v laktujícím prsu. Vede k tvorbě abscesů a píštělů. V nelaktujícím prsu není tento jev běžný, avšak vytvořit se může, někdy zřejmě na podkladě dlaždicové metaplasie mamárních vývodů a jejich uzavírání [7].

Nekróza- neboli odumírání buněk a tkáně, může karcinom věrně napodobit. V jejím okolí dochází k jizvení, kalcifikacím a granulomatózní reakci. Tento jev se také objevuje často v souvislosti s laktací [7].

Hamarton- vzniká abnormální formací normální tkáně. Je to okrsek prsní žlázy nezapojený do struktury žlázového stromu. Bývá opouzdřený a projevuje se jako ostře konturovaný hladký uzel [7].

Fibrocystická choroba- představuje komplexní změnu prsní žlázy. Je charakterizována velkým nárůstem vazivové složky s jizvícími a sklerotizujícími pochody. Tento zánik doprovází tvorba větších i menších cyst. Tyto poté vedou k palpačnímu nálezu a v zobrazovacích metodách mohou tyto cysty ztěžovat diagnostiku onkologicky závažných lézí [7].

Adenóza- charakterizovaná někdy formou tuhých uzlů, obsahujících mikrokalcifikace, sama významněji nezvyšuje riziko vzniku karcinomu. Jedná se však o lézi s podstatnou distorzí struktury mléčné žlázy. Adenóza může imitovat tubulární dobře diferenciovaný karcinom i histologicky v punkční, případně peroperační biopsii [7].

Gynekomastie- je relativně častou afekcí u mužů, kdy dochází k bujení periduktálního vaziva. Nepovažuje se za prekancerózu [7].

3.2.3. Prekurzory mamárního karcinomu- proliferativní léze

V důsledku procesu obnovy a diferenciaci buněčné tkáně v prsní žláze může dojít k falešné aktivaci některých růstových signálů a zablokování zpětných vazeb, které buňky informují o překročení optimální hustoty jejich populace. Tyto poruchy se poté kumulují a objevují se nové populace s větší schopností migrace. Takovýto proces nemusí probíhat kontinuálně, ale může trvat i desítky let. Proliferativní léze zvyšují riziku mamárního karcinomu, avšak mohou dlouhodobě stagnovat, nebo do rozvoje v mamární karcinom nedospějí. U atypických lézí je riziko v přechod k mamárním karcinu asi 4- 5 krát vyšší [7].

3.2.4. Karcinom in situ

Karcinom in situ je již plně nádorově transformovanou populací, která je však neschopná přejít přes bazální membránu epitelu. In situ karcinom postihuje okolní vývody, kde dochází k vypadávání vápníku a takto limitované oblasti vykazují přítomnosti dystrofických buněk, nebo přímo nekrózy. Na základě těchto jevů se mění rentgenologická zachytitelnost.

Rozdělit karcinom in situ můžeme na duktální karcinom in situ (DCIS) a lobulární karcinom in situ (LCIS). DCIS bývá lépe zachytitelný díky přítomnosti nekroz-jejich velikost je velmi variabilní, od nehmatných a neviditelných změn, po tuhé ohraničené ložisko. LCIS je oproti tomu prakticky vždy nehmatná a makroskopicky neviditelná léze [7].

3.2.5. Invazivní karcinom

„Pokud některý z transformovaných buněčných klonů léze in situ získá schopnost infiltrovat stroma, vzniká invazivní karcinom [7].

Historicky se začaly invazivní karcinomy dělit na lobulární a duktální, dle místa vzniku karcinomu. Přesto, že je tato teorie vyvrácena, rozdělení se stále používá a tyto dva typy patří k nejčastěji diagnostikovaným karcinomům, viz tabulka 1 [7].

Tabulka 2 Zjednodušená morfologická klasifikace karcinomu prsu [7]

Základní typ	Jednotky	Přibližné procento výskytu [%]
Duktální	blíže neurčený	60
	duktálního určeného typu	15
Lobulární	klasický	13
	lobulární speciálního typu	2
Speciálního typu	více speciálních typů	8
Komplexní a metaplastický	více typů	2

3.2.6. Duktální karcinom

Je nejčastěji se vyskytujícím invazivním karcinomem prsní žlázy. Ve velké většině se morfologicky klasifikuje jako blíže neurčený. Pokud má výraznou dominanci některé z morfologií (tubulární, mucinózní, papilární) je určen podle ní [7].

3.2.7. Lobulární karcinom

Je ve své klasické variantě charakterizován typickým disociovaným růstem v řádcích a tvorbou terčovitých struk okolo zachovalých mamárních vývodů. Je pro něj typická vysoká růstová infiltrace s nevýraznou stromální odpovědí. Lobulární karcinom je velmi obtížně detekovatelný pomocí zobrazovacích metod. Vzhledem k tomu, že se v uzlinách difuzně šíří do struktury, je sonografická detekce velmi obtížná [7].

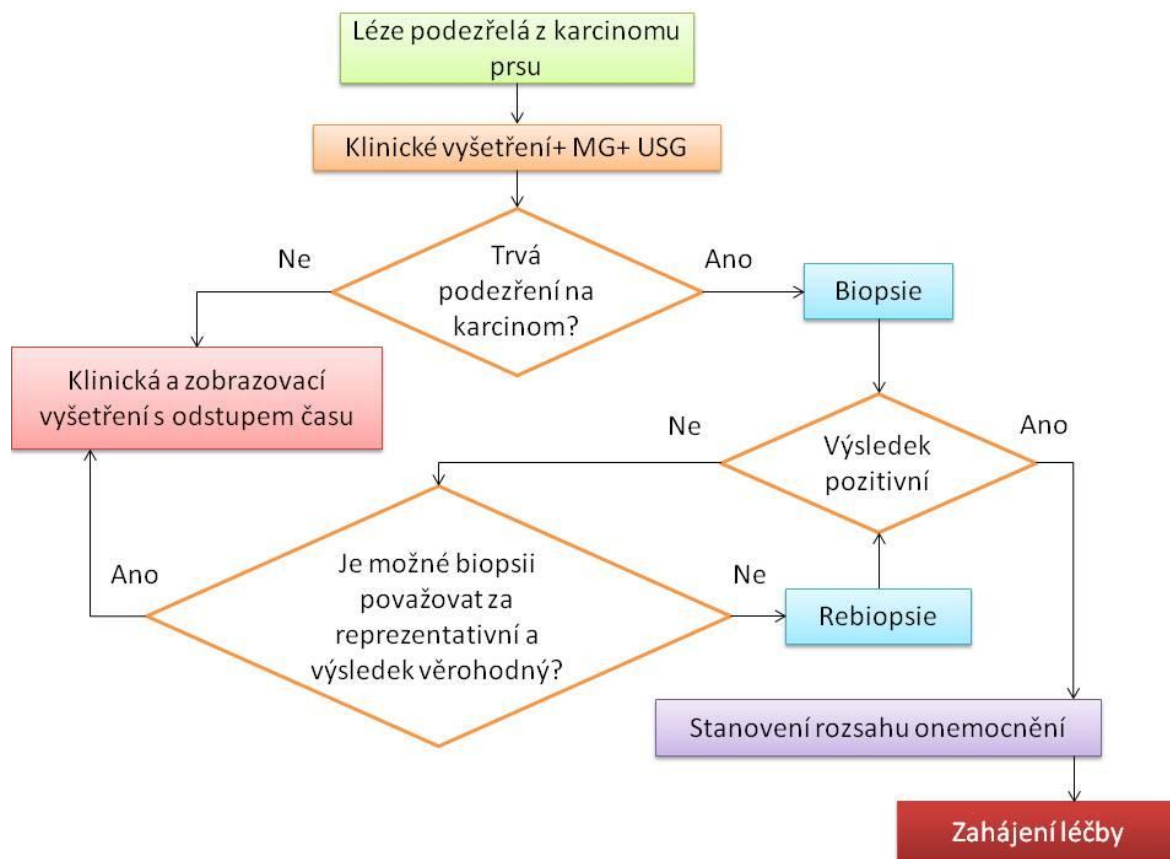
3.3. Klinická diagnostika karcinomu prsu

3.3.1. Základní diagnostické schéma

Schéma postupů u objevení podezřelé léze z karcinomu prsu a tabulka doporučených postupů jsou v následující tabulce č. 3 a obrázku č. 3.

Tabulka 3 Základní diagnostické vyšetření před zahájením léčby karcinomu prsu [7]

Primární nádor (cT)	- klinické vyšetření - zobrazovací metody: MG+ USG prsou: vždy vyšetření obou prsů - biopsie, zpravidla punkční core-cut biopsie pod USG kontrolou
Regionální uzliny (cN)	- klinické vyšetření - USG axilárních uzlin
Vzdálené metastázy (cM)	- klinické vyšetření - zobrazovací metody: RTG plic+ USG jater+ scintigrafie kostí



Obr. č. 10 Základní diagnostický algoritmus u léze podezřelé z karcinomu prsu

3.3.2. Klinické příznaky

Vzhledem k vyspělosti mammárního screeningu již není tak obvyklé, že má karcinom jakékoliv klinické příznaky, ve většině případů bývá zachycen bezpříznakově, či pouze dle hmatné rezistence v prsu. Přesto si ostatní příznaky níže zmíníme [7].

Hmatný nádor - bývá nejčastějším příznakem pro návštěvu lékaře. Palpačně tuhá tkáň je způsobena samotným karcinomem, resp. jeho vazivovým stromatem, ale i okolní stahující se tkání. Díky tomu se karcinom často jeví větší, než ve skutečnosti je [7].

Bolest - zpravidla nesouvisí přímo s karcinomem, avšak je nezbytné při bolesti prsu, nebo paže navštívit lékaře a podrobit se vyšetření pomocí zobrazovací techniky [7].

Zvýraznění kožních žil - je dána zvýšeným cévním zásobením v oblasti nádoru, nebo městnáním krve z nádorového útlaku [7].

Sekreze z mamily - není typickým příznakem, výjimkou je například intraduktální léze, kdy je příznakem jediným [7].

Vyklenutí a změna tvaru či velikosti prsu - karcinomy prsní žlázy mohou vytvářet různé asymetrie prsu. Způsobuje to zejména přitahování okolní tkáně, nebo samotný růst karcinomu, který je vidět zejména v horních částech, kde je žláza tenčí [7].

Změna barvy kůže - inflamace (primární i sekundární) se může projevit zarudnutím okolní kůže, nebo celého prsu. Může docházet i ke zvýšení kožní teploty [7].

Vtažení bradavky - vzniká podobným principem jako již popsané vtažení kůže karcinomem, zde jde však častěji o tažení za mlékovody. Areola se vtahuje velmi snadno, kůže je zde velmi tenká [7].

Kožní edém - je způsoben lokálním městnáním lymfy. Bývá průvodním jevem inflamatorního karcinomu, drenáží při běžném karcinomu, nebo metastatickou infiltrací axilárních uzlin [7].

Zvětšené a tuhé axilární mízní uzliny - jde o příznak při jejich metastatické infiltraci, může ovšem odhalit jinak klinicky němé karcinomy [7].

Exulcerace, krvácení, zápach - pozdní příznaky zanedbaných karcinomů [7].

3.4. Diagnostické zobrazovací metody

Při podezření z jakýchkoliv příznaků na možnost výskytu karcinomu prsní žlázy je nutné ihned vyšetřit oba prsy i axilární uzliny pomocí zobrazovacích metod. V převážné většině případů se druh vyšetření určuje- u žen do 40 let věku- ultrasonografie, u žen nad 40 let věku- mamografie [8].

3.4.1. Mamografie

Rozlišujeme dva typy vyšetření, screeningové a diagnostické. První z nich je součástí prevence odhalování časných nehmatných nádorových stádií, druhý poté slouží pro ženy s hmatným či jinak patologickým nálezem prsu. Vyšetření probíhá umístěním prsu mezi desky a zobrazení ve standardním vyšetření volíme přes dvě projekce- šikmou a směrem shora dolů. Šikmá projekce zobrazuje podpažní výběžek mléčné žlázy, ovšem ne podpažní jamku samotnou, tu lze vyšetřit pouze ultrasonograficky. Mamografický obraz je uchováván, což dává možnost srovnání dokumentace z jiných let, či dokonce konzultace s jiným radiodiagnostikem. Při zobrazování pomocí mamografu existuje pět základních dělení obrazu, dle hustoty tkáně. Toto rozdělení pochází od švédského odborníka na mammární

problematiku profesora László Tabára. Dle prof. Tabára se při zobrazení 1- 3, kdy je struktura žlázy méně hutná, lze na vyšetření mamografem spolehnout, při typu 4- 5 dochází k nepřehlednostem v hutné tkáni a bývá doporučováno doplnit o ultrasonografické vyšetření. Mamografie je volbou pro detekci mikrokalcifikací, které mohou být známkou karcinomu in situ (DCIS, LCIS). Tyto karcinomy lze odhalit pouze s potíží ultrasonografií a pomocí magnetické rezonance nejsou rozeznatelné vůbec [7].

Výsledek mamografie se zadává jak textově, tak pomocí klasifikace takzvané kategorie BI- RADS (Brest Imaging Reporting and Data Systém). Jednotlivým kategoriím odpovídají diagnostická doporučení, viz tabulka 2

Tabulka 4 Výsledky MG vyšetření parametrizované do kategorií BI- RADS [7]

Kategorie	Význam
BI- RADS 0	nekompletní nález, nelze uzavřít bez doplnění další zobrazovací metody
BI- RADS 1	negativní nález
BI- RADS 2	benigní nález
BI- RADS 3	pravděpodobně negativní nález (doporučena kontrola v kratším časovém intervalu)
BI- RADS 4	podezřelý nález (indikována biopsie podezřelé léze)
BI- RADS 5	pravděpodobně maligní nález (indikována biopsie)
BI- RADS 6	známá malignita (kategorie vyhrazená pro biopsicky ověřené malignity)



Obr. č. 11 Karcinom prsu v mamografickém obraze [7] s karcinomem v horní části

3.4.2. Ultrasonografie

Hlavní předností ultrasonografického vyšetření je, že nezatěžuje pacientku zářením, je nebolestivé a dá se neomezeně opakovat. Zejména je vhodné, jak jsme již zmínili pro pacienty mladší 40 let. Je to z důvodu větší hustoty žlázy u mladých žen a rizika radiační zátěže. Nevýhodou může být velká subjektivita vyšetření, kdy velmi záleží na zkušenosti vyšetřujícího lékaře. Dále lze ultrasonografii použít pro lokalizaci nehmotných lézí a navigace před funkční biopsií [7][8].

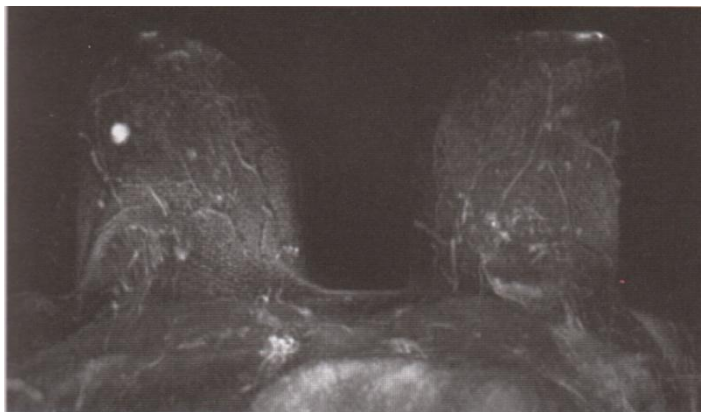
Ultrasonografie je velmi vhodná pro k diagnostice solidních a cystických lézí, díky tomu, že při ultrasonografii je tekutina v obraze anechogenní, tj. zcela černá. Ultrasonografie je často používána pro potvrzení, vyloučení, či zhodnocení charakteru ložiska. Největší význam má při vyšetření axilárních uzlin, jelikož v mamografických snímcích je zachycena pouze dolní etáž axily [7].



Obr. č. 12 Karcinom prsu v ultrasonografickém obraze [7]

3.4.3. Magnetická rezonance

Vykazuje nejvyšší senzitivitu vůči tkáni, ale nelze ji považovat za náhradu mamografie ani ultrasonografie. Její použití se indikuje ve speciálních případech daných radiologem. Vyšetření rezonancí je obecně velmi drahé a k dosažení tížených výsledků je vhodné použití paramagnetické kontrastní látky [7].



Obr. č. 13: Karcinom prsu na magnetické rezonanci [7]

4. Rešerše

Rešerši na téma Využití termografie a Screening karcinomu prsu, jsem prováděla, abych byla uvedena do problematiky, a ve svém návrhu měření měla ověřené zdroje. Bohužel na toto téma není k dispozici mnoho literatury, zde uvádím hlavní studie v oboru. Jak je v rešerši vidět, všechny studie jsou zaměřeny na experimenty na nemocných osobách. Pro screening karcinomu prsu by bylo jistě přínosem provedení rozsáhlejšího experimentu na hodnocení termogramů zdravých osob, kdy nevíme předem, na jaké abnormality se zaměřit. Takovou práci se mi nepodařilo nalézt.

4.1. Screening karcinomu prsu

Screening for Breast Cancer

4.1.1. Abstract

„Context- Breast cancer screening in community practices may be different from that in randomized controlled trials. New screening modalities are becoming available.

***Objectives-** To review breast cancer screening, especially in the community and to examine evidence about new screening modalities.*

***Data Sources and Study Selection**—English-language articles of randomized controlled trials assessing effectiveness of breast cancer screening were reviewed, as well as meta-analyses, systematic reviews, studies of breast cancer screening in the community, and guidelines. Also, studies of newer screening modalities were assessed.*

***Data Synthesis-** All major US medical organizations recommend screening mammography for women aged 40 years and older. Screening mammography reduces breast cancer mortality by about 20% to 35% in women aged 50 to 69 years and slightly less in women aged 40 to 49 years at 14 years of follow-up. Approximately 95% of women with abnormalities on screening mammograms do not have breast cancer with variability based on such factors as age of the woman and assessment category assigned by the radiologist. Studies comparing full-field digital mammography to screen film have not shown statistically significant differences in cancer detection while the impact on recall rates (percentage of screening mammograms considered to have positive results) was unclear. One study suggested that computer-aided detection increases cancer detection rates and recall rates while a second larger study did not find any significant differences. Screening clinical breast*

examination detects some cancers missed by mammography, but the sensitivity reported in the community is lower (28% to 36%) than in randomized trials (about 54%). Breast self-examination has not been shown to be effective in reducing breast cancer mortality, but it does increase the number of breast biopsies performed because of false-positives. Magnetic resonance imaging and ultrasound are being studied for screening women at high risk for breast cancer but are not recommended for screening the general population. Sensitivity of magnetic resonance imaging in high-risk women has been found to be much higher than that of mammography but specificity is generally lower. Effect of the magnetic resonance imaging on breast cancer mortality is not known. A balanced discussion of possible benefits and harms of screening should be undertaken with each woman.

Conclusions- *In the community, mammography remains the main screening tool while the effectiveness of clinical breast examination and self-examination are less. New screening modalities are unlikely to replace mammography in the near future for screening the general population „ [9].*

4.1.2. Metoda

Hodnocení typů screeningů karcinomu prsu, prováděných v běžných podmínkách je velmi náročné z metodického, klinického i etického hlediska. Vzhledem k tomu, jakých výsledků se dosahuje při mamografickém vyšetření, je velmi těžké prosadit ve společnosti i odborné komunitě nové metody. Přestože se mortalita v důsledku karcinomu prsu zlepšila, přesnou statistiku vlivu screeningových vyšetření těžko stanovit [9].

U většiny nových testů se stanovuje nejprve jejich přesnost, jednoduchost, náklady a ne jejich vliv na mortalitu na karcinom prsu. Tyto studie jsou v tomto experimentu také prozkoumávány. K testu byly vyzvány ženy s větším koeficientem výskytu karcinomu prsu, nebo vykazující jisté abnormality prsu [9].

4.1.3. Výsledek

Mamografický screening

Osm náhodně vybraných studií screeningu mamografie prsu bylo vybráno pro experiment. Analýzy, které obsahovaly všechny testy, ukazují obdivuhodný výsledek, kdy se mortalita na karcinom prsu snížila o 20- 35% u žen ve věku 50- 65 let. Obecně lze říci, že karcinom zjištěný pomocí mamografie je vždy malý, s příznivými biologickými a histologickými vlastnostmi, než karcinom objevený mimo mamografické vyšetření [9].

Přínos mamografického screeningu pro ženy kolem 40 ti let je nižší než u žen nad 50 let. Je to dáno zvláště nižším výskytem onemocnění, hutnější prsní tkání, která snižuje citlivost mamografu a v průměru rychleji rostoucím karcinomem. Lékaři jsou často překvapeni, jaké množství pacientů je třeba sledovat, aby se zabránilo jednomu úmrtí na karcinom prsu. Například by se musela provádět pravidelná mamografie u 500- 1800 žen ve věku kolem 40 ti let, po dobu 14 až 20 let, aby se zabránilo jednomu úmrtí. Screeningová mamografie je neúčinnější u žen nad 80 let, zde se poté studuje i výhodnost vyšetření při očekávaném úmrtí do pěti let. Osobní konzultace a řešení léčby se považuje za vhodné pro ženy již od 70 ti let [9].

Abnormální nález na mamografu nemusí vždy znamenat přítomnost karcinomu prsu. Vzhledem k tomu, že se pravděpodobnost výskytu karcinomu prsu zvyšuje s věkem, i spojení karcinomu prsu s abnormalitami na mamografu se zvyšuje s věkem pacientů. Výsledky ze sedmi programů dávají výsledky, že při vyšetření mamografem je citlivost 75% a přesnost 92,3% [9].

Přesnost je velmi závislá na hustotě prsní žlázy a věku pacienta [9].

Pokyny pro zajišťování kvality výsledků jsou dány několika organizacemi, jako je například Komise Evropských společenství. Kvality se zajišťuje i standarty jako je minimum snímků, které musí radiolog posoudit. V USA je to 480 a ve Spojeném království až 5000. V některých amerických zařízeních je možnost požádat o čtení snímku od více radiologů. Prokázalo se, že dvojité čtení zvyšuje detekci karcinomu prsu o 3 až 11 z 1000 pacientů. Takové metody ovšem brání přesnému hodnocení přínosů a škod screeningové mamografie [9].

Klinické vyšetření prsu

Přestože jsou dvě třetiny žen v USA starší 40 ti let a podstupují tak pravidelná mamografická vyšetření, existuje pouze málo výsledků z klinických studií klinického vyšetření. Studie porovnávající 10- 15 minutové klinické vyšetření a samovyšetření prsu se samovyšetřením a mamografií ukázala, že úmrtnost byla u obou skupin podobná, byť mamografický screening odhaluje i menší karcinomy. Výsledky jedné studie ukazují, že dvě pětiny lékařů (34 z 80), kteří vyšetřovali na vyrobeném modelu prsu, neměli ve vyšetření žádnou systematičnost. Zlepšení specifičnosti by nastalo, kdyby vyšetření probíhalo déle systematicky. Počet falešně pozitivních nálezů se tak může tréninkem snížit [9].

Samovyšetření prsu

Samovyšetření prsu je jednoduchý neinvazivní způsob, který umožňuje ženám, aby se v pohodlí domova vyšetřily. Nicméně jeho rozšíření ve veřejnosti není velké. Citlivost také není tak velká, jen 20- 30%. Pravidelné samovyšetření prsu provádí asi jedna třetina žen. Zvýšila se citlivost při nálezů hmatných hrudkovitých útvarů, snížila se ovšem specifická. [9]

V Číně proběhla studie, kdy asi 150 000 žen z textilního průmyslu provádělo každých šest měsíců samovyšetření prsu po dobu pěti let. Studie neprokázala žádný vliv na mortalitu v důsledku karcinomu prsu [9].

Vyšetření magnetickou rezonancí

Mamografie patří k jedinému schválenému druhu screeningu karcinomu prsu v USA. Ale v rámci studií jsou schváleny i MRI, ultrazvuk, termografie, scintimamografie a zobrazování elektrických impedancí. Screening pomocí MRI může být přínosný zejména pro mladší ženy s genetickým zatížením pro karcinom prsu. Údaje o přesnosti nejsou kompletní, protože není k dispozici mnoho výsledků. Ovšem z mála případů vyplývá, že přesnost MRI je vyšší než u mamografu a ultrazvuku dohromady [9].

Při studii v Nizozemsku je udávána citlivost klinického vyšetření 17,9%, mamografie 40% a MRI 71%. Specifická MRI bývá nižší než u mamografie, ale údaje nejsou důkladně prezentovány a specifická není vždy snadné spočítat [9].

Screeningové vyšetření MRI nebylo testováno v obecné populaci, ale vzhledem k jeho finanční nákladnosti, nižší specifické, delší časové náročnosti a klaustrofóbním vlastnostem bude ve screeningu karcinomu prsu zakázána [9].

Ultrazvukové vyšetření

Ultrazvuk je často používán jako cílené diagnostické vyšetření se zaměřením na podezřelou oblast. Může pomoci rozlišit mezi cystou a pevnou masou a také mezi benigní a maligní masou. Údaje ultrazvukového vyšetření jsou k dispozici od diagnostických populací, screeningové studie jsou vymezeny ženami s hustou prsní tkání identifikovanou na mamografu nebo o ženy se zvýšeným rizikem karcinomu prsu. Ultrazvukové vyšetření může odhalit až 3- 4 další karcinomy prsu z tisíce žen. Množství falešně pozitivních výsledků je větší než u mamografie (2,4- 12,9%- ultrazvuk, 0,7- 6%- mamografie) [9].

4.1.4. Závěr

V tomto experimentu se posuzuje vliv screeningových vyšetření na mortalitu v důsledku karcinomu prsu. Téma je to přínosné, ovšem pro vlastní měření neposuzujeme vliv přímo na mortalitu, ale na včasnou diagnózu karcinomu, a tím pádem vyšší šanci úspěšnosti léčby. Studie by se možná měla ubírat směrem posouzení mortality na jednotlivé druhy karcinomů z již známých statistik a včasné detekce těch nejzávažnějších z nich. Statistiky z článku jsou ovšem velmi přínosné pro utvoření celkového obrazu pro screening karcinomu prsu.

4.2. Přehled o termografii jako o neinvazivní metodě k detekci karcinomu prsu

A review of thermography as promising non- invasion detection modality for breast cancer [10]

4.2.1. Abstract

„From the last 1.5 decades of complying with the strict standardized thermogram interpretation protocols by proper infrared trained personnelas documented in literature, breast thermography has achieved an average sensitivity and specificity of 90%. An abnormal thermogram is reported as the significant biological risk marker for the existence of or continues development of breast tumor. This review paper further discusses the performance and environmental requirements in characterizing thermography as being used for breast tumor screening under strict indoor controlled environmental conditions. The essential elements on performance requirements include display temperature color scale, display temperature resolution, emissivity setting, screening temperature range, workable target plane, response time and selection of critical parameters such as uniformity, minimum detectable temperature difference, detector pixels and drift between auto-adjustment. The paper however does not preclude users from potential errors and misinterpretations of the data derived from thermal imagers“ [10].

4.2.2. Metoda

Tento článek se zabývá určením správné metodologie k dosažení nejlepších výsledků při snímkování IČT kamerou.

Příprava pacienta

Povrchová teplota těla je ovlivněna mnoha faktory. K omezení chyb při měření jsou stanovena následující pravidla postupu. Pacientovi jsou sděleny následující instrukce, které má před vyšetřením dodržet [10].

- Vyhnout se dopadu slunečního záření na měřenou oblast pět dní před měřením.
- V den měření na oblast neaplikovat krém, make- up, deodorant.
- Nejpozději 4 hod před měřením oholit danou oblast, pokud je to nutné.
- 24 hodin před měřením se neúčastnit fyzické aktivity, obzvláště stimulaci prsní žlázy.
- 4 hod před vyšetřením žádná fyzická aktivita.
- Koupel nejpozději 1 hod před vyšetřením.

- V den měření neužívat léky na bolest, pokud to váš zdravotní stav dovolí.
- Vyhnout se pití kávy, alkoholu a tučnému jídlu v den měření.
- Nosit volné prádlo.

Pacient musí vyplnit standardní formulář, kde udá všechny předchozí vyšetření a testy, a podepíše informovaný souhlas [10].

Aklimatizace probíhá v místnosti měření a pacient se svlékne od pasu nahoru a vyčká přibližně patnáct minut. Během tohoto času by mělo dojít k teplotnímu ustálení jeho pokožky. Vyvaruje se pohybům paží [10].

Podmínky pro měření

Velikost pokoje: Velikost vyšetřovny musí být dostatečná k dosažení homogenní teploty v pokoji pro práci. Minimální velikost je 2x3 m, lepší je ovšem 4x3 m a větší. Podlaha v pokoji by měla být přikryta kobercem [10].

Systém kontroly prostředí: Nejvhodnější teplota pro měření je 18- 25 °C. Relativní vlhkost 40- 75%. Na viditelném místě bude umístěn teploměr. Klimatizace, nebo jiné zařízení měnící teplotu musí být z místnosti odstraněny [10].

Počítačové vybavení: vybavení na zpracování obrazu musí být dostatečně daleko od měření, aby nedocházelo k ovlivňování čtení teploty. Umyvadlo se studenou a horkou vodou k teplotnímu stress testu [10].

Pacientská kabinka může být přítomna k většímu soukromí pacienta při aklimatizaci.

Minimalizace IR okolního záření: všechna okna, žárovky, zářivky apod. musí být zakryty [10].

Standardizace zobrazovacího systému

Nastavení referenční teploty, použití podstavce na stabilizaci obrazu. IČT kameru spouští 15 min předem, aby se stabilizovala na daný obraz [10].

Protokol získání obrazu

Protokol získání obrazu je sestaven tak, aby mohlo docházet ke změnám obrazu, které vznikly v důsledku zaostřování a úhlu snímání. Protokol zahrnuje například implementaci masky, pozicování pacienta, software a parametry měřicí techniky. Termogramy musí zahrnovat místo, které je relevantní pro měření [10].

Získání masky, nebo velikosti obrazu: Velikost obrazu je dána parametry vzdálenosti kamery od pacienta, kamerou a jejím zaostřením. Cíl měření by měl zaplňovat co největší plochu obrazu, tím se zvyšuje přesnost při jeho hodnocení. Takováto snímací maska bude $1/3$ šířky a $2/3$ výšky obrazové pracovní plochy [10].

Pozicování pacienta: Pacient je snímán vestoje, s co nejmenším pohybem. Aby byla informace o prsní a okolní tkáni kompletní, pořizují se snímky z více úhlů.

Software: Při zpracování obrazu je nutné dodržovat přesné parametry, aby nedošlo ke zkreslení obrazu. Program na zpracování by měl mít následující parametry: sekvenční analýzu obrazu, program detekce termické asymetrie, termografický index, program analýzy distribuce tepla v požadovaném místě [10].

Analýza obrazu: Snímá se více obrazů pro každý z pohledů a ty se poté porovnávají. Tím se vytvoří pomocí softwaru masky. Z toho lze vytvořit obraz střední hodnoty pro každou anatomickou část těla derivací obrazu a lze určit i střední hodnotu teplot, jakýsi termální vzor pro každou část těla [10].

4.2.3. Závěr

Tento článek pro mě byl přínosem, jelikož byl pro mne výchozí při nastavení podmínek měření. Publikovaný názor jsem nebrala jako jediný správný. Vlastním měřením jsem některé podmínky ověřila, jak je popsáno v kapitolách 6 - 8. Není zde popsán žádný konkrétní pokus s výsledky, ale i tak udávají přesnost metody snímání pomocí IČT kamery kolem 90%, z článku bohužel není jasné, jakou přesnost udávají.

4.3. Efektivita detekce karcinomu prsu pomocí neinvazivní digitální infračervené termografie

Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer [11]

4.3.1. Abstract

*„**Background:** Digital infrared thermal imaging (DITI) has resurfaced in this era of modernized computer technology. Its role in the detection of breast cancer is evaluated.*

***Methods:** In this prospective clinical trial, 92 patients for whom a breast biopsy was recommended based on prior mammogram or ultrasound underwent DITI. Three scores were generated: an overall risk score in the screening mode, a clinical score based on patient information, and a third assessment by artificial neural network.*

***Results:** Sixty of 94 biopsies were malignant and 34 were benign. DITI identified 58 of 60 malignancies, with 97% sensitivity, 44% specificity, and 82% negative predictive value depending on the mode used. Compared to an overall risk score of 0, a score of 3 or greater was significantly more likely to be associated with malignancy (30% vs 90%, $P = .03$.*

***Conclusion:** DITI is a valuable adjunct to mammography and ultrasound, especially in women with dense breast parenchyma“ [11]*

4.3.2. Metoda

V nemocnici v New Yorku byl zahájen experiment na 92 ženách, které byly odeslány na biopsii prsní žlázy po předchozím pozitivním vyšetření na mamografu, či ultrasonografu. Z výzkumu byly vyloučeny ženy s větším objemem prsní žlázy než je DD (velikost 5), pokročilou obezitou, nebo které prošly předtím amputací prsu [11].

Vyšetřované byly svlečeny od pasu nahoru a posazeny na židli s postranními zrcadly a integrovaným vzduchovým chladicím zařízením. Vyšetření trvalo asi deset minut na osobu a bylo pořízeno více než 100 snímků IČT kamerou, během chlazení prsní žlázy vzduchovým chladicím zařízením. Poté software extrahoval specifické tepelné parametry, ukazující asymetrie prsu, a zaměřil oblasti prsní žlázy, které vykazují největší teplotní změny oproti okolní tkáni. Poté vygeneroval tři obrázky, kde jsou zvýrazněna podezřelá místa. Každý testovaný prošel trojí analýzou svých snímků, k nalezení třech různých výsledků. Ve všech

třech módech výsledků se určuje, zda je pozitivní či negativní nález v prsní žláze. Jde o módy zobrazovací, klinické a umělé neutrální síť [11].

4.3.3. Výsledek

Z 94 biopsií na 92 ženách bylo 60 maligních a 34 benigních. Z těchto 60 malignit bylo pomocí IČT kamery správně určeno 58, přitom ony dva neidentifikované výsledky vykazovaly přítomnost nádoru in situ, který jsou definován jako stádium 0. Výsledky různých módů jsou uvedeny v tabulce 1 [11].

Tabulka 5 Výsledky módů zobrazení IČT kamerou [11]

	Zobrazovací mód	Klinický mód	Neutrální síť
Senzitivita	96,7%	90%	96,7%
Přesnost určení	11,8%	44,1%	26,5%

4.3.4. Závěr

Metoda odhalení potvrzení, či vyvrácení karcinomu u nemocných osob pomocí termografie ukázala vysokou přesnost při odhalování karcinomu prsní žlázy. Přesto ji autoři nedoporučují používat jako samostatnou metodu, ale jen jako doplněk k mamografickému nebo ultrasonografickému vyšetření, díky vyšetřované skupině, která obsahovala pouze pacienty po biopsii, či předchozím vyšetření na mammografu. Není tedy k dispozici přesnost na zdravých osobách. Je považována jako šance pro problematické pacienty, například mladšího věku, kteří nejsou povinni docházet na mamografii, ale analýza pomocí infračervené termokamery by mohla odhalit jisté abnormality. Metoda je založena na zvýšení oběhu v místě karcinomu a tím i vyšší teplotu v tomto místě, toho ovšem mohou dosahovat i záněty nebo porušení prsní tkáně.

4.4. Vztah mezi mikrovaskulární hustotou a termicky teplými místy při karcinomu prsu

Relationship Between Microvesel Density and Thermographic Hot Areas in Breast Cancer [12]

4.4.1. Abstract

„**Purpose.** This study was conducted to evaluate the validity of thermography in breast examination.

Methods. We performed contact thermography and measured the direct temperature by inserting a needletype thermometer into the tissue. The core temperature of the tumor (dTt) and the temperature of the tissue surrounding the tumor (dTs) were compared with normal tissue. The microvessel density (MVD) and the MIB-1 labeling index (MIB-1 LI) of the tumor were examined immunohistochemically. The subjects were 48 women with primary invasive ductal carcinoma. The area of the tumor was diagnosed pathologically, and the hot area was measured using thermography.

Results. The dTt was significantly higher than the dTs. Both the dTt and dTs were significantly higher when the thermographical hot area was positive, or when more than four lymph node metastases were found. The dTs was correlated with MVD. A correlation between MVD and tumor temperature measured directly was also confirmed. A higher dTs was related to the dissociated wide area of the thermogram.

Conclusion. These findings suggested a relationship between dTs and the high-risk group of breast cancer. We also found that abnormalities in temperature were reflected in thermography and that a higher dTs was related to the dissociated wide area of the thermogram“ [12].

4.4.2. Metoda

Pomocí jehlového teploměru je změřena teplota tkání, která je zkoumána. Teplota v jádře karcinomu a teplota okolní tkáně je porovnávána s teplotou normální tkáně. Mezivaskulární hustota a značící index MIB-1 byly zjištěny imunohistochemicky [12].

Měření probíhalo na 48 ženách, u kterých byl diagnostikován duktální karcinom. Ženy, které prodělaly otevřenou biopsii, nebo byly předoperačně ozářeny, byly z výzkumu vyřazeny [12].

Kontaktní termografie tekutým krystalem

Kontaktní termografie tekutým krystalem se provedla tři až čtyři dny před operací. Proces probíhá tak, že po 30 sekundách, kdy pacientku chladilo externí chladicí zařízení, byly přiloženy kontaktní desky z obou stran prsu, a to pod tlakem po dobu 15 sekund. Z toho lze získat obraz, na kterém se sledují čtyři parametry: lokální teplá místa, vaskulární teplá místa, teplá místa u bradavky a teplá místa vzniklá po chlazení [12].

Přímé měření teploty pomocí jehlového teploměru

Jehlový teploměr byl zaveden do jádra karcinomu, tkáně okolo karcinomu a zdravé tkáně. Poté byl sledován teplotní rozdíl mezi jádrem karcinomu a zdravou tkání, a dále okolní a zdravou tkání. Jehlový teploměr byl zaváděn pod lokální anestézií do tkáně, u které se očekával zásah při nastávající operaci, aby nedošlo k jinému poškození pacientky [12].

Porovnání patologických a termických výsledků karcinomu

Obrazy získané patologicky a snímkováním IČT kamerou byly porovnány. Transformace patologického obrazu pomocí formalinové fixace na desku a termografický snímek byly porovnány. V případě, že byl termografický snímek o 20% širší, byl určen jako „Široká skupina“, zbývající potom „Skupina shody“ [12].

4.4.3. Výsledek

Abnormální termogram byl zjištěn v 89% případů zkoumané skupiny, tj. u 43 z 48 pacientů s invazivním duktálním karcinomem. Teplota jádra karcinomu i okolní tkáně byly výrazně vyšší než teplota normální tkáně. Vliv na teplotu neměla menopauza ani menstruační cyklus. Vysoká teplota okolní tkáně byla spojena s mikrovaskulární hustotou [12]-

4.4.4. Závěr

Nevýhodou této metody je její invazivnost. Celá metoda ovšem ukazuje, že termografie měla v měřeném vzorku 48 pacientů úspěšnost 89% správného určení abnormalit v termogramu prsu, oproti anamnéze posuzovaného pacienta.

4.5. Počítačová simulace ve spojení s lékařskou termografií jako nástroj pro včasnou detekci karcinomu prsu

Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer [13]

4.5.1. Abstract

*„**Background:** Mathematical modelling and analysis is now accepted in the engineering design on par with experimental approaches. Computer simulations enable one to perform several 'what-if' analyses cost effectively. High speed computers and low cost of memory has helped in simulating large-scale models in a relatively shorter time frame. The possibility of extending numerical modelling in the area of breast cancer detection in conjunction with medical thermography is considered in this work.*

***Methods:** Thermography enables one to see the temperature pattern and look for abnormality. In a thermogram there is no radiation risk as it only captures the infrared radiation from the skin and is totally painless. But, a thermogram is only a test of physiology, whereas a mammogram is a test of anatomy. It is hoped that a thermogram along with numerical modelling will serve as an adjunct tool. Presently mammogram is the 'gold-standard' in breast cancer detection. But the interpretation of a mammogram is largely dependent on the radiologist. Therefore, a thermogram that looks into the physiological changes in combination with numerical simulation performing 'what-if' analysis could act as an adjunct tool to mammography.*

***Results:** The proposed framework suggested that it could reduce the occurrence of false-negative/ positive cases.*

***Conclusion:** A numerical bioheat model of a female breast is developed and simulated. The results are compared with experimental results. The possibility of this method as an early detection tool is discussed“ [13].*

4.5.2. Metoda

Tato práce zahrnuje spojení termografie a matematického modelování. Zatímco při mamografii je citlivost asi 83 %, kombinací mamografie a termografie se zvyšuje na 93% a kombinací mamografie, termografie a matematického modelování na 98% [13].

Matematický model ženského prsu a použití umělé inteligence k analýze tohoto modelu snižuje pravděpodobnost chybně pozitivních výsledků. Autoři numericky stanovili optimální parametry pro odhalení karcinomu prsu tak, aby se maximalizoval signál karcinomu a minimalizovaly faktory jako krevní oběh, metabolický index, nebo okolní podmínky. Předchozí práce autorů ukázala cenné informace o teplotní závislosti okolní tkáně, velikosti a umístění karcinomu. Matematické simulace ukázaly i při obtížných podmínkách, jako je malý a hluboký karcinom, že odhalí jisté abnormality. Modely jsou vytvořeny tak, že rozdělují prsní žlázu do čtyř kvadrantů a zohledňují některé aspekty, například tloušťku tkáně. Kvadranty se nazývají pokožka, žláza, sval a dvorec bradavky. Kvadranty jsou flexibilní (například kojící matka bude mít zvětšený čtvrtý kvadrant) [13].

Model zahrnuje vlastnosti materiálu a krevního průtoku. Sleduje parametry krevního průtoku, který určuje specifickou tepelnou kapacitu, tkáňovou vodivost a metabolickou teplotu vytvářenou tkání. Simulace využívá aritmetickou fluidní dynamiku. Vymodelovaný termický vzor je porovnán s termogramem získaným od dobrovolníků. Studie se účastnilo třicet čtyři dobrovolníků [13].

4.5.3. Výsledek

Z dat získaných od dobrovolníků byly použity tři pro matematickou simulaci.

Pacient 1

38 let s normálním nálezem. Podstupuje samovyšetření i povinná roční klinická vyšetření. Na termogramu je vidět, že má chladnější místa v okolí bradavky, na který navazuje mírně teplejší oblast v kvadrantu směrem dolů od bradavky a teplejší horní kvadrant. Nejteplejší místa jsou v okolí, kde prso navazuje na hrudník. Tento výklad je normální termogram prsu. Matematický model se s termogramem shodoval [13].

Pacient 2

47 let. V roce 1994 diagnostikován s nezhoubným karcinomem v levém prsu. Nyní má bolesti v pravém prsu a je v něm hmatná hrudkovitost. Zajímavé bylo, že má relativně vyšší teplotu v horním vnitřním kvadrantu. Teplota v okolí bradavky je opět nižší. Matematický model rozložení teplot potvrdil [13].

Pacient 3

43 let, v roce 1997 ji byla odstraněna nezhoubná bulka z pravého prsu. Tento pacient měl poměrně chladný horní vnitřní kvadrant a vyšší teplotu v horním vnějším kvadrantu. Toto

by mohlo být vyhodnoceno jako abnormalita, ovšem po analýze předchozí operace mohlo dojít po zákroku ke změně metabolického procesu právě v horním vnějším kvadrantu. Matematický model se shoduje s experimentálním modelem [13].

4.5.4. Závěr

V tomto článku byla pro mě velkým přínosem interpretace termogramů, kterou se mohu inspirovat při zpracování vlastních výsledků. Alespoň hrubě nastavuje, jak má vypadat termogram normálního zdravého pacienta, a jak hodnotit odchylky.

5. Seznámení se s měřicí technikou a vyhodnocovacím systémem

5.2. Měřicí technika

Ke všem měřením mi byla laskavě panem Ing. Sovou a firmou Workswell s.r.o. zapůjčena IČT kamera Flir T335.

Tabulka 6 Parametry měřicí techniky- IČT kamera Flir T335 [14]

Rozlišení detektoru	320 x 240 bodů
Typ detektoru	Nechlazený mikrobolometr
Frekvence	30Hz
Teplotní rozsah	- 20°C - +120°C 0°C - 350°C +200°C - +650°C
Citlivost systému	0.05°C
Přesnost	+/- 2°C

Nastavení hodnot na IČT kameře bylo shodné pro všechna měření, viz Tabulka 6.

Tabulka 7 Nastavení hodnot na IČT kameře

Emisivita	0.98
Odražená teplota	20 °C
Atmosférická teplota	21 °C
Relativní vlhkost	50%
Vzdálenost	1 m

Údaje poskytnuté společností Workswell s.r.o.

Termovizní kamera T335 spadá do střední třídy vybavenosti a výkonnosti. Rozlišení bolometru termokamery T335 je **320 x 240 pixelů**, osahuje teplotní citlivosti 0,05°C při obnovovací frekvenci **30 Hz**. Teplotní rozsah kamery lze nastavit do třech volitelných rozsahů **-20°C až +120°C, 0°C až +350°C a +200°C až +650°C**. [14]

Velkou předností této řady je velký 3.5“ LCD dotykový displej, laser pro přesné zaměření a stupeň krytí IP54 (ochrana proti stříkající vodě a prachu). Dále nabízí funkci obraz v obraze, kde dochází k propojení reálného snímku s termosnímkiem přímo v přístroji,

zvukový záznam po dobu 60 vteřin, použití Extech přístrojů (např. klešťový ampérmetr) přes Bluetooth a integrovaný digitální fotoaparát 3,1Mpx s osvětlovací diodou. Tento model nabízí řadu vyhodnocovacích a měřících funkcí (až 5 bodů a 5 oblastí měření s MIN/MAX/průměr, izotermie či automatickou detekci teplých a studených bodů ve vybrané oblasti). [14]

Termokamery řady T nacházejí největší uplatnění při diagnostice a údržbě elektrických strojů a zařízení, rozvodů a rozveden elektrické energie, fotovoltaických panelů, transformátorů či elektrických zařízení.[14]

5.3.Vyhodnocovací systém

K vyhodnocování snímků jsem používala systém Flir QuickReport 1.2. Tento systém mi byl doporučen jako nejvhodnější a plně postačující k tomuto typu kamery a účelu měření. Každý snímek jsem v programu nastavila tak, aby měl co největší teplotní rozlišení.

Při měření vlivu menstruačního cyklu, které popisuji v kapitole 7, jsem se snažila zobrazit všechny snímky jedné osoby ve stejném teplotním rozsahu, aby bylo zřejmé, zda došlo ke změně teploty. Dále jsem u všech snímků pomocí nástroje výběru oblasti vybrala pouze oblast prsu z čelního pohledu, a zjistila maximální, minimální a průměrnou teplotu prsu. Výsledky zanesené v tabulkách 19, 21 a 23 uvádím v kapitolách 7 a 8.

V programu bylo možné upravit nastavení emisivity, odražené teploty, atmosférické teploty, relativní vlhkosti a vzdálenosti, které se prvotně nastavují na IČT kameře.

6. Nečastější zdroje chyb při měření teploty

6.1. Vliv zdánlivé odražené teploty

Měřená osoba byla vystavena tepelnému záření ze zářiče s nastavitelnou teplotou povrchu přibližně od 25°C do 70°C. Nejprve jsem určila místo dopadu záření pomocí klasického zrcadla. Zářič jsem natáčela tak, abych viděla v IČT kameře jeho odraz v zrcadle. Do místa, kde byl odraz, pak bude také dopadat tepelné záření, jehož vliv na pokožku jsem zkoumala. Zrcadlo musí být rovnoběžné s místem na těle, kde jsem zkoumala dopad záření. Poté jsem měřila střídavě se zakrytým a působícím zářičem na pokožku. Pokožku jsem měřila suchou (v normálním stavu), pokrytou potem a pokrytou olejem. Výsledky viz tabulka 7

Tabulka 8 Měření odrazu infračerveného záření na pokožce

Č. měření	Teplota T1 s vlivem zářiče [°C]	Teplota T2 bez vlivu zářiče [°C]	Rozdíl teplot T1- T2[°C]	Absolutní hodnota rozdílu teplot [°C]
1	33,8	33,8	0	0
2	33,8	33,7	-0,1	0,1
3	33,9	33,9	0	0
4	33,7	33,5	-0,2	0,2
5	33,9	33,7	-0,2	0,2
Průměrný rozdíl teplot [°C]				0,1

Tabulka 9: Měření odrazu infračerveného záření na pokožce pokryté potem

Č. měření	Teplota T1 s vlivem zářiče [°C]	Teplota T2 bez vlivu zářiče [°C]	Rozdíl teplot T1- T2 [°C]	Absolutní hodnota rozdílu teplot [°C]
1	33,2	33,3	-0,1	0,1
2	33,3	33,2	-0,1	0,1
3	33	33,2	-0,2	0,2
4	33,2	33,2	0	0
5	33,1	33,3	-0,2	0,2
Průměrný rozdíl teplot [°C]				0,12

Tabulka 10 Měření odrazu infračerveného záření na pokožce pokryté olejem

Č. měření	Teplota T1 s vlivem zářiče [°C]	Teplota T2 bez vlivu zářiče [°C]	Rozdíl teplot T1- T2[°C]	Absolutní hodnota rozdílu teplot [°C]
1	33,1	33,1	0	0
2	33,1	33,1	0	0
3	33,2	33,3	-0,1	0,1
4	33,2	33,3	-0,1	0,1
5	33,5	33,3	-0,2	0,2
Průměrný rozdíl teplot [°C]				0,08

6.2.Stanovení emisivity kůže

Pro stanovení emisivity kůže jsem použila tři různé metody

Při první z nich jsem porovnávala teploty z IČT kamery a dotykového teploměru. Dotykovým teploměrem jsem naměřila teplotu na ohraničeném místě a na IČT kameře měnila emisivitu tak, aby naměřená teplota byla shodná s teplotou, kterou naměřil dotykový teploměr. Výsledky měření viz tabulka

Tabulka 11 Určení emisivity kůže pomocí dotykového teploměru

Č. měření	Teplota naměřená na těle dotykovým teploměrem [°C]	Emisivita z IČT kamery
1	34,2	0,97
2	33,4	0,98
3	33,3	0,98
4	33,2	0,98
5	33,2	0,98

Při druhé metodě jsem na pokožku připevnila pásku o známé emisivitě a změřila její teplotu pomocí IČT kamery. Poté jsem namířila kameru na okolní pokožku a snižovala emisivitu na IČT kameře, až byla měřená teplota na pokožce stejná jako na pásce. Výsledky viz tabulka 11.

Tabulka 12 Určení emisivity kůže pomocí známé emisivity pásky

Č. měření	Teplota naměřená na těle na pásce IČT kamerou [°C]	Emisivita z IČT kamery
1	33,2	0,97
2	33,4	0,97
3	33,3	0,98
4	33,4	0,98
5	33,2	0,98

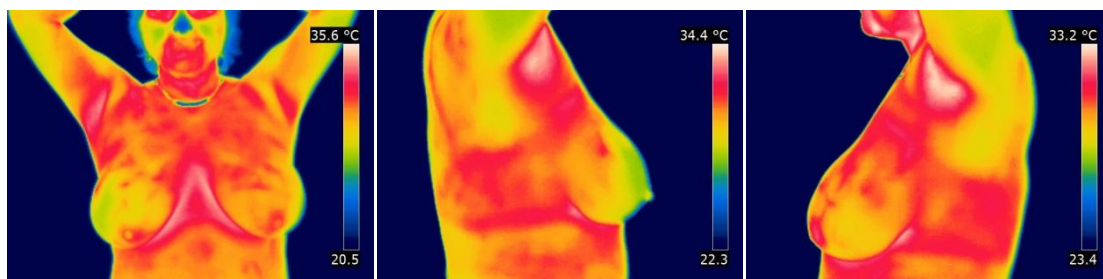
Poslední metoda využívá faktu, že pokud do předmětu s homogenní teplotou uděláme dostatečně malý a hluboký otvor, bude se vnitřek tohoto otvoru chovat jako černé těleso, tj. emisivita bude rovna jedné. Pro potvrzení tohoto jevu jsme použili oční důlek. Teplotu v důlku jsme změřili dotykovým teploměrem a na IČT kameře hledali emisivitu.

Tabulka 13 Určení emisivity kůže při předpokládané emisivitě děr 1

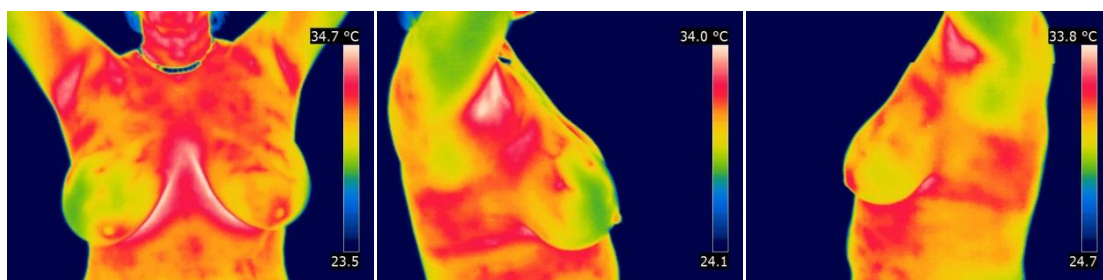
Č. měření	Teplota naměřená dotykovým teploměrem v očním důlku [°C]	Emisivita z IČT kamery
1	35,8	0,98
2	36,1	0,97
3	35,5	0,98
4	36,2	0,99
5	36,2	0,99

6.3. Aklimatizace měřené osoby

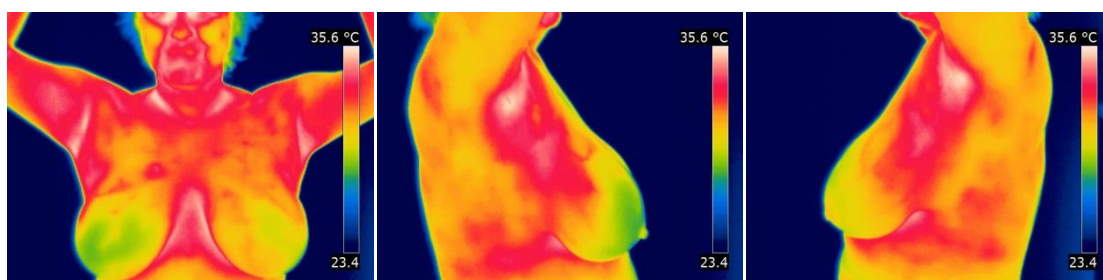
K eliminaci teplotních odchylek vyplývajících z oděvu, příchodu z prostředí s odlišnou teplotou, zahřátí pohybem při přemísťování na dané místo, navrhuji aklimatizaci 10 minut v místnosti, kde probíhá měření. Ke stanovení doby aklimatizace jsem zvolila měření ve tříminutových intervalech. Na obrázku č. 14 je vidět osoba snímkaná ihned po příchodu a odložení oděvu, na obrázcích č. 15 - 19 osoba snímkaná po třech minutách. Z obrázku č. 17 je vidět, že osoba je již ustálená a na obrázcích č. 18 a 19 již nedochází k žádným změnám. Z těchto důvodů jsem zvolila jako postačující dobu aklimatizace na místě 10 minut.



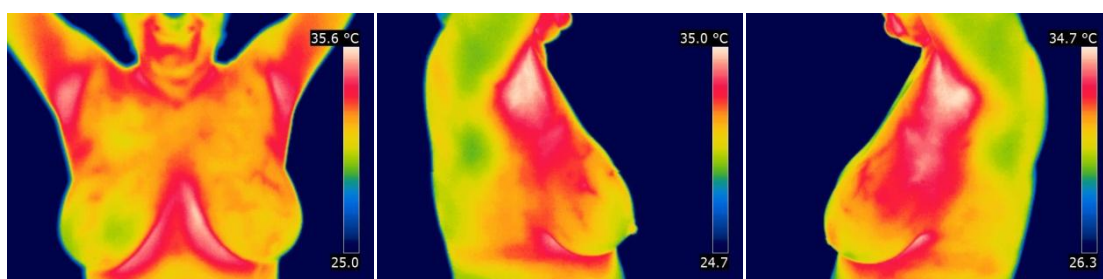
Obr. č. 14 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas 0 minut



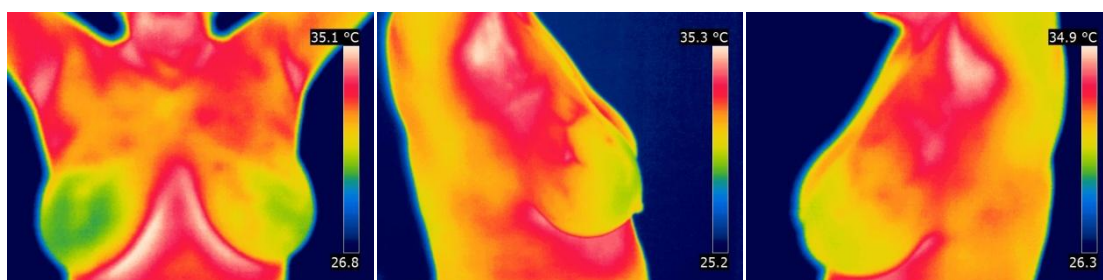
Obr. č. 15 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +3 minuty



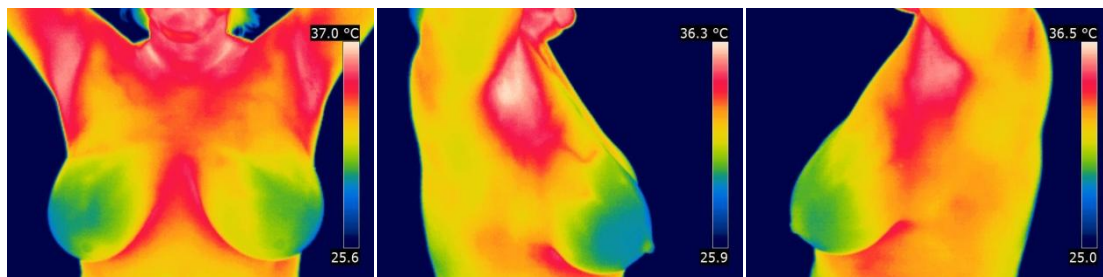
Obr. č. 16 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +6 minut



Obr. č. 17 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +9 minut



Obr. č. 18 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +12 minut



Obr. č. 19 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohledy čas +15 minut

Z obrázků č. 14- 17 je vidět, že plně dostačuje aklimatizace po dobu 10 minut v klidu (v sedě). Okolní teplotu v místnosti jsem měřila pomocí běžného digitálního pokojového teploměru Digital Thermo 02101, s udávanou přesností + 1°C. Tato přesnost plně postačuje, jelikož požaduji teplotu okolí v rozmezí 17- 25°C. Okolní teplotu je možné upravit později v programu QuickReport 1.2..

7. Měření vlivu menstruačního cyklu na termogram prsu

7.1. Popis

Měření probíhalo v pěti týdnech, aby byl jistě podchycen celý menstruační cyklus. Testované ženy 25 let, 44 let a 50 let byly před měřením 10 min svlečeny od pasu nahoru k ustálení teploty. Snímky byly pořízeny frontálně a laterálně zleva i zprava. Snímkování probíhalo na jednom místě po celých pět týdnů. Měřené osoby jedna a dvě mají děti. Měřená osoba 1 je pravděpodobně ve fázi před přechodem, měřená osoba tři jako jediná užívá hormonální antikoncepci. Měřené osoby jedna a dvě mají nepravidelný cyklus.

7.2. Měření

Měřená osoba 1 (MO1)

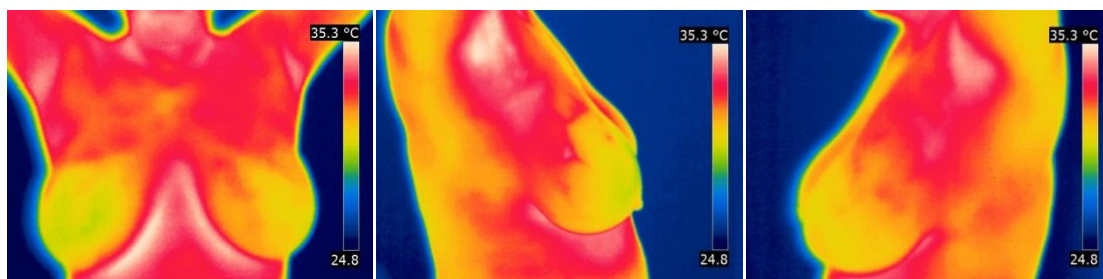
Tabulka 14 Parametry MO1

Pohlaví	Věk	Vyšetření na mamografu
Žena	50 let	Ano, negativní

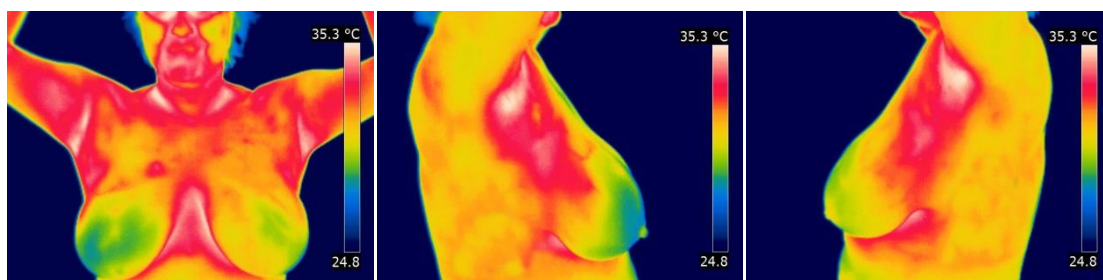
Výsledky měření:

Tabulka 15 Fáze menstruačního cyklu MO1

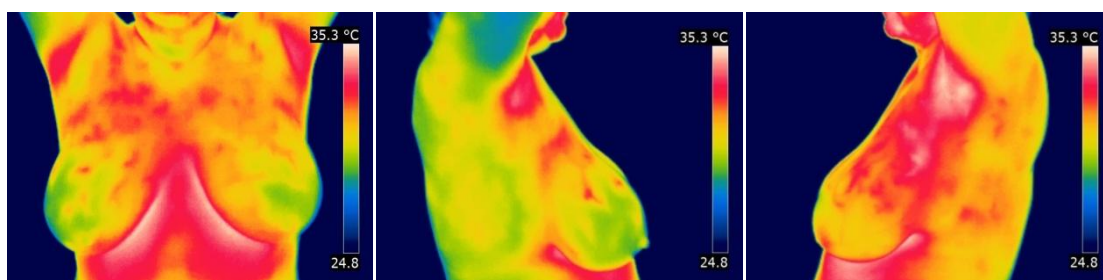
Měření ze dne	Den menstruačního cyklu	
12. 9. 2012	14. den	Ovulace
20. 9. 2012	8. den	Folikulární fáze
24. 9. 2012	11. den	Ovulace
5. 10. 2012	22. den	Luteální fáze
11. 10. 2012	28. den	Luteální fáze
18. 10. 2012	6. den	Folikulární fáze



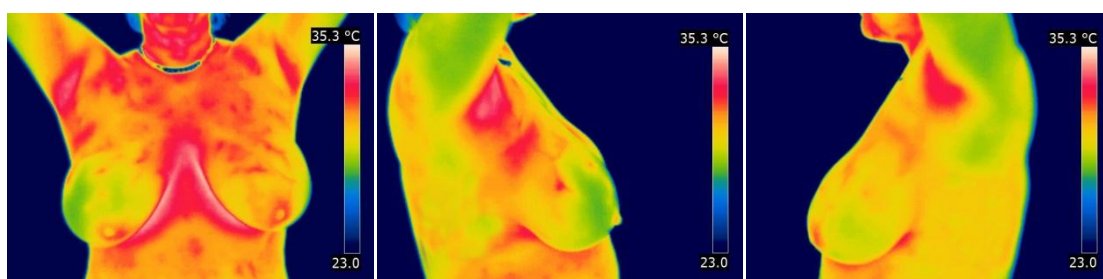
Obr. č. 20 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO1



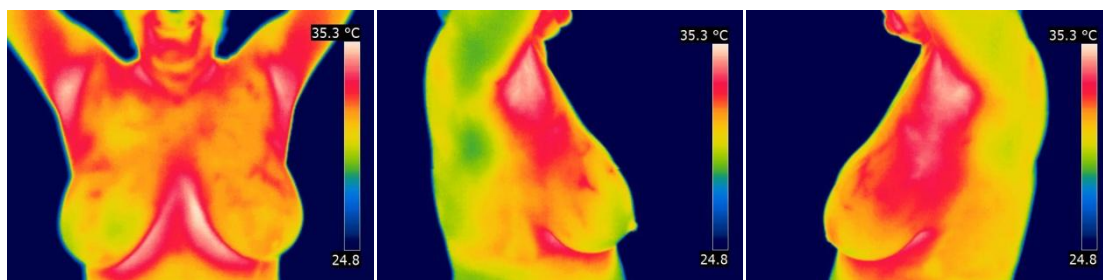
Obr. č. 21 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO1



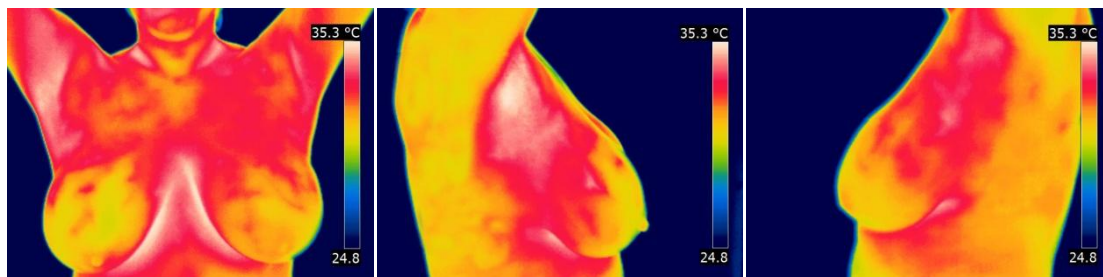
Obr. č. 22 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO1



Obr. č. 23 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO1



Obr. č. 24 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO1



Obr. č. 25 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO1

Měřená osoba 2 (MO2)

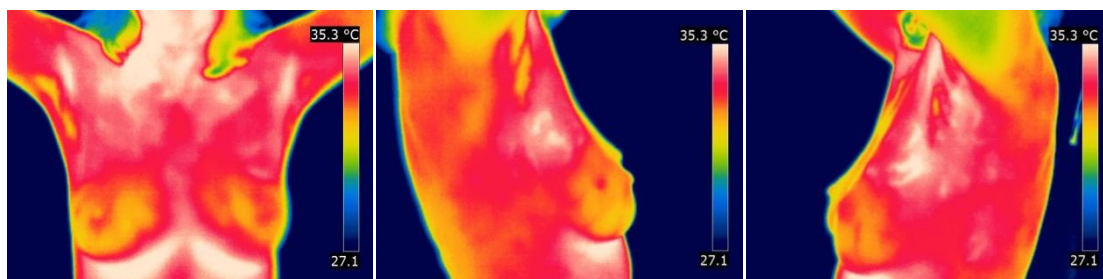
Tabulka 16 Parametry MO2

Pohlaví	Věk	Vyšetření na mamografu
Žena	44 let	Ne

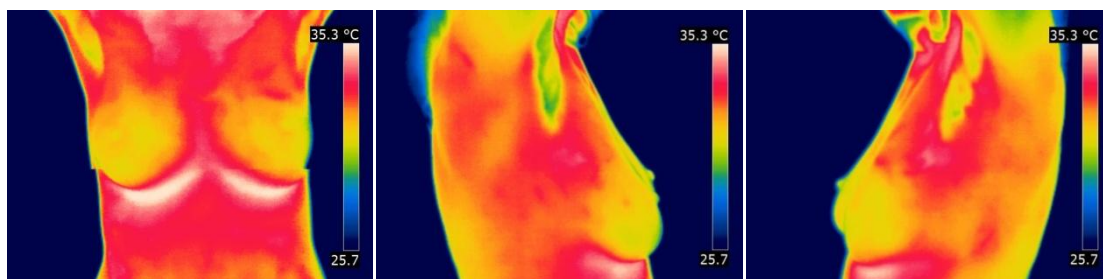
Výsledky měření:

Tabulka 17 Fáze menstruačního cyklu MO2

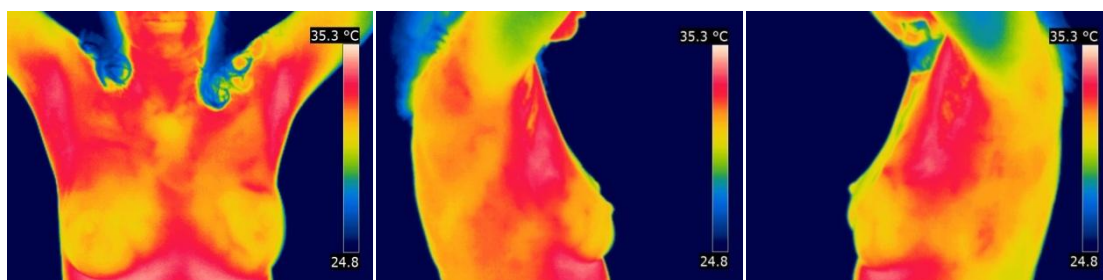
Měření ze dne	Den menstruačního cyklu	
12. 9. 2012	19. den	Luteální fáze
20. 9. 2012	6. den	Folikulární fáze
27. 9. 2012	12. den	Ovulace
5. 10. 2012	21. den	Luteální fáze
11. 10. 2012	27. den	Luteální fáze
18. 10. 2012	6. den	Folikulární fáze



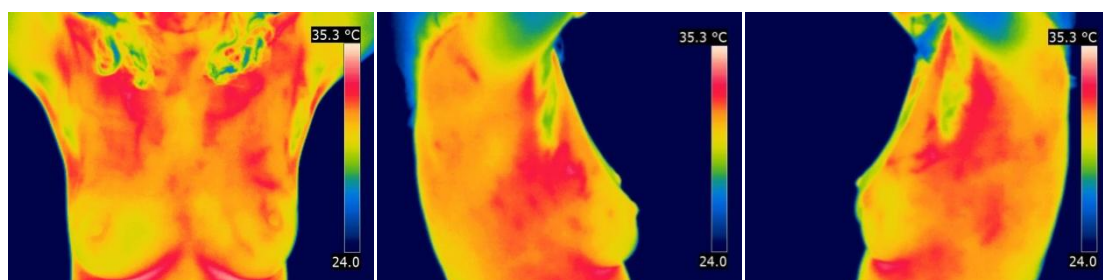
Obr. č. 26 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO2



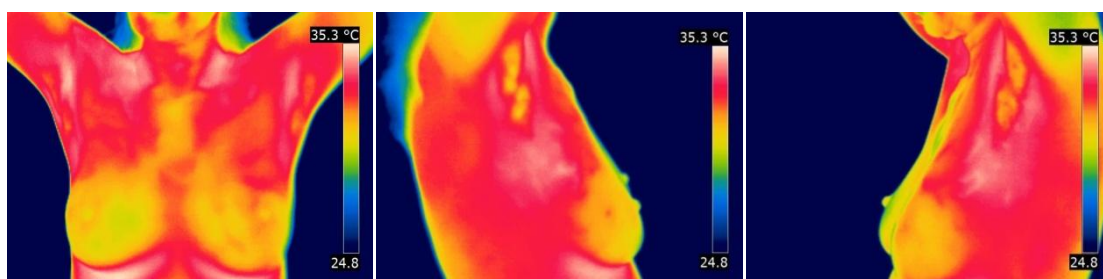
Obr. č. 27 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO2



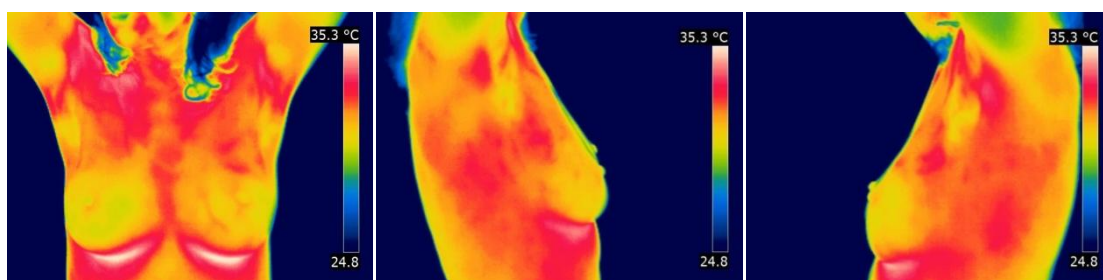
Obr. č. 28 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO2



Obr. č. 29 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO2



Obr. č. 30 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO2



Obr. č. 31 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO2

Měřená osoba 3 (MO3)

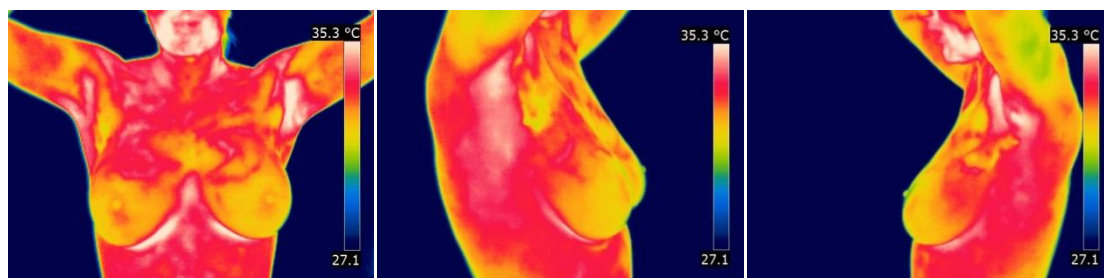
Tabulka 18 Parametry MO3

Pohlaví	Věk	Vyšetření na mamografu
Žena	25 let	Ne

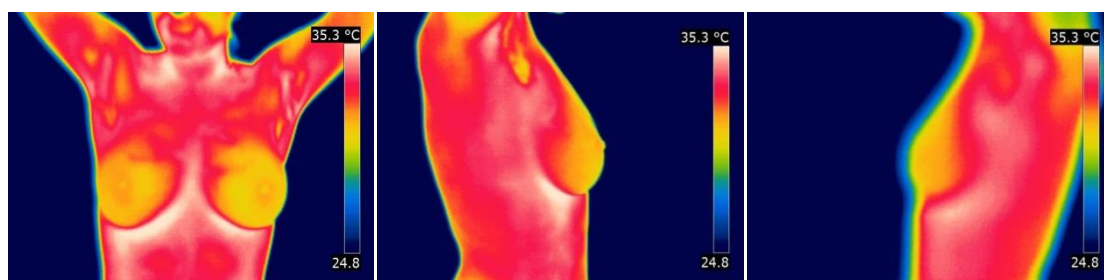
Výsledky měření:

Tabulka 19 Fáze menstruačního cyklu MO3

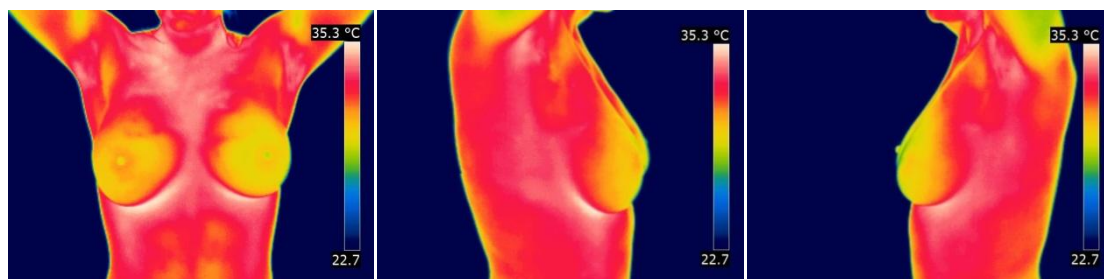
Měření ze dne	Den menstruačního cyklu	
12. 9. 2012	2. den	Folikulární fáze
20. 9. 2012	8. den	Folikulární fáze
24. 9. 2012	11. den	Ovulace
5. 10. 2012	22. den	Luteální fáze
11. 10. 2012	3. den	Folikulární fáze
18. 10. 2012	9. den	Folikulární fáze



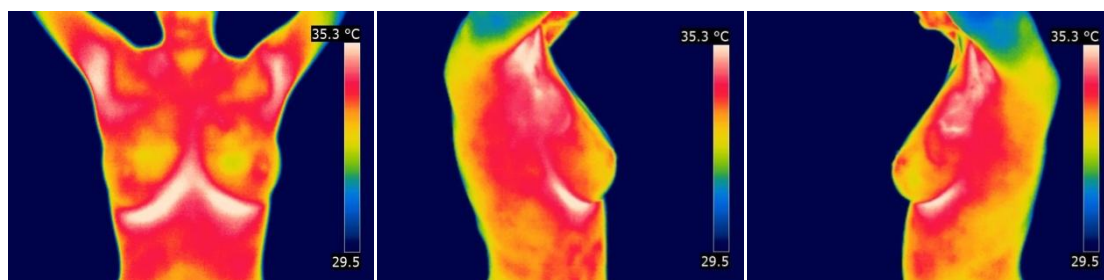
Obr. č. 32 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO3



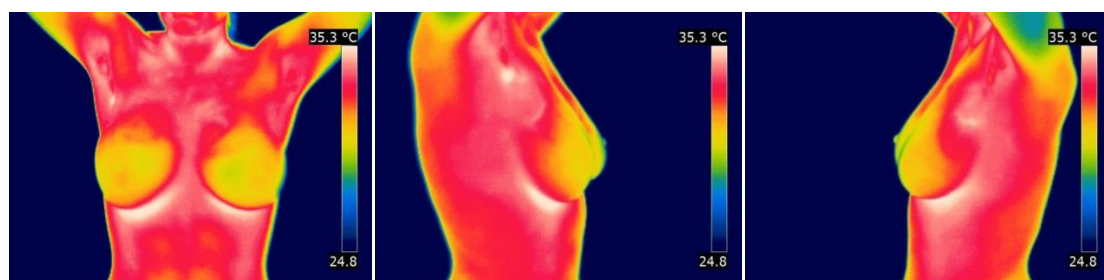
Obr. č. 33 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO3



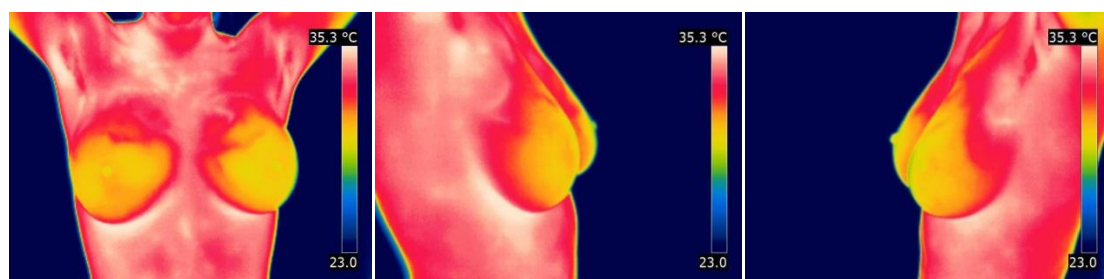
Obr. č. 34 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO3



Obr. č. 35 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO3



Obr. č. 36 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO3



Obr. č. 37 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO3

Průměrné teploty prsu jednotlivých osob ve fázích menstruačního cyklu

Tabulka 20 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob ve fázích menstruačního cyklu

	Měřená osoba 1	Měřená osoba 2	Měřená osoba 3
Folikulární	31,1 °C	31,3 °C	30,3 °C
Ovulace	31,2 °C	30,5 °C	30,5 °C
Luteální	30,9 °C	33,3 °C	30,1 °C

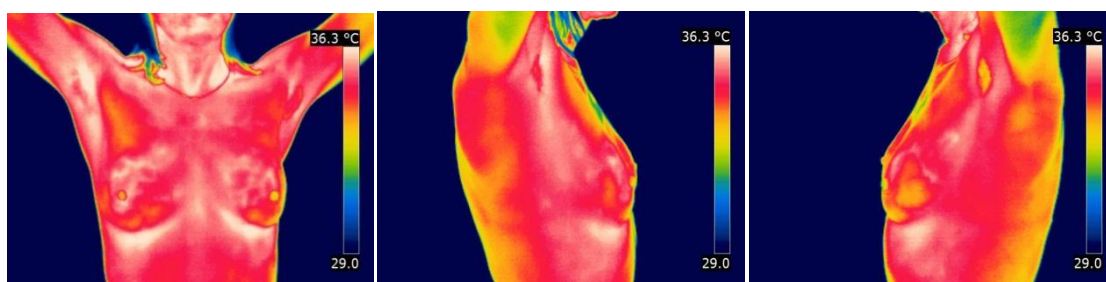
8. Měření vlivu velikosti prsů a věku

Druhé měření, tedy závislost velikosti prsů a věku pacientek na výsledném termografu, probíhalo během jednoho dne 1. 11. 2012, na třech místech. Bylo vybráno deset dobrovolnic různého věku a velikosti prsů. Měřené osoby byly minimálně 10 min předem svlečeny od pasu nahoru k aklimatizaci. Teplota na prvních dvou místech byla 21 a 22 °C, na třetím místě 26°C. Vlhkost nebyla měřena.

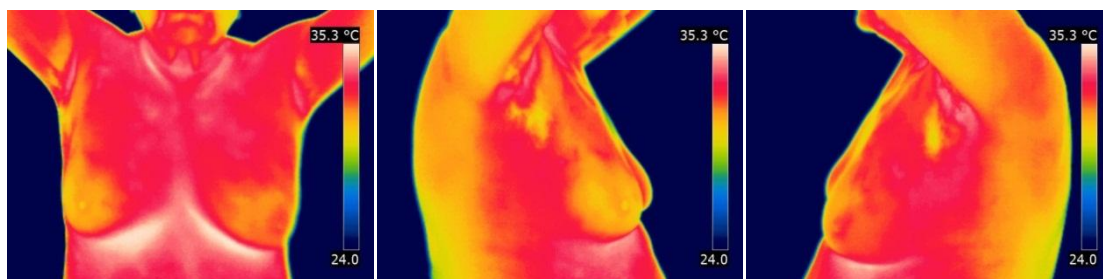
8.1. Vliv velikosti

Tabulka 21 Parametry deseti měřených osob při měření vlivu velikosti

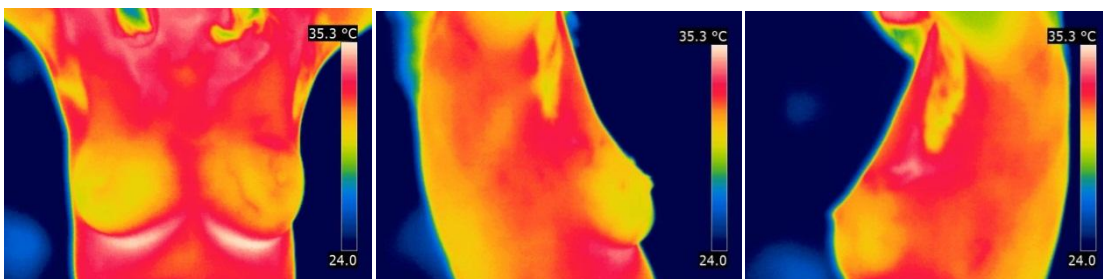
Měřená osoba	Věk	Velikost prsu	Vyšetření na mamografii
V1	46	0- 1	Ano, negativní
V2	73	1	Ano, negativní
V3	44	1	Ne
V4	14	1- 2	Ne
V5	25	3- 4	Ne
V6	24	3- 4	Ne
V7	44	4	Ano, negativní
V8	50	5	Ano, negativní
V9	76	5- 6	Ano, negativní
V10	68	6	Ano, negativní



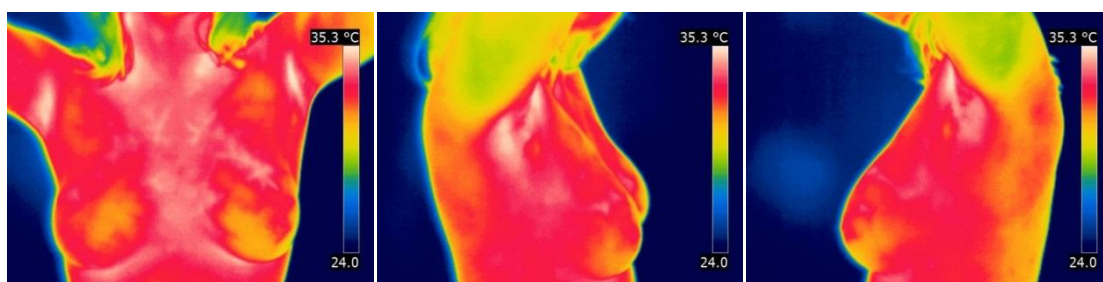
Obr. č. 38 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V1



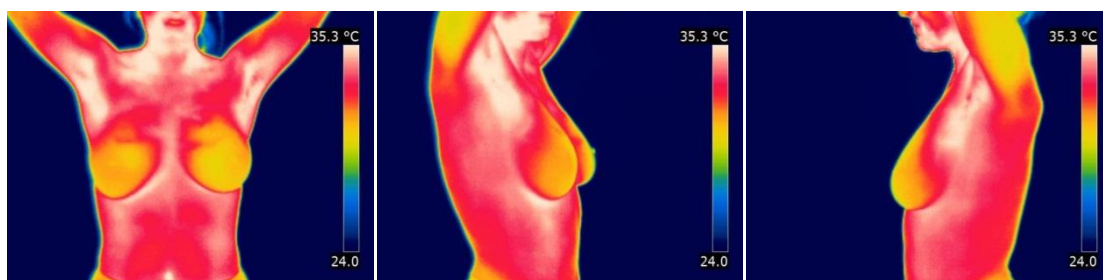
Obr. č. 39 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V2



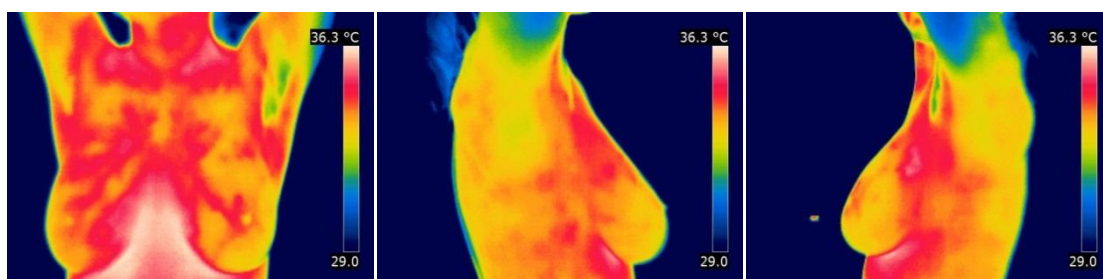
Obr. č. 40 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V3



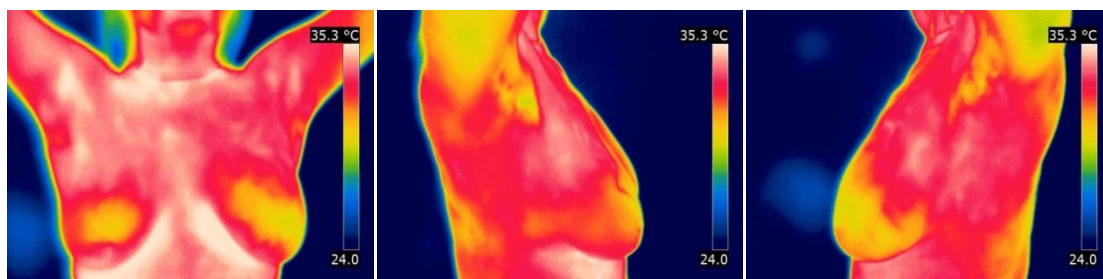
Obr. č. 41 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V4



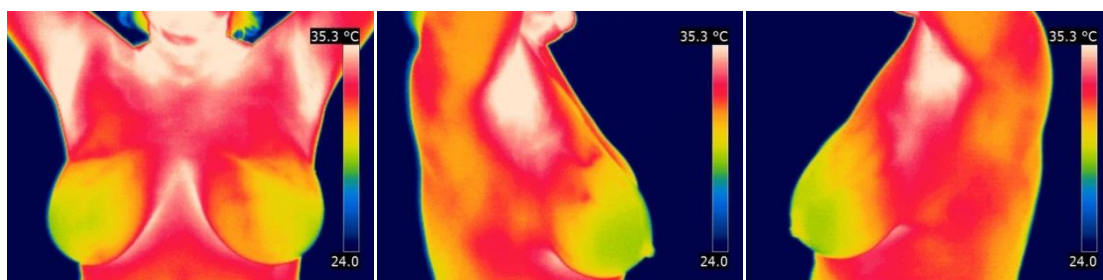
Obr. č. 42 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V5



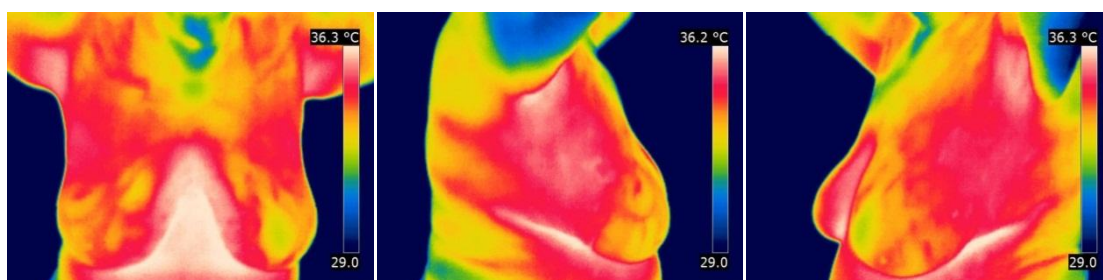
Obr. č. 43 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V6



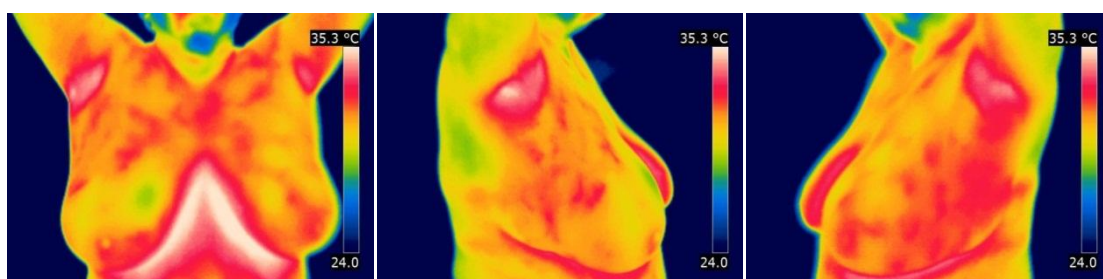
Obr. č. 44 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V7



Obr. č. 45 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V8



Obr. č. 46 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V9



Obr. č. 47 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V10

Tabulka 22 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle velikosti

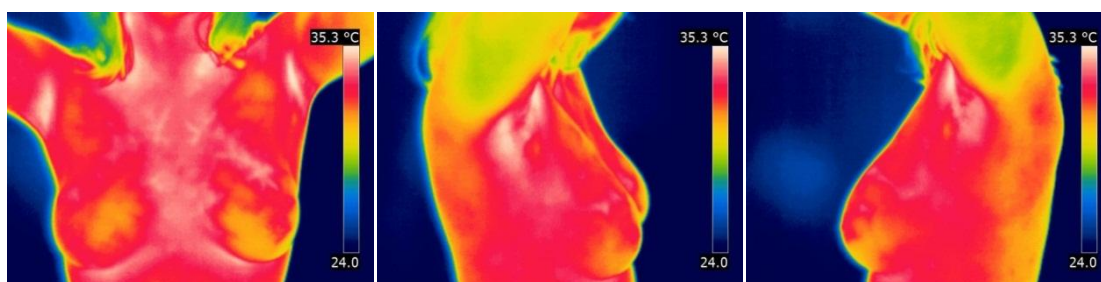
Měřená osoba	Velikost prsu	Průměrná teplota [°C]
V1	0- 1	35,1
V2	1	31,6
V3	1	30,7
V4	1- 2	32,3

Měřená osoba	Velikost prsu	Průměrná teplota [°C]
V5	3- 4	31,3
V6	3- 4	34,3
V7	4	31,8
V8	5	30,2
V9	5- 6	34,1
V10	6	31,0

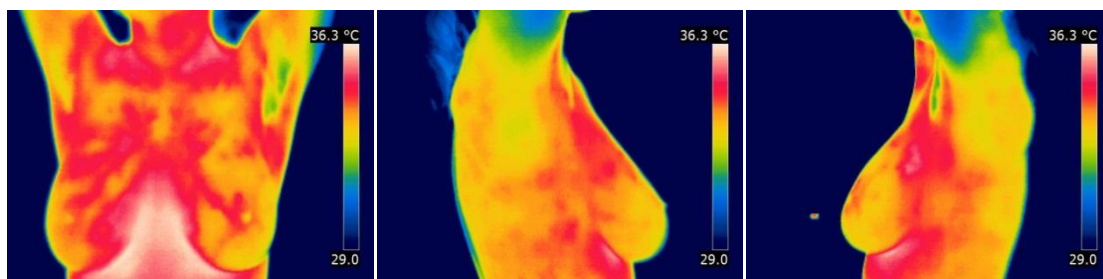
8.2. Vliv věku

Tabulka 23 Parametry deseti měření osob při měření vlivu věku

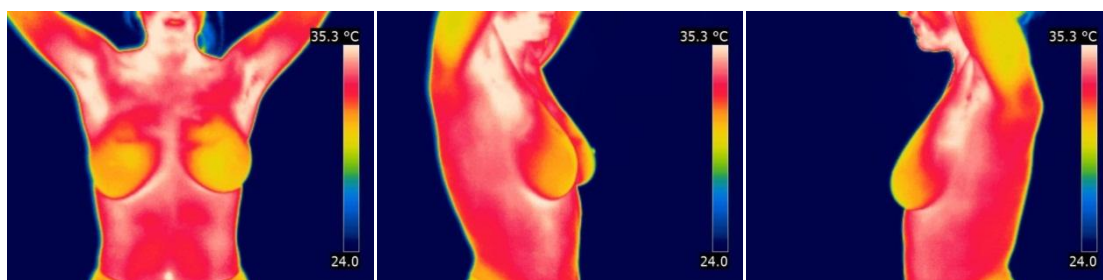
Měřená osoba	Věk	Velikost prsu	Vyšetření na mamografii
V4	14	1	Ne
V6	24	3- 4	Ne
V5	25	3- 4	Ne
V3	44	1	Ne
V7	44	4	Ano, negativní
V1	46	0- 1	Ano, negativní
V8	50	5	Ano, negativní
V10	68	6	Ano, negativní
V2	73	1- 2	Ano, negativní
V9	76	5- 6	Ano, negativní



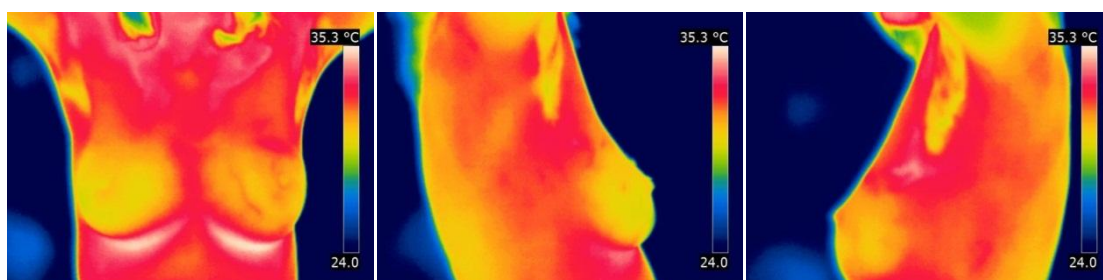
Obr. č. 48 Měření vlivu věku, měřená osoba V4



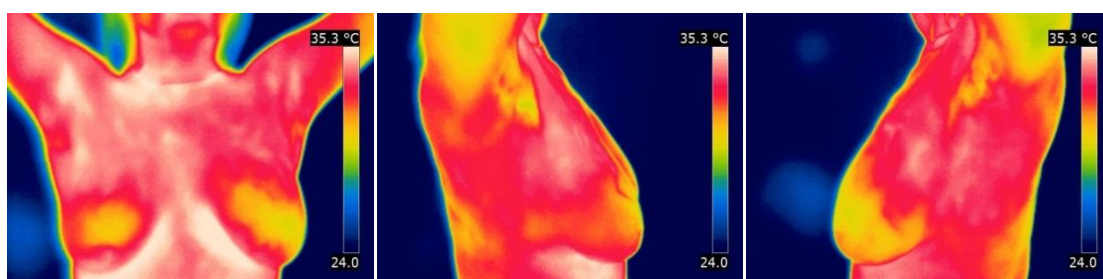
Obr. č. 49 Měření vlivu věku, měřená osoba V6



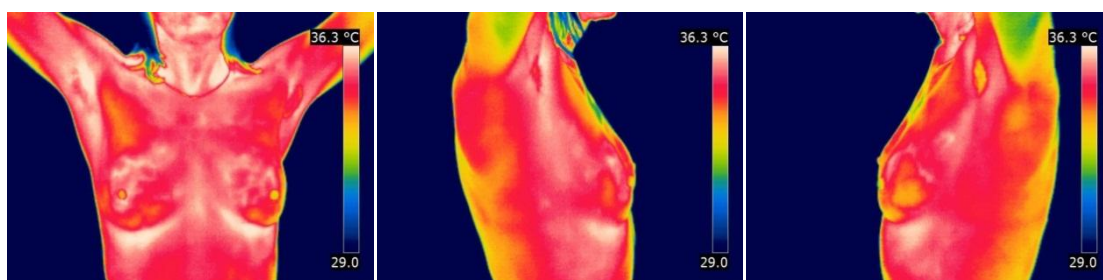
Obr. č. 50 Měření vlivu věku, měřená osoba V5



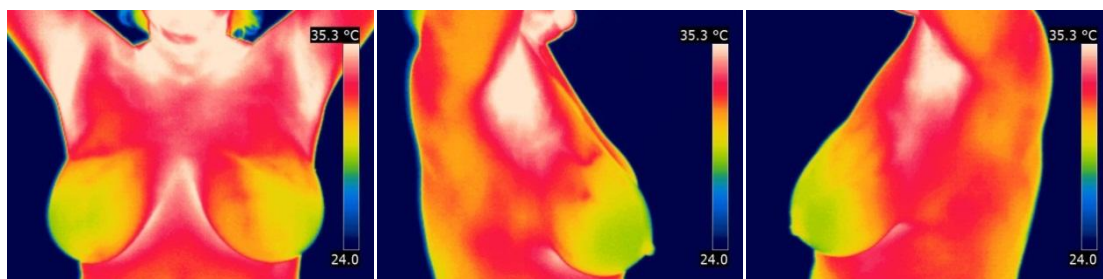
Obr. č. 51 Měření vlivu věku, měřená osoba V3



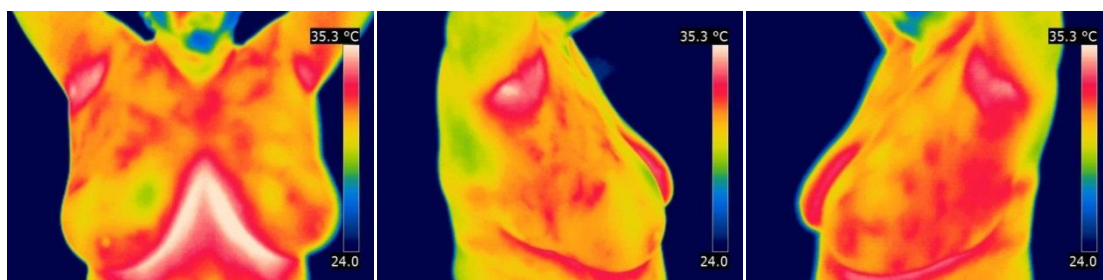
Obr. č. 52 Měření vlivu věku, měřená osoba V7



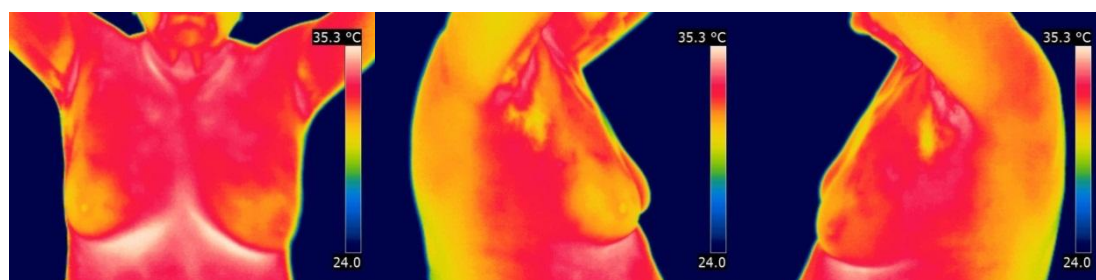
Obr. č. 53 Měření vlivu věku, měřená osoba V1



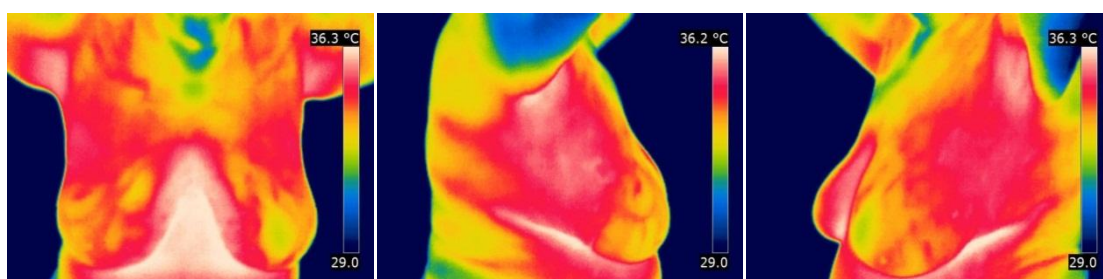
Obr. č. 54 Měření vlivu věku, měřená osoba V8



Obr. č. 55 Měření vlivu věku, měřená osoba V10



Obr. č. 56 Měření vlivu věku, měřená osoba V2



Obr. č. 57 Měření vlivu věku, měřená osoba V9

Tabulka 24 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle věku

Měřená osoba	Věk měřené osoby	Průměrná teplota [°C]
V4	14	32,3
V6	24	34,3
V5	25	31,3
V3	44	30,7

Měřená osoba	Věk měřené osoby	Průměrná teplota [°C]
V7	44	31,8
V1	46	35,1
V8	50	30,2
V10	68	31,0
V2	73	31,6
V9	76	34,1

9. Navržení pracoviště pro bezdotykové měření teploty

V kapitole 6 jsem zjišťovala, jaký vliv mají na měření IČT kamerou vnější faktory, jako je teplota, emisivita, pokrytí pokožky olejem a potem. Z těchto měření vyplynuly následující podmínky. Na výslednou teplotu pokožky nemá vliv okolní teplota, pokud je v rozmezí ideálně 17 – 25 °C. Teplota by neměla v místnosti dosahovat výrazně nižších nebo vyšších hodnot. Při měření není třeba dávat velký pozor na výběr místa z hlediska odražené zdánlivé teploty. Pokožka má vysokou emisivitu a proto téměř neodráží okolní záření.

Určila jsem emisivitu kůže $\varepsilon = 0,98$ několika metodami měření, popsány v kapitole 6.2. Toto nastavení je u všech měření, která byla v rámci diplomové práce provedena.

Při pokrytí pokožky olejem a potem nebyly zřejmé žádné výrazné teplotní změny, není proto nutné pro měření osobu nijak připravovat, očišťovat apod. Bylo ovšem doporučeno vynechat požití látek zvyšujících krevní oběh (kávy, alkoholu, léků) minimálně dvě hodiny před měřením. Mohlo by to způsobit zvýšení oběhu, což není žádoucí, z důvodu vlivu oběhu na naše měření.

V kapitole 7 Měření vlivu menstruačního cyklu, jsem po dobu pěti týdnů snímkovala tři osoby, na jednom místě, v různých fázích menstruačního cyklu. V *Tabulka 20 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob ve fázích menstruačního cyklu* je vidět, že pro pozorovanou skupinu měřených osob nejsou jednotlivé fáze charakterizovány žádnými změnami v průměrné teplotě prsů.

V kapitole 8 Vliv velikosti a věku, jsem v jednom dni snímkovala deset osob, na třech místech. Nejprve zmíním vliv velikosti. Při tomto měření nebyly pro mnou pozorovanou skupinu prokázány sestupné, ani vzestupné změny teploty, jak je vidět v *Tabulka 22 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle velikosti*. Přesto bych upřednostnila měření na osobách, které mají velikost 1 - 3 (A - C), u menších velikostí je celá plocha prsu prokrvená a u větších prsů je naopak vidět větší množství chladnější žlázy, a proto by mohlo dojít k přehlédnutí hlubšího teplejšího místa.

V kapitole 8 Měření vlivu velikosti prsů a věku, je vidět v *Tabulka 24 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle věku*, že věk v pozorované skupině neovlivňuje průměrnou teplotu. Zde je vidět menší souvislost než v měření vlivu velikosti prsů.

Jako nejdůležitější faktor se jeví aklimatizace v dané místnosti. Měřená osoba by měla pobývat v místnosti minimálně 10 minut před měřením, svlečena od pasu nahoru, s rukama

mírně od těla, jelikož v oblasti axily jsou velmi aktivní žlázy a připažení paží umocňuje zahřívání axily. Pokud nedojde k aklimatizaci, ruší výsledný termogram artefakty teplotních otisků.

Vzdálenost, ze které je nejvhodnější snímkovat, jsem zvolila tak, aby byla na snímku z frontálního pohledu obsažena oblast obou prsů a axily. Z větší vzdálenosti by bylo nutné zvětšit přiblížení a z toho vyplývající snížení kvality snímkování.

9.1. Shrnutí

Snímkování by mělo probíhat:

- v místnosti s teplotou v rozmezí 17- 25 °C,
- před stěnou, ne v přímém kontaktu s topným tělesem, nebo oknem,
- po minimální aklimatizaci v místnosti 10 minut,
- ve stoje se vzpaženými pažemi,
- ze vzdálenosti přibližně 1 metr.

10. Měření osob s pozitivním nálezem v prsu

10.1. Popis

Měření probíhalo ve dvou dnech. Dne 26. 11. 2012 jsem snímkovala MO3. Měření probíhalo v domácím prostředí, teplota 23 °C a měřená osoba byla svlečena od pasu nahoru asi patnáct minut před snímkováním.

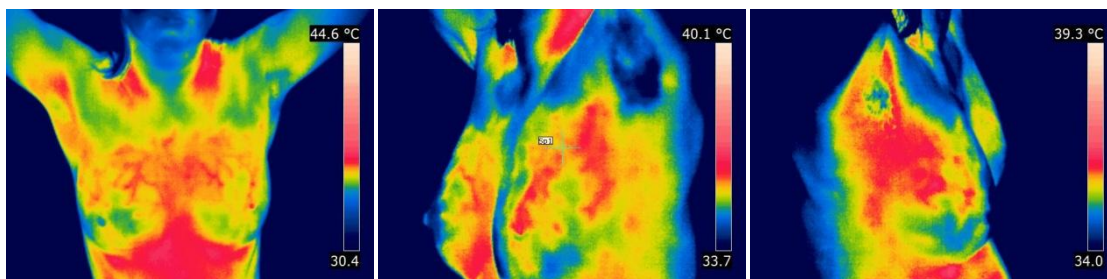
Druhé měření probíhalo dne 7. 12. 2012 ve FN Motol na oddělení zobrazovacích metod při mamografickém a ultrasonografickém vyšetření. Měřené osoby byly svlečeny od pasu nahoru, MO4 byla měřena ihned po svlečení, MO5 po deseti minutách. MO5 byla předtím vyšetřena na ultrasonografu. Po očištění gelu čekala tři minuty a poté došlo k měření pomocí IČT kamery. Tato měření byla náročnější vzhledem k tomu, že MO4 a MO5 byly ve vážném stavu po záchytu karcinomu a MO5 díky věku a špatné kondici nebyla schopna zaujmout jinou pozici než na zádech vleže.

10.2. Měření osob s nálezem karcinomu prsu

10.2.1. Měřená osoba 4 (MO4)

Dle vyšetření na mamografu, které bohužel nemohu ve své práci zveřejnit, má MO4 předpokládaný karcinom v levém prsu v centrální oblasti pod bradavkou. Velikost ložiska asi 2x2 cm, příznak vtažená bradavka. Doporučena léčba chemoterapií a následná chirurgická léčba. Pacientka těsně po interrupci.

Měření probíhalo vsedě na lůžku, ruce nad hlavou. MO1 byla svlečena těsně před měřením, nebylo vhodné žádat ji o aklimatizaci, trpěla zimnicí. Teplota v místnosti 21 °C.

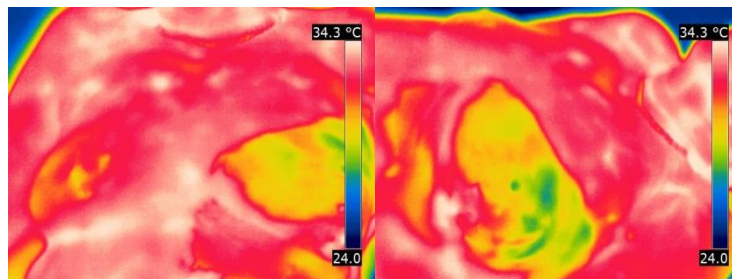


Obr. č. 58 Frontální a laterální pohled na MO4 s karcinomem v levém prsu

10.2.2. Měřená osoba 5 (MO5)

Předpokládaný karcinom v levém prsu v dolním pravém kvadrantu. Velikost ložiska asi 5x3 cm, příznakem viditelná vyboulení v dolní části pravého prsu. MO5 těsně před biopsií na základě mamografie i ultrasonografie. Stav MO5 velmi špatný, věk přes 70 let.

Pacientka nebyla schopná snímkování vsedě, měření tedy proběhlo vleže, ruce podél těla. Díky této poloze nebylo možné snímkovat zdravý prs.



Obr. č. 59 Frontální a laterální pohled na MO5 s karcinomem v levém prsu

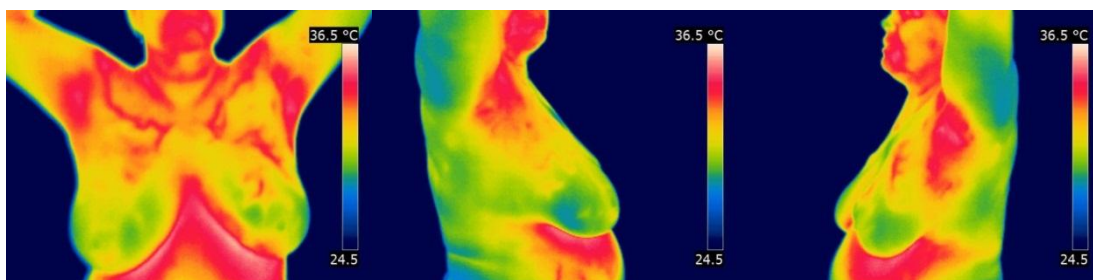
10.3. Měření osob po chirurgické léčbě karcinomu prsu

Měření jsem prováděla u tří osob (MO6, MO7, MO8). U těchto osob probíhalo vždy vestoje, ruce vzpažené nad hlavu.

10.3.1. Měřená osoba 6 (MO6)

Pacientka cca měsíc po operaci duktálního karcinomu levého prsu, v dolním levém kvadrantu. Nyní léčba chemoterapií.

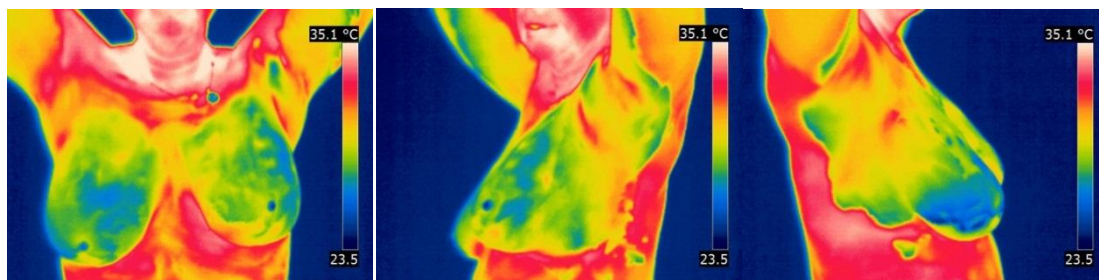
Před měřením byla MO6 svlečena od pasu nahoru asi 15 minut, teplota místnosti 23 °C.



Obr. č. 60 Frontální a laterální pohled na MO6 s karcinomem v levém prsu

10.3.2. Měřená osoba 7 (MO7)

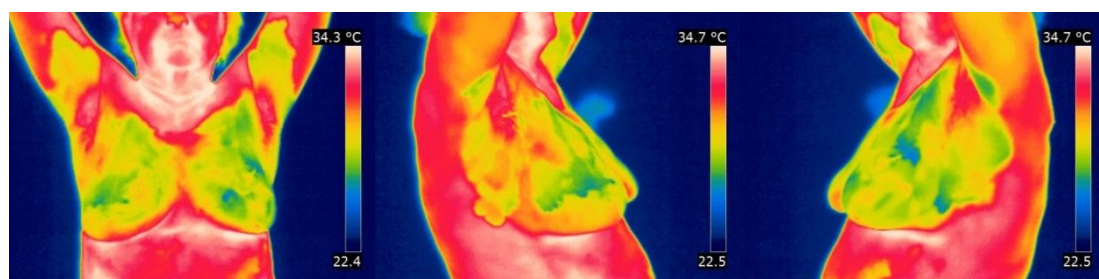
Pacientka asi 10 měsíců po chirurgické léčbě karcinomu levého prsu, v dolním pravém kvadrantu. Poté chemoterapeutická a radiologická léčba. Před měřením byla MO7 asi 15 minut svlečena od pasu nahoru, teplota místnosti 21 °C.



Obr. č. 61 Frontální a laterální pohled na MO7 s karcinomem v levém prsu

10.3.3. Měřená osoba 8 (MO8)

Pacientka po chirurgické léčbě karcinomu prsu v pravé pŕlce levého prsu. Po zákroku již pět let dochází na pravidelné kontroly na ultrasonografii. Před měřením byla MO8 asi 15 minut svlečena od pasu nahoru, teplota místnosti 21 °C.



Obr. č. 62 Frontální a laterální pohled na MO8 s karcinomem v levém prsu

11. Návrh metody vyhodnocení termogramů

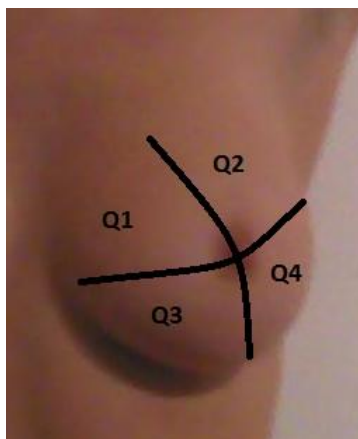
K hodnocení termogramů jsem se inspirovala metodou z části rešerše, kapitola 4.5, článku Počítačová simulace ve spojení s lékařskou termografií jako nástroj pro včasnou detekci karcinomu prsu, kdy rozděluje prsy do čtyř kvadrantů. Na normálním termogramu odpovídá teplotní rozložení následně. Chladnější místa v okolí bradavky, na která navazuje mírně teplejší oblast v kvadrantech směrem dolů od bradavky a teplejší horní kvadranty. Nejteplejší místa jsou tam, kde prso navazuje na hrudník. Hodnotím teplotní změny, které jsou očekávané, a které ne. Pro hodnocení není důležitá vlastní teplota prsu, ale rozdíly.

Na obrázku č. 63 můžeme sledovat cévní vedení v oblasti prsu. Tento obrázek mi umožňuje lépe identifikovat místa očekávaných teplotních změn. Do hodnocení dále musíme započítat okolní svalstvo hrudníku a velikost prsu, která ovlivňuje i velikost a množství žláz.



Obr. č 63 Cévní vedení v prsu [15]

Prsy jsem rozdělila do čtyř kvadrantů. Toto rozdělení odpovídá klinické topografii pro popis afekcí v prsu. Rozdělení je vidět na obrázku č. 64.

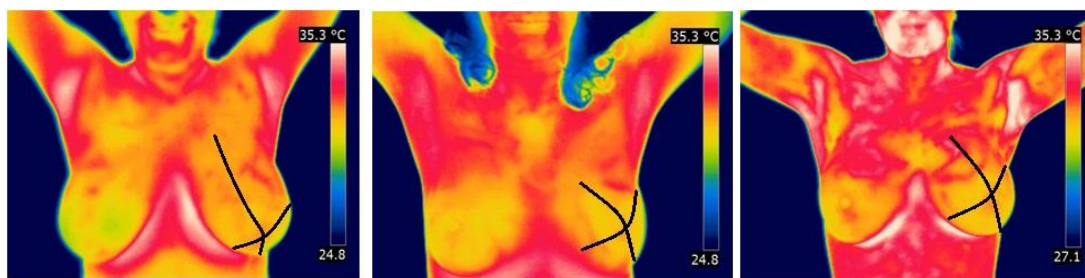


Obr. č. 64 Rozdělení prsu do čtyř kvadrantů Q1 - Q4

Dle obrázku č. 63 očekávám následující výsledky. Teplotní změny by nejčastěji měly být mezi Q1 a Q2, přímo na dělicí čáře, v levé a dolní části Q1 a vnější a dolní části Q2. Oblasti Q3 a Q4 by neměly vyznačovat žádné velké teplotní změny, jsou prokrveny rovnoměrně.

Ze snímků usuzuji, že k hodnocení se zdá být vhodnější a přesnější sledování horních kvadrantů, vnějšího i vnitřního. Spodní kvadranty jsou zvláště v případech velikostí větších než velikost 3 (C) hůř viditelné, jelikož dochází k převisu.

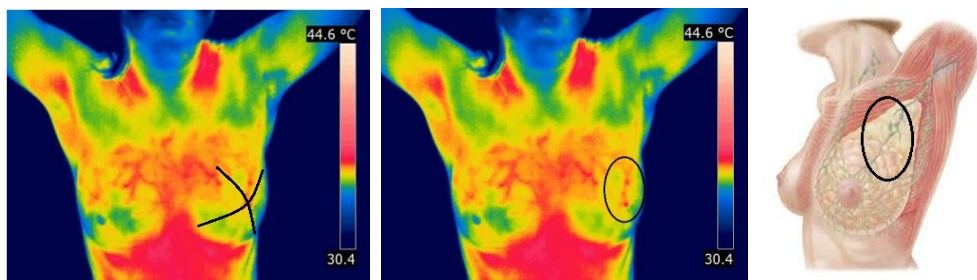
Posuzování, dle prokrvení není samozřejmě jediné. Je více než pravděpodobné, že některá ze žláz bude aktivnější a proto také „teplejší“. Bohužel aktivitu žláz u jednotlivých osob nelze předem odvodit.



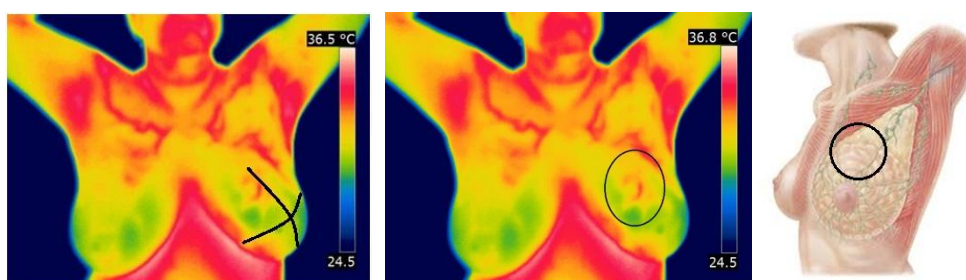
Obr. č. 65 Rozdělení kvadrantů u zdravých osob, teplejší oblast vlevo v horní části Q2, uprostřed v horní části Q2, vpravo v horních částech Q1 a Q2

Z Obr. č. 65 Rozdělení kvadrantů u zdravých osob je vidět, vybrané zdravé pacientky mají teplejší místa v oblasti horního vnějšího kvadrantu (Q2)- jeho vnitřní části. Oblast horního vnitřního kvadrantu (Q1) je význačná u dvou z nich.

Dolní kvadranty opravdu nejsou pro hodnocení u osob MO4 (obrázek 66) a MO6 (obrázek 67) významné, nemají ve spodních kvadrantech viditelná teplejší místa.



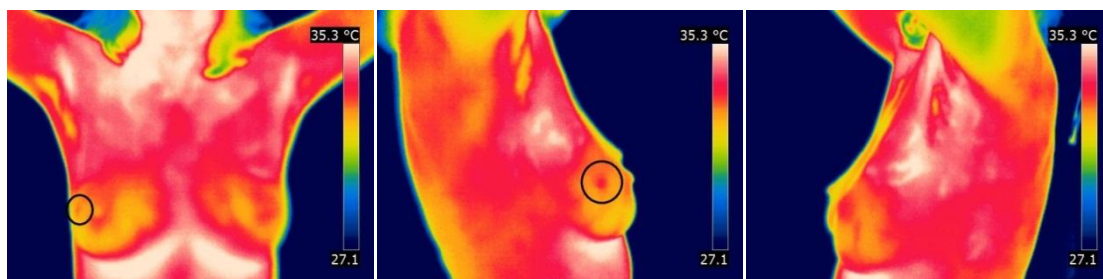
Obr. č. 66 Rozdělení kvadrantů u osoby MO4 (vlevo), vyznačení teplejšího místa (uprostřed) a porovnání s obrázkem cévního vedení v prsu (vpravo)



Obr. č. 67 Rozdělení kvadrantů u osoby MO6 (vlevo), vyznačení teplejšího místa (uprostřed) a porovnání s obrázkem cévního vedení v prsu (vpravo)

Zde je u obou osob zajímavostí náhlá teplejší oblast v horních kvadrantech. U osoby MO4 na obrázku č. 66 je vidět, že jde pravděpodobně o cévní vedení v zevní části Q2, měřená osoba byla bohužel velmi vyhřátá pod oblečením, což je ze snímku zřejmé. Na obrázku č. 67 skvrna vystupuje sama ve vnitřní části Q1, bez znatelného přívodu. Tato měřená osoba je nyní léčena chemoterapií a je tedy možné, že má aktivnější žlázy, či sama chemoterapie může vytvářet daný efekt.

Zajímavostí v našem měření byla měřená osoba MO2, která se účastnila jak měření vlivu menstruačního cyklu, tak měření vlivu velikosti prsu a věku. Tato osoba měla pokaždé znatelnou teplejší tečku v horním zevním kvadrantu na pravém prsu. Byla proto pozvána mou konzultující lékařkou na mamografii i ultrasonografií. Vyšetření neprokázala žádný abnormální útvar, nález je tedy v této chvíli negativní. Ani vyšetřující lékařce v současné době není jasné, z čeho teplejší místo plyne; přikládá to právě větší aktivitě některé ze žláz.



Obr. č. 68 Měřená osoba MO2 se zvýrazněným teplejším ohniskem

12. Závěr

Bezkontaktní měření teploty pomocí IČT kamery je v porovnání s jinými metodami poměrně šetrná a levnější metoda. Zatímco u termografie jsou pořizovací náklady v řádech statisíců, u mamografie i ultrasonografie se pohybují v řádech jednotek milionů, u mamografie navýšené ještě o náklady na vyšetřovací místnost.

Ve srovnání s použitím mamografie, nebo ultrasonografie může být termografie použitelná bez rozdílu věku měřené osoby, vzhledem ke změnám hustoty žláz v souvislosti s věkem, které omezují použití mamografie i sonografie, jak je uvedeno v kapitole 1. Proto při preventivním programu žen nad 45 let a stále se snižující věkovou hranicí osob postižených karcinomem prsu, by mohla být velkým přínosem pro screening karcinomu prsu. Z těchto důvodů jsem ve své práci zkoumala použitelnost IČT kamery jako vyšetřovací metody při screeningu karcinomu prsu.

Nejdříve jsem zkoumala nastavení podmínek a navržení vhodného pracoviště pro bezkontaktní měření teploty. Použitá měřicí technika (IČT kamera Flir T335 a software Flir QuickReport 1.2) jsou pro tento screening dostačující. Hodnotila jsem nejčastější zdroje chyb při měření teploty. Při měření vlivu zdánlivé odražené teploty, jsem nejprve experimentálně stanovila emisivitu lidské pokožky na $\varepsilon = 0,98$. Z toho vyplývá vysoká pohltivost pokožky a měření tudíž není významně ovlivněno okolními tepelnými zářiči, proto při měření není nutné zastínění měřené osoby textilií. Při experimentu se na testované osobě nepotvrdil ani vliv pokrytí pokožky potem či olejem. Z těchto důvodů není třeba zvláštní očišťování pokožky před měřením. Jako nutná se ukázala být aklimatizace měřené osoby v dané místnosti, kterou jsem experimentálně stanovila na dobu 10-15 minut, poté již nedochází k tepelným změnám. Jako vyhovující pracoviště postačí libovolná temperovaná místnost, s teplotou 17-25°C.

Při hledání podmínek pro měření, které souvisely s fyziologickými jevy žen, jsem testovala vliv menstruačního cyklu, velikost prsů a věku měřené osoby. Menstruační cyklus ovlivňuje ženu hormonálně a předpokládala jsem, že by v oblasti prsů mohla být jistá pravděpodobnost, že dojde ke změně rozložení teplot prsu. Měření jsem prováděla na třech osobách po dobu pěti týdnů. Výsledky jsou uvedeny v kapitole 7. Z průměrných teplot prsů v různých fázích menstruačního cyklu žen jsem nevysledovala ve skupině měřených osob žádnou závislost teploty na dané fázi cyklu. Velikost prsů jsem testovala na deseti osobách s rozložením velikostí 0-6. Po zhodnocení jsem usoudila, že není závislost mezi teplotou prsů

a jejich velikostí, ale velikosti větší než 3 mají výsledný termogram hůře čitelný, jak je vidět v kapitole 8.1 vliv velikosti prsu, při větší velikosti než velikost 3 je prs charakterizován velkým množstvím „chladnější“ žlázy a v dolních kvadrantech se více ohřívá v důsledku kontaktu s pokožkou. Při měření vlivu věku jsem testovala stejných deset osob jako u vlivu velikosti. Měřené osoby byly ve věku 14 - 76 let. U testovaného vzorku jsem nezjistila žádnou závislost teploty na věku měřené osoby, viz kapitola 8.2.

Navržené hodnocení rozdělení prsu na čtyři kvadranty vychází z klinického hodnocení abnormalit prsů. Kvadranty jsou hodnoceny každý zvlášť, přičemž předpokládám, že je pro každý kvadrant typický jiný znak, či teplota.

Po nastavení podmínek se mi podařilo zajistit i osoby s karcinomem prsu, nebo po jeho chirurgické léčbě s různým odstupem od operace.

Osoba s nejkratším intervalem od chirurgické léčby karcinomu prsu vykazuje jistá teplá místa, po konzultaci s lékařkou jsme došli k závěru, že může jít i o aktivnější žlázu. U zbylých osob po chirurgické léčbě nebyly naměřeny žádné významné teplotní anomálie.

Velmi zajímavou osobou v mé práci je MO2, která se účastnila měření vlivu menstruačního cyklu, vlivu velikosti i vlivu věku. Na obrázku 68 je vidět, že na pravém prsu má viditelné teplejší místo, tak jak jsem předpokládala, že bude vypadat u pacientů s nálezem, na základě údajů z prostudovaných článků. Konzultující lékařka ji za účelem stanovení diagnózy pozvala na kontrolní mamografii i ultrasonografii. Ani v jedné z vyšetřovacích metod nebyla prokázána žádná abnormalita.

Výsledky měření osob s karcinomem prsu jsou uvedeny v práci v kapitole 10. Očekávaná teplejší místa se v těchto případech bohužel neprojevila. Podmínky pro tato měření nebyly ideální, vzhledem ke stavu obou osob nebylo vhodné je žádat o aklimatizaci. Pro přesné posouzení teplotních změn u osob s karcinomem prsu je nutné provést velké množství srovnatelných měření závislých na souhlasu nemocných pacientů, spolupráci s vyšetřujícím lékařem a možnosti získání jejich mamografických snímků a výsledků biopsie. Toto jsem bohužel nemohla v daných podmínkách provést.

Navrhuji proto pro potvrzení či vyvrácení metody screeningu IČT kamerou vytvoření týmu lékaře s technikem, na základě platné legislativy. Jako student technického oboru nemám bohužel přístup ke klinickým údajům pacientů. K ověření této metody by bylo nutno provádět dlouhodobá srovnatelná měření u většího vzorku zdravých osob, a tím prokázat, zda

teplejší místa nemohou avizovat počínající onkologické onemocnění, v dané chvíli nezjistitelná pomocí mamografie, či ultrasonografie.

13. Seznam obrázků

Obr. č. 1 Planckův vyzařovací zákon [6], průběh intenzity vyzařované energie v závislosti na vlnové délce pro různé teploty černého tělesa	5
Obr. č. 2 Wienův posunovací zákon [6], maximální energie je vyzařovaná na vlnové délce, která se s rostoucí termodynamickou teplotou snižuje	6
Obr. č. 3 Stefan- Boltzmannův zákon [6], celková intenzita vyzařené energie na všech vlnových délkách	6
Obr. č. 4 Kirchhoffův zákon termální radiace	8
Obr. č. 5 Blokové schéma digitální IČT kamery[16]	10
Obr. č. 6 Maticová plocha mikrobolometrů.....	13
Obr. č. 7 Detail mikrobolometru.....	13
Obr. č. 8 Anatomie prsu [7]	14
Obr. č. 9 Anatomie axily a svalů hrudníku, rozložení svalstva, které ovlivňuje termogram v místě napojení prsu k hrudníku [7]	16
Obr. č. 10 Základní diagnostický algoritmus u léze podezřelé z karcinomu prsu.....	20
Obr. č. 11 Karcinom prsu v mamografickém obraze [7] s karcinomem v horní části.....	22
Obr. č. 12 Karcinom prsu v ultrasonografickém obraze [7]	23
Obr. č. 13: Karcinom prsu na magnetické rezonanci [7]	24
Obr. č. 14 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas 0 minut	45
Obr. č. 15 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +3 minuty....	45
Obr. č. 16 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +6 minut.....	45
Obr. č. 17 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +9 minut.....	45
Obr. č. 18 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohled čas +12 minut....	45
Obr. č. 19 Měření aklimatizace, měřená osoba- frontální a laterální pohledv čas +15 minut..	46
Obr. č. 20 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO1...	48
Obr. č. 21 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO1 ..	48

Obr. č. 22 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO1	48
Obr. č. 23 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO1 ..	48
Obr. č. 24 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO1	48
Obr. č. 25 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO1 ...	49
Obr. č. 26 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO2 ...	49
Obr. č. 27 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO2 ..	50
Obr. č. 28 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO2	50
Obr. č. 29 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO2 ..	50
Obr. č. 30 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO2	50
Obr. č. 31 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO2 ...	50
Obr. č. 32 Frontální a laterální pohled při prvním měření vlivu menstruačního cyklu MO3 ...	51
Obr. č. 33 Frontální a laterální pohled při druhém měření vlivu menstruačního cyklu MO3 ..	51
Obr. č. 34 Frontální a laterální pohled při třetím měření vlivu menstruačního cyklu MO3	52
Obr. č. 35 Frontální a laterální pohled při čtvrtém měření vlivu menstruačního cyklu MO3 ...	52
Obr. č. 36 Frontální a laterální pohled při pátém měření vlivu menstruačního cyklu MO3	52
Obr. č. 37 Frontální a laterální pohled při šestém měření vlivu menstruačního cyklu MO3 ...	52
Obr. č. 38 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V1	53
Obr. č. 39 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V2	54
Obr. č. 40 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V3	54
Obr. č. 41 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V4	54
Obr. č. 42 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V5	54
Obr. č. 43 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V6	54
Obr. č. 44 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V7	55
Obr. č. 45 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V8	55
Obr. č. 46 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V9	55
Obr. č. 47 Měření vlivu velikosti, měřená osoba V10	55

Obr. č. 48 Měření vlivu věku, měřená osoba V4	56
Obr. č. 49 Měření vlivu věku, měřená osoba V6	57
Obr. č. 50 Měření vlivu věku, měřená osoba V5	57
Obr. č. 51 Měření vlivu věku, měřená osoba V3	57
Obr. č. 52 Měření vlivu věku, měřená osoba V7	57
Obr. č. 53 Měření vlivu věku, měřená osoba V1	57
Obr. č. 54 Měření vlivu věku, měřená osoba V8	58
Obr. č. 55 Měření vlivu věku, měřená osoba V10	58
Obr. č. 56 Měření vlivu věku, měřená osoba V2	58
Obr. č. 57 Měření vlivu věku, měřená osoba V9	58
Obr. č. 58 Frontální a laterální pohled na MO4 s karcinomem v levém prsu	62
Obr. č. 59 Frontální a laterální pohled na MO5 s karcinomem v levém prsu	63
Obr. č. 60 Frontální a laterální pohled na MO6 s karcinomem v levém prsu	63
Obr. č. 61 Frontální a laterální pohled na MO7 s karcinomem v levém prsu	64
Obr. č. 62 Frontální a laterální pohled na MO8 s karcinomem v levém prsu	64
Obr. č. 63 Cévní vedení v prsu [15]	65
Obr. č. 64 Rozdělení prsu do čtyř kvadrantů Q1 - Q4	66
Obr. č. 65 Rozdělení kvadrantů u zdravých osob, teplejší oblast vlevo v horní části Q2, uprostřed v horní části Q2, vpravo v horních částech Q1 a Q2	66
Obr. č. 66 Rozdělení kvadrantů u osoby MO4 (vlevo), vyznačení teplejšího místa (uprostřed) a porovnání s obrázkem cévního vedení v prsu (vpravo)	67
Obr. č. 67 Rozdělení kvadrantů u osoby MO6 (vlevo), vyznačení teplejšího místa (uprostřed) a porovnání s obrázkem cévního vedení v prsu (vpravo)	67
Obr. č. 68 Měřená osoba MO2 se zvýrazněným teplejším ohniskem	68

14. Seznam tabulek

Tabulka 1 Orientační hodnoty emisivit pro různé materiály [5]	9
Tabulka 2 Zjednodušená morfologická klasifikace karcinomu prsu [7]	18
Tabulka 3 Základní diagnostické vyšetření před zahájením léčby karcinomu prsu [7]	19
Tabulka 4 Výsledky MG vyšetření parametrizované do kategorií BI- RADS [7]	22
Tabulka 5 Výsledky módů zobrazení IČT kamerou [11]	34
Tabulka 6 Parametry měřicí techniky- IČT kamera Flir T335 [14]	40
Tabulka 7 Nastavení hodnot na IČT kameře	40
Tabulka 8 Měření odrazu infračerveného záření na pokožce	42
Tabulka 9: Měření odrazu infračerveného záření na pokožce pokryté potem.....	42
Tabulka 10 Měření odrazu infračerveného záření na pokožce pokryté olejem	43
Tabulka 11 Určení emisivity kůže pomocí dotykového teploměru	43
Tabulka 12 Určení emisivity kůže pomocí známé emisivity pásky	44
Tabulka 13 Určení emisivity kůže při předpokládané emisivitě děr 1	44
Tabulka 14 Parametry MO1	47
Tabulka 15 Fáze menstruačního cyklu MO1	47
Tabulka 16 Parametry MO2	49
Tabulka 17 Fáze menstruačního cyklu MO2	49
Tabulka 18 Parametry MO3	51
Tabulka 19 Fáze menstruačního cyklu MO3	51
Tabulka 20 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob ve fázích menstruačního cyklu	52
Tabulka 21 Parametry deseti měřených osob při měření vlivu velikosti.....	53
Tabulka 22 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle velikosti.....	55
Tabulka 23 Parametry deseti měření osob při měření vlivu věku	56
Tabulka 24 Průměrné teploty prsu jednotlivých osob dle věku.....	58

15. Použitá literatura

- [1] Screeningová a diagnostická mamografie. Mamo.cz [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://www.mamo.cz/index.php?pg=pro-lekare--screeningova-diagnosticka-mamografie>
- [2] Stručný přehled epidemiologie karcinomu prsu v České republice. Mamo.cz [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://www.mamo.cz/index.php?pg=pro-lekare--epidemiologie-karcinomu-prsu>
- [3] Tepelné záření. Podpora-techniky.cz [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://www.podpora-techniky.cz/page/tepelne-zareni>
- [4] Emissivity. Wikipedia [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Emissivity>
- [5] Emissivity Coefficients of some common Materials. Engineering toolbox [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: http://www.engineeringtoolbox.com/emissivity-coefficients-d_447.html
- [6] ING. JAN SOVA A SPOL. Základy termografie v příkladech.[cit. 2012-12-27]
- [7] COUFAL, Oldřich, Vuk F FAIT a KOLEKTIV. *Chirurgická léčba karcinomu prsu*. Příbram: Grada publishing, 2011. ISBN 978-80-247-33641-9.
- [8] SKOVAJSOVÁ, Miroslava. *O rakovině prsu beze strachu*. Semily: Mladá fronta a.s., 2010. ISBN 978- 80- 204- 2184- 5.
- [9] Screening for Breast Cancer, Joann G. Elmore, MD, MPH, Katrina Armstrong, MD, Constance D. Lehman, MD, PhD, Suzanne W. Fletcher, MD, MSc
- [10] E.Y.- K.Ng. A review of thermography as promising non- invasive detection modality for breast tumor. Available online at <www.elsevier.com/locate/ijts>
- [11] ARORA Nimmi, Diana MARTINS, Danielle RUGGERIO, Eleni TOUSIMIS, Alexander J. SWISTEL, Michael P. OSBOURNE a Rache M. SIMONS. Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer.
- [12] Toshora YAHARA, Toshihiro KOGA, Zhoubo YOSHIDA, Shino NAKAGAWA, Široko DEGOUCHI, Kazuo SHIROUZU, Relationship Between Microvessel Density and Thermographic hot Areas in Brest Cancer

- [13] Eddie Y- N Ng, NM Sunharsan, Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of Breast cancer
- [14] Termovizní kamery FLIR řady T. Termogram [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://www.termogram.cz/prehled-rady-flir-t>
- [15] Eletrotortura. Angelfire [online]. [cit. 2012-12-27]. Dostupné z: <http://www.angelfire.com/ri/eleferno/met.htm>
- [16] *Termografie v elektroenergetice*. Praha, 2012. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze