

Měření teploty

Erik Staffa

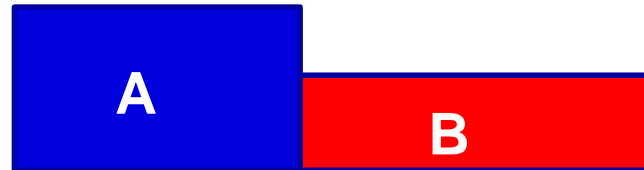
Biofyzikální ústav LF MU

TEPLO VS. TEPLOTA

Teplota je stavová veličina, která charakterizuje stav termodynamické rovnováhy uvažované soustavy (tělesa)

Změna teploty je způsobena přenosem energie (**tepla**) mezi systémem a okolím, kdy dochází ke změně i vnitřní energie.

Tepelná rovnováha



a) Mezi tělesy neprobíhá tepelná výměna, $Q_A = Q_B$
Tělesa jsou ve vzájemné tepelné rovnováze, mají stejnou teplotu.

b) Probíhá tepelná výměna – tělesa mají různou teplotu
větší nebo menší teplota podle změny ΔU

výsledná teplota soustavy po nastolení rovnovážného stavu

HISTORICKÉ SOUVISLOSTI

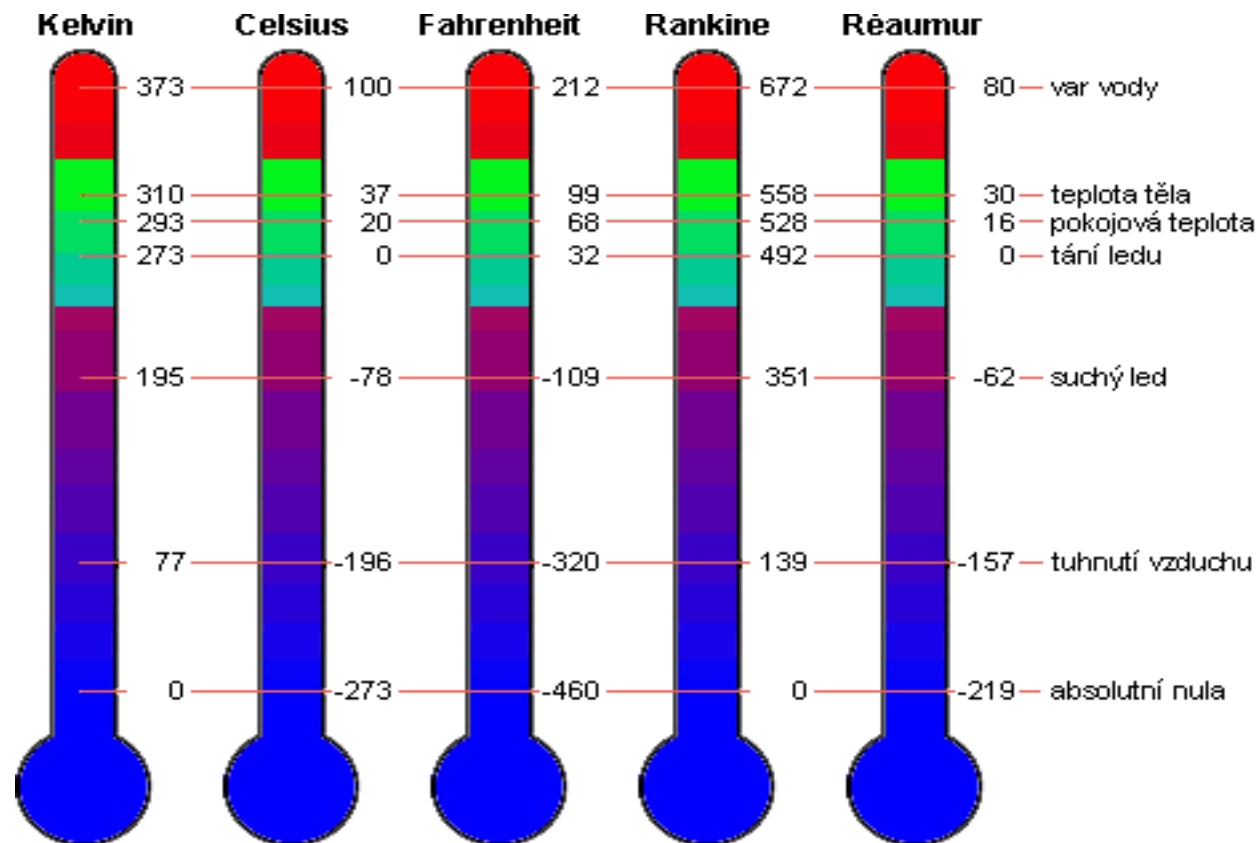
- 1592(5)- první teploměr- termoskop-G.Galilei (teplotní roztažnost vzduchu)
- 1631 - kapalinový teploměr francouzský Lékař J. Rey
- 1641 - lihový teploměr
- 1650 - první normalizovaná stupnice
- 1724 - D.G. Fahrenheit - rtuťový teploměr s první teplotní stupnicí
- 1742 - A. Celsius zavádí Celsiovu stupnici
- 1848 - W.Kelvin zavedl termodynamickou stupnici
- 1866 - první lékařský teploměr (Thomas Clifford Allbut)



Teplotní stupnice

- * Kelvinova → 0K, absolutní nula
- * Celsiova → $y \text{ } ^\circ\text{C} = x \text{ K} + 273,15$
- * Fahrenheitova → $y \text{ } ^\circ\text{F} = x \text{ } 9/5 \text{ } ^\circ\text{C} + 32$

- * Reamurova
- * Rankinova
- * Newton
- * Romerova
- * Delislova



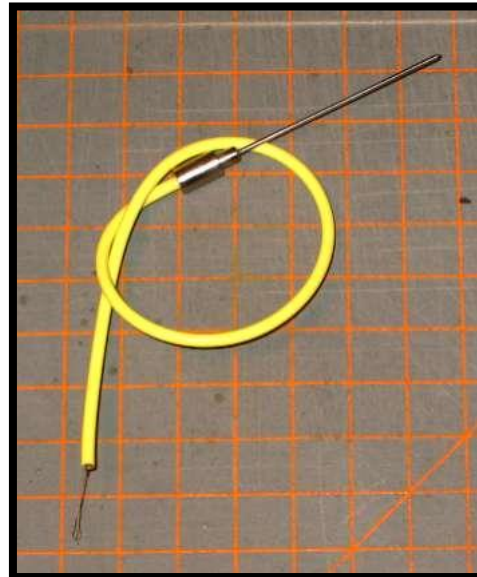
Způsob měření teploty

Zprostředkovaně za pomoci teplotních čidel

- odporová
- termoelektrická
- polovodičová
- emisivní - radiační
- krystalová

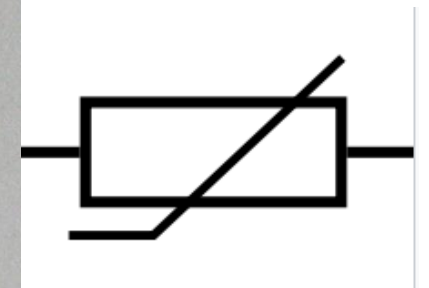
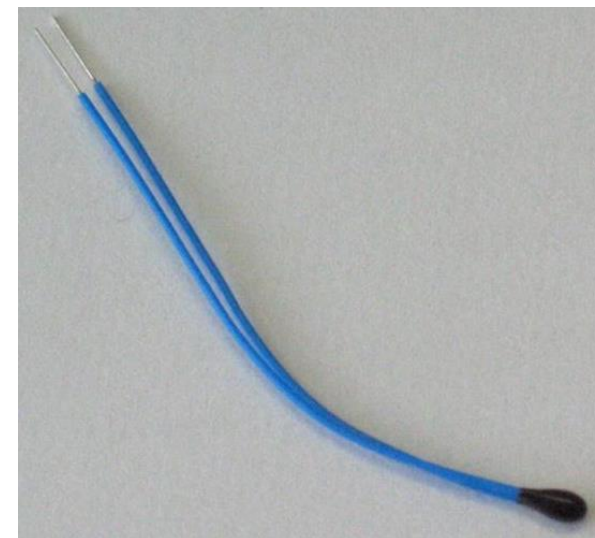
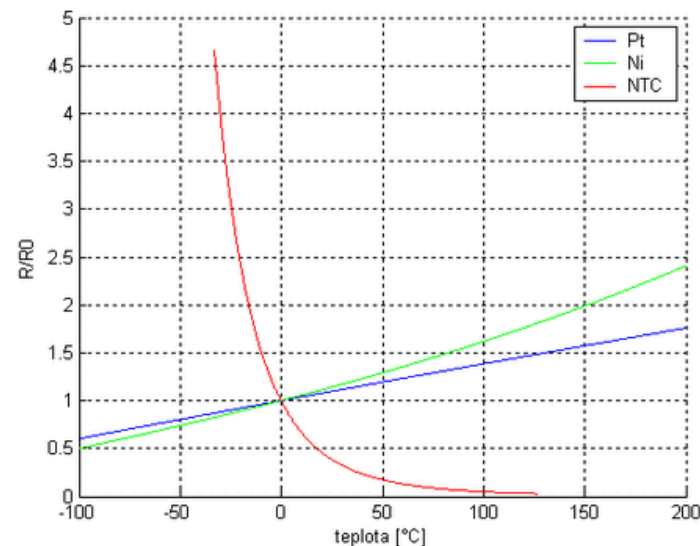
Další dělení

- dotykové
- bezdotykové



ODPOROVÉ SNÍMAČE - TERMISTOR

- Čidlem a tedy převodníkem teploty je (elektrický) odpor
- Elektrický odpor je závislý na teplotě (pro převod musíme znát VA charakteristiku – není lineární).
- Materiály měrného odporu: Mn, Pt, Ni, Cr, Cu nebo slitiny Rh-Fe, PtRh-Fe, CrNi.



Teplotní závislost odporových senzorů teploty

Termoelektrické snímače

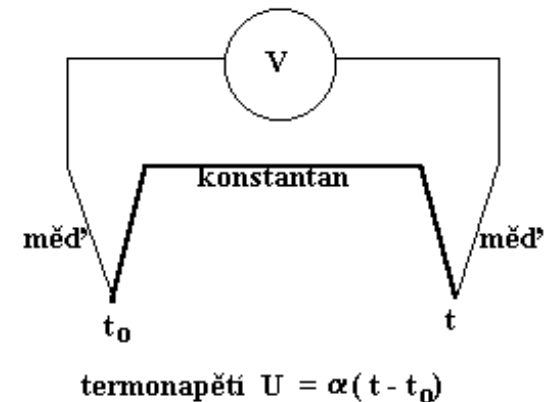
- Pracují na principu vzniku **termoelektrického napětí** v místě (bodě) spojení (svaru) dvou vhodných materiálů s rozdílným **termoelektrickým potenciálem**.
- Vlastnostmi použitých kovů je pak dán i pracovní rozsah měřených teplot.
- **Seebeckův jev** - převod tepelné energie na elektrickou.

V teplejší části vodiče mají nositelé náboje větší energii a difundují do chladnějších míst ve větším množství než nositelé z chladnějších míst

- Termočlánky jsou složeny (spojené svařením, pájením) vždy ze dvou kovů různého materiálu. V uzavřeném obvodu protéká proud pouze tehdy, pokud mají spoje různou teplotu. Při rozpojení obvodu můžeme naměřit napětí, které bude závislé na rozdílu teplot na spojích

Používají se pro rozsah teplot od -50 až do + 650°C

$$U = a \cdot (t_2 - t_1)$$





KONTAKTNÍ MĚŘENÍ TEPLoty V LÉKAŘSTVÍ

LÉKAŘSKÝ TEPLOMĚR MAXIMÁLNÍ (DILATAČNÍ)

- **rtuťový**- kapilára je nad rezervoárem zúžená a po dosažení maximální teploty se přetrhne vlivem kapilárních sil a ukazuje max. dosaženou teplotu, nevýhodou je dlouhá časová konstanta - 3-5 min a nutnost sklepaní. **Nyní se používá kapalina na bázi Ga, In, Sn a Sb.**



LÉKAŘSKÝ TEPLOMĚR RYCHLOBĚŽNÝ (DILATAČNÍ)

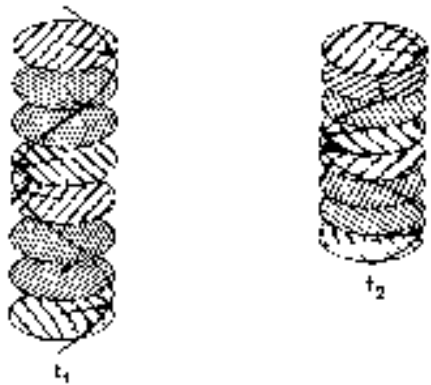
- **lihový** - kapilára není zaškrvena, teplotu je nutno odečíst během měření , časová konstanta - do 1 min.

TEPLOMĚR DIGITÁLNÍ

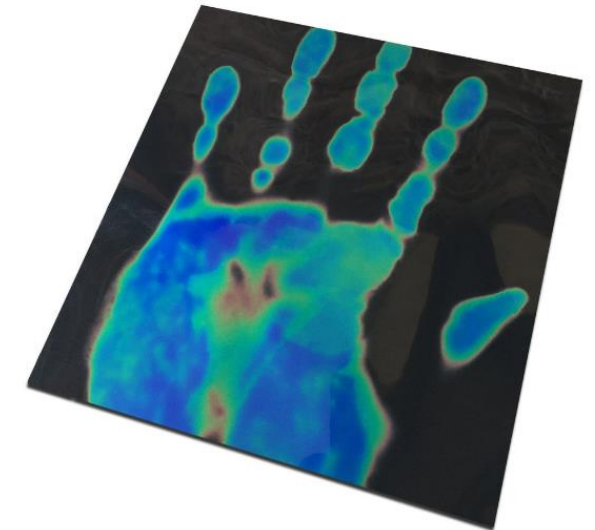
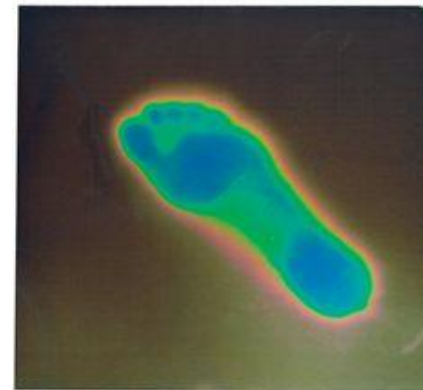
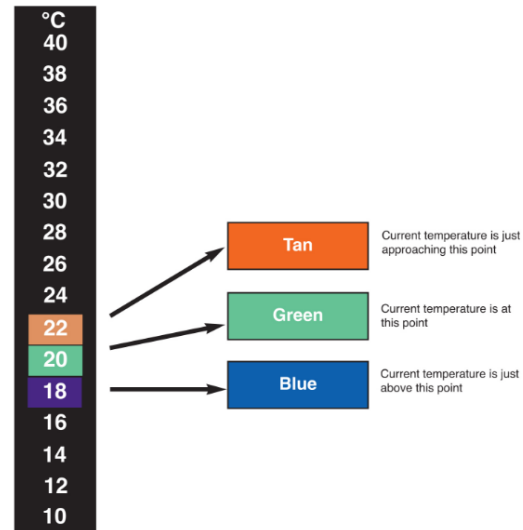


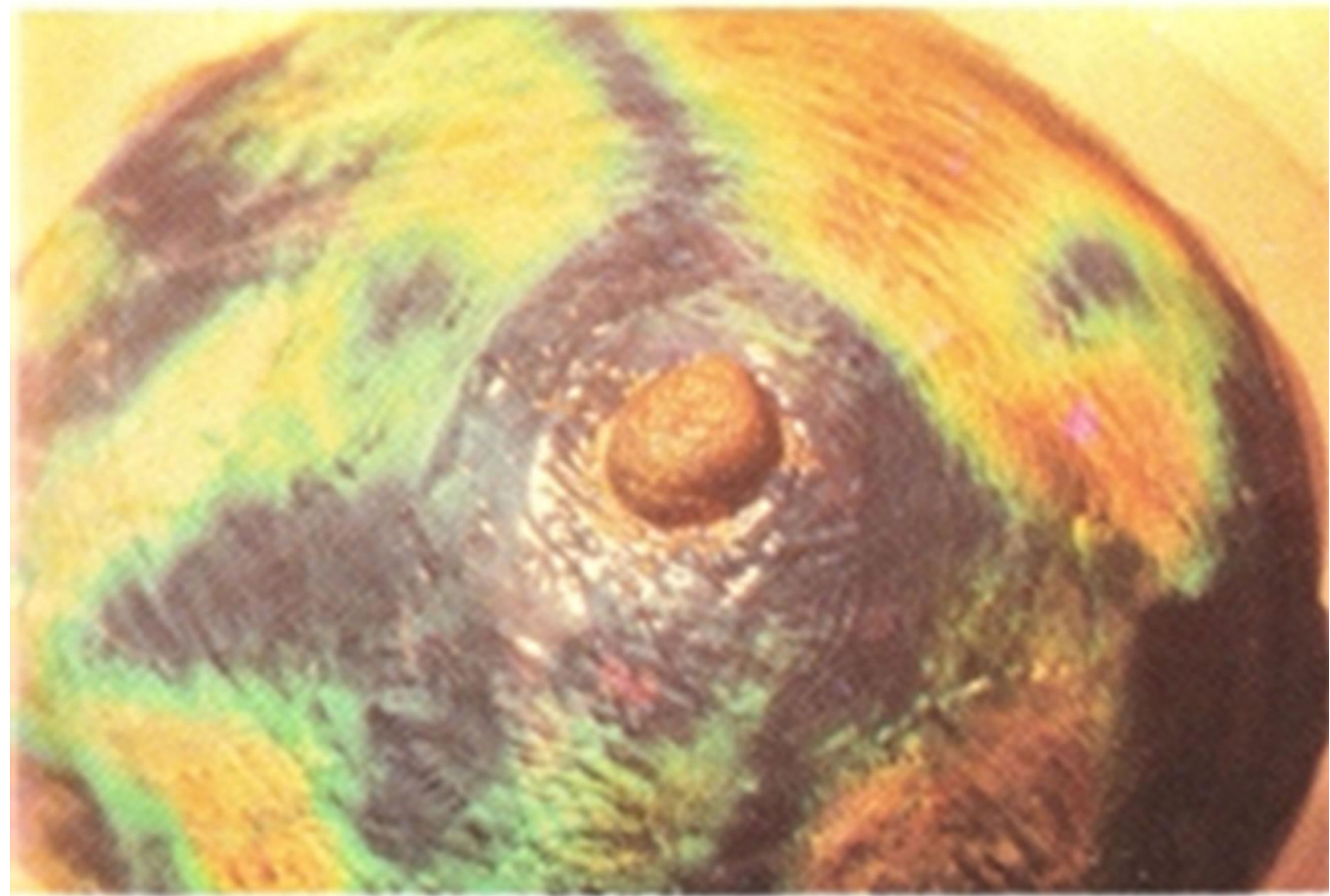
KAPALNÉ KRYSTALY

- Citlivost – okolo 0,1 °C
- Výchozí teplota – teplota, při níž začíná změna barvy
- Teplotní interval – 25 - 42 °C
- Prostorové rozlišení - množství rozeznatelných barev
- Tepelná setrvačnost – doba setrvání barvy po změně teploty



$t_1 < t_2$





https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.sciencephoto.com%2Fmedia%2F264184%2Fview%2Fliquid-crystal-thermography-of-a-back-injury&psig=AOvVaw0RT6Z8OJxpaIdB_E09Q8BU&ust=1624443337458000&source=images&cd=vfe&ved=0CAoQjRxqFwoTCLjAqJKBq_ECFQAAAAAdAAAAABAX

https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.scirp.org%2Fhtml%2F7-1010105_42466.htm&psig=AOvVaw0RT6Z8OJxpaIdB_E09Q8BU&ust=1624443337458000&source=images&cd=vfe&ved=0CAoQjRxqFwoTCLjAqJKBq_ECFQAAAAAdAAAAABAL

Bezkontaktní termografické metody

HISTORICKÉ SOUVISLOSTI

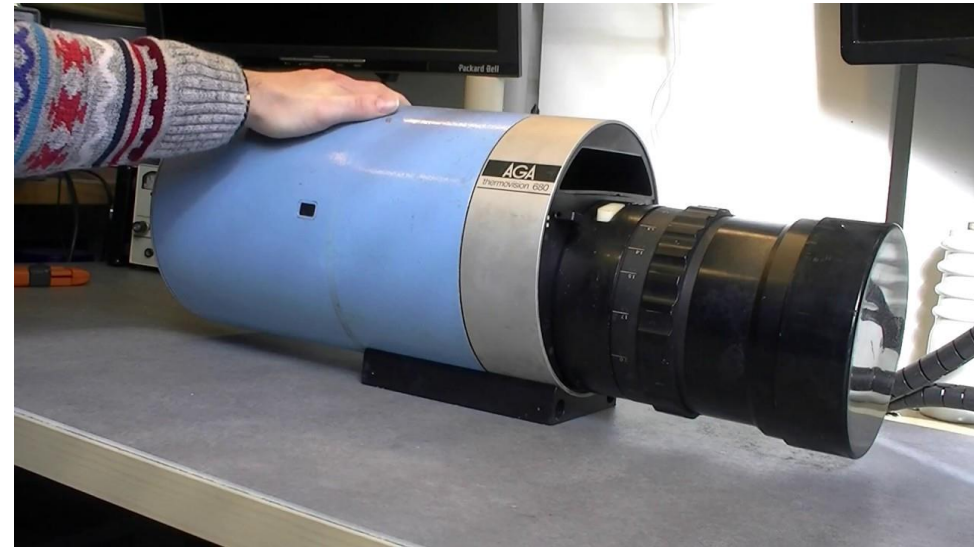
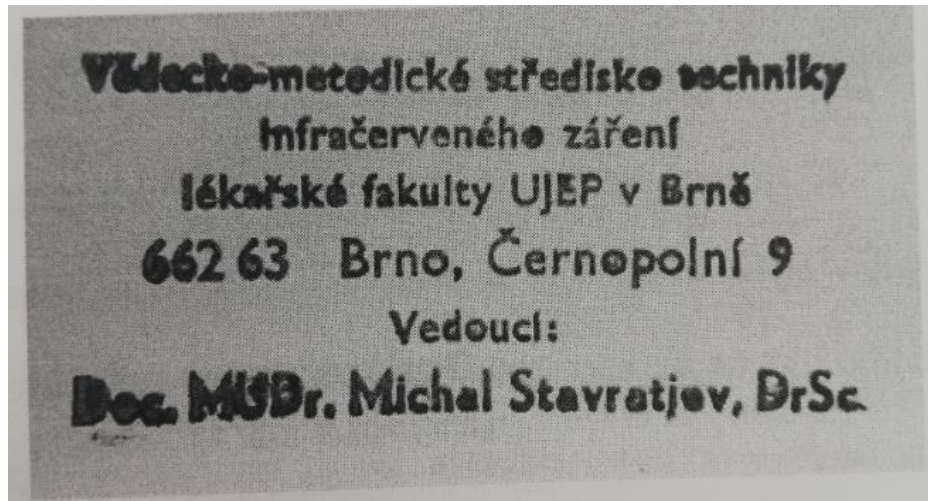
- 1678 - Christian **Hyugens** popsal vlnové vlastnosti světla a položil tak základy pro Maxwellovu teorii elamg. záření
- 1800 – William **Herschel** objevil při experimentech s viditelným světlem infračervenou oblast záření
- 1859 – Robert Kirchhoff vytvořil obecnou teorii emise a radiace, definoval absolutně černé těleso jako objekt, který absorbuje a vyzařuje IČ záření
- 1879 – Joseph Stefan stanovil vztah mezi množstvím energie vyzařované AČT a jeho teplotou
- 1884 – Ludwig Boltzmann odvodil a popsal matematicky Stefanův experiment o vyzařování AČT



- 1893 – Wilhelm **Wien** empiricky stanovil vztah mezi termodynamickou teplotou a vlnovou délkou AČT, odvodil zákon popisující závislost hustoty vyzařování na vlnové délce
- 1894 – Max **Planck** zkoumal spektrum záření emitovaného AČT
- 1900 – Max **Planck** odvodil správný zákon vyzařování AČT
- 1931 – první komerčně dostupné radiační termometry
- 60. léta 20. století – vznik společnosti FLIR Systems



- 1970 – první termovizní diagnostické pracoviště v ČR na LF MU (Fakultní dětská nemocnice) - Kamera AGA Termovision, doc. Stavratjev a prof. Holý.



- 1990 – zánik pracoviště a zařízení AGA převedeno pod Biofyzikální ústav LF MU, až do r. 2000 sloužila kamera nadále k diagnostickým účelům pod prof. Hrazdírou a prof. Holým

Vybavení pro měření IR na Biofyzikálnímu ústavu LF MU, Brno

Fluke Ti30



FLIR ONE gen 2



Seek Thermal



Flir i7



FLIR B200



Workswell WIC-640



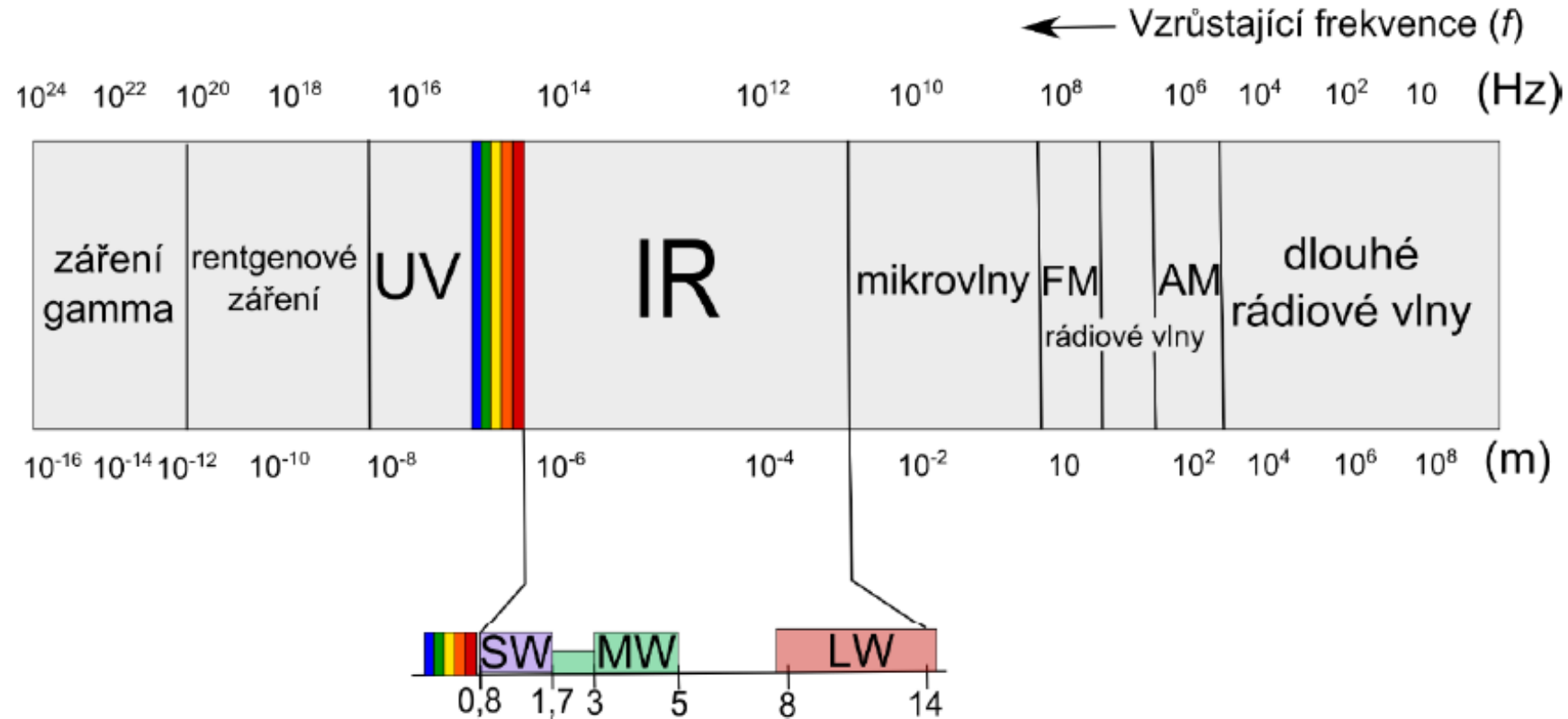
Infratec VarioCam HD



Dias CS 500



Elektromagnetické spektrum



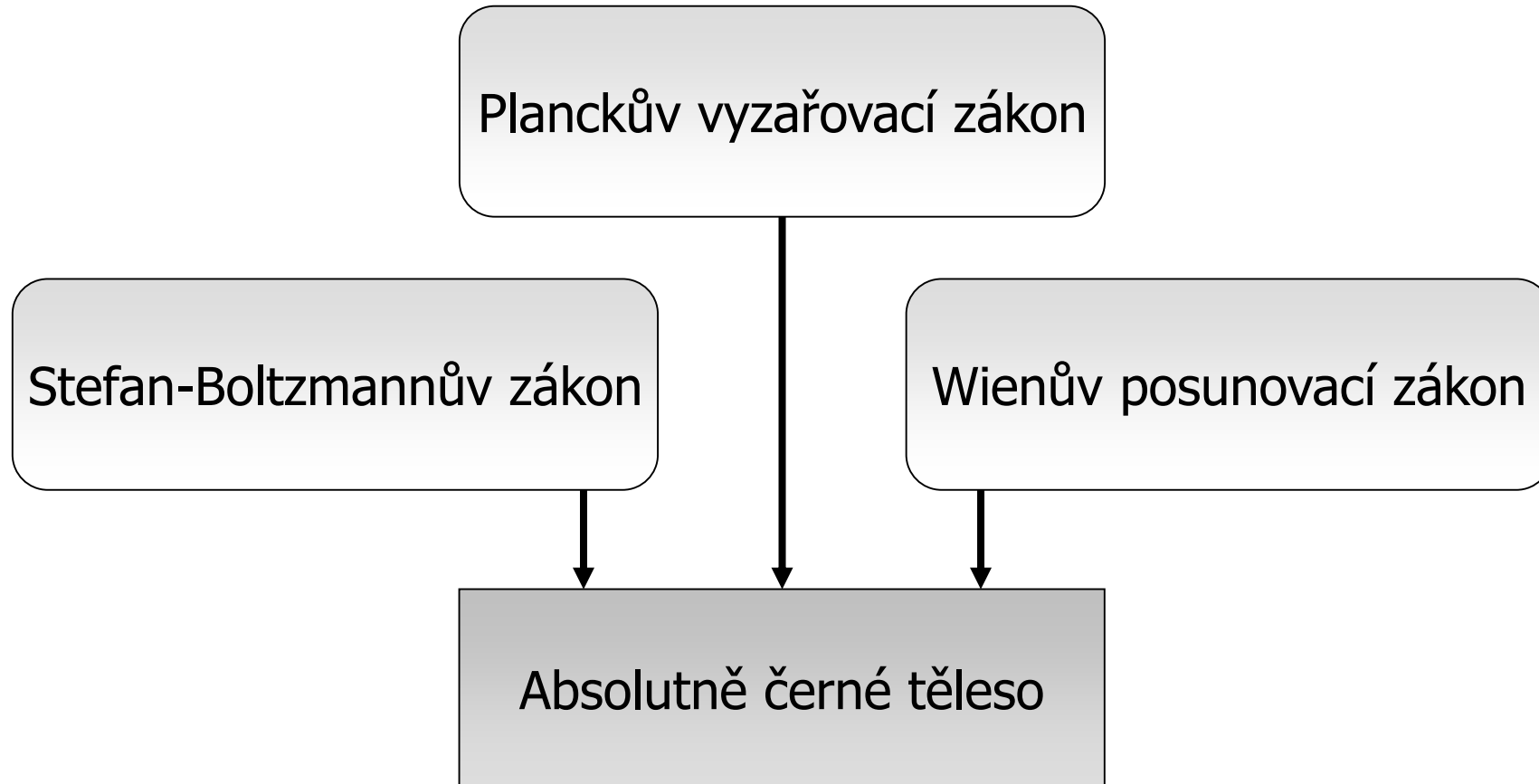
Název	Zkratka z angl.	Vlnová délka [μ m]
Krátké IR	SWIR	0,9–2,5
Střední IR	MWIR	2–5
Dlouhé IR	LWIR	7–14

- IR-A (760 nm – 1,4 μ m)
- IR-B (1,4 – 3 μ m)
- IR-C (3 – 1000 μ m)

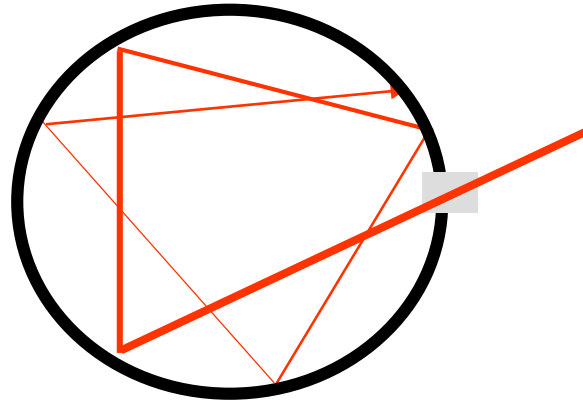
Zdroje infračerveného záření

- 760 nm – 1mm
- Ve vakuu se šíří rychlostí světla a platí pro něj stejné zákony jako pro viditelné světlo (lom a odraz, interference,...)
- infračervené záření může generovat hmota s teplotou vyšší než je absolutní nula (0K)
- velikost zářivého toku generovaného tepelným zdrojem, spektrální složení a směr šíření závisejí na vlastnostech a teplotě zdroje.
(zvýšení teploty = vzrůst energie zářivého toku, kratší vlnové délky)
- infračervená radiace je proud fotonů
- Pro infračervené záření platí zákony vlnové optiky (odraz, lom,..)

Základní zákony vyzařování



Absolutně černé těleso

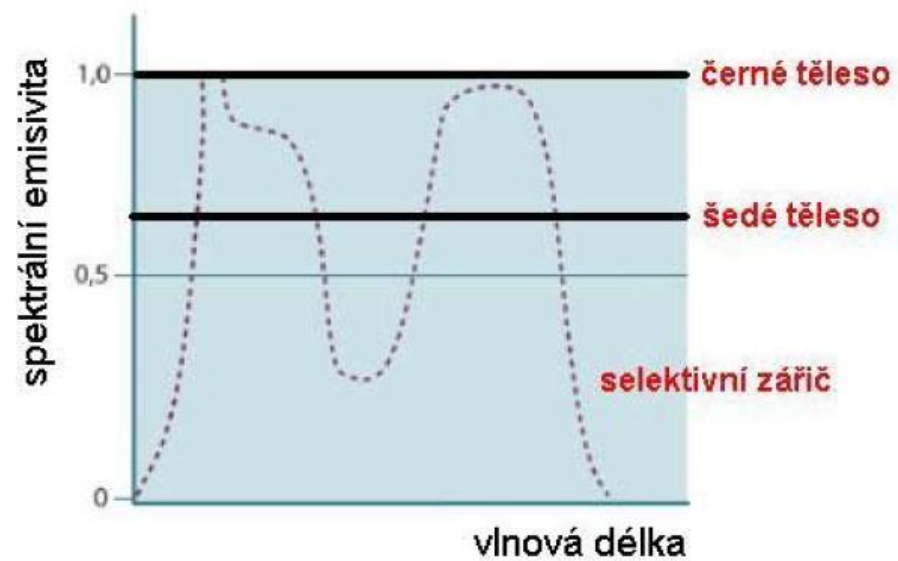
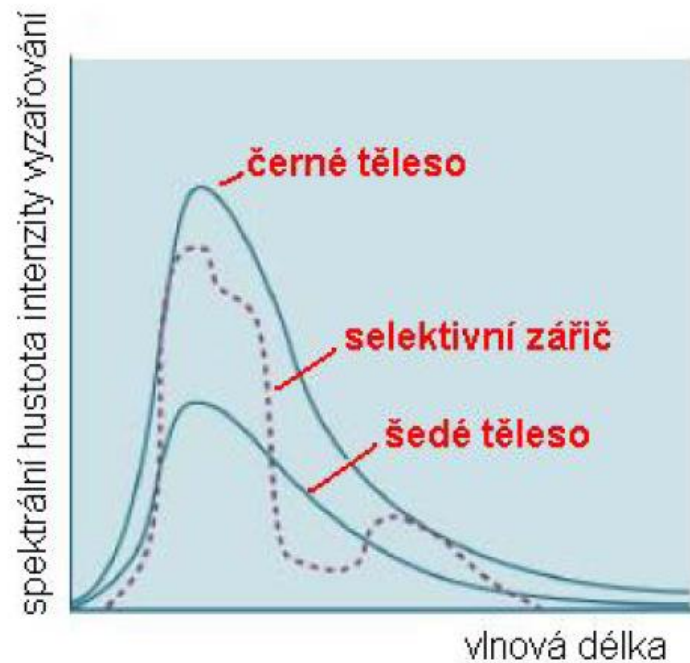


Proud fotonů

- pohlcování záření a vyzařování absolutně černého tělesa je vysvětleno [Kirchhoffovým zákonem](#) (podle *Gustava Roberta Kirchhoffa*, 1824–1887)



Černé těleso



Kirchhoffův zákon

Koeficienty popisující vlastnosti těles ozářených radiačním tokem:

Koeficient pohltivosti (absorpce) – α

Koeficient odrazivosti (reflexe) – ρ

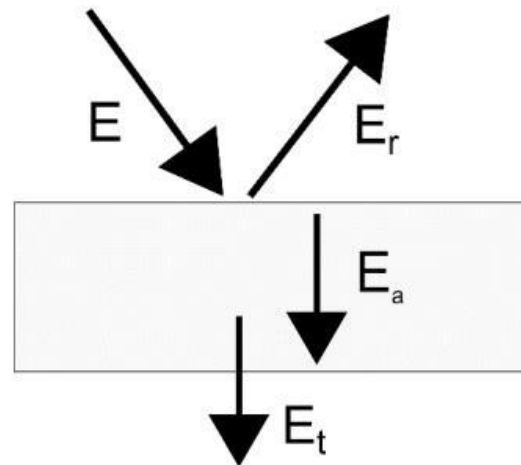
Koeficient propustnosti (transmise) – τ

$$1 = \alpha + \tau + \rho$$

$$\alpha = \Phi_{\text{pohlčený}} / \Phi$$

$$\tau = \Phi_{\text{prošlý}} / \Phi$$

$$\rho = \Phi_{\text{odražený}} / \Phi$$



Planckův vyzařovací zákon

Max Planck (1858–1947)



Planckův vyzařovací zákon

- základní zákon tepelného vyzařování AČT
- **Záření o frekvenci f může být vyzařováno, nebo pohlcováno jen po kvantech energie o velikosti $e = h \cdot f$.**

$$L_{e,\lambda}(T) = \frac{\frac{C_1}{\lambda^5}}{e^{\frac{C_2}{\lambda T}} - 1} [W \cdot sr^{-1} \cdot cm^{-2} \cdot \mu m^{-1}]$$
$$C_1 = 2hc^2, \quad C_2 = \frac{ch}{k_B}$$

L..... spektrální měrná zářivost

h..... Planckova konstanta $6,6256 \cdot 10^{-34} [J \cdot s]$

k_B Boltzmannova konstanta $1,3807 \cdot 10^{-23} [J \cdot K^{-1}]$

c..... rychlost světla $2,9979 \cdot 10^8 [m \cdot s^{-1}]$

C_1 1. vyzařovací konstanta $1,191 \cdot 10^{-16} [W \cdot m^2]$

C_2 2. vyzařovací konstanta $1,4388 \cdot 10^{-2} [K \cdot m]$

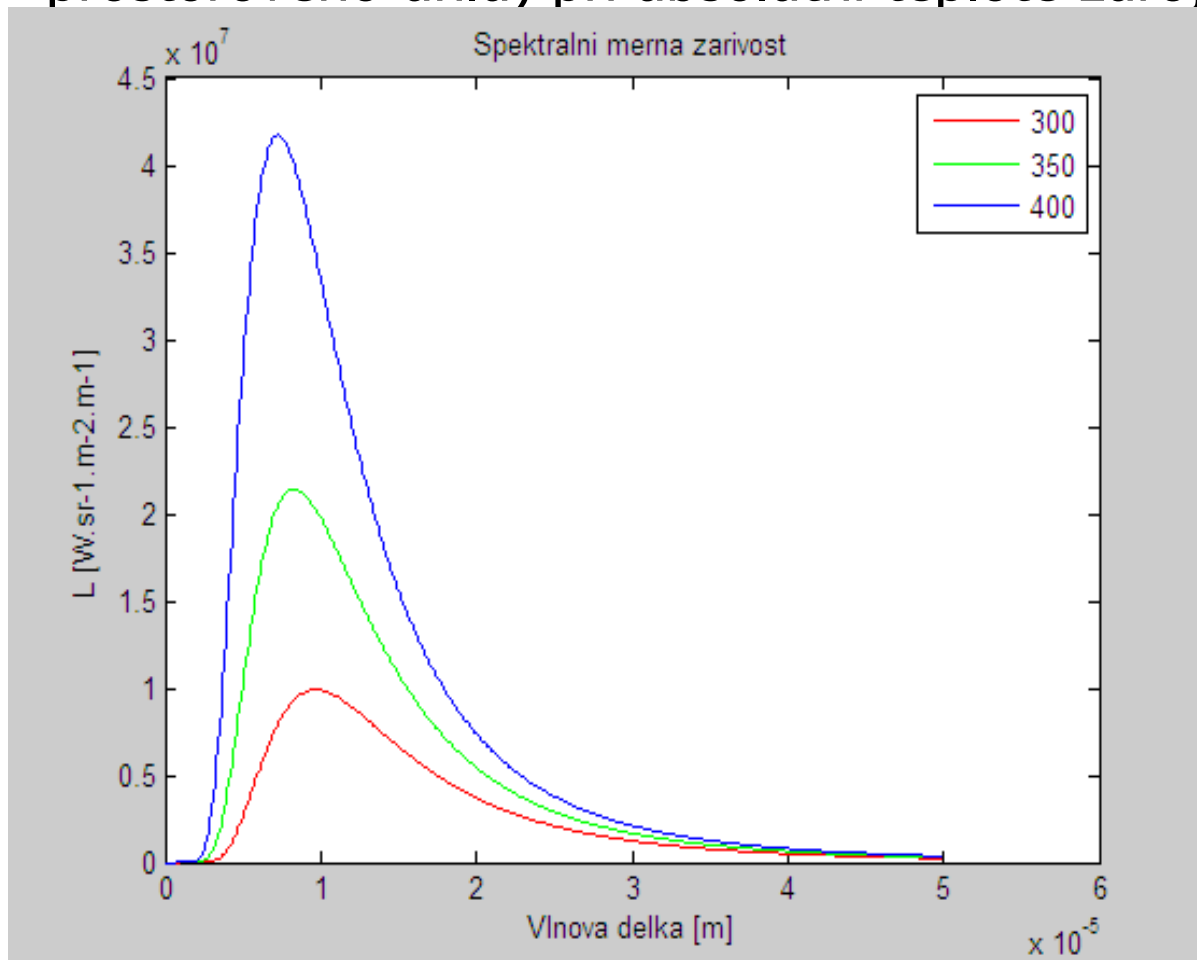
Planckův vyzařovací zákon

- spektrální měrná zářivost L (výkon generovaný z jednotky plochy povrchu zdroje na dané vlnové délce do jednotkového prostorového úhlu) při absolutní teplotě zdroje T [K] v energetickém tvaru
- Spektrální intenzita vyzařování absolutně černého tělesa M v energetickém tvaru:

$$M_{e,\lambda}(\lambda, T) = \pi \cdot L_{e,\lambda}(\lambda, T) [W \cdot cm^{-2} \cdot \mu m^{-1}]$$

Planckův vyzařovací zákon

spektrální měrná zářivost L (výkon generovaný z jednotky plochy povrchu zdroje na dané vlnové délce do jednotkového prostorového úhlu) při absolutní teplotě zdroje T [K] v



- V grafu jsou vidět křivky spektrální měrné zářivosti $[\text{W}\cdot\text{sr}^{-1}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{m}^{-1}]$ pro 3 různé teploty [K]. (300, 350 a 400K)

Stefan-Boltzmanův zákon



Jozef Stefan
(1835-1893)



Ludwig Boltzmann
(1844-1906)

Stefan-Boltzmannův zákon

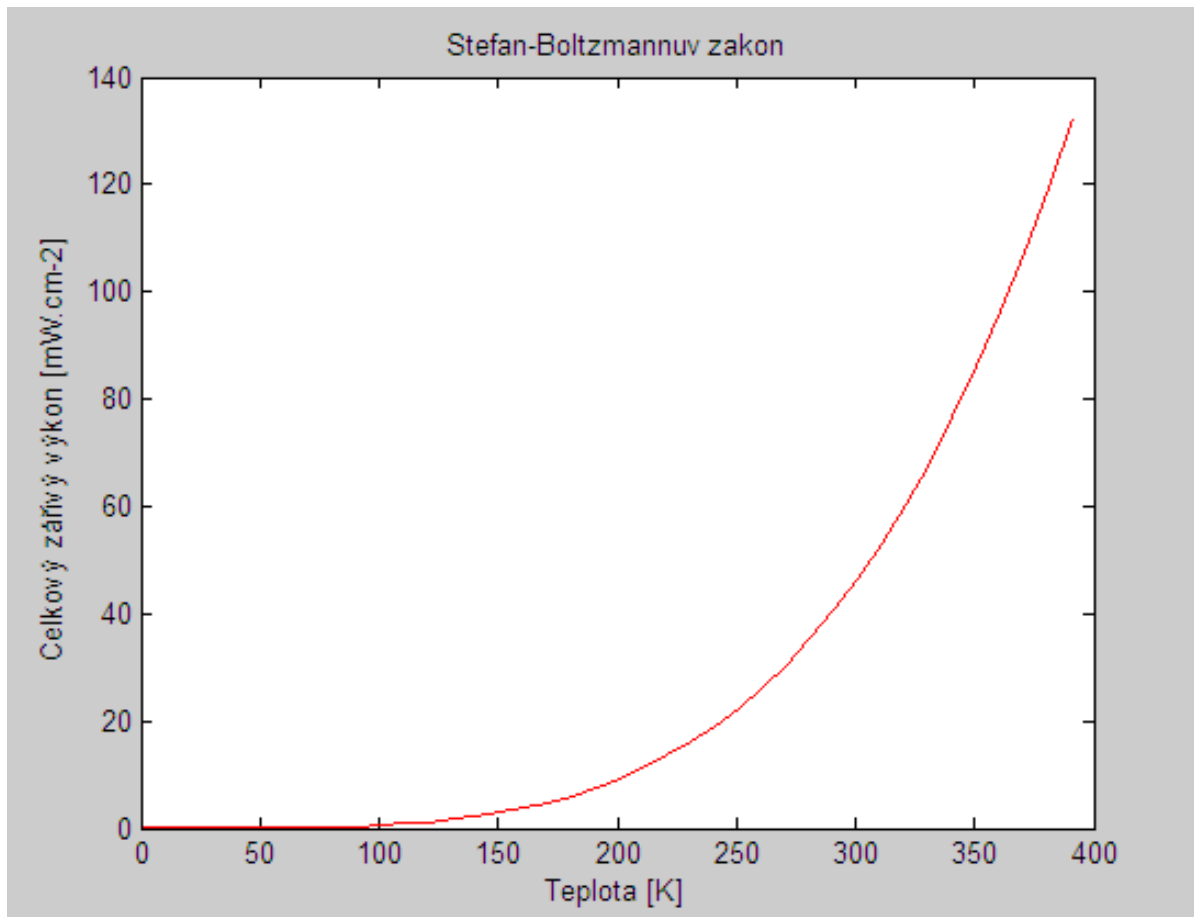
- Vyjadřuje intenzitu vyzařování AČT.
- **Výsledná intenzita vyzařování černého tělesa je úměrná čtvrté mocnině jeho absolutní teploty (T):**

$$M_e(T) = \sigma_e T^4 [W \cdot cm^{-2}]$$

- $\sigma = 5,6697 \cdot 10^{-8} W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}$
- Lze vyjádřit integrací [Planckova vyzařovacího zákona](#):

$$M_e(T) = \int_0^{\infty} M_{e,\lambda}(\lambda, T) d\lambda = \frac{2\pi^5 k^4}{15c^2 h^3} T^4 = \sigma_e T^4 [W \cdot cm^{-2}]$$

Stefan-Boltzmannův zákon



- Závislost celkového zářivého výkonu [$\text{mW}\cdot\text{cm}^{-2}$] na teplotě [K].

Wienův posunovací zákon

Wilhelm Wien (1864-1928)



Wienův posunovací zákon

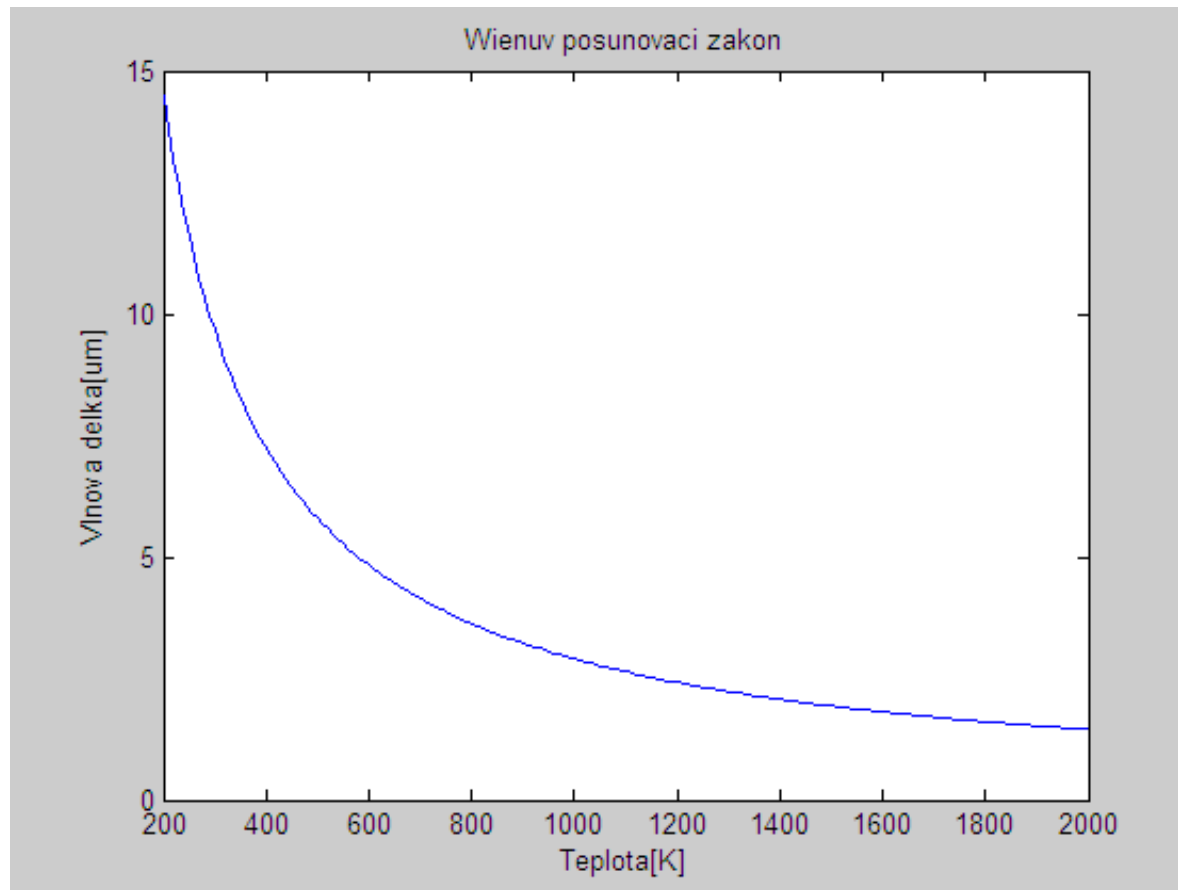
- maximum spektrální intenzity vyzařování se mění v závislosti na teplotě, odpovídající vlnovou délku lze stanovit vyhledáním lokálního extrému odpovídajících funkcí

$$\frac{\partial M_{e,\lambda}(\lambda, T)}{\partial \lambda} = 0 \Rightarrow \lambda_{\max} \cdot T = 2898 [\mu\text{m} \cdot \text{K}]$$

- z toho vyplývá, že čím je těleso teplejší, tím vyzařuje na kratších vlnových délkách a tedy na vyšších frekvencích

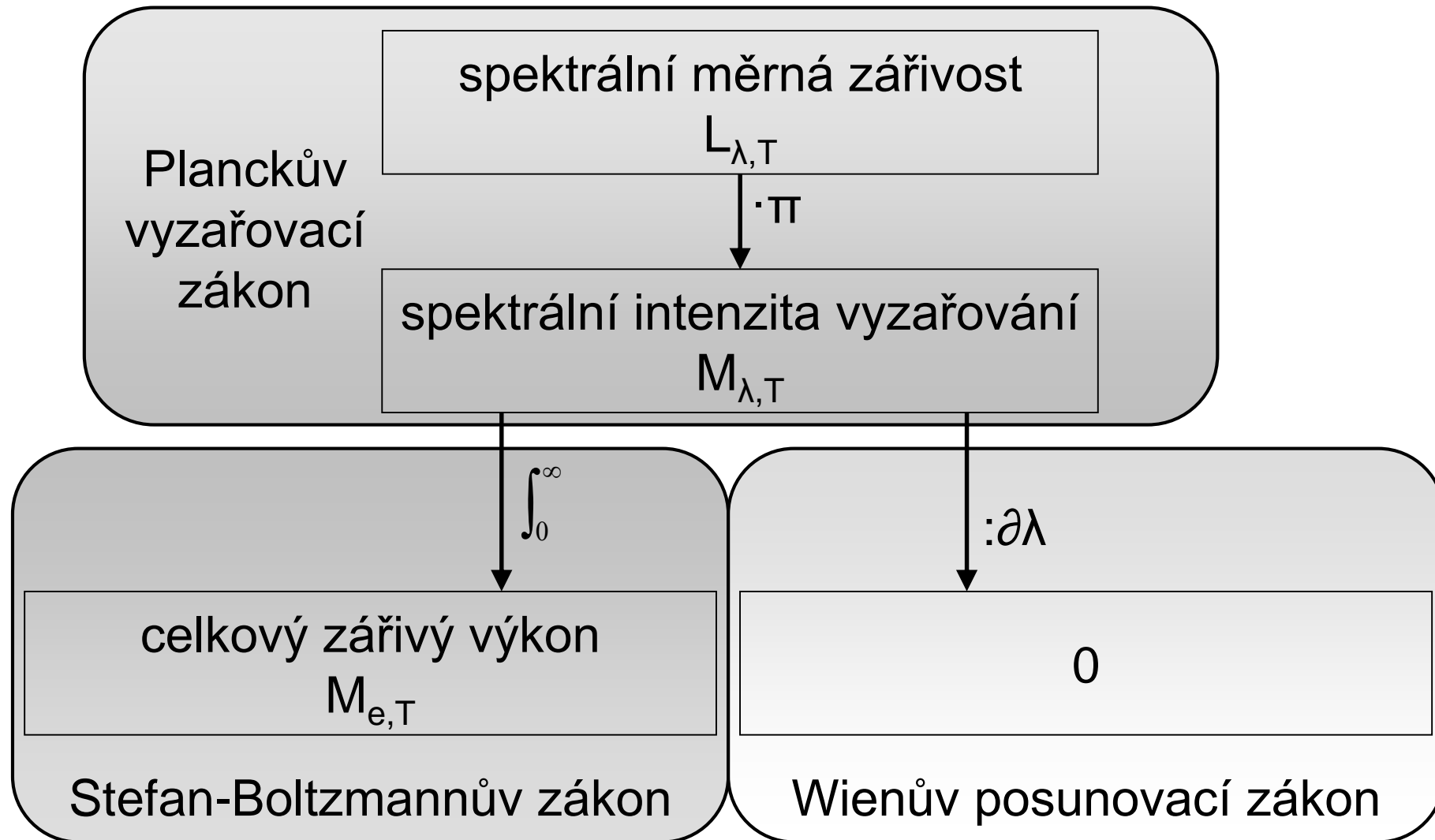
To znamená, že např. člověk při běžné teplotě 37°C , která odpovídá termodynamické teplotě 310K , vyzařuje elektromagnetické záření s vlnovou délkou $\lambda_{\max} = \frac{b}{T} = \frac{2,9 \cdot 10^{-3}}{310} \text{ m} = 9,35 \mu\text{m}$. A to odpovídá (jak se dalo předpokládat) tepelnému záření.

Wienův posunovací zákon

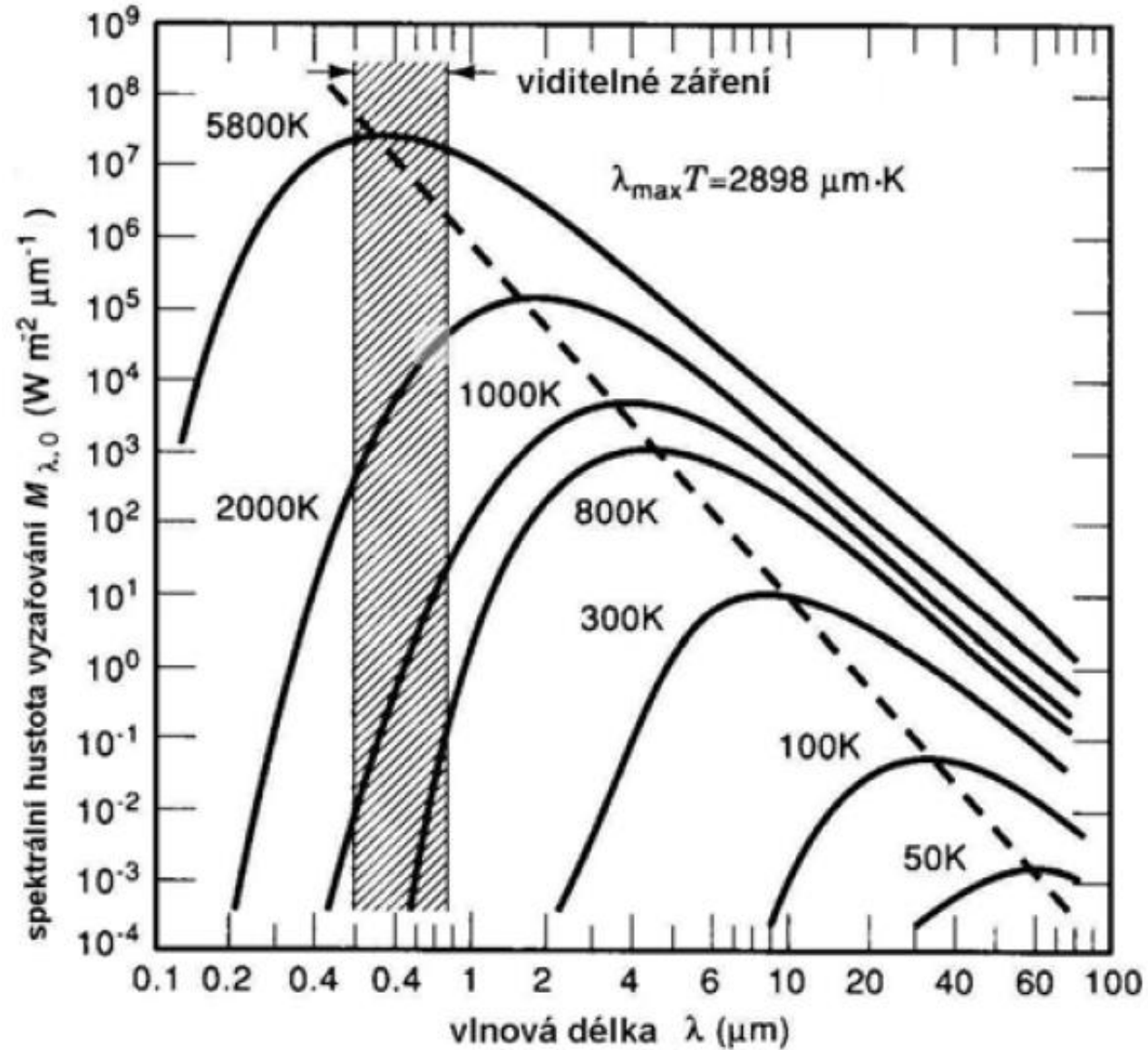


- Závislost vlnové délky [μm] na teplotě [K].

Vztahy mezi jednotlivými zákony



Ještě jednou názorně...



Emisivita - ε

$$\varepsilon(\lambda, T) = \frac{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{\text{zdroje}}}{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{\text{AČT}}}$$

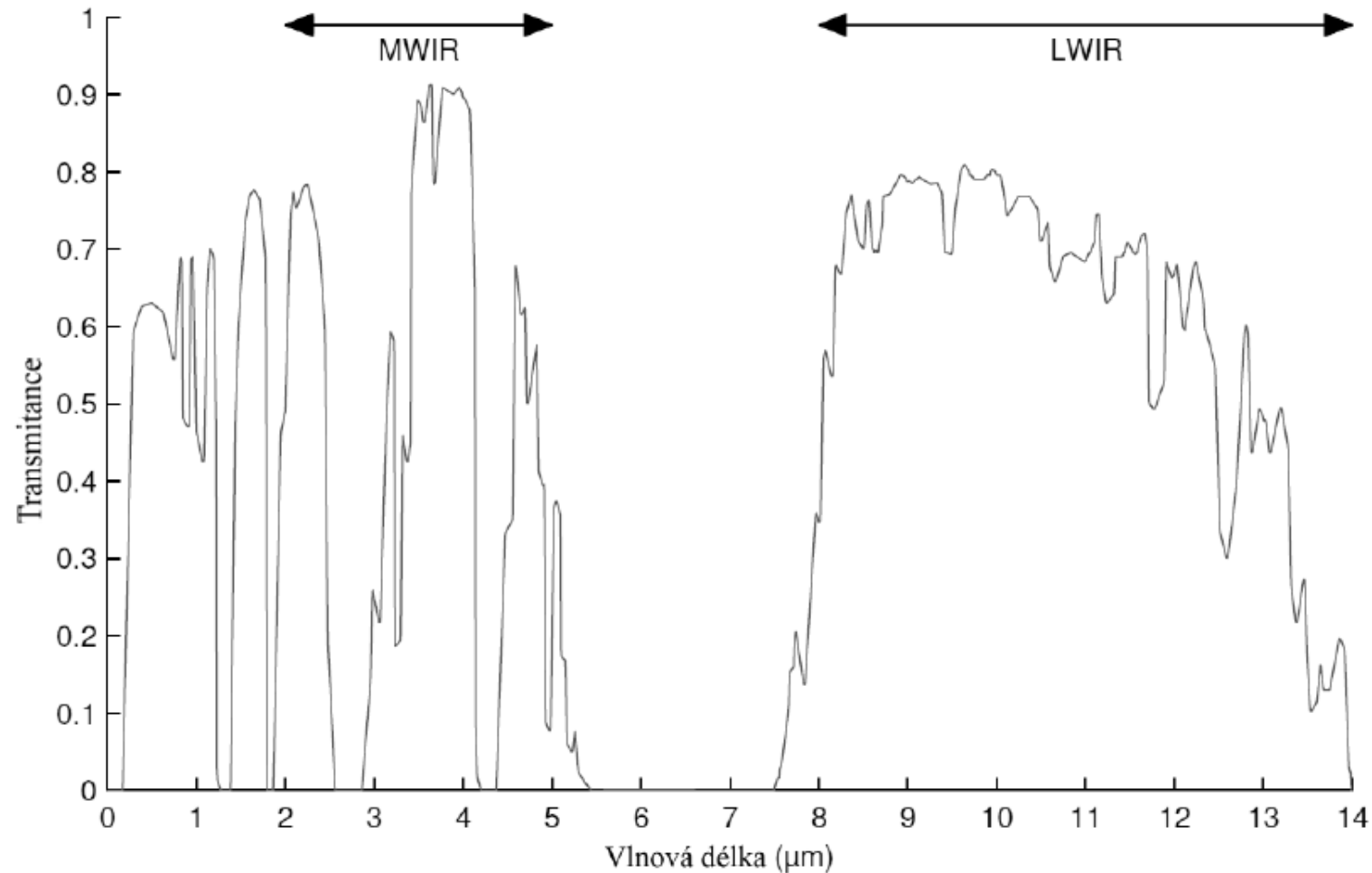
- vyjadřuje zhoršení vyzařovacích vlastností zdroje ve srovnání s absolutně černým tělesem
- koeficient emisivity nabývá hodnot 0 až 1.
- koeficient emisivity je závislý na:
 - typu materiálu zdroje
 - vlastnostech povrchu zdroje
 - vlnové délce
 - teplotě materiálu
 - směru vyzařování

Koeficient emisivity

materiál	teplota v °C	spektrum	emisivita
kůže lidská	32	T	0,98
dřevo	17	SW	0,98
voda destilovaná	20	T	0,96
cihla (červená, hrubá)	20	T	0,88–0,93
papír bílý	20	T	0,7–0,9
voda sníh	–10	T	0,85
titan leštěný	1000	T	0,36
stříbro leštěné	100	T	0,03

Detekce infračerveného záření

spektrum infračerveného záření závisí od teploty vyzařujícího tělesa a jeho okolí – rozsah jednotlivých zařízení

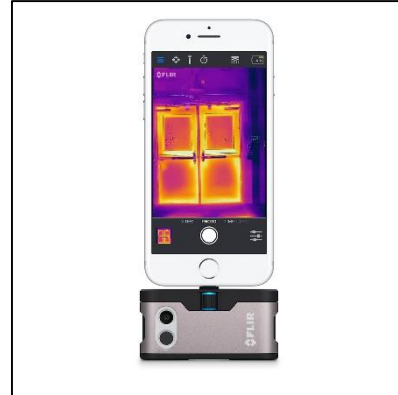


Vybavení pro měření IR na Biofyzikálnímu ústavu LF MU, Brno

Fluke Ti30



FLIR ONE gen 2



Seek Thermal



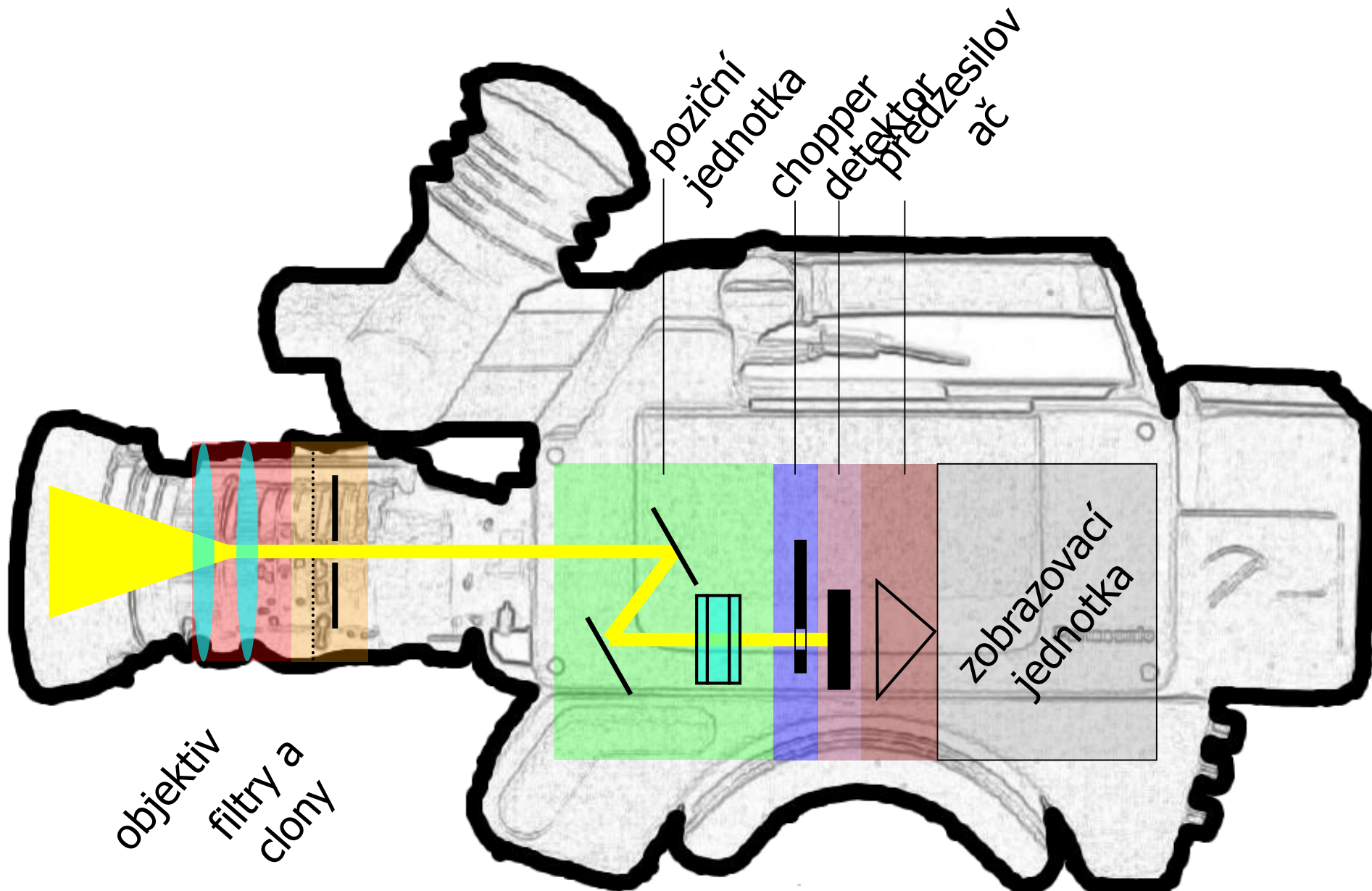
FLIR B200



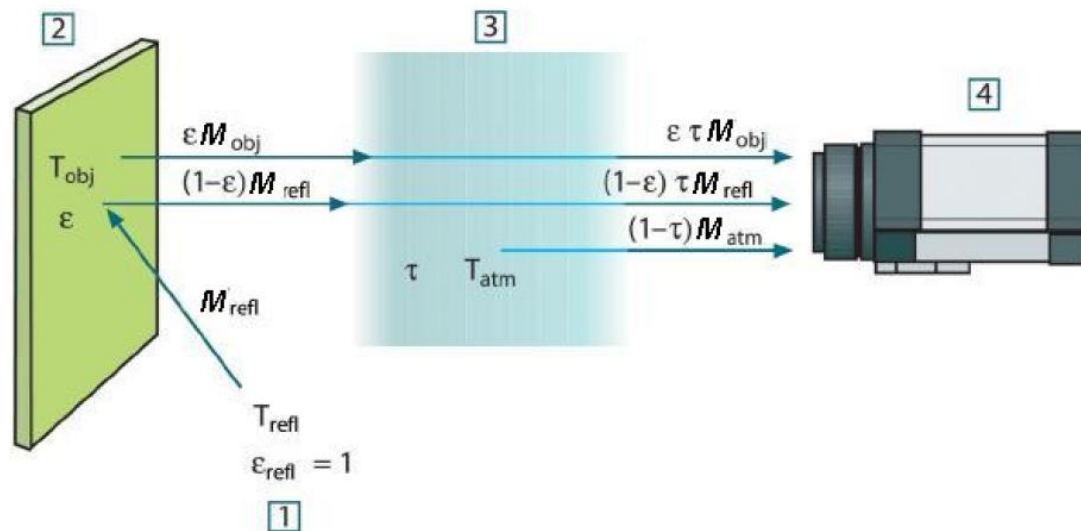
Workswell WIC-640



Konstrukce

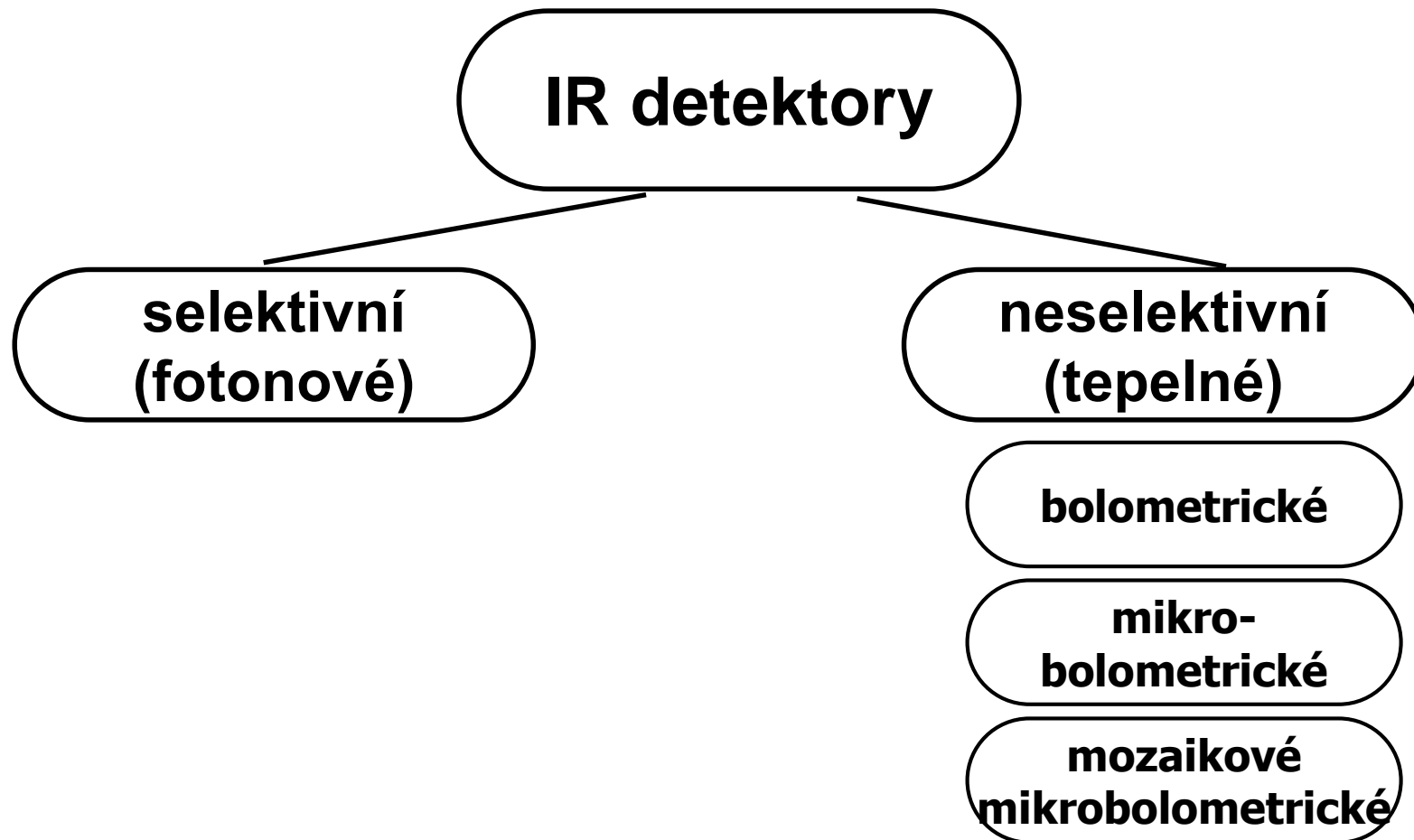


- IR radiometrické systémy pracují na principu srovnávání neznámé měřené intenzity vyzařování snímaného objektu se známou intenzitou vyzařování vnitřního referenčního zdroje
- systém vyhodnocuje diferenci mezi zářivým tokem snímaného objektu a zářivým tokem referenčního zdroje ($\Phi - \Phi_{\text{ref}}$)
- detektor je střídavě ozařován radiačním signálem ze snímaného objektu a radiačním signálem od optického modulátoru – referenčního zdroje
- zavádění referenčního signálu časově odpovídá zpětnému běhu optických rozkladových prvků skeneru do výchozích bodů řádku, snímku



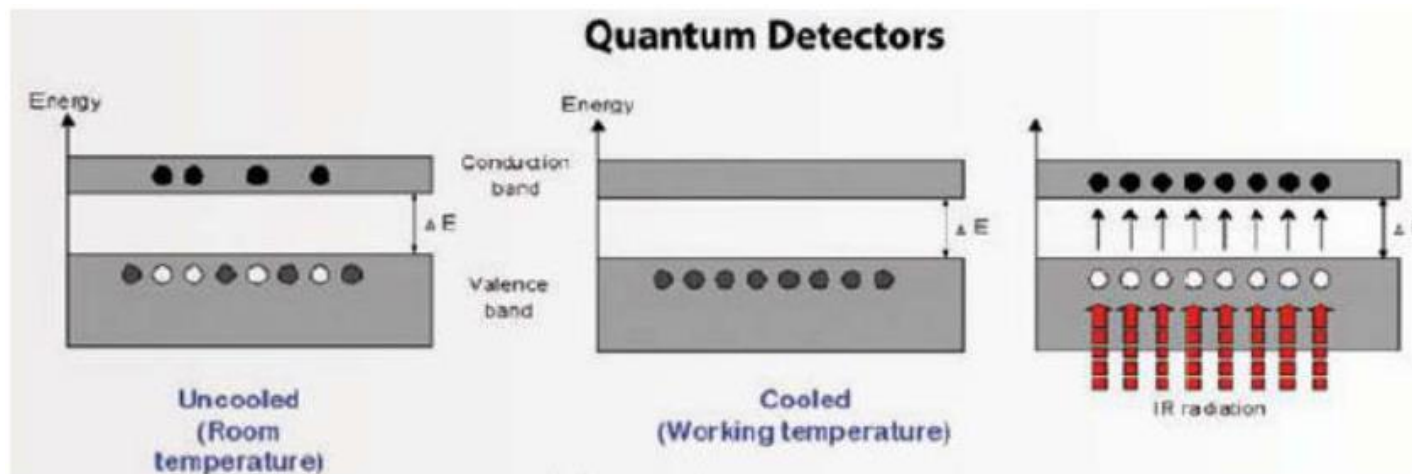
Detektory

- detektor IR záření v infrazobrazovacích systémech převádí zářivou energii na jiné formy energie (na elektrický signál)



Selektivní - fotonové detektory

- využívají přímé přeměny dopadajícího záření na elektrický náboj, elektrický proud
- kvantové detektory jsou polovodičové systémy (tellurid rtuťnokademnatý HgCdTe)
- dopadající záření přímo excituje elektrony
- jejich počet a tedy i velikost výstupního elektrického signálu je úměrný intenzitě záření
- nutnost chlazení



Selektivní - fotonové detektory

Základem je **fotoelektrický jev**: je-li energie elektronu ve valenčním pásmu, která mu byla předána fotonem záření, dostatečná k překonání zakázaného pásma Q_g , elektron opustí valenční pásmo a pohybuje se v pásmu vodivostním (vznik párů elektron-díra). Minimální energie fotonu (vlnová délka) je dána šířkou zakázaného pásma.

$$\lambda_c = \frac{h.c}{Q_g} [\mu m]$$

λ_cmezní vlnová délka

Q_gzakázané pásmo energie [eV]

Bolometrické detektory

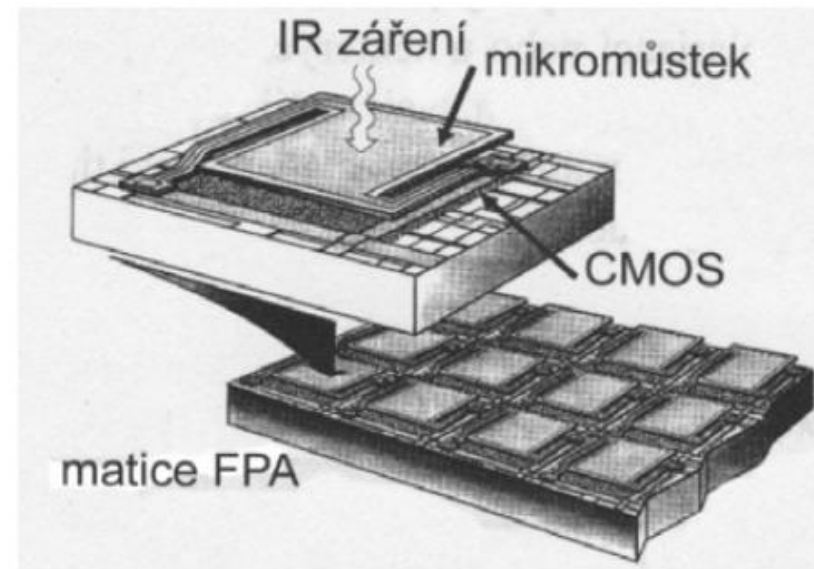
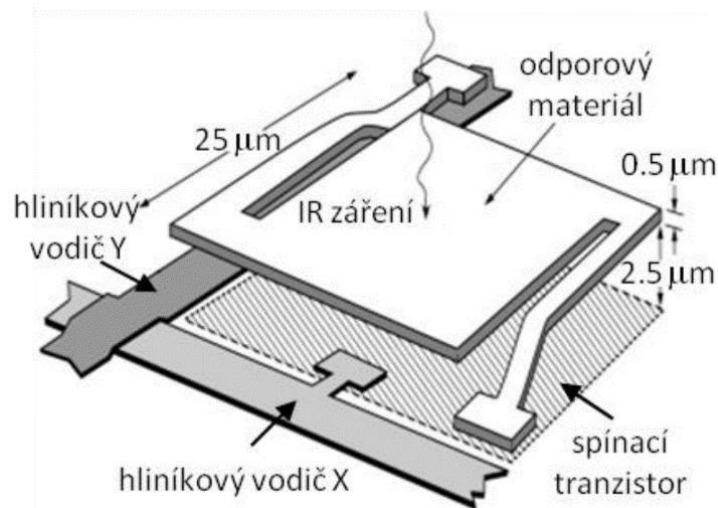
tepelné detektory

v závislosti na ohřátí (absorpce energie IČ záření) se mění vlastnosti materiálů (elektrický odpor detektorů)

charakteristická veličina: **teplotní součinitel odporu α** :

odpor elektrických vodičů s rostoucí teplotou stoupá: α má kladnou hodnotu

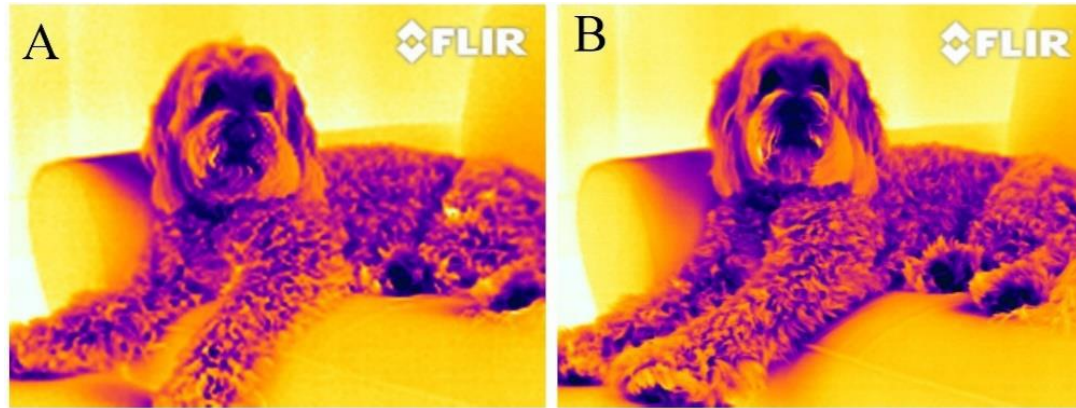
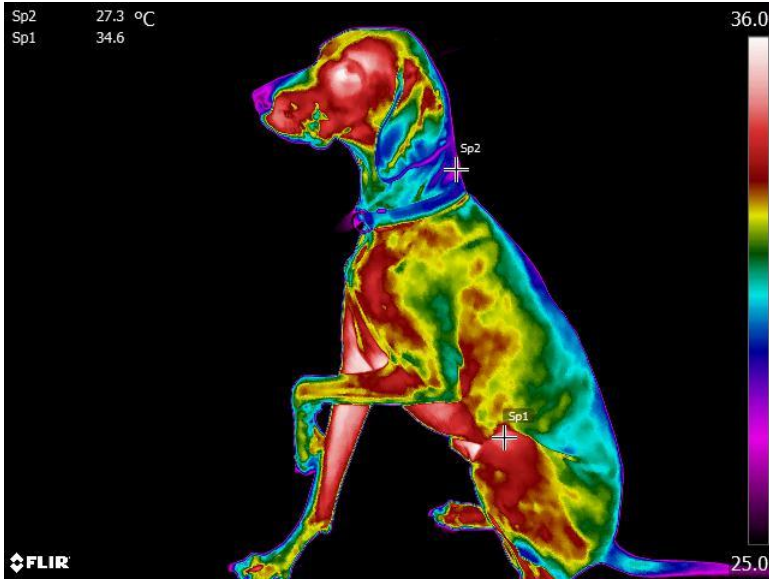
odpor $R[\Omega]$ elektrických polovodičů s rostoucí teplotou $T[K]$ klesá: α má zápornou hodnotu



Mikrobolometrické mozaikové detektory

- paralelní uspořádání mikrobolometrických elementů do detekčních mozaik (např. 320 x 240).
- struktura je:
 - tepelně izolována od prostředí
 - tepelně stabilizována (termoelektrické chlazení na pokojovou teplotu)
 - uzavřená do vakuovaného pouzdra se vstupním oknem např. z germania.
- každý element je izolován od sousedního, aby se vzájemně neovlivňovali
- zamezení ztrátě rozlišovací schopnosti
- eliminace vlivu interní radiace =
 - automatický teplotní kompenzační systém
 - přesné senzory teploty
 - referenční tepelný zdroj

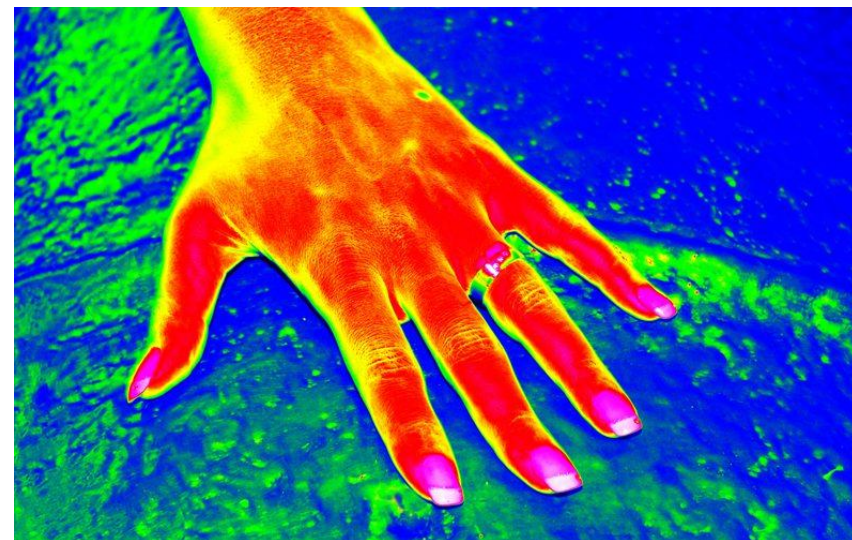
TERMOGRAM



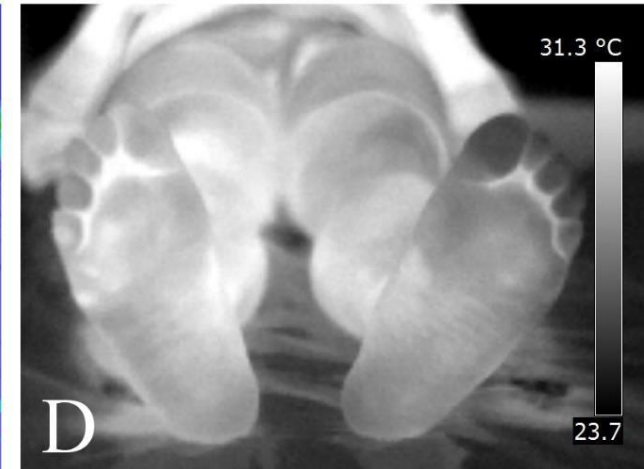
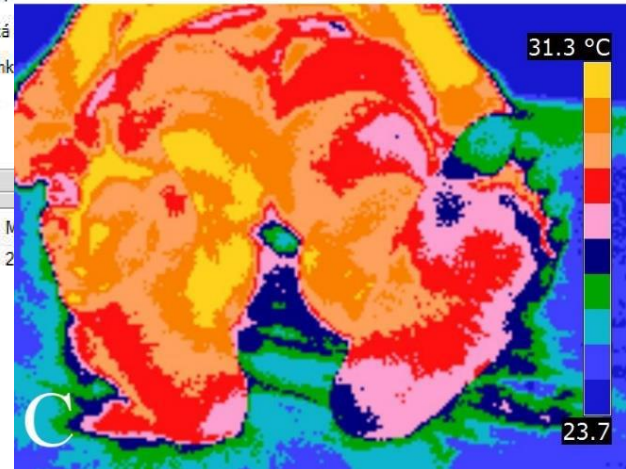
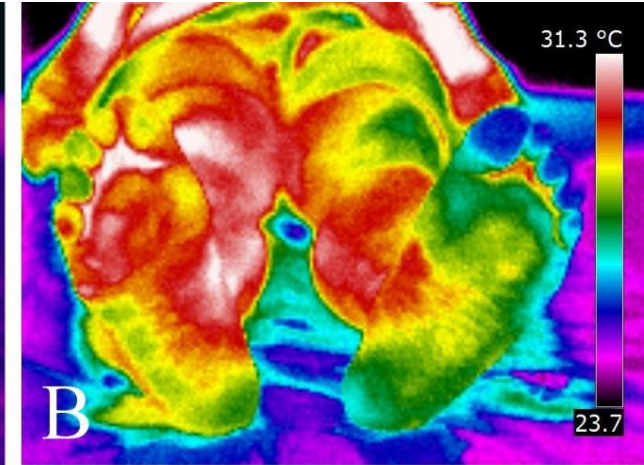
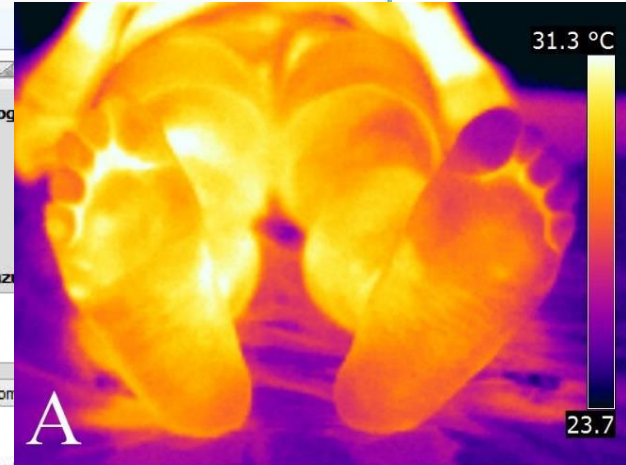
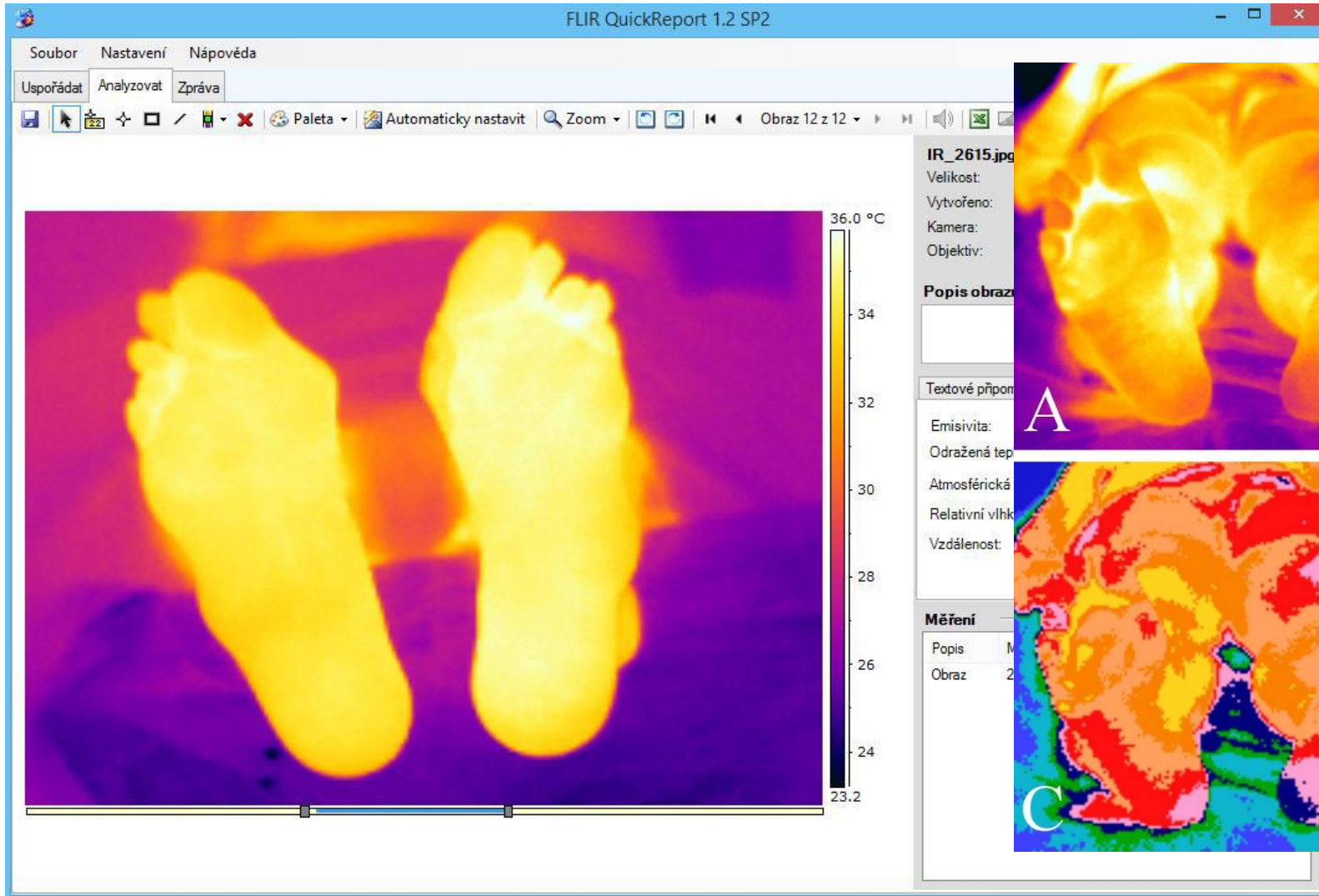
Rozlišení
termogramů

- A. 160x120
- B. 320x240
- C. 640x480
- D. 640x512 fotonový InSb
- E. 1344x784 fotonový

MUNI
MED



Hodnocení termogramů



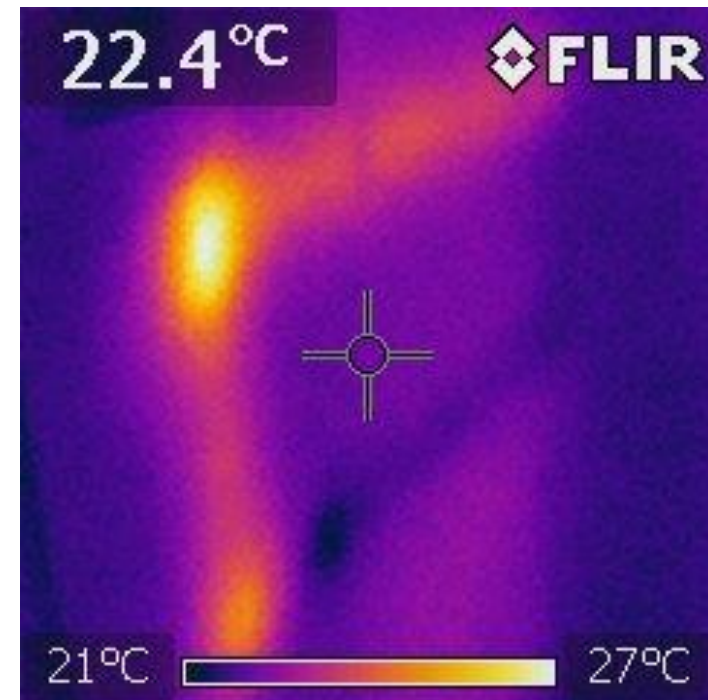
Využití v průmyslu, stavebnictví a energetice

Tepelné izolace

Biofyzikální ústav LF MU



Tepelný most- únik tepla



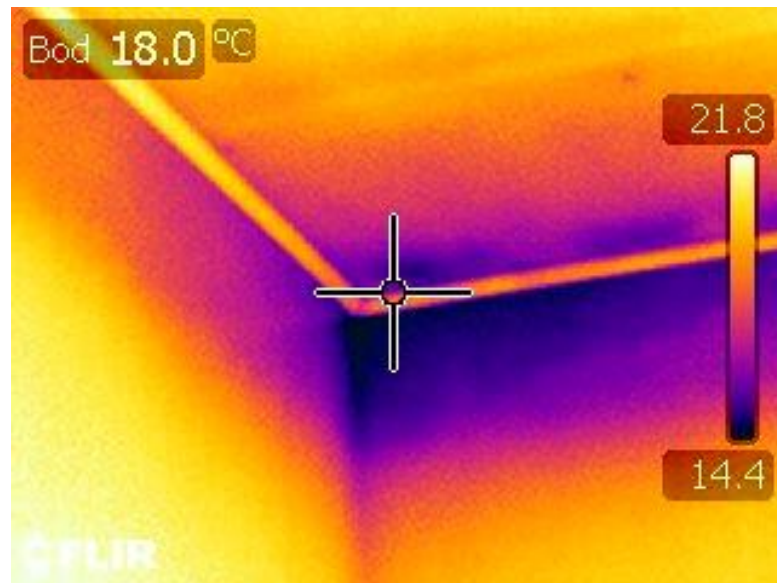
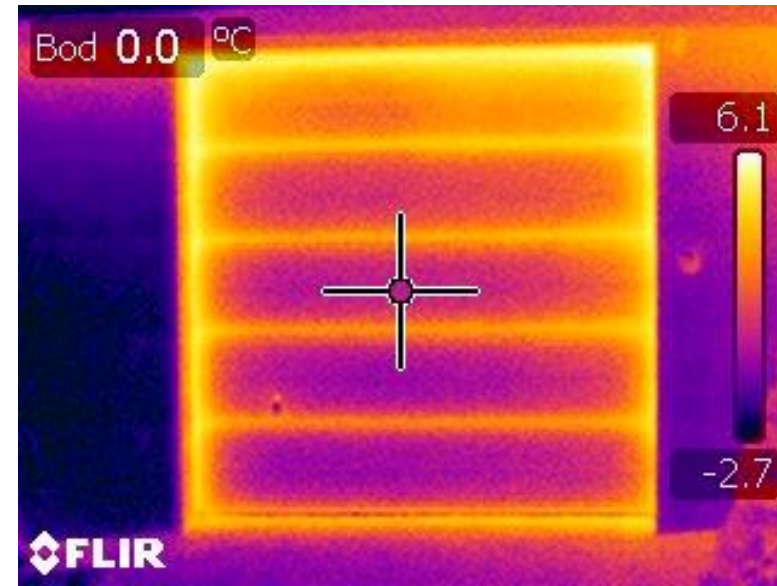
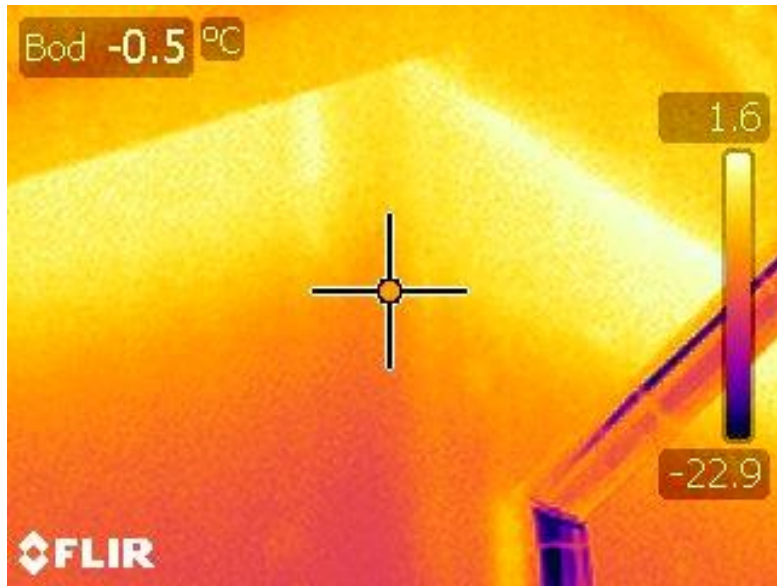
Uzávěr vodovodního
potrubí



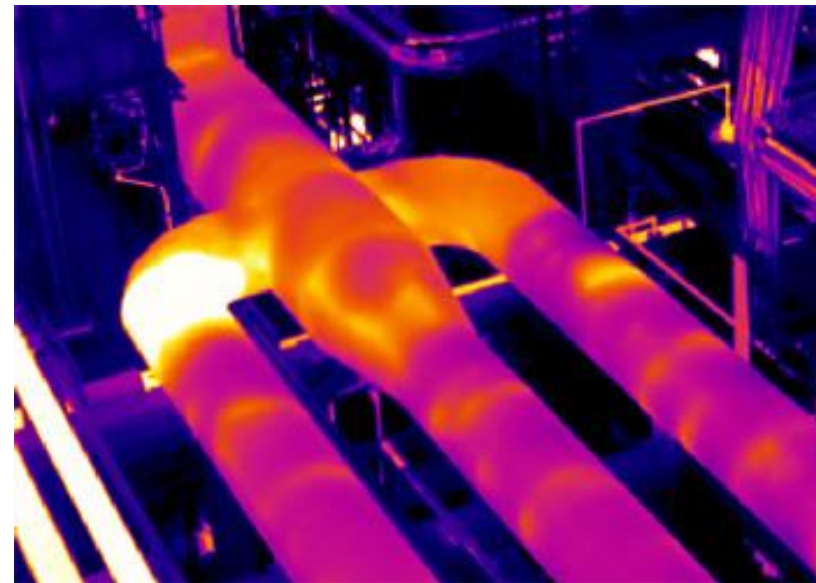
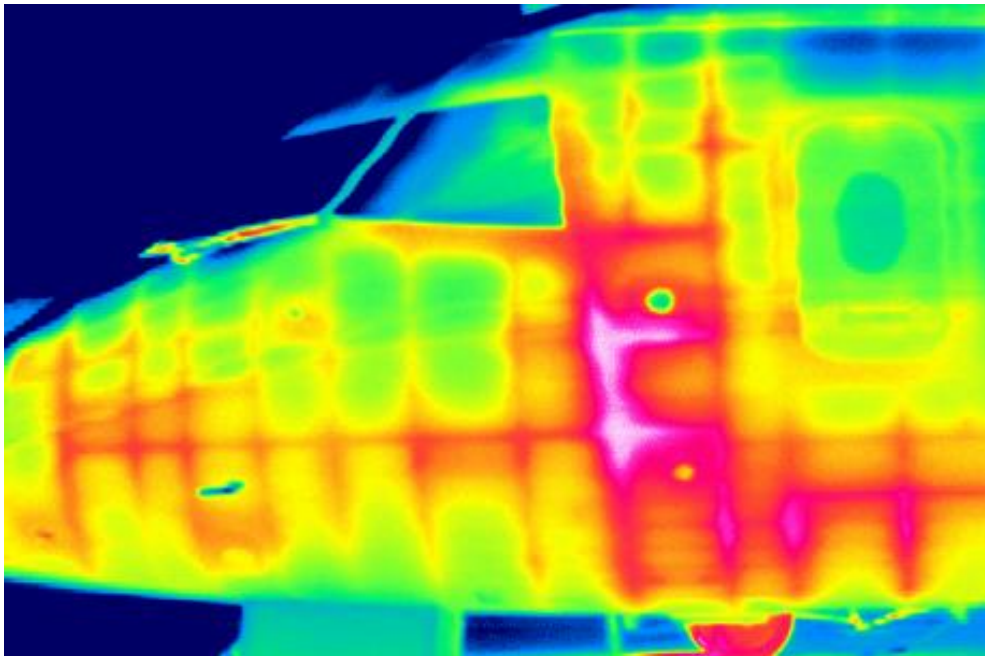
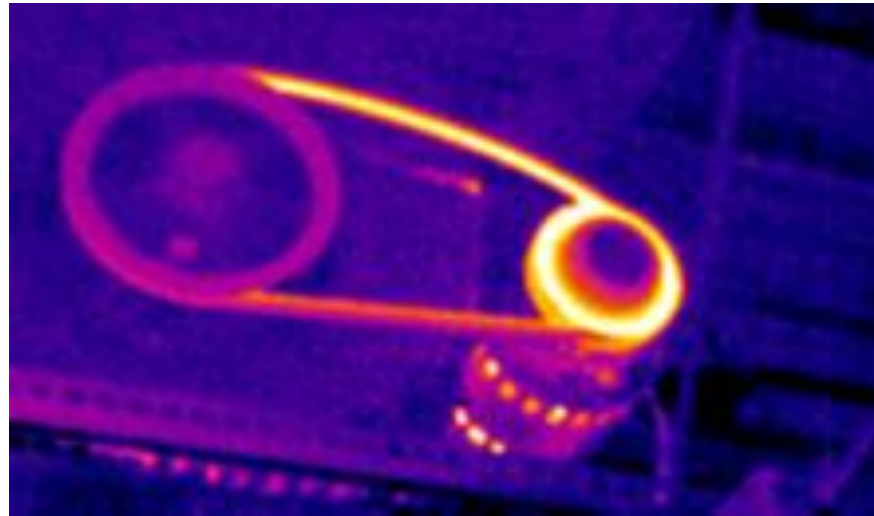
Teplotní rozdíl mezi polystyrenem zateplenou stavbou (vpravo) a běžnou fasádou.

Tepelná ztráta radiátoru a nedoléhavého okna





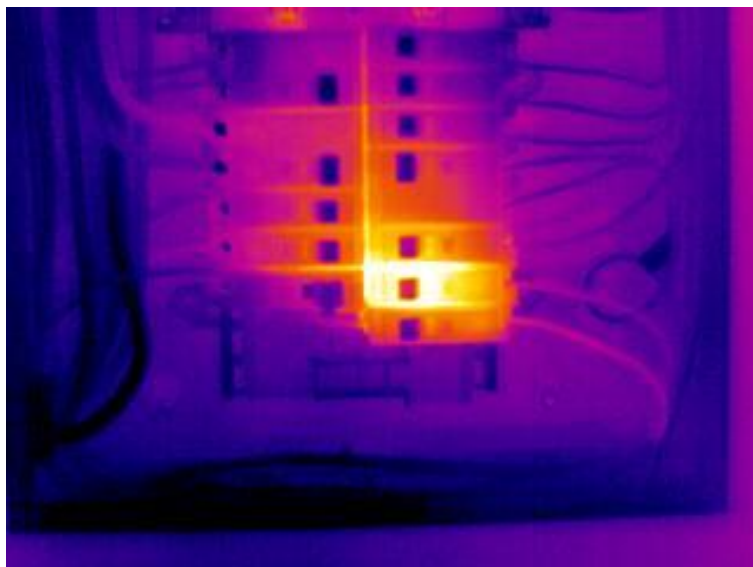
Inspekce materiálů





Chybný elektrický rozvod - inspekce

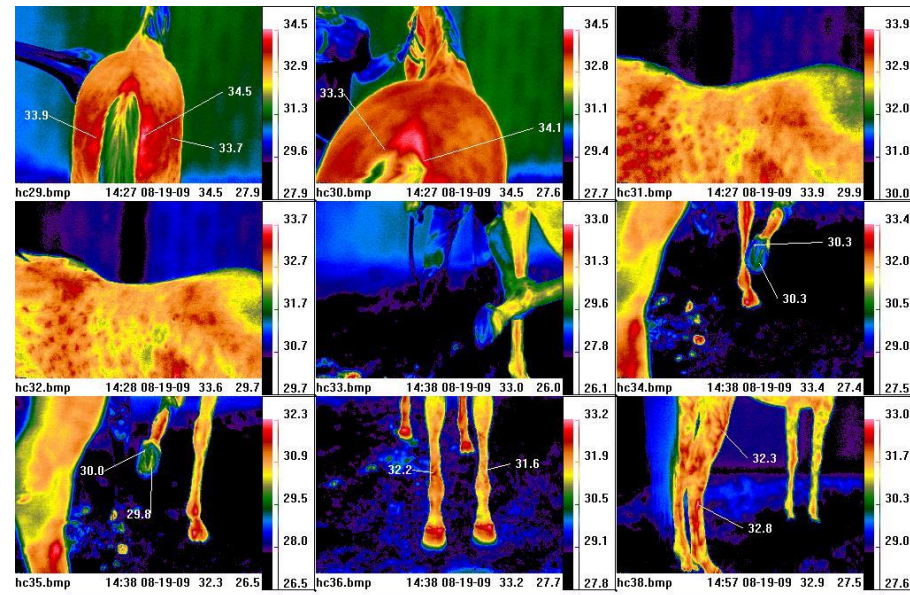
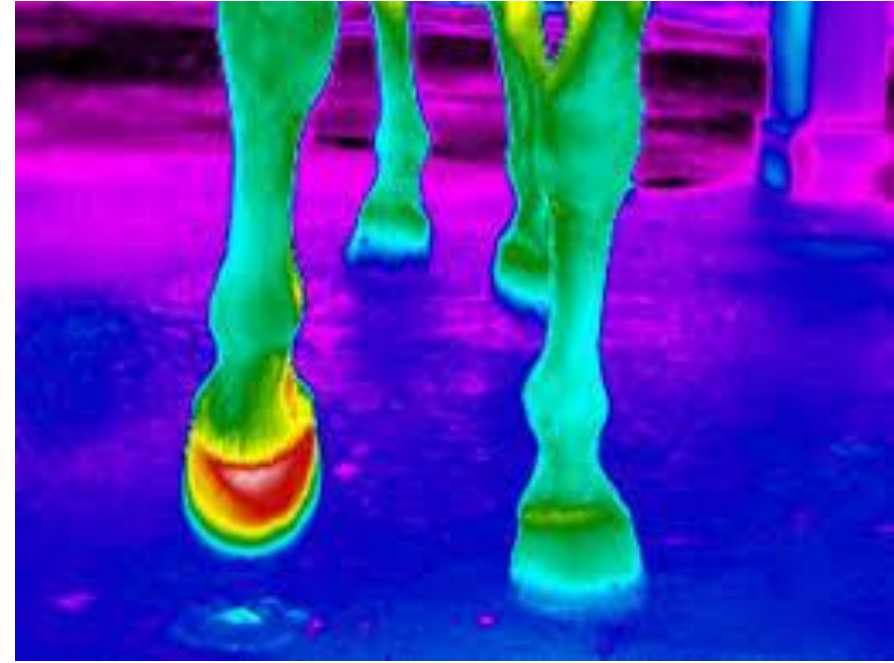
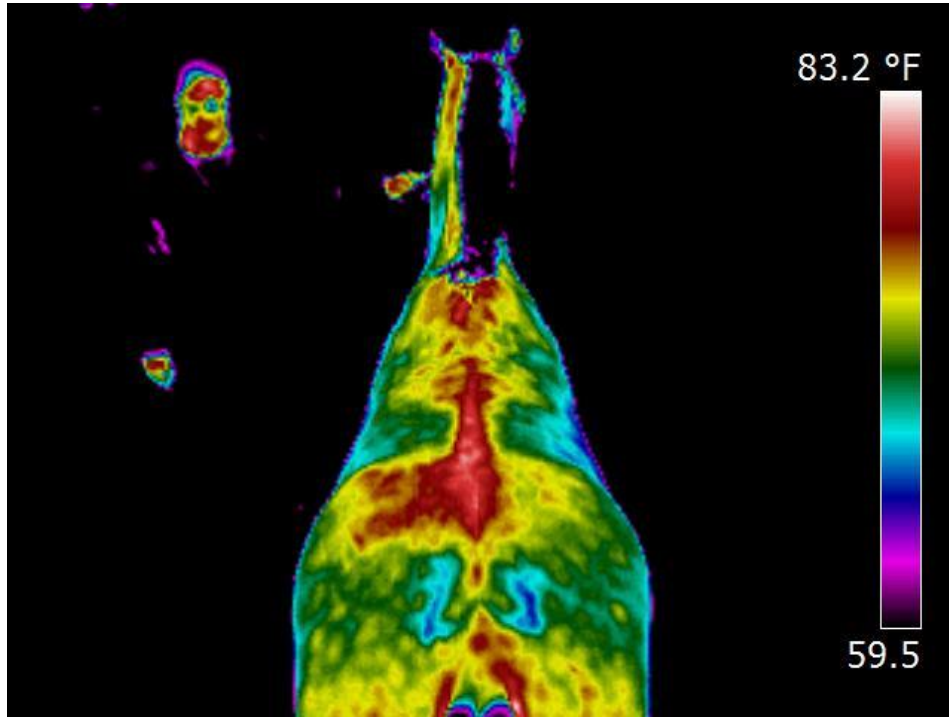
"Electrical fault" by Hotflashhome - Own work. Licensed under CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons - http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical_fault.jpg#mediaviewer/File:Electrical_fault.jpg



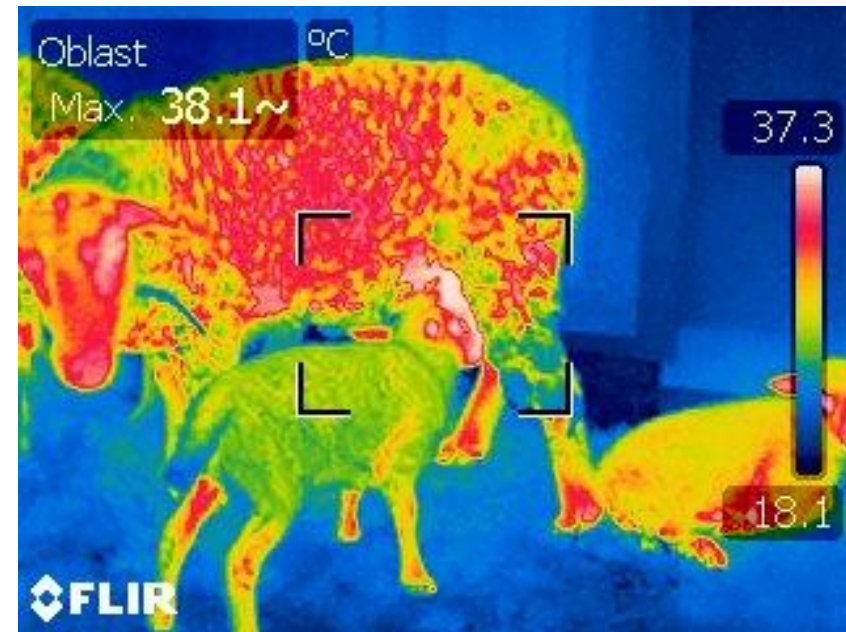
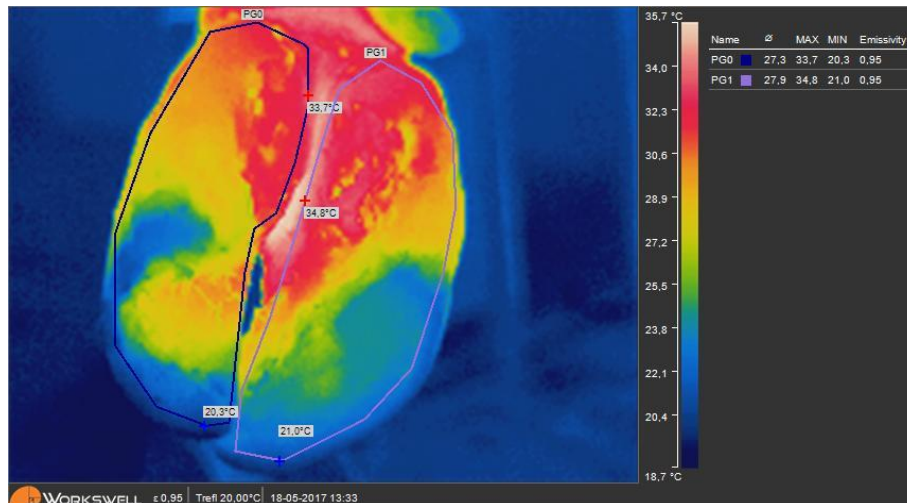
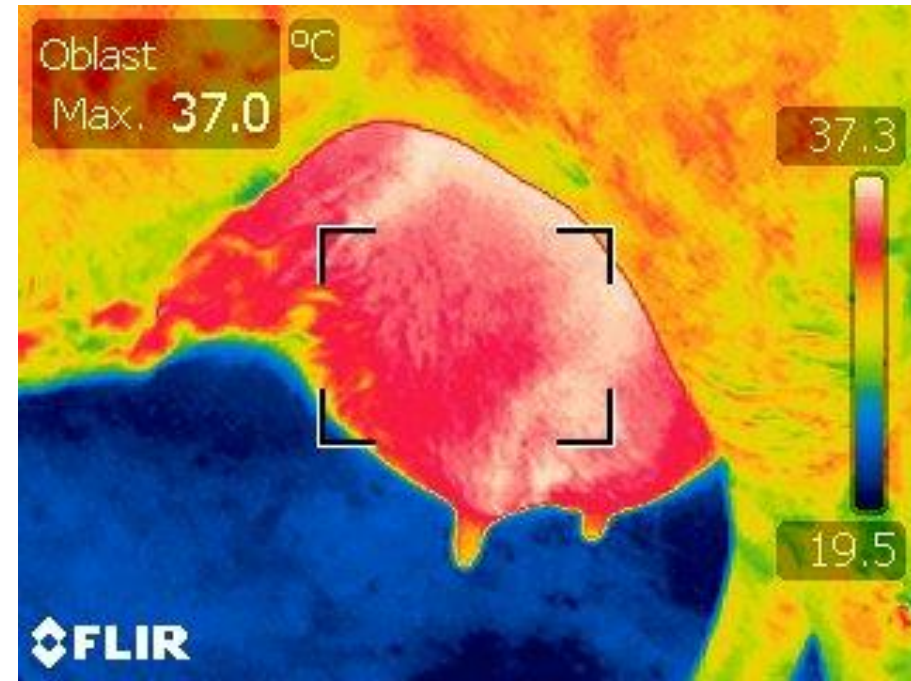
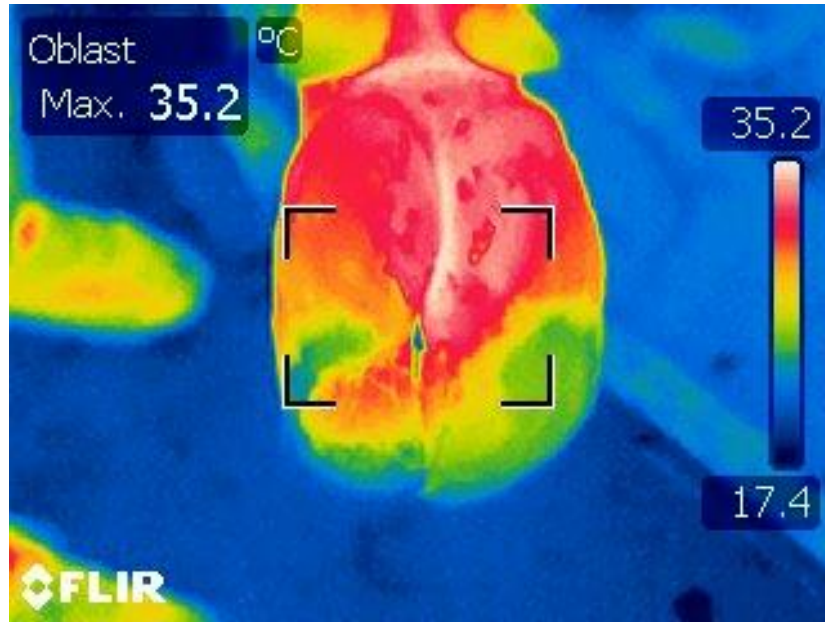
Vadný elektrický kontakt

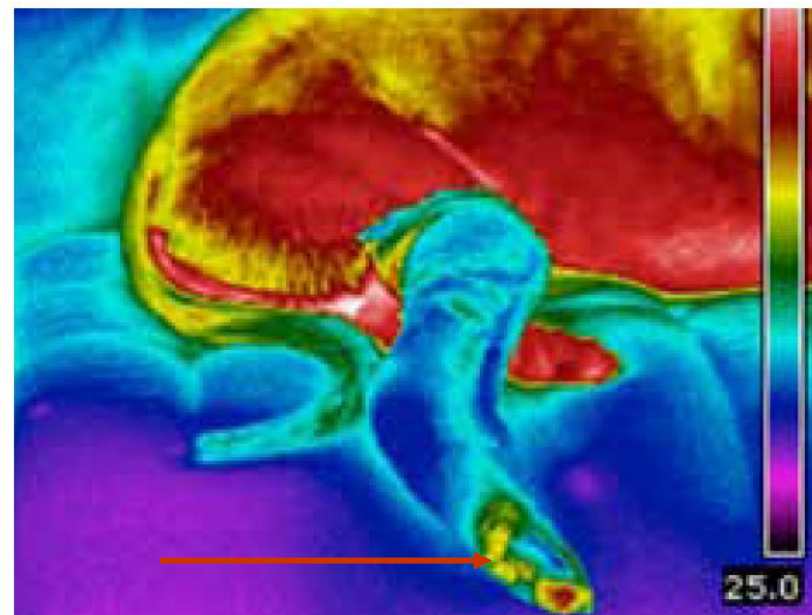
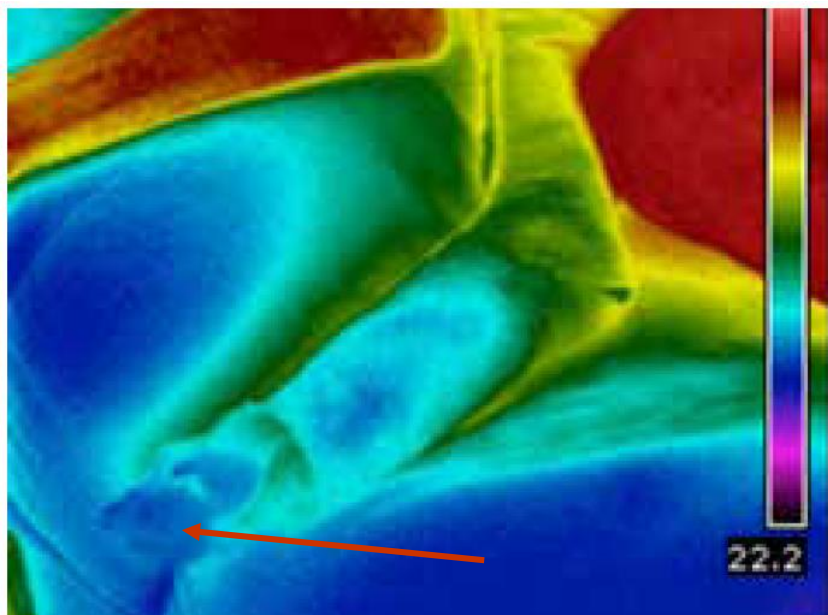
<http://bradyinfrared.com/wp-content/uploads/2011/03/electrical-panel-scans.jpg>

Využití IRT ve veterinární medicíně



Paznehty





Kontrola přiměřeného utažení obvazu – první případ jeho nadměrné utažení se zamezením proudění krve do končetiny

Využití v medicíně

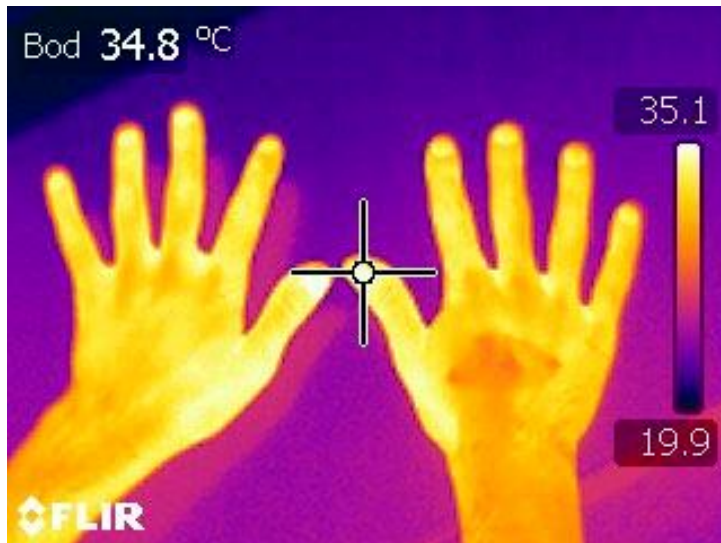
Výhody bezkontaktní termografie

- neinvazivnost
- jednoduchost
- bezpečnost pro pacienta i obsluhu
- nízká cena vyšetření

Nevýhody bezkontaktní termografie

- Příprava pacienta a parametry okolního prostředí (ordinace)
- Emisivita a povrch snímaného objektu
- Rozdílná hodnota teploty jednotlivých částí těla v rámci populace – variabilita
- Srovnávací metoda
- Měření pouze povrchové teploty

- chorobou postihnuté místo vydává jiné množství tepla než okolité zdravé tkáně
- na **termogramu** se to projeví změnou v rozdělení teploty tělesného povrchu, co může být hodnoceno jako nespecifický příznak nemoci
- Neochlupený a suchý povrch lidského těla se chová jako téměř **dokonalé černé těleso** a to nezávisle na barvě pokožky – **nutné dodržet protokol měření pacienta!**



- termovizní kontroly na letištích (chřipkové epidemie)





Tchaj-wan
Letiště Taipei –
4/2019



Duka trvá na omluvě, žene náznak orálního sexu k Ústavnímu soudu



Premium Francouzský prezident ztrácí oblibu i voliče. V regionech ho poráží Le Penová



Premium Kdo staví dům, musí si připlatit. Kvůli prudkému nárůstu cen nestačí hypotéky

Zbraň nemocnic proti zavlečení covidu-19? Termokamery. Jenže neměří všude

🕒 22. září 2020 19:58



Ministerstvo zdravotnictví v březnu objednalo 520 termokamer, které měly pomoci proti zavlečení covidu-19 do českých nemocnic. Kamery už sice do jednotlivých zařízení dorazily, ani po půl roce však nefungují zdaleka všude. Teplotu přichozím pacientům zatím měří u vchodů do čtyř z devíti fakultních nemocnic.



Se Zemanem jsem nemluvil od Vrbětic, řekl Prymula. Byl o něj zájem do voleb

Metodika aplikace pro screening horečky

Bezkontaktní termografie (IRT) – metodika aplikace pro screening horečky

IRT měření doporučujeme provádět optimálně dle standardu ISO "IEC 80601-2-59:2017 Particular requirements for the basic safety and safety Essential Performance of Screening Thermographs for Human temperature screening". Z tohoto standardu i z dalších zkušeností naše doporučení vycházejí. Vedle toho doporučujeme se seznámit s příloženými odbornými články. Jde o reakci na tzv. prasečí chřipku a SARS publikovanou již dříve a zcela současné vyjádření k pandemii od odborníků z European Association of Thermology (EAT):

Fever screening and infrared thermal imaging: concerns and guidelines. JB Mercer, EFJ Ring. Thermology international 2009; 19: 67-69

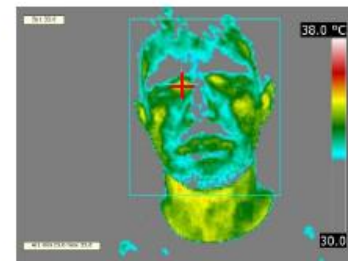
Infrared thermography for mass fever screening: repeating the mistakes of the past? KJ Howell, J Mercer, RE Smith, Thermology International, 2020, 30, 1

Obecná doporučení jsou použitelná za předpokladu, že se uživatel seznámil s manuálem pro použití přístroje pro IRT, tedy ovládá jeho základní funkce. Doporučení mohou být mírně modifikována dle typu přístroje.

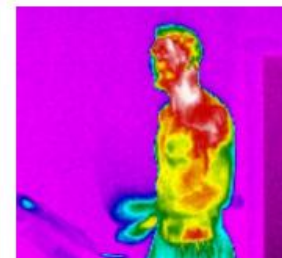
- V optimálním případě by IRT přístroj měl být před použitím kalibrován (resp. pro něj přesně zjištěna systematická chyba měření) pomocí tzv. modelu černého tělesa (či jiného zdroje o definované teplotě – ideálně 37 °C – a emisivitě za standardních podmínek měření. Mohlo by jít improvizované i o termostatovanou matně černou nádobu s vodou o známé teplotě apod.). Kalibraci provádí výrobce, ale někdy nemusí být správná či platná. Pokud kalibraci provést nelze, je nutno počítat se systematickou chybou měření, kterou lze bez kalibrace odhadnout jen intuitivně po větším počtu měření.
- Je nutná teplotní aklimatizace IRT přístroje (rychlým změněm okolní teploty během měření je nutno se vyhýbat, protože mohou ovlivnit průběh měření).
- Nezávisle na předchozím je nutná časová stabilizace přístroje po zapnutí (čas nutný pro teplotní stabilizaci čipu, 5-10 min dle typu přístroje, i když měříme vždy za stejné teploty!)
- Výhodou je měření v módu nastavení prahové detekované teploty (tedy barevně odlišení objektů o teplotě vyšší než zvolené; pozor na deklarovanou citlivost měření, viz též kalibrace IRT).
- Nastavení funkce vyhledání nejteplejšího místa v ROI (region of interest). Toto by mělo být nalezeno v pozici vnitřního očního koutku, viz literární zdroje. Kvalitnější přístroje toto umí provést automaticky, ale je třeba dbát o kontrolu správnosti.

MUNI
MED

Příklad vhodného a nevhodného postupu měření a analýzy IRT snímku:



Příklad vhodného měření teploty osoby použitím IRT snímku obličeje a úpravou radiometrických parametrů. Celkový rozsah 30,0 - 38,0 °C, neutrální pozadí, teplotní „alarm“ nad prahem 32,0 °C. Měření teploty pomocí výběru ROI a pevného bodu. Bodové měření ve vnitřním koutku oka.



Příklad nevyhovující velikosti monitorované osoby na IRT snímku, nevhodná pozice osoby vůči objektivu.




WORKSWELL MEDICAL SERIES




MEDICAS

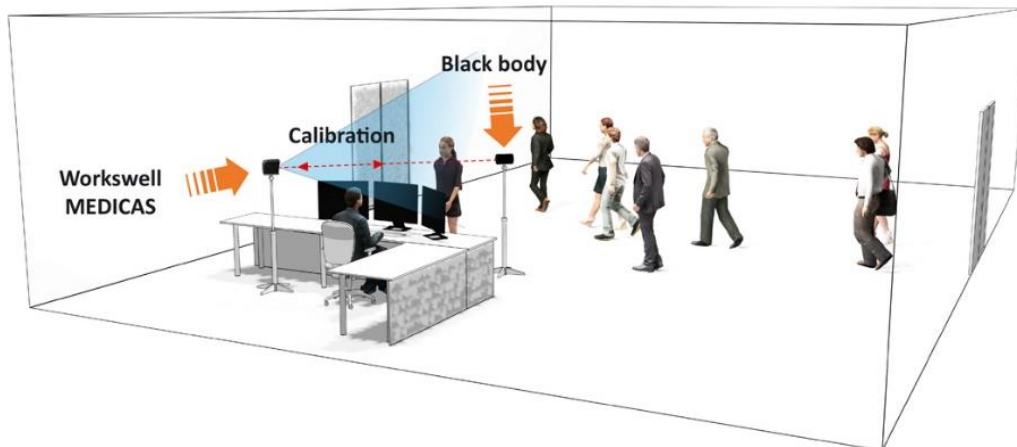
SCREENING INFEKČNÍCH CHOROB TERMOKAMEROU

Společnost Workswell reaguje na vysoké riziko globálního šíření infekčních chorob (aktuálně ve spojení s **corona virem**) a investovala prostředky na vybudování termovizního **plug & play systému** s názvem Workswell **MEDICAS**.

Systém disponuje **vysokou přesností měření teploty** (ta je zajištěna kontinuální recalibrací s pomocí **černého tělesa**, které je součástí systému) a také **teplotní citlivostí 30mK**. K termokameře stačí připojit monitor a klávesnici a vše je připravené k použití.

-  DETEKCE HOREČKY
-  MĚŘENÍ TEPLoty
-  TERMÁLNÍ A RGB KAMERA

-  VYSOKÉ ROZLIŠENÍ
-  MOBILNÍ A PŘENOSNÉ
-  REALTIME ANALÝZA



MUNI
MED

Historie termografie

— Počátky v 50. letech 20. století

Vol. 38, No. 6 / THERMOGRAPHY IN BURN INJURY

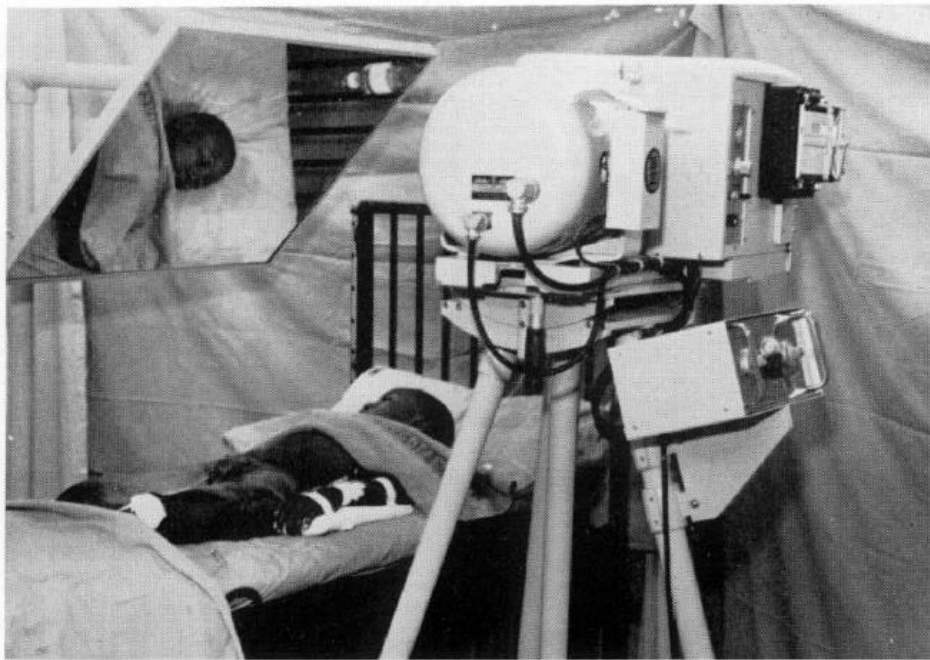
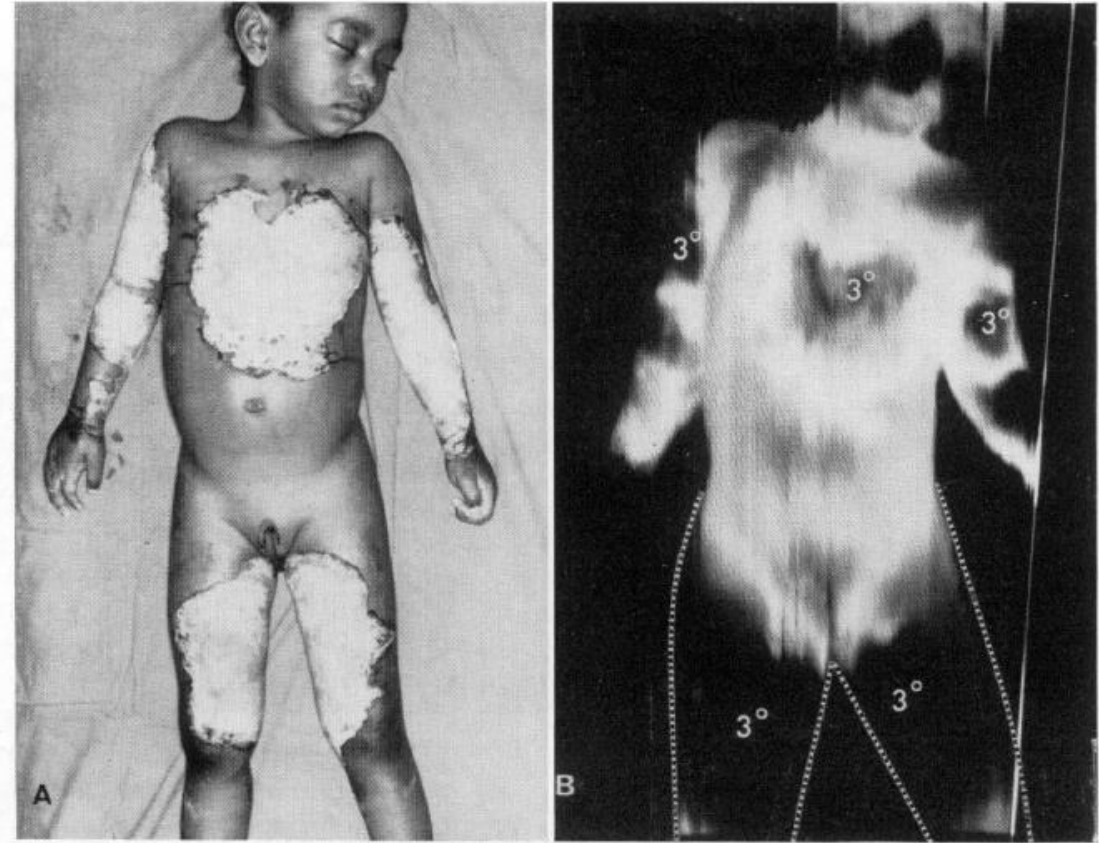
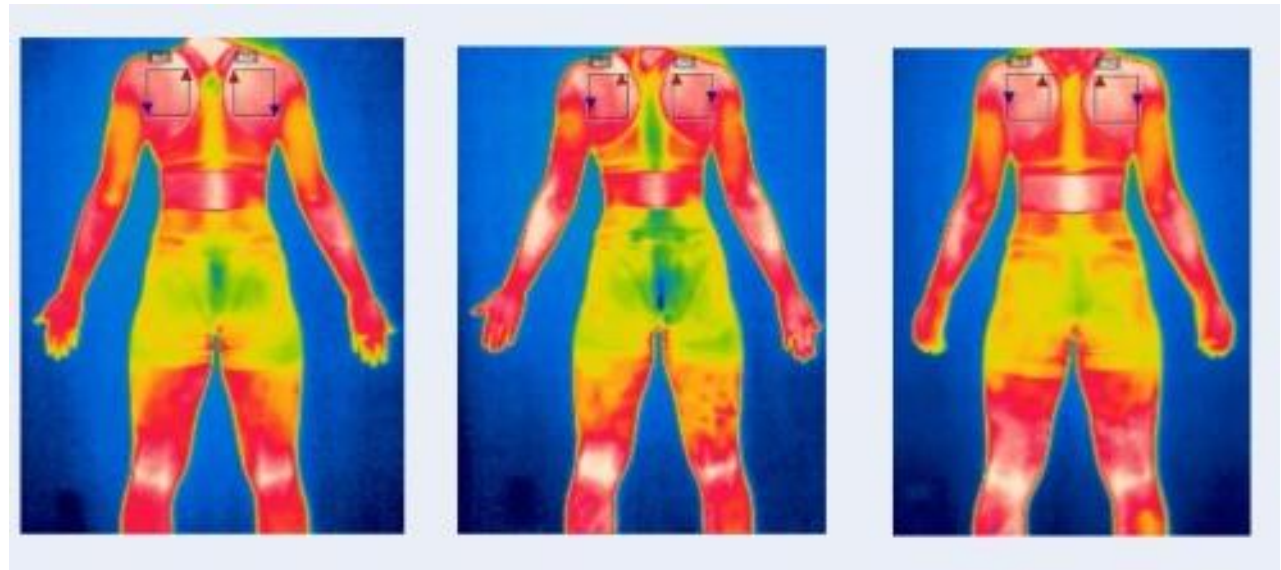
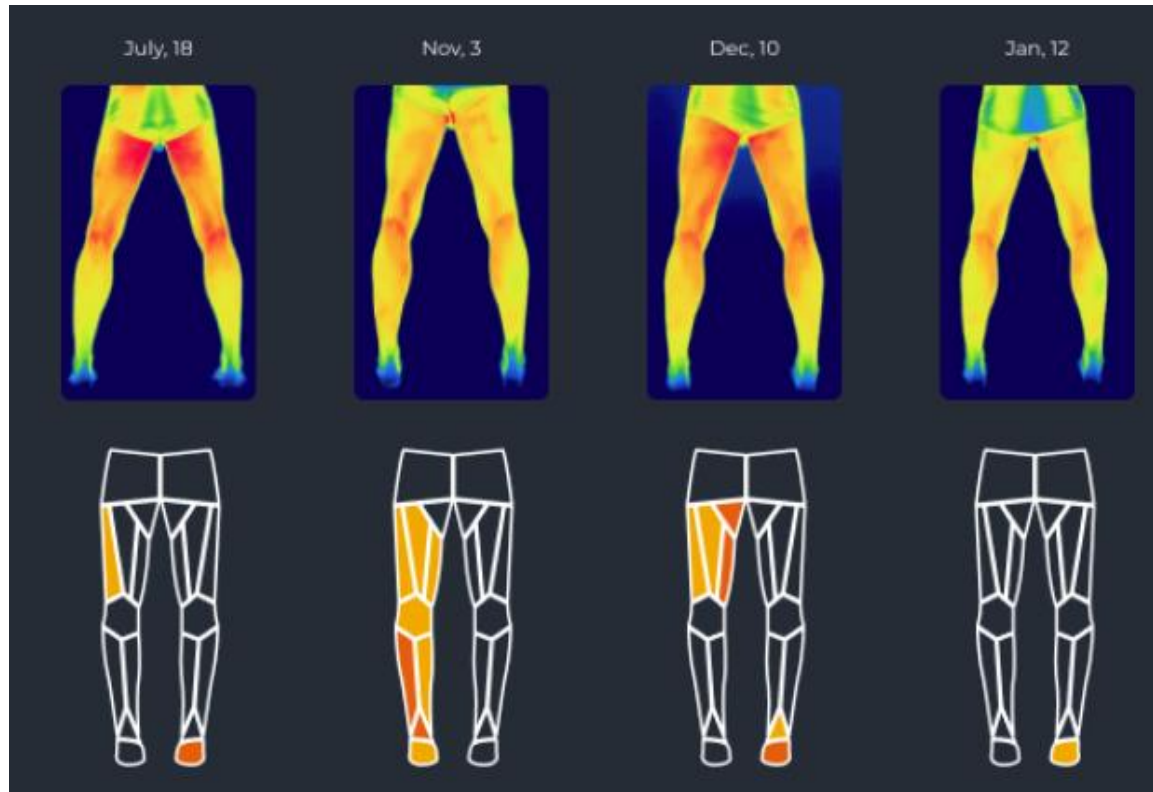
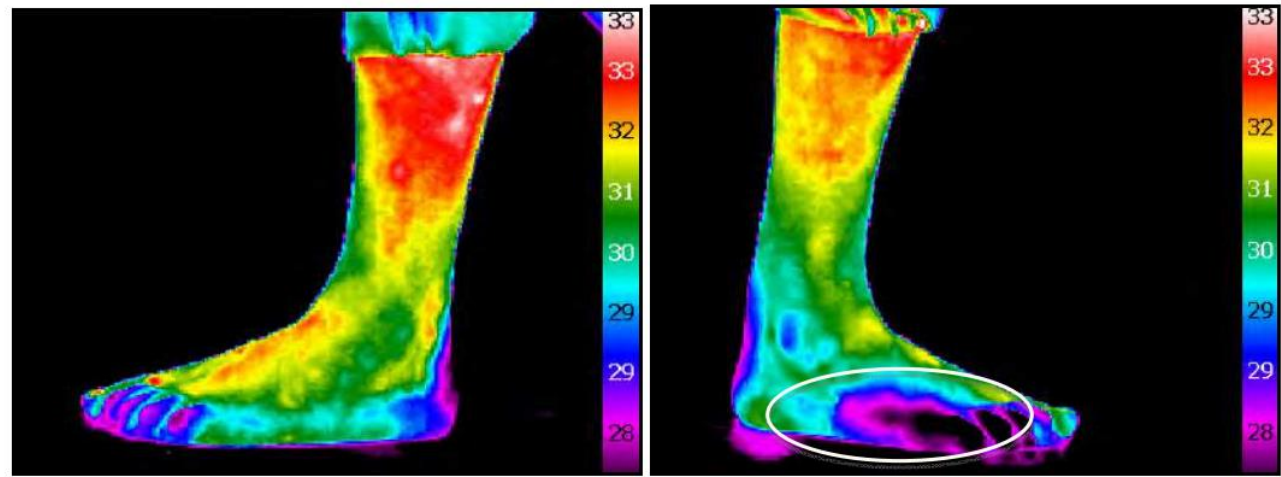
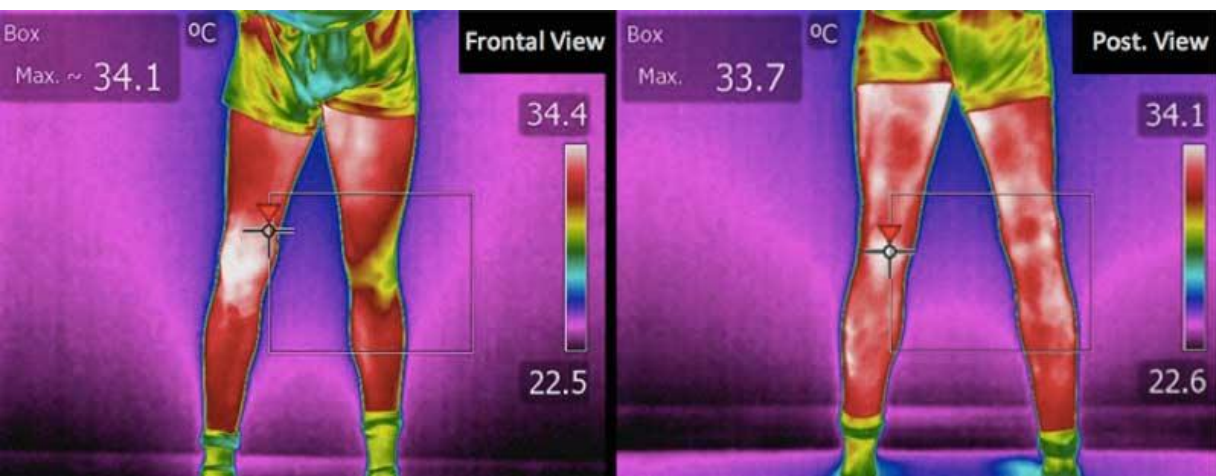


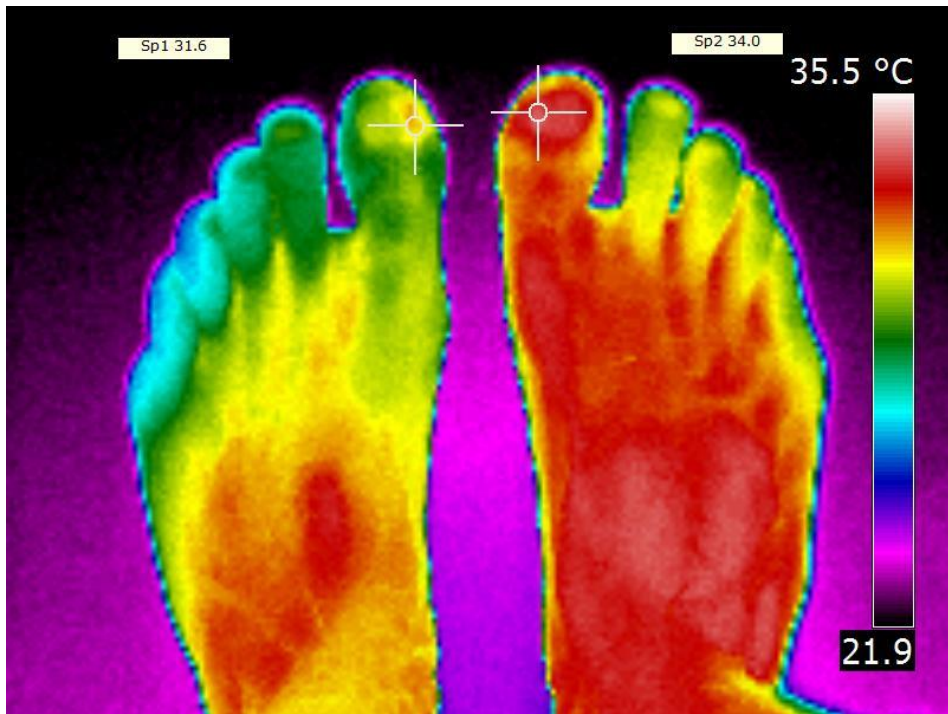
FIG. 1. Position of patient in relationship to thermograph machine is shown during scanning of a burn patient.



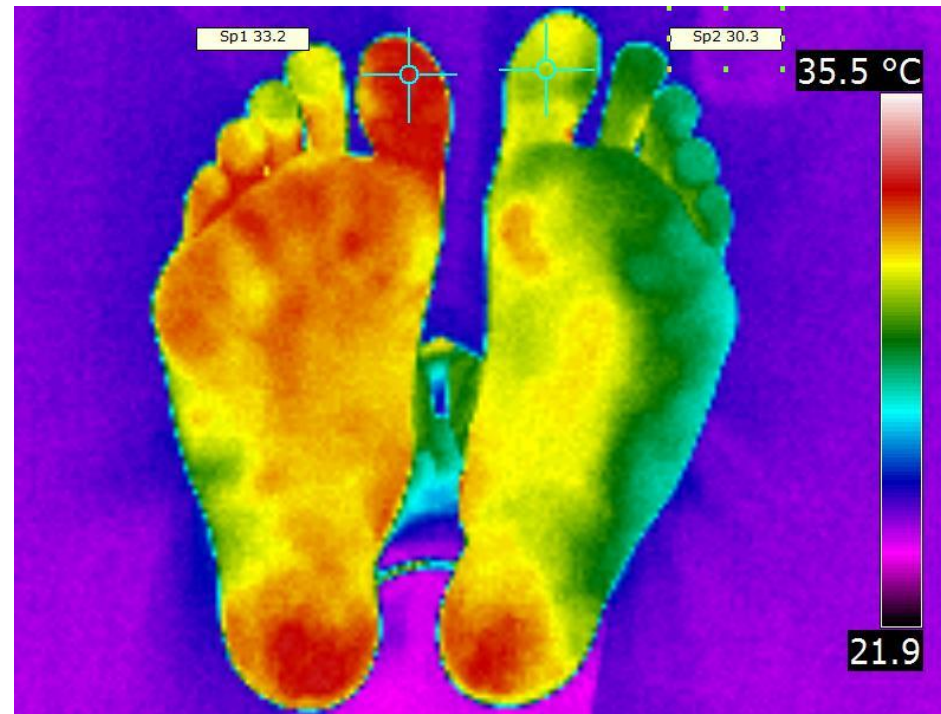
Využití ve sportovní medicíně



<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666506920300420>

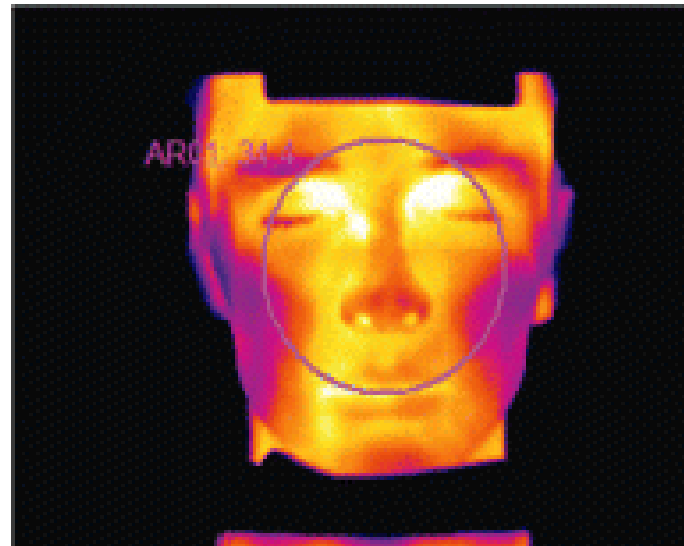
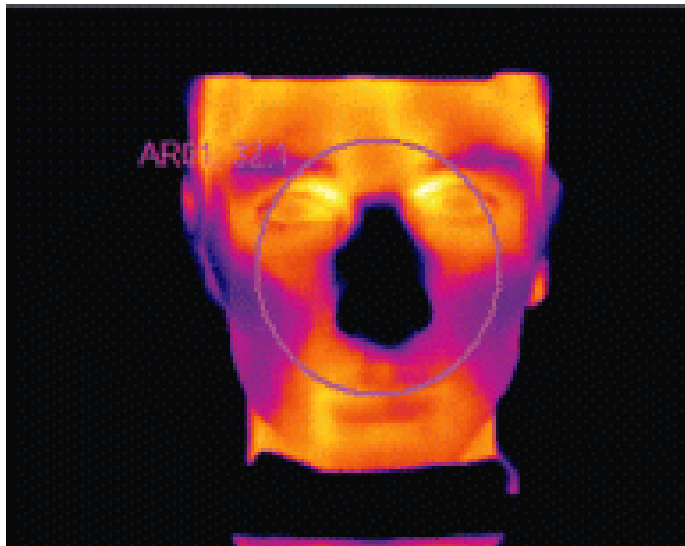


before provocation



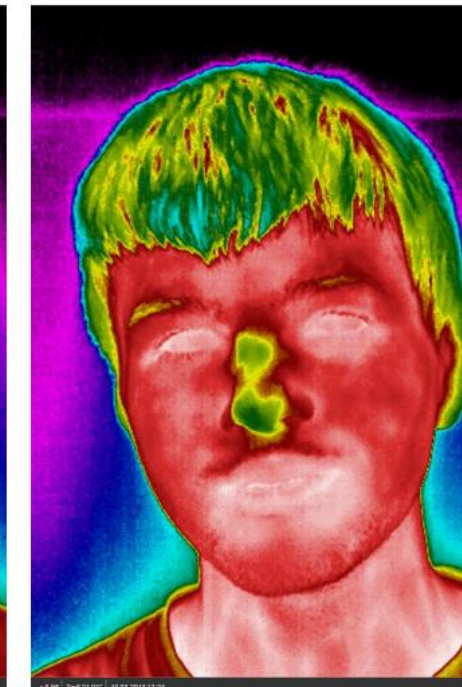
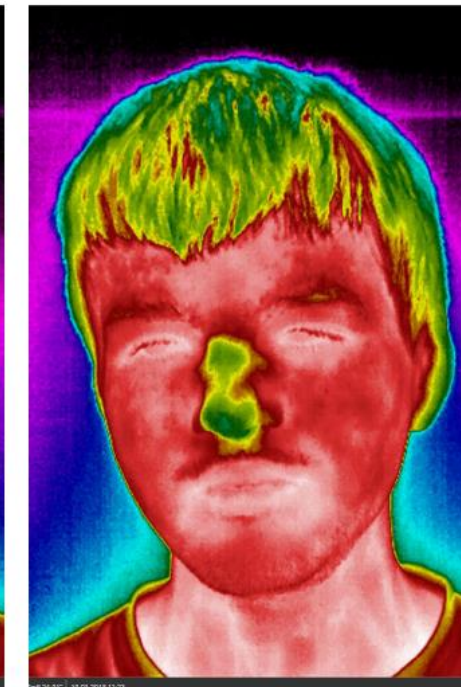
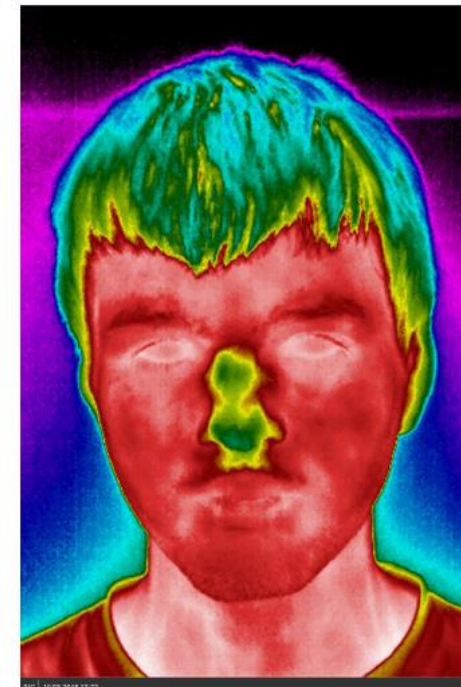
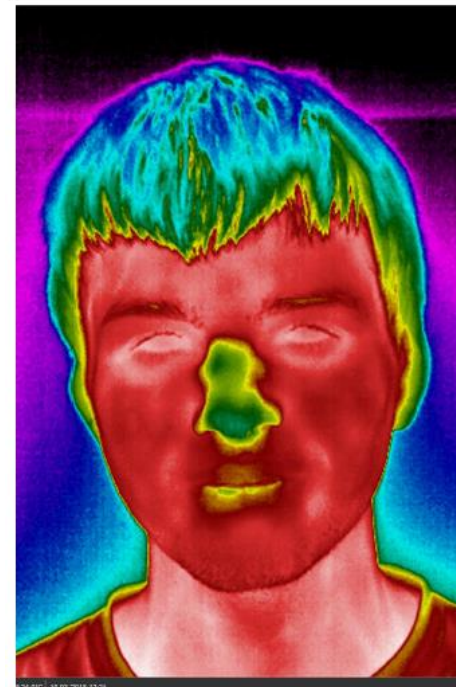
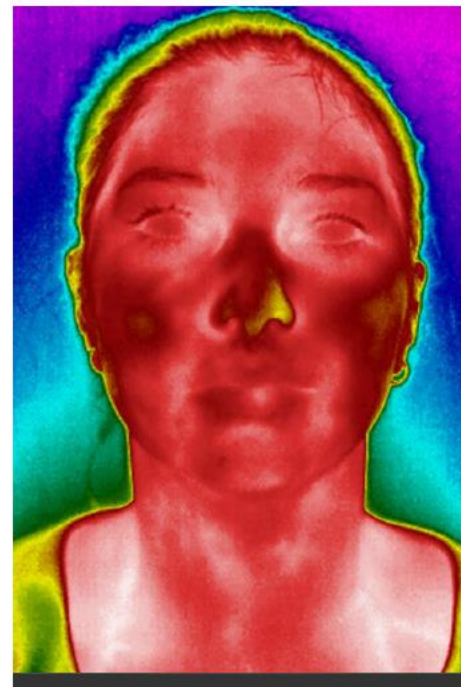
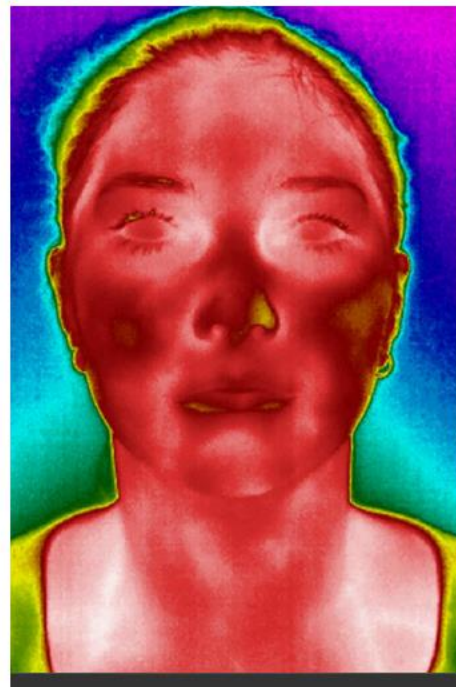
after provocation

zánět v oblasti
lůžka nehtu
palce

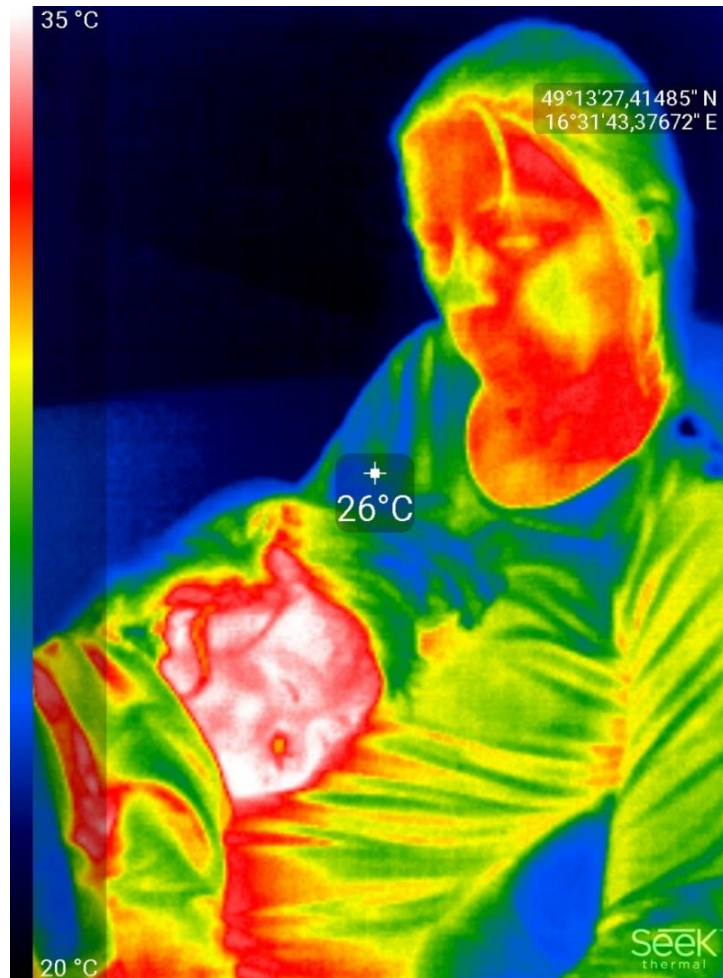
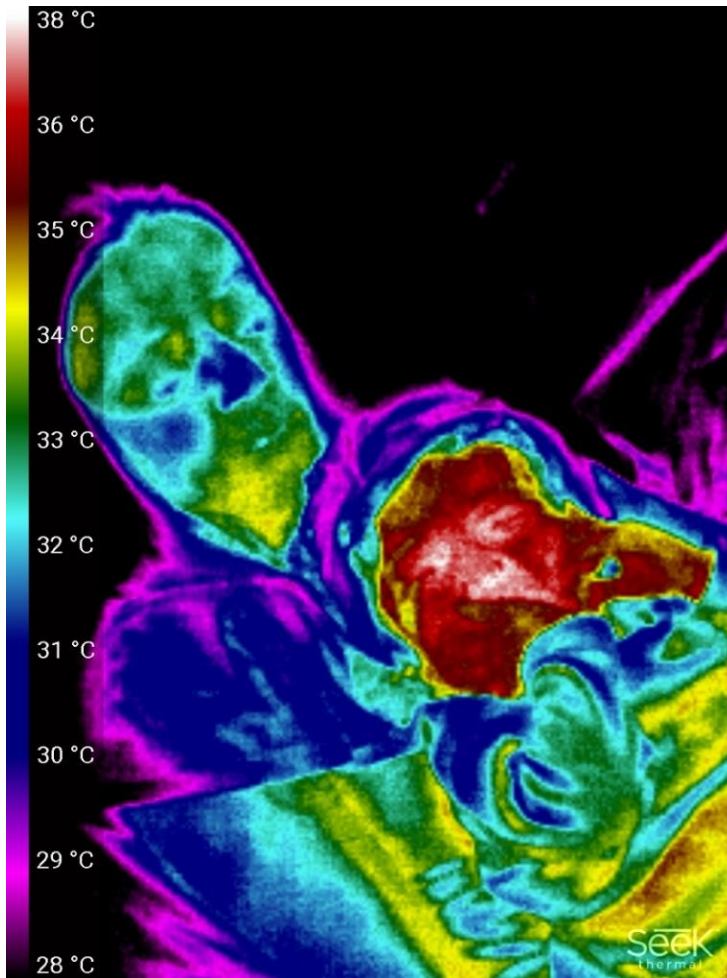


Sledování antihistaminické aktivity

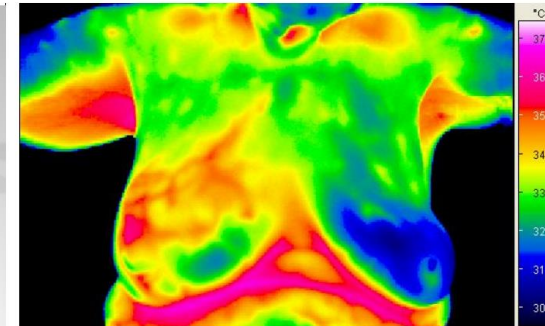
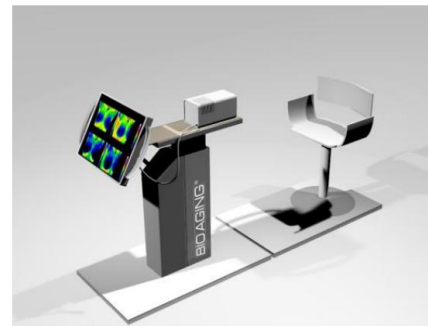
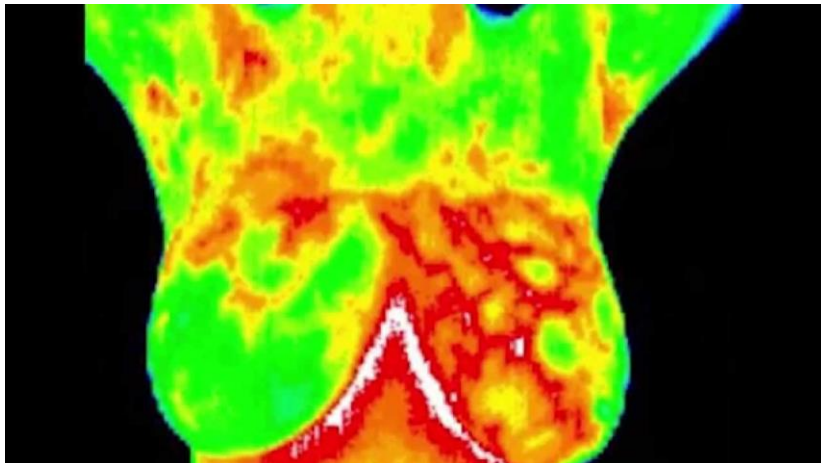
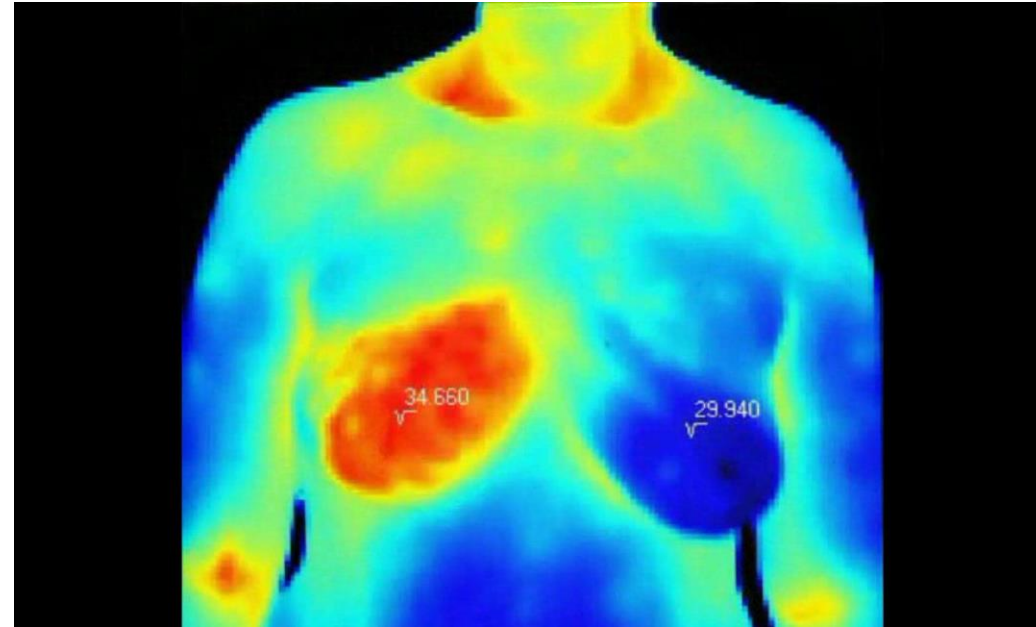
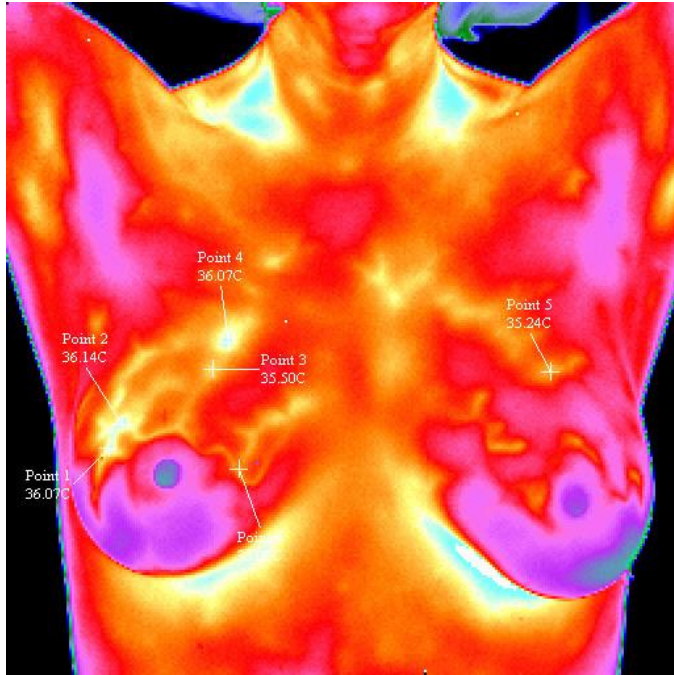
Stimulace a sledování teploty pomocí kapsaicin u



Monitorování zvýšené teploty / horečky

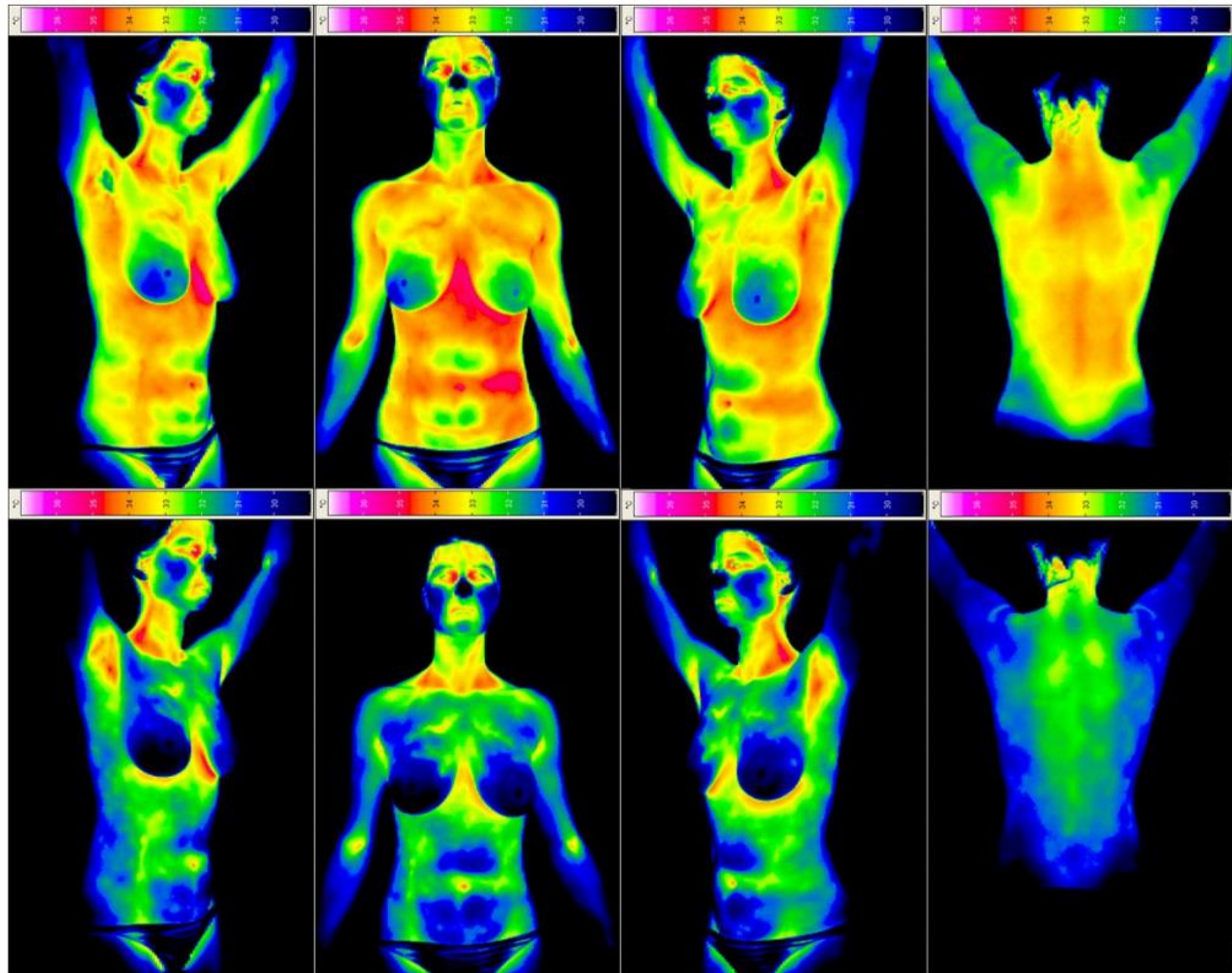


Detekce karcinom prsu

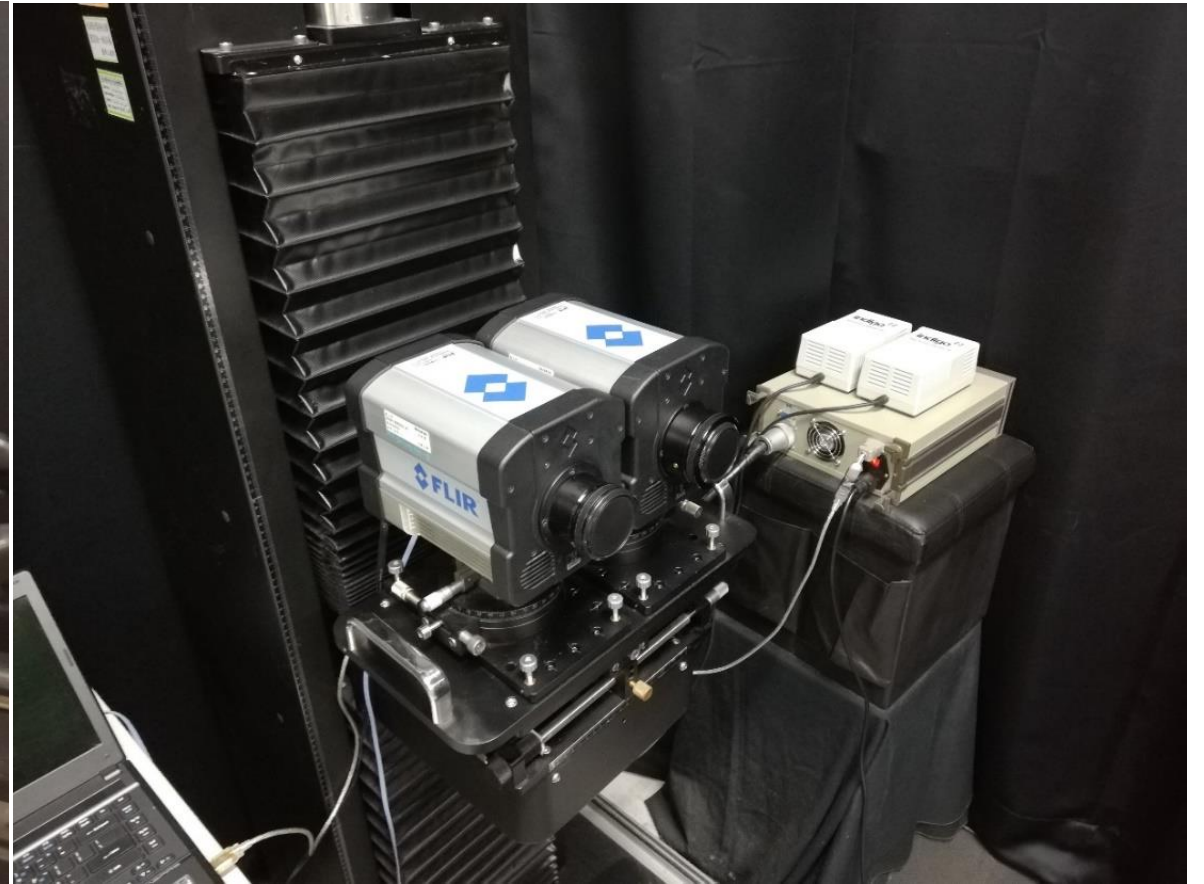
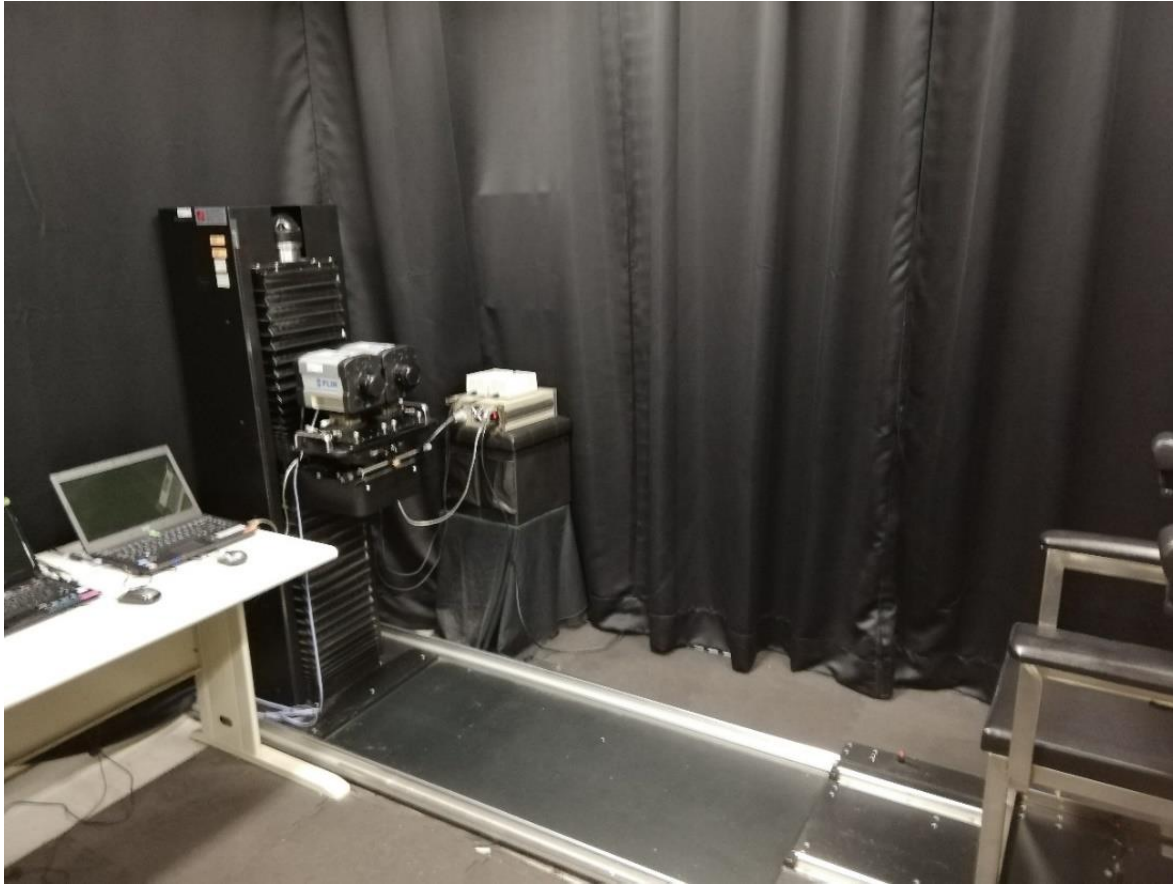


"BreastCancerRightSample1" by Philiphoekstra (talk) (Uploads) - Transferred from en.wikipedia to Commons.. Licensed under Public Domain via Wikimedia Commons - <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:BreastCancerRightSample1.jpg#mediaviewer/File:BreastCancerRightSample1.jpg>

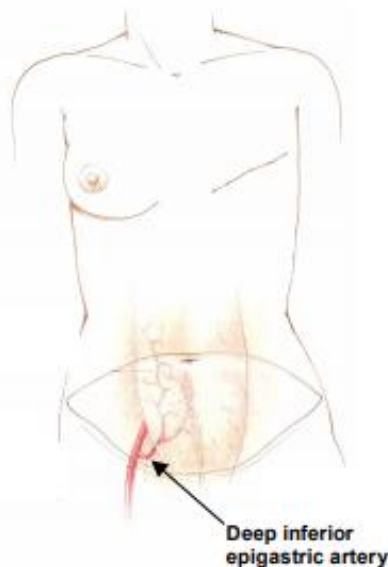
Dynamická termografie



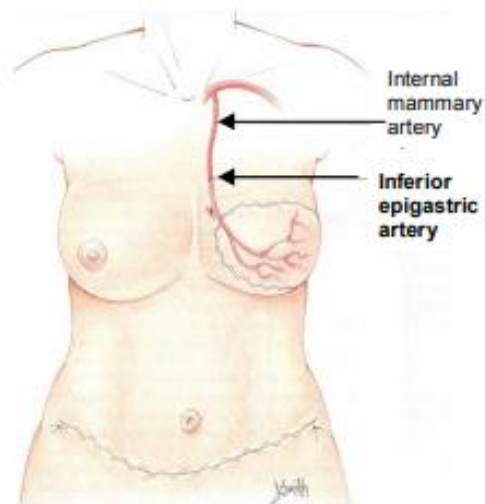
National Taiwan University – Imaging center



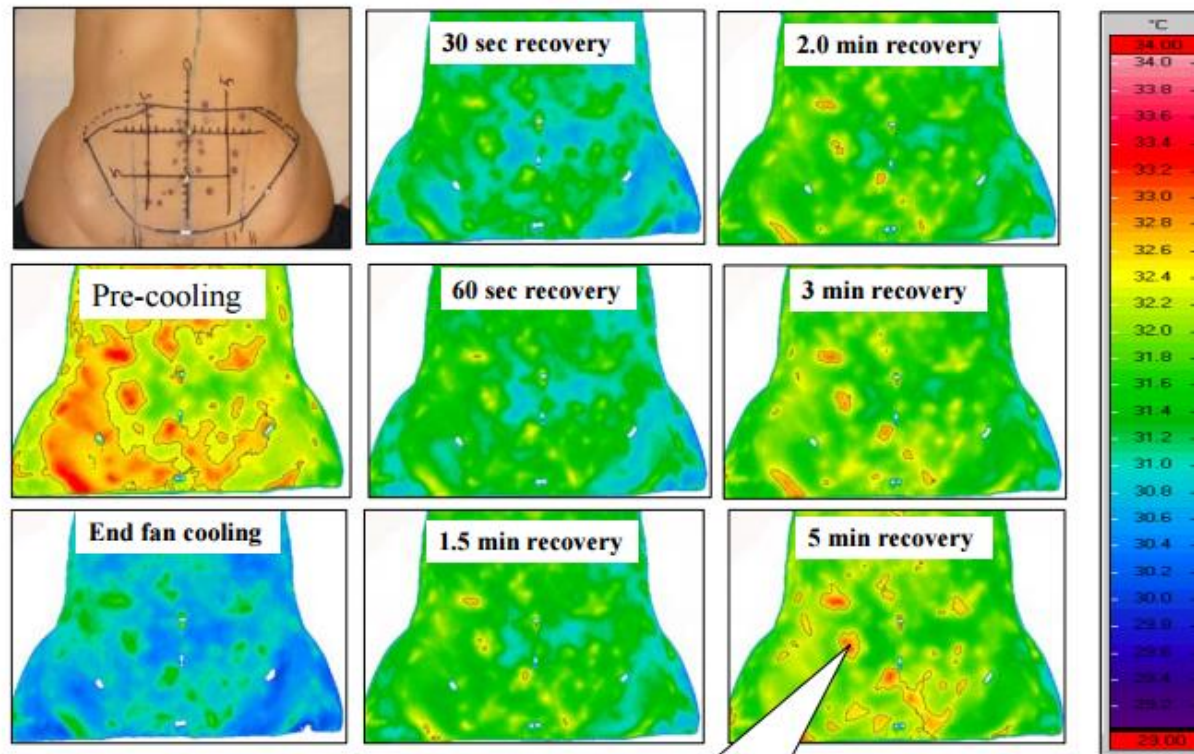
Pre-operative



Post-operative

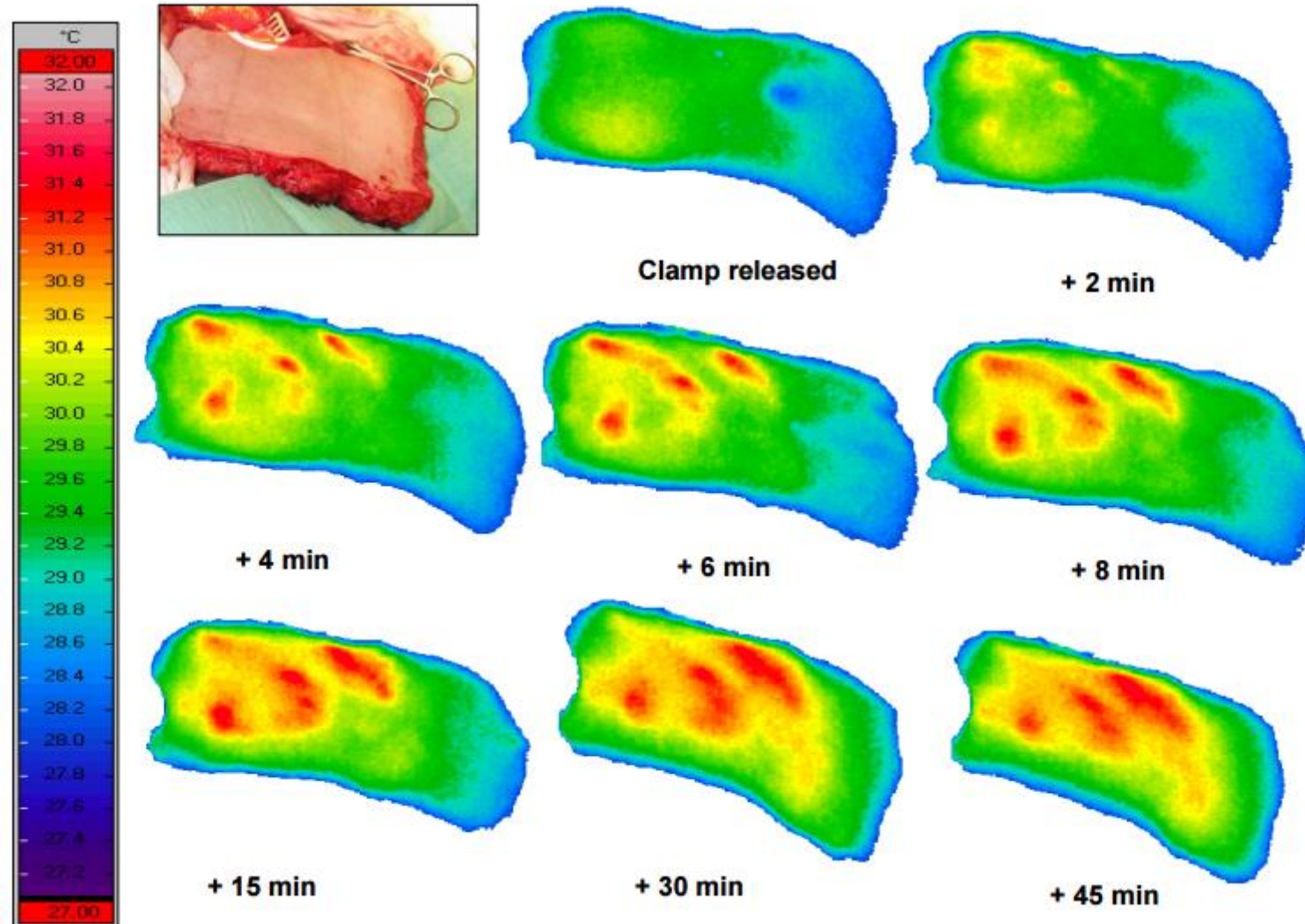


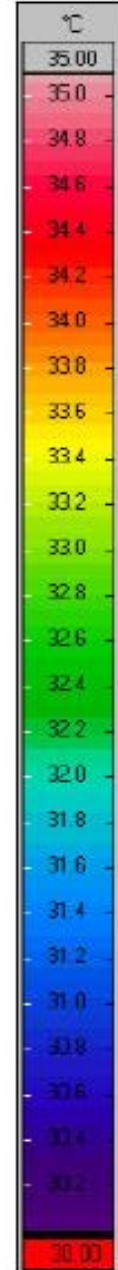
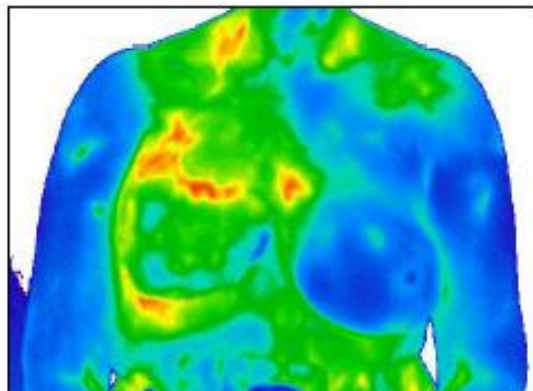
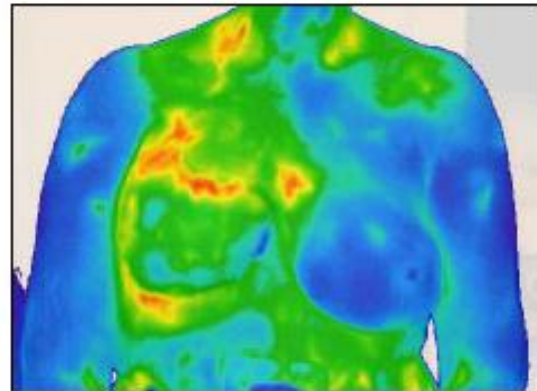
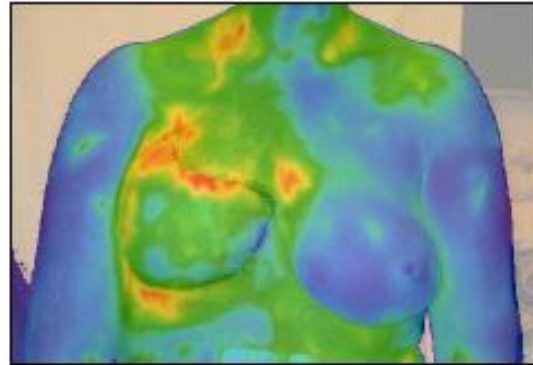
Visualization of perforating blood vessels with dynamic IR-thermography



perforating blood vessel

Infrared thermal imaging and autologous breast reconstruction surgery





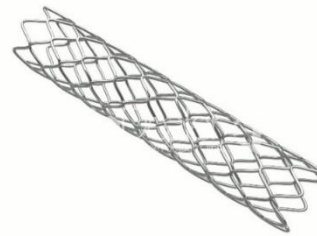
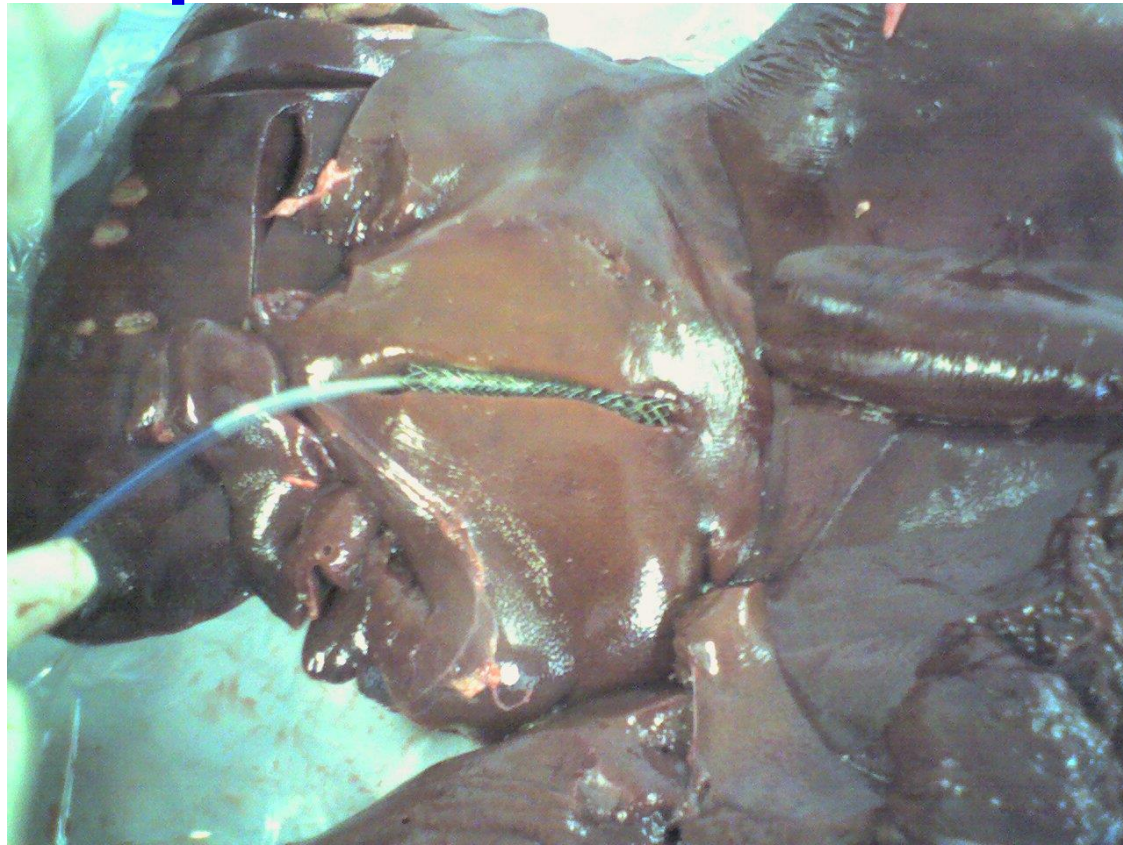
6 dní po resekci

Efekt prolnutí
snímků

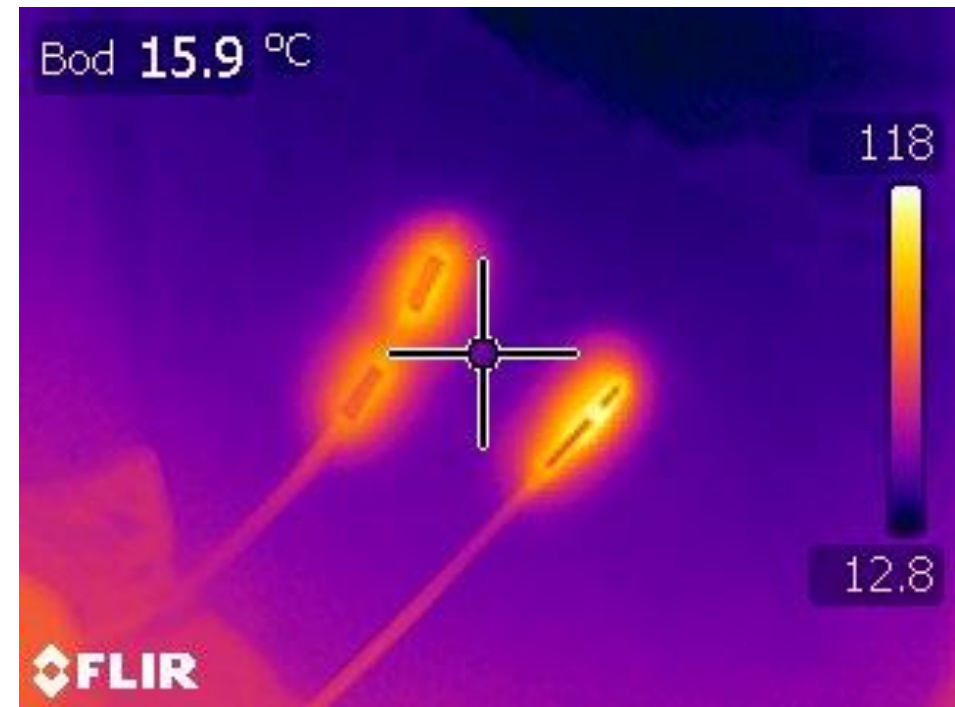
Mercer J. Medical Imaging Research Group, Department of
Clinical Medicine, Faculty of Health Sciences, UiT - The
Arctic University of Norway, Tromsø

MUNI
MED

Termoablace tkáně – ireverzibilní elektroporace

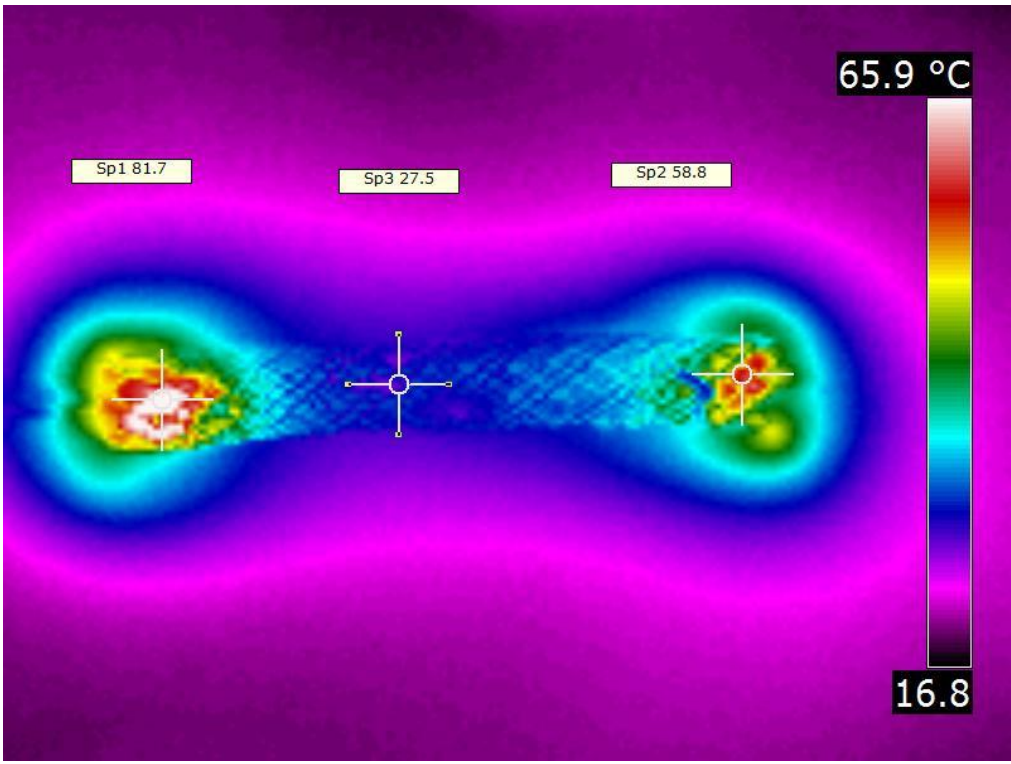
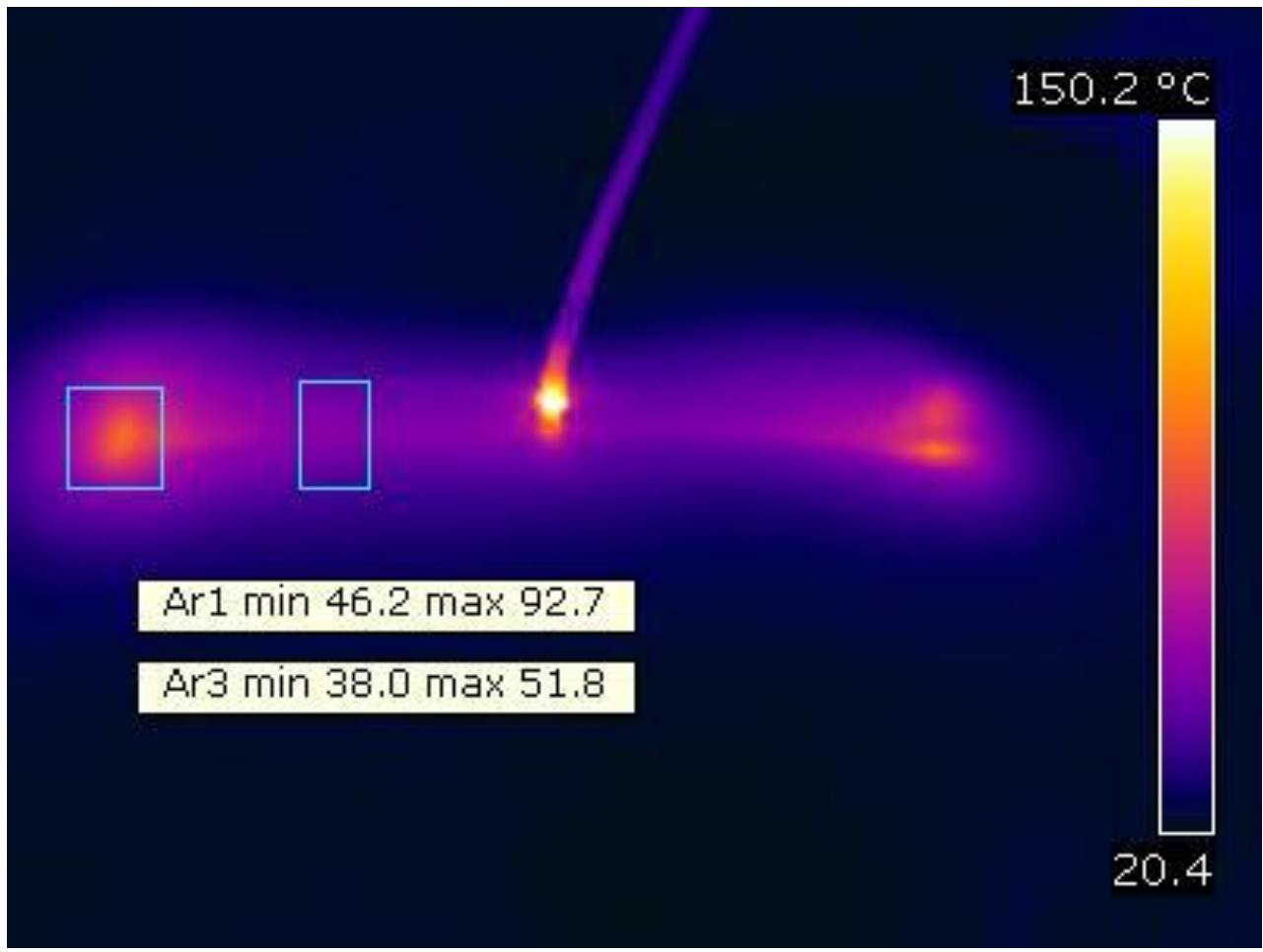


spolupráce
Biofyzikální ústav LF MU
Radiologická klinika FN Brno



MUNI
MED

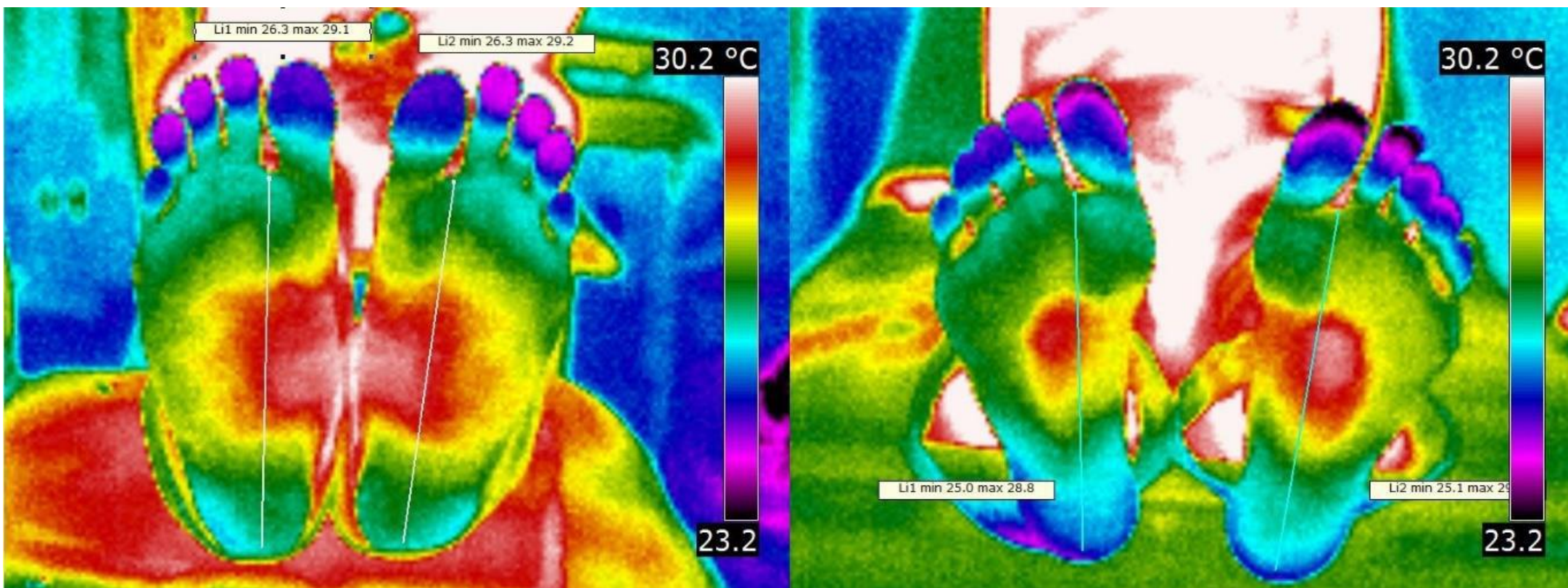
Termoablace tkáně – ireverzibilní elektroporace



Ischemická choroba dolních končetin

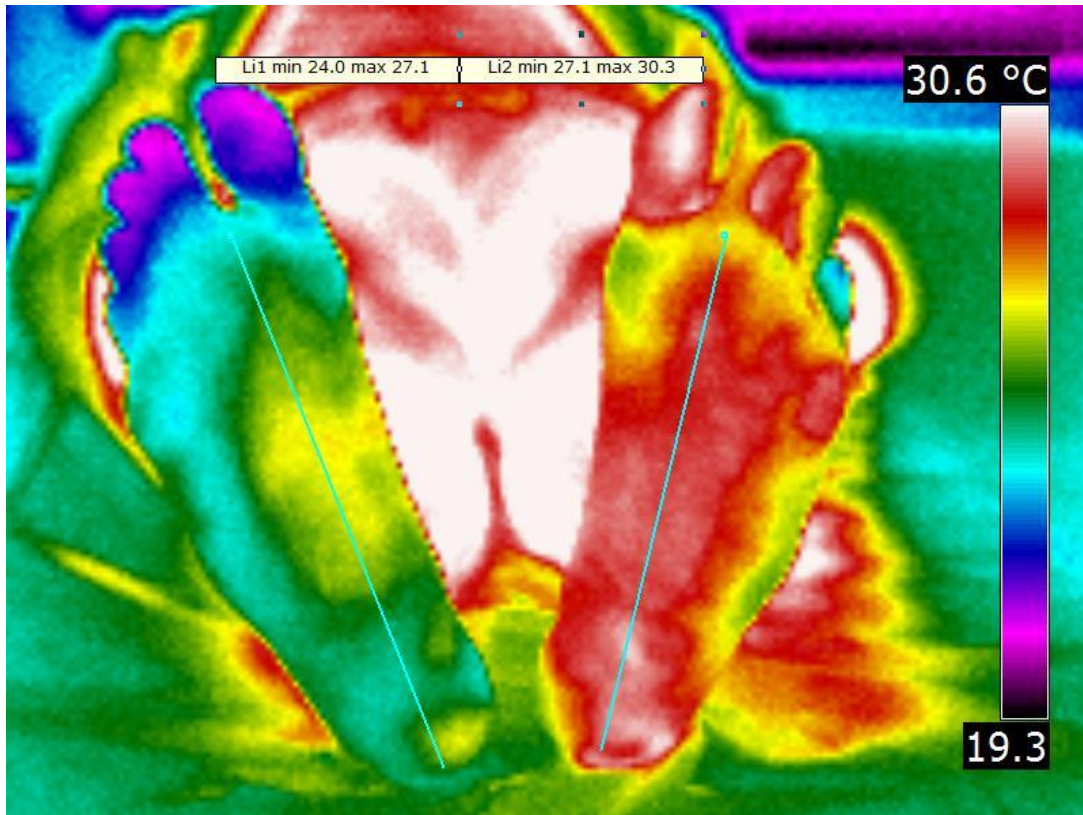
Pacienti s diabetem mellitus II. typu

Teplota končetin u zdravé populace: průměrný rozdíl $\leq 0,5$ °C



Příklad končetinové ischemie

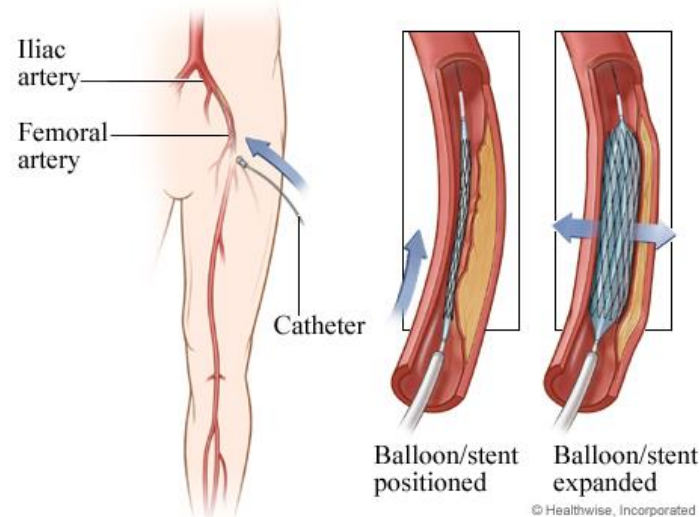
- Muž 46 let, kuřák
- Klaudikace 200m, přítomny klidové bolesti
- Pulsace: bilat. AF+, AP+, LDK: ADP+, ATP+, PDK: ADP+, ATP+ (slabě)
- Snímek před provedením PTA
- **Průměrný rozdíl teplot $\Delta T = 3,3$ °C**



Hodnocení revaskularizace dolních končetin

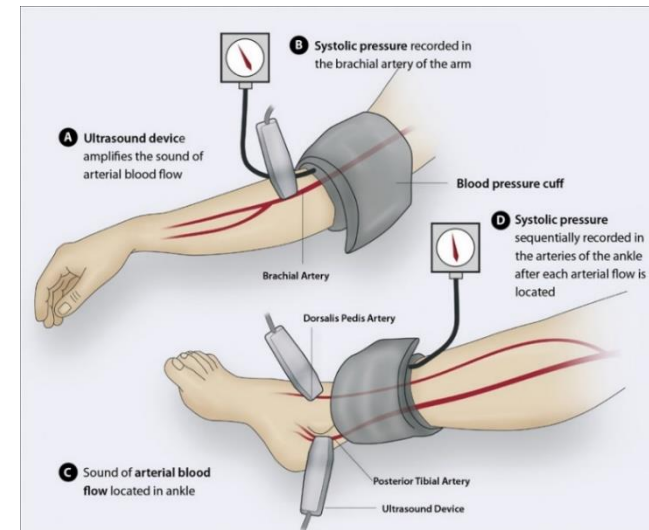
Revaskularizace pomocí endovaskulární intervence

- Hospitalizace indikována na základě klaudikací a CTAg vyšetření
- Termogram pořízen při hospitalizaci pacienta a dva dny po zákroku
- Zároveň stanovena hodnota ABI (index kotník-paže), $\geq 0,9$
- Pozorovány byly změny mezi končetinami po revaskularizačním zákroku



Demografická data pacientů

Pohlaví	
Muži	14 (66,7 %)
Ženy	7 (33,3 %)
Průměrný věk	66,2 ± 19,7
Věkový rozsah	47 až 76
Kouření	17 (81,0 %)
Diabetes mellitus	6 (28,6 %)



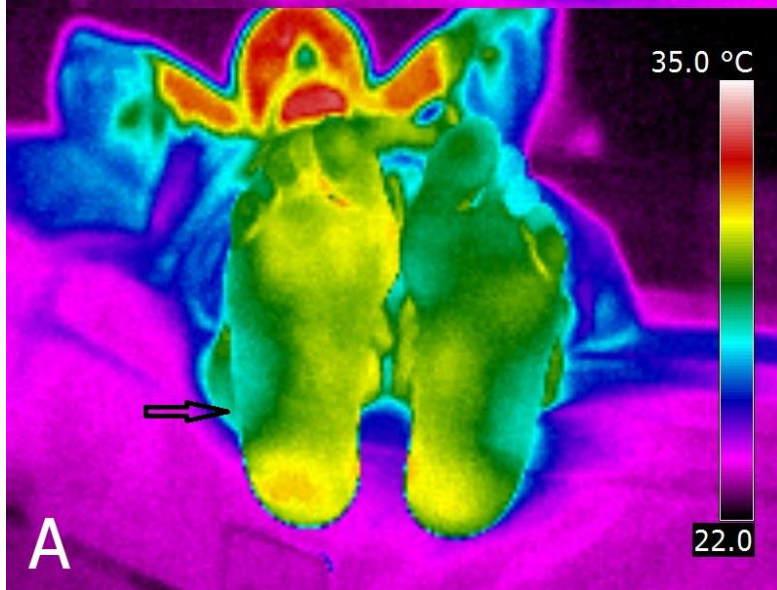
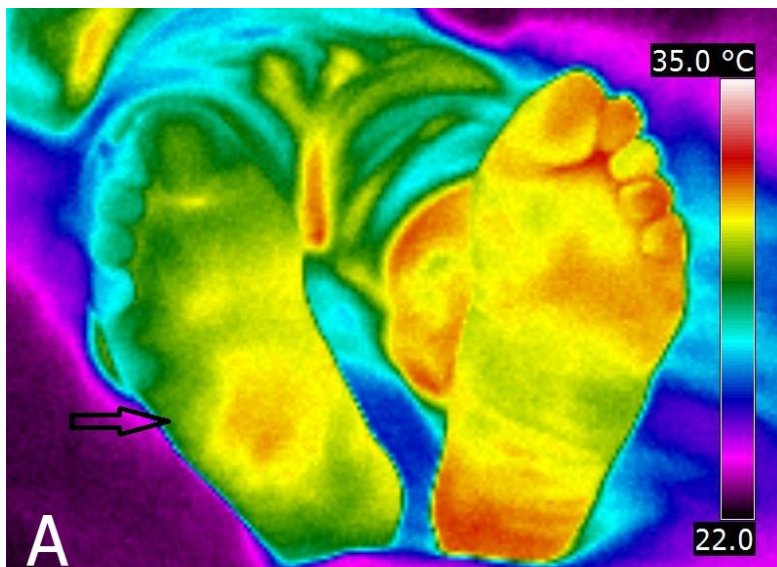
PDK: prům. T= 30,8 °C

LDK: prům. T= 31,5 °C

Výsledky – klinická část

PDK: prům. T= 33,3 °C

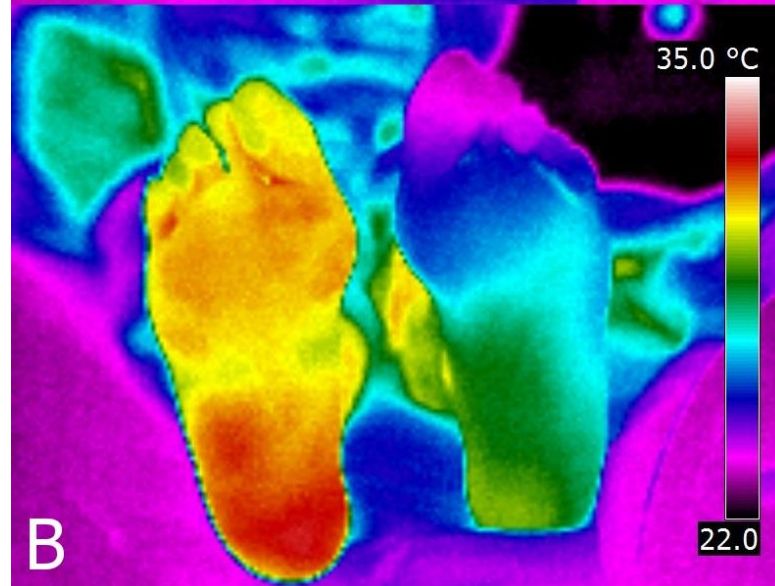
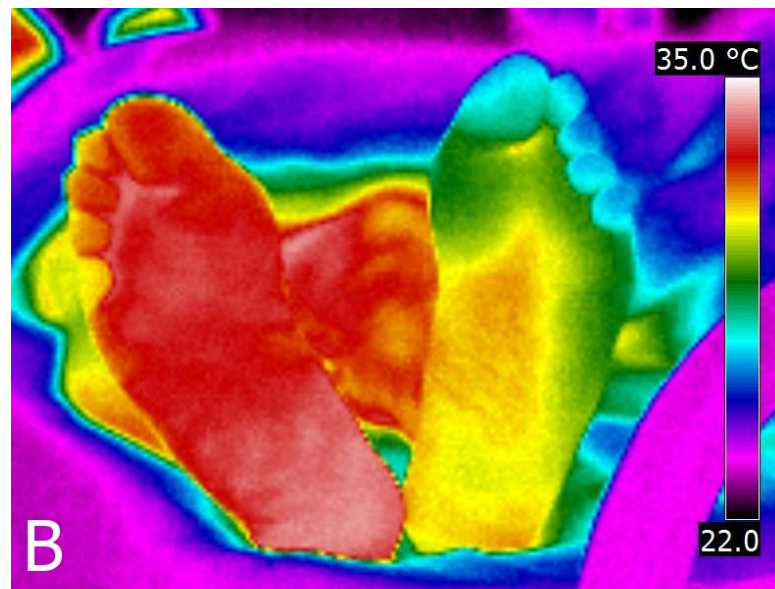
LDK: prům. T= 30,9 °C



PDK: prům. T= 30,3 °C

LDK: prům. T= 29,6 °C

PTA



PDK: prům. T= 31,6 °C

LDK: prům. T= 28,0 °C

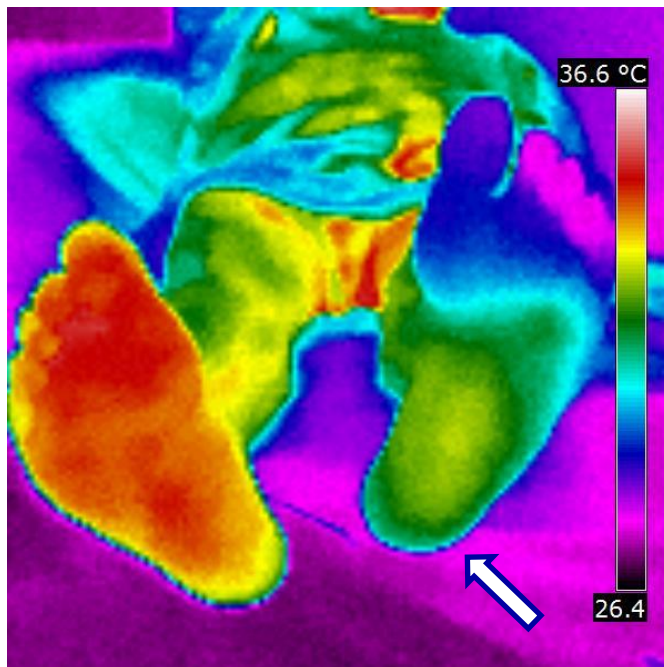
Hodnocení revaskularizace dolních končetin

Angiochirurgická revaskularizace (bypass)

- Hospitalizace indikována na základě klaudikací a CTAg vyšetření
- Termogram pořízen při hospitalizaci pacienta a dva dny po zákroku
- Zároveň stanovena hodnota ABI (index kotník-paže), $\geq 0,9$ a hodnota transkutánní tenze kyslíku ($TcPO_2$)
- Pozorovány byly změny mezi končetinami po revaskularizačním zákroku

Demografická data pacientů

Pohlaví	
Muži	9 (64,3 %)
Ženy	5 (35,7 %)
Průměrný věk	67,8 ± 5,7
Věkový rozsah	59 až 82
Kouření	9 (64,3 %)
Diabetes mellitus	7 (50,0 %)

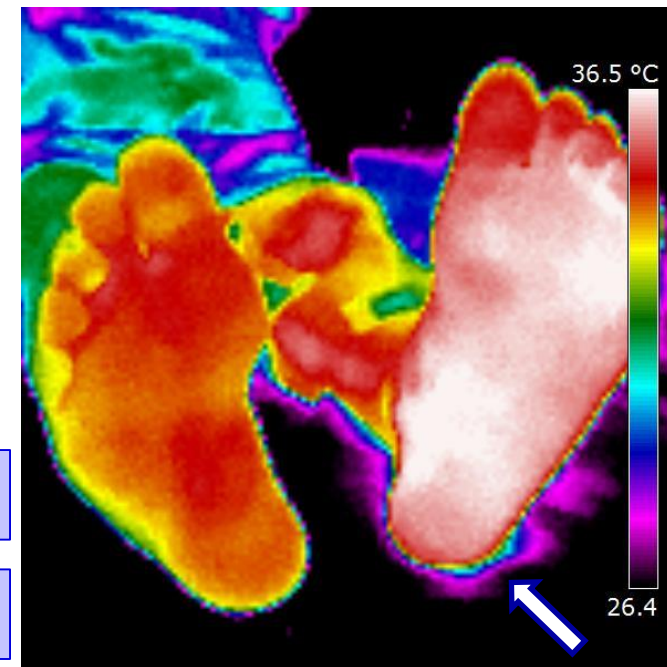


bypass



PDK: prům. T= 34,3 °C
LDK: prům. T= 31,4 °C

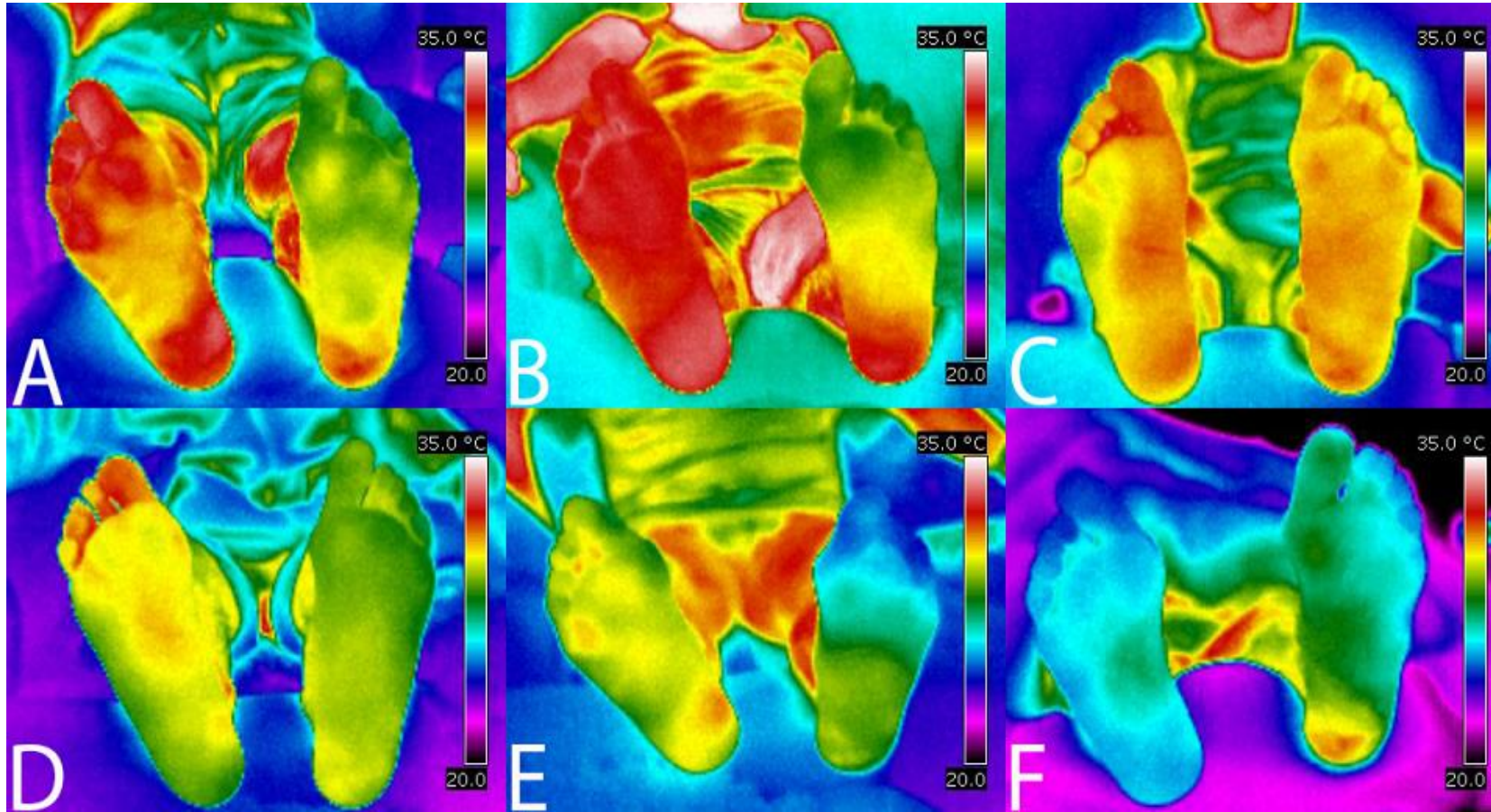
PDK: prům. T= 34,5 °C
LDK: prům. T= 36,1 °C



Kazuistika: dlouhodobé sledování pacienta s DM II.

- Muž 76 let, DM II, nekuřák
- Klaudikace a klid. bolesti neuvádí
- Pulsace: bilat. UZ a. dorsalis pedis (ADP)
- Sledován v období 12 měsíců

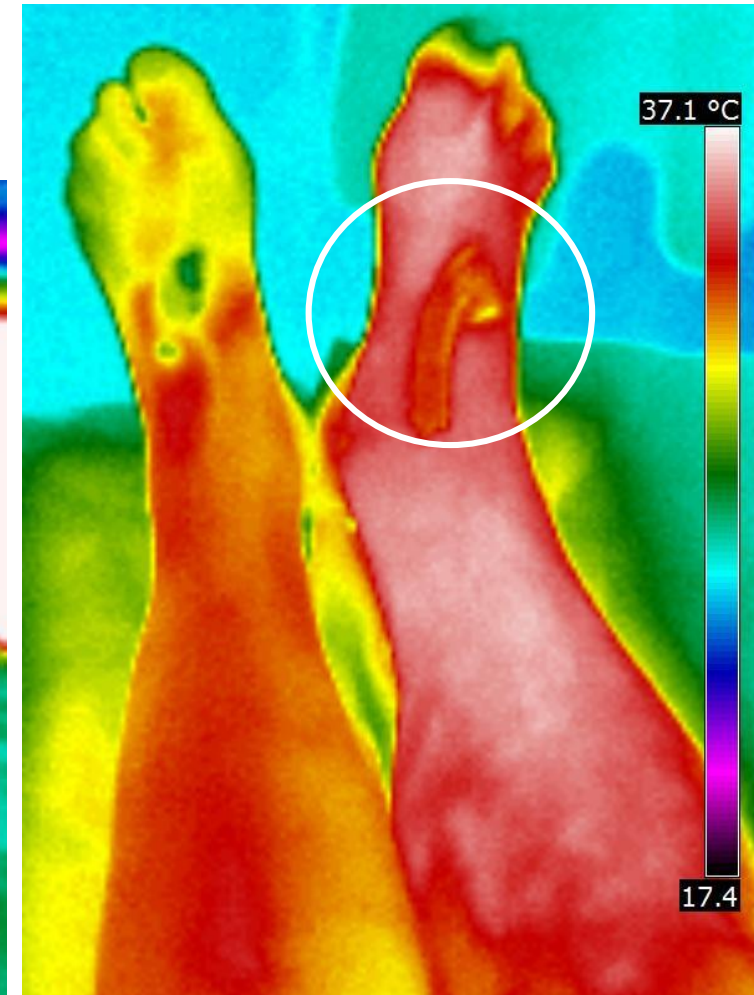
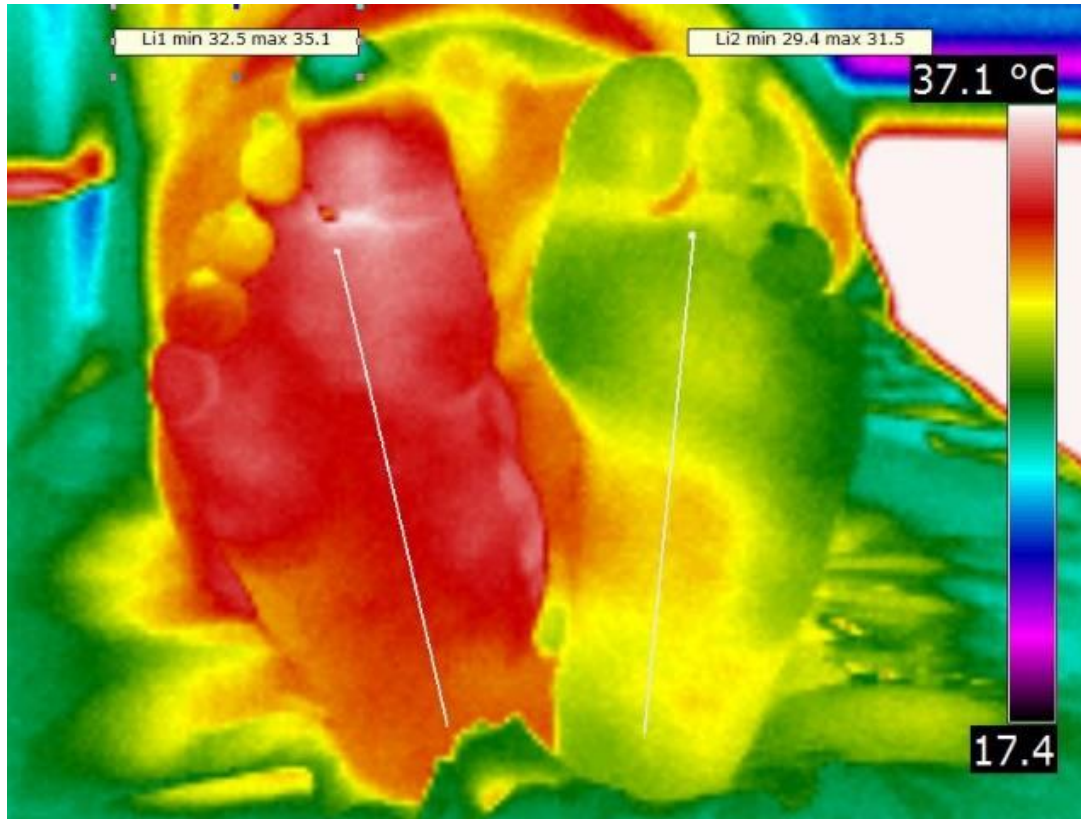
- **Obr. A:** průměrný rozdíl teplot $\Delta T = 1,8\text{ }^{\circ}\text{C}$ mezi LDK a PDK
- **Obr C** – malý defekt na palci (nehtové lůžko) LDK
- **Obr E** → **F** revaskularizace PTA (palec LDK zhojení)
- **Obr. F** – teplejší ložisko paty LDK (dekubitus 1. stadium, po 2 měsících vznik defektu)



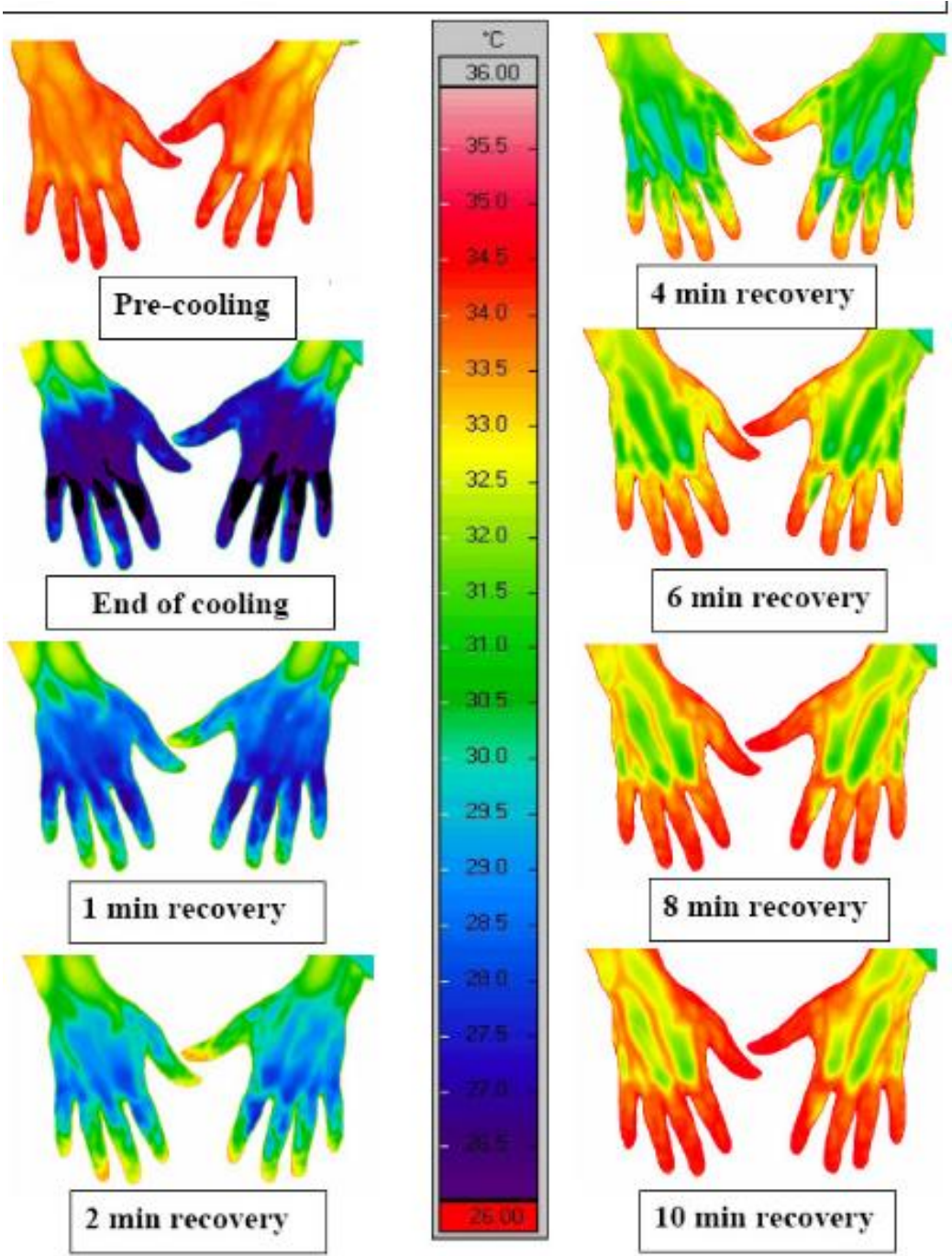
Kazuistika: končetina s defektem

- Muž 68 let, DM II.
- Defekt palce PDK
- Bez klaudikací a klid. bolestí
- Pulsace bilat. AF+, AP+, ADP+, UZ ATP+
- LDK i PDK po FP bypass

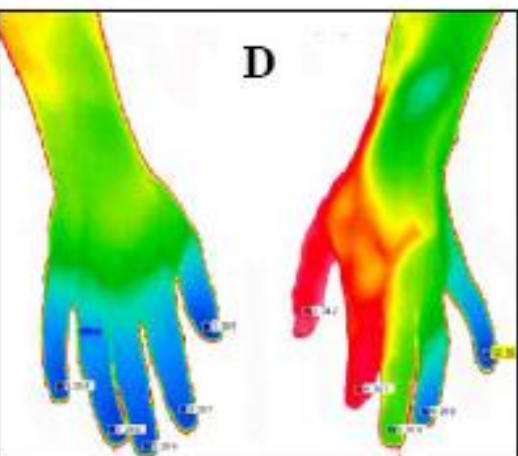
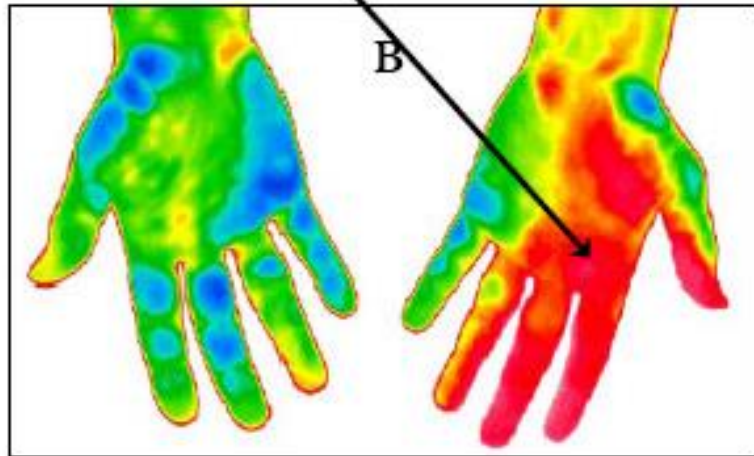
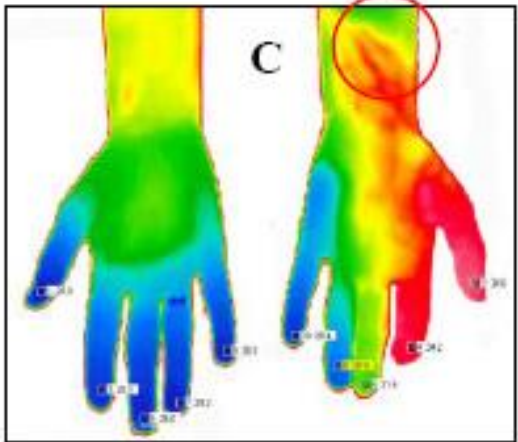
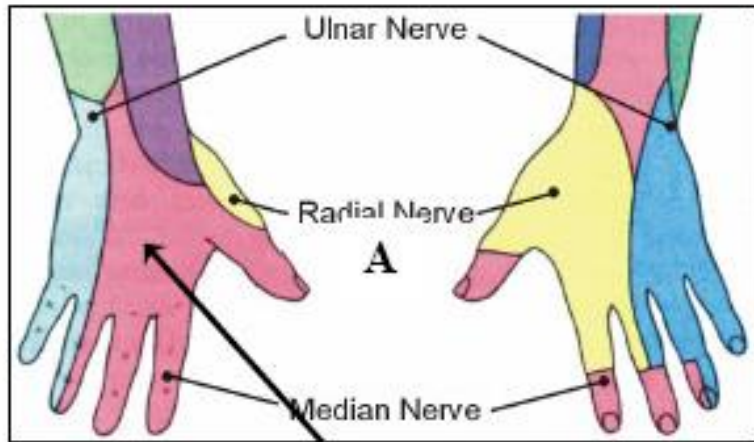
- **Průměrný rozdíl teplot $\Delta T = 3,3\text{ }^{\circ}\text{C}$**



Raynaudův syndrom

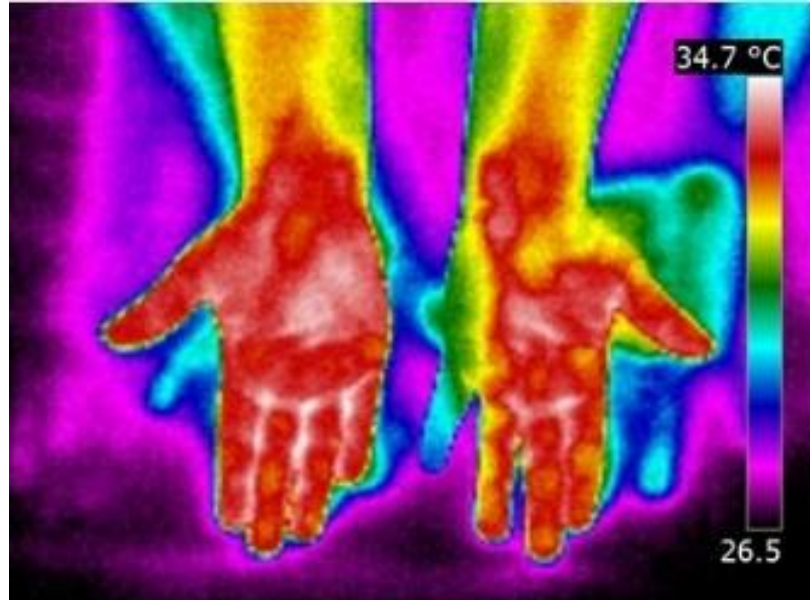


Nerve block and hand injury



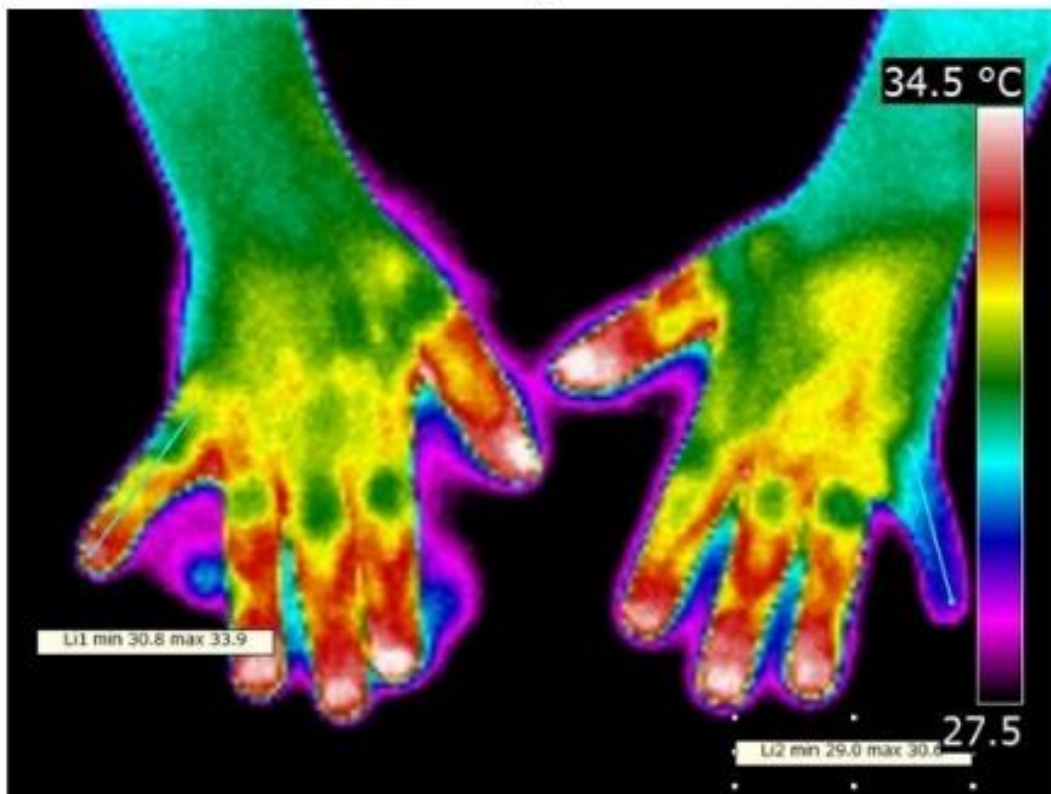
Nerve block
left median nerve

Stab injury
(red circle)



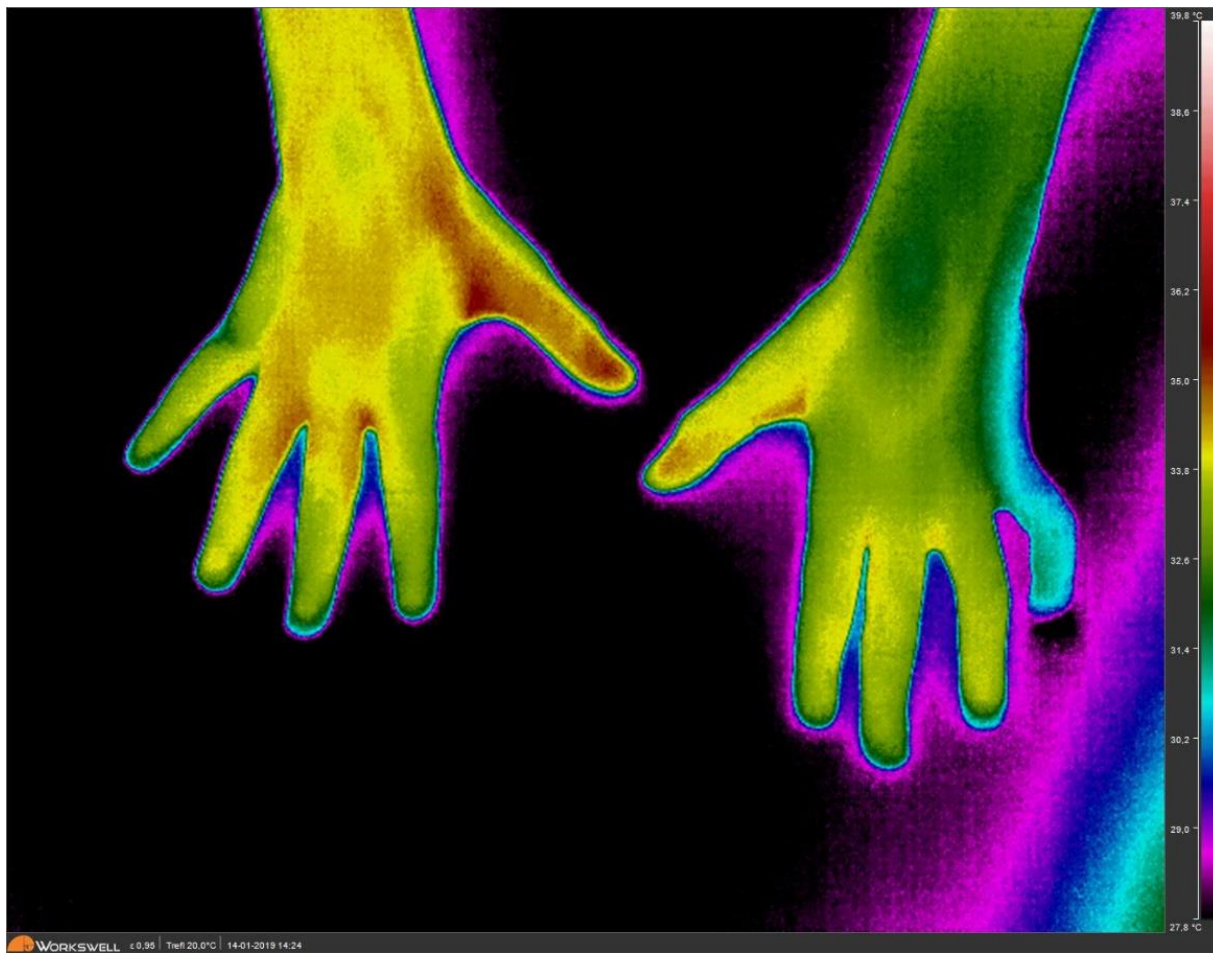
spolupráce
Biofyzikální ústav LF
Dětská neurologická
klinika, FN Brno

Paréza n. ulnaris



Li1 prům
32,3 °C

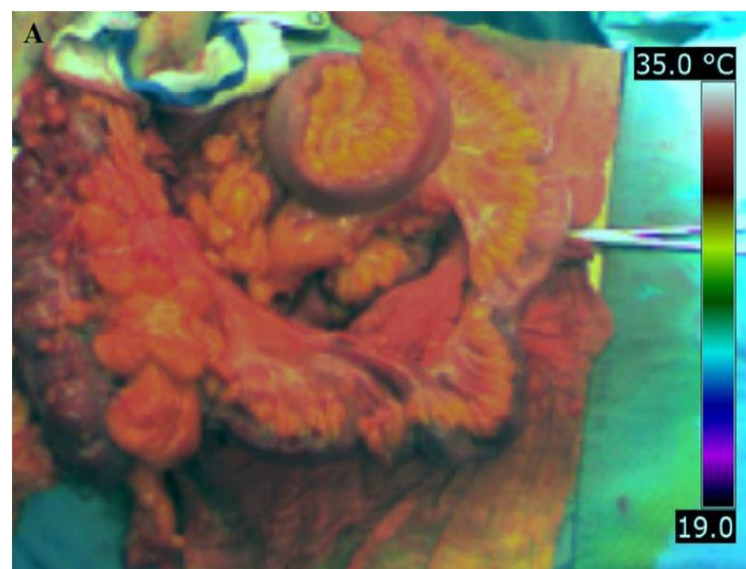
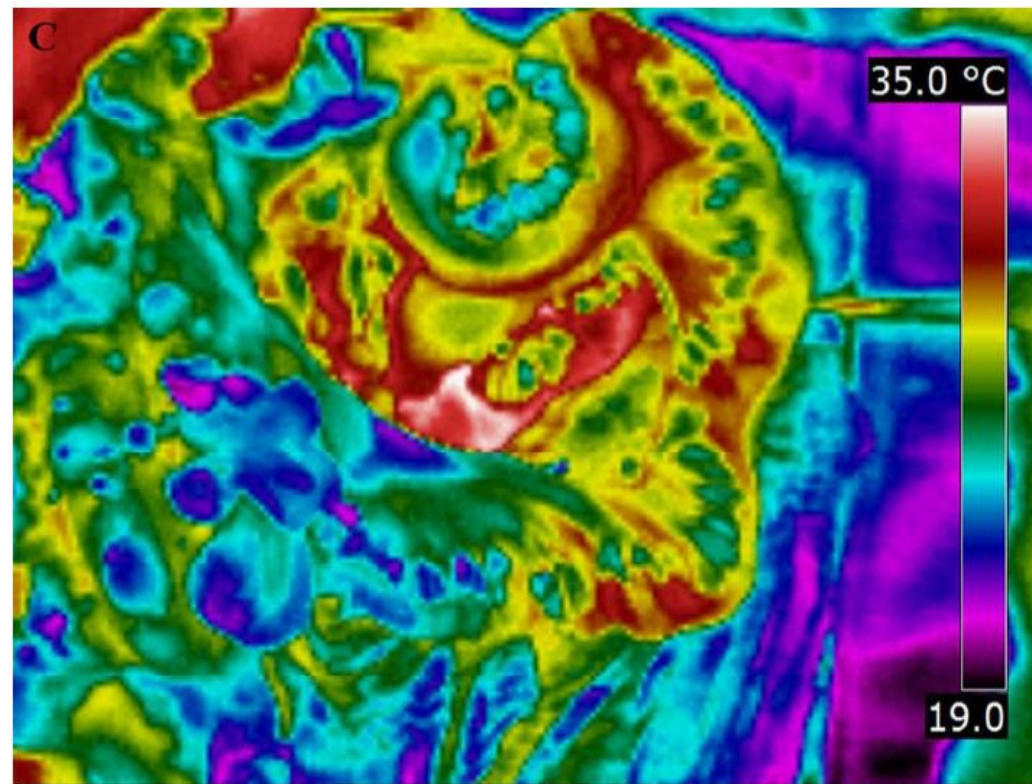
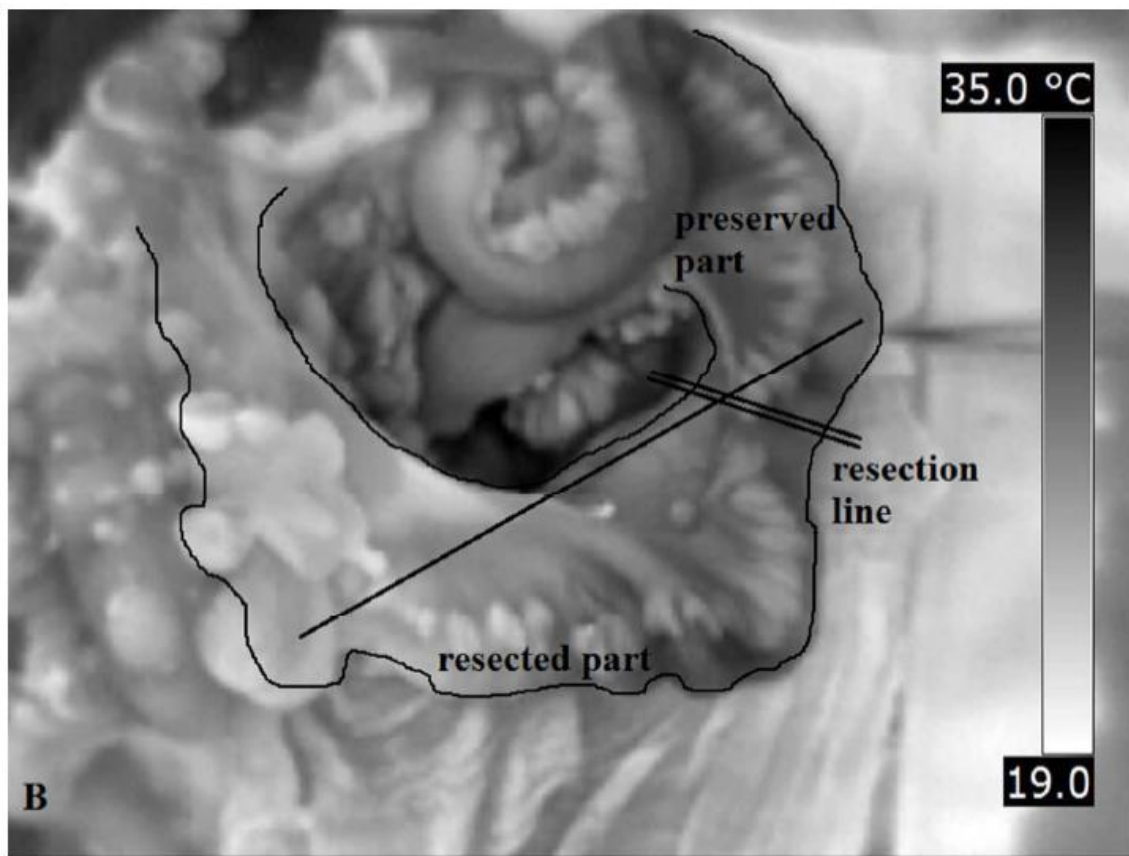
Li2 prům
29,7 °C

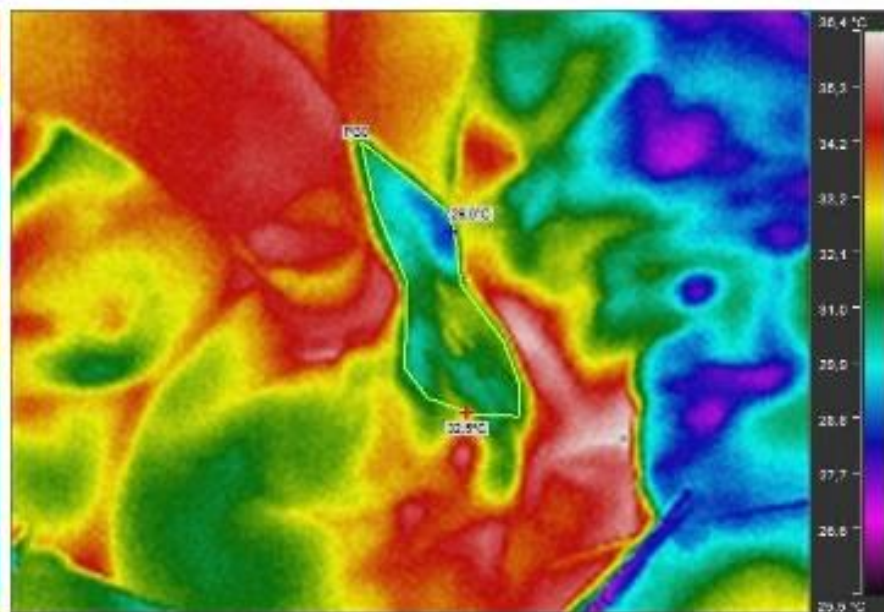
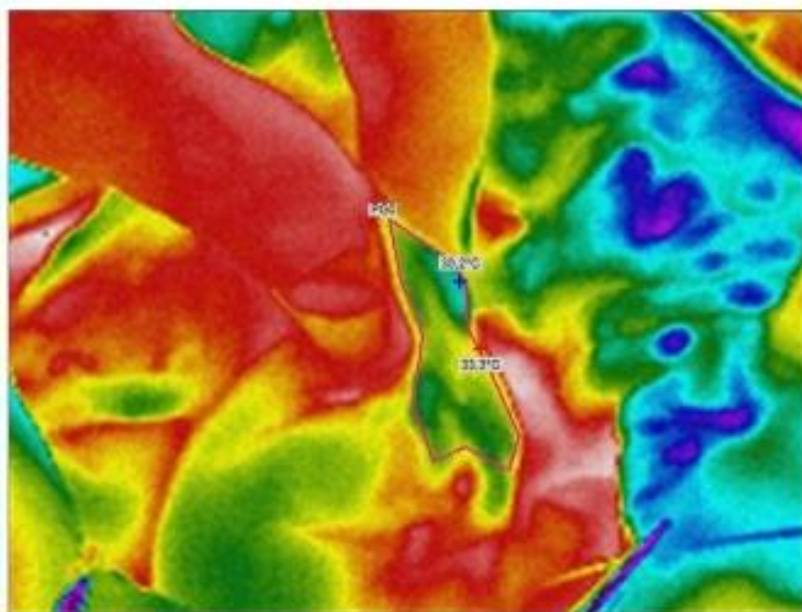
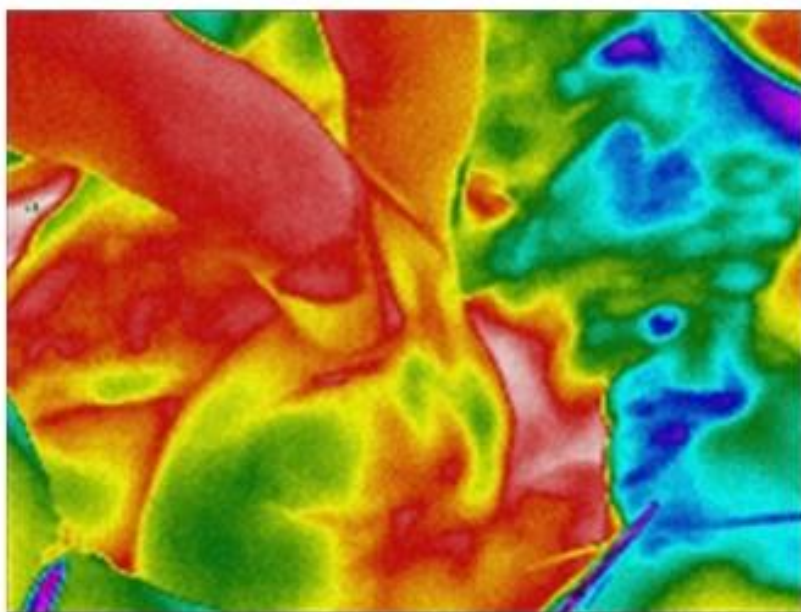
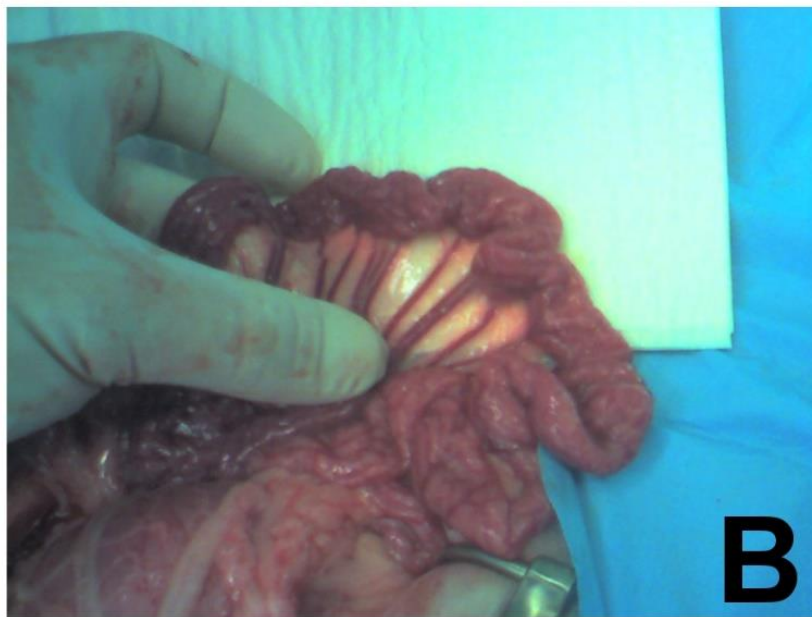
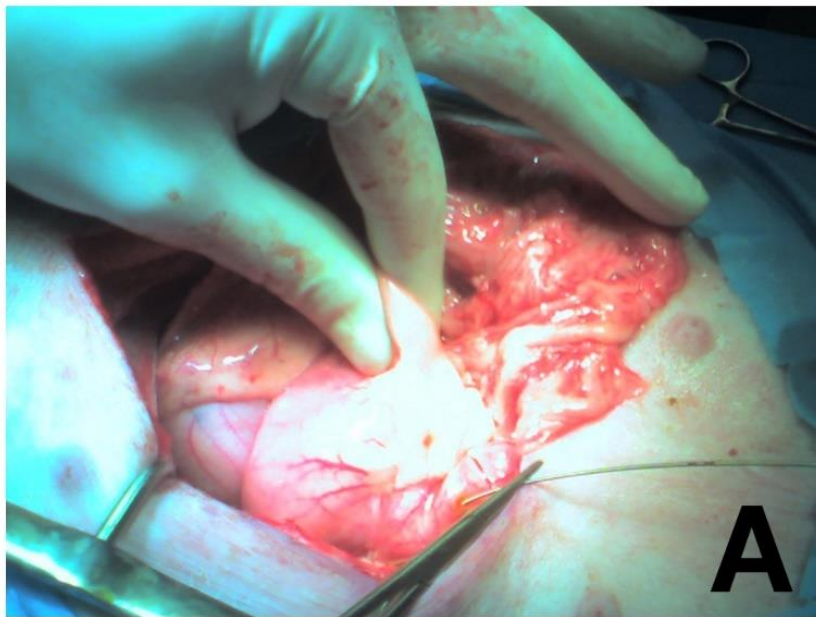


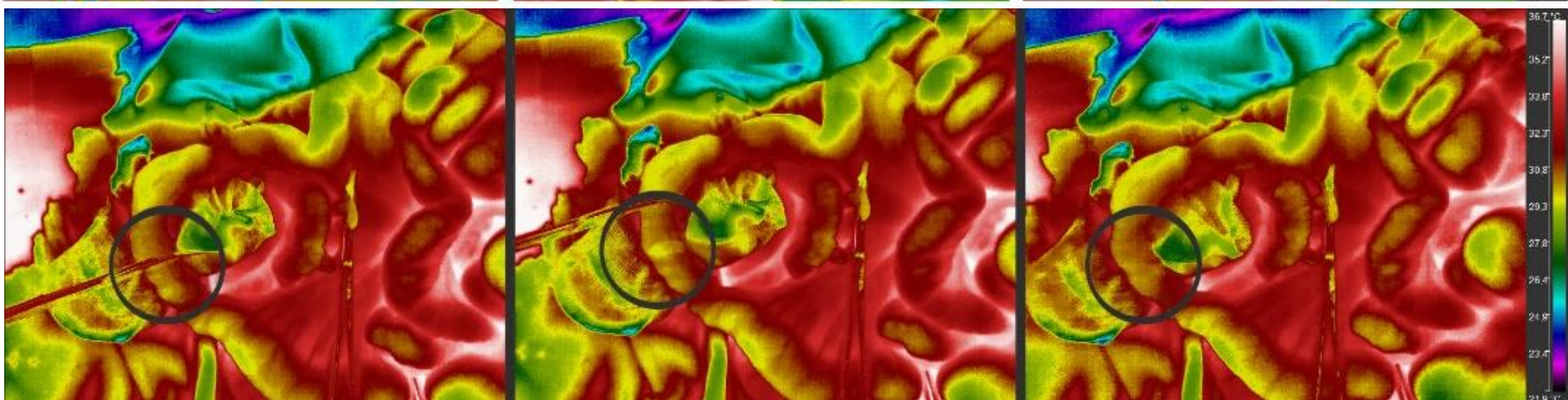
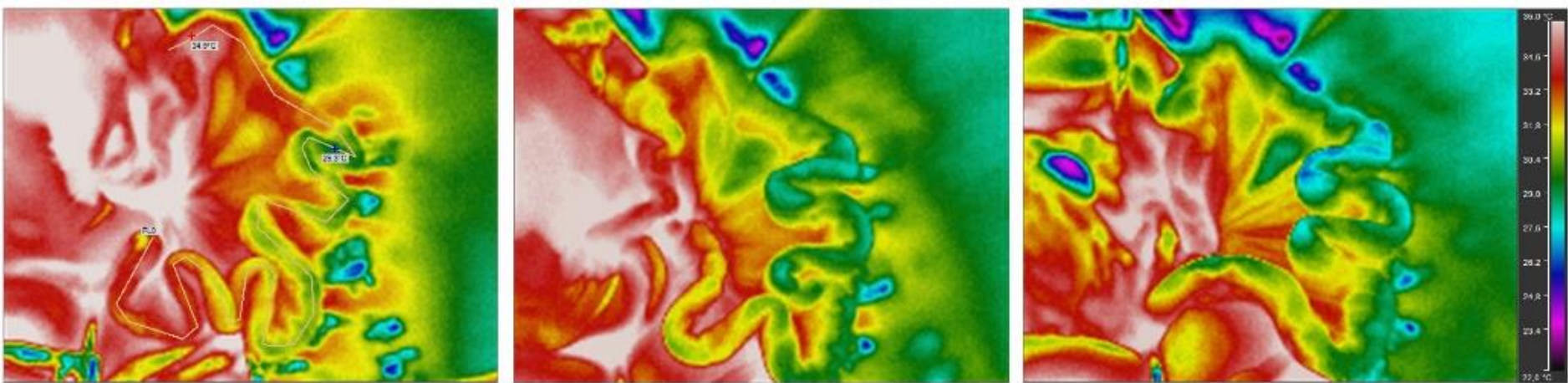
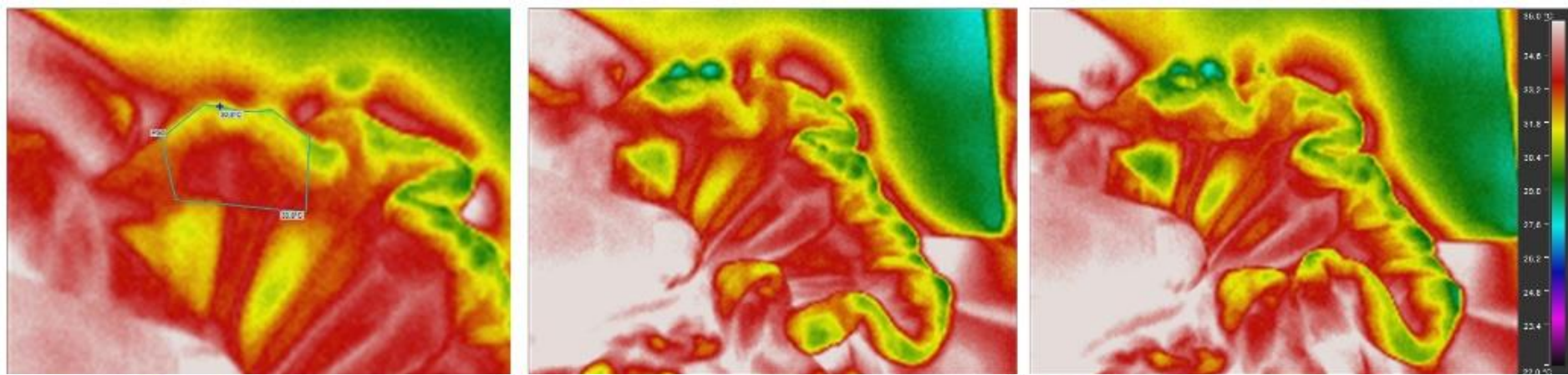
Paréza n. ulnaris – chladový test (3min)

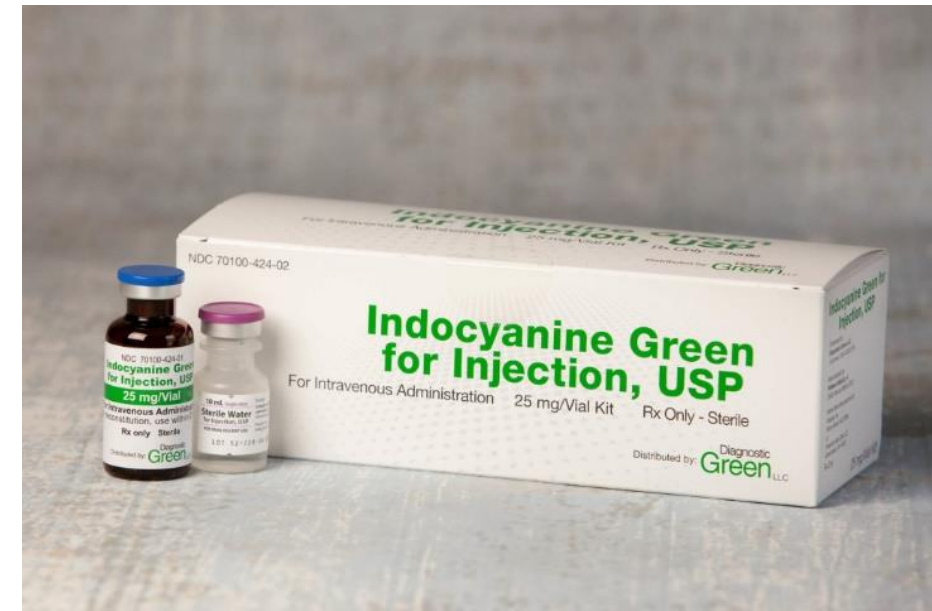
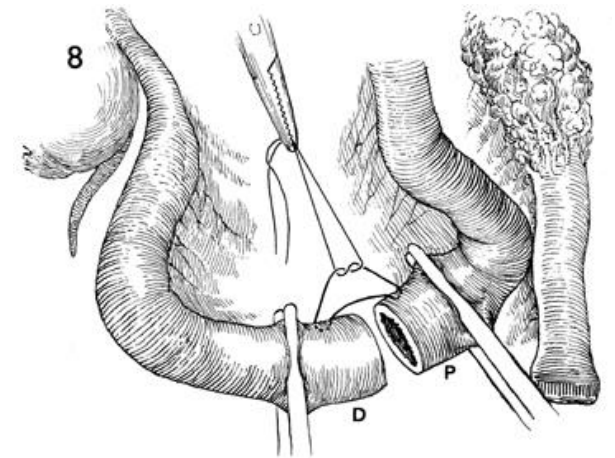
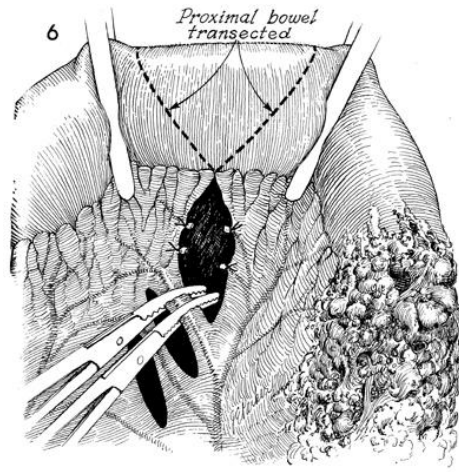
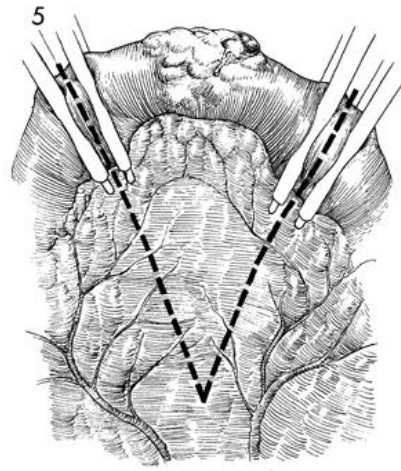
spolupráce
Biofyzikální ústav LF
Chirurgická klinika, FN
Brno

Resekce karcinomu tlustého střeva



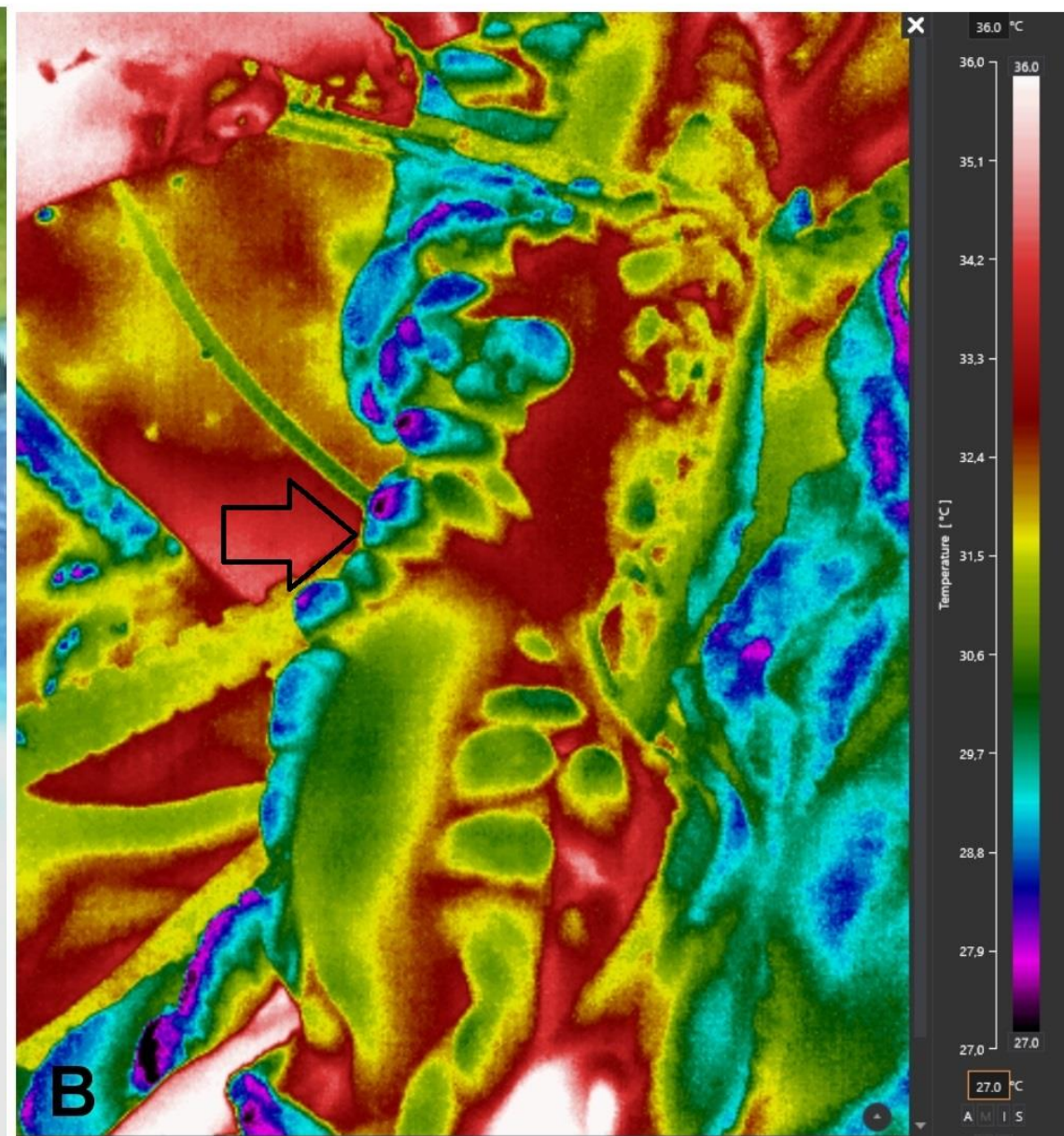






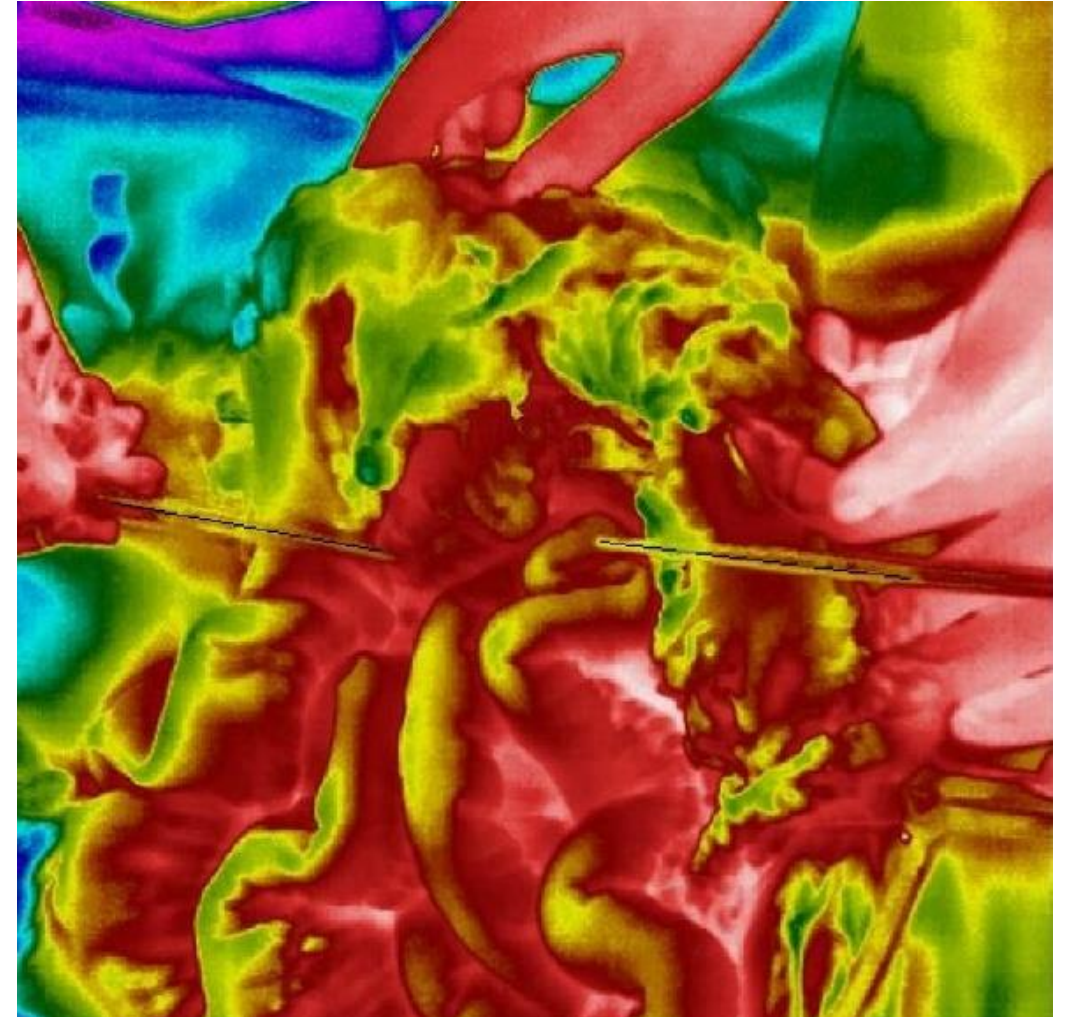
http://us.diagnosticgreen.com/wp-content/uploads/sites/5/2016/07/DxGreen-USA-Product_web2-1024x682.jpg
<http://novadaq.com/wp-content/uploads/2016/09/new-pinpoint-camera-web.png>
<http://novadaq.com/wp-content/uploads/2016/09/product-pinpoint-front.png>

MUNI
MED



MUNI
MED

Angiografie za použití indocyanové zeleně (ICG) vs Termokamera



Angiografie za použití indocyanové zeleně (ICG) vs Termokamera



Využití – karcinom jícnu

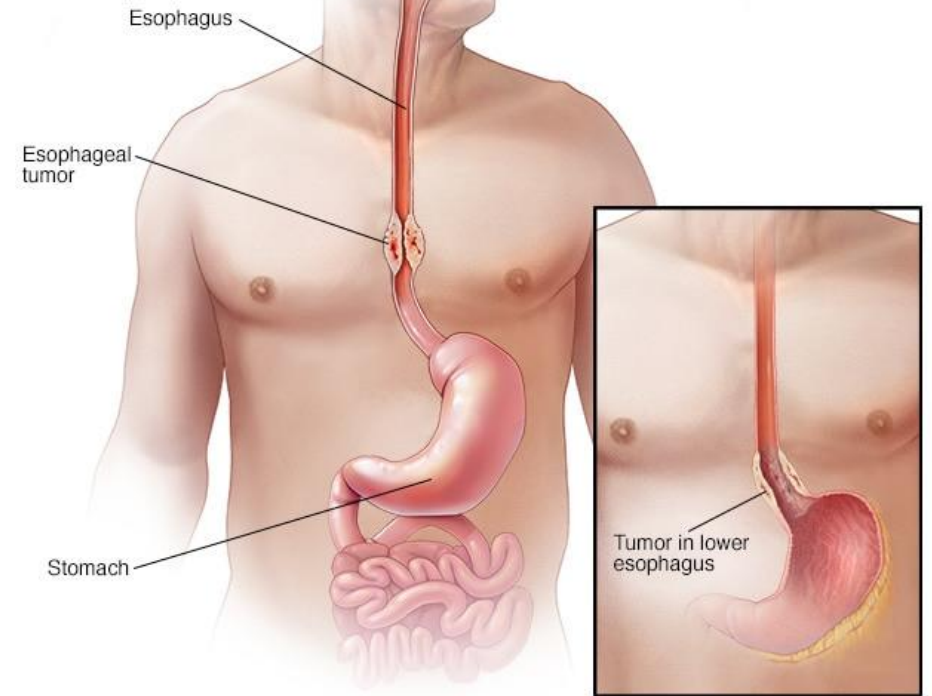
- Karcinom jícnu je 6 v pořadí u mortality pacientů (nádorová onemocnění)

Léčba

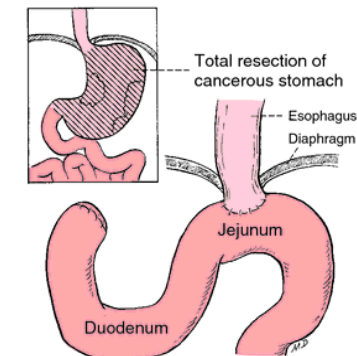
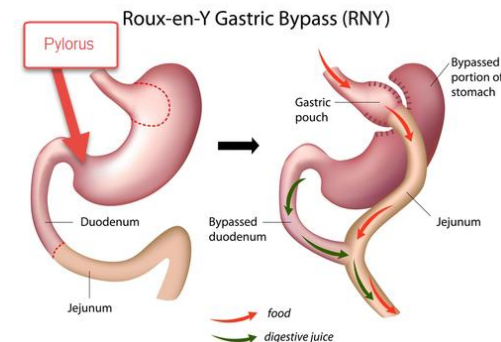
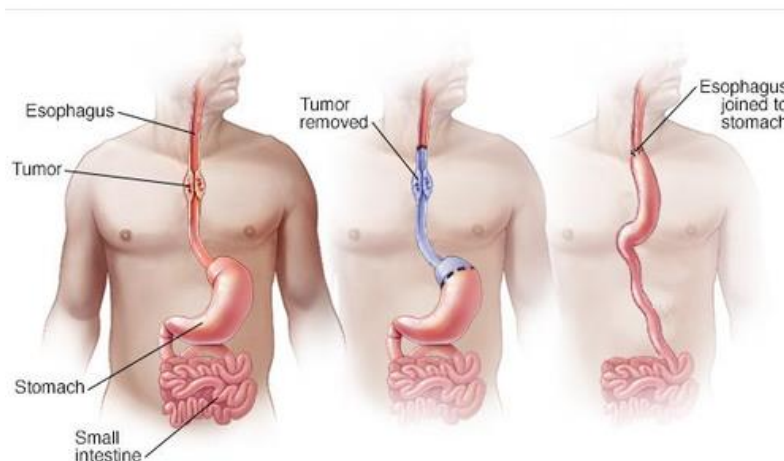
Primárně- radiční terapie, chemoterapie

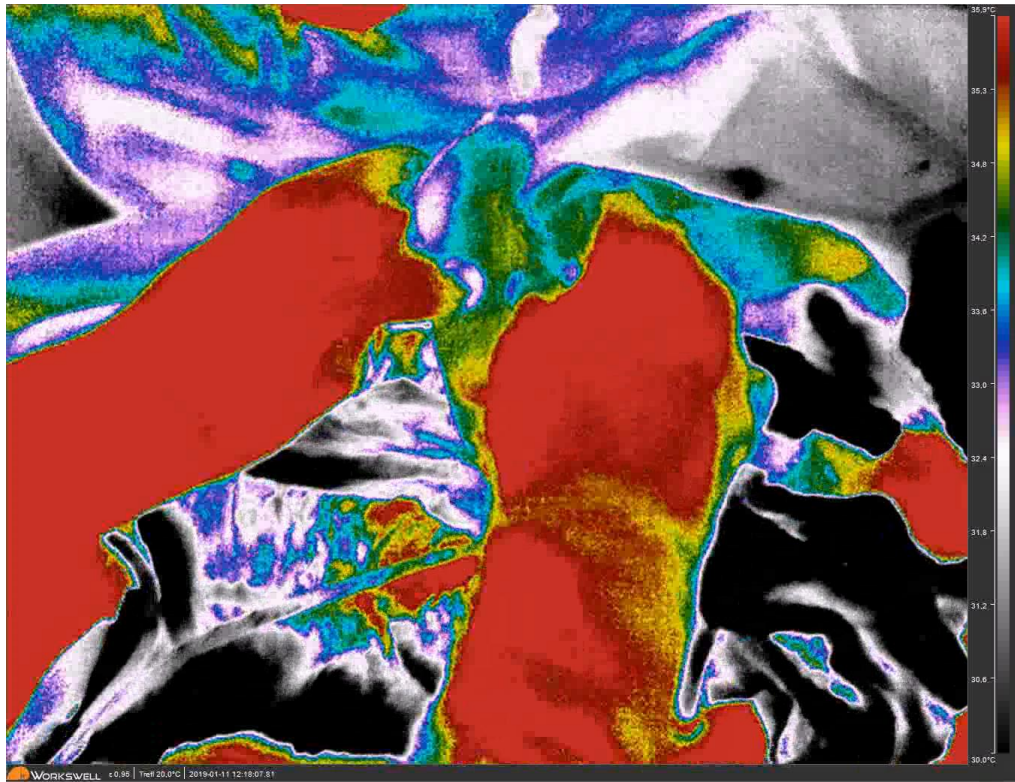
Chirurgická léčba – Vždy doporučena po primární léčbě

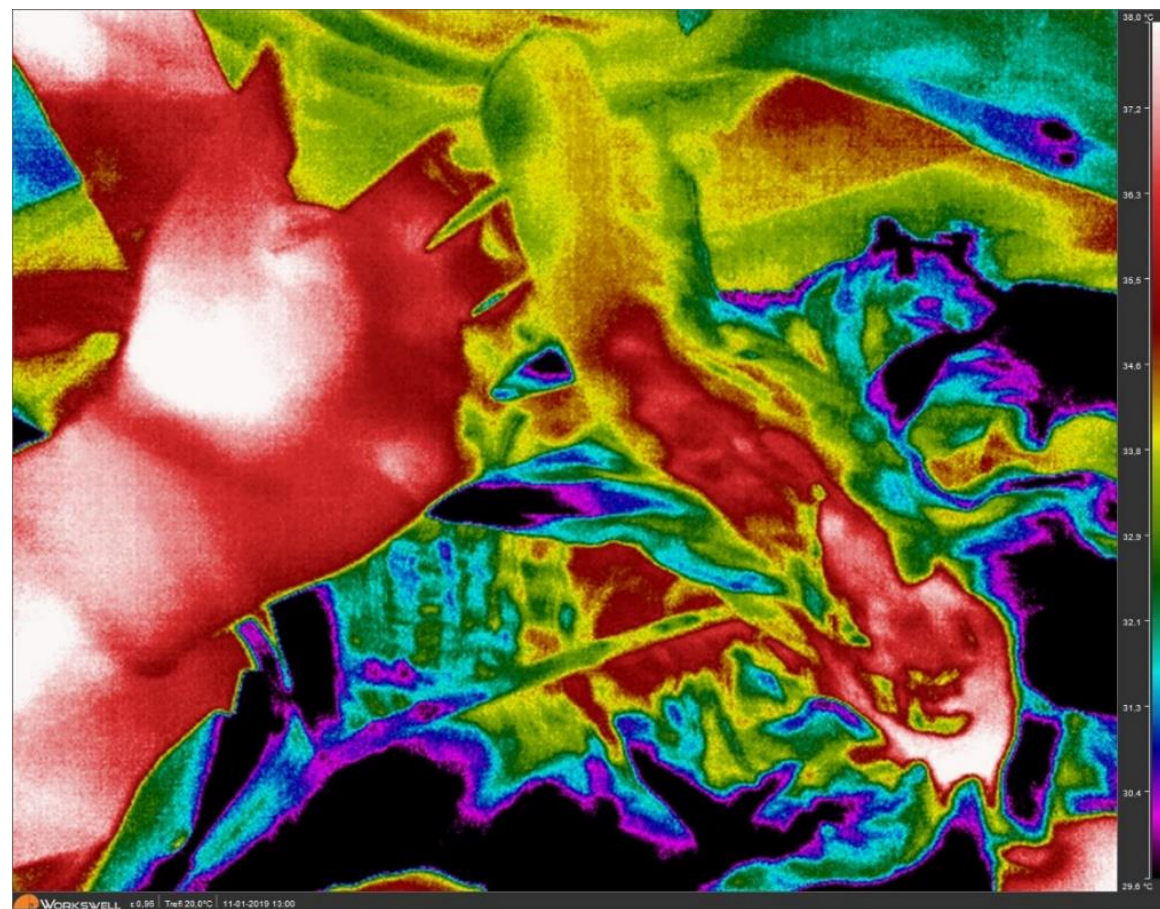
Esophagektomie – základní chirurgická léčba

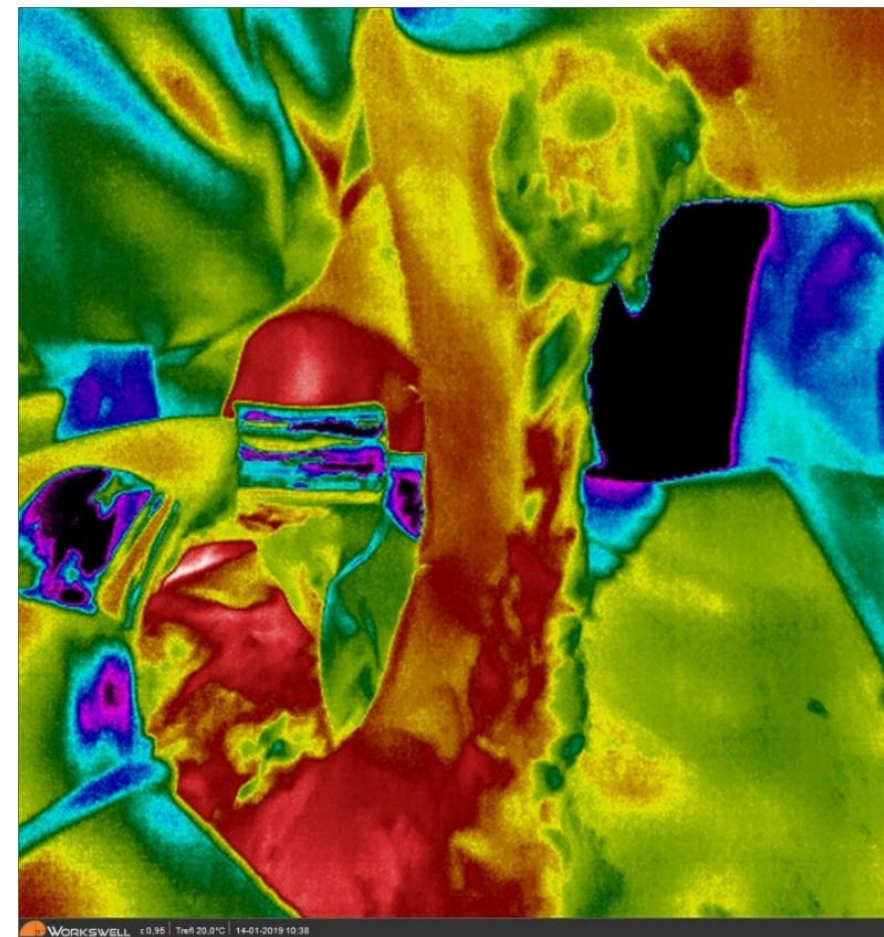


© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.



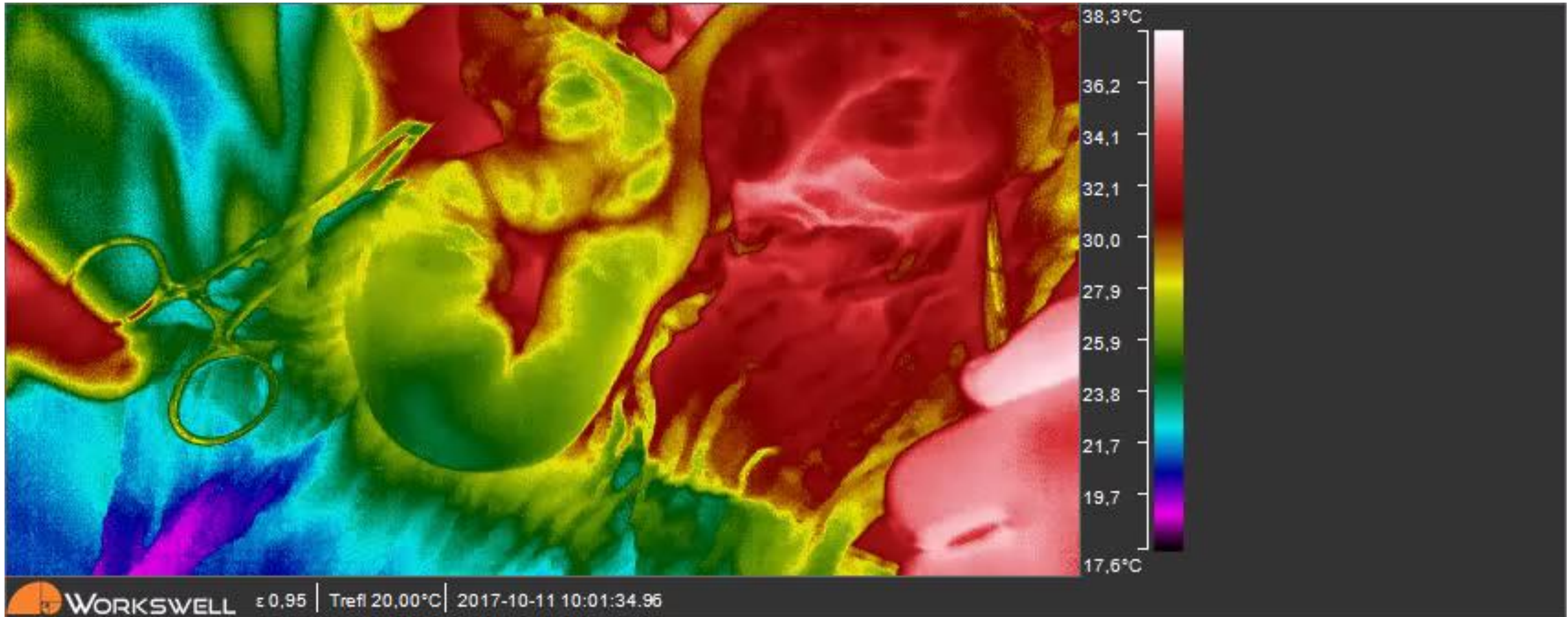




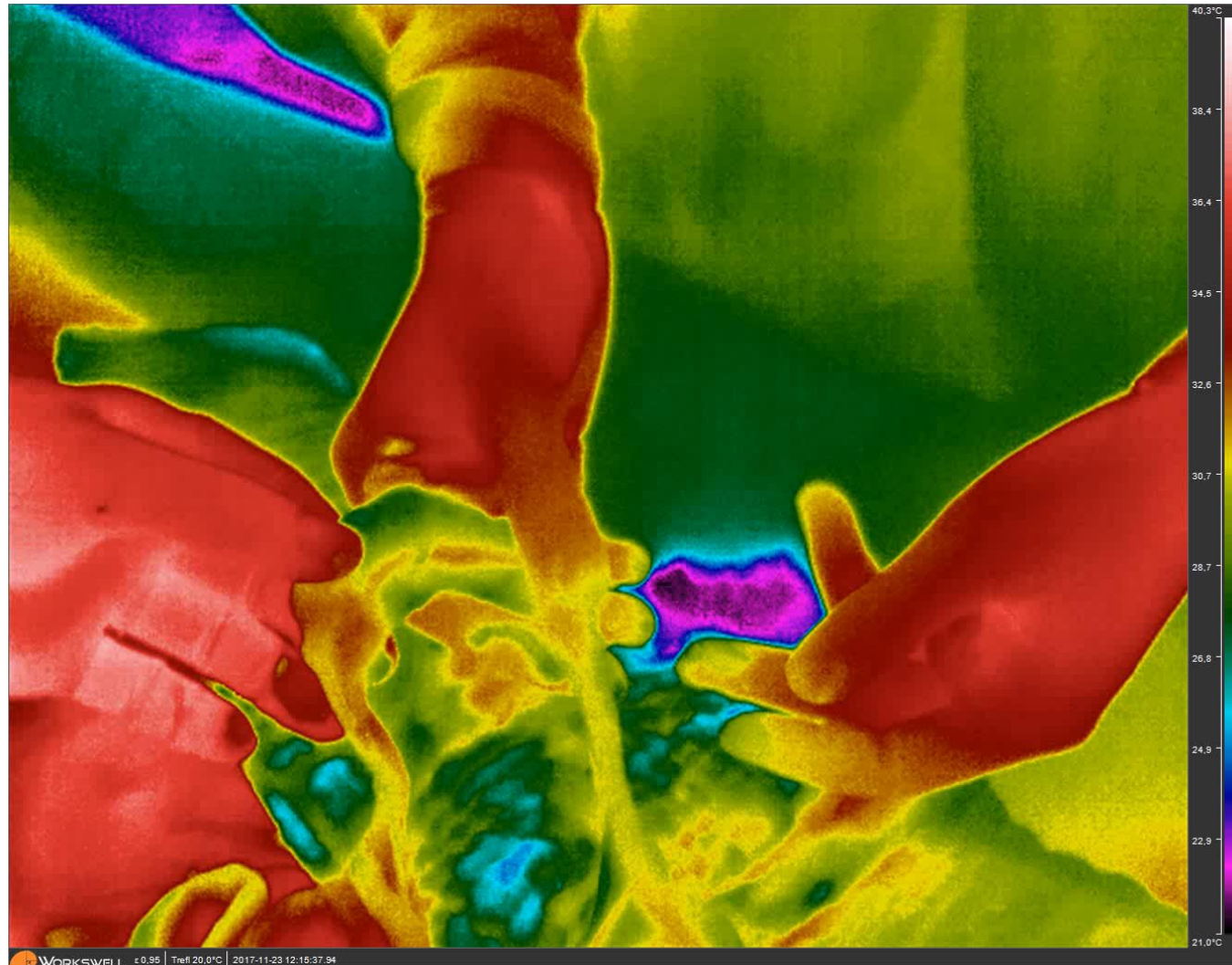


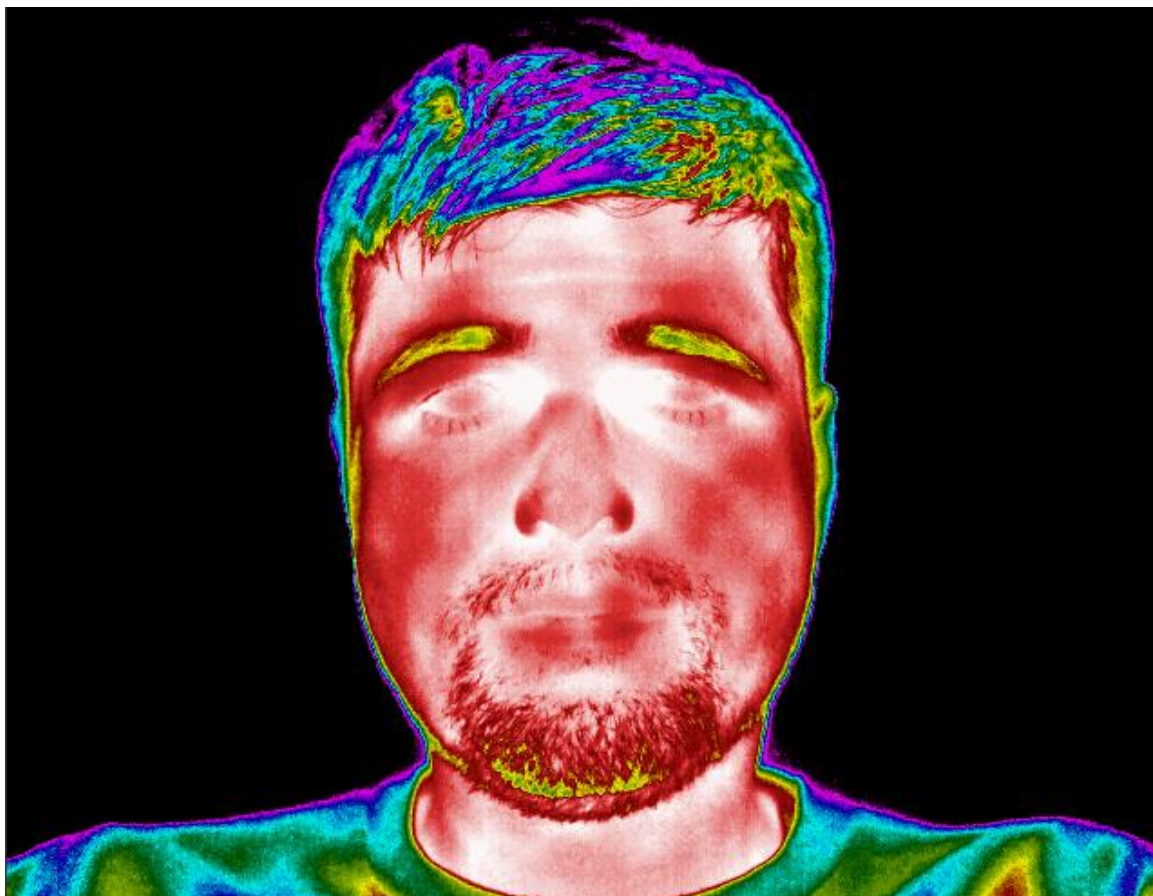
Co je skutečně a co zpracování software

Chladové testy v průběhu měření



Sledování teploty při kauterizaci





Děkuji za pozornost

- Použité zdroje:
<http://cs.wikipedia.org/wiki/Rtu%C5%A5>
„Clinical thermometer 38.7“ od Menchi – Vlastní dílo. Licencováno pod CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons -
http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Clinical_thermometer_38.7.JPG#mediaviewer/File:Clinical_thermometer_38.7.JPG
- "1024 Pyrometer-8445" by Hedwig Storch - Own work. Licensed under CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons - http://commons.wikimedia.org/wiki/File:1024_Pyrometer-8445.jpg#mediaviewer/File:1024_Pyrometer-8445.jpg
- <http://www.thermologyonline.org/images/logos/ACCT-new-logo150x150.gif>
- "ParowozIR" by Jagokogo - Own work. Licensed under CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons - <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:ParowozIR.jpg#mediaviewer/File:ParowozIR.jpg>
- <http://www.electronicshhealthcare.com/images/MC-514.jpg>

Acknowledgment: The research leading to these results has received funding from the Norwegian Financial Mechanism 2009-2017 and the Czech Ministry of

Education, Youth and Sports under Project Contract no. MSMT- CZ09 7F16001

CZ09 7F16001 THERMOMED

MUNI
MED