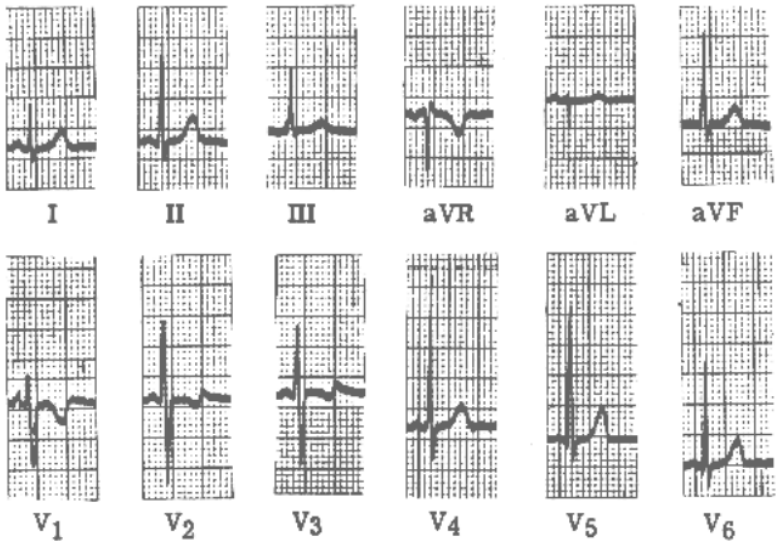
MUNI
MED



Přednášky z lékařské biofyziky

Biosignály a jejich zpracování, měření teploty

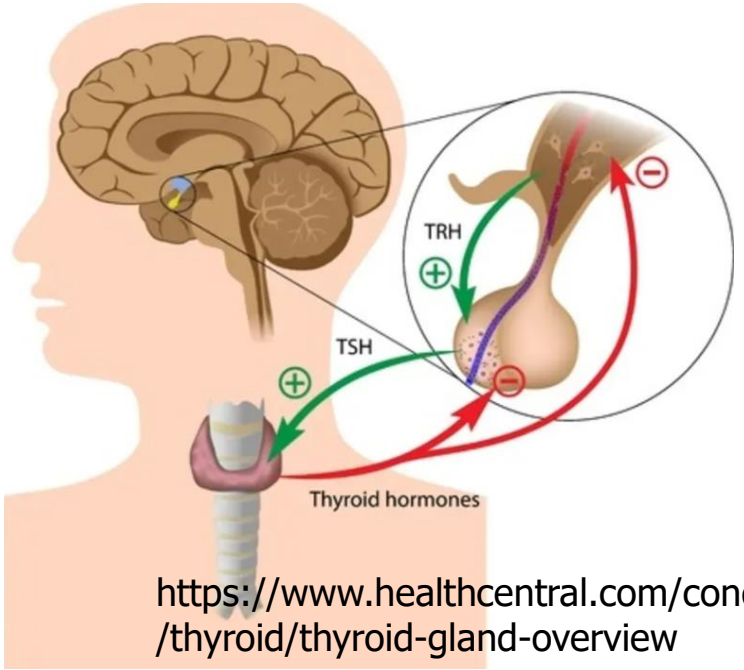
Systém

Obecný pojem, který vyjadřuje obvykle nějaké uspořádání prvků a vztahů mezi nimi

Definice: Systém je dvojice množin (P,V), kde P je množina prvků a V je množina vztahů mezi nimi.

Příklady systémů:

Fylogenetická klasifikace živočichů
Blokové schéma mikroskopu
Metabolické dráhy



https://www.healthcentral.com/condition/thyroid/thyroid-gland-overview

Jak souvisí signály a systémy?

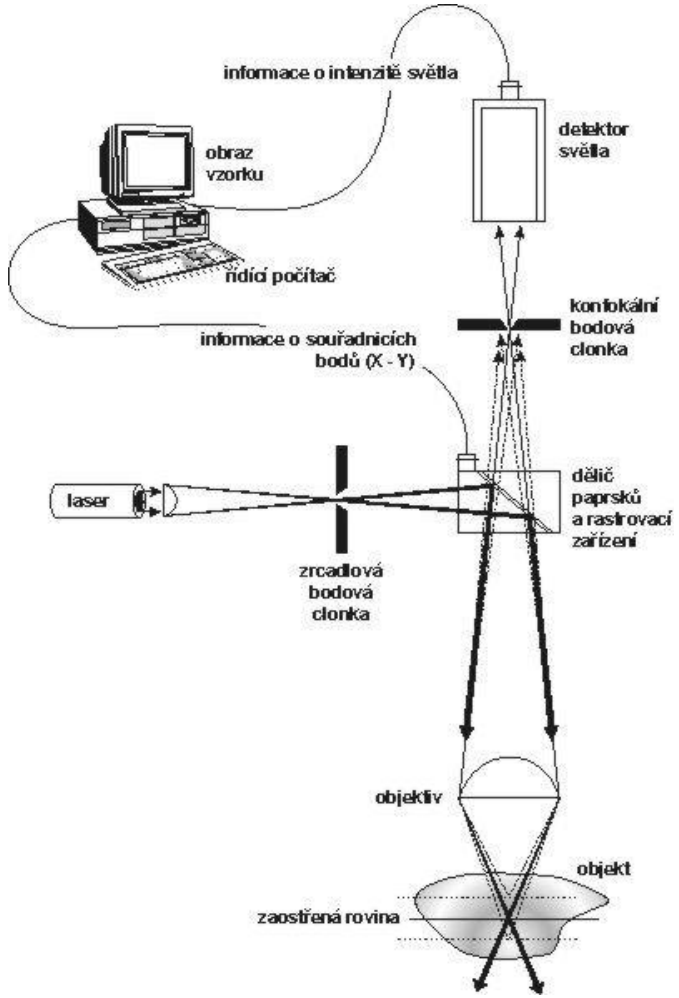
Systém je zdrojem signálu

Signál je průchodem systému modifikován

Modifikace záměrná: zpracování signálu, filtrace
Modifikace nežádoucí: poruchy, šum

Co je to šum?

Ve zpracovávání signálu může šum znamenat data bez významu, tedy data, která nejsou použita pro přenos signálu a jsou jen produkována jako nechtěný vedlejší produkt jiných aktivit.



Co to je biosignál?

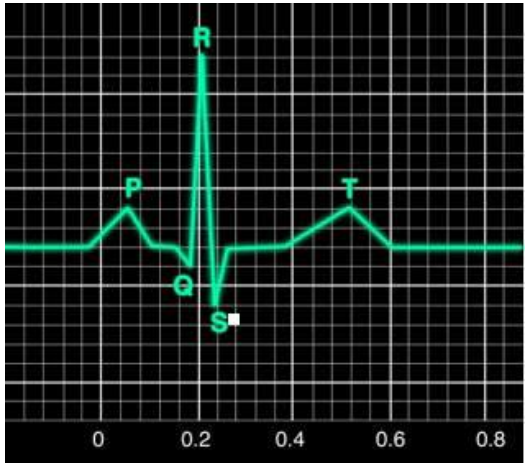
Zjednodušeně lze říci, že jej chápeme jako měřenou hodnotu napětí U, která poskytuje biologickou informaci. Příklady:

EKG je *U(t)* biosignál, který poskytuje informaci o fyziologii nebo patologii srdce.

U sonogramu je biosignál *U* napětí, které vzniká v elementárním elektroakustickém měniči v důsledku zachycení odrazu ultrazvuku od tkáňové struktury

Digitální rentgenový snímek je biosignál *U(x, y)*, u kterého hodnota napětí odpovídá každému pixelu o souřadnicích (x,y).

3-D MRI obraz je biosignál *U(x,y,z),* u kterého hodnota napětí odpovídá každému voxelu o souřadnicích (x, y, z) v těle pacienta.



Druhy biosignálů (obecněji chápané)

- Můžeme je registrovat v důsledku spontánní aktivity biologického systému -nativní signály anebo jako důsledek nějakých úmyslných podnětů - evokované signály.

- Z hlediska současné medicíny – nejčastěji znázorňujeme biosignály v podobě závislosti napětí na čase a poloze

- AKTIVNÍ (vlastní, generované): zdrojem energie je sám biologický objekt, např. EKG.
- PASIVNÍ (modulované): vznikají při interakci „vnější“ energie s biologickým objektem, např. rtg snímek, MRI obraz, ultrazvukový obraz.

- **Příčina aktivních elektrických biosignálů**: Živá buňka transportuje ionty přes membránu a vytváří na ní takto napětí, které se může měnit v čase. Většina buněk ve tkáních však nevytváří elektrické napětí synchronně, nýbrž víceméně náhodně. Většinou je tudíž výsledné napětí nulové – náhodná napětí se vzájemně ruší. Je-li mnoho buněk synchronně aktivních, vytvářejí výsledné napětí, které je dobře měřitelné. Např. při svalové kontrakci většina buněk vlákna jeví stejnou a synchronní elektrickou aktivitu a na svalu se objevuje měřitelné elektrické napětí.

Biosignál

Proces zpracování biosignálů – „elektrické povahy“

Snímání ⟶ zesílení a úprava ⟶ zobrazení a záznam

EKG, EMG, EEG, membránový potenciál, ...

- Snímací elektrody
- Zesilovač, propusti, filtry, vzorkovací zařízení, A/D převodník (viz další snímek)
- Záznamové zařízení – monitor, paměťová media – hdd, flash pamět, optická media

Odpadá nutnost převést vlastní fyzikální rozměr biosignálu do podoby „napětí“.
Co ale v případě takových fyzikálních veličin jako je rychlost, tlak, síla???

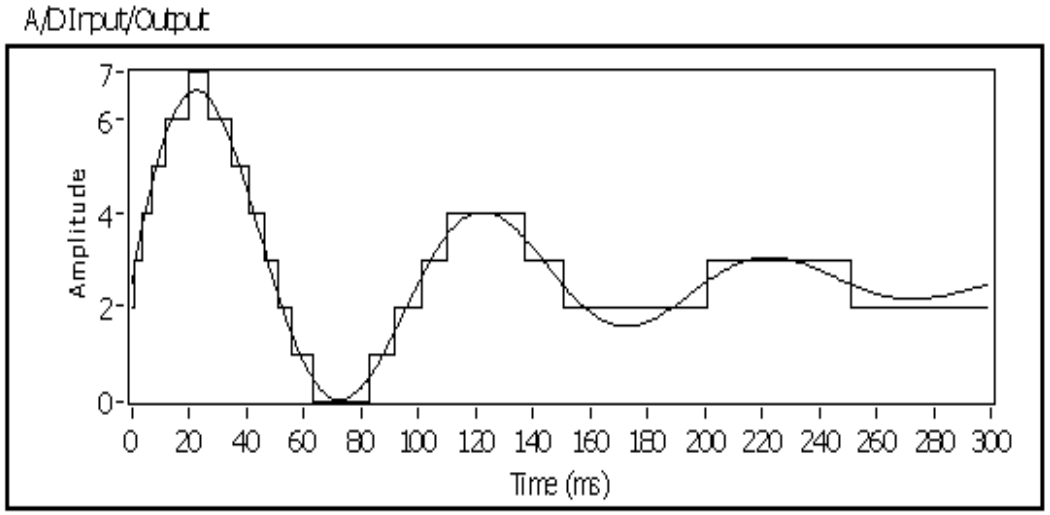
Proces zpracování biosignálů – „mechanické povahy“

Snímání → zesílení a úprava → zobrazení a záznam

mechanoelektrický převodník + A/D převodník

A/D př. = Analogový signál (spojitý) → digitální signál (diskrétní)

mechanoelektrický př. = mechan. signál → signál elektr. povahy



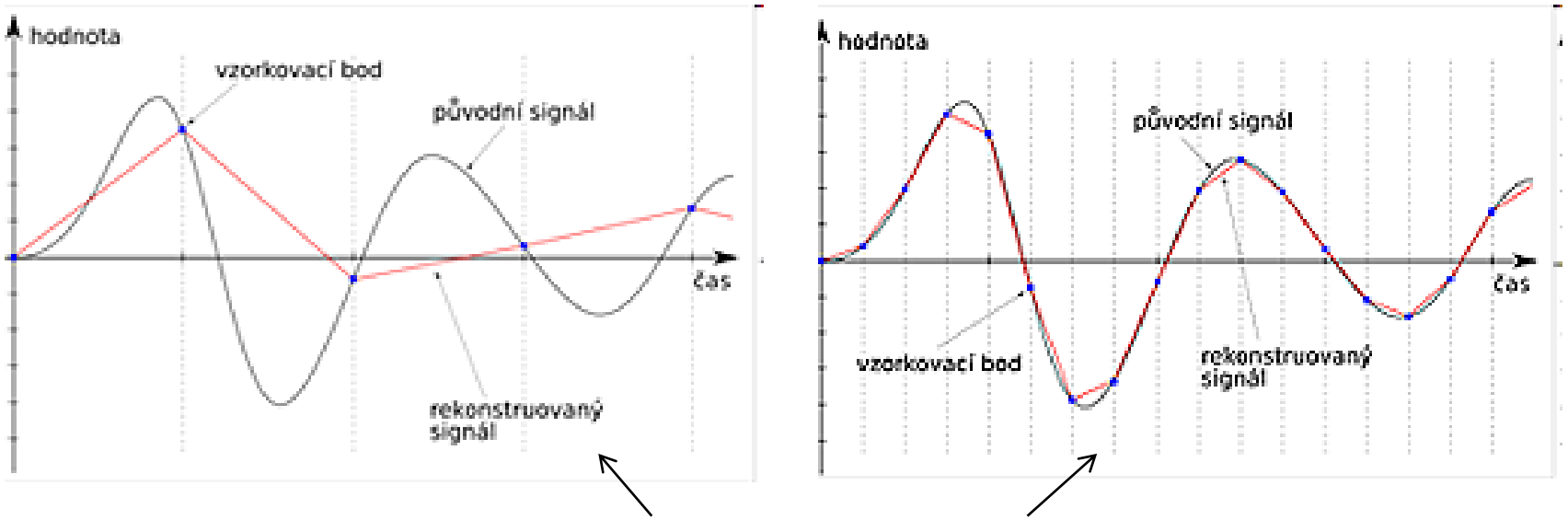
http://cnx.org

Vzorkovací frekvence f
Nyquistova frekvence f_N
max. 2 f_N = f

Shannon-Nyquist-Kotelnikův teorém říká:„Vzorkovací frekvence musí být více alespoň dvojnásobkem, největší frekvence vzorkovaného signálu.“ lidské ucho vnímá max. 22 kHz => vzorkovací

frekvence 44,1 kHz.

Vzorkování signálu



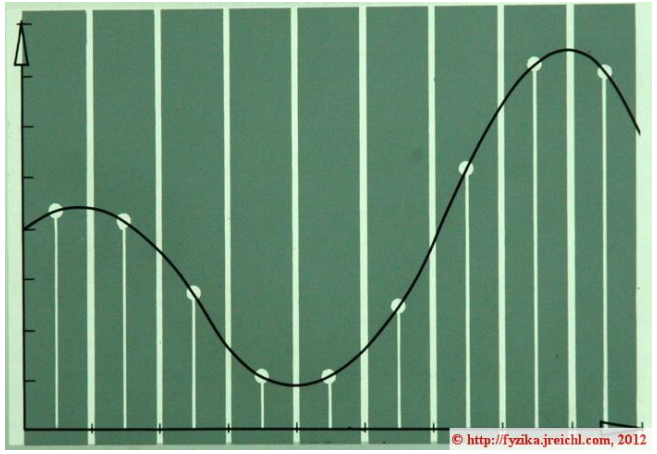
vzorkovací frekvence

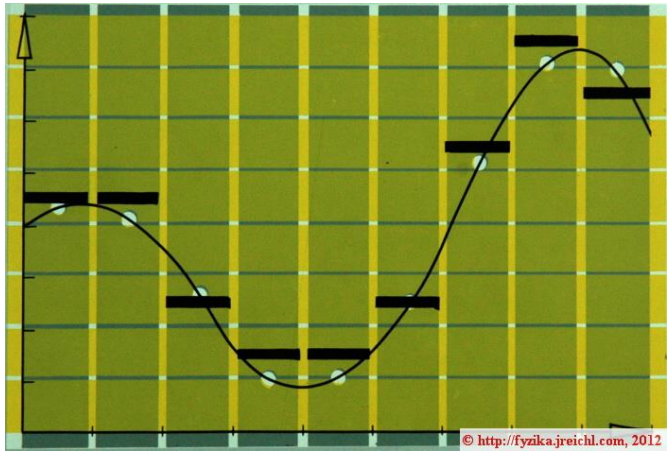
vzorkování signálu v čase – jde o odběr vstupního signálu v definovaných okamžicích, daných vzorkovacími impulsy
kvantování vzorků v úrovni – odebraný vzorek je zaokrouhlen na hodnotu odpovídající nejbližší kvantovacíúrovni
kódování - kvantované hodnoty jsou vyjádřeny čísly v určitém kódu

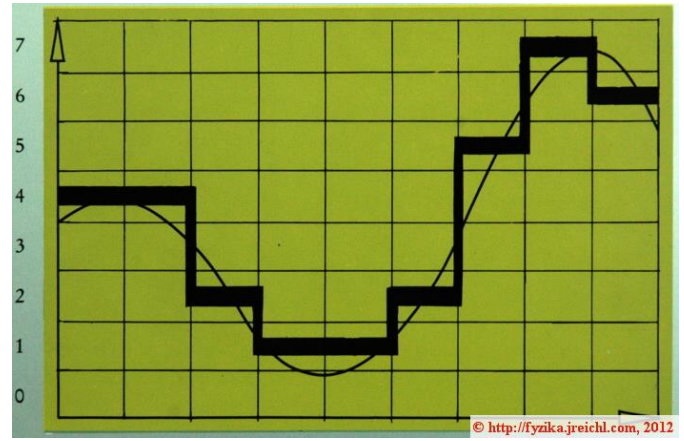
Kvantování signálu - v libovolném okamžiku nabývá pouze konečného počtu hodnot a ke změně hodnoty signálu může dojít v libovolném čase.

Proces diskretizace oboru hodnot signálu.

Digitální signál - je vzorkovaný a následně kvantovaný. Vzorky, mohou nabývat pouze omezeného počtu hodnot- posloupnost celých čísel. Při převodu A na D signál → ztráta informace. Řešení → Zvyšováním vzorkovacího kmitočtu a počtu úrovní kvantizace.



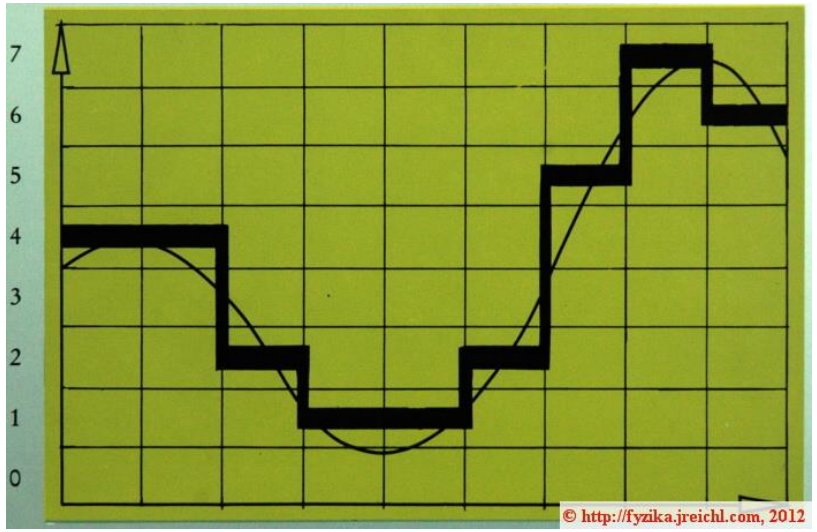




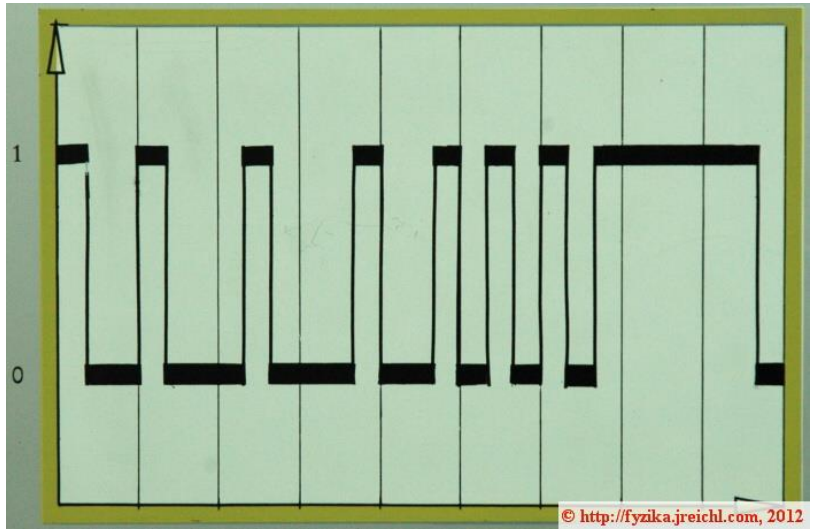
Binární soustava

7:	1	1	1
6:	1	1	0
5:	1	0	1
4:	1	0	0
3:	0	1	1
2:	0	1	0
1:	0	0	1
0:	0	0	0

© http://fyzika.jreichl.com, 2012

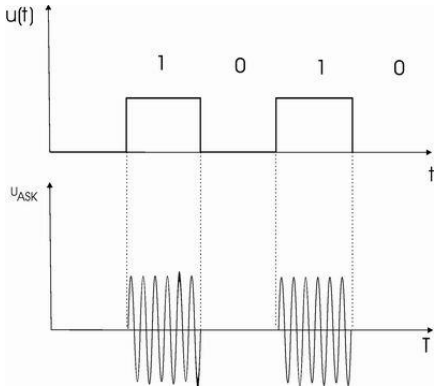


© http://fyzika.jreichl.com, 2012



© http://fyzika.jreichl.com, 2012

Číslo v desítkové soustavě	Dvojková soustava
1	1
2	10
3	11
4	100
5	101
6	110
7	111
8	1000
9	1001
10	1010
100	1100 100
1000	1111 1010 00



Nuly a jedničky ?

TTL (transistor-transistor-logic; tranzistorově-tranzistorová logika) je technologie logických integrovaných obvodů, vycházející z použití bipolárních křemíkových tranzistorů. Původní obvody technologie TTL používají napájecí napětí 5 V (± 0.25 až 0.5 V), z čehož vyplývá pro logickou jedničku napětí přibližně 5 V, pro logickou nulu napětí přibližně 0 V.

Napětí 0 V až 0,8 V se interpretuje jako logická 0, napětí 2 V až 5 V se interpretuje jako logická 1. Na výstupu by měl TTL nebo TTL kompatibilní obvod zajistit napětí pro logickou jedničku napětí 2,7 V až 5 V, pro logickou nulu 0 až 0,3 V.

Současná (2021) digitální logika většinou používá nižší napěťové hladiny (3.3 V; 2.5 V, 1.8 V i nižší).

Převod čísla 57: Dokud je číslo větší než 0 dělíme dvěma a zapisujeme zbytky po dělení v opačném pořadí, než jsme je vypočetli:

$$57 : 2 = 28 + \mathbf{1}$$
$$28 : 2 = 14 + \mathbf{0}$$
$$14 : 2 = 7 + \mathbf{0}$$
$$7 : 2 = 3 + \mathbf{1}$$
$$3 : 2 = 1 + \mathbf{1}$$
$$1 : 2 = 0 + \mathbf{1}$$

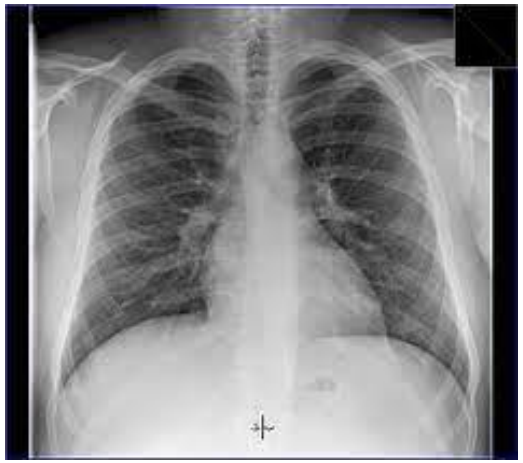
celočíselná část je **111001**

Různé napěťové kódování binárních signálů

obvyklé logické úrovně (ve voltech)

	Vstupní úroveň		Výstupní úroveň	
Technologie	**logická 0**	**logická 1**	**logická 0**	**logická 1**
TTL 5V	0 až 0,8	2,0 až 5	0 až 0,4	2,4 až 5
CMOS 5V	0 až 1,5	3,5 až 5	0 až 0,5	4,44 až 5
LVTTL 3.3V	0 až 0,8	2,0 až 3,3	0 až 0,4	2,4 až 3,3
CMOS 2.5 V	0 až 0,7	1,7 až 2,5	0 až 0,2	2,3 až 2,5
CMOS 1,8 V	0 až 0,7	1,17 až 1,8	0 až 0,45	1,2 až 1,8
CMOS (např. HC)	0 až 1/3 V_{DD}	2/3 V_{DD} až V_{DD}	?	?
ECL	≤ -1,4	≥ -1,2	?	?
RS-232 (signály Rx a Tx)	-15 až -3	+3 až +15	-15 až -5[1]	+5 až +15[1]
RS-232 (signály RTS,CTS,DTR,DSR,RI)	+15 až +3	-3 až -15	+15 až +5[1]	-5 až -15[1]
HTL 10...30V	≤ 0,2 × V_{DD}	≥ 0,6 × V_{DD}	≈ 0	≈ V_{DD}

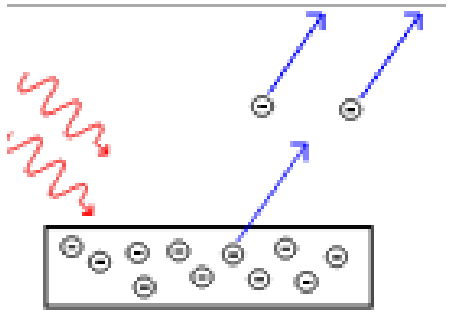
Záznam obrazové informace

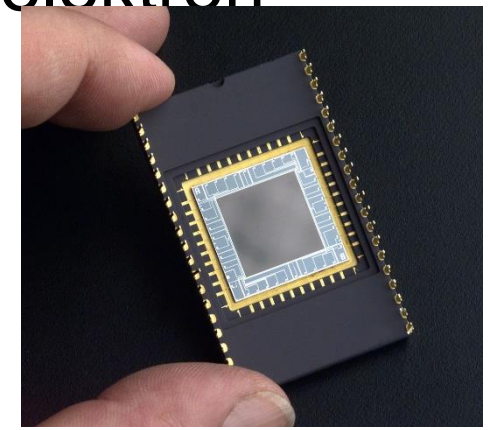


CCD

Charge-coupled device, Willard Boyle a George E. Smith v roce 1969, 2009 NC

Fotoelektrický jev – „fotoefekt“, elektrony jsou uvolňovány z látky v důsledku absorpce elektromagnetického záření látkou. Foton při nárazu do atomu, excituje elektron

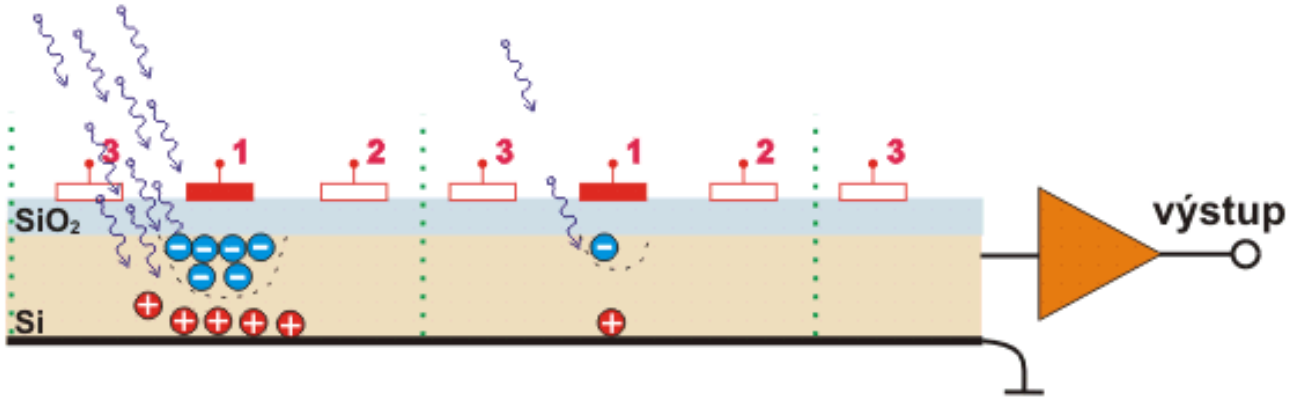


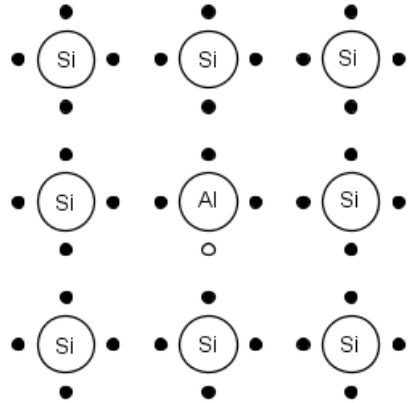


http://www.kenrockwell.com/canon/6d/D3S_9073-0600.jpg

Polovodiče – volné elektrony vedou proud

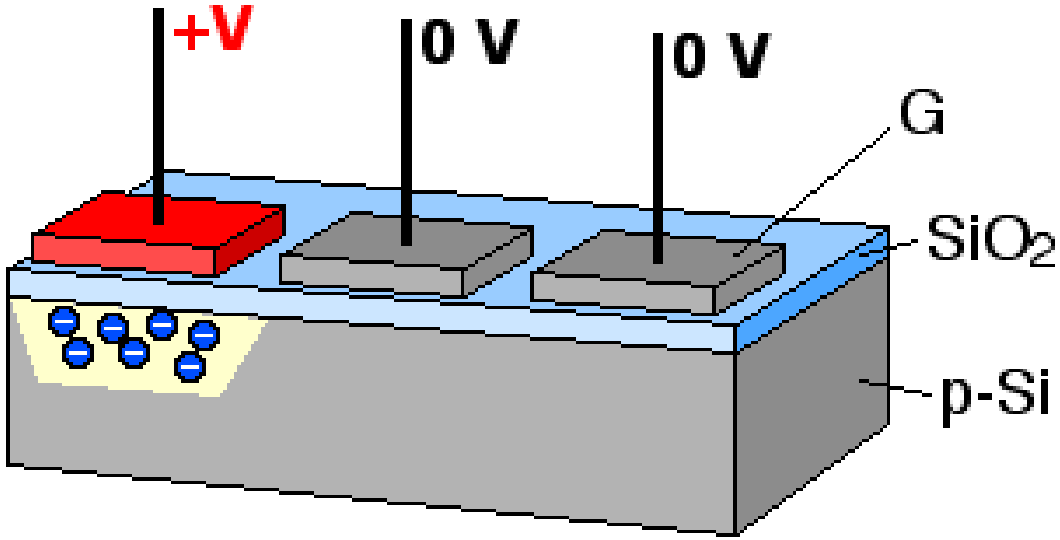
CCD - elektroda je od polovodiče izolována vrstvou oxidu křemičitého – izolant. Elektrony nemohou být odvedeny.





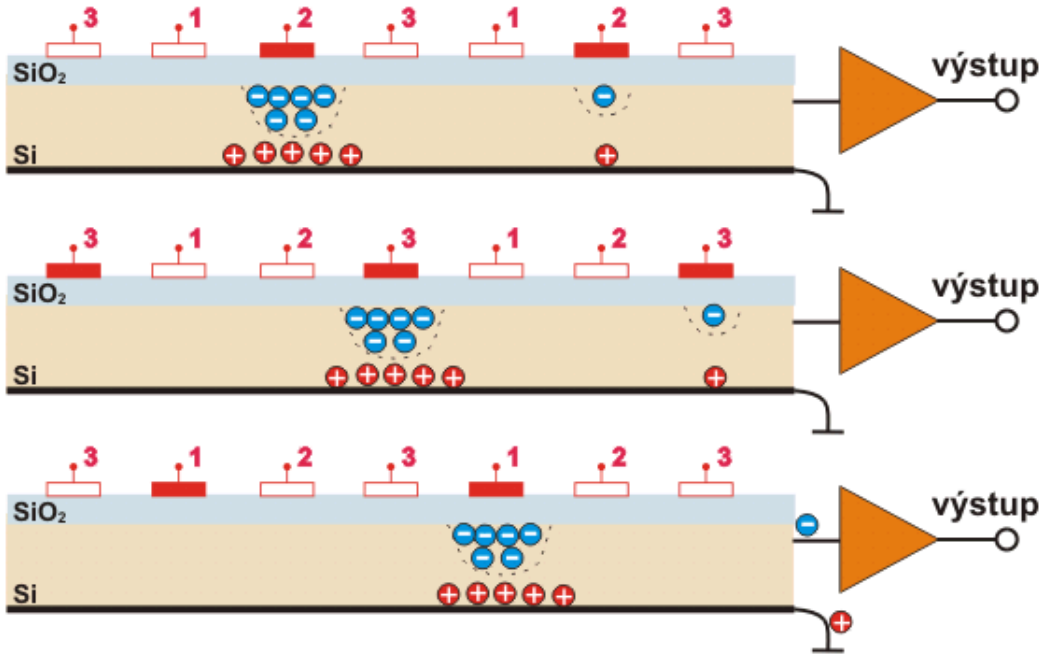
http://www.techmania.cz/edutorium/data/fil_1760.gif

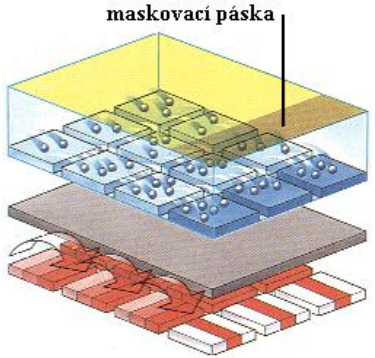
MUNI MED

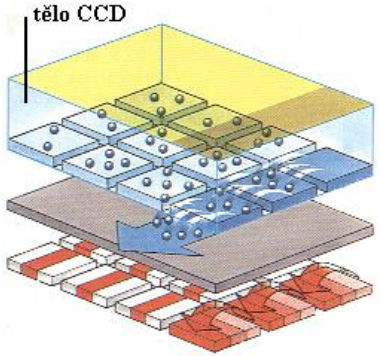


Výstup:

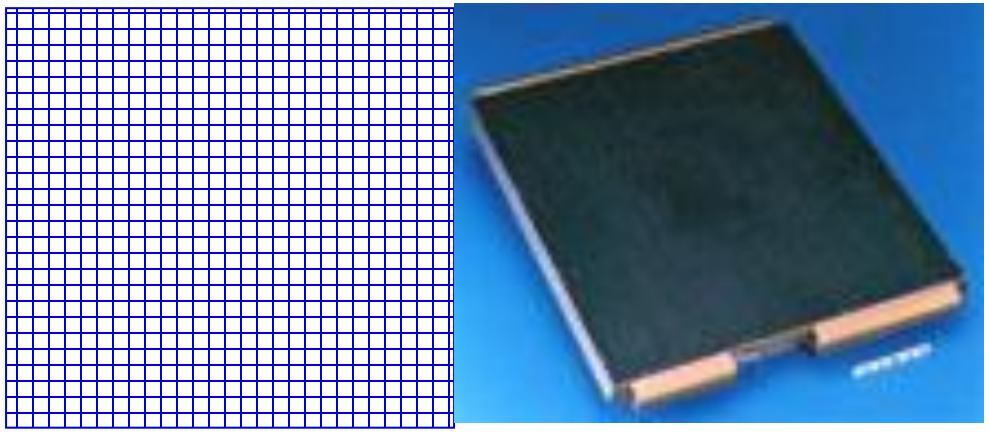
Snímání obrazu [editovat | editovat zdroj]



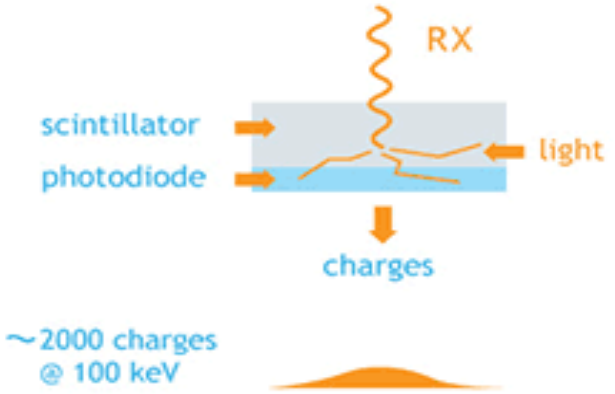




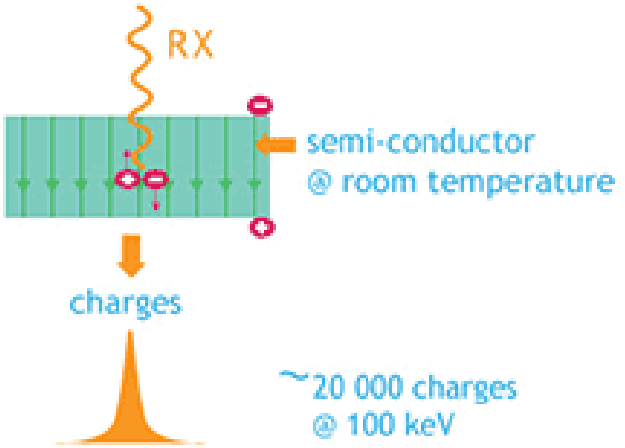
Digitální plošné snímače obrazu – Flat panel detektory



Plošný snímač obrazu je složen z řady velmi malých senzorů.



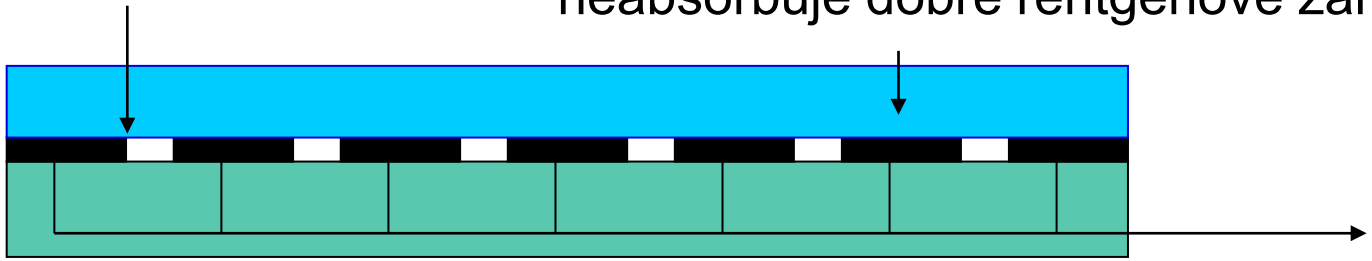
Nepřímá digitalizace – aSi, CsI



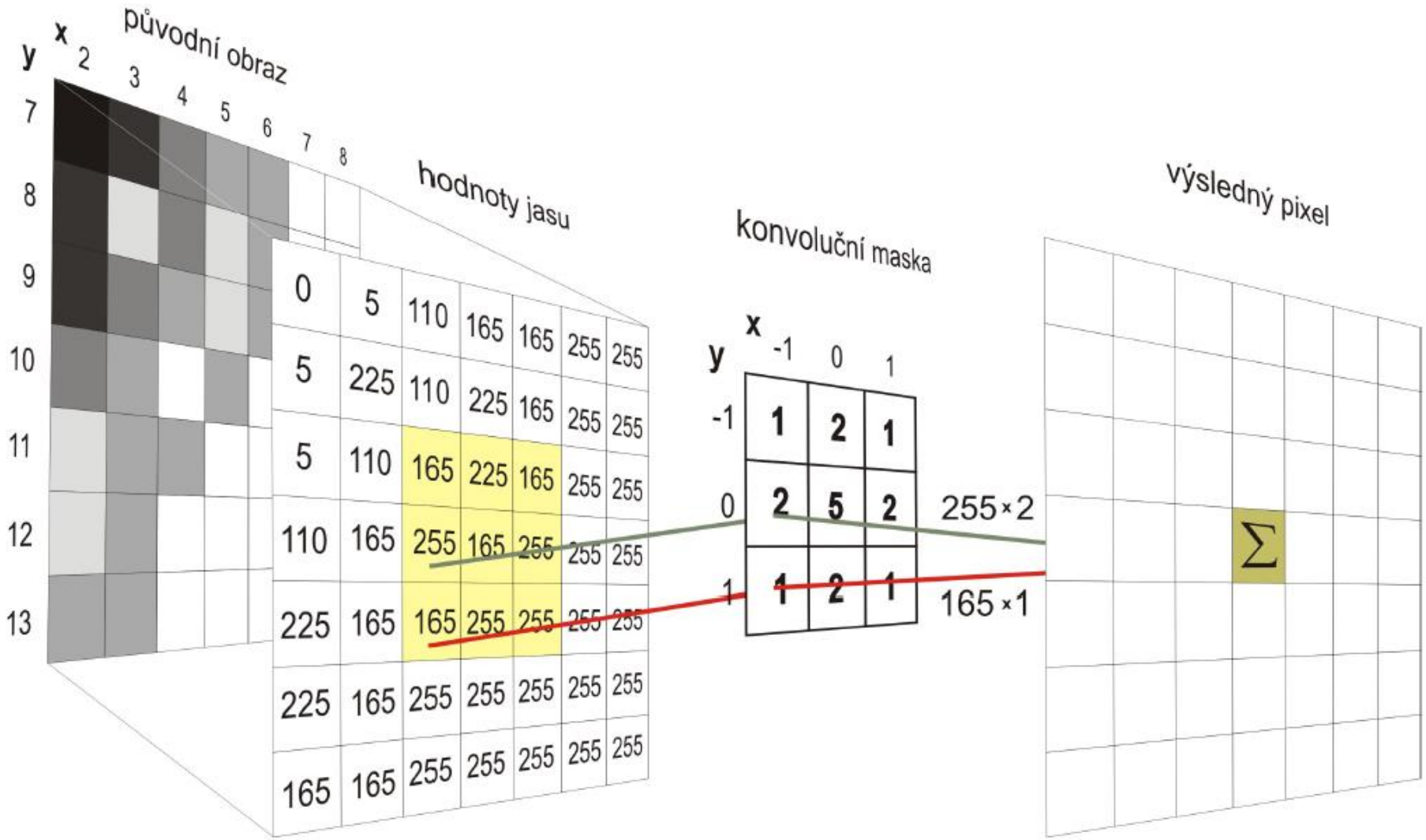
Přímá digitalizace – vrstva amorfního selenu

Fotodiodové světelné senzory z amorfního křemíku (aSi)

Luminiscenční vrstva CsI (iodid cesný, nutná pro snížení pacientské dávky, protože aSi neabsorbuje dobře rentgenové záření



Elektrický signál



V případě diskrétní konvoluce lze jádro chápat jako tabulku (konvoluční maska), kterou položíme na příslušné místo obrazu. Každý pixel překrytý tabulkou vynásobíme koeficientem v příslušné buňce a provedeme součet všech těchto hodnot. Tím dostaneme jeden nový pixel.

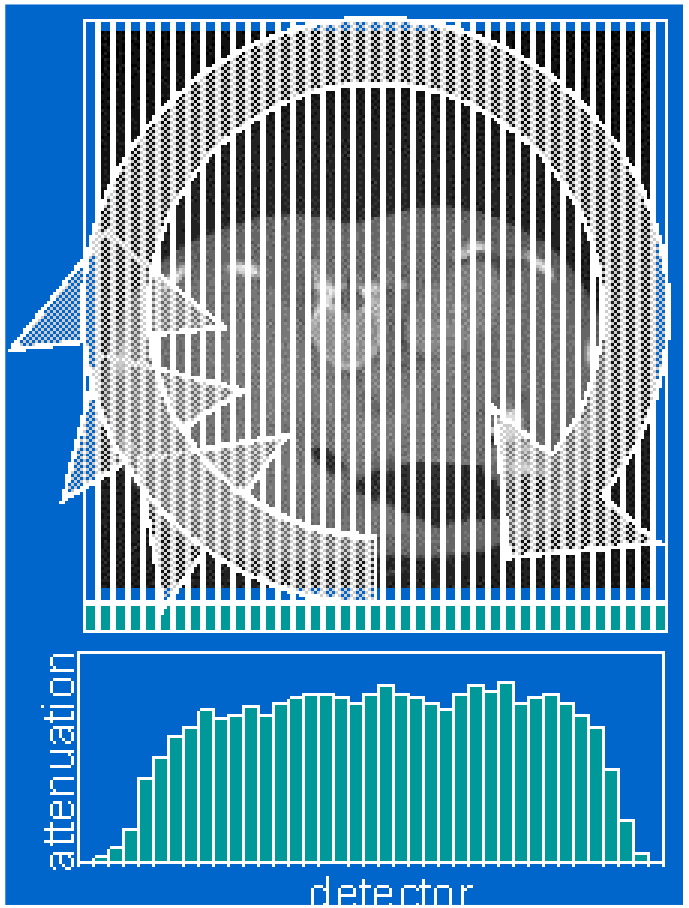
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/c/c5/Konvoluce_2rozm_diskretni.jpg/330px-Konvoluce_2rozm_diskretni.jpg

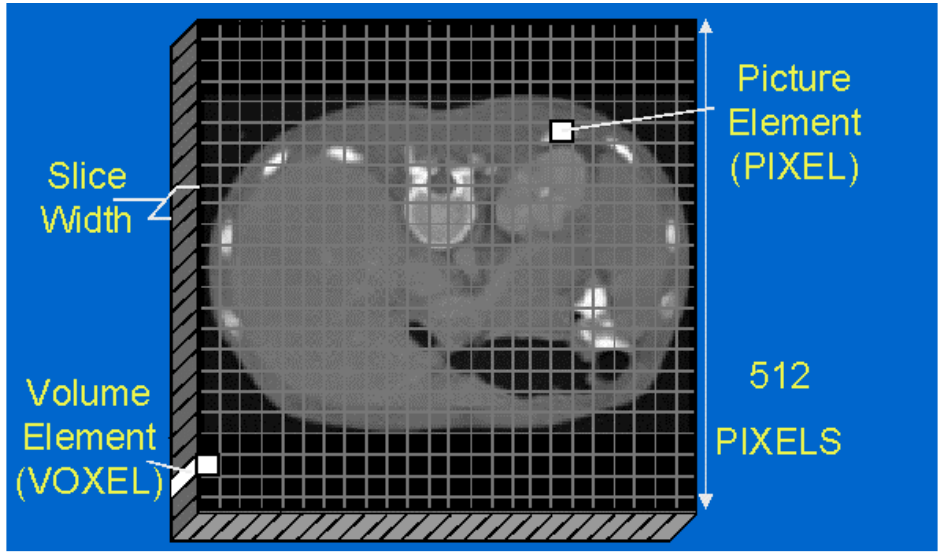
MUNI MED

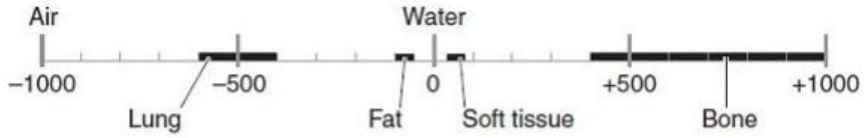
CT

Co měříme? - průměrný lineární koeficient zeslabení μ mezi rentgenkou a detektorem

2D projekce- Měření absorpce rtg záření v řadě detektorů kolmo k podélné ose těla a při natočení systému rentgenka-detektor kolem osy těla



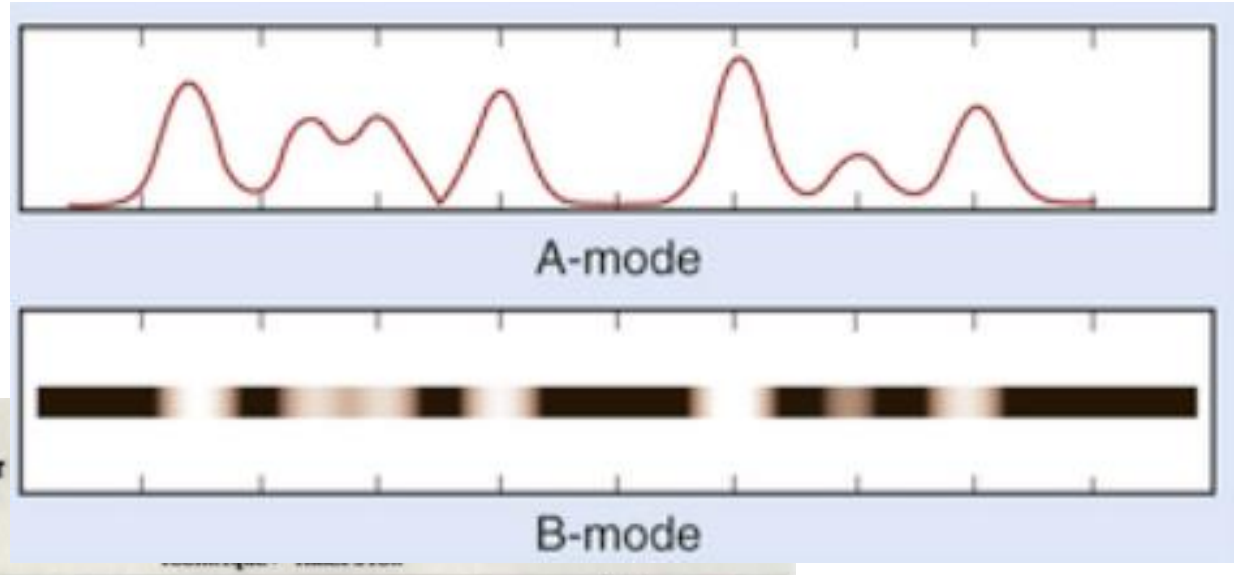


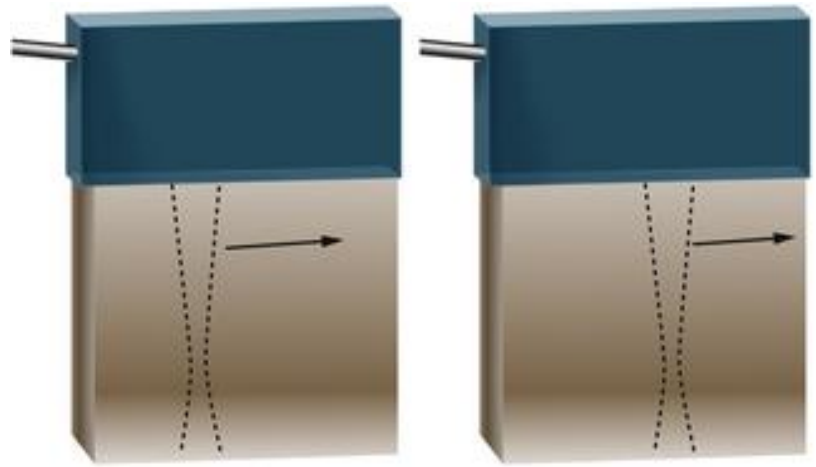


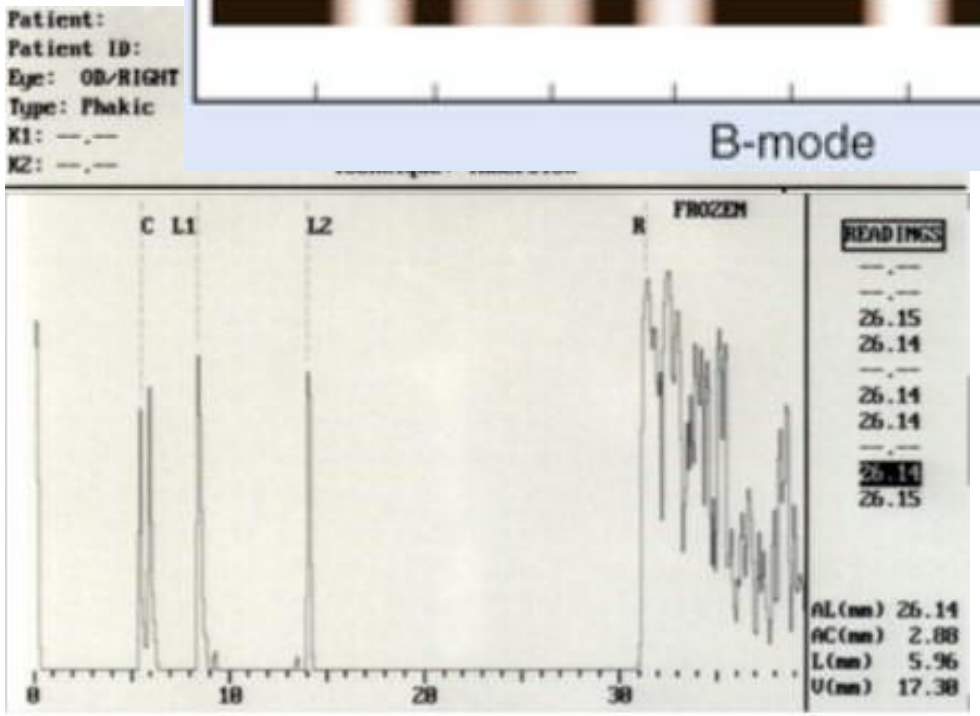
Bone	+400 → +1000
Soft tissue	+40 → +80
Water	0
Fat	−60 → −100
Lung	−400 → −600
Air	−1000

https://radiologykey.com/physics-and-instrumentation-in-doppler-and-b-mode-ultrasonography/

Sonografie



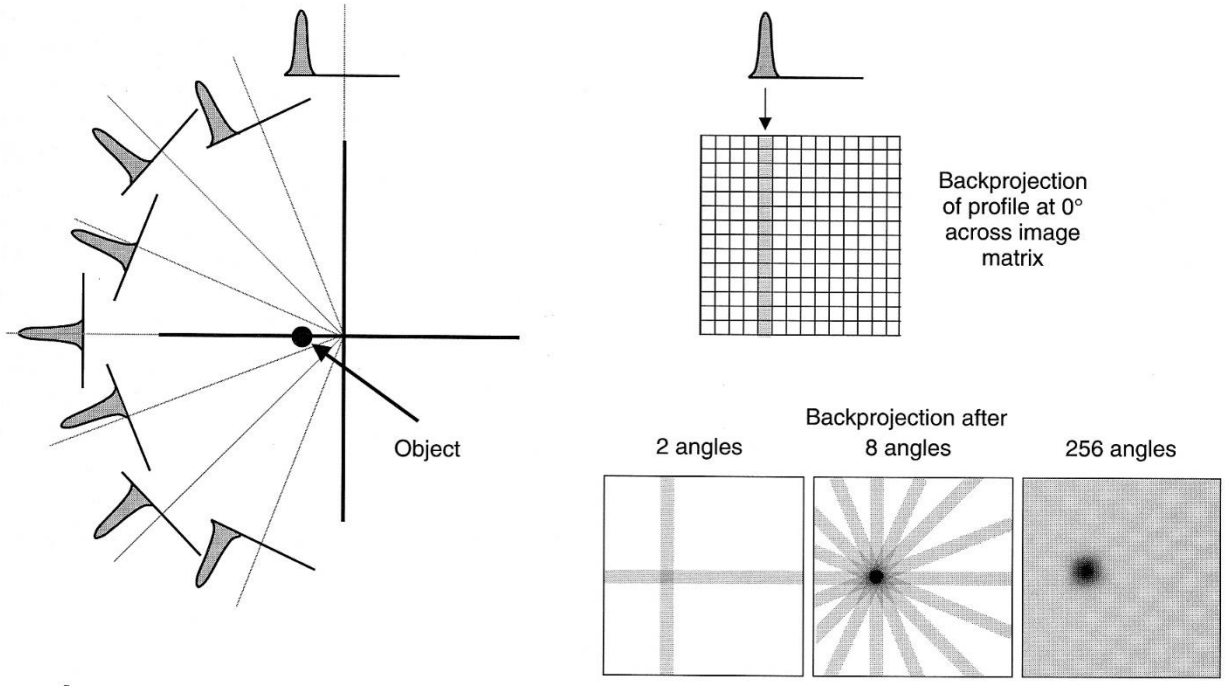


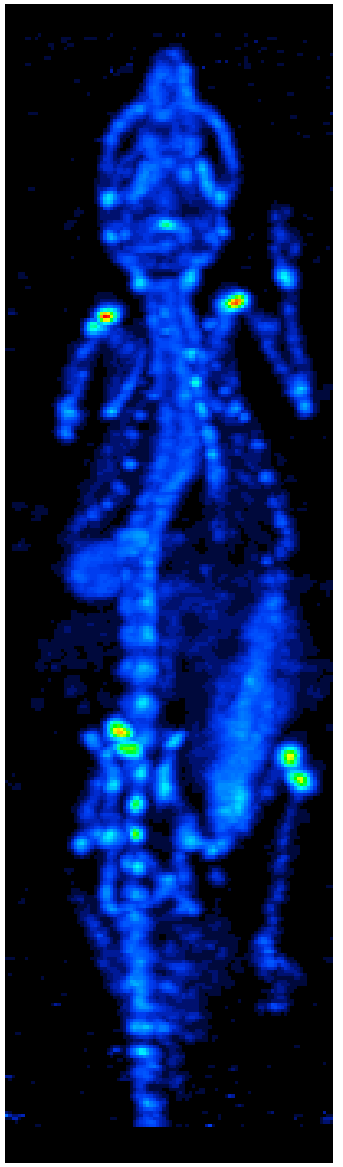


SPECT

Jedno-fotonová emisní tomografie – gamma isotopy (**^{99}Tc**)

Detektor (gamma kamera) s kolimátorem obíhá kolem pacienta a detekuje rozložení radiofarmaka v těle.



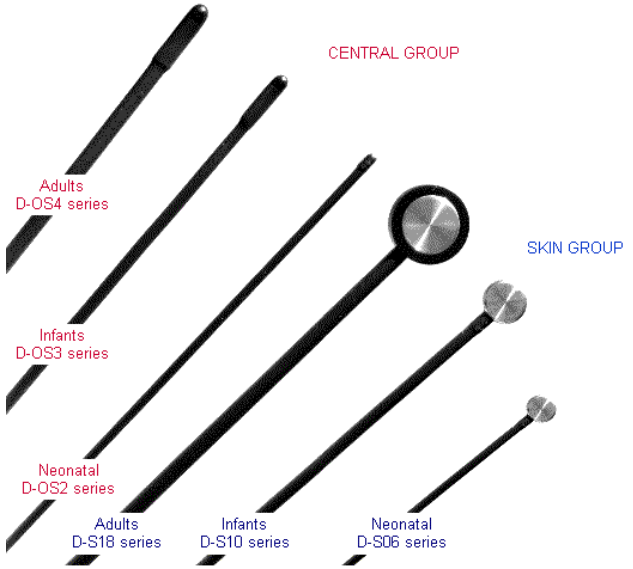


Měření biosignálů elektrické povahy

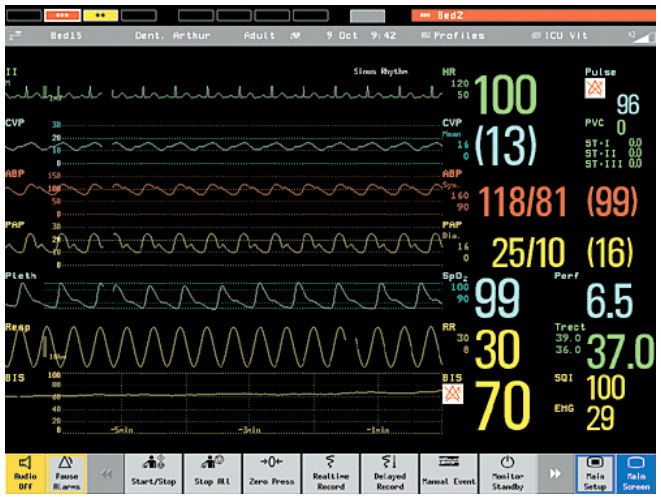
Aktivní biosignály: vždy potřebujeme zařízení, které se skládá ze tří částí:
A) Snímací elektrody: umožňují vodivé spojení vyšetřované části těla s měřicím systémem. (EKG)
B) Zařízení na zpracování signálu (včetně zesilovače**,** AD převodníku, filtrů pro odstranění šumu a nežádoucích frekvencí atd.)
C) Záznamové zařízení (dnes obvykle monitor nebo zapisovač/tiskárna)

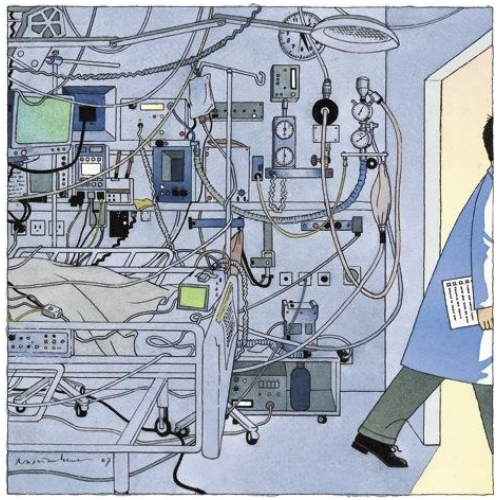
Elektrody EKG na jedno použití

Pasivní biosignály (též aktivní neelektrické): snímací elektrody jsou nahrazeny čidly - měniči (např. čidla rtg záření u digitálního rtg přístroje nebo teplotní čidla).



Monitorování biosignálů na jednotce intenzivní péče





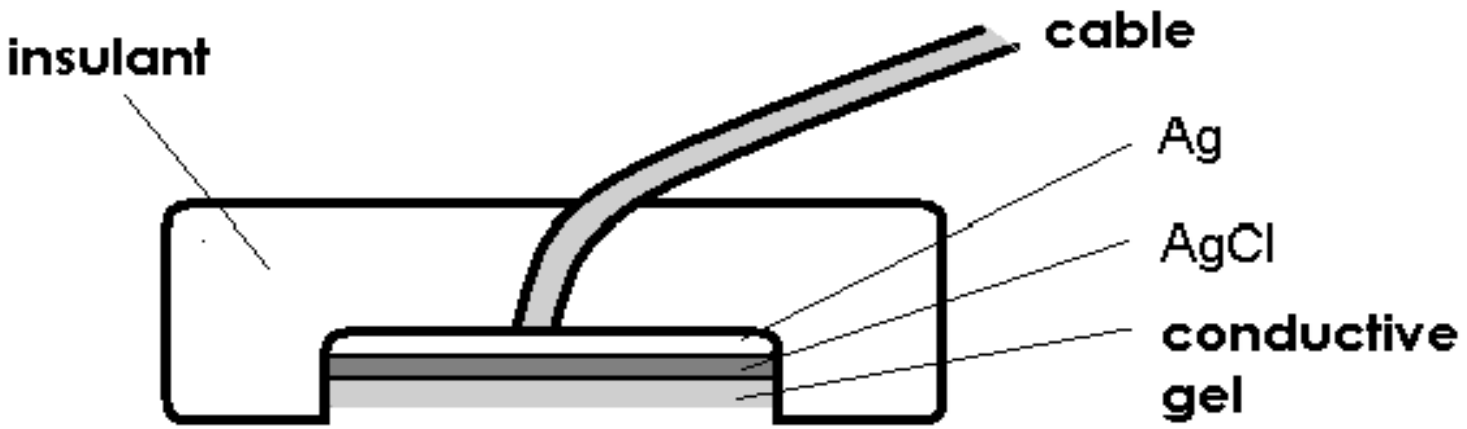
Elektrody pro měření aktivních biosignálů

Polarizovatelné (elektrody vytvářejí *proměnlivý* vlastní kontaktní potenciál v důsledku elektrochemické reakce) nebo nepolarizovatelné (mají *konstantní* vlastní potenciál)

- **Polarizovatelné elektrody**: měření je nepřesné, protože elektrodové napětí je proměnlivé, např. v důsledku vlhkosti (pocení), chemického složení okolního prostředí atd. Většina polarizovatelných elektrod se vyrábí z ušlechtilých kovů. V případě koncentrační polarizace se v okolí elektrody mění koncentrace iontů v důsledku elektrochemických procesů. V případě chemické polarizace dochází k uvolňování plynů na povrchu elektrod.
- **Nepolarizovatelné elektrody**: přesné měření biopotenciálů. V praxi se nejčastěji používá elektroda stříbrochloridová (Ag-AgCl).

Snímací elektroda

(misková, nepolarizovatelná)



Insulant = izolant

Elektrody pro měření aktivních biosignálů

- **Makro-** nebo **mikroelektrody**. Mikroelektrody se používají pro měření biopotenciálů jednotlivých buněk. Mají malý průměr hrotu (<0,5 μm) a jsou vyrobeny z kovu (polarizovatelné) nebo skla (nepolarizovatelné). Skleněné mikroelektrody jsou kapiláry s otevřeným koncem, naplněné elektrolytem o standardní koncentraci.

- **Povrchové elektrody** jsou kovové destičky různého tvaru a velikosti. Dobrý elektrický kontakt je zajišťován vodivým gelem. Jejich tvar je často miskový.

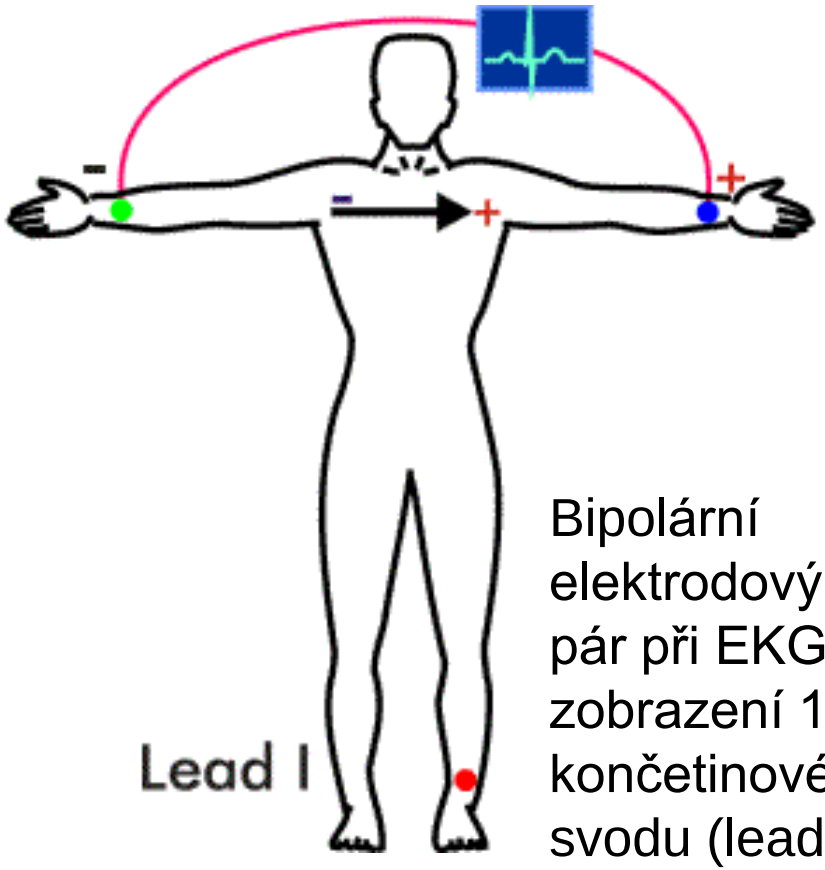
- **Vpichové elektrody** se používají pro snímání biopotenciálů z malých oblastí tkáně. Vyrábějí se z ušlechtilých kovů a používají zejména pro měření svalových biopotenciálů nebo dlouhodobé snímání potenciálů srdečních či mozkových.

Bipolární a unipolární dvojice elektrod

Při **bipolární aplikaci** jsou obě elektrody diferentní, tj. umístěné do elektricky aktivní oblasti.

Při **unipolární aplikaci** je jedna elektroda diferentní (maloplošná), umístěná v elektricky aktivní oblasti. Druhá elektroda je indiferentní (většinou velkoplošná), umístěná v elektricky neaktivní oblasti.

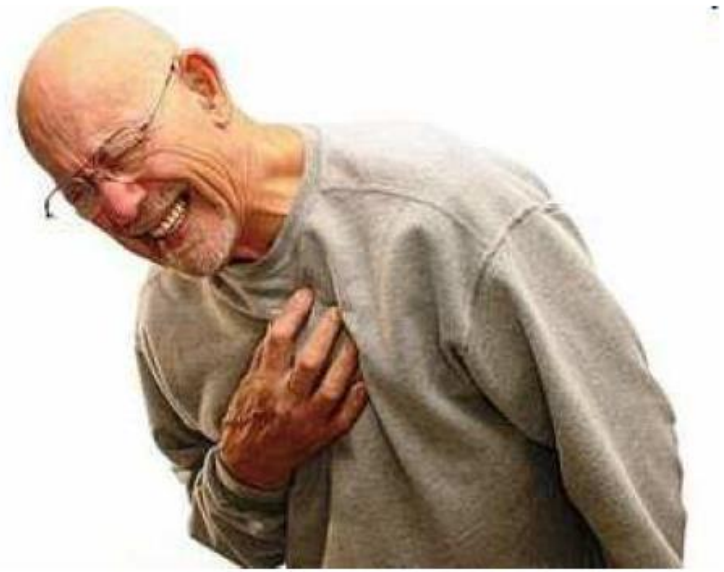
Výjimka: *Wilsonova svorka* používaná v EKG.



Bipolární elektrodový pár při EKG – zobrazení 1. končetinového svodu (lead I)

Elektrokardiografie

- Je vyšetřovací diagnostická metoda založená na snímání elektrické aktivity **srdečního svalu** (myokardu).
- Z naměřených signálů lze usuzovat na různá poškození a nemoci kardiovaskulárního systému – infarkt myokardu, ischemie, poruchy srdečního rytmu, poruchy elektrické převodní soustavy srdce, aj.



http://www.sciencephoto.com/
http://www.uzdravim.cz/

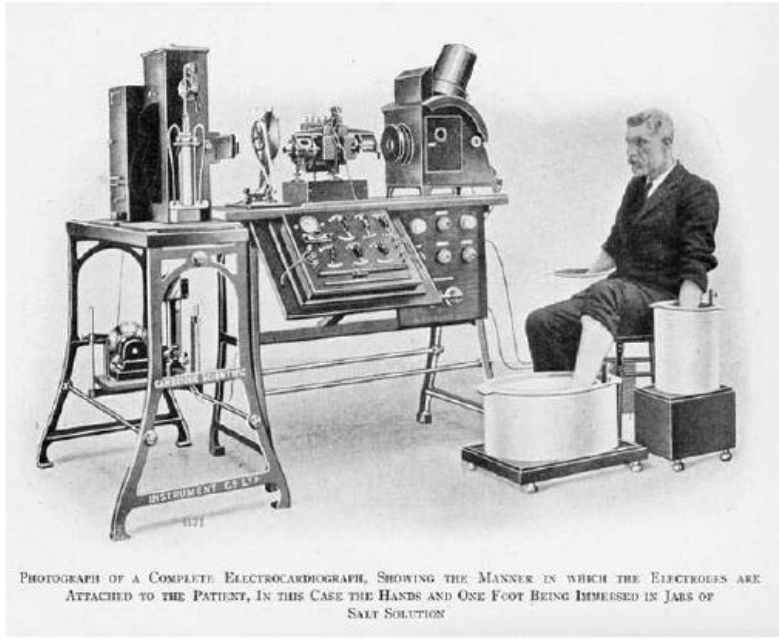
Elektrokardiografie

- **Historie**
- **1838 C. Matteucci** prokazuje, že každý tep srdce je doprovázen elektrickým proudem (svalová aktivita vytváří el. proud).
- **1856 Rudolph von Koelliker** a **Heinrich Müller** poprvé dokázali detekovat QRS komplex a vlnu T.
- **1869-70 A. Muirhead** údajně poprvé zaznamená EKG srdce. Tato skutečnost je ovšem sporná.
- **1887 A. D. Waller** poprvé publikuje a pojmenuje lidský elektrokardiogram. Své pokusy často demonstruje na svém psu Jimmym.
- **1891 W. Bayliss** a **E. Starling** poprvé rozpoznávají tři fáze srdeční aktivity – vlnu P, komplex QRS a vlnu T.
- **1895 W. Einthoven** rozlišuje a pojmenovává pět výchylek srdeční aktivity – vlny P, Q, R, S a T.
- **1901-02 Einthoven** v nizozemském Leidenu vynalézá strunový galvanometr pro záznam EKG a publikuje první záznamy. NC v r. 1924.

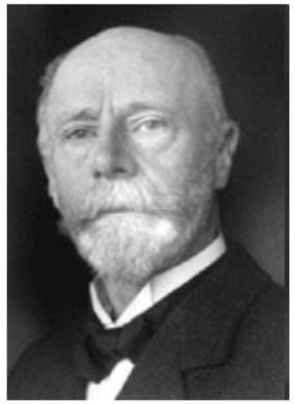
Elektrokardiografie

- **Historie**
- **1912 Einthoven** popisuje rovnostranný trojúhelník tvořený jeho třemi svody (I, II, III) – později tzv. Einthovenův trojúhelník.
- **1928** Společnost **F. Sanborna** vytváří první přenosný EKG přístroj.
- **1932 Ch. Wolferth** a **F. Wood** popisují klinické využití hrudních svodů.
- **1934 F. Wilson** definuje indiferentní elektrodu (později Wilsonova svorka) a popisuje unipolární svody VR, VL a VF.
- **1942 E. Goldberg** zvyšuje signál z Wilsonových svodů o 50 % a definuje zesílené unipolární svody aVR, aVL a aVF.
- **1949 Norman Jeff Holter** vyvíjí systém pro dlouhodobé snímání EKG.
- **1992 Cohen** a **He** vyvíjejí metodu pro přesné mapování elektrické aktivity srdce z povrchu těla.

Elektrokardiografie



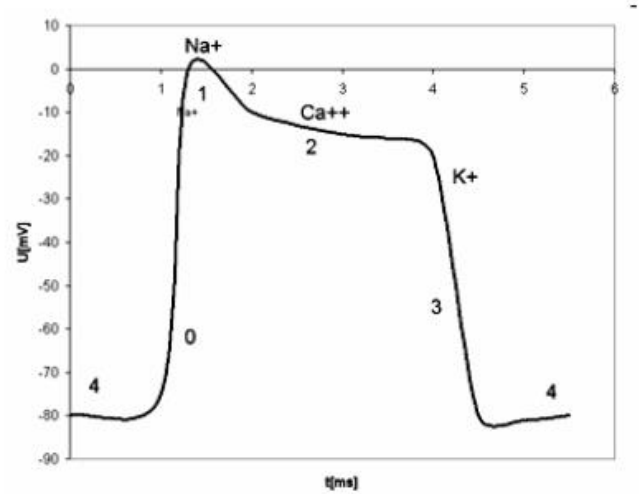
PHOTOGRAPH OF A COMPLETE ELECTROCARDIOGRAPH, SHOWING THE MANNER IN WHICH THE ELECTRODES ARE ATTACHED TO THE PATIENT, IN THIS CASE THE HANDS AND ONE FOOT BEING IMMERSED IN JARS OF SALT SOLUTION

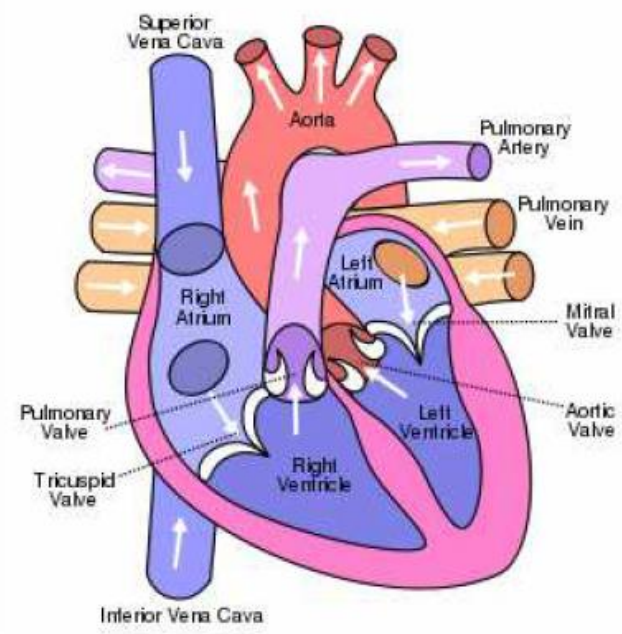


http://en.wikipedia.org/
http://upload.wikimedia.org/
http://content.onlinejacc.org/

Elektrokardiografie

- **Srdce**
- Je tvořeno srdeční svalovinou, jejíž zvláštností je dlouhá doba trvání akčního potenciálu (asi 80 až 100 krát delší než u kosterních svalů).
- Dlouhé trvání depolarizace je způsobeno vtokem vápenatých iontů do svalové buňky a pomalejším otevřením draslíkových kanálů, které umožňují výtok draslíkových iontů a vznik repolarizace.
- Doba depolarizace se označuje jako fáze plató.



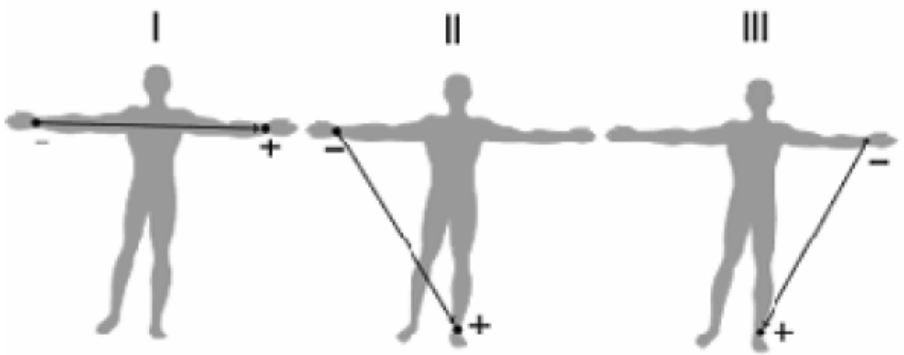


http://fernet.kbx.cz/
http://upload.wikimedia.org/

Elektrokardiografie

- **Bipolární končetinové svody**
- Dle Einthovena
- Jsou tři a označují se římskými číslicemi I, II a III.
- Snímá se rozdíl potenciálů (napětí) mezi dvěma aktivními elektrodami. Elektrody se umisťují na pravé zápěstí (červená) a levé zápěstí (žlutá) ruky a na levý bérec (zelená) nohy. Na pravý bérec nohy se umisťuje zemnící elektroda (černá) s nulovým potenciálem.

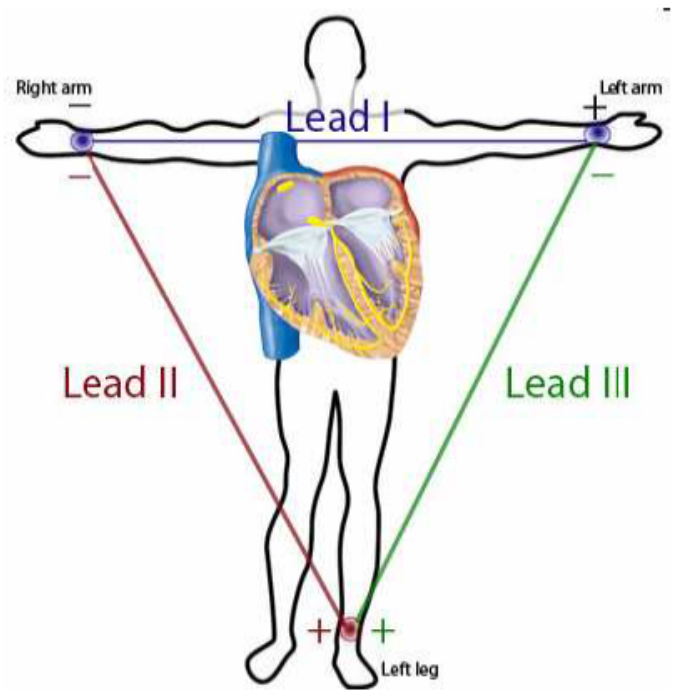
  → **Svod I** – napětí mezi pravým a levým zápěstím.
  → **Svod II** – napětí mezi pravým zápěstím a levým bércem.
  → **Svod III** – napětí mezi levým zápěstím a levým bércem.



http://nobelprize.org/

Elektrokardiografie

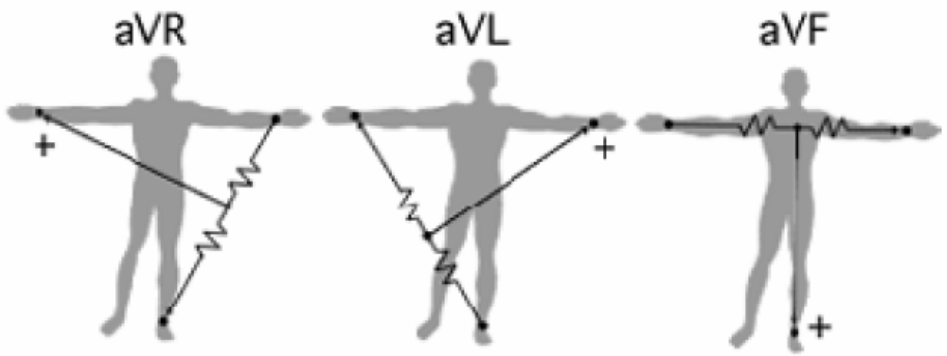
- **Bipolární končetinové svody**
- Představíme-li si člověka s rozpaženýma rukama a nohama u sebe, vznikne myšleným spojením pozic elektrod přibližně rovnostranný tzv. **Einthovenův trojúhelník** se srdcem v jeho středu.
- Strany trojúhelníka představují jednotlivé bipolární svody.
- Využívá se např. při určování sklonu elektrické osy srdce.



http://www.medicine.mcgill.ca/

Elektrokardiografie

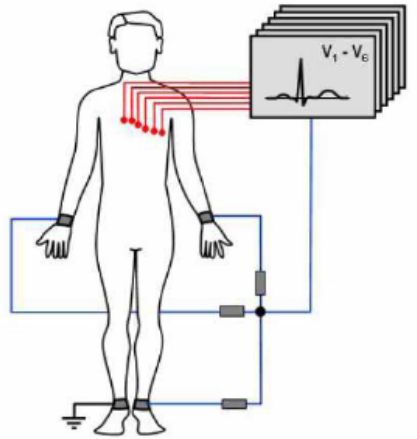
- **Unipolární končetinové svody**
- Jsou tři – **VR**, **VL** a **VF**. V praxi se však dnes používají zesílené svody **aVR**, **aVL** a **aVF** („a" – z angl. augmented = zesílený) dle Goldberga.
- Elektrody jsou uspořádány stejně jako u bipolární techniky. Každý svod snímá napětí mezi jednou aktivní elektrodou (R – pravé zápěstí, L – levé zápěstí, F – levý bérec) a indiferentní elektrodou.
- Indiferentní elektroda vzniká u svodů VR, VL a VF propojením všech tří končetinových elektrod přes vysoké odpory do tzv. svorky. Nevýhodou zapojení je nízký signál. U svodů aVR, aVL a aVF vzniká svorka propojením pouze dvou neaktivních elektrod přes vysoké odpory. Odpojením aktivní elektrody od svorky je výsl. signál zesílený o 50 %.

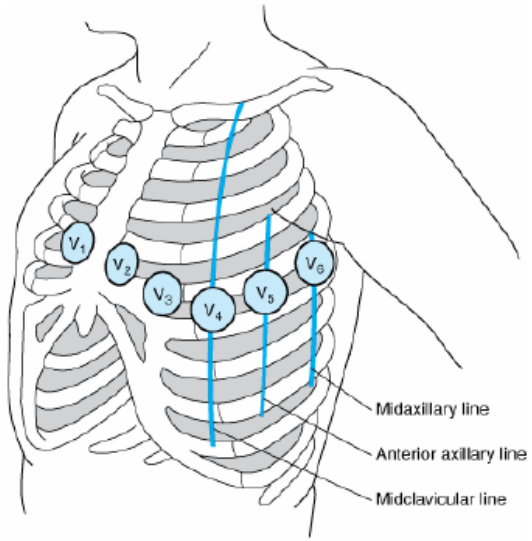


http://nobelprize.org/

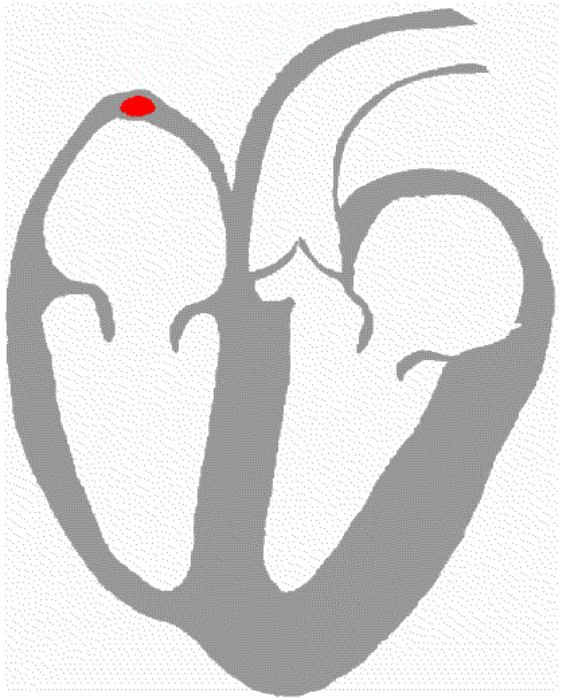
Elektrokardiografie

- **Unipolární hrudní svody dle Wilsona**
- Standardně jich je šest a označují se V_1 až V_6.
- Svody vznikají snímáním napětí mezi aktivní elektrodou a centrální svorkou (tzv. Wilsonova svorka), která vzniká propojením všech tří končetinových elektrod přes vysoké odpory.
- Aktivní elektrody se umisťují:
  - → V_1 – 4 mezižebří parasternálně vpravo
  - → V_2 – 4. mezižebří parasternálně vlevo
  - → V_3 – mezi V_2 a V_4
  - → V_4 – 5. mezižebří vlevo v medioklavikulární čáře
  - → V_5 – 5. mezižebří vlevo v přední axilární čáře
  - → V_6 – 5. mezižebří vlevo ve střední axilární čáře





Copyright ©2006 by The McGraw-Hill Companies, Inc.
All rights reserved.



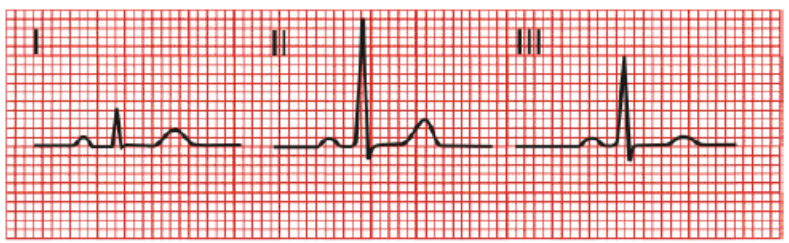
Během šíření akčního potenciálu myokardem vznikají v oblastech rozhraní rozdílného potenciálu místní elektrické proudy, to vede ke vzniku elektromagnetického pole.

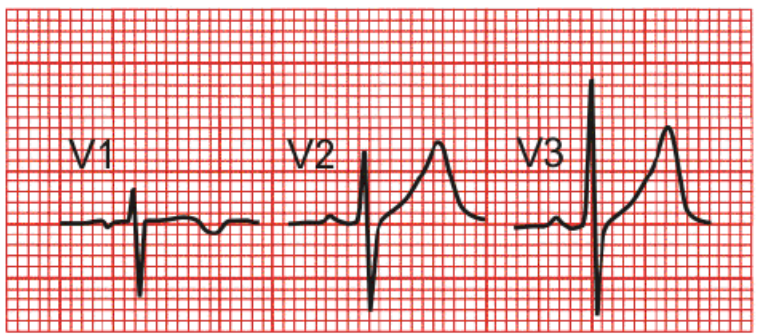
Elektrokardiografie

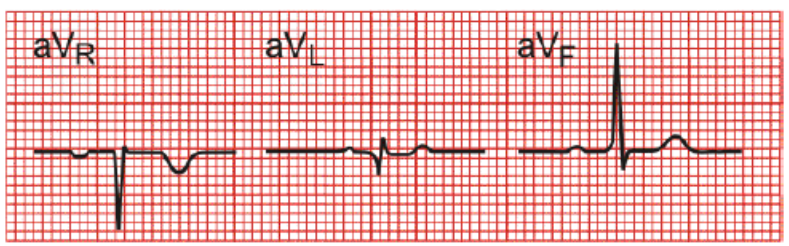
- **Typické EKG křivky z jednotlivých svodů**
- Provádí se časově-frekvenční analýza všech EKG křivek.
- Hodnotí se rytmus, amplitudy a tvary vln a kmitů, frekvence, sklon elektrické osy, posuzují se doby trvání jednotlivých vln a úseků.

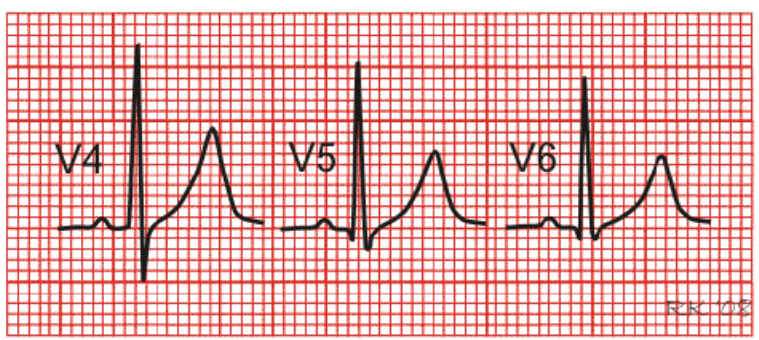
Hrudní svody

Bipolární končetinové svody







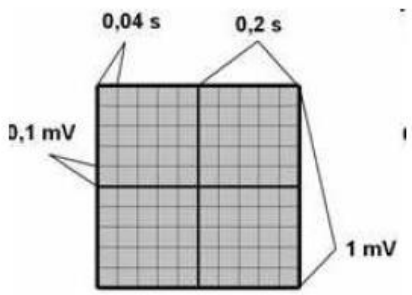


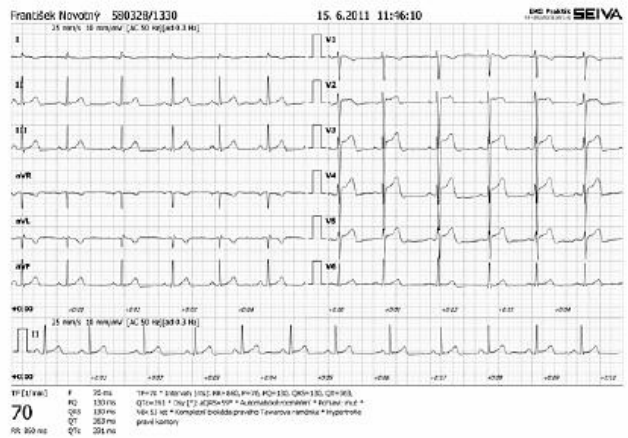
Unipolární zesílené končetinové svody

http://www.cvphysiology.com/

Elektrokardiografie

- **Zápis EKG křivek**
- EKG křivky se zapisují na termocitlivý papír s milimetrovým rastrem.
- Rychlost posunu papíru bývá 25 nebo 50 mm/s.
- Slabé vertikály rastru jsou od sebe vzdáleny 0,04 s (1 mm), silnější vertikály jsou vzdáleny 0,20 s (5 mm).
- Vzdálenost jednotlivých horizontál je 0,1 mV (1 mm).
- Před nebo po každém záznamu svodu by se měl na papír zaznamenat cejch o velikosti 1 mV (10 mm).
- Součástí záznamu by měla být data o pacientovi (ID, jméno, RČ, …).

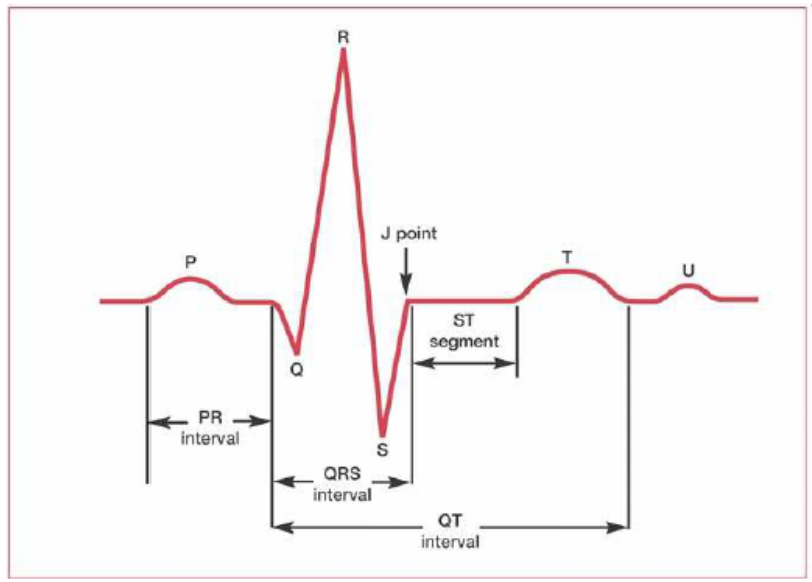




http://www.seiva.cz/
http://www.medicabaze.cz/

Elektrokardiografie

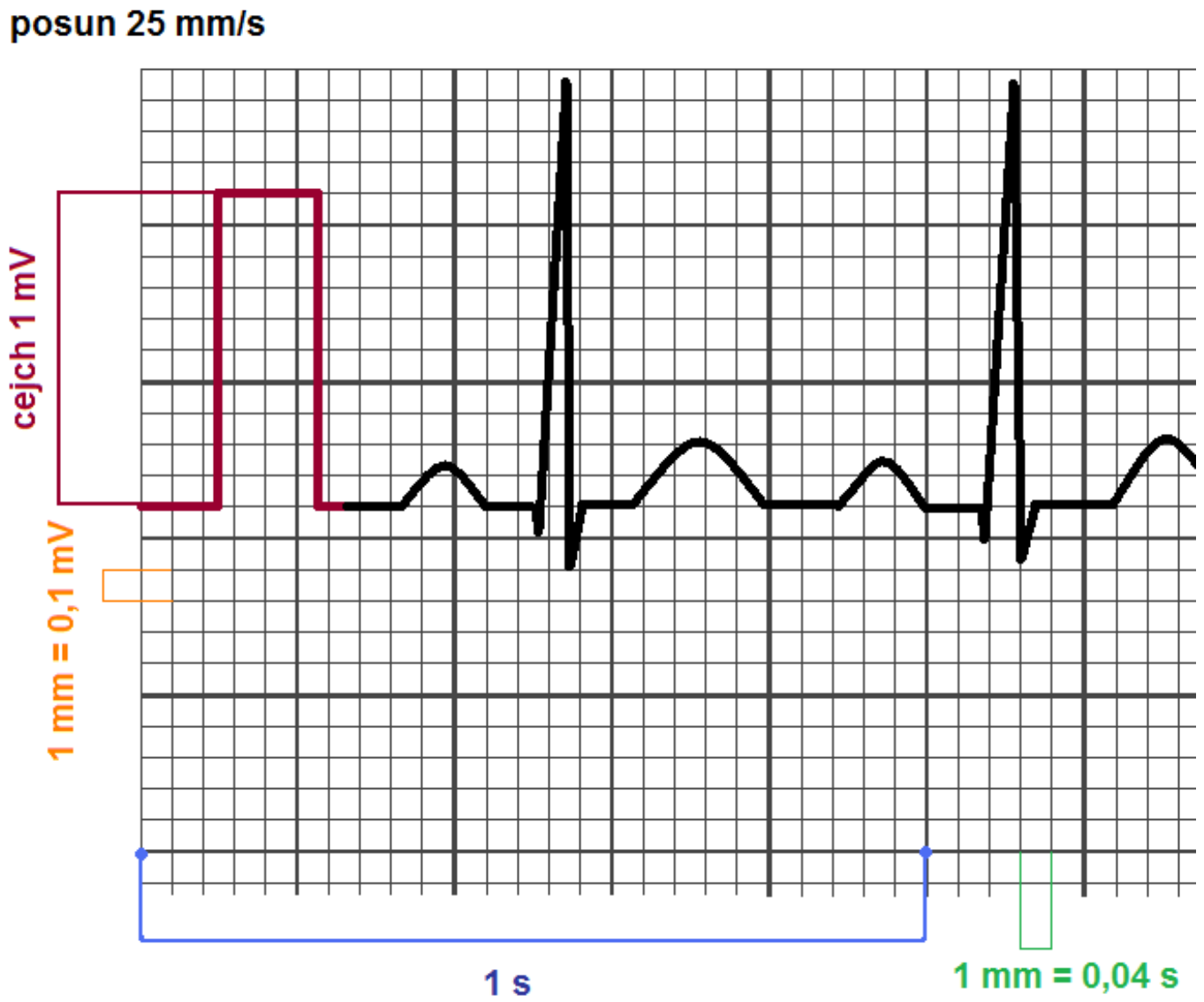
- **Typická EKG křivka ze II. svodu**



RR interval	0,6 – 1,2 s (50 – 100 tepů)
P vlna	80 – 100 ms
PR interval	120 – 200 ms
PR segment	50 – 120 ms
QRS komplex	60 – 120 ms
ST segment	80 – 120 ms
T vlna	160 ms
ST interval	320 ms
QT interval	300 – 430 ms

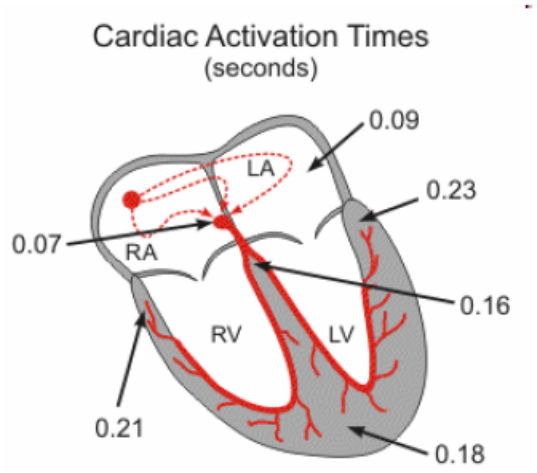
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/

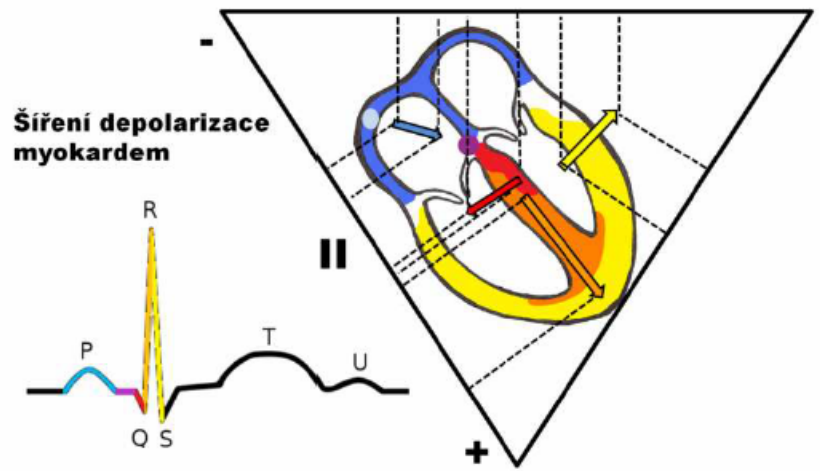
Elektrokardiogram



Elektrokardiografie

- **Vlna P**
- Je projevem depolarizace srdečních síní. Díky tenké stěně síní má vlna P malou amplitudu a elektrický vektor směřuje doleva dolů.
- **Interval PR**
- Měří se od začátku vlny P po začátek QRS komplexu a představuje dobu, za kterou vzruch proběhne od SA uzlu k myokardu komor (AV uzlu). Izoelekrický úsek PQ je způsoben zpomaleným vedením vzruchu AV uzlem. Dochází ke zbrždění depolarizace a oddělení systoly síní od systoly srdečních komor.

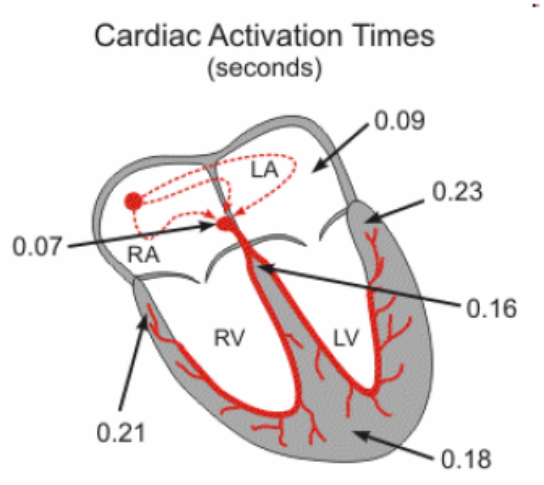


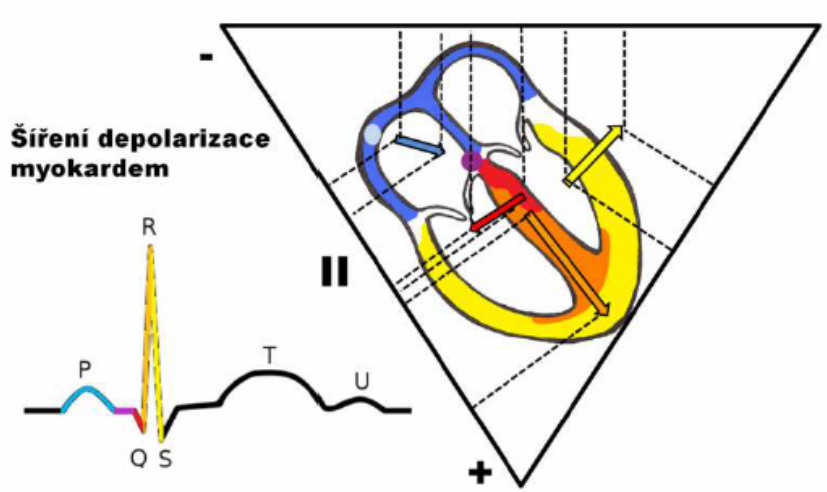


http://www.wikiskripta.eu/
http://www.jeffersonhospital.org/

Elektrokardiografie

- **QRS komplex**
- Je elektrickou odezvou depolarizace srdečních komor.
- Malý negativní kmit Q je projevem depolarizace mezikomorového septa (okamžitý vektor směřuje doprava dolů), velký pozitivní kmit R je dán depolarizací srdečního hrotu a myokardu komor (vektor směřuje doleva dolů) a malý negativní kmit S souvisí s pozdní depolarizací myokardu komor (díky mohutnější svalovině levé komory směřuje vektor doleva a poté při aktivaci bazální části levé komory doleva nahoru).
- Šířka QRS komplexu odpovídá době šíření vzruchu v myokardu komor.

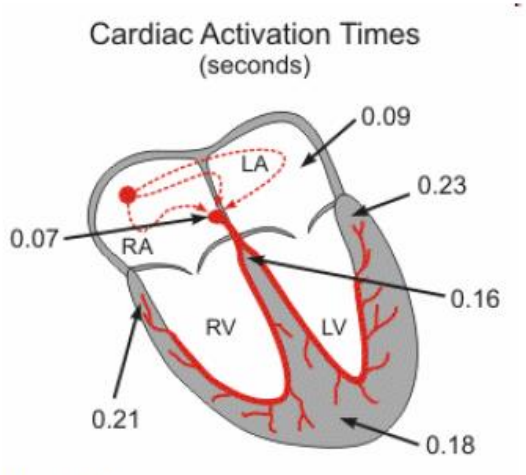


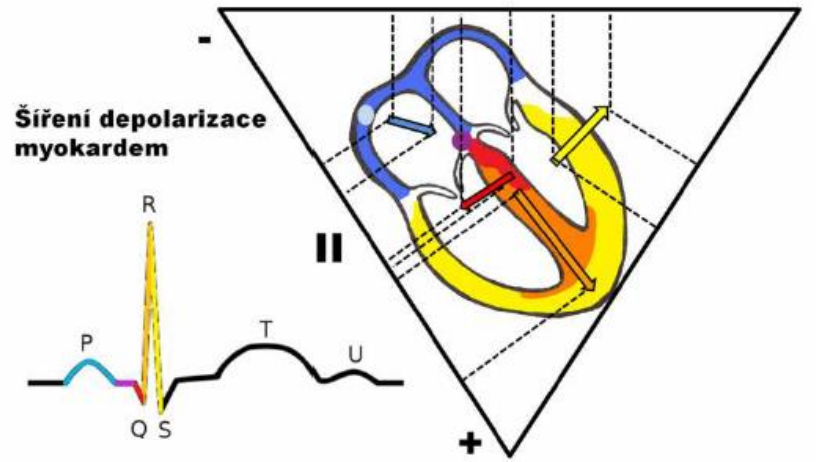


http://www.wikiskripta.eu/
http://www.jeffersonhospital.org/

Elektrokardiografie

- **Interval ST**
- Je izoelektrický úsek po skončení depolarizace srdečních komor, kdy se svalové buňky nacházejí ve fázi plató a myokard nevytváří el. aktivitu.
- **Vlna T**
- Je projevem repolarizace komor. Sumační vektor je stejný jako při depol.
- **Vlna U**
- Lze ji zaznamenat jen někdy. Zřejmě je projevem repolarizace papilárních svalů.





http://www.wikiskripta.eu/
http://www.jeffersonhospital.org/

Elektrokardiografie

- Lze se setkat s 1-, 3-, 6-, 12- nebo vícekanálovými EKG přístroji.

http://www.physiomed.cz/
http://www.ameda.sk/
http://www.seiva.cz
http://www.petas.com.tr/
http://www.margotmedical.pl/

Elektrokardiografie

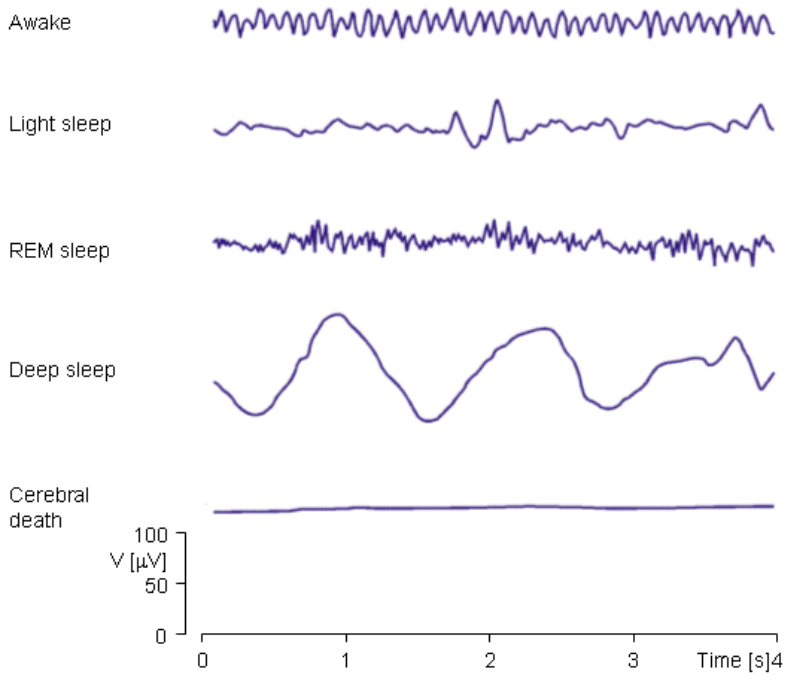
- **Holterovo monitorování**
- Je speciální EKG metoda, která slouží k dlouhodobému záznamu elektrické aktivity srdce. Některé nemoci srdce (arytmie, námahová ischémie, apod.) se totiž mohou objevit jen při určitých činnostech a při běžném EKG vyšetření se nemusí projevit.
- Záznam EKG se pořizuje ze dvou nebo ze tří svodů po dobu 24 nebo 48 hodin. Pacient nosí přístroj stále s sebou a může vykonávat všechny běžné denní činnosti.
- Nalepovací elektrody se umisťují na hrudník a s přístrojem, který se obvykle nosí na opasku, jsou spojeny kabelem.
- Záznam se ukládá do paměti a po skončení monitorování je vyhodnocen lékařem. Pacient by si měl během monitorování vést deník, ve kterém si zaznamenává veškeré prováděné činnosti a pociťované obtíže.
- Některé Holtery jsou vybaveny tlačítkem, které vkládá do záznamu značku, na kterou se může lékař zaměřit.

EEG Elektroencefalografie

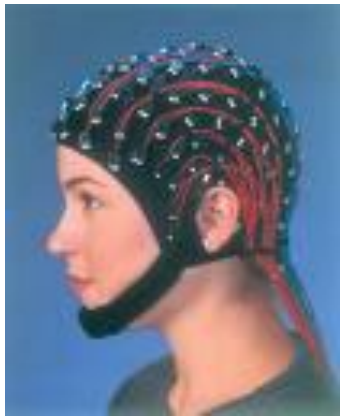
- α–vlny: f = 8-13 Hz, amplituda (A) max. 50 μV. Tělesný a duševní klid.
- β–vlny: f = 15 - 30 Hz, A = 5 - 10 μV. Zdraví lidé za plné bdělosti.
- ϑ– vlny: f = 4 - 7 Hz, A > 50 μV. Fyziologické u dětí, u dospělých patologické.
- δ– vlny: f = 1 - 4 Hz, A = 100 μV. Za normálních okolností se vyskytují v hlubokém spánku. V bdělém stavu jsou patologické.

V záznamu EEG se mohou objevit i vzory elektrické aktivity, charakteristické pro různá mozková onemocnění. Např. komplexy hrot-vlna u epilepsie.

Mozkové biopotenciály mohou být spontánní nebo evokované (vyvolané). **Evokované potenciály** mohou být způsobeny stimulací sensorickou (zrak, sluch) nebo přímou, např. impulsy magnetického pole.

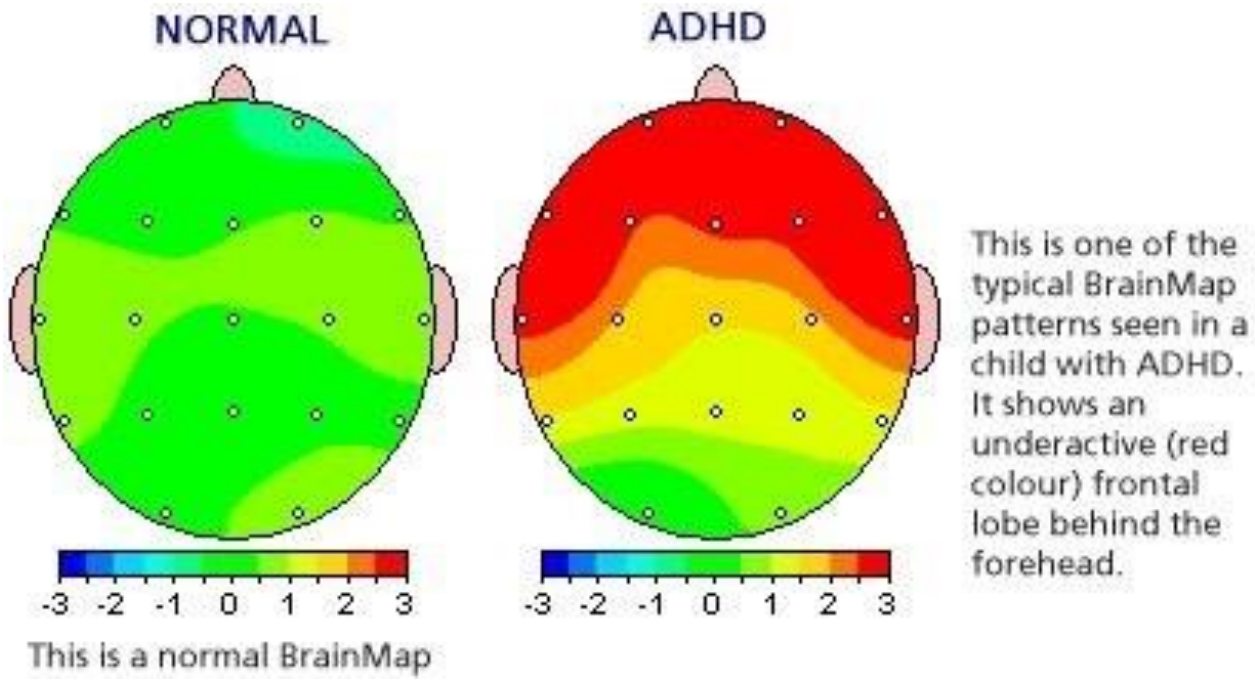


Poznámka:
Při uvádění frekvencí a amplitud jednotlivých „vln“ je literatura velmi nejednotná.



Colour Brain Mapping

(barvy představují intenzitu elektrické aktivity jednotlivých částí mozku)



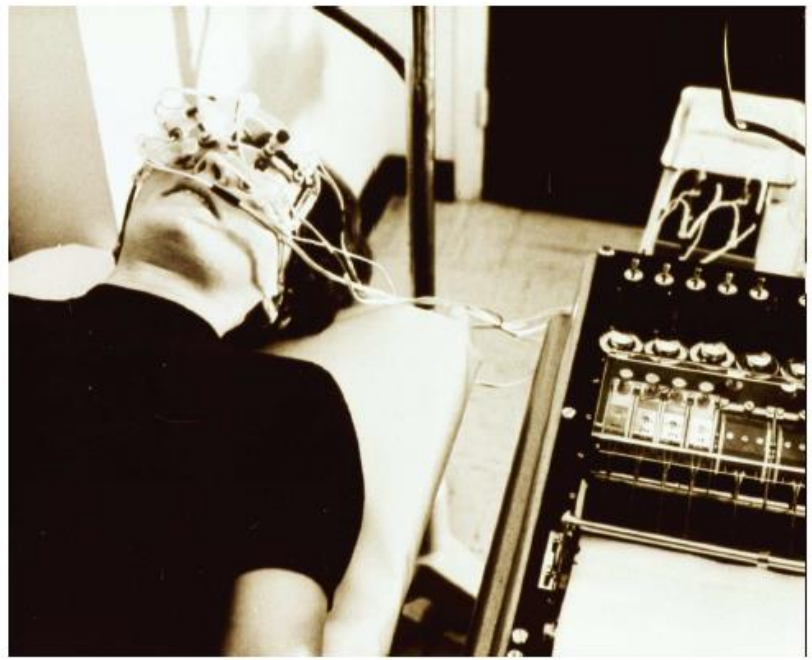
Attention Deficit Hyperactivity Disorder (ADHD)

Elektroretinografie

- Je vyšetřovací diagnostická metoda založená na snímání elektrické aktivity buněk **sítnice** oka.
- Elektrický signál je dán aktivitou nejen fotoreceptorových buněk (tyčinky, čípky), ale také vnitřních buněk sítnice a buněk gangliových.
- Typicky se snímá elektrická odezva sítnice na standardizované světelné stimuly (záblesky, obrazce různých barev), doporučené asociací ISCEV*.
- Aktivní elektroda se přikládá v podobě kontaktní čočky přímo na rohovku oka nebo se zasunuje pod oční víčko. Referenční elektroda se umisťuje do blízkosti oka – v oblasti spánku, na čelo nebo na ušní lalůček.
- Klinické využití ERG spočívá především ve vyšetření sítnice oka: degenerace sítnice, poškození sítnice, vady cévnatky, diabetická retinopatie, ischemická retinopatie, toxická retinopatie, glaukomy, aj.

* *ISCEV = International Society for Clinical Electrophysiology of Vision*

Elektroretinografie



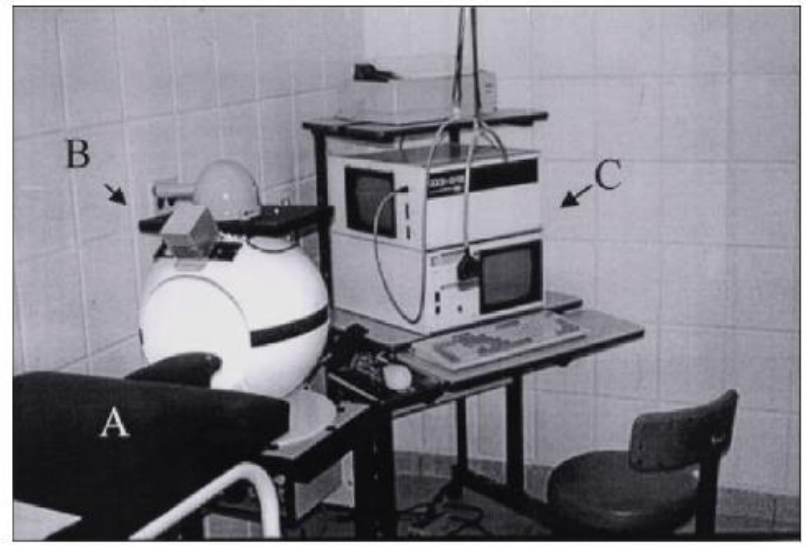
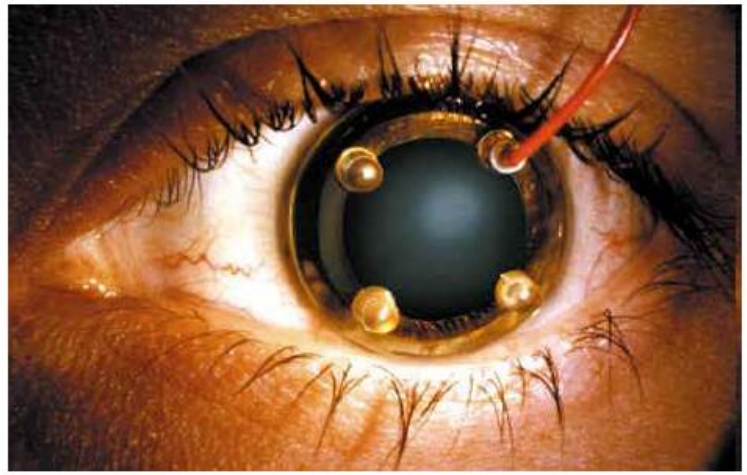


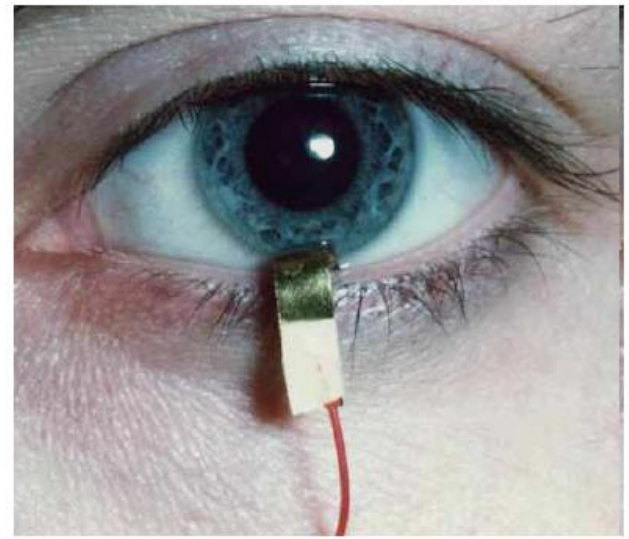
Figure 2 - Photographic image showing the disposition of the equipament utilized to perform an electroretinogram at the Ophthalmology Unit of the "Governador Laudo Natel" Veterinary Hospital of the Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) – UNESP, Jaboticabal Campus. (A) Table with a support to the animal's head. (B) Ganzfeld dome. (C) Epic 2000.

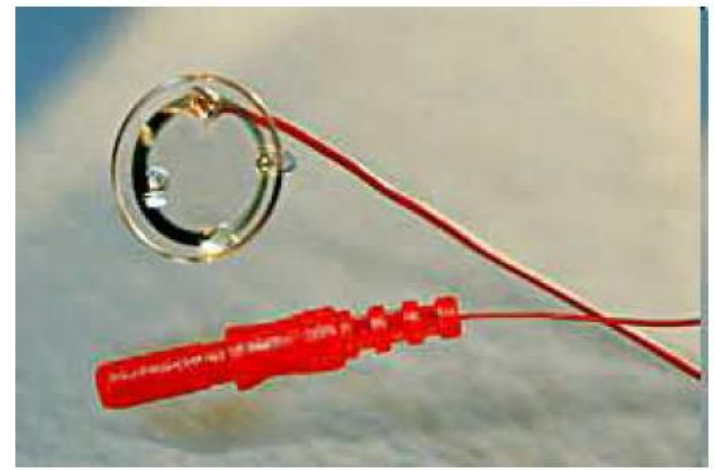
http://www.scielo.br/
http://upload.wikimedia.org/

Elektroretinografie

- **Elektrody**







http://unimed-electrodes.co.uk/
http://www.lkc.com/

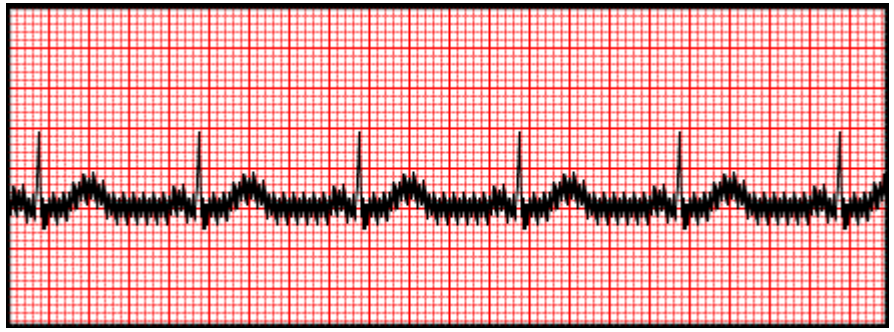
Artefakty

Definice: Prvky (rysy) signálu, které nevznikají v cílové tkáni.

Vznikají **pohybem** pacienta, působením elektromagnetického pole v prostředí (**rušením**, např. 50 Hz síťová frekvence, mobilní telefony), v důsledku **pocení** etc.

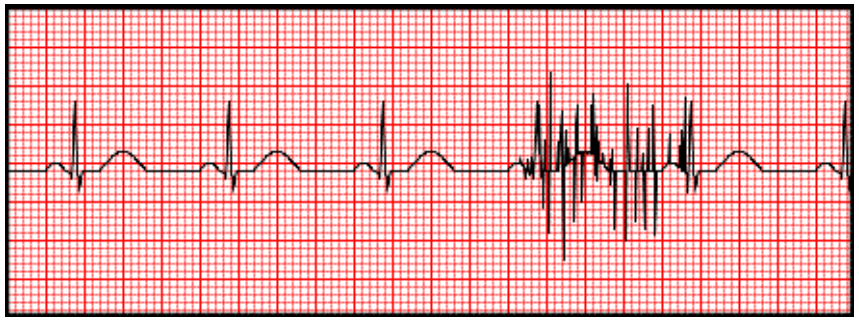
Specifickým problémem může být **nesprávné umístění** (přehození) **elektrod**, např. u svodů EKG. Elektrodový systém musí být pečlivě kontrolován.

EKG Artefakty

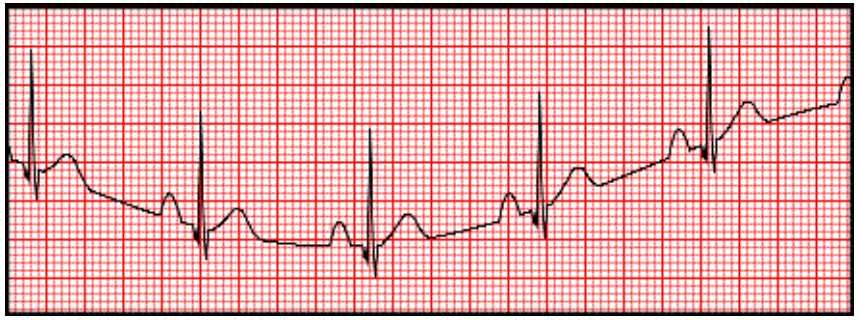


http://mauvila.com/ECG/ecg_artifact.htm

50Hz střídavého proudu superponováno na signál EKG



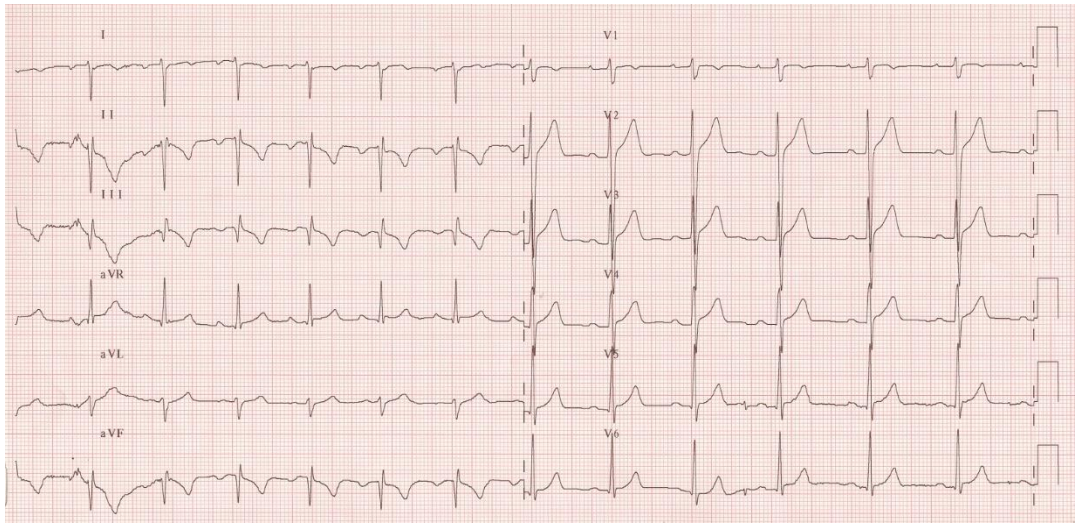
Svalový třes



Pohyb izoelektrické linie v důsledku pohybu pacienta, nečistých elektrod, uvolněných elektrod…

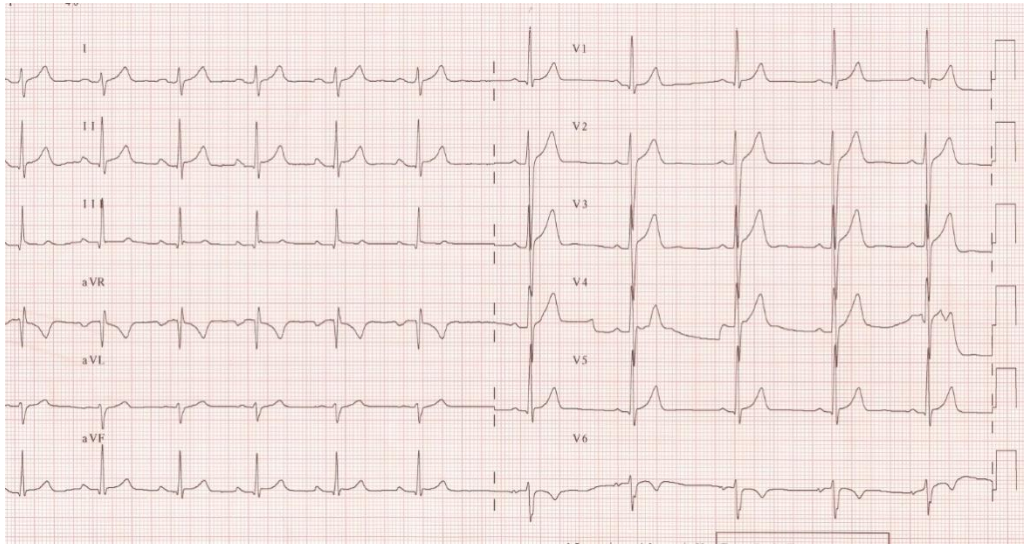
MUNI
MED

Přehozené svody



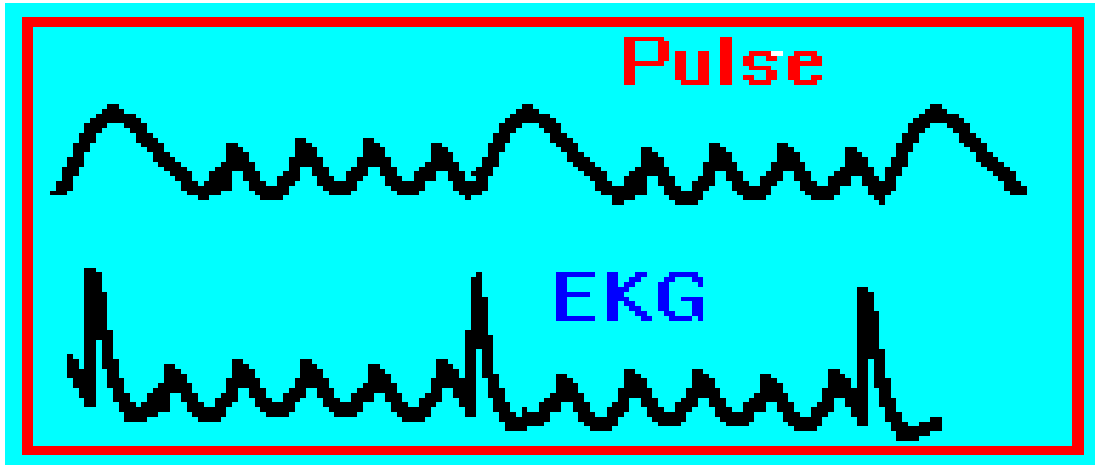
končetinové ***hrudní***

Lékař musí poznat!!!!!!



Některé artefakty EEG

http://www.brown.edu/Departments/Clinical_Neurosciences/louis/artefct.html



Artefakt způsobený pulzovou vlnou: pohyb elektrody vzniká v důsledku pulzování tkáně pod elektrodou.
Artefakt způsobený EKG signálem: Elektrody snímají i EKG.
Oba druhy artefaktů jsou snadno rozpoznatelné, protože jsou periodické.

Měření teploty

MOTTO:

Jestliže je nějaká část lidského těla teplejší nebo i chladnější než okolní části, je nutné hledat ohnisko nemoci v tomto místě.

Hippokrates

Hlavní důvody pro měření teploty

- Sledování nemocných pacientů
- Sledování fyziologický (psychofyziologických) reakcí
- Sledování léčby hypertermií
- Laboratorní experimenty

Problémy, které musíme při měření teploty brát v úvahu:

- přesnost
- doba odpovědi (ustálení teplotního údaje)
- invazivita
- tepelná kapacity a vodivost čidla

Měření teploty v diagnostice

Termometrie – bodové měření teploty

- Kontaktní
- Bezkontaktní

Termografie – sleduje rozložení hodnot teploty na povrchu těla

- Kontaktní – tekuté krystaly
- Bezkontaktní – Termovize (jiná přednáška)

Měření teploty v diagnostice

Kontaktní termometrické metody

1) Metody založené na teplotní roztažnosti (dilataci) různých látek

- kapalinové teploměry
- rtuť a alkohol

2) Metody založené na změnách elektrických vlastností vodičů nebo polovodičů

- odporové teploměry - termistory
- termočlánky

Bezkontaktní termometrické metody

- radiační teploměr

Dilatační teploměry

Lékařský maximální teploměr - rtuťový:

Má zúženou kapiláru, která brání návratu rtuti do rezervoáru

Nevýhoda: dlouhá doba odpovědi (doby nutné pro stabilizaci teplotního údaje – 3-5 min.)

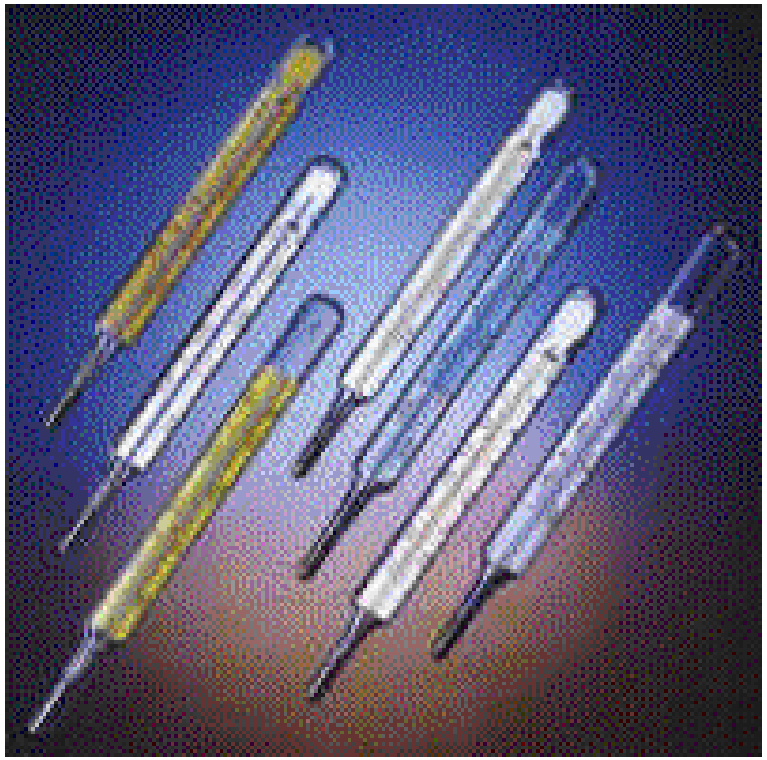
V lékařské praxi se již nepoužívá kvůli toxicitě rtuti (Galinstan).

Lékařský rychloběžný teploměr:

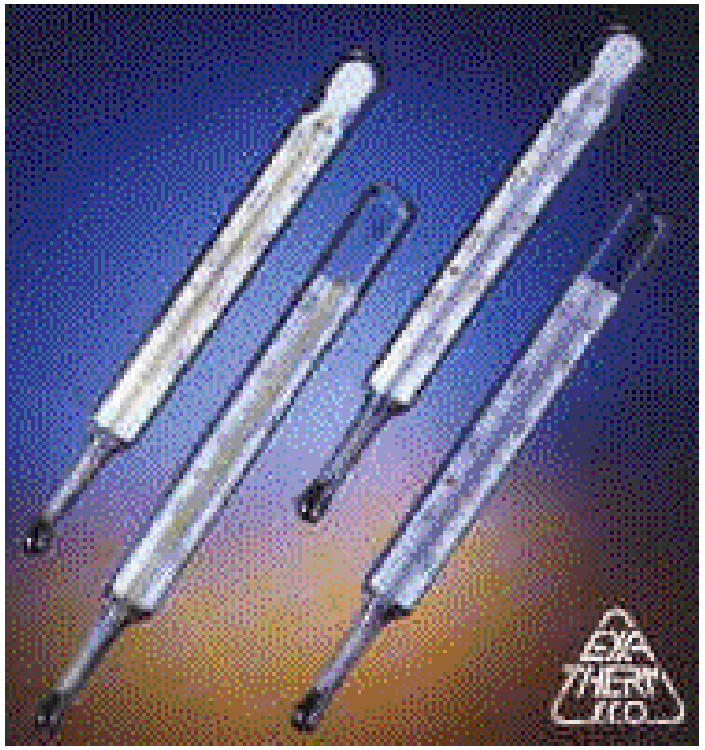
Lihová náplň – kapilára není zúžena, teplota se musí odečítat během měření (in situ), doba odpovědi max. 1 min.

Kapalinové teploměry

Maximální a rychloběžné teploměry

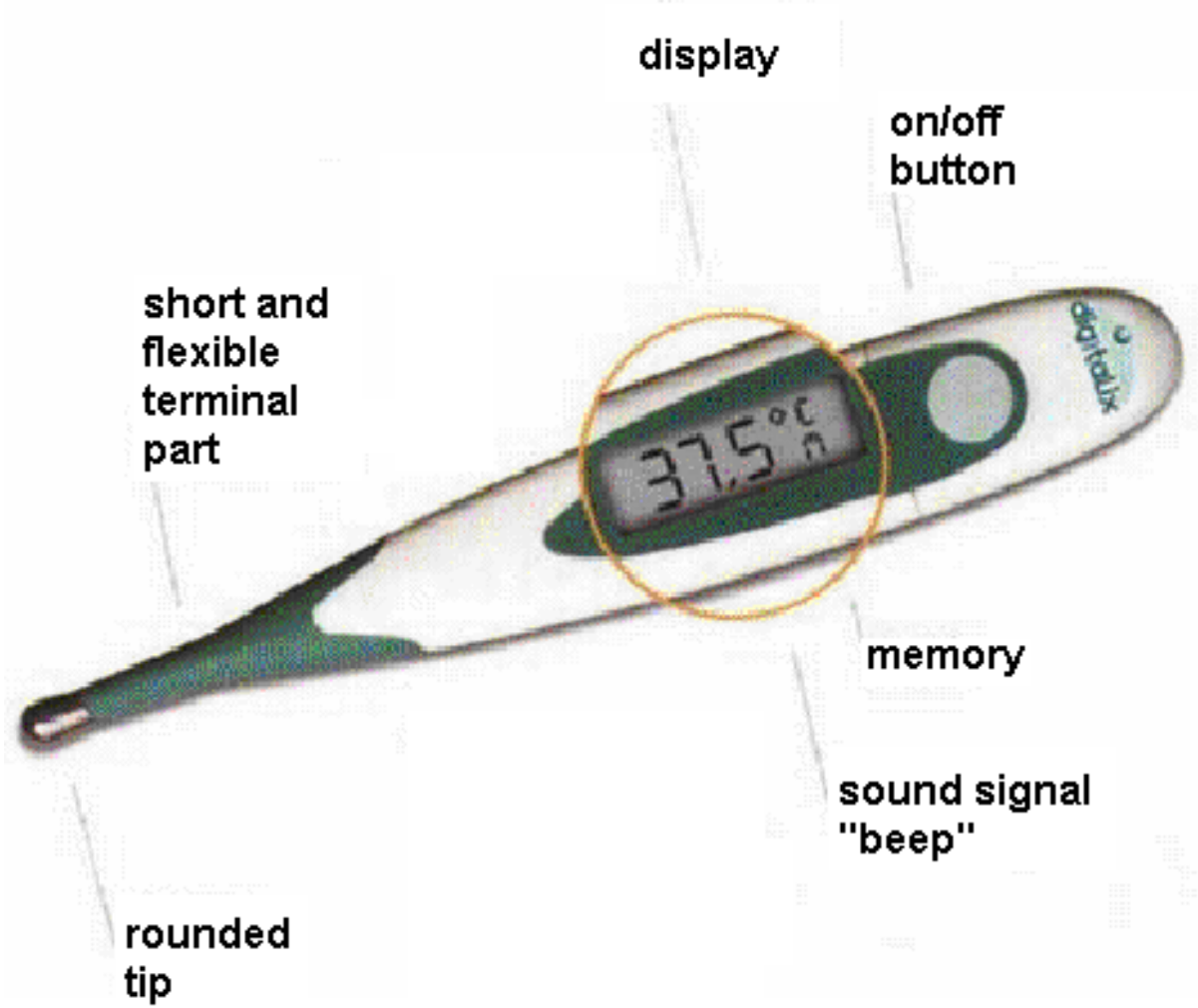


Orální nebo axilární maximální



Rektální rychloběžný

Digitální teploměr

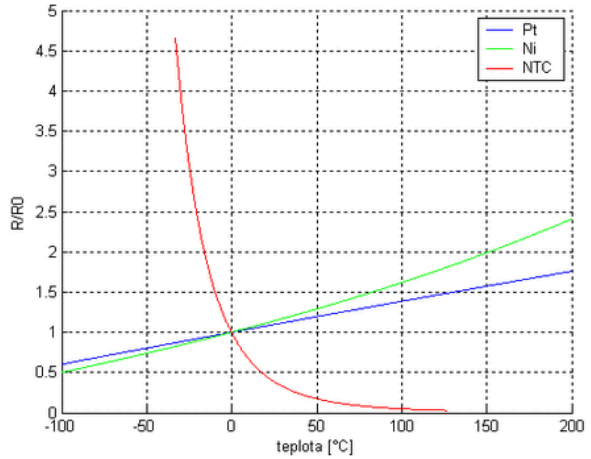


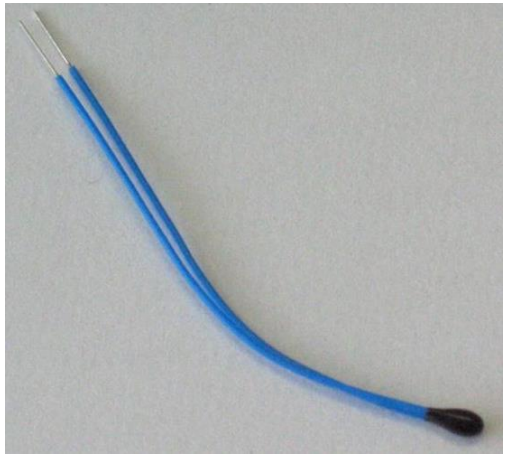
ODPOROVÉ SNÍMAČE - TERMISTOR

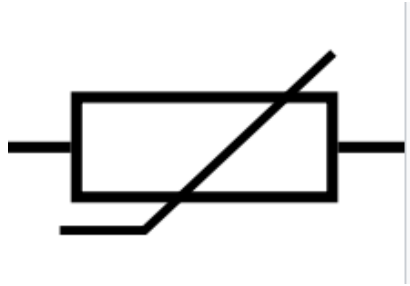
Čidlem a tedy převodníkem teploty je (elektrický) odpor

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

Termočlánek

$$U = \alpha \cdot (t2 - t1)$$

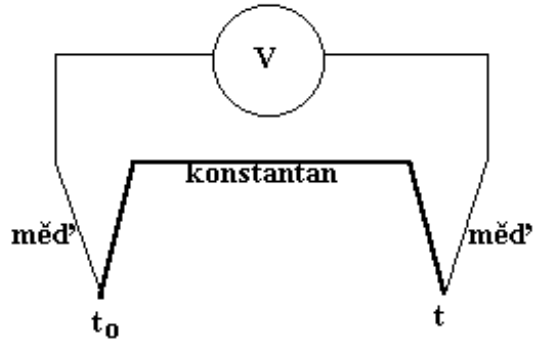
Pracují na principu vzniku **termoelektrického napětí** v místě (bodě) spojení (svaru) dvou vhodných materiálů s rozdílným **termoelektrickým potenciálem**.

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

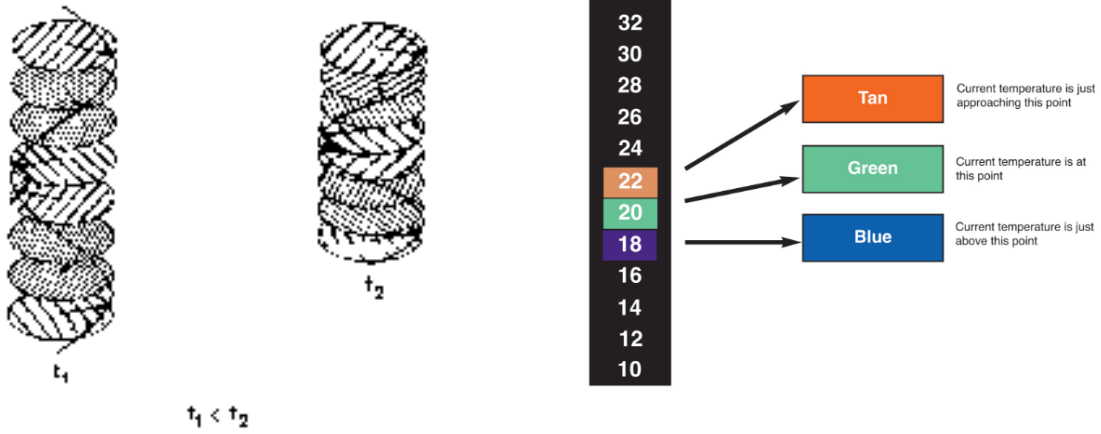
Termočlánky jsou složeny (spojené svařením, pájením) vždy ze dvou kovů různého materiálu. V uzavřeném obvodu protéká proud pouze tehdy, pokud mají spoje různou teplotu. Při rozpojení obvodu můžeme naměřit napětí, které bude závislé na rozdílu teplot na spojích

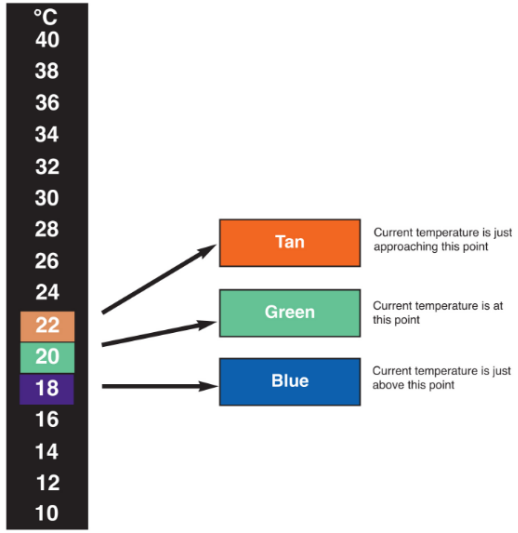


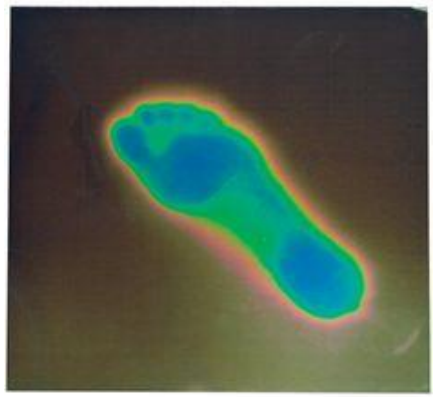
Používají se pro rozsah teplot od -50 až do + 650°C

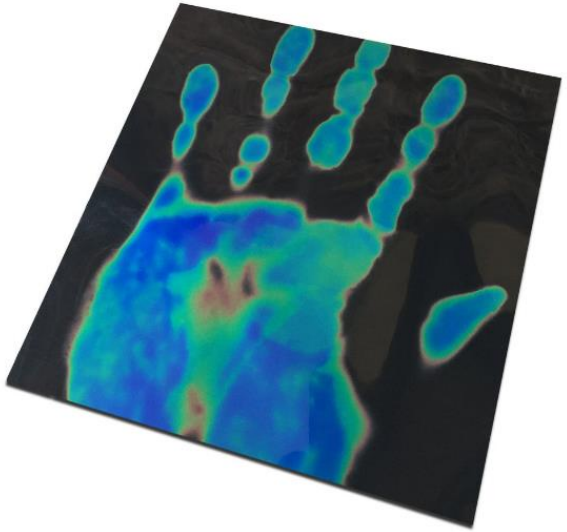
KAPALNÉ KRYSTALY

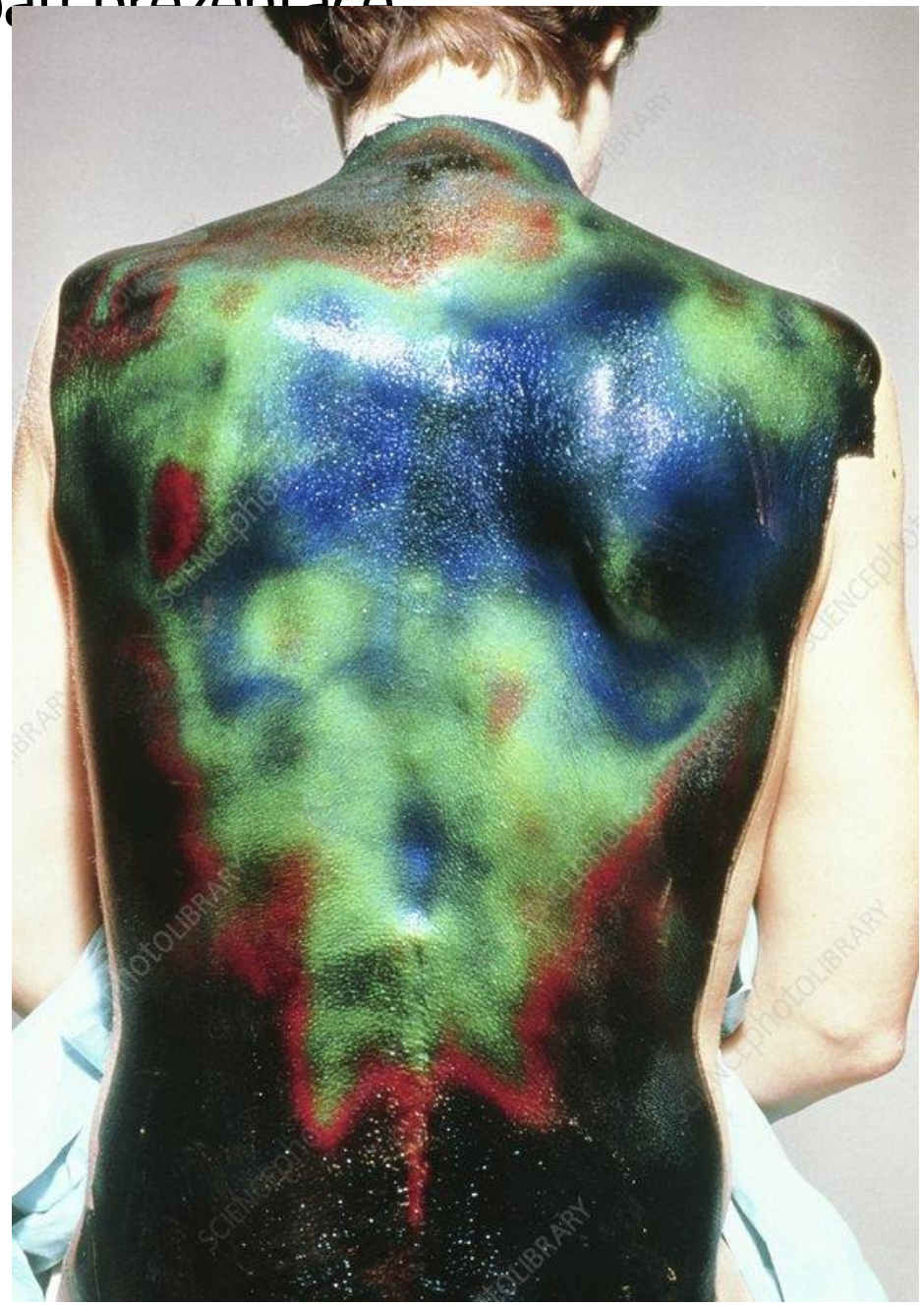
- Citlivost – okolo 0,1 ºC
- Výchozí teplota –teplota, při níž začíná změna barvy
- Teplotní interval – 25 - 42 ºC
- Prostorové rozlišení - množství rozeznatelných barev
- Tepelná setrvačnost – doba setrvání barvy po změně teploty

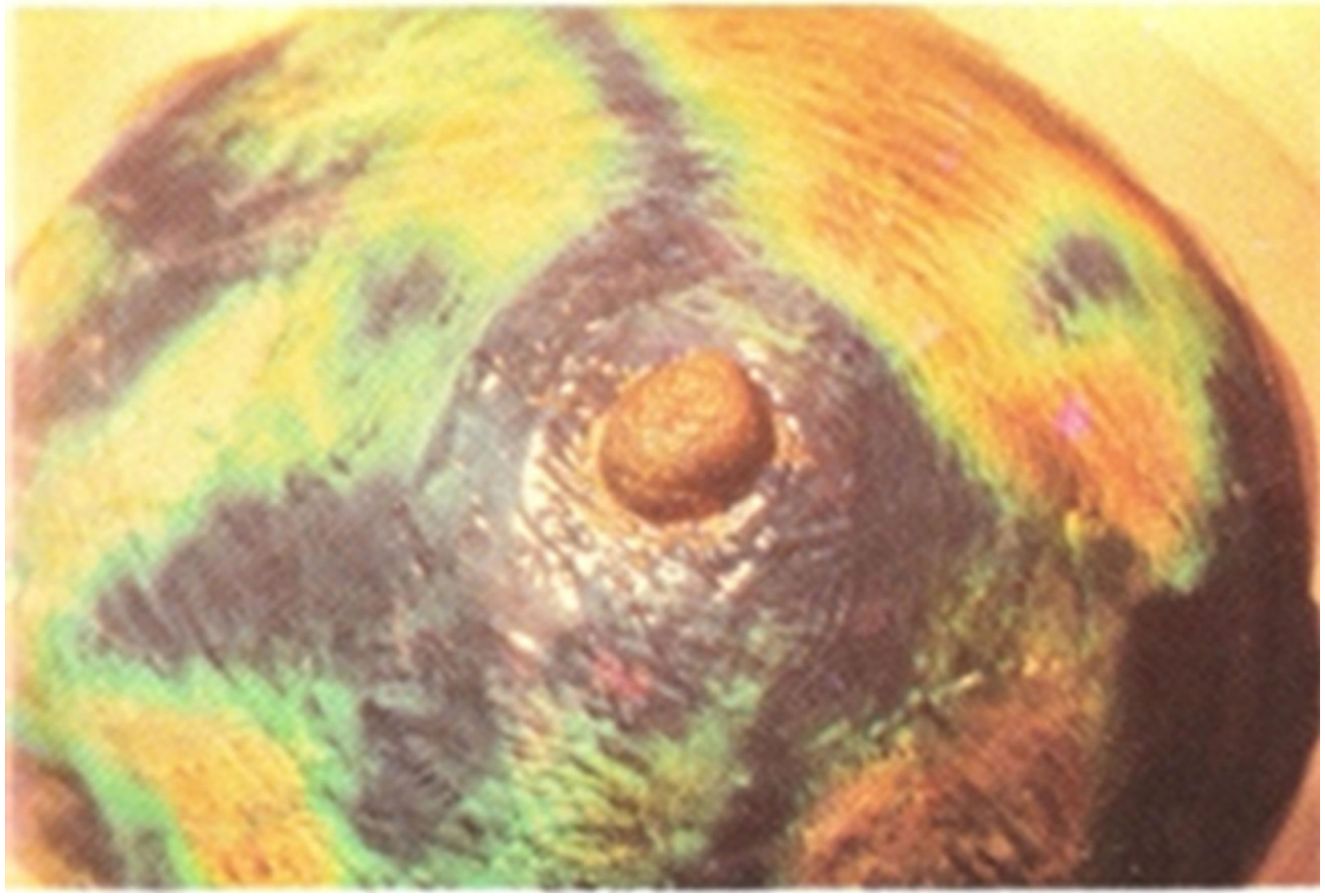












https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.sciencephoto.com%2Fmedia%2F264184%2Fview%2Fliquid-crystal-thermography-of-a-back-injury&psig=AOvVaw0RT6Z8OJxpaIdB_E09Q8BU&ust=1624443337458000&source=images&cd=vfe&ved=0CAoQjRxqFwoTCLjAqJKBq_ECFQAAAAAdAAAAABAX

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

Ušní teploměr

Teploměr s IR čidlem pro měření

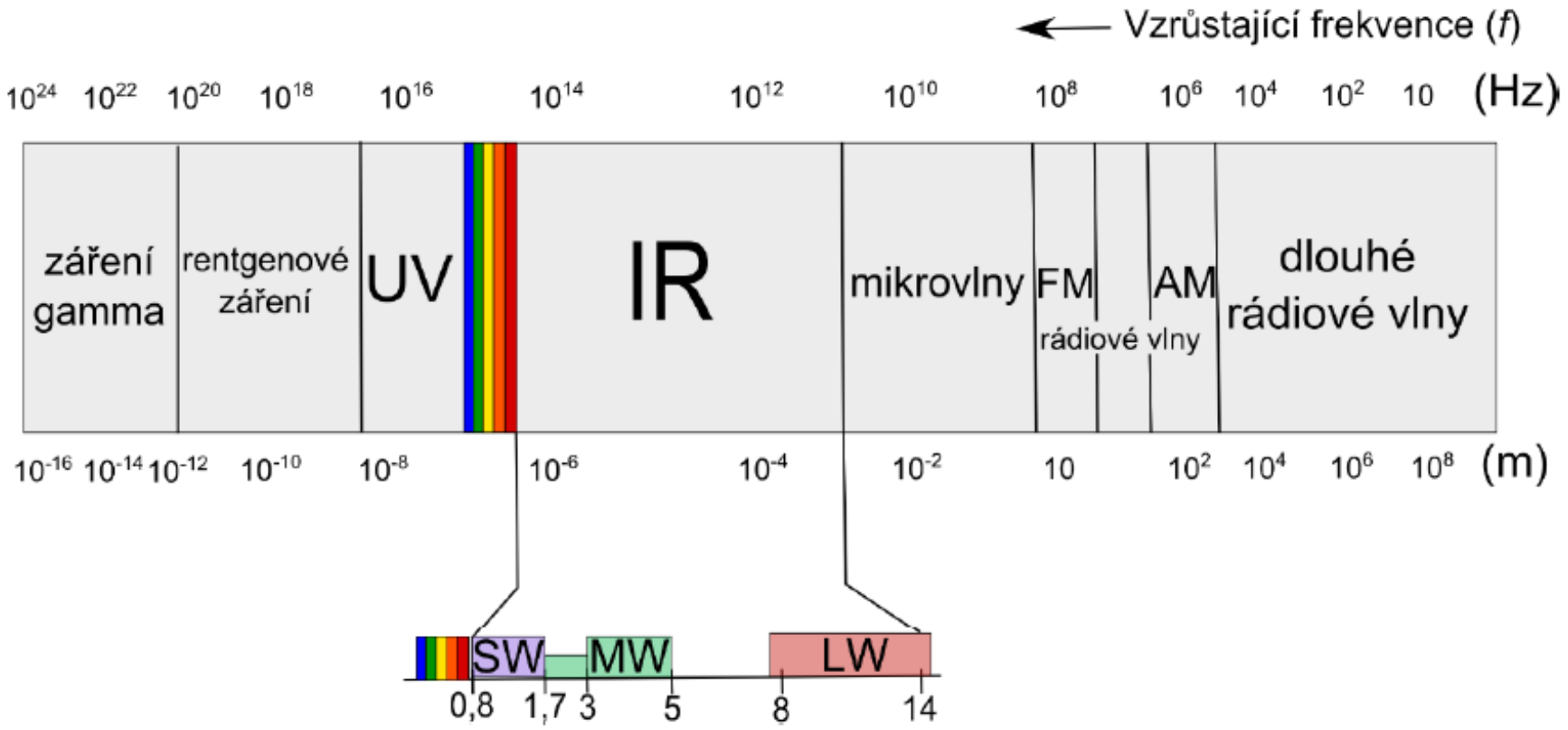
teploty „z ucha“

Ušní teploměry:
Jejich principem je měření infračerveného záření, které je vyzařováno z oblasti bubínku. Teplotní údaj se získává pouze jednu sekundu po přiložení čidla k distálnímu konci zvukovodu. Tyto přístroje jsou velmi vhodné pro malé děti, měření je rychlé a jemné.

Infračervené radiační teploměry pro běžné použití (i nelékařské)

Některé IR teploměry jsou vybaveny laserovým zaměřováním měrného bodu.

Elektromagnetické spektrum



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

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

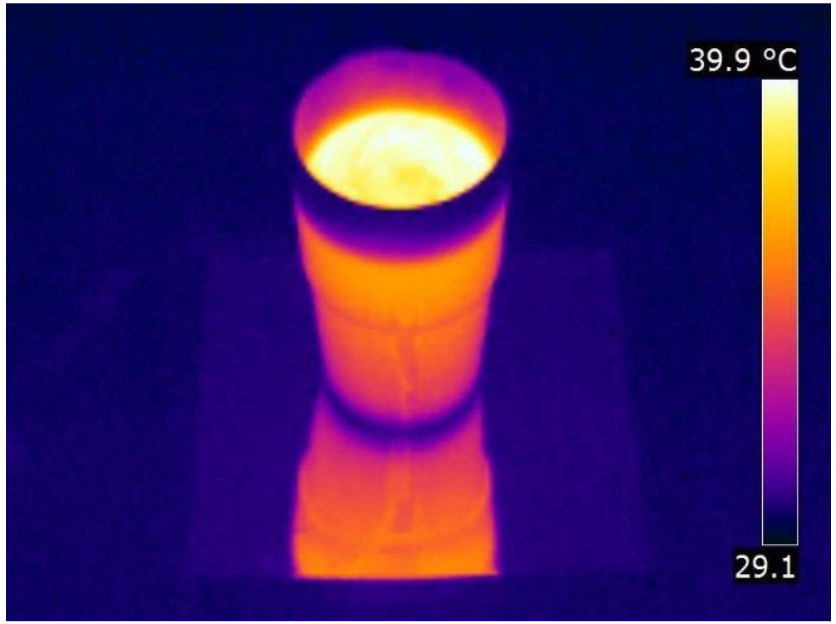
Zdroje infračerveného záření

- 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.

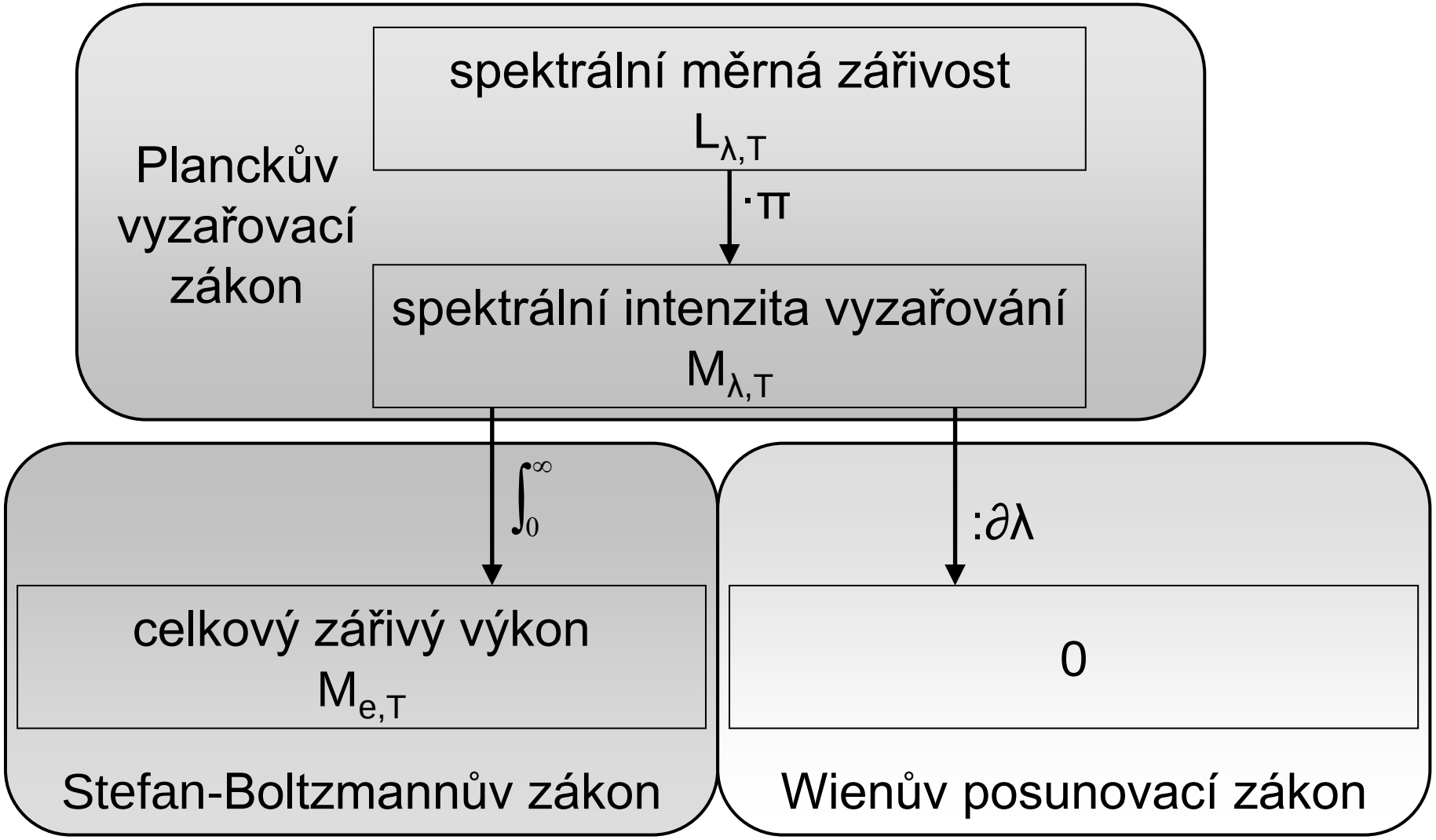
  (zvýšení teploty = vzrůst energie zářivého toku, kratší vlnové délky)
- infračervená radiace je proud fotonů
- Pro infračervené záření platí zákony vlnové optiky (odraz, lom,..)

Absolutně černé těleso

- ideální těleso, které pohlcuje veškerou radiaci na něj dopadající, bez ohledu na vlnovou délku a úhel, pod kterým na těleso dopadá
- pokud je AČT zdrojem radiace je ideální absorber i emiter radiace
- vyzařuje na všech vlnových délkách při dané teplotě maximální dosažitelnou energii zářivého toku
- Pro infračervené záření platí zákony vlnové optiky (odraz, lom,..)



Vztahy mezi jednotlivými zákony



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* . *f* .**

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

$$C_1 = 2hc^2, \qquad C_2 = \frac{ch}{k_B}$$

L…… spektrální měrná zářivost

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

k_B..... Boltzmannova konstanta 1,3807 · 10^{-23}[J · K^{-1}]

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

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

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

Planckův vyzařovací zákon

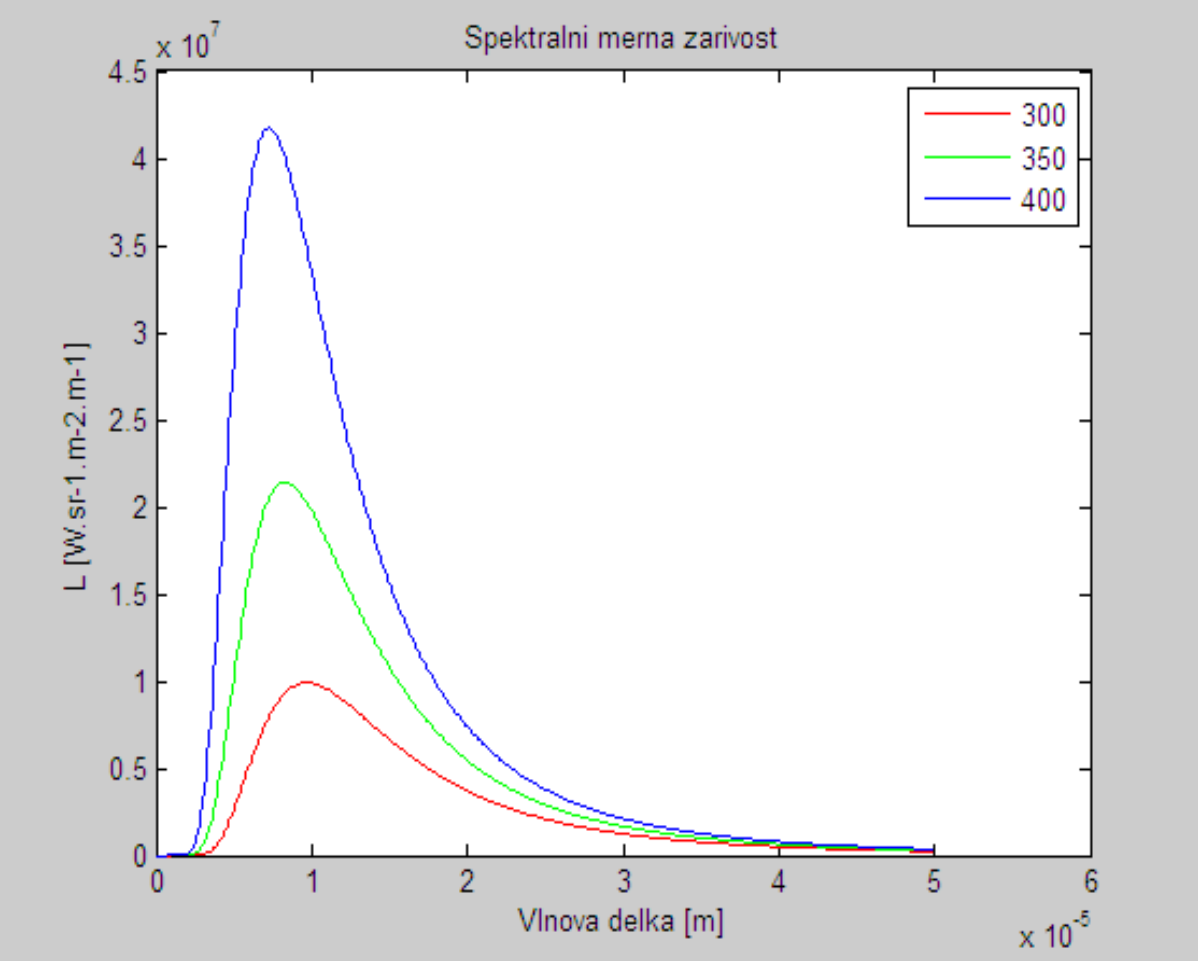
spektrální měrná zářivost L (výkon generovaný z jednotky plochy povrchu zdroje na dané vlnové délce do jednotkového prostorového úhlu) při absolutní teplotě zdroje T [K] v energetickém tvaru

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 energetickém tvaru



- V grafu jsou vidět křivky spektrální měrné zářivosti [$W.sr^{-1}.m^{-2}.m^{-1}$] pro 3 různé teploty [K].

  (300,350 a 400K)

Stefan-Boltzmanův zákon

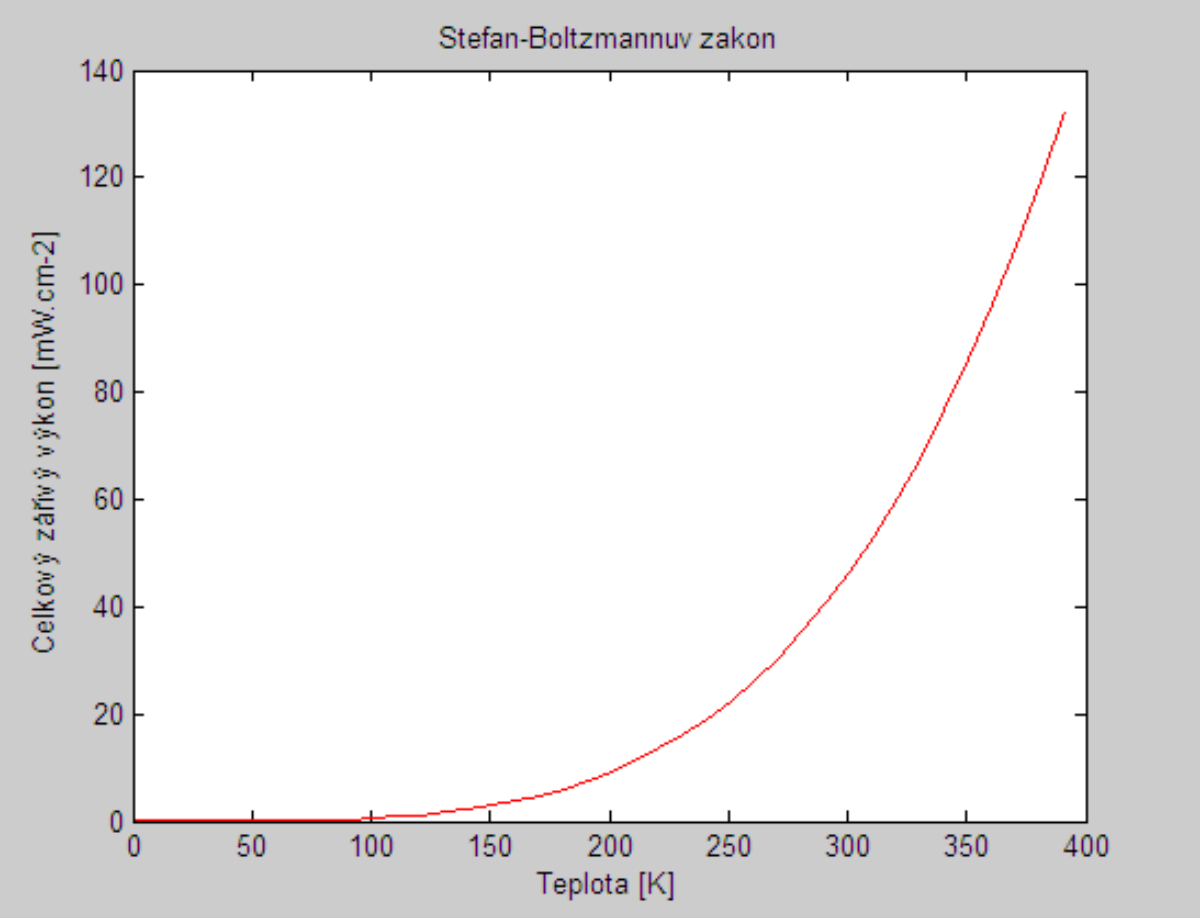
- Vyjadřuje intenzitu vyzařování AČT.
- **Výsledná intenzita vyzařování černého tělesa je úměrná čtvrté mocnině jeho absolutní teploty (T):**

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

- σ = 5,6697.10^{-8} W.m^{-2}.K^{-4}
- Lze vyjádřit integrací Planckova vyzařovacího zákona:

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

Stefan-Boltzmanův zákon



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

Wienův posunovací zákon

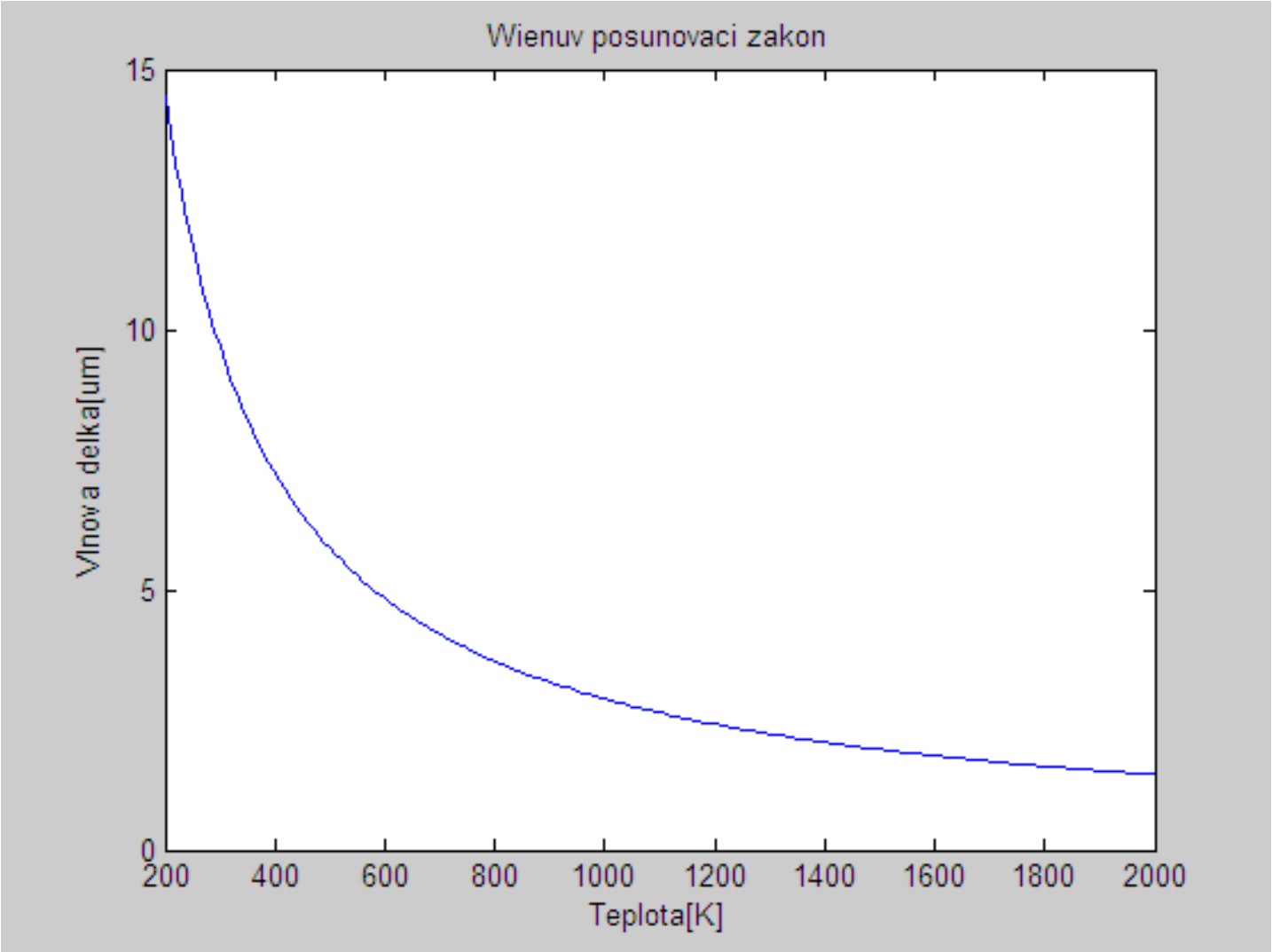
- maximum spektrální intenzity vyzařování se mění v závislosti na teplotě, odpovídající vlnovou délku lze stanovit vyhledáním lokálního extrému odpovídajících funkcí

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

- 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 $37\,^{\circ}C$, která odpovídá termodynamické teplotě $310K$, vyzařuje elektromagnetické záření s vlnovou délkou $\lambda_{max} = \frac{b}{T} = \frac{2{,}9.10^{-3}}{310}\,m = 9{,}35\,\mu m$. A to odpovídá (jak se dalo předpokládat) tepelnému záření.

Wienův posunovací zákon



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

Emisivita - ε

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

vyjadřuje zhoršení vyzařovacích vlastností zdroje ve srovnání s absolutně černým tělesem

koeficient emisivity nabývá hodnot 0 až 1.

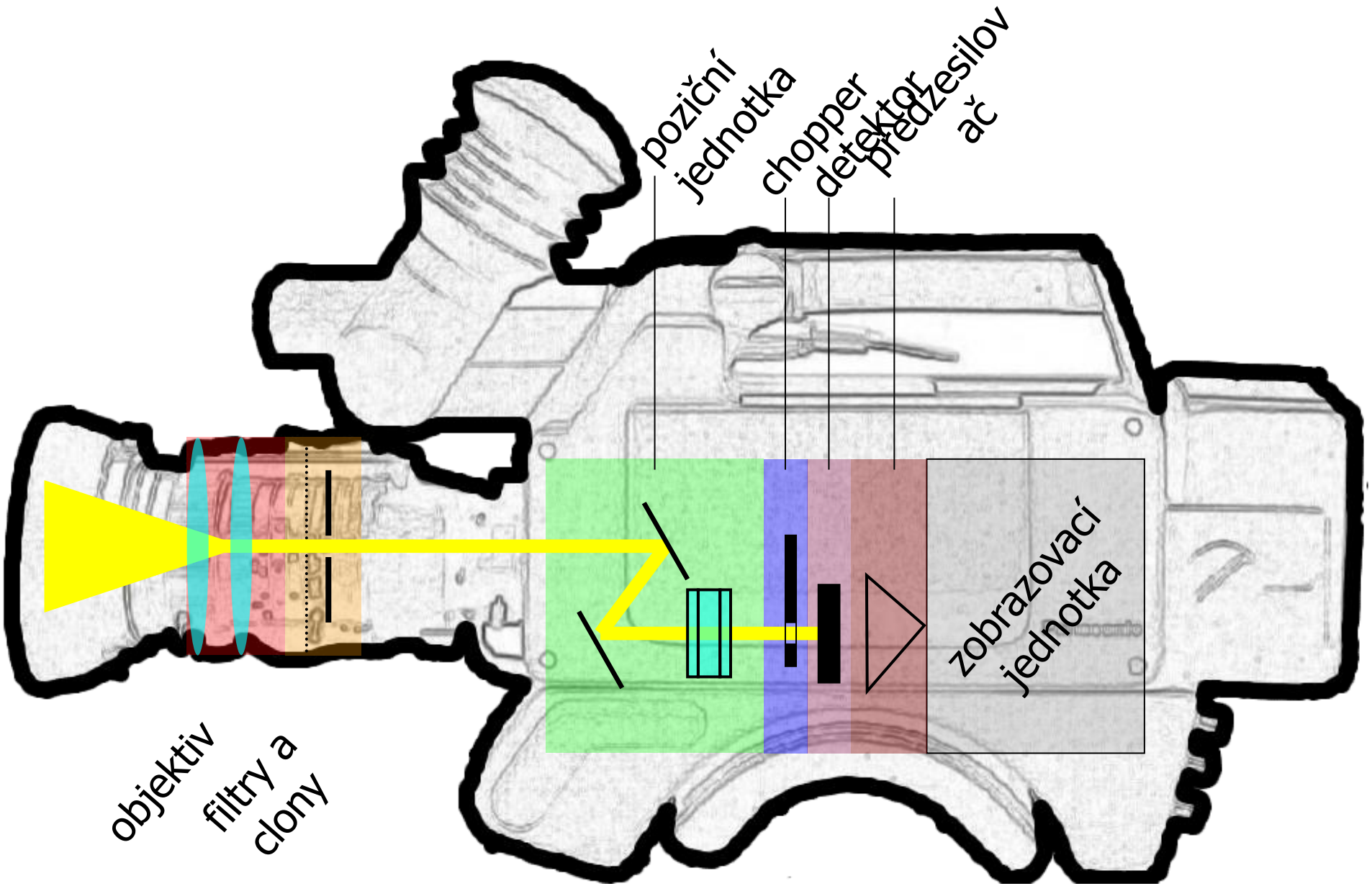
koeficient emisivity je závislý na:

- typu materiálu zdroje
- vlastnostech povrchu zdroje
- vlnové délce
- teplotě materiálu
- směru vyzařování

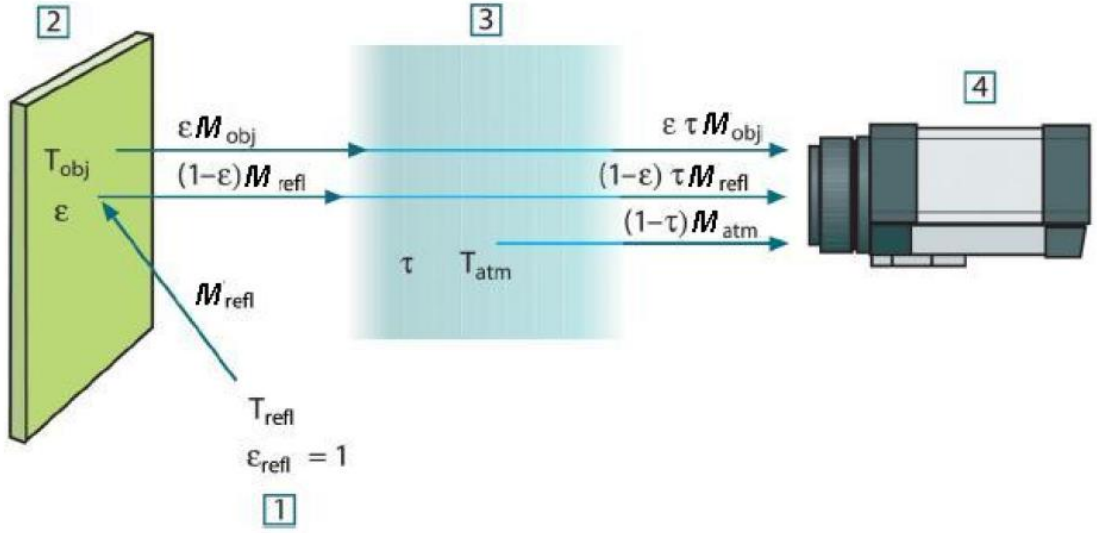
Koeficient emisivity

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

Konstrukce

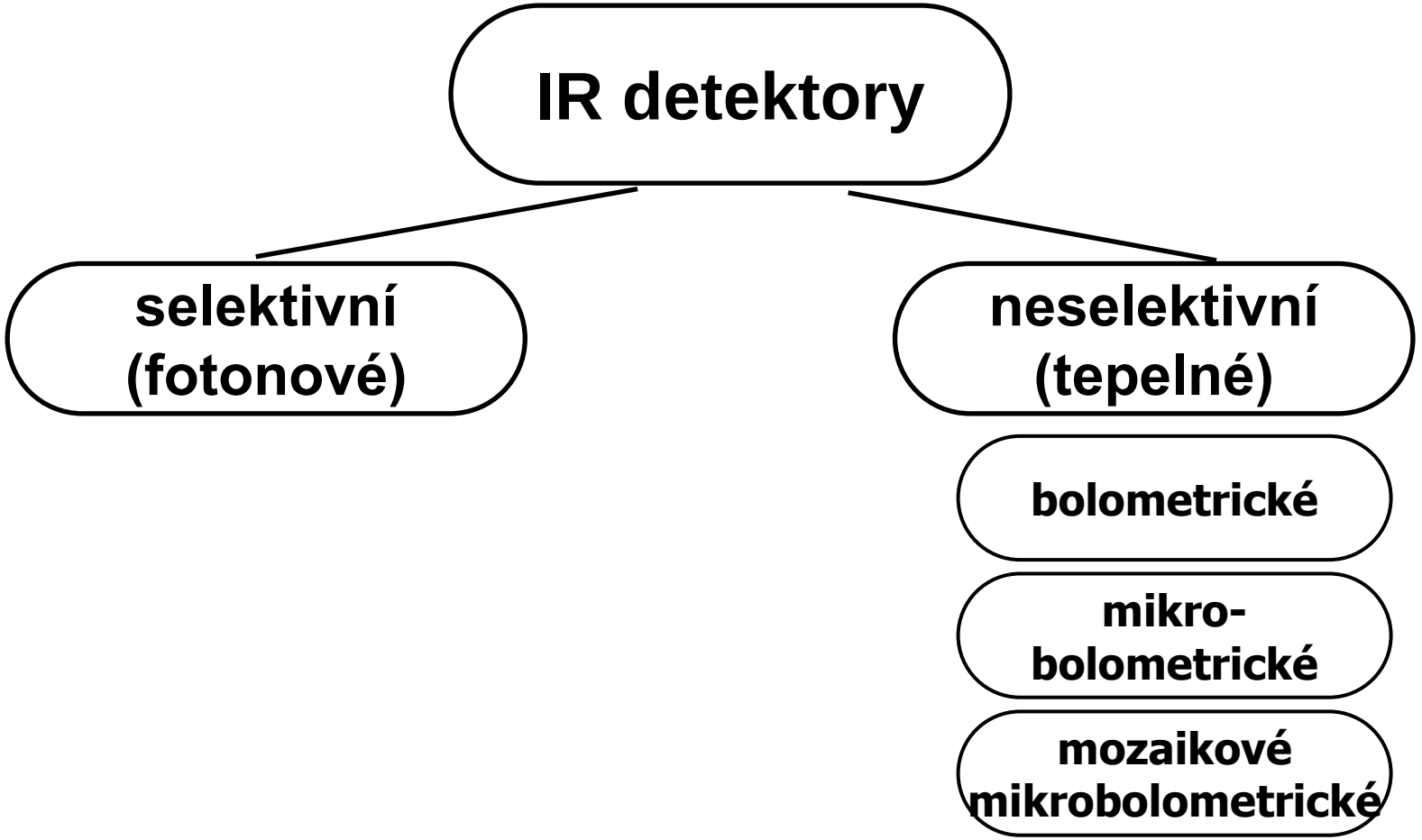

poziční jednotka
chopper
detektor
předzesilovač
zobrazovací jednotka
objektiv
filtry a clony

- 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 (Φ-Φ_{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



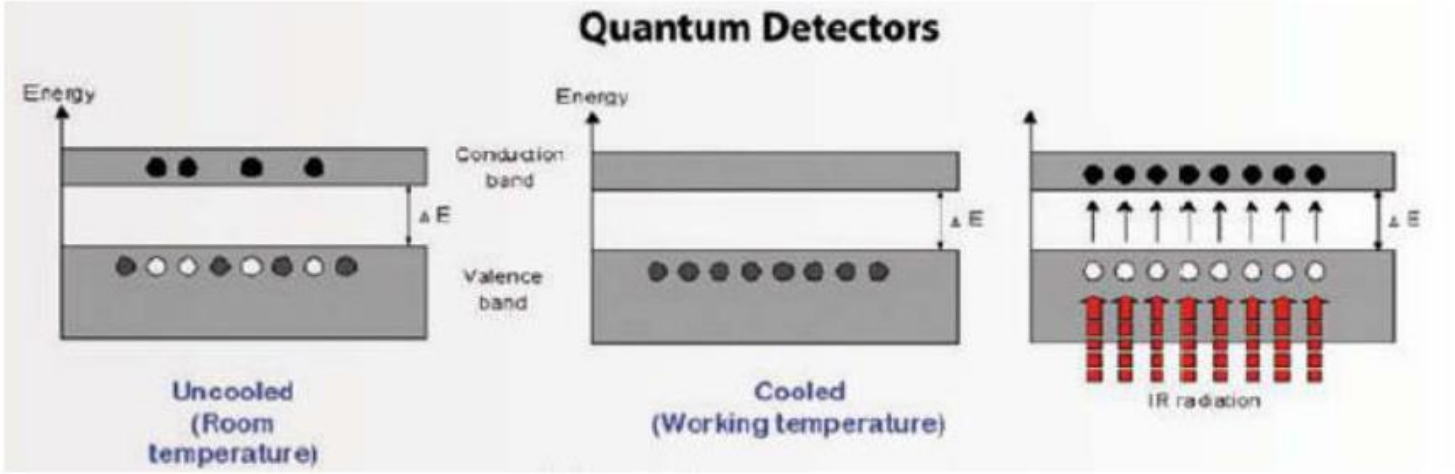
Detektory

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.

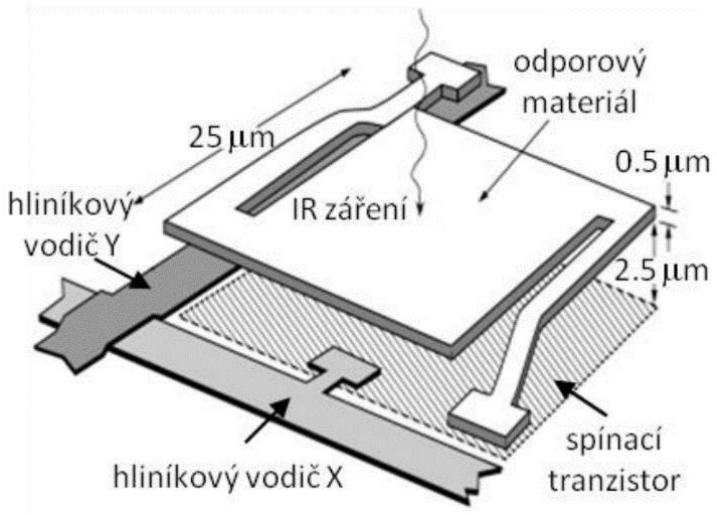
$$\lambda_c = \frac{h.c}{Q_g}[\mu m]$$

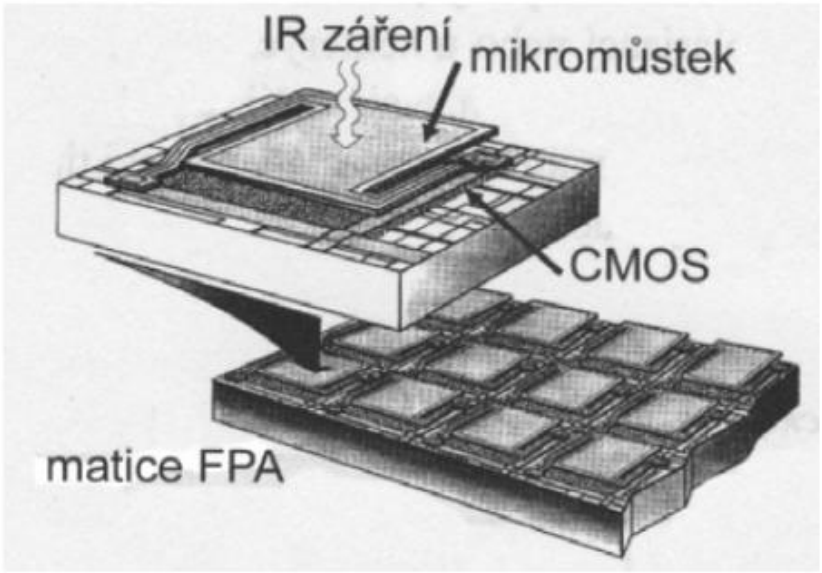
λ_c.....mezní vlnová délka

Q_g.....zakázané 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[Ω] elektrických polovodičů s rostoucí teplotou T[K] klesá: α má zápornou hodnotu





Vybavení pro měření IR na Biofyzikálnímu ústavu LF MU, Brno

Fluke Ti30

FLIR ONE gen 2

Seek Thermal

Flir i7

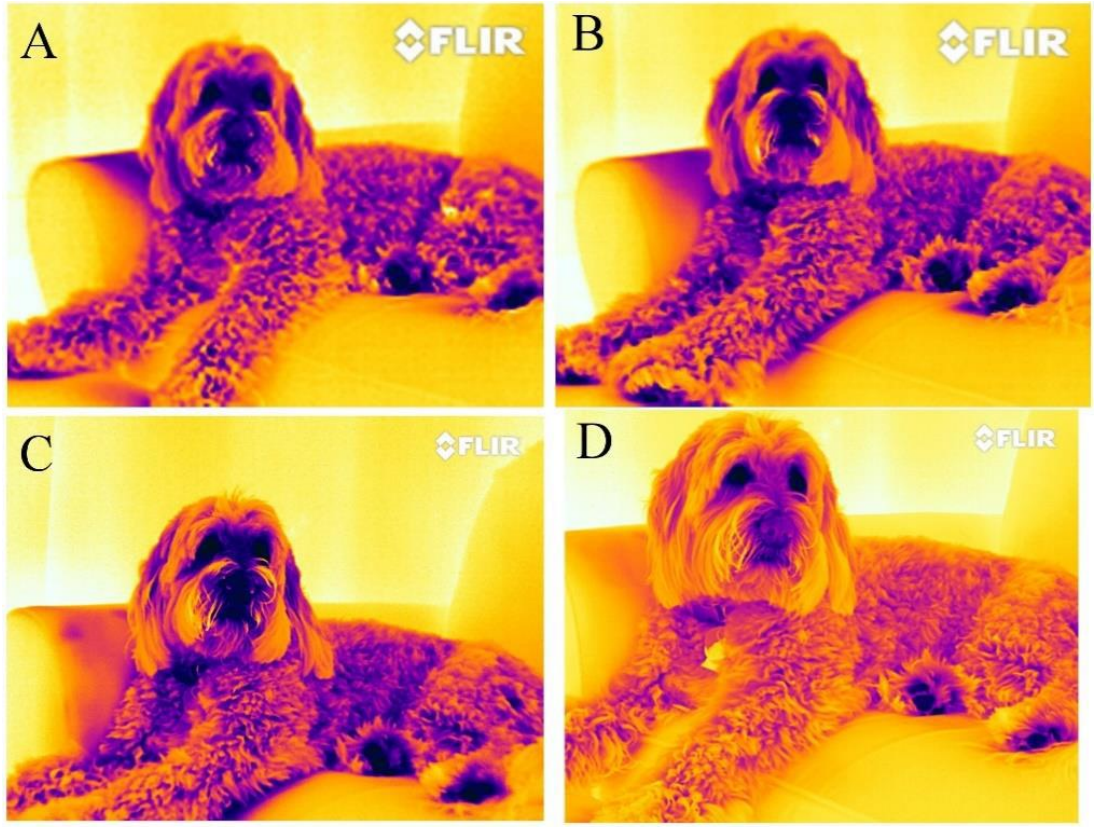
Dias CS 500

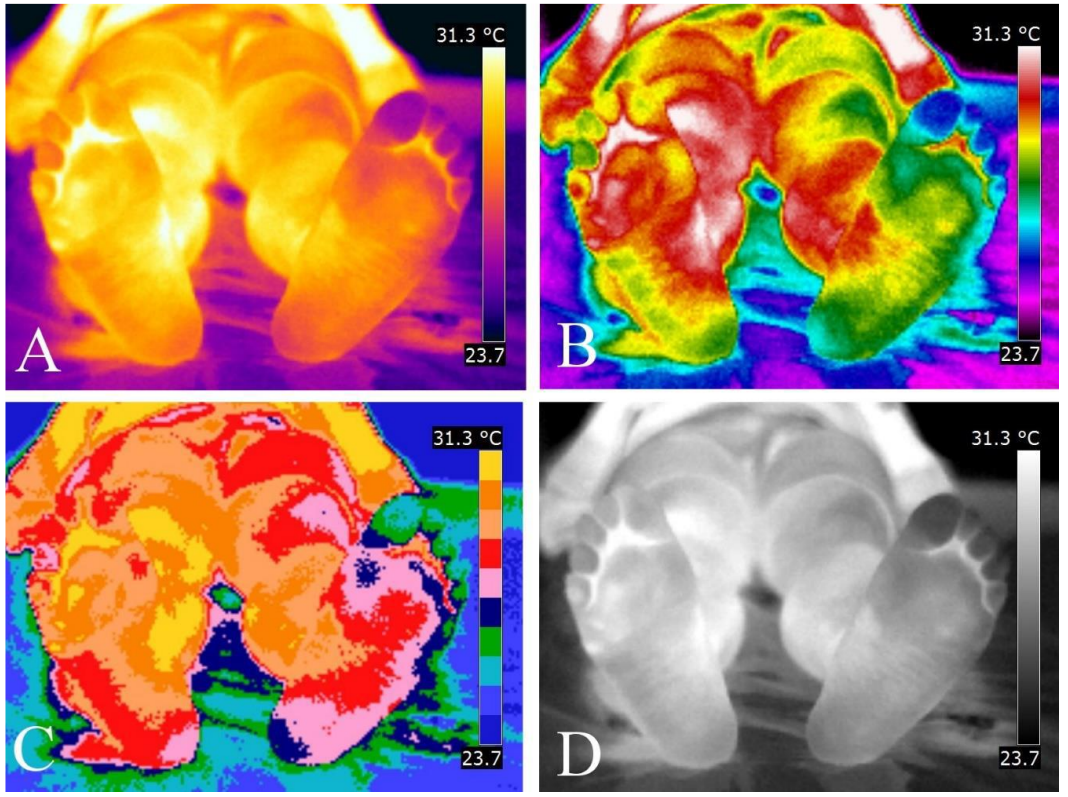
FLIR B200

Workswell WIC-640

Infratec VarioCam HD

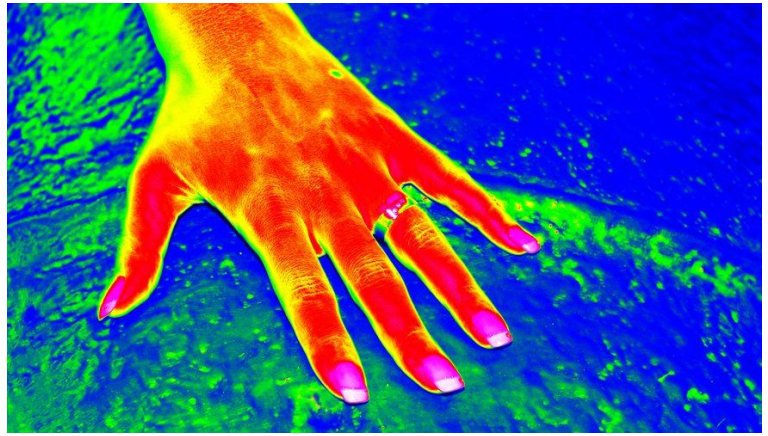
TERMOGRAM





Rozlišení termogramů

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

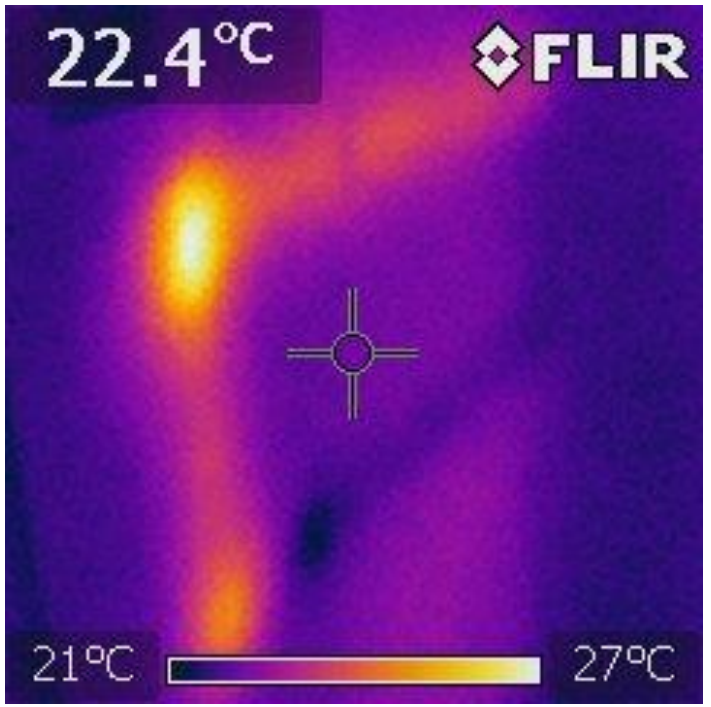


Využití v průmyslu, stavebnictví a energetice

Tepelné izolace

Biofyzikální ústav LF MU

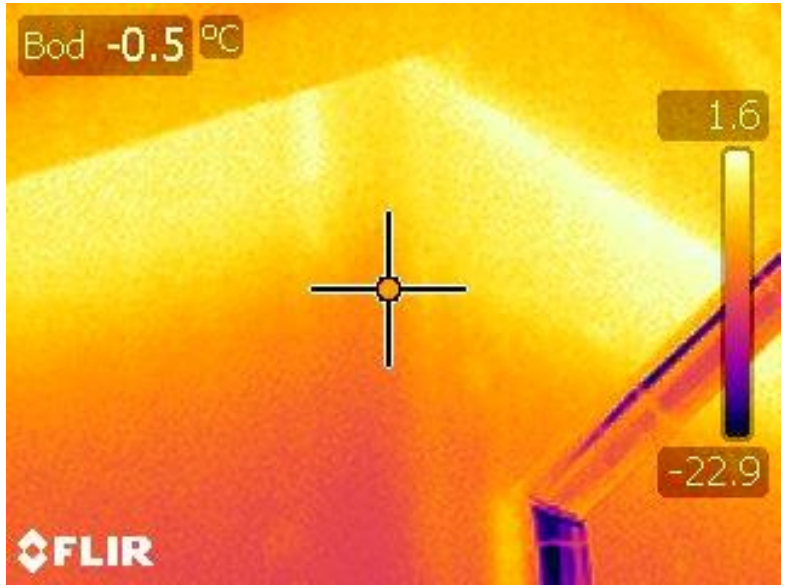
Tepelný most- únik tepla

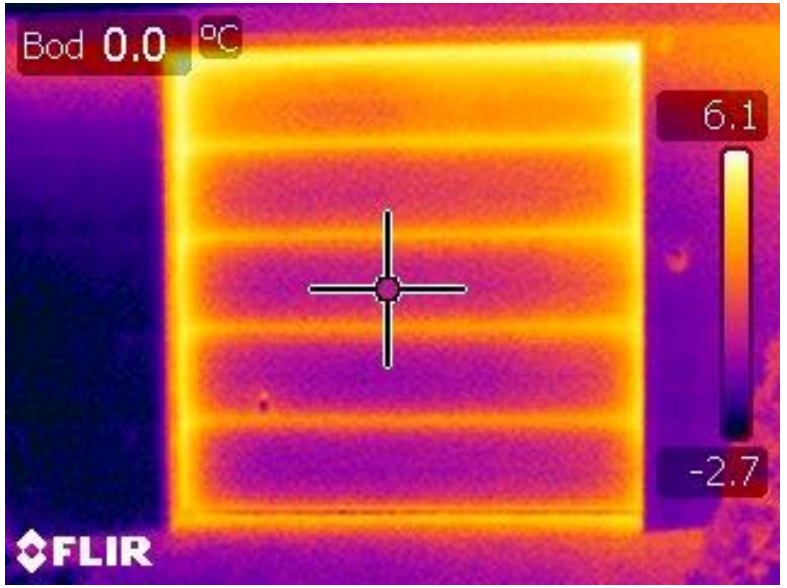


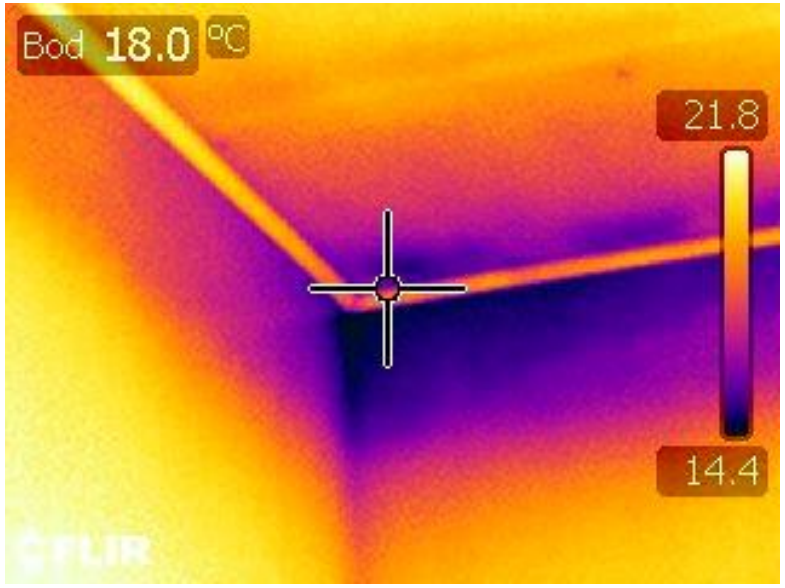
Uzávěr vodovodního potrubí

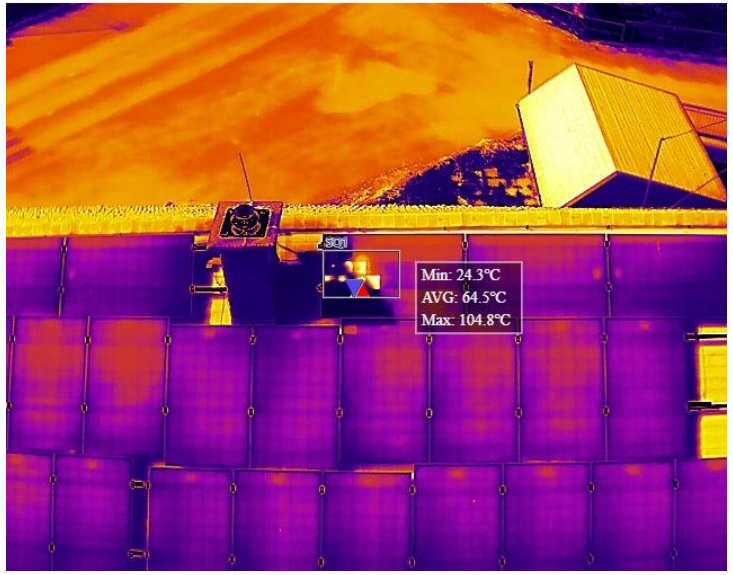
Teplotní rozdíl mezi polystyrenem zateplenou stavbou (vpravo) a běžnou fasádou.

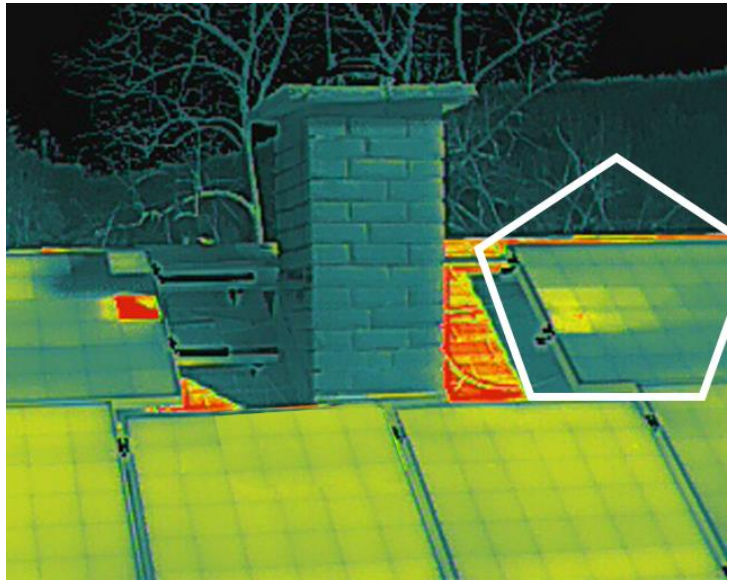
Tepelná ztráta radiátoru a nedoléhavého okna

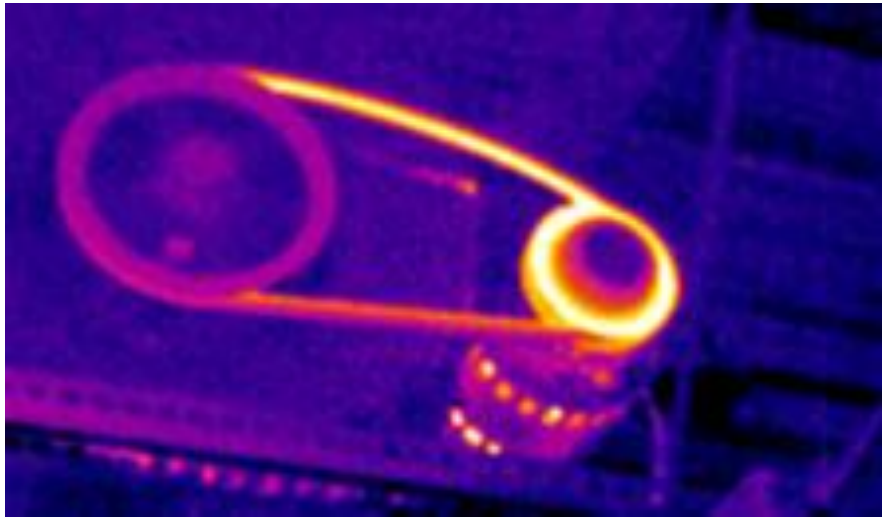

Bod -0.5 °C
1.6
-22.9
FLIR

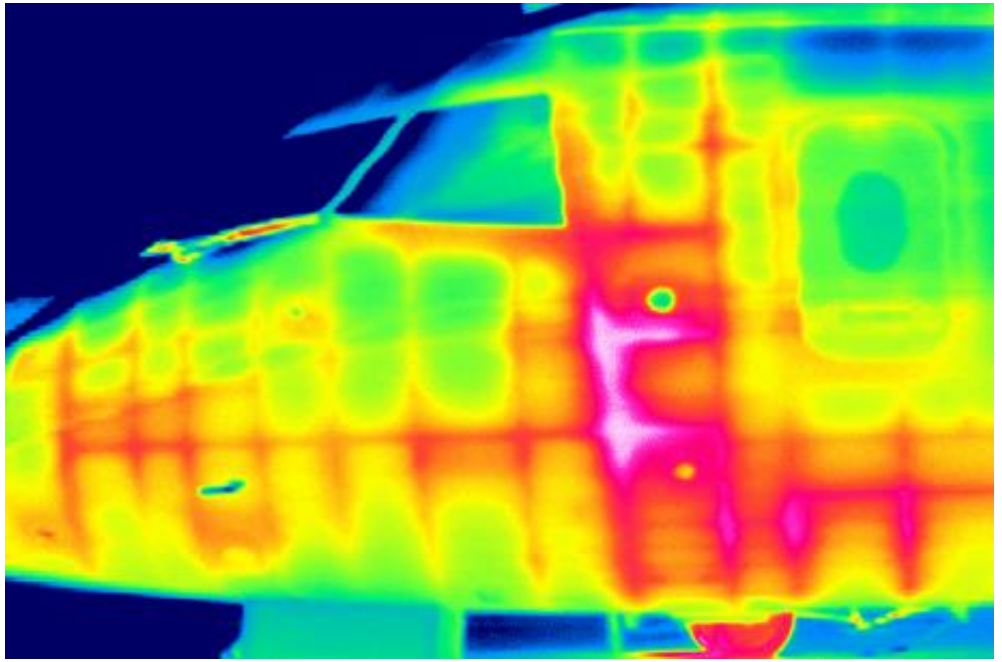

Bod 0.0 °C
6.1
-2.7
FLIR

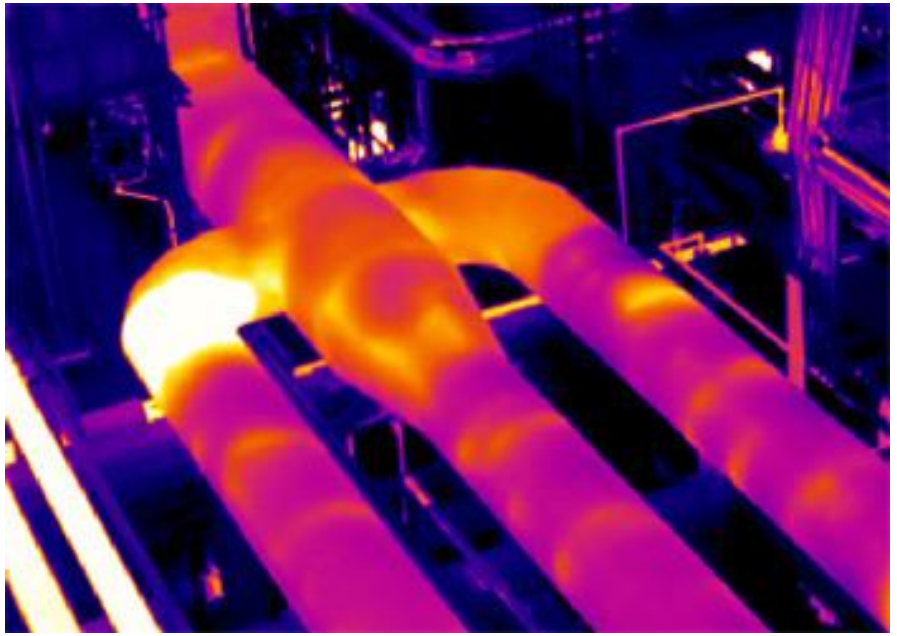

Bod 18.0 °C
21.8
14.4







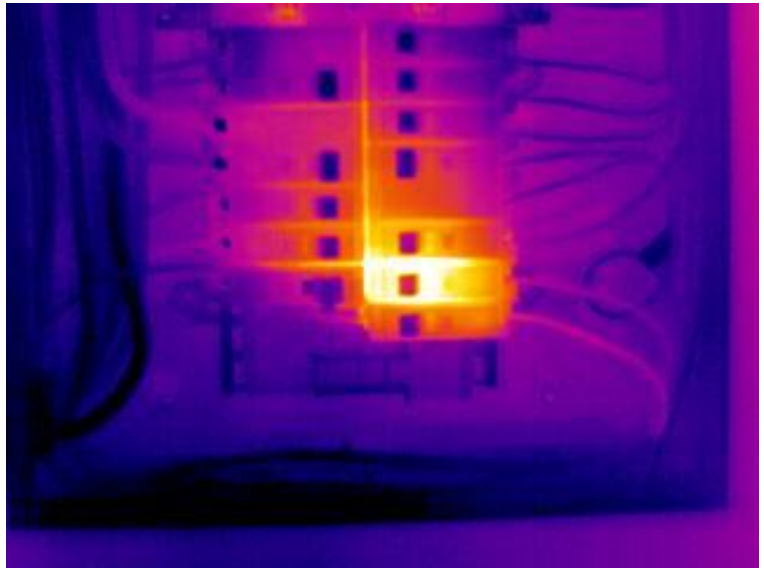




Inspekce materiálů

Chybný elektrický rozvod - inspekce

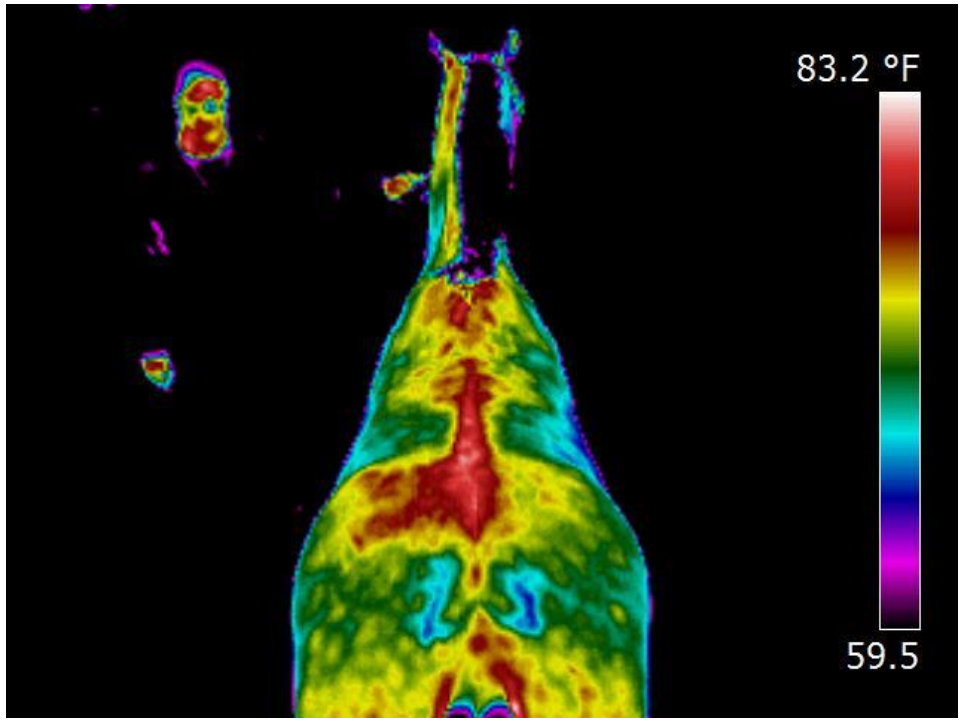
"Electrical fault" by Hotflashhome - Own work. Licensed under CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons - http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical_fault.jpg#mediaviewer/File:Electrical_fault.jpg

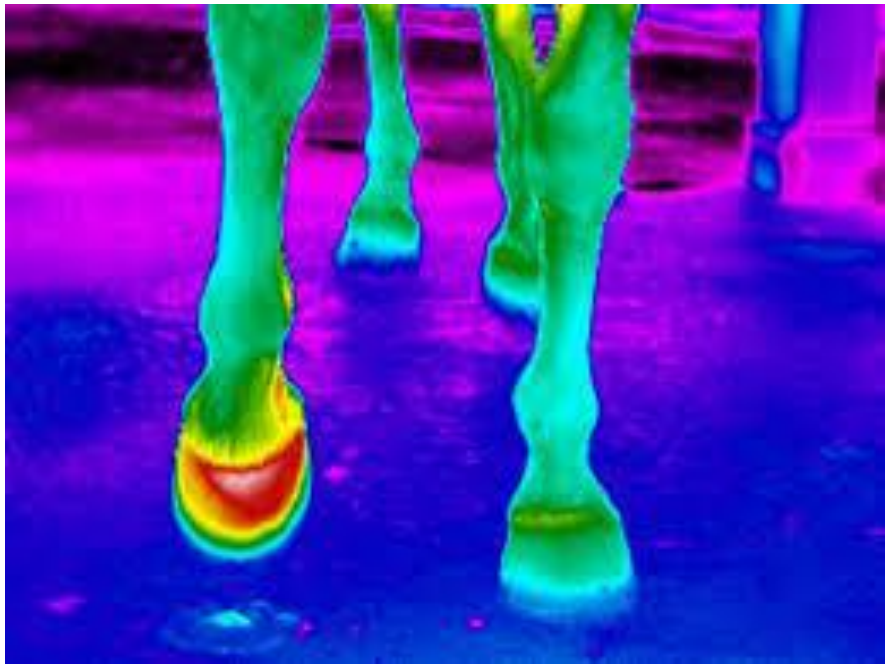


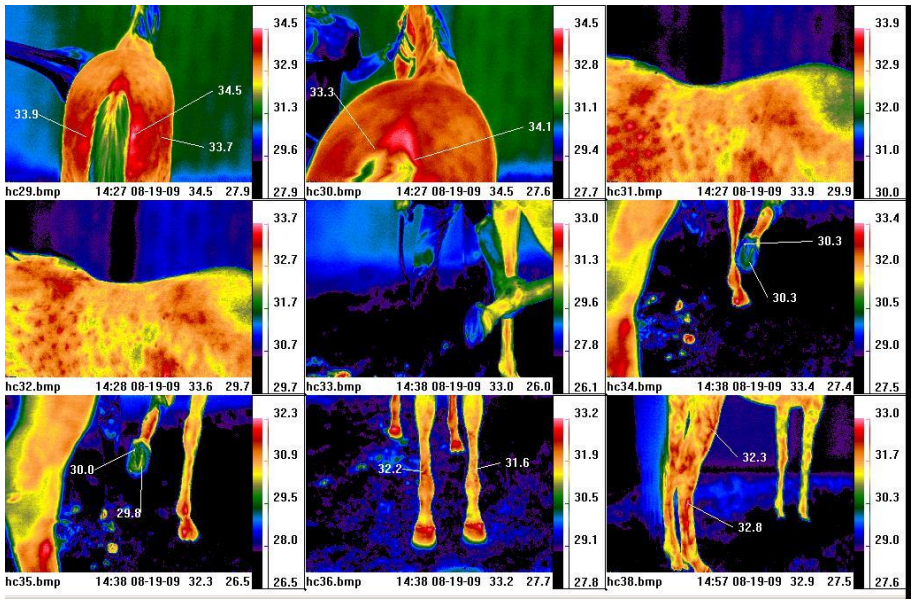
Vadný elektrický kontakt

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

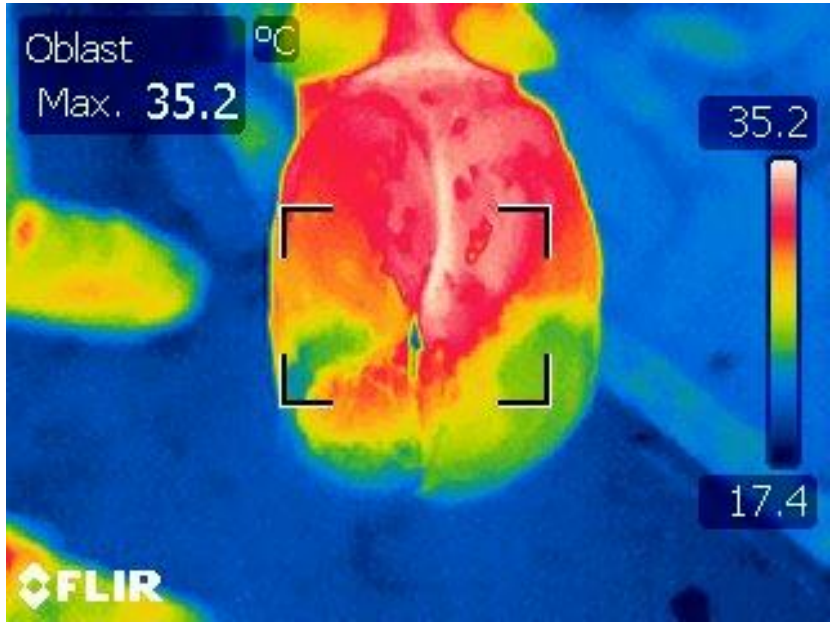
Využití IRT ve veterinární medicíně

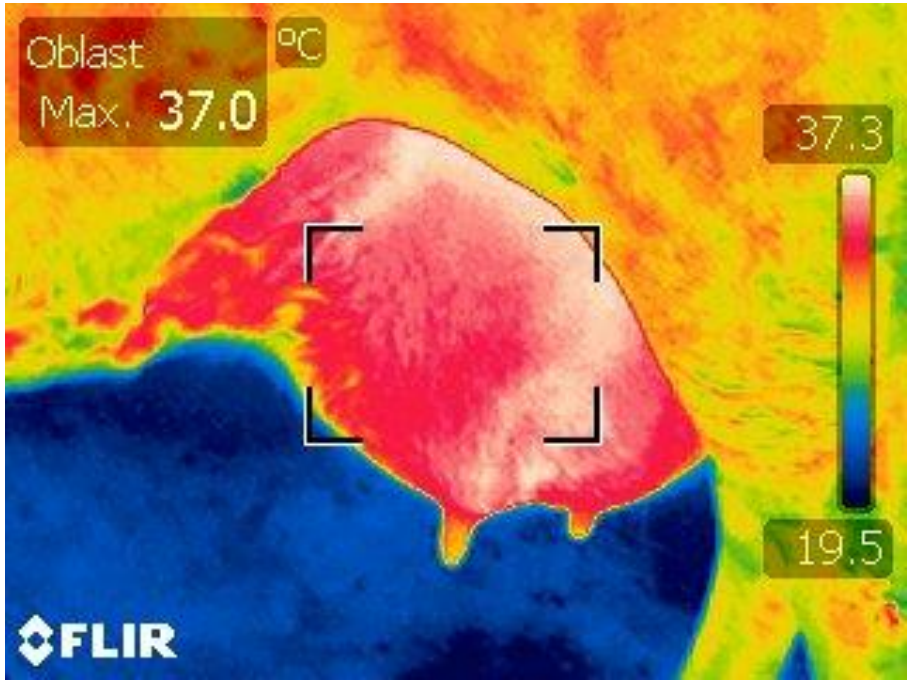

83.2 °F
59.5

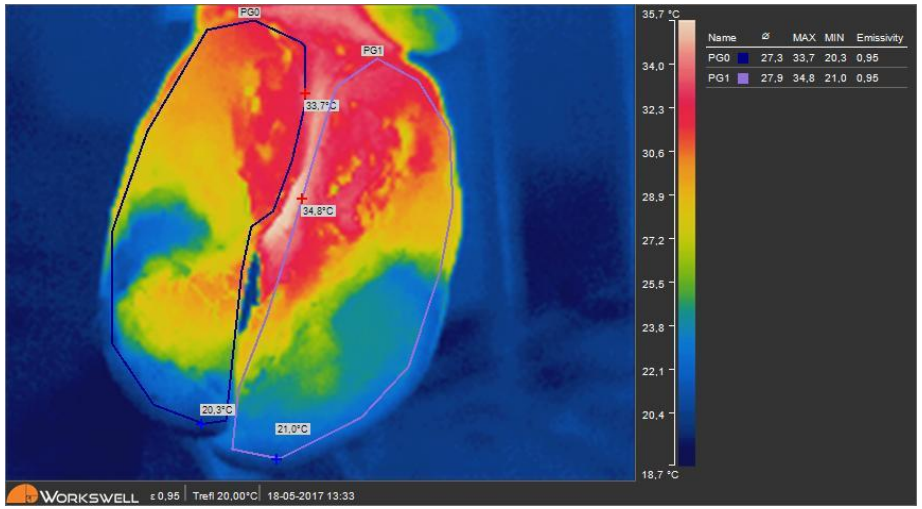


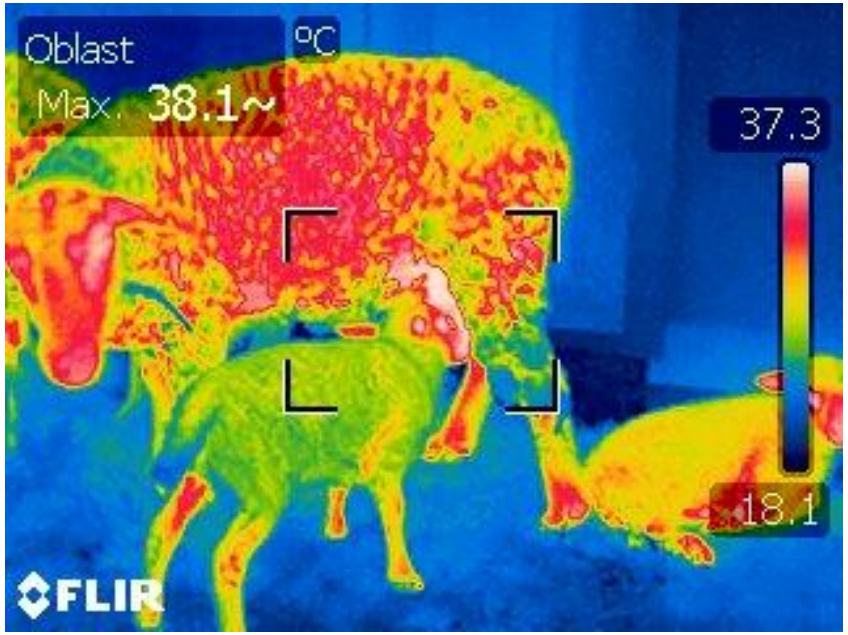

34.5
32.9
31.3
29.6
27.9
33.9
34.5
33.7
hc29.bmp 14:27 08-19-09 34.5 27.9
34.5
32.8
31.1
29.4
27.7
33.3
34.1
hc30.bmp 14:27 08-19-09 34.5 27.6
33.9
32.9
32.0
31.0
30.0
hc31.bmp 14:27 08-19-09 33.9 29.9
33.7
32.7
31.7
30.7
29.7
hc32.bmp 14:28 08-19-09 33.6 29.7
33.0
31.3
29.6
27.8
26.1
hc33.bmp 14:38 08-19-09 33.0 26.0
33.4
32.0
30.5
29.0
27.5
30.3
30.3
hc34.bmp 14:38 08-19-09 33.4 27.4
32.3
30.9
29.5
28.0
26.5
30.0
29.8
hc35.bmp 14:38 08-19-09 32.3 26.5
33.2
31.9
30.5
29.1
27.8
32.2
31.6
hc36.bmp 14:38 08-19-09 33.2 27.7
33.0
31.7
30.3
29.0
27.6
32.3
32.8
hc38.bmp 14:57 08-19-09 32.9 27.5

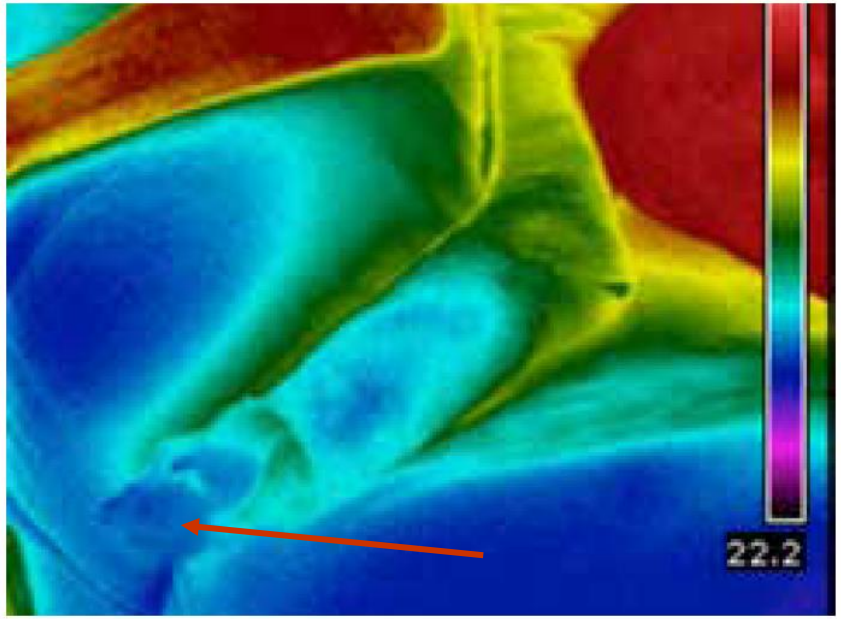
Paznehty

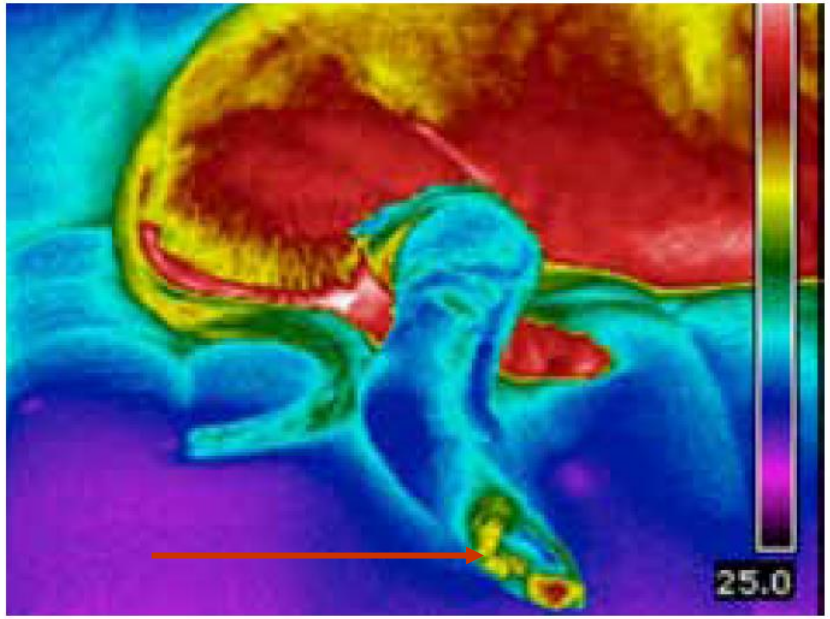

Oblast
Max. 35.2
°C
35.2
17.4
FLIR


Oblast
Max. 37.0
°C
37.3
19.5
FLIR


PG0
PG1
33.7°C
34.8°C
20.3°C
21.0°C
35,7 °C
34,0
32,3
30,6
28,9
27,2
25,5
23,8
22,1
20,4
18,7 °C
Name ⌀ MAX MIN Emissivity
PG0 27,3 33,7 20,3 0,95
PG1 27,9 34,8 21,0 0,95
WORKSWELL ε 0,95 Trefl 20,00°C 18-05-2017 13:33


Oblast
Max. 38.1~
°C
37.3
18.1
FLIR





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

snímky použity z prospektů firmy FLIR

Využití v medicíně

Výhody bezkontaktní termografie

neinvazivnost

jednoduchost

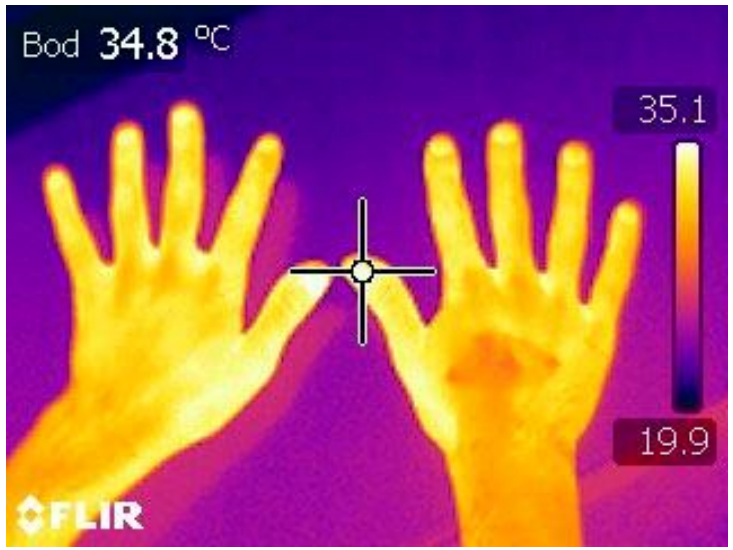
bezpečnost pro pacienta i obsluhu

nízká cena vyšetření

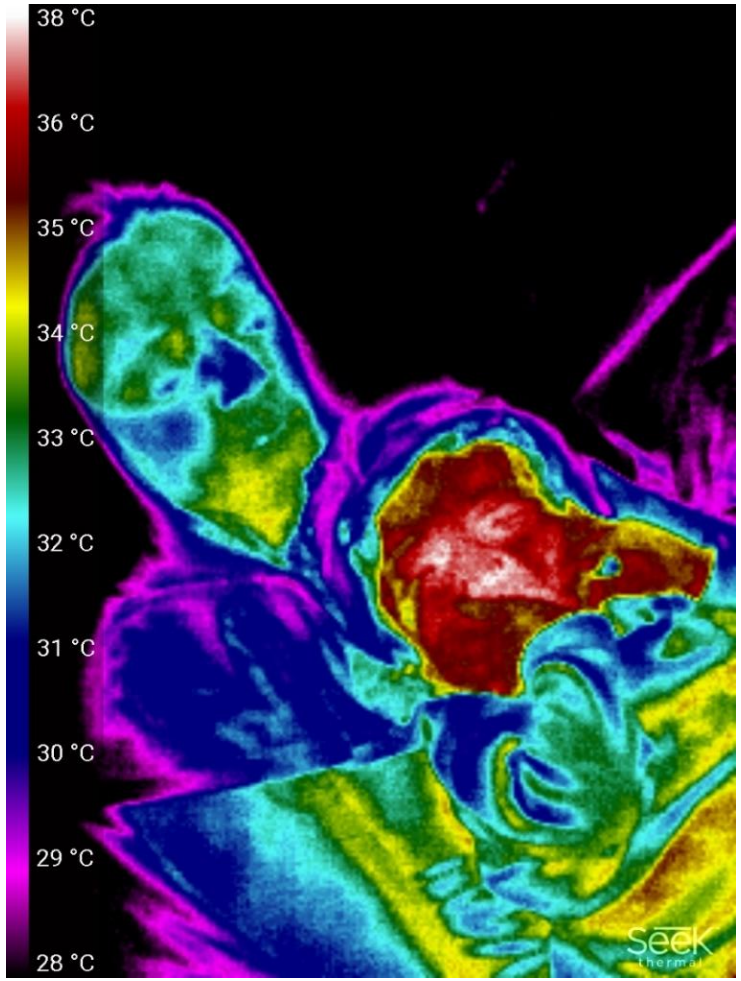
Nevýhody bezkontaktní termografie

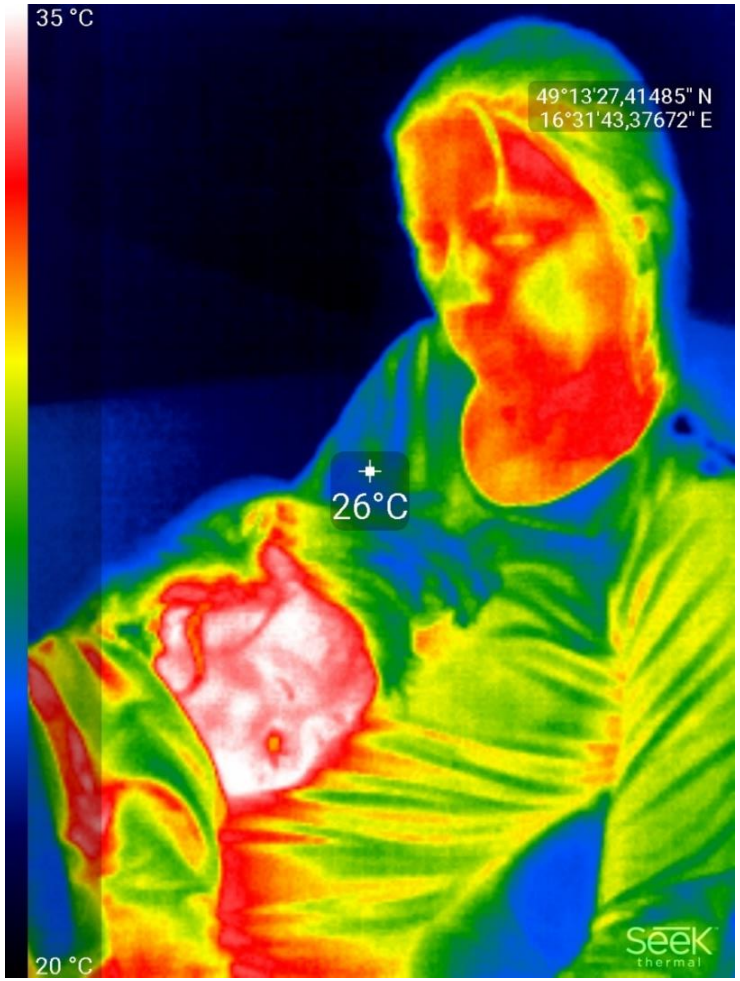
- Příprava pacienta a parametry okolního prostředí (ordinace)
- Emisivita a povrch snímaného objektu
- Rozdílná hodnota teploty jednotlivých částí těla v rámci populace – variabilita
- Srovnávací metoda
- Měření pouze povrchové teploty

- 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!**



Monitorování zvýšené teploty / horečky





- **termovizní kontroly** na letištích (chřipkové epidemie)

Tchaj-wan
Letiště Taipei – 4/2019

Zápatí prezentace

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

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

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 příchozím 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 přiloženými 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

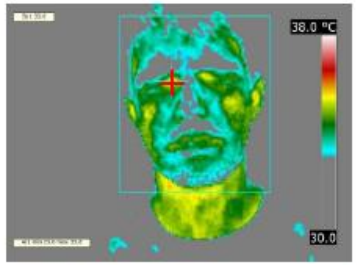
Obecná doporučení jsou použitelná za předpokladu, že se uživatel seznámil s manuálem pro použití přístroje pro IRT, tedy ovládá jeho základní funkce. Doporučení mohou být mírně modifikována dle typu přístroje.

- 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 improvizovaně 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 změnám 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 barevné 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.

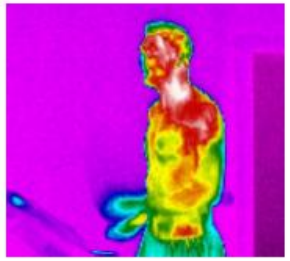
Podpořeno projektem specifického výzkumu MUNI/A/1369/2019
Brno, 2020, V Bernard, E Staffa, V Mornstein, Biofyzikální ústav LF MU, vbernard@med.muni.cz

MUNI MED

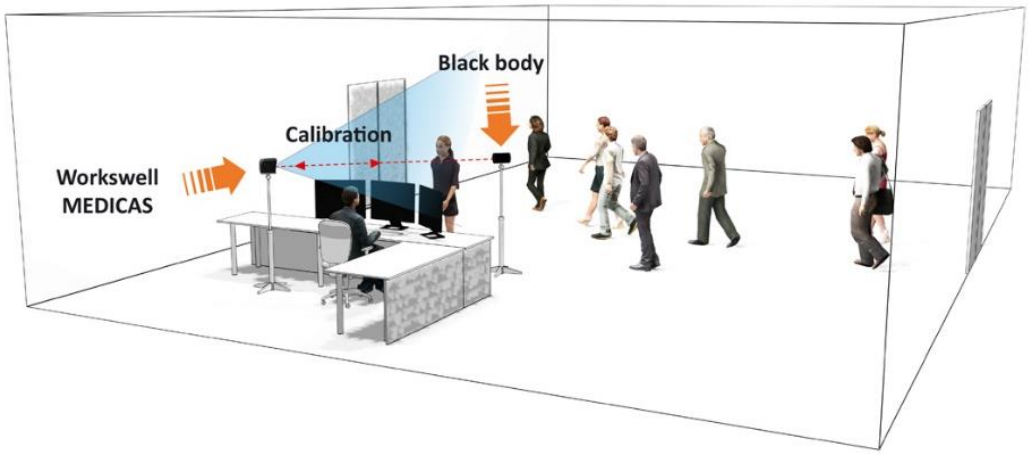
Příklad vhodného a nevhodného postupu měření a analýzy IRT snímku:



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 rekalibrací 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**

https://workswell.cz/infrakamera-pro-screening-onemocneni-infekce-nejen-na-letiste/

Historie termografie

Počátky v 50. letech 20. století

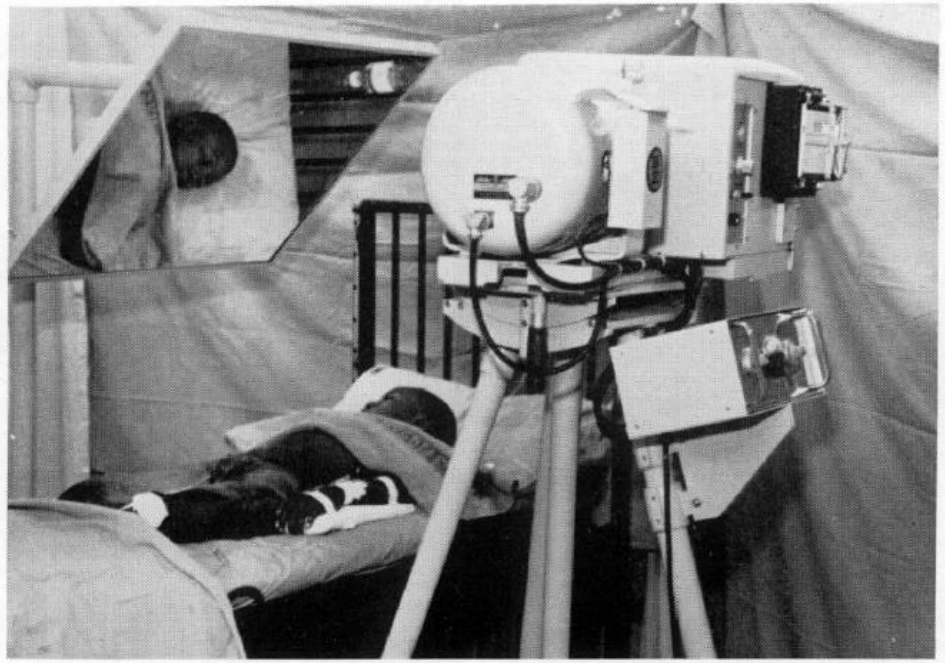
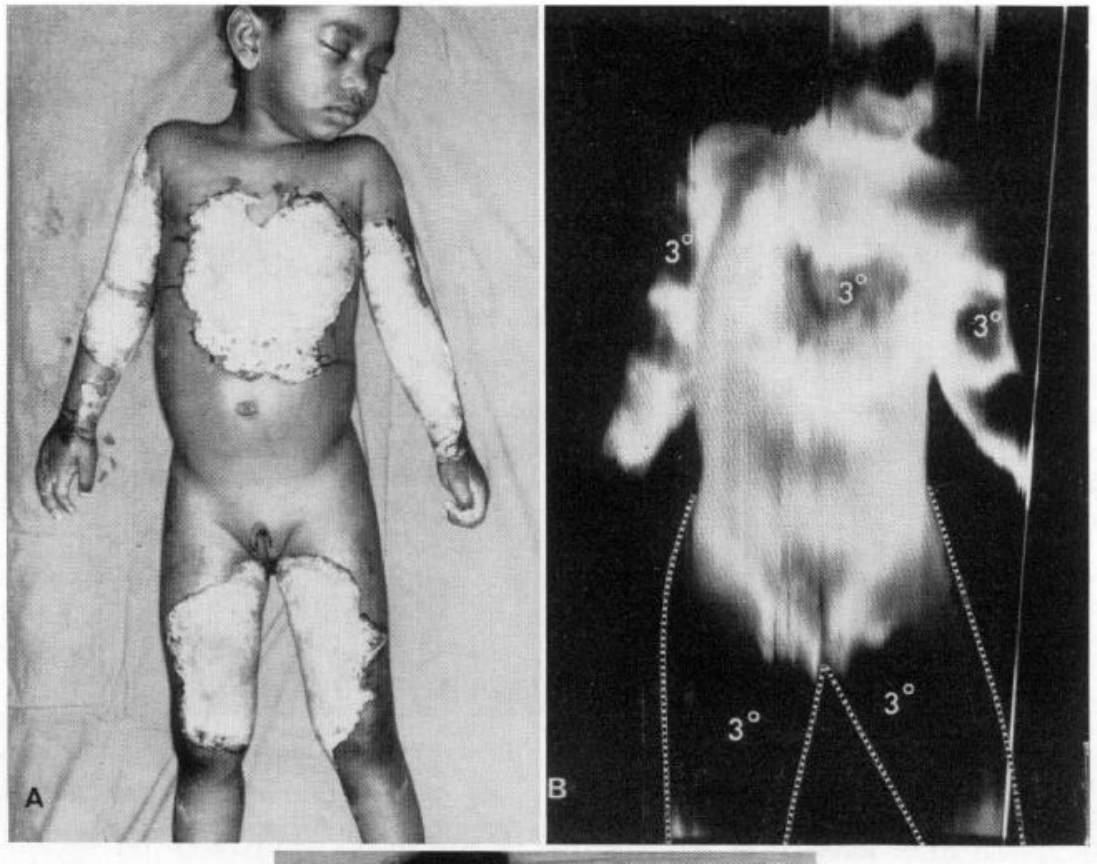
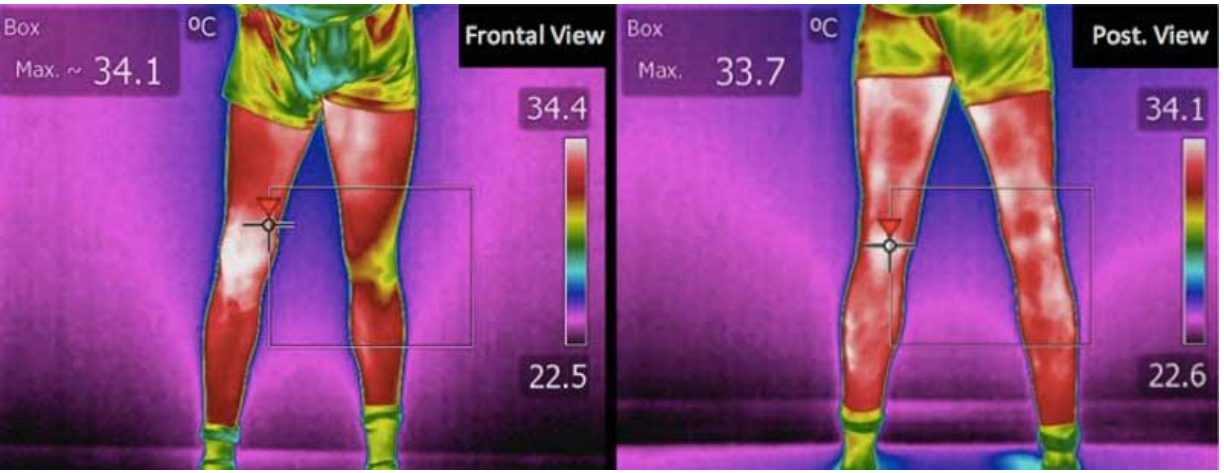
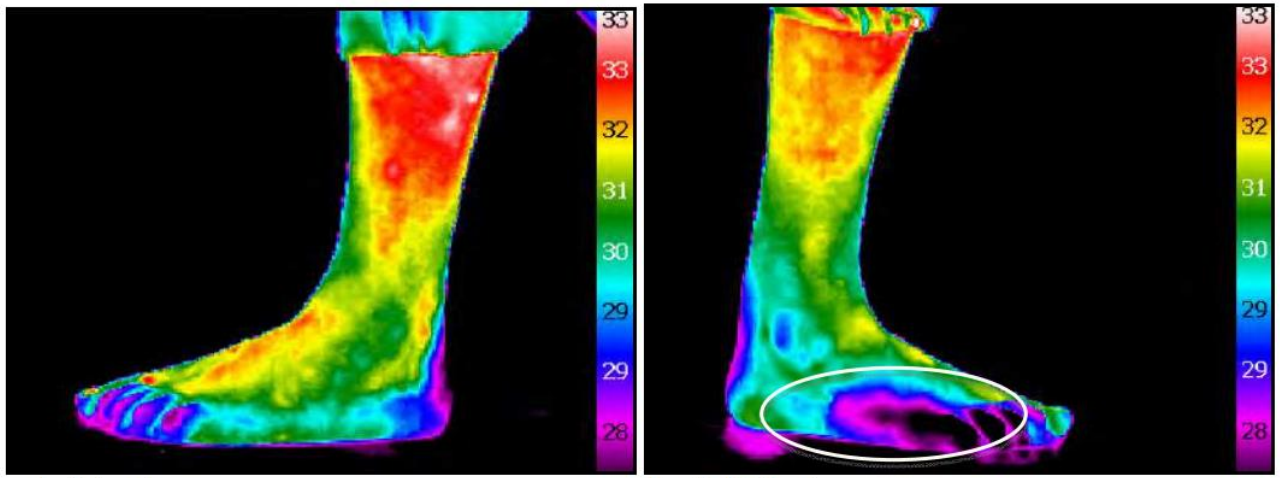


FIG. 1. Position of patient in relationship to thermograph machine is shown during scanning of a burn patient.

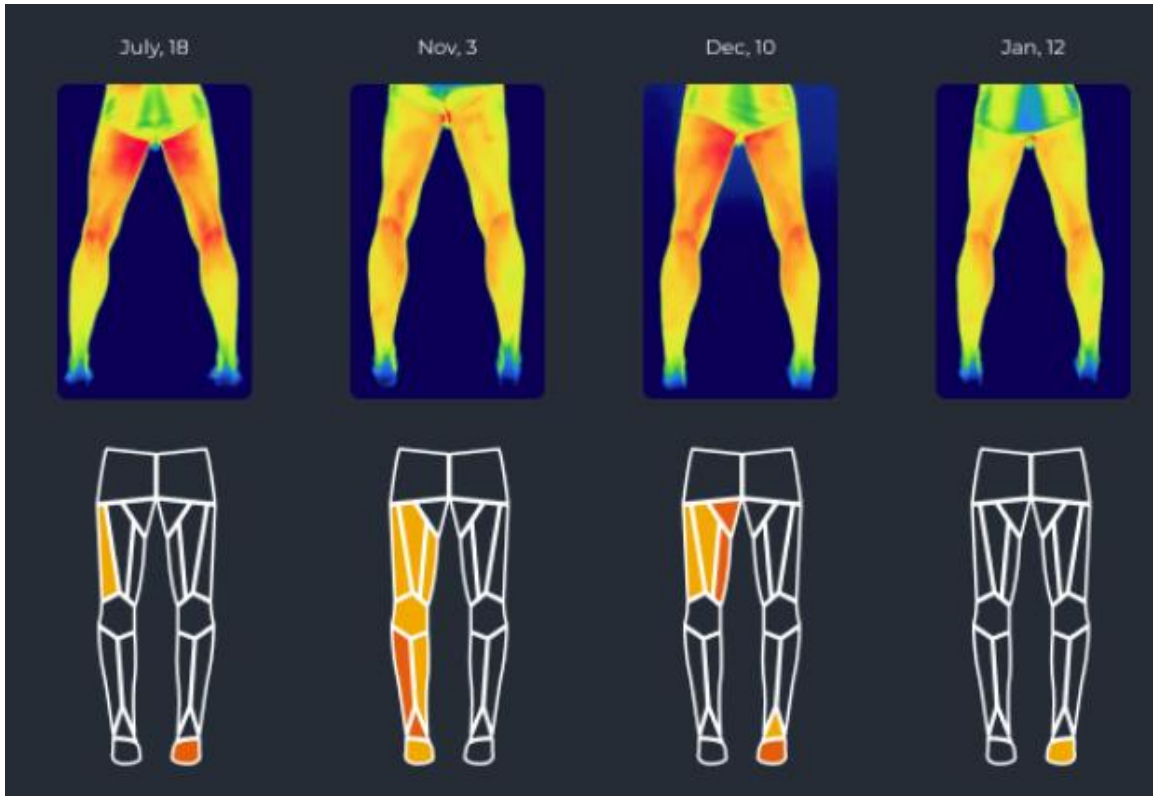


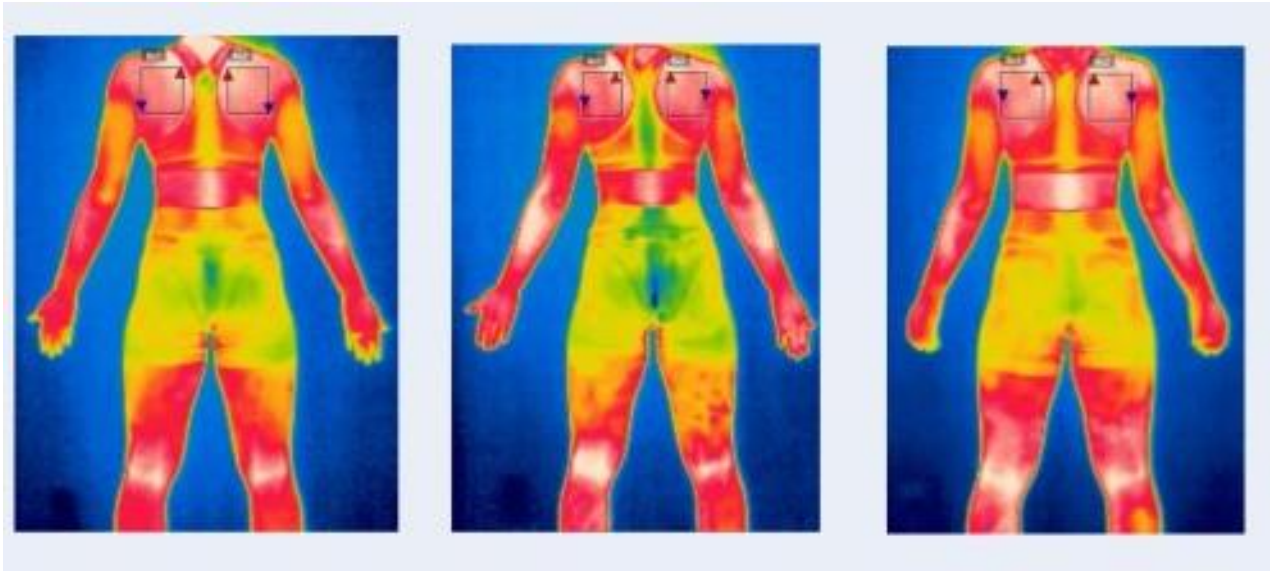
Sportovní medicína





a. left foot **b.** right foot

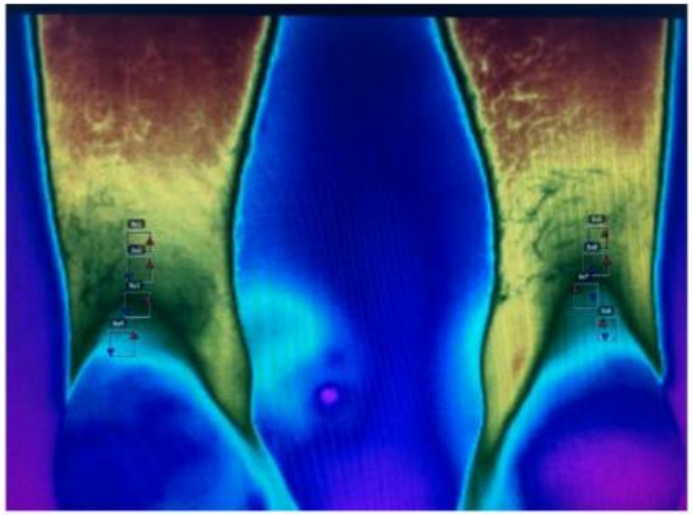


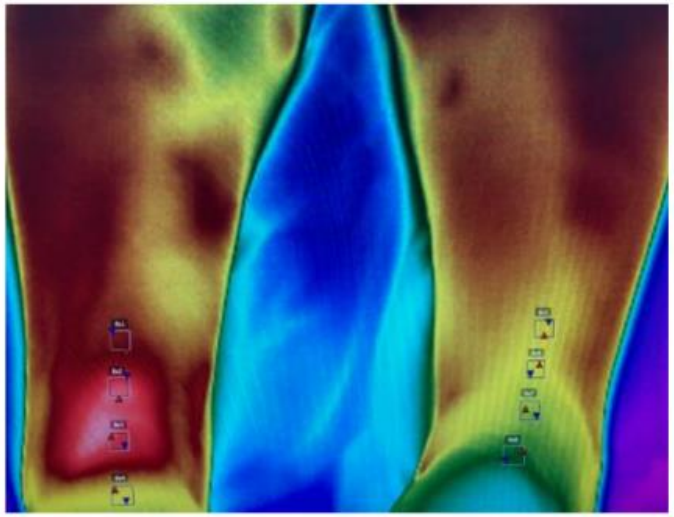


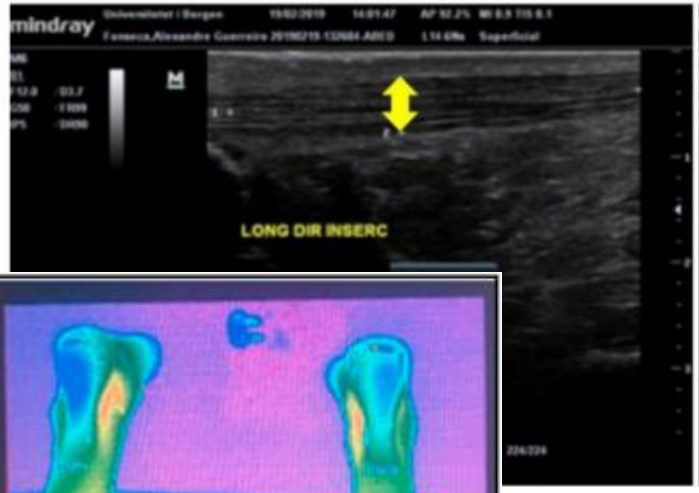
https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666506920300420

Fyzioterapie

Tendiopatie achilovy šlachy

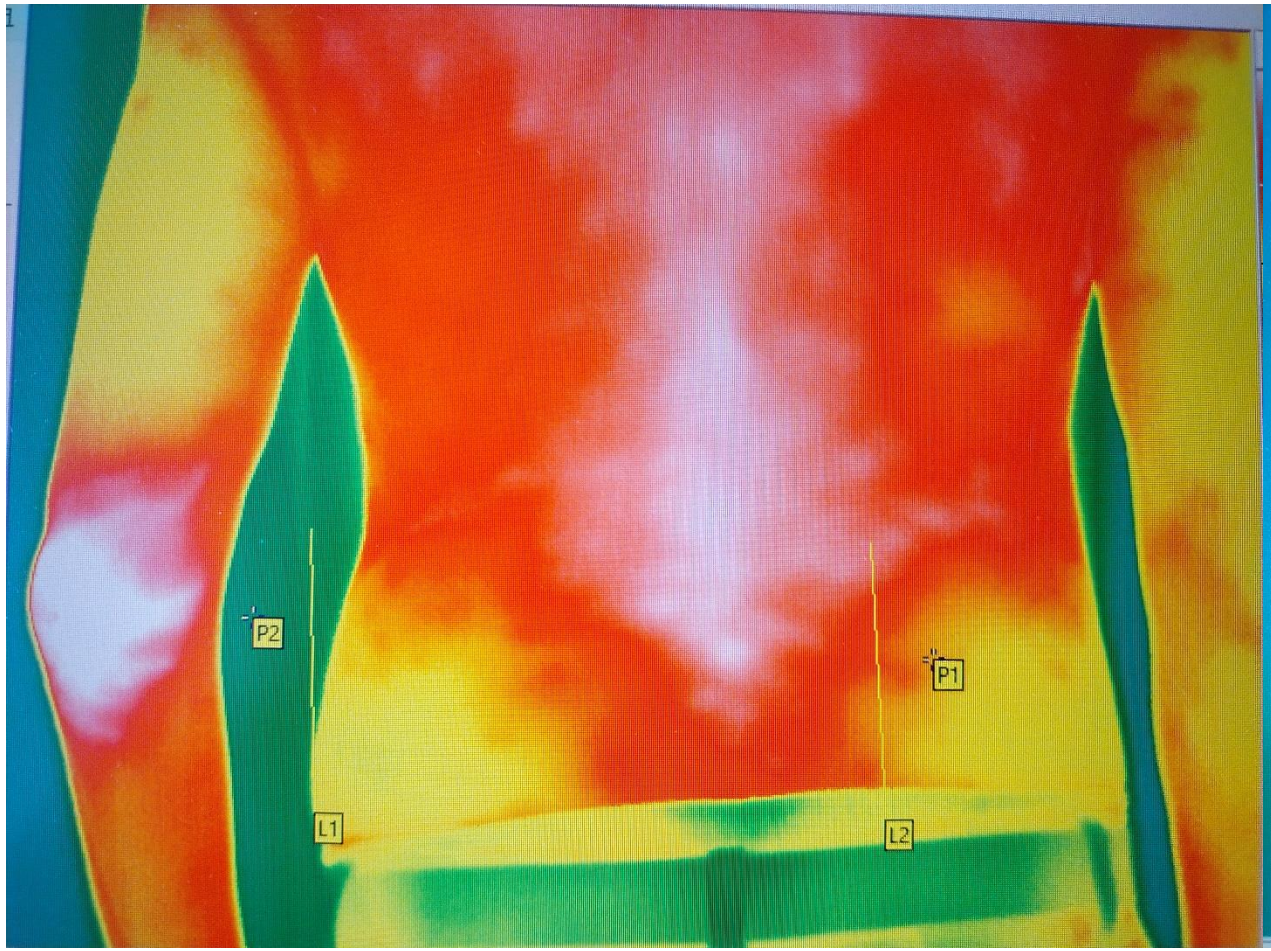


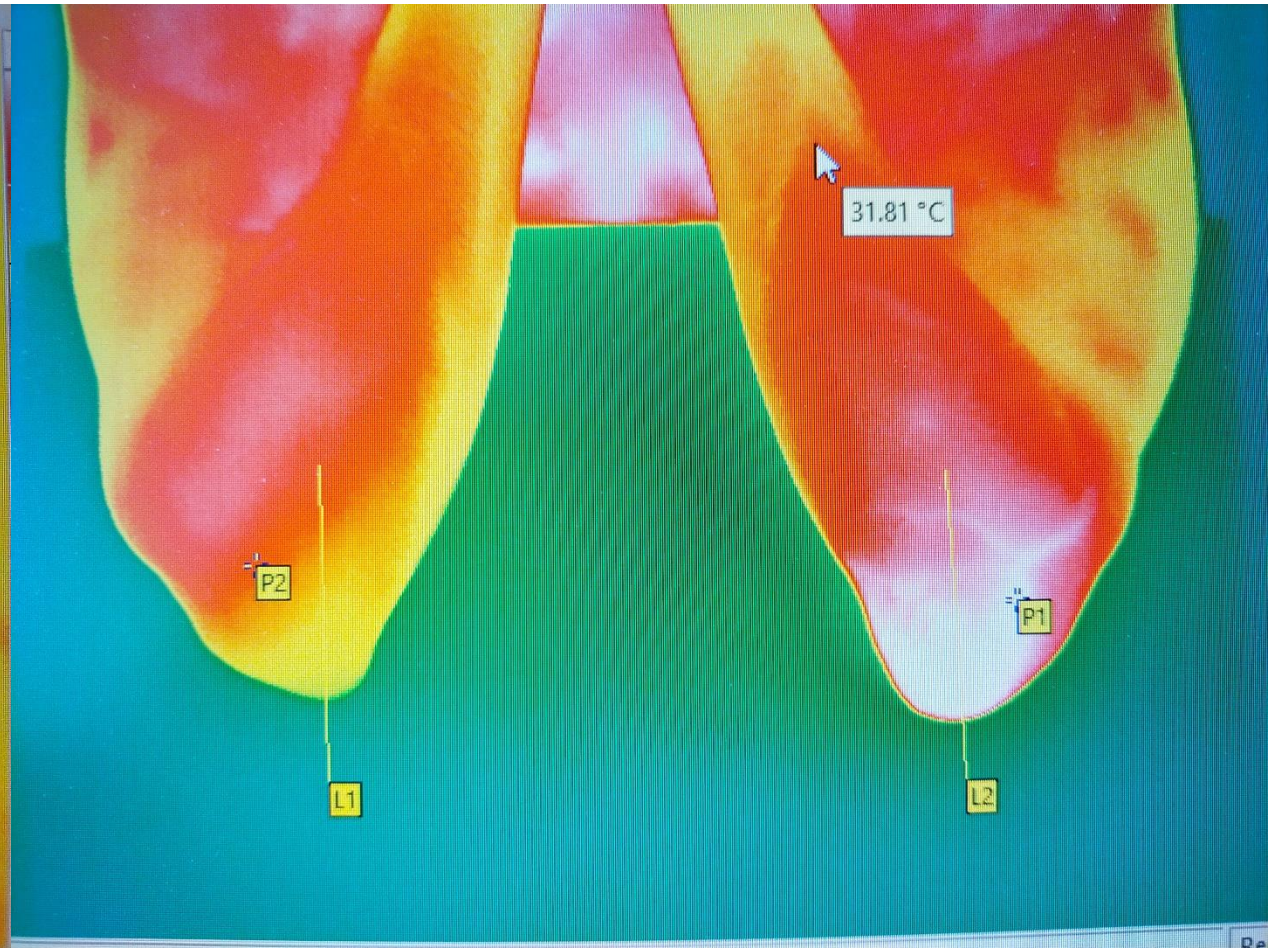


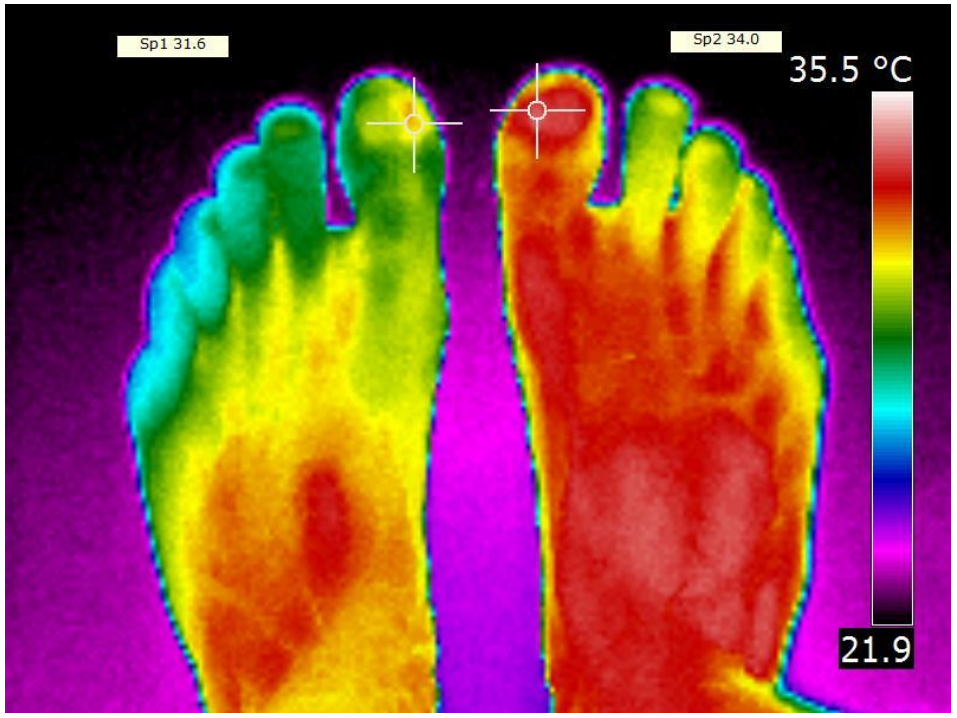


Infrared thermography in the diagnosis of Achilles tendinitis. A randomized double-blind pilot clinical trial

Zhmoždění loktu



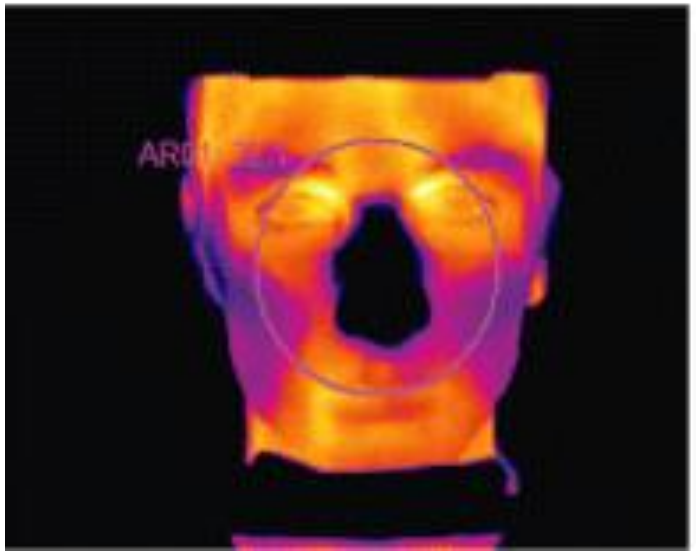


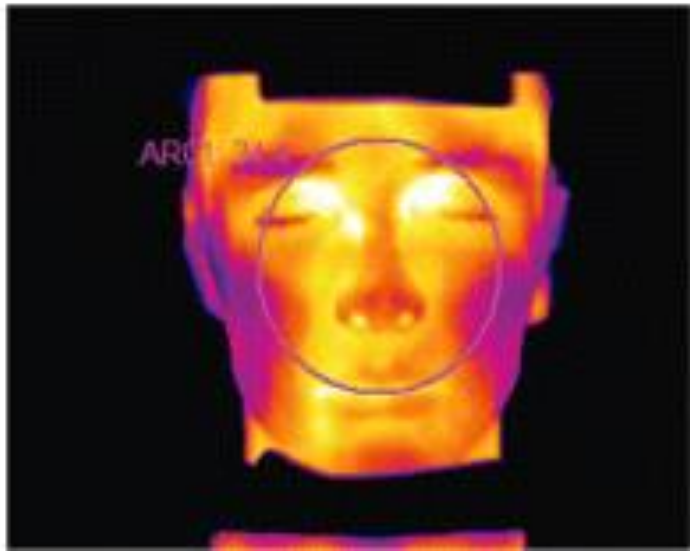


zánět v oblasti lůžka nehtu palce

before provocation

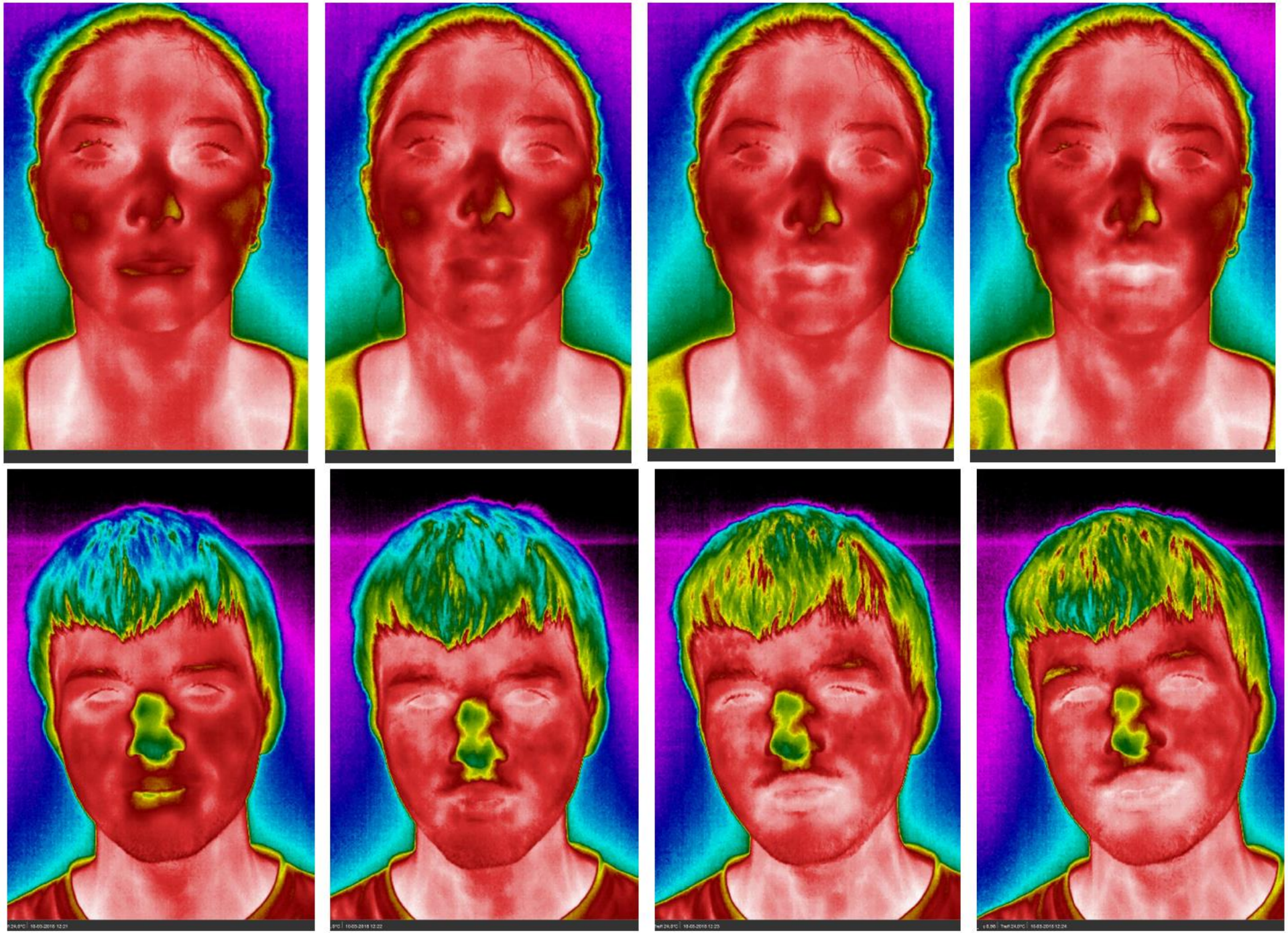
after provocation





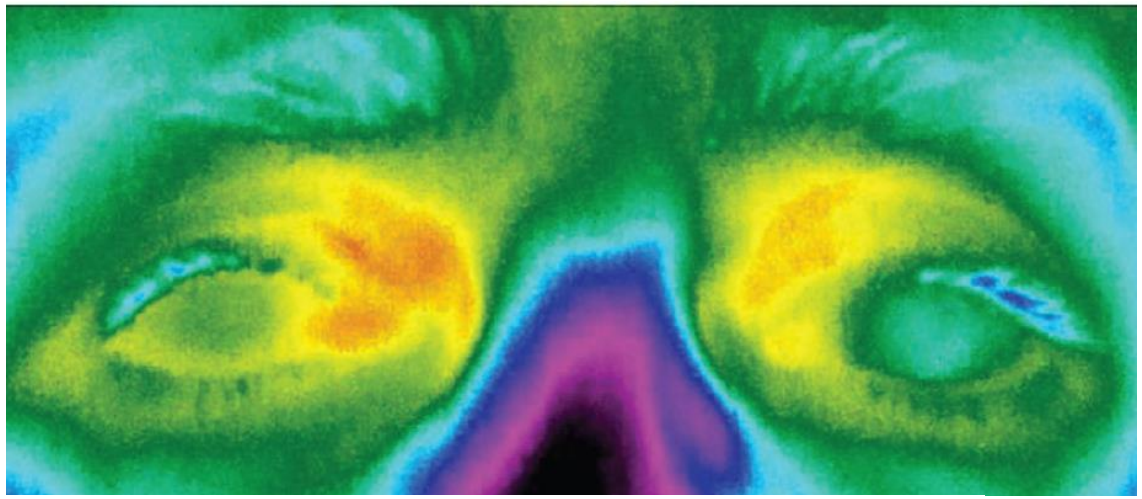
Sledování antihistaminické aktivity

Stimulace a sledování teploty pomocí kapsaicinu

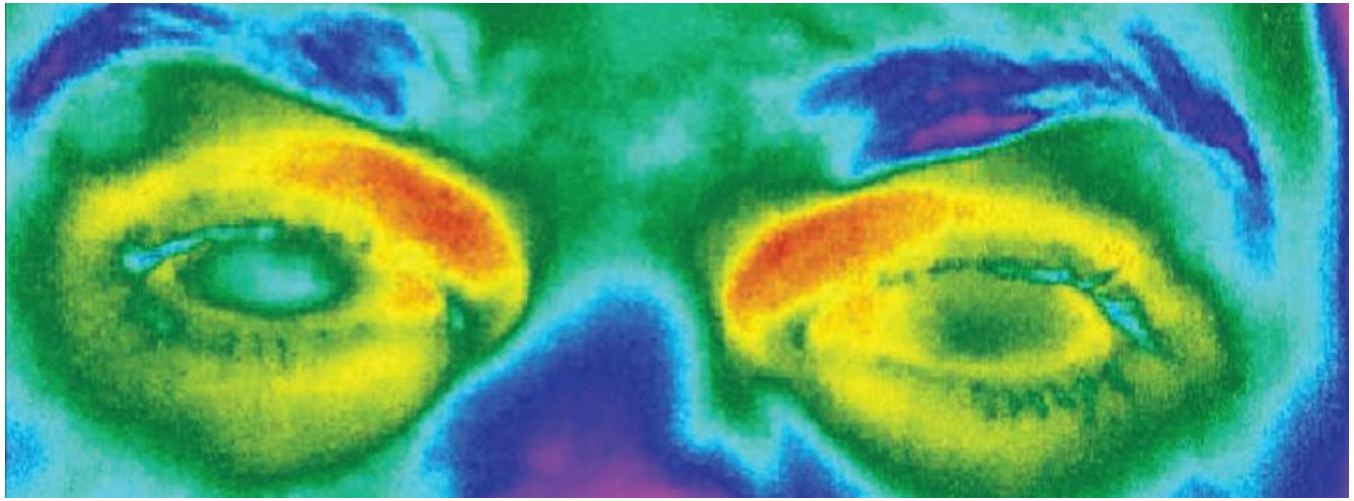


Oftalmologie

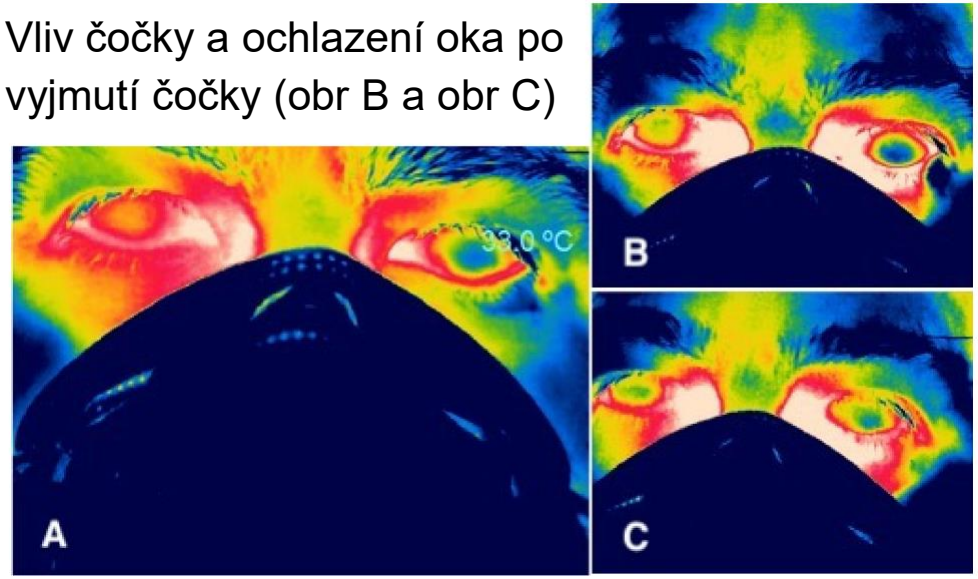
Skleritida (zánět bělimy) – vyšší teplota

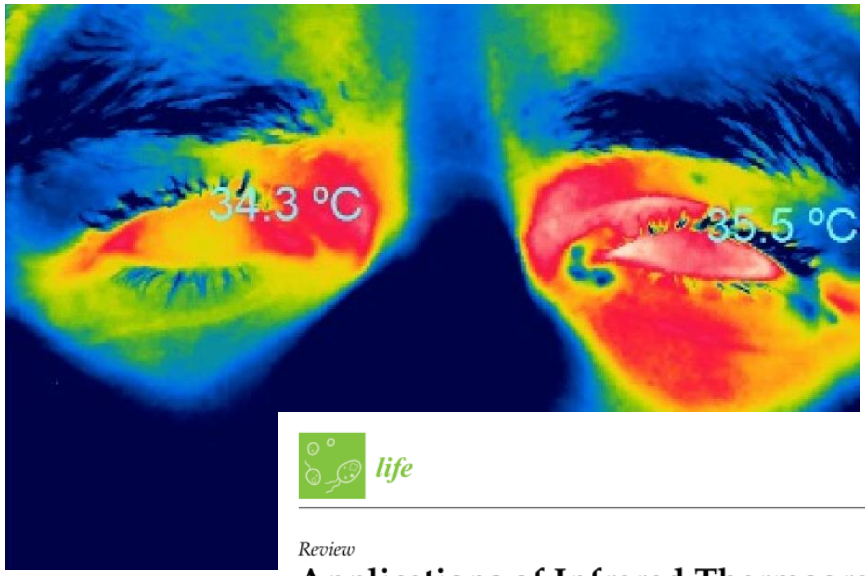


Keratitida (zánět rohovky oka) – nižší teplota



Vliv čočky a ochlazení oka po vyjmutí čočky (obr B a obr C)





plísňový rohovkový vřed na levém oku, který vyvolal zvýšení teploty rohovky o 1,2 ◦C

life

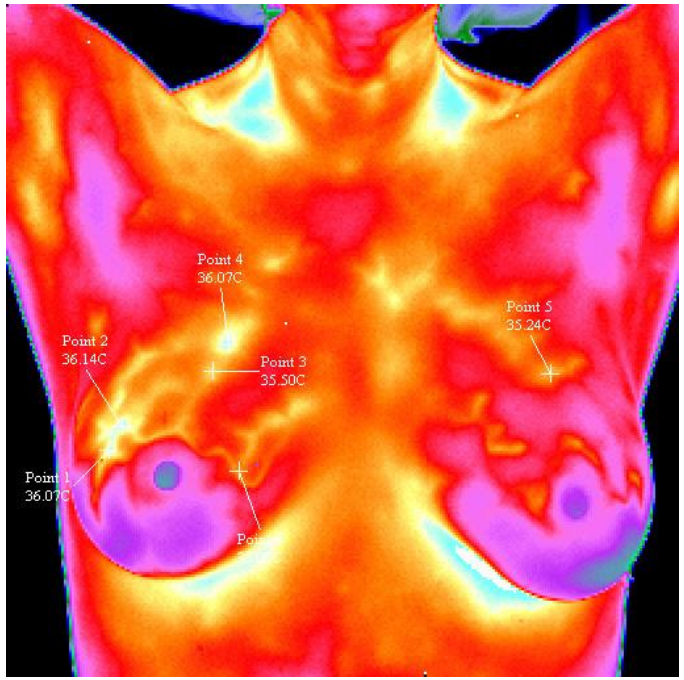
MDPI

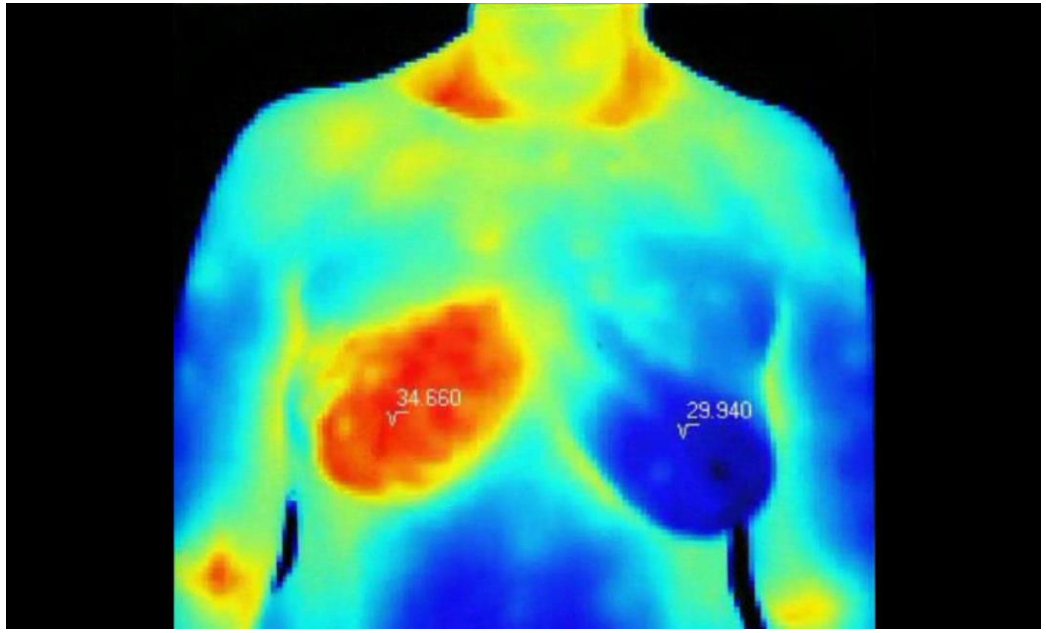
Review

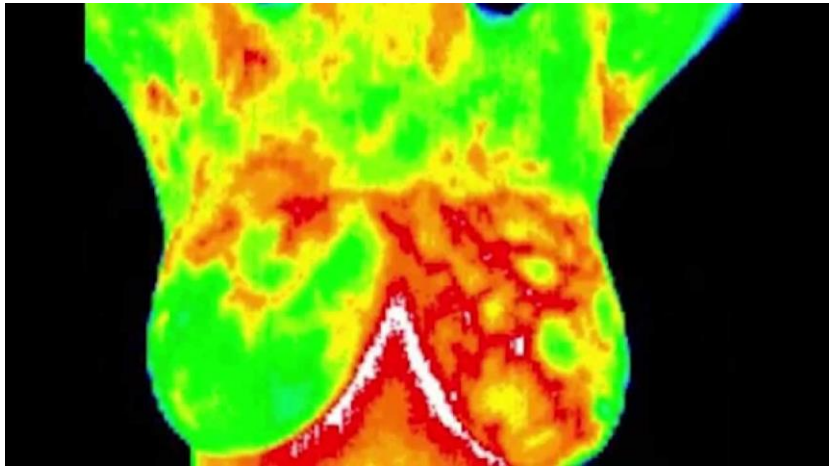
Applications of Infrared Thermography in Ophthalmology

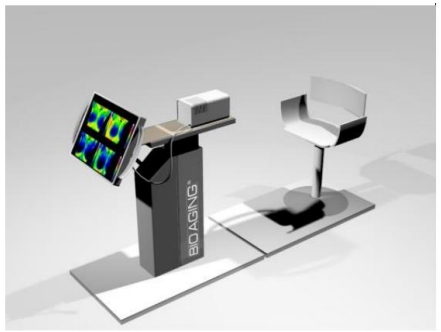
Rosario Gulias-Cañizo [1], Maria Elisa Rodríguez-Malagón [2], Loubette Botello-González [2], Valeria Belden-Reyes [2], Francisco Amparo [2] and Manuel Garza-Leon [2,*]

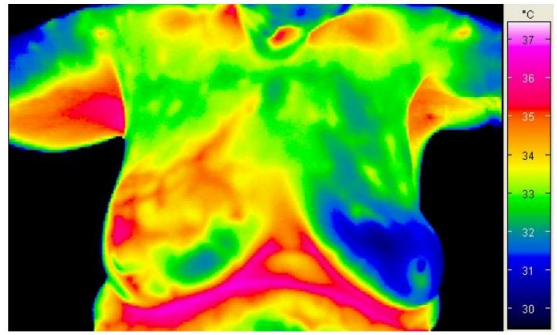
Detekce karcinom prsu





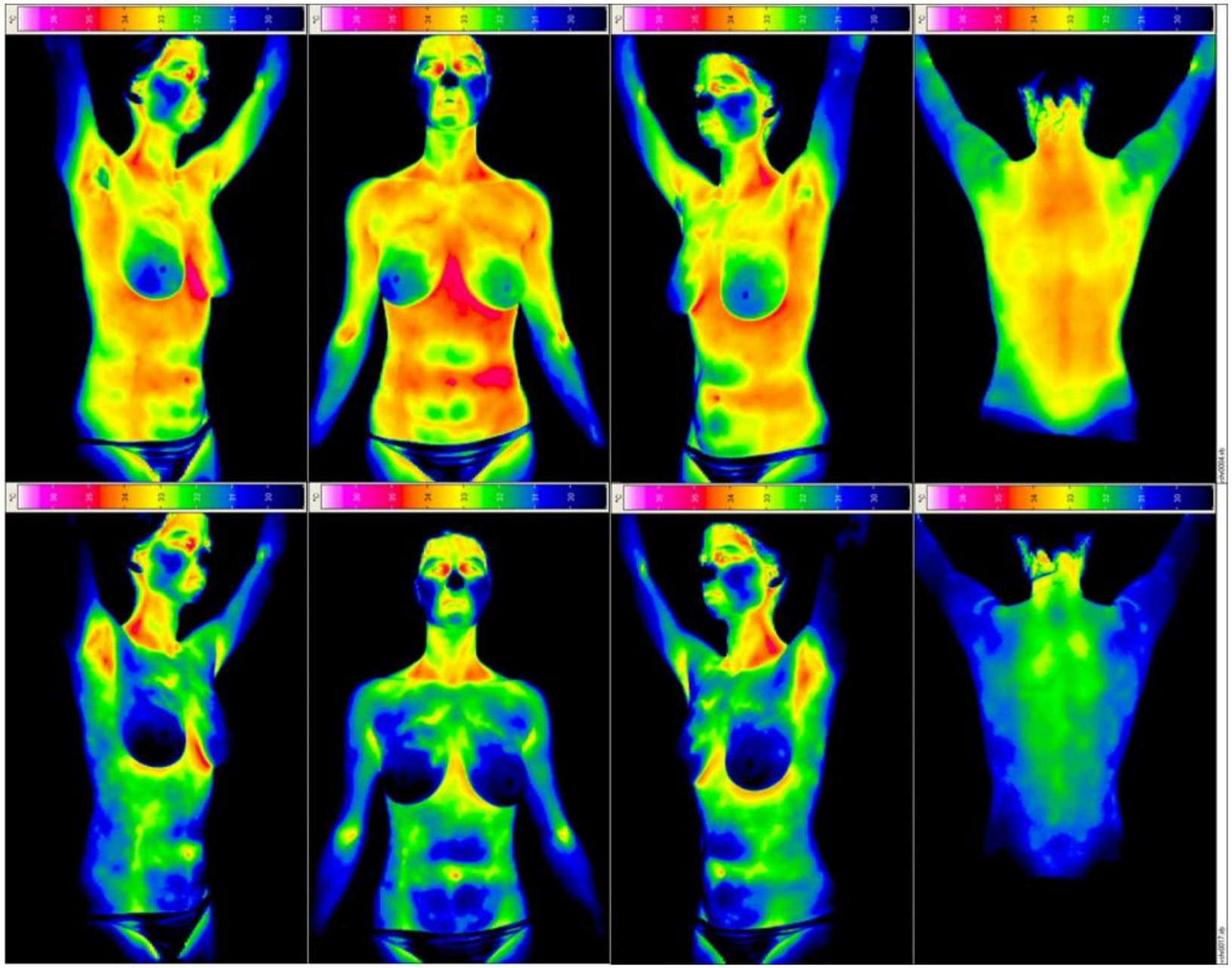




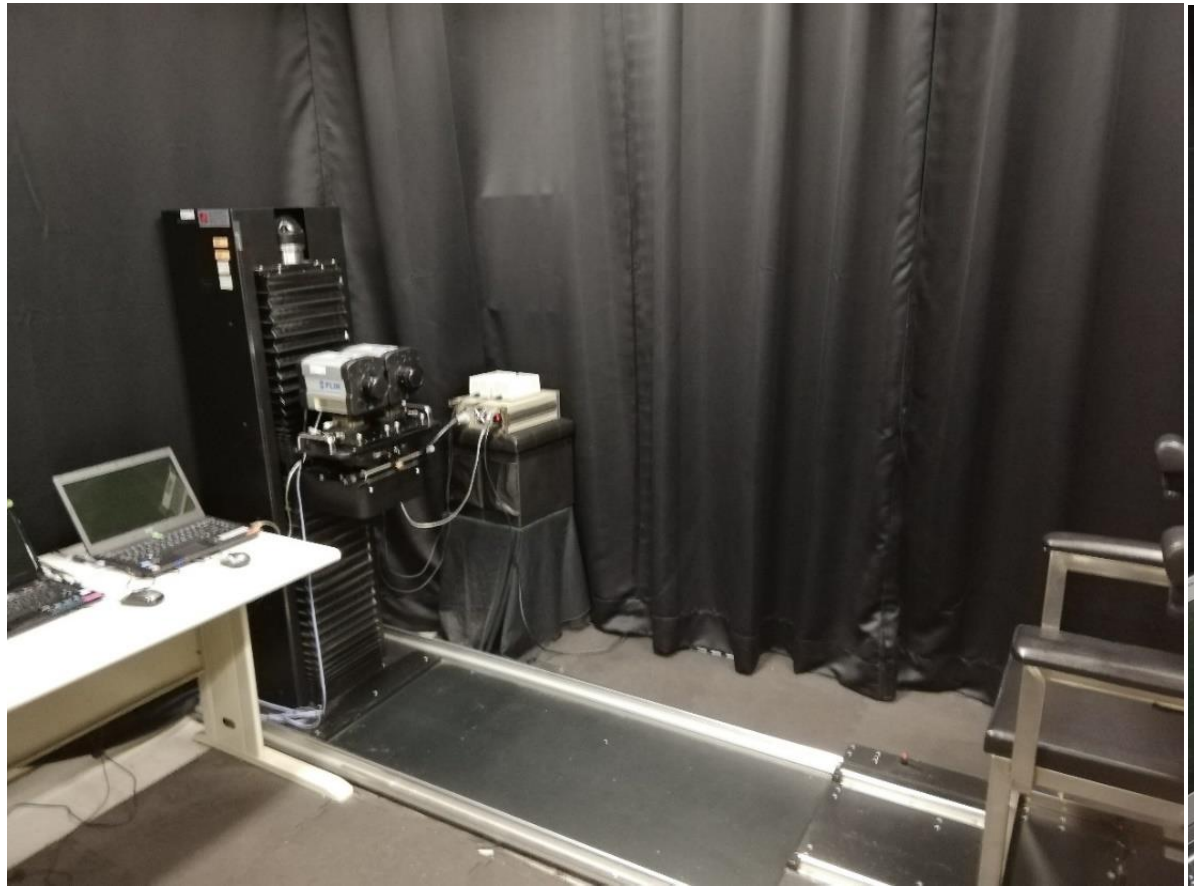


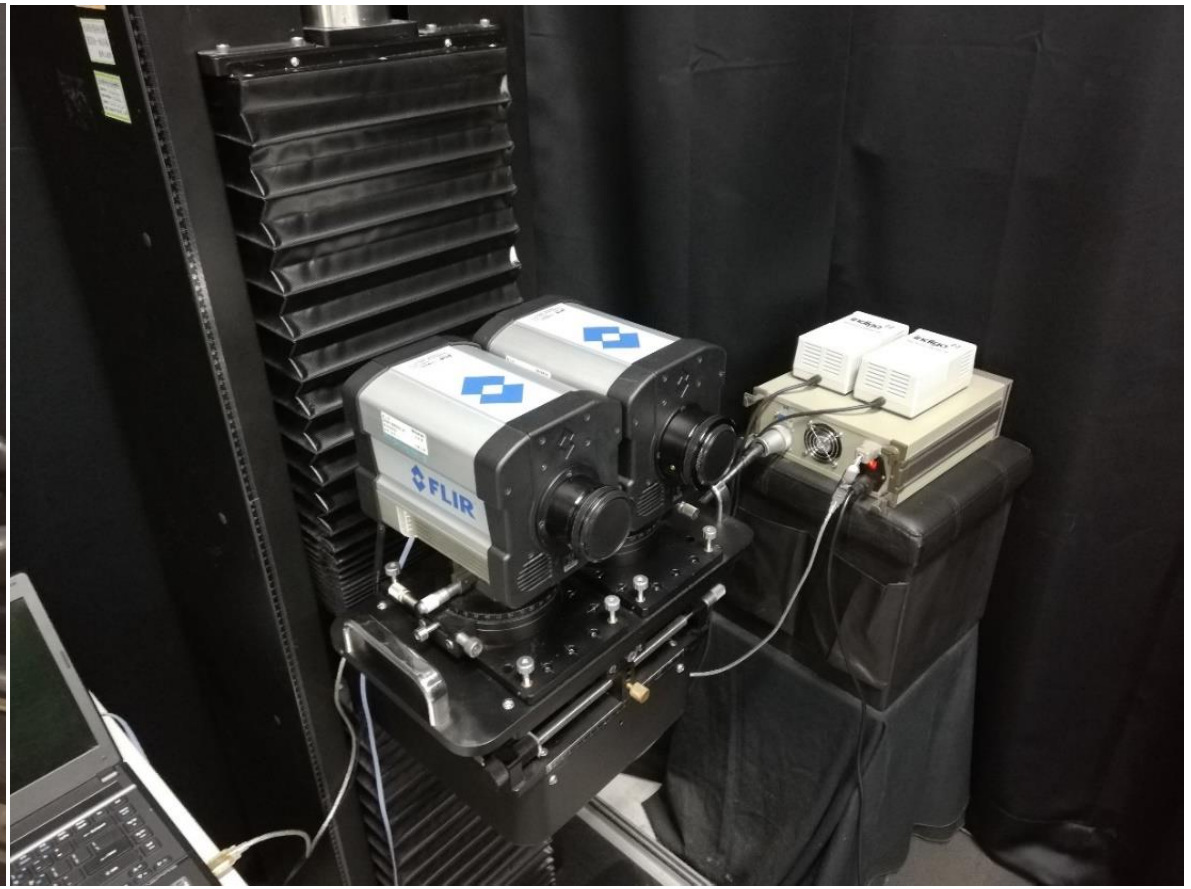
"BreastCancerRightSamplel" by Philiphoekstra (talk) (Uploads) - Transferred from en.wikipedia to Commons.. Licensed under Public Domain via Wikimedia Commons - http://commons.wikimedia.org/wiki/File:BreastCancerRightSamplel.jpg#mediaviewer/File:BreastCancerRightSamplel.jpg

Dynamická termografie

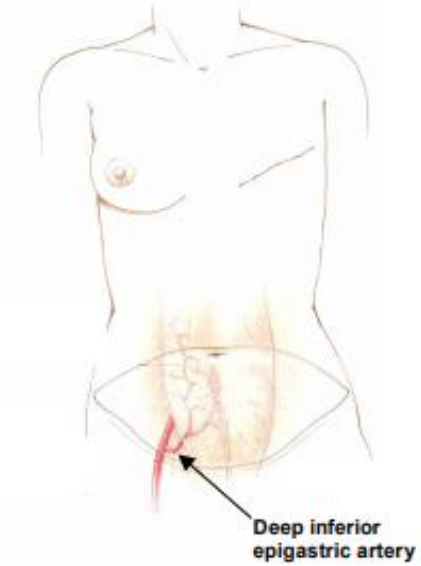


National Taiwan University – Imaging center

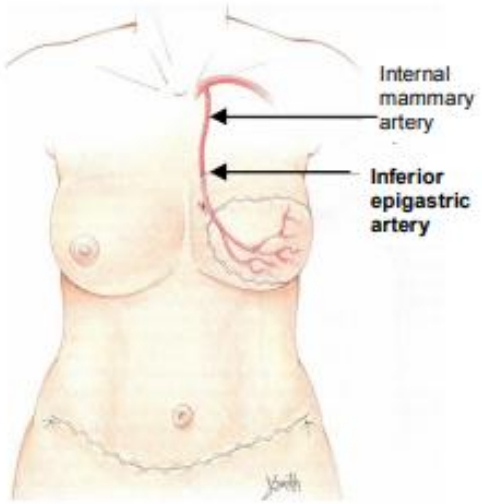




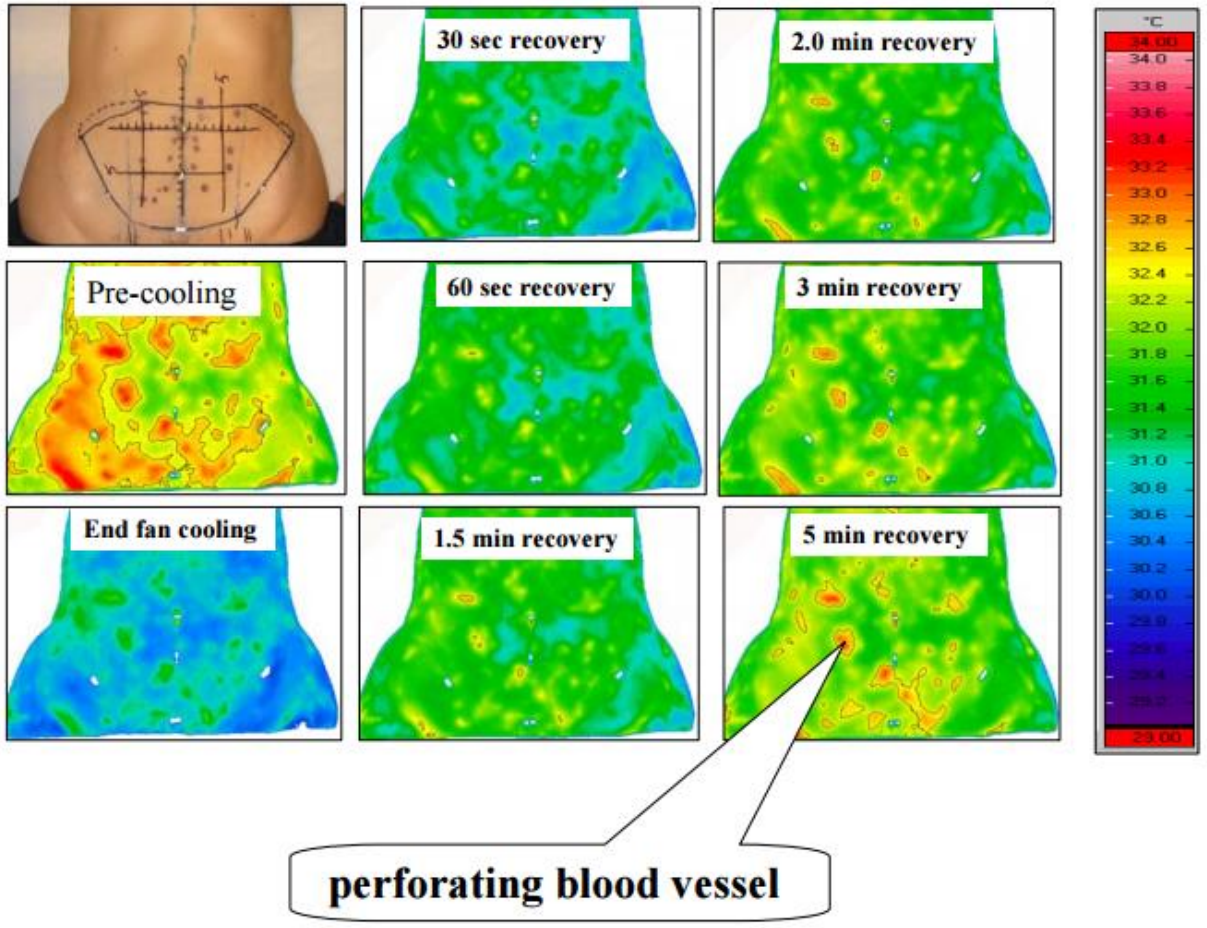
Pre-operative



Post-operative

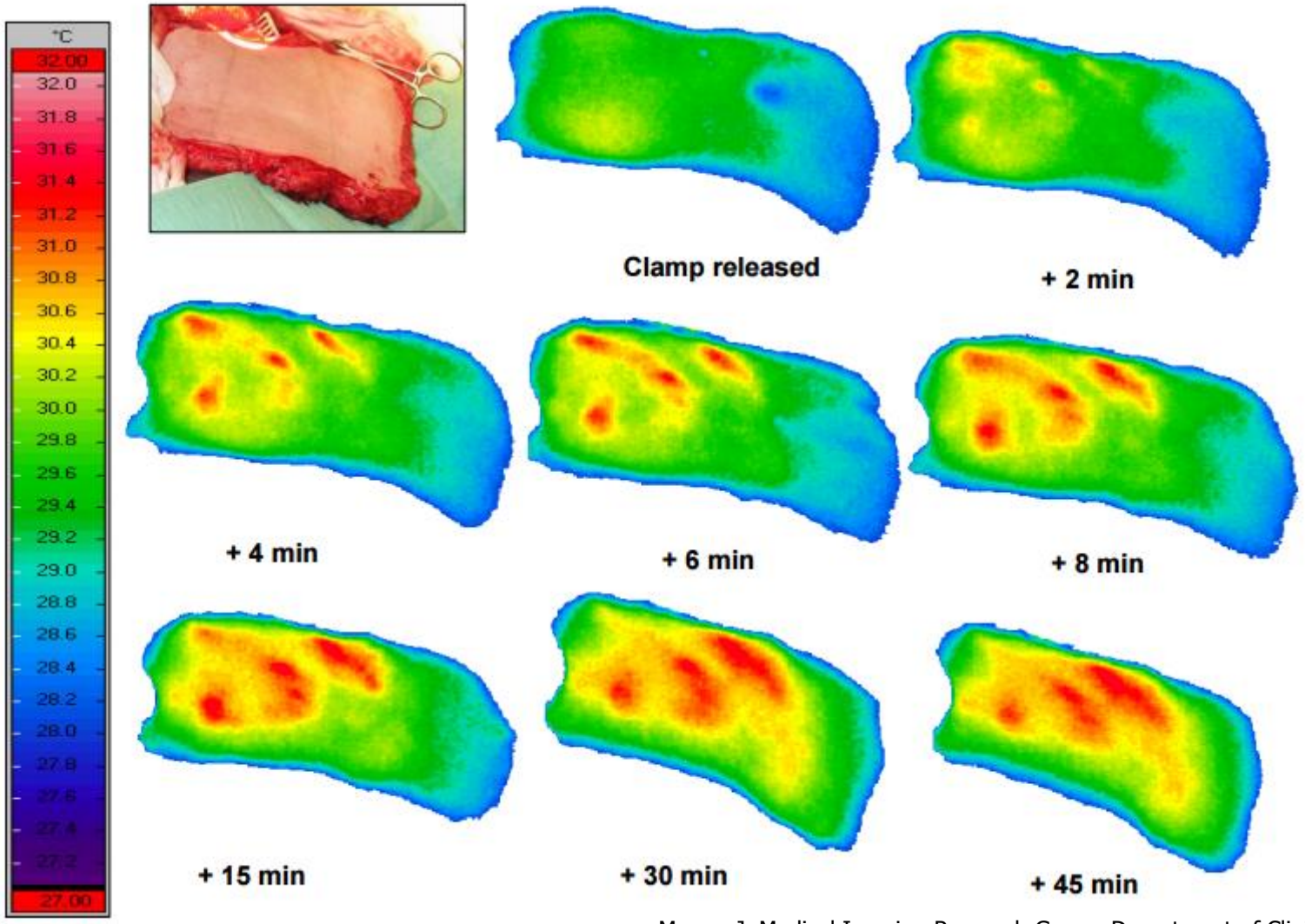


Visualization of perforating blood vessels with dynamic IR-thermography

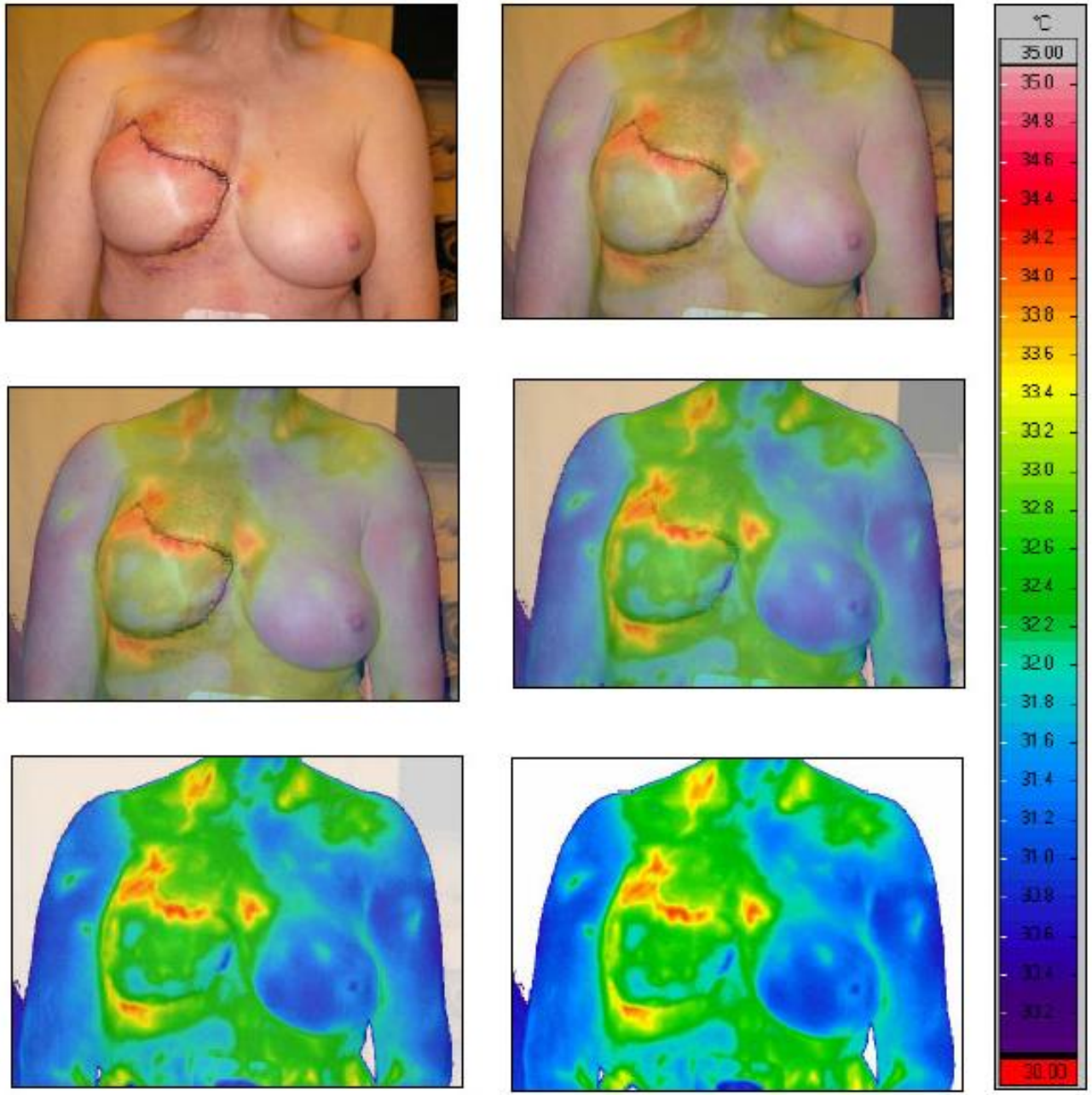


Mercer J. Medical Imaging Research Group, Department of Clinical Medicine, Faculty of Health Sciences, UiT - The Arctic University of Norway, Tromsø

Infrared thermal imaging and autologous breast reconstruction surgery



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



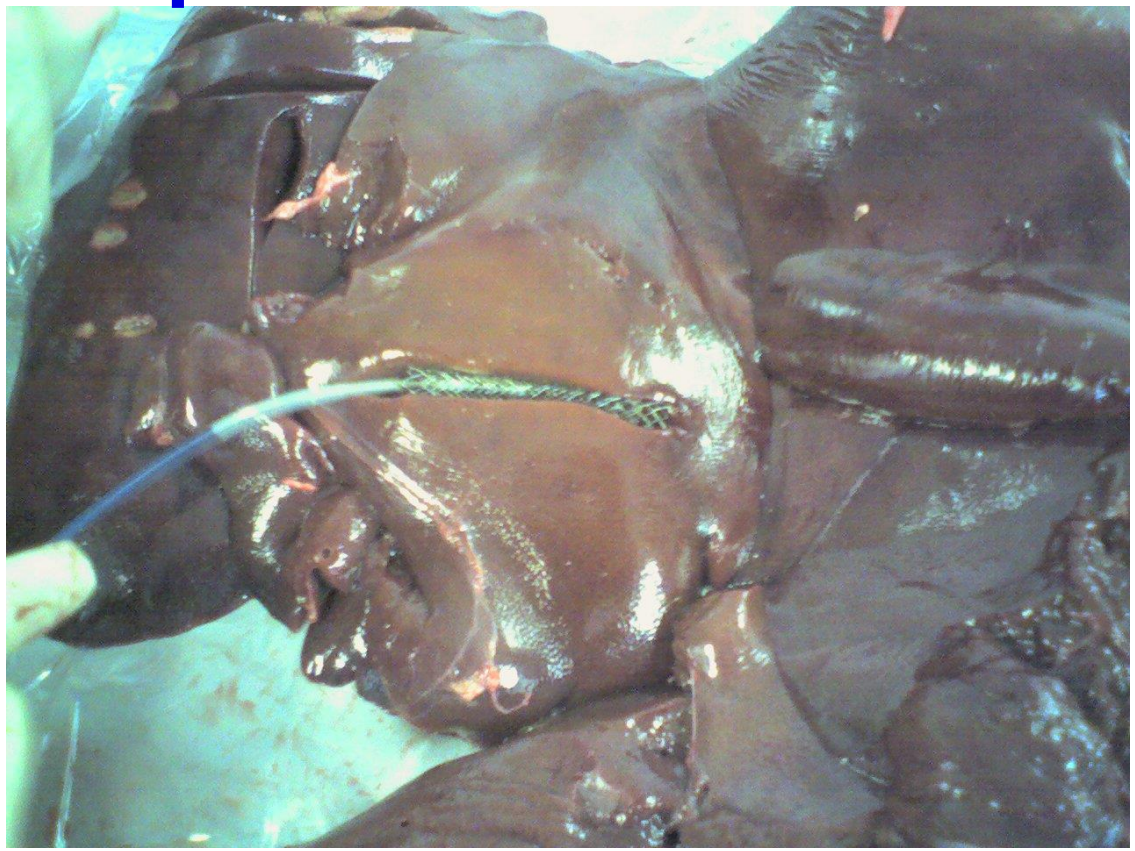
6 dní po resekci

Efekt prolnutí snímků

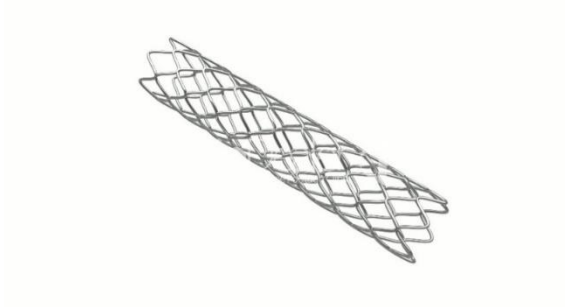
Mercer J. Medical Imaging Research Group, Department of Clinical Medicine, Faculty of Health Sciences, UiT - The Arctic University of Norway, Tromsø

http://www.medical-thermography.com/IMAGE%20GALLERY/bilde%205.jpg

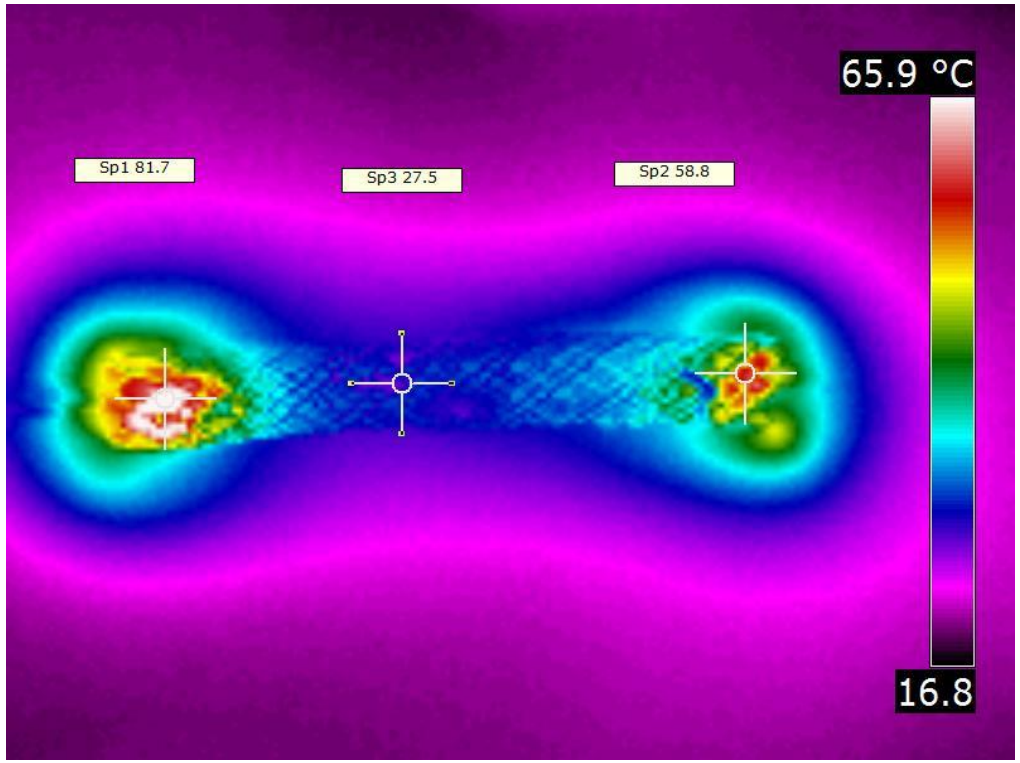
Termoablace tkáně – ireverzibilní elektroporace

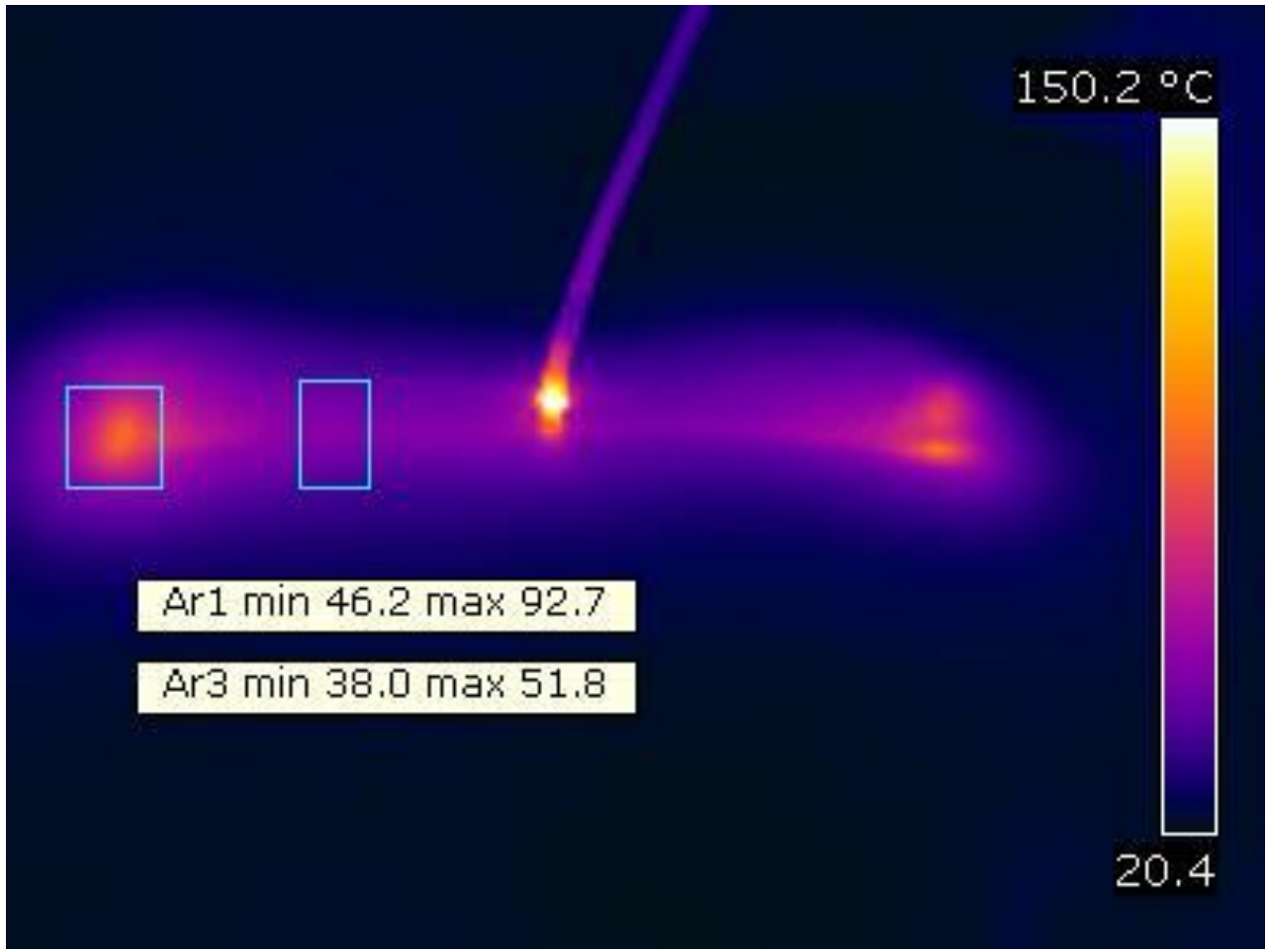


spolupráce
Biofyzikální ústav LF MU
Radiologická klinika FN Brno



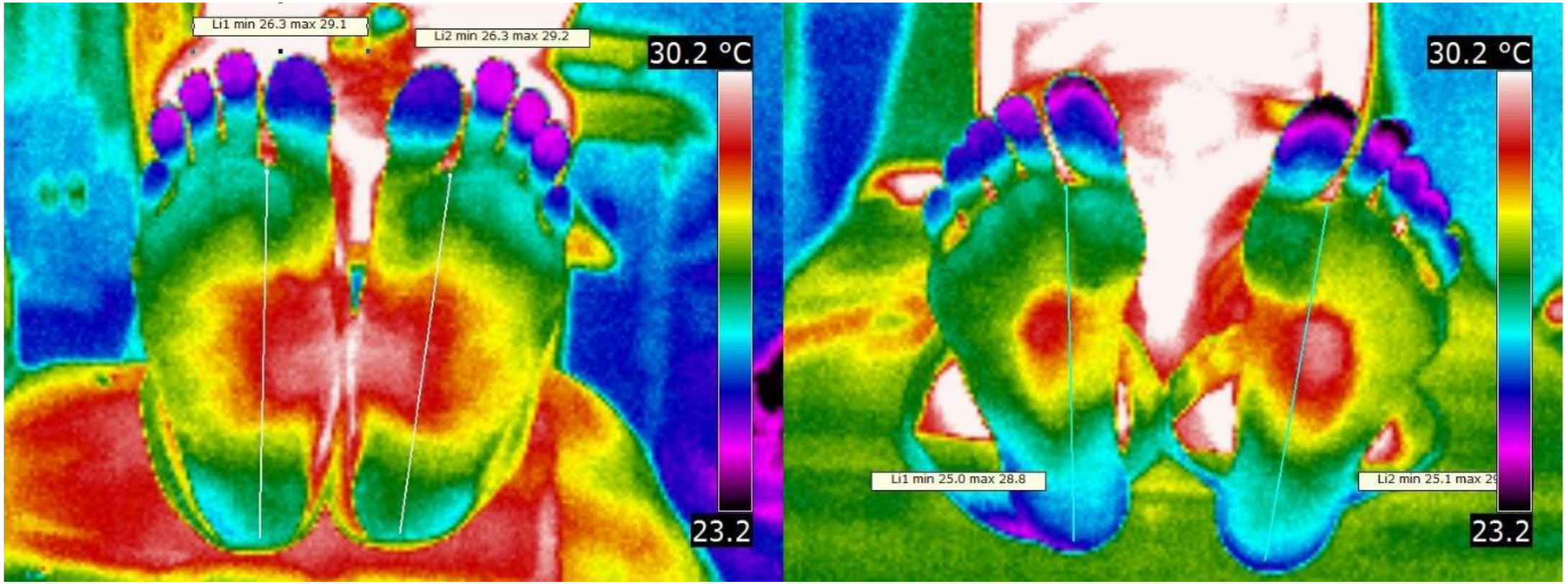
Termoablace tkáně – ireverzibilní elektroporace





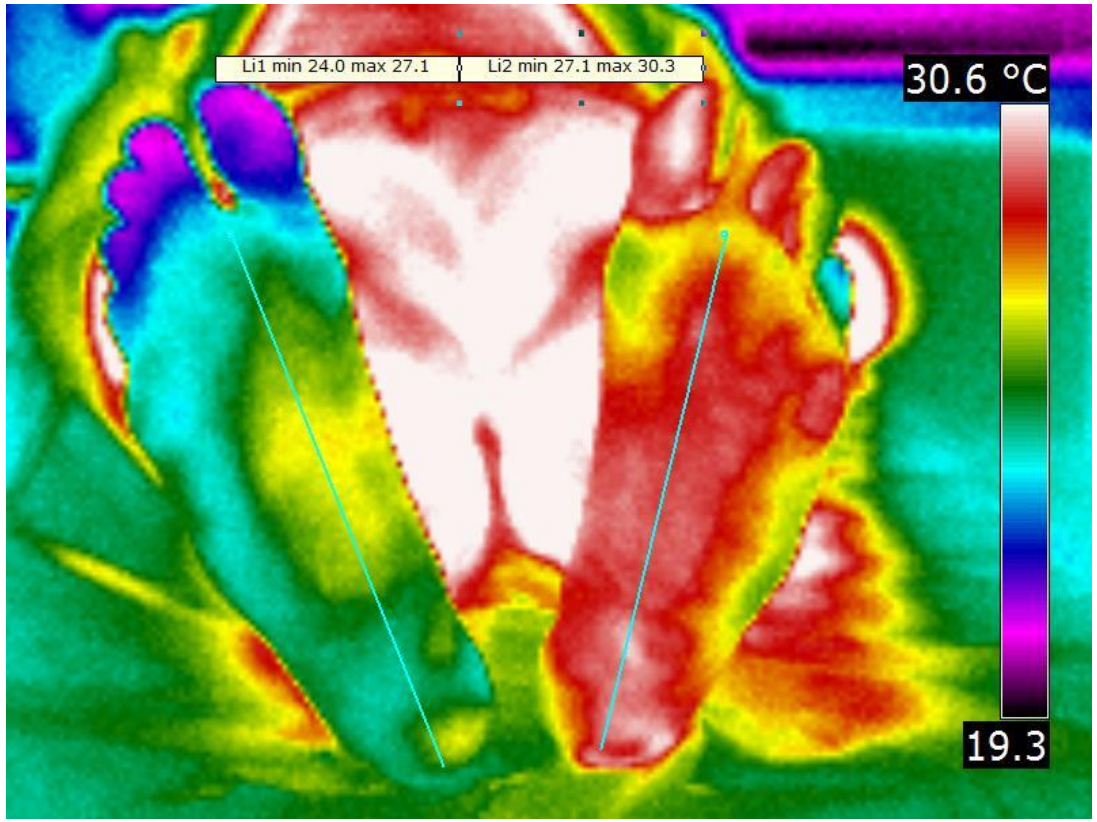
Ischemická choroba dolních končetin
Pacienti s diabetem mellitus II. typu

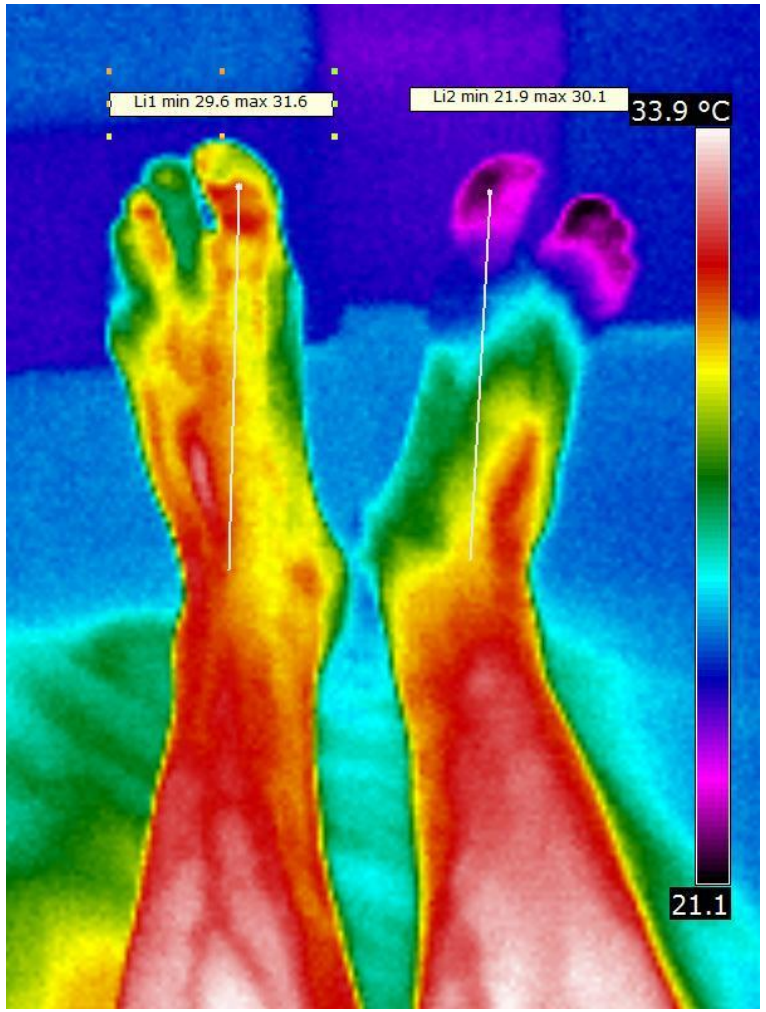
Teplota končetin u zdravé populace: průměrný rozdíl ≤ 0,5 °C



Příklad končetinové ischémie

- 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 ΔT = 3,3 °C**



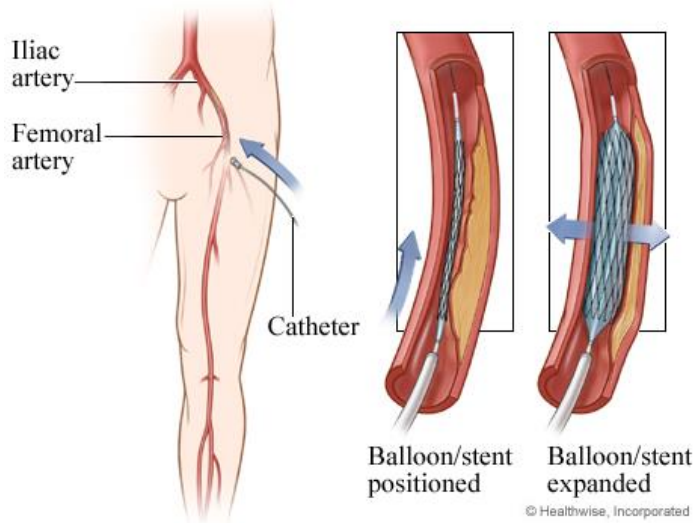


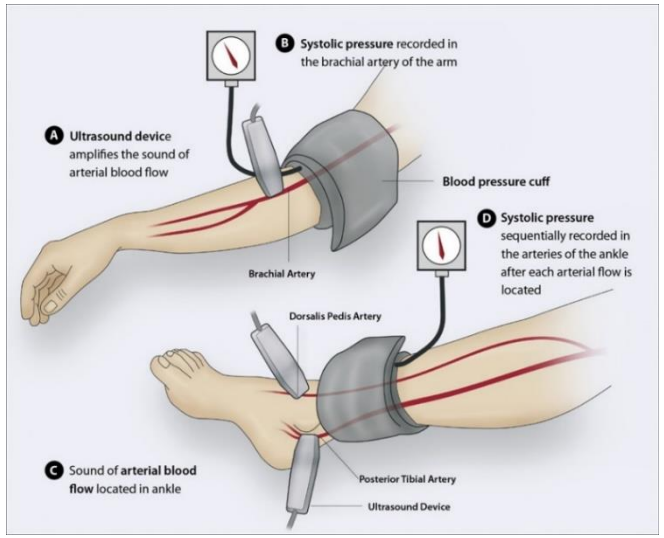
Hodnocení revaskularizace dolních končetin

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), ≥ 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 %)

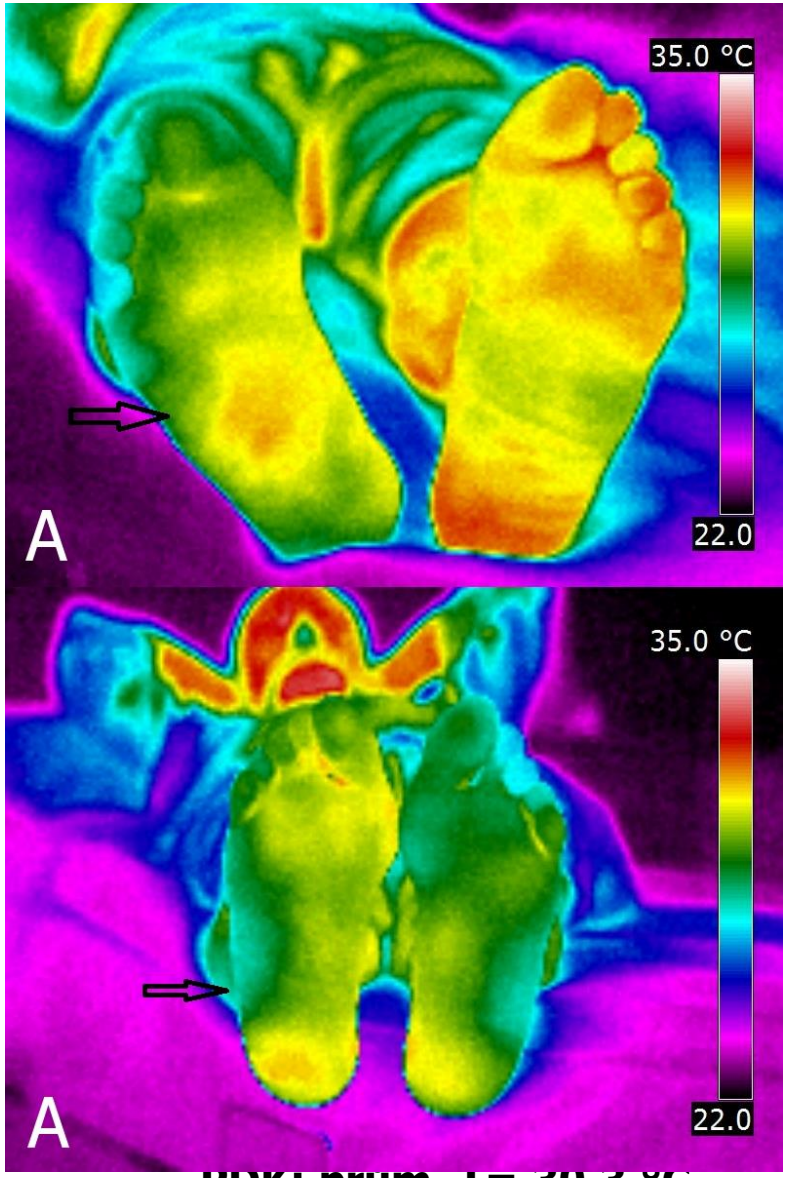




https://myhealth.alberta.ca/Health/_layouts/15/healthwise/media/medical/hw/h9991299_003.jpg
http://www.bpac.org.nz/BPJ/2014/April/img/systolic-pressure.jpg

Výsledky – klinická část

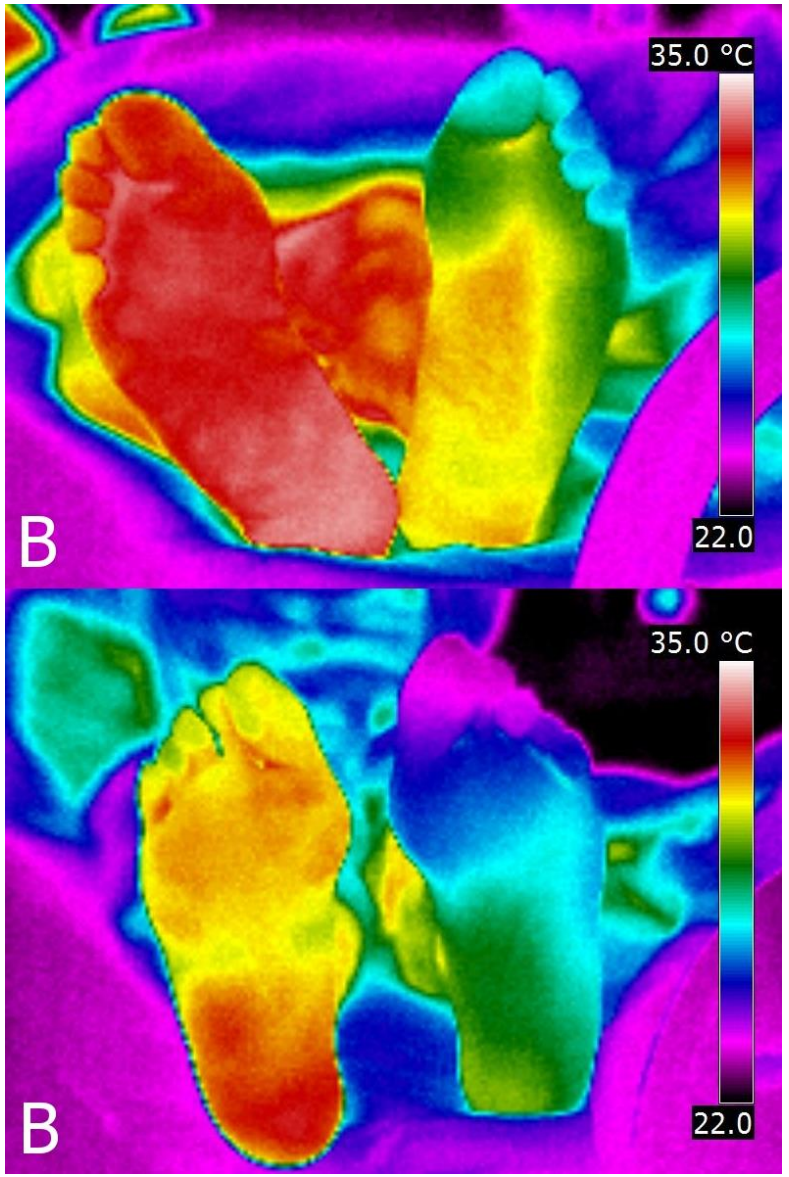
PDK: prům. T= 30,8 °C
LDK: prům. T= 31,5 °C



PDK: prům. T= 30,3 °C
LDK: prům. T= 29,6 °C

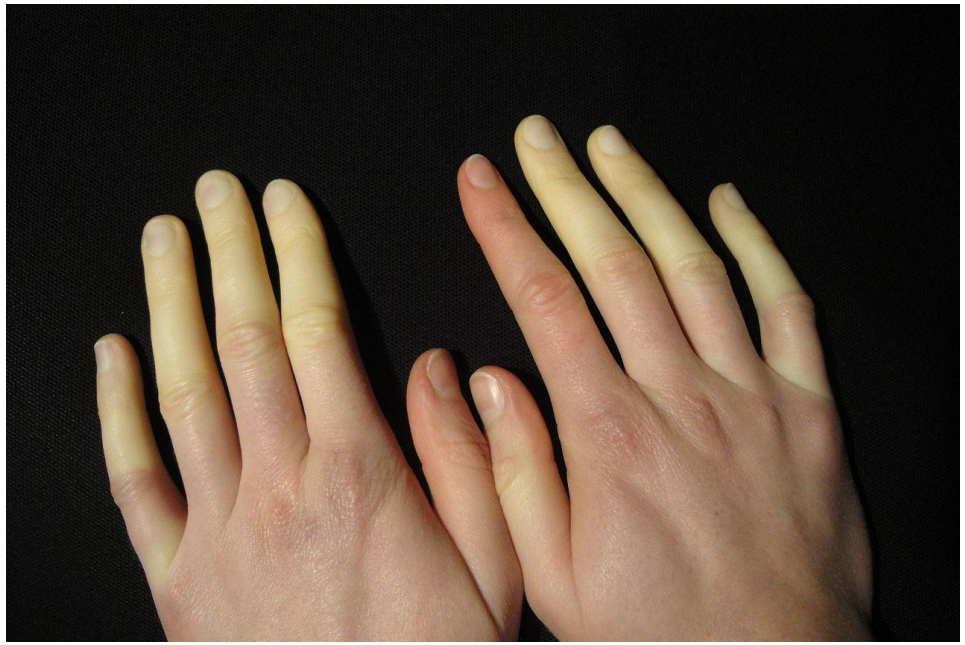
PTA

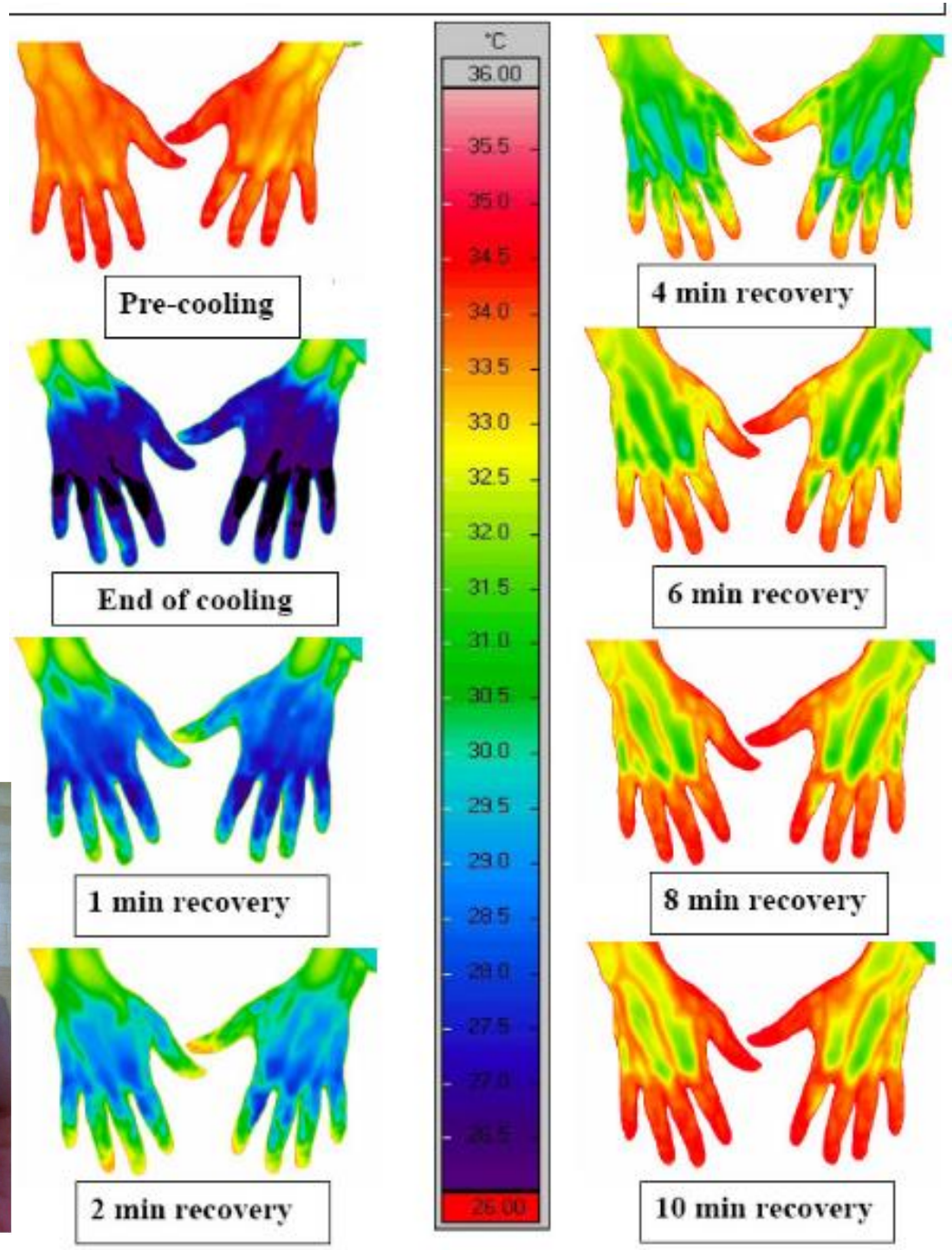
PDK: prům. T= 33,3 °C
LDK: prům. T= 30,9 °C



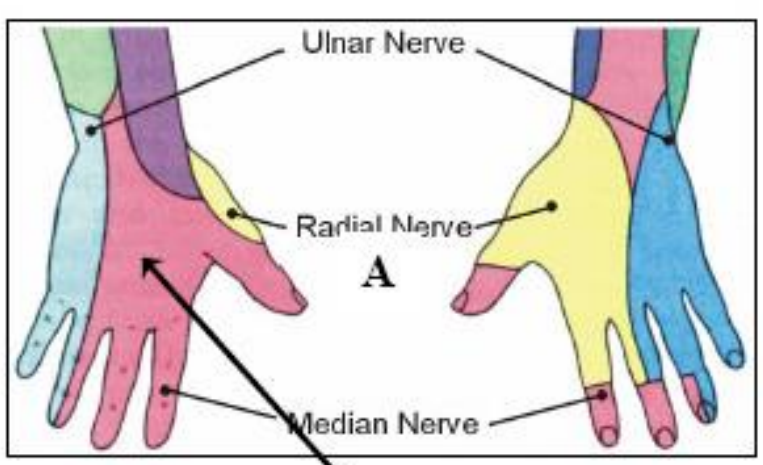
PDK: prům. T= 31,6 °C
LDK: prům. T= 28,0 °C

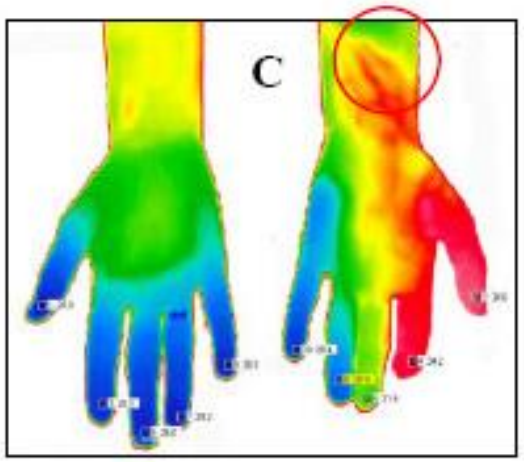
Raynaudův syndrom

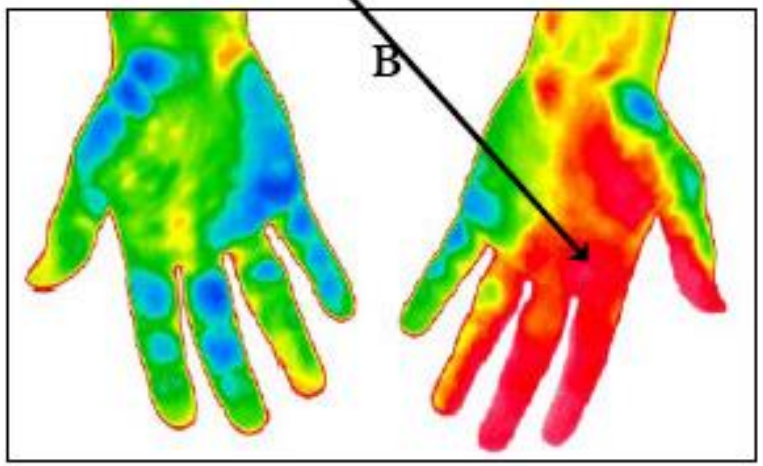


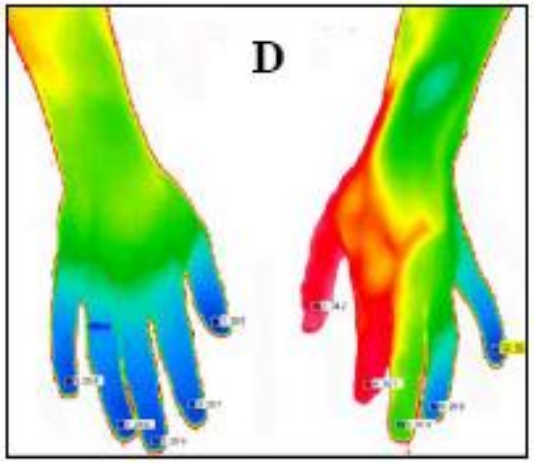


Nerve block and hand injury









Nerve block left median nerve

Stab injury (red circle)

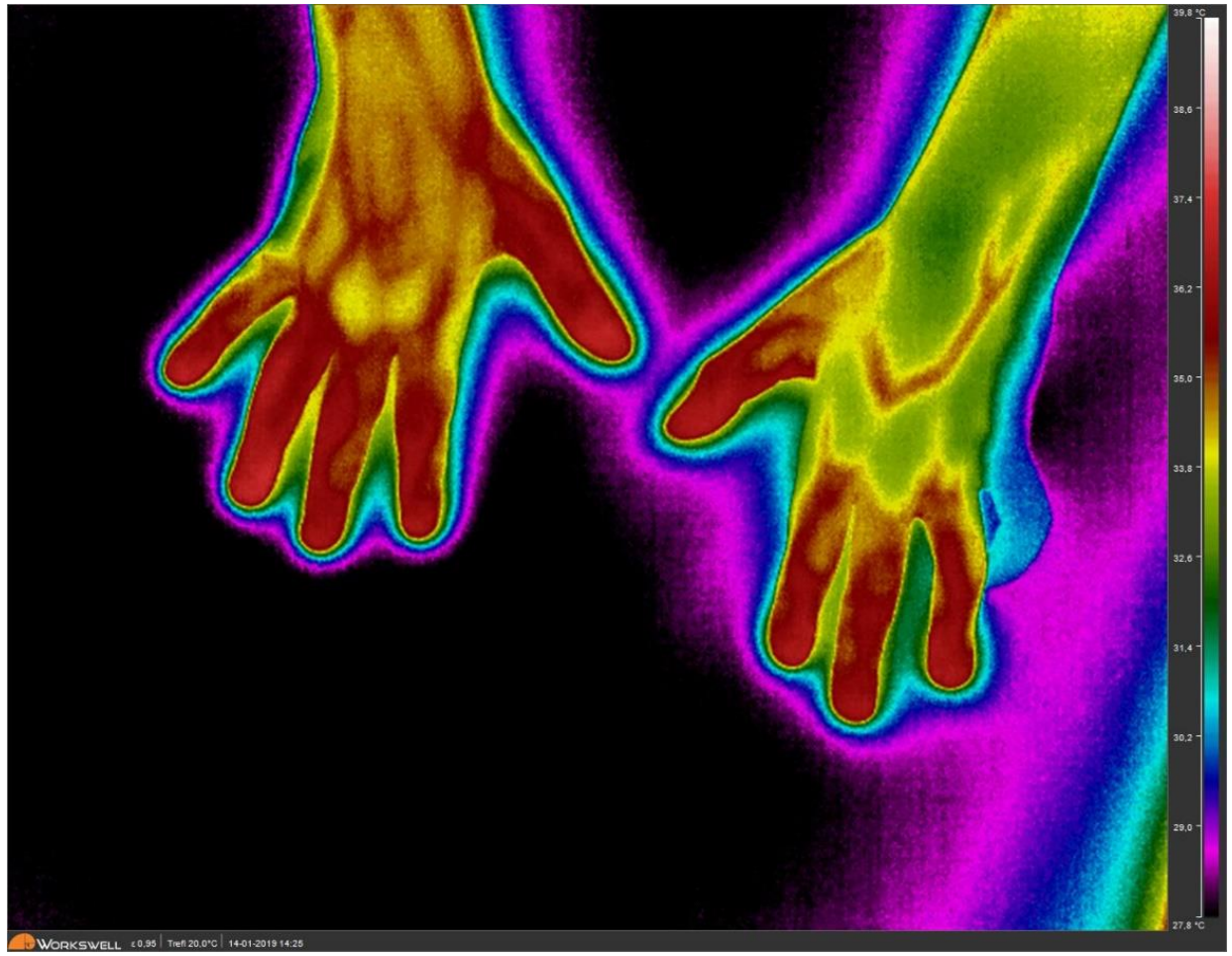
http://www.medical-thermography.com/IMAGE%20GALLERY/bilde%207.jpg

spolupráce
Biofyzikální ústav LF
Dětská neurologická klinika, FN Brno

Li1 prům
32,3 °C

Li2 prům
29,7 °C

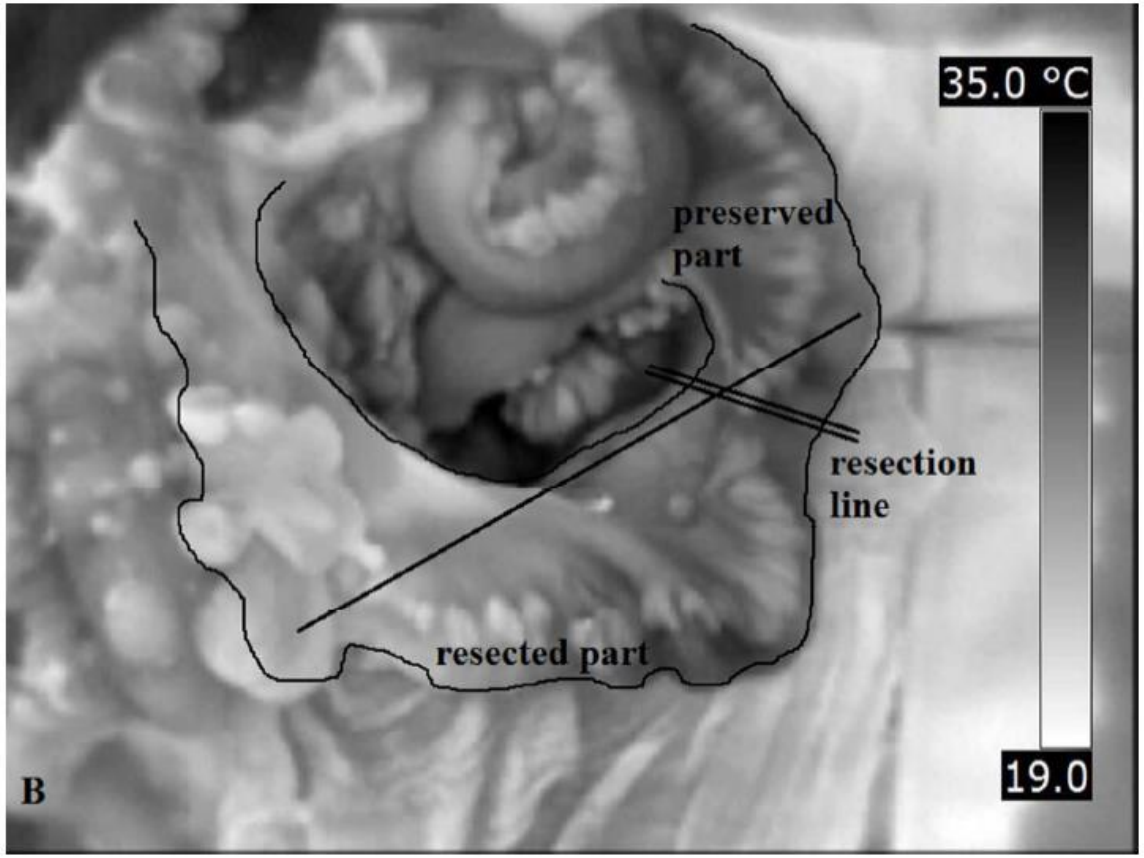
Paréza n. ulnaris

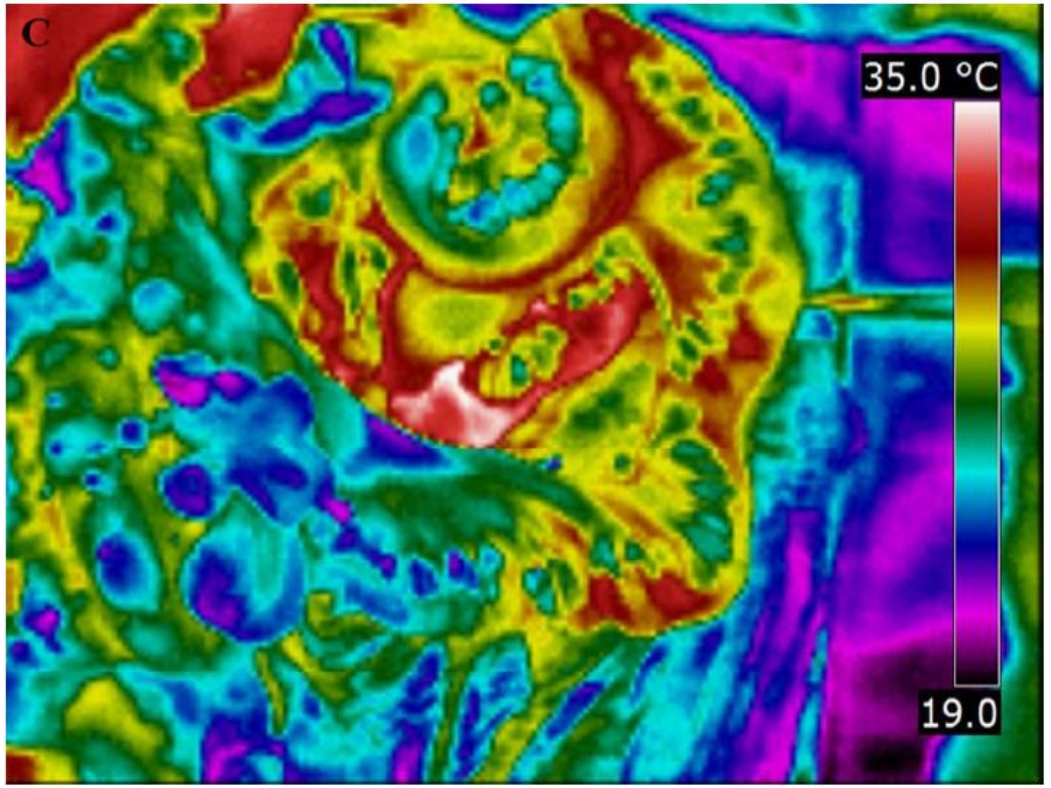


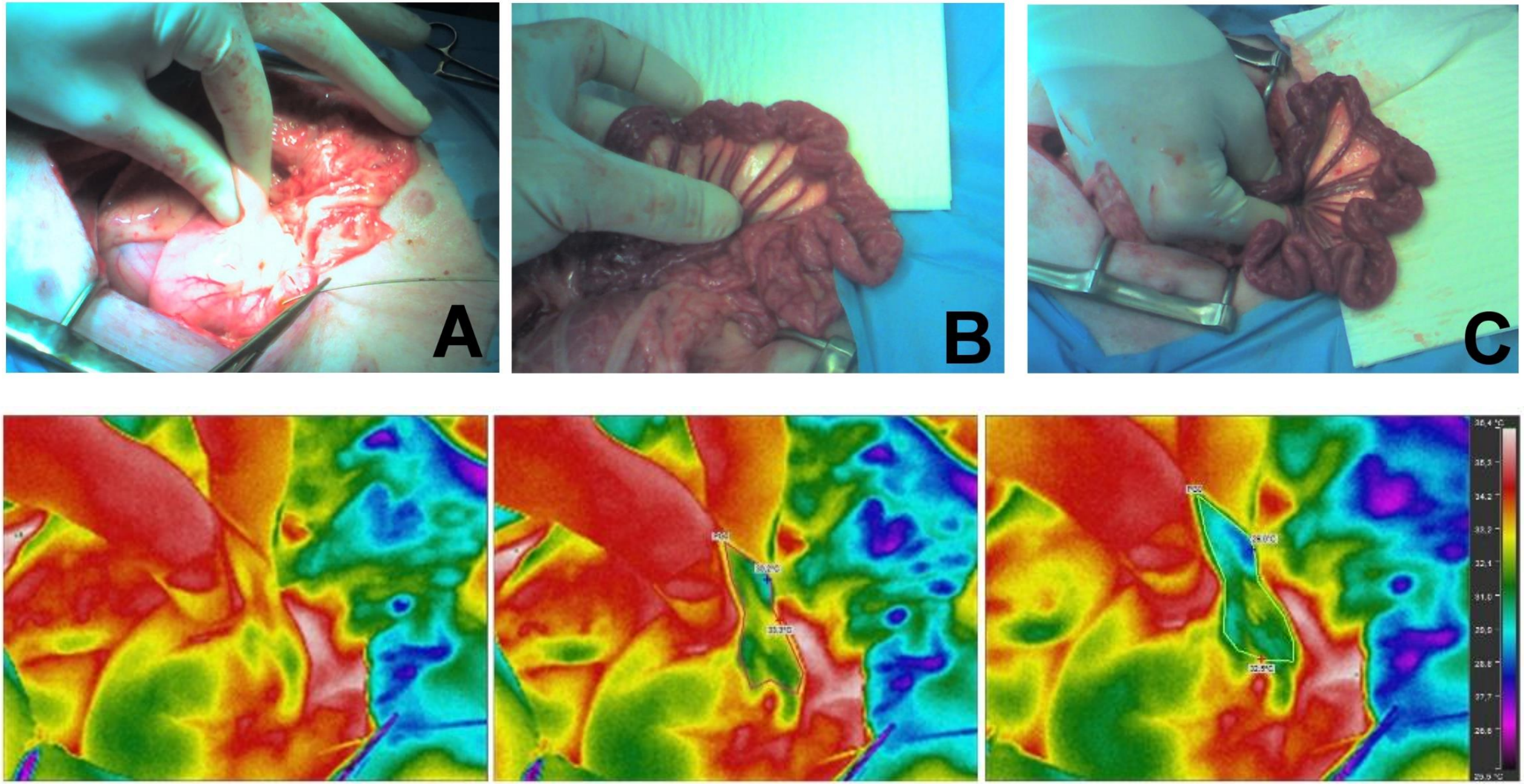
Paréza n. ulnaris – chladový test (3min)

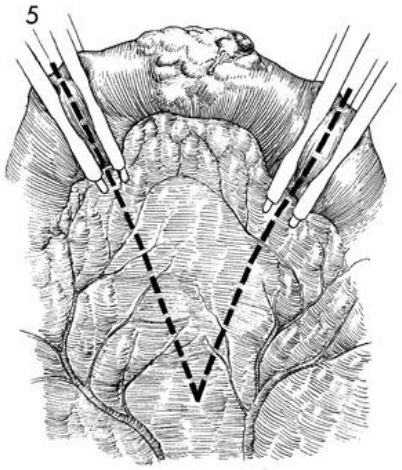
spolupráce
Biofyzikální ústav LF
Chirurgická klinika, FN
Brno

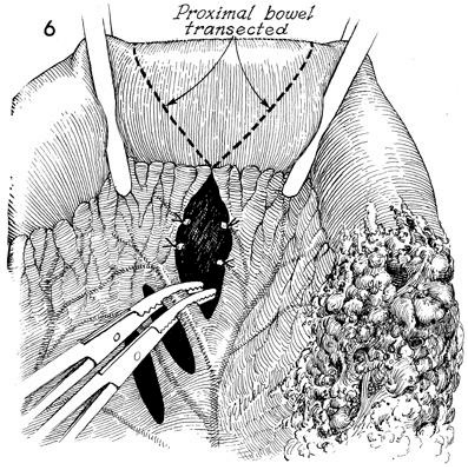
Resekce karcinomu tlustého střeva

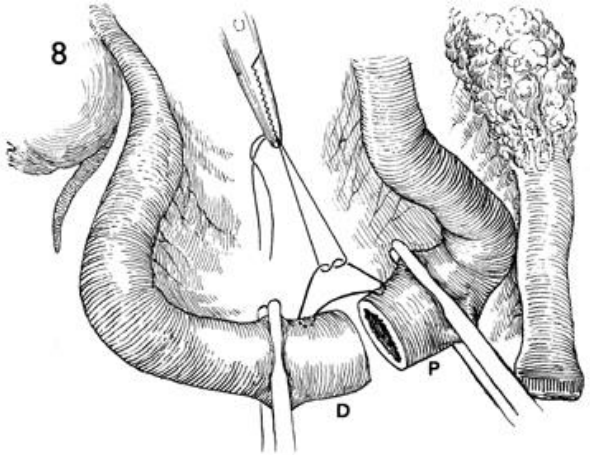


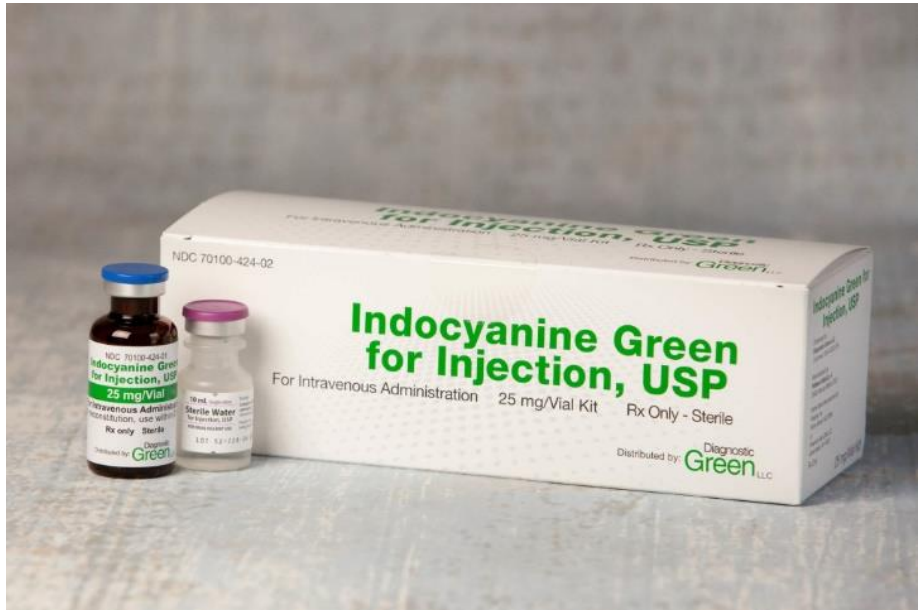



A
B
C



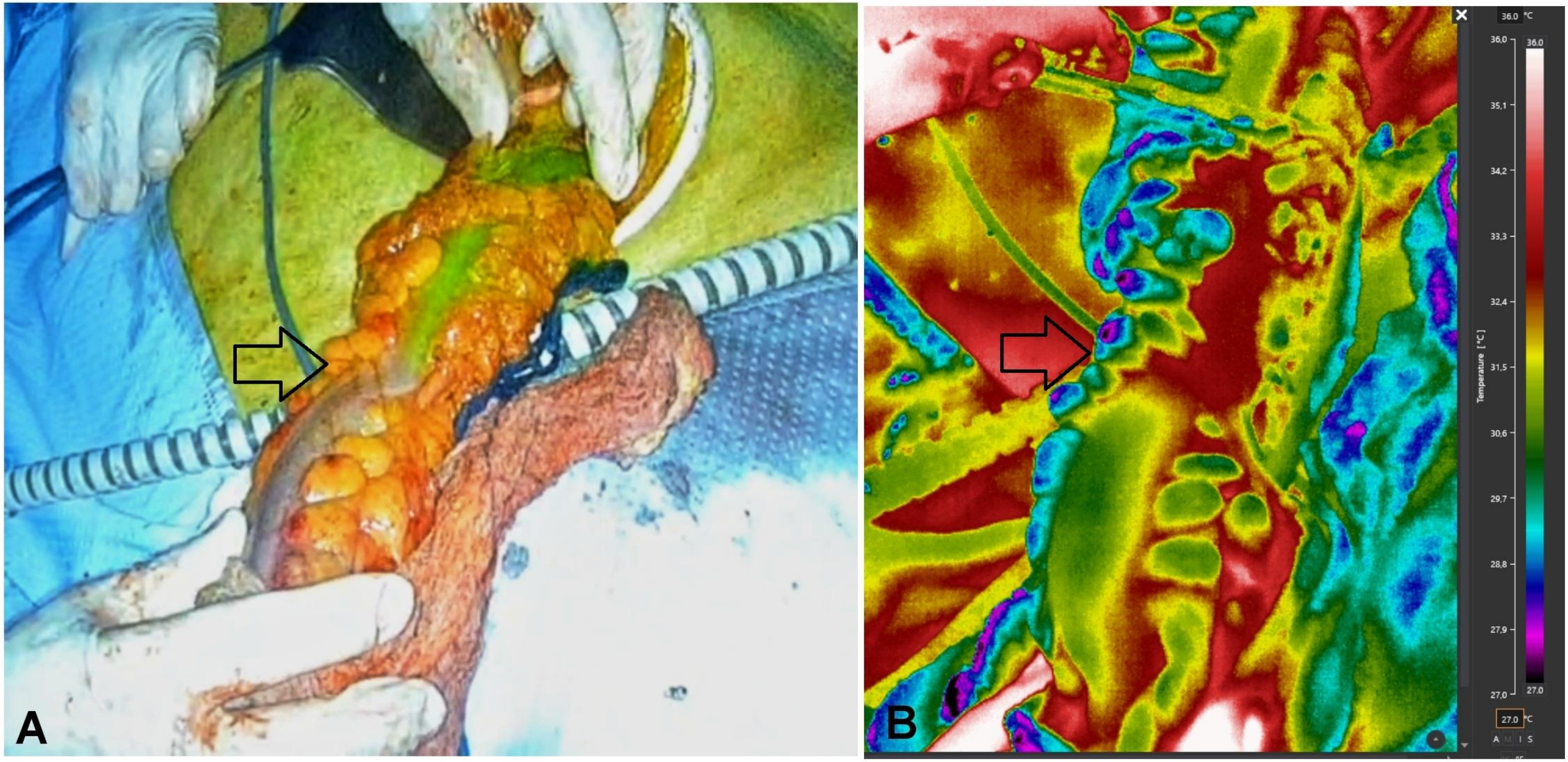




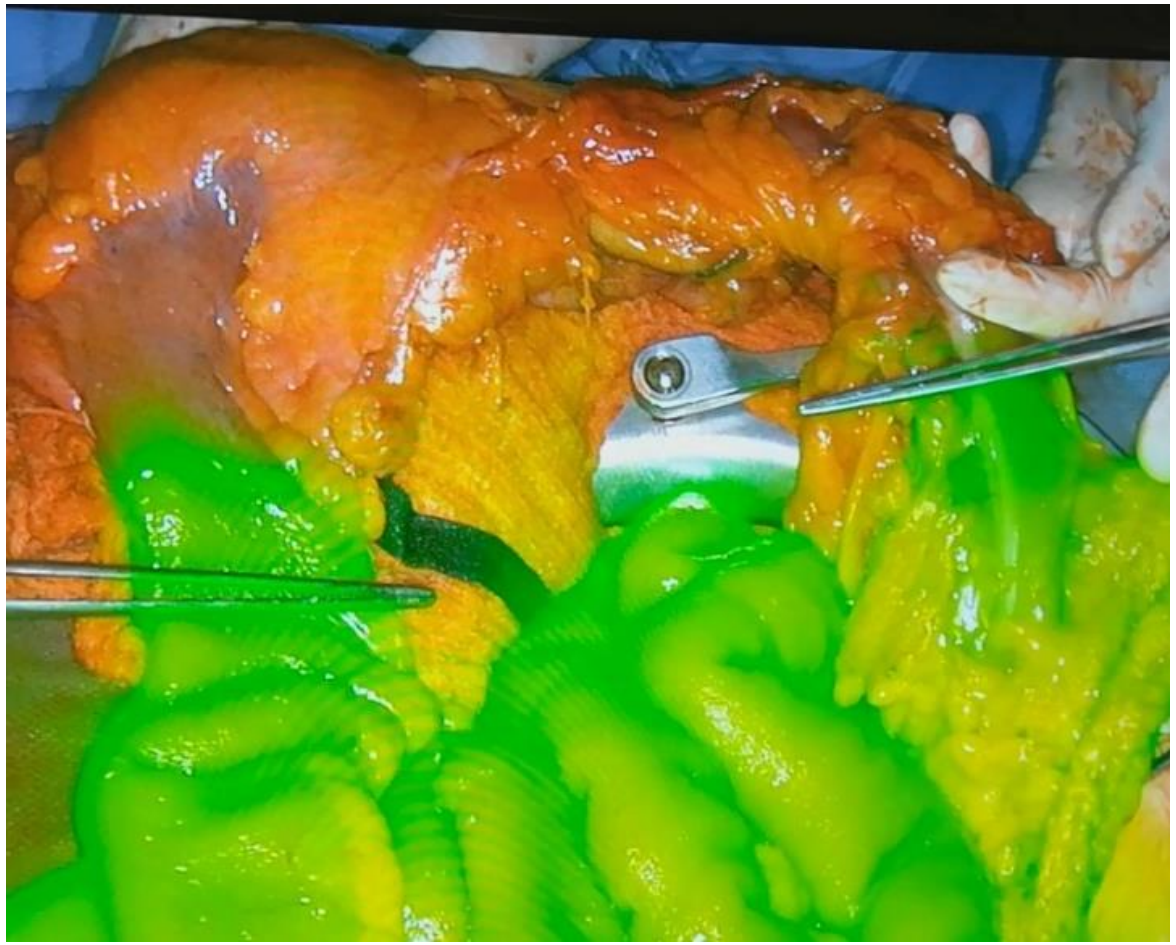


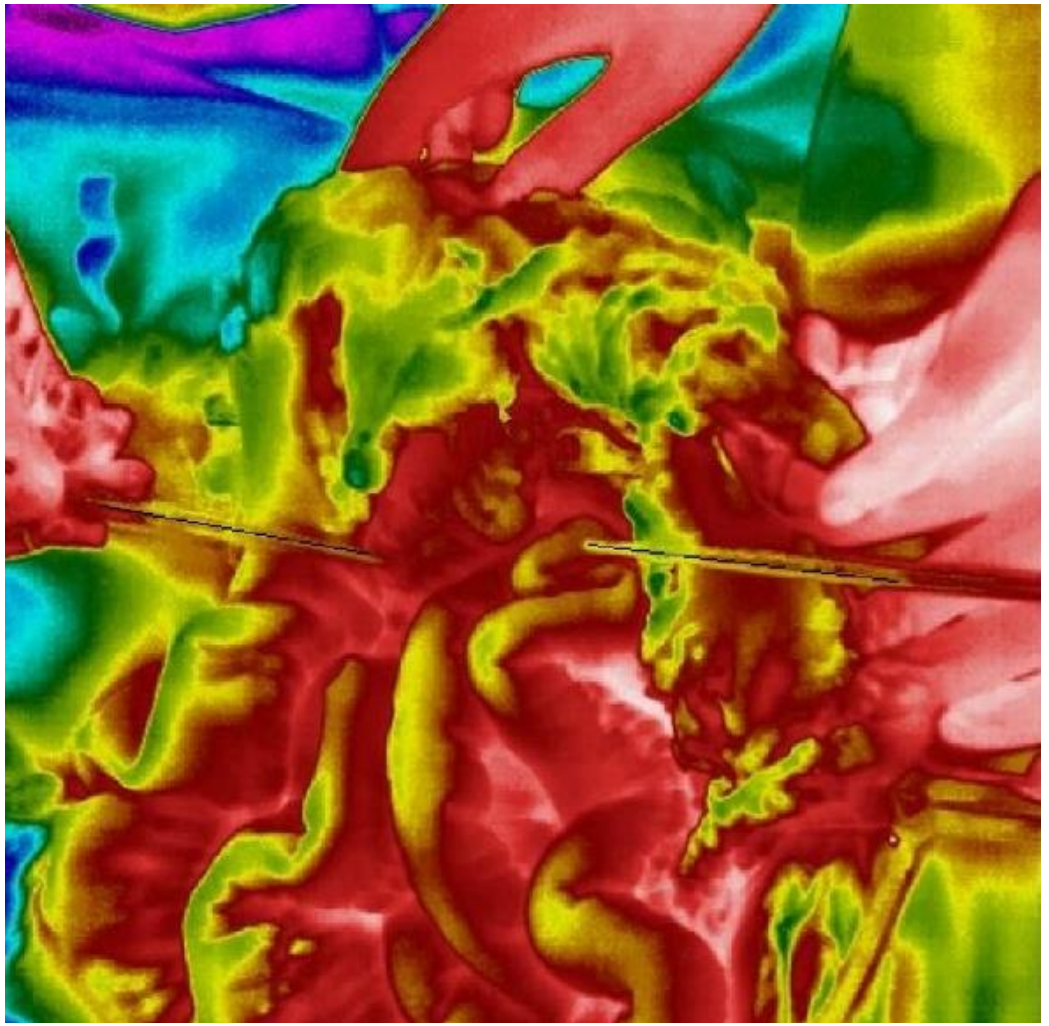
http://us.diagnosticgreen.com/wp-content/uploads/sites/5/2016/07/DxGreen-USA-Product_web2-1024x682.jpg
http://novadaq.com/wp-content/uploads/2016/09/new-pinpoint-camera-web.png
http://novadaq.com/wp-content/uploads/2016/09/product-pinpoint-front.png

http://www.atlasofpelvicsurgery.com/8SmallBowel/2SmallBowelResectionWithEnd-to-andAnastomosisUsingtheGambeeTechnique/cha8sec2.html

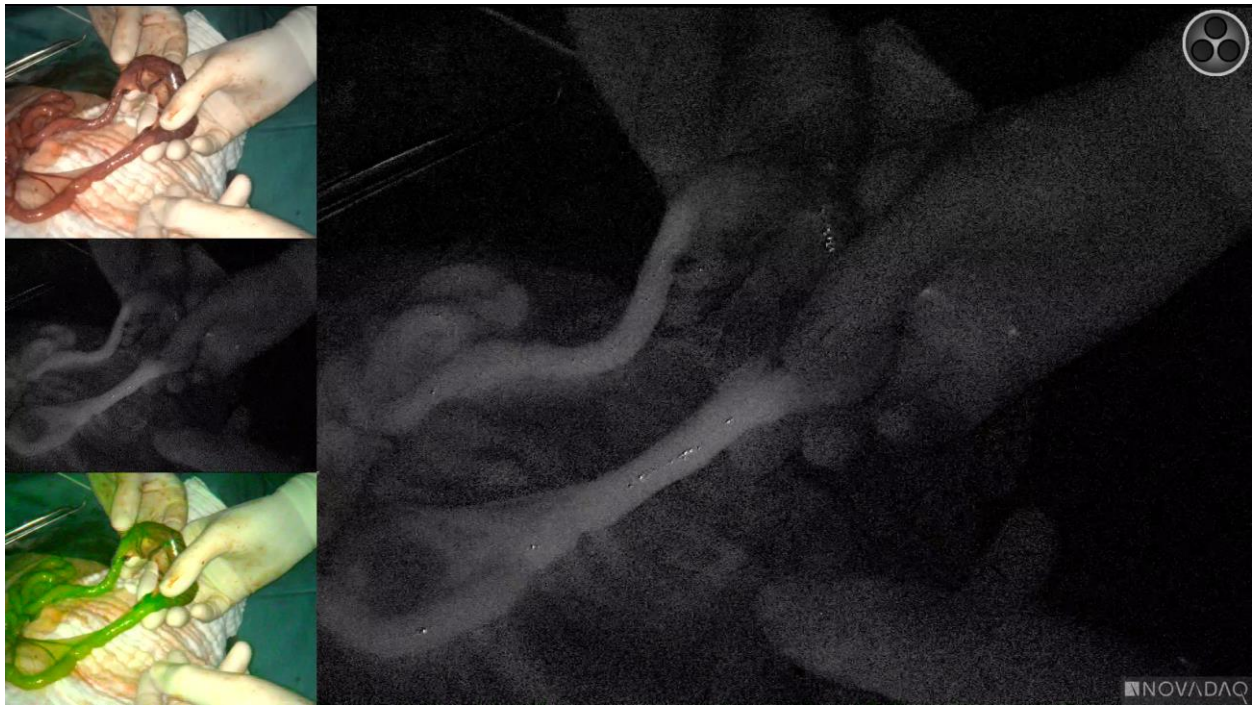

A
B
36.0 °C
36,0
35,1
34,2
33,3
32,4
31,5
30,6
29,7
28,8
27,9
27,0
Temperature [°C]
27.0 °C
A M I S

Angiografie za použití indocyanové zeleně (ICG) vs Termokamera





Angiografie za použití indocyanové zeleně (ICG) vs Termokamera



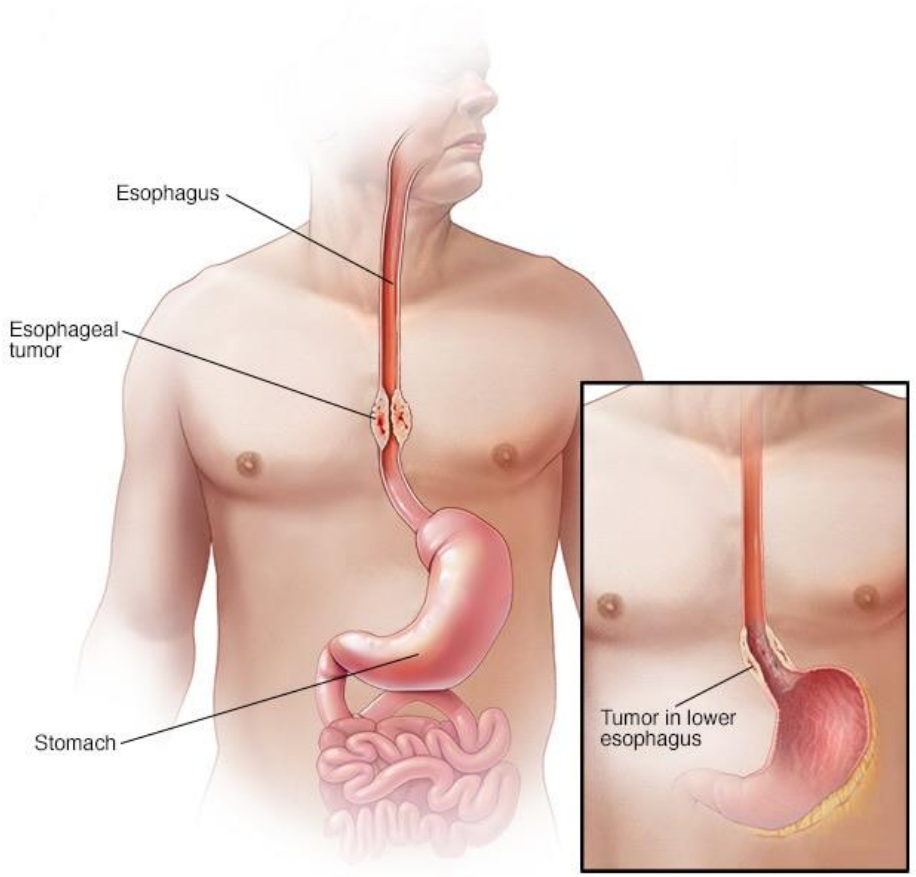
Využití – karcinom jícnu

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

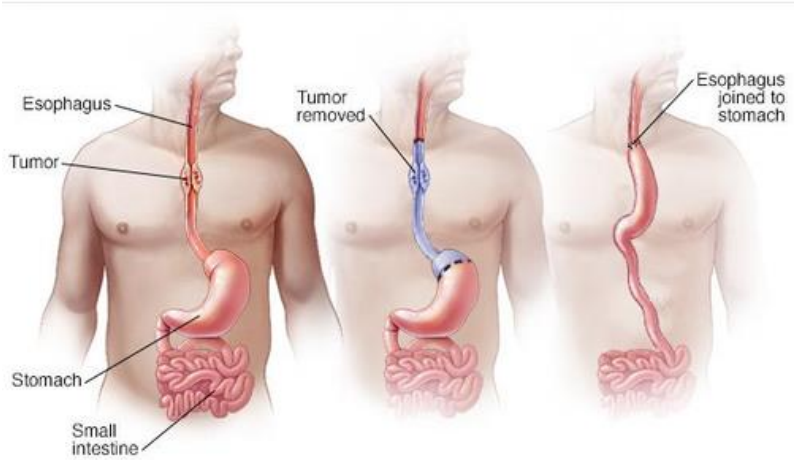
Léčba

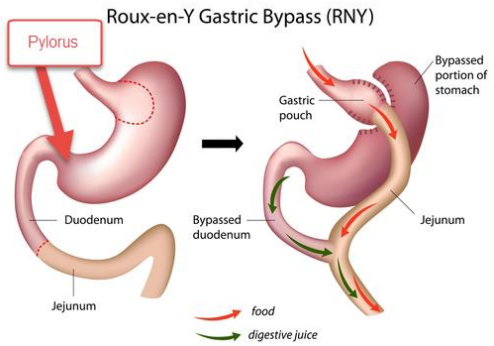
Primárně- radiační terapie, chemoterapie
Chirurgická léčba – Vždy doporučena po primární léčbě

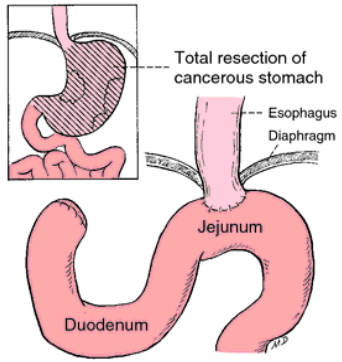
Esophagektomie – základní chirurgická léčba



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

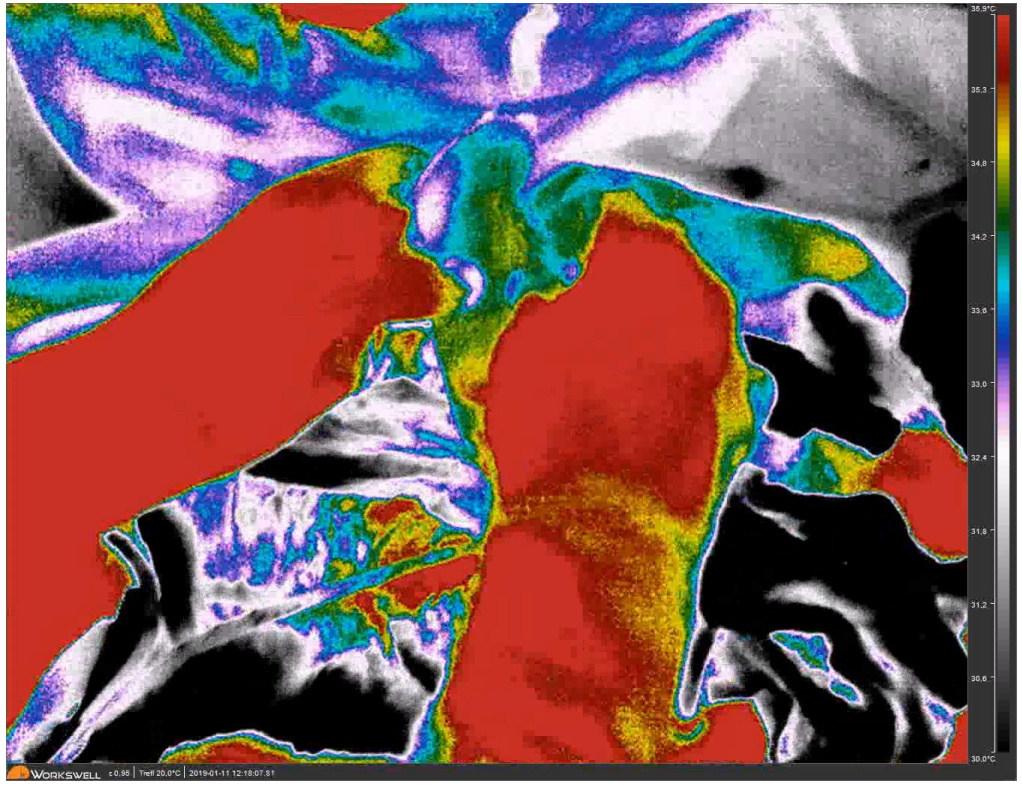






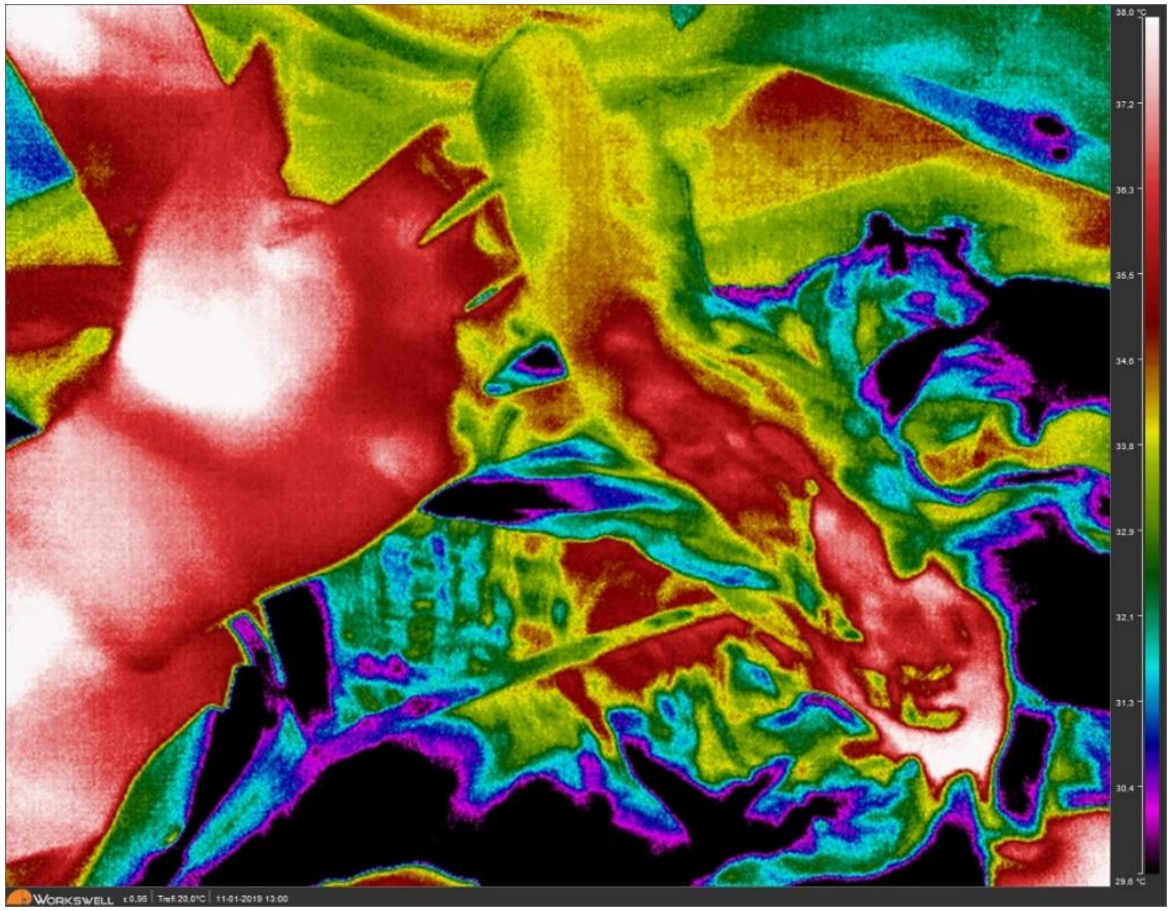
Výsledky

Pacient 1



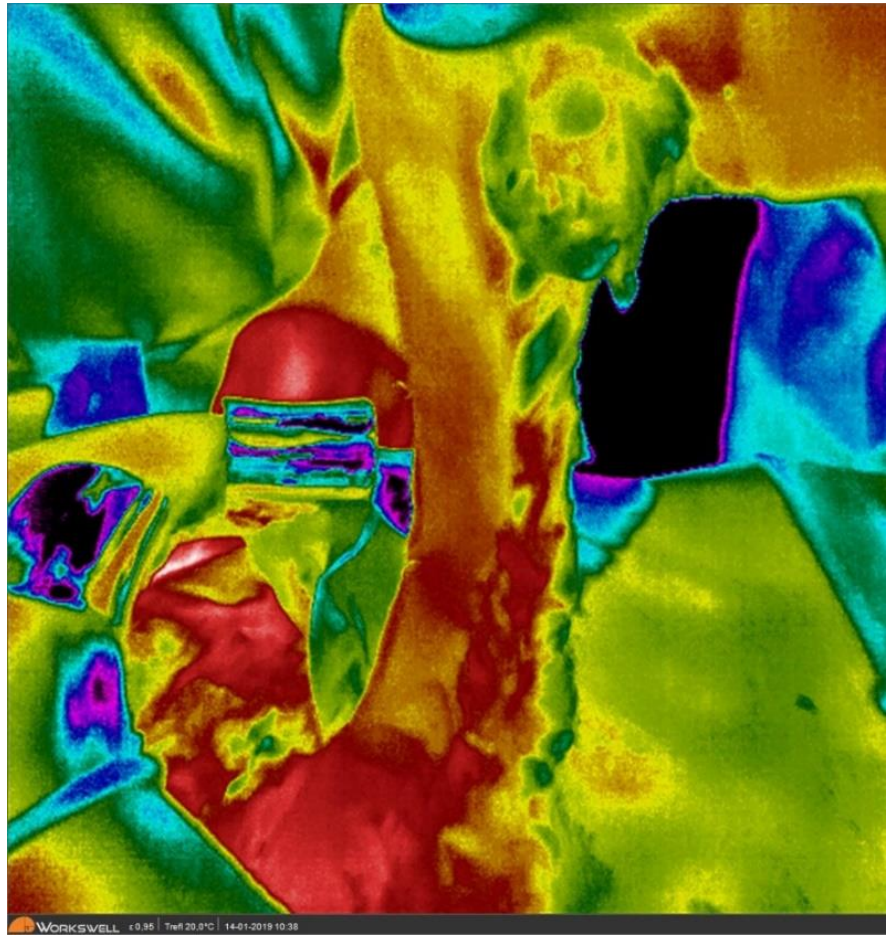
Výsledky

Pacient 2



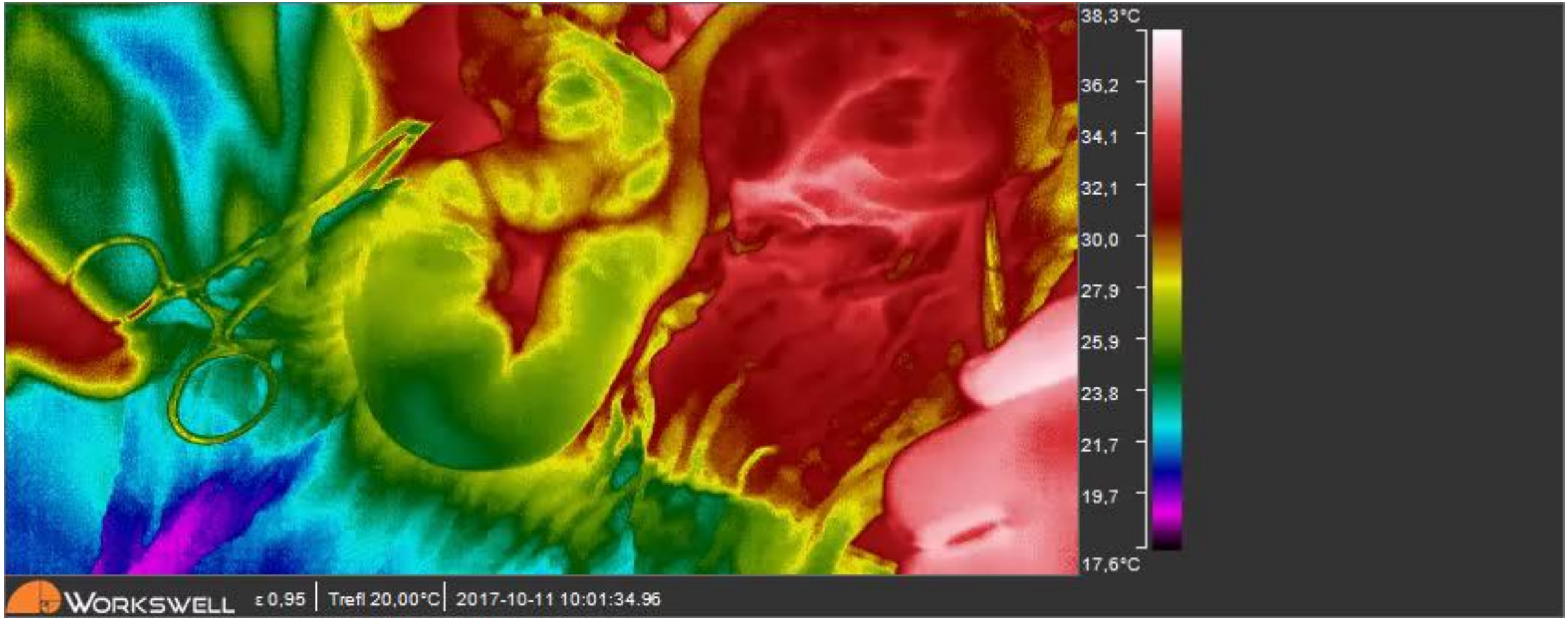
Výsledky

Pacient 3

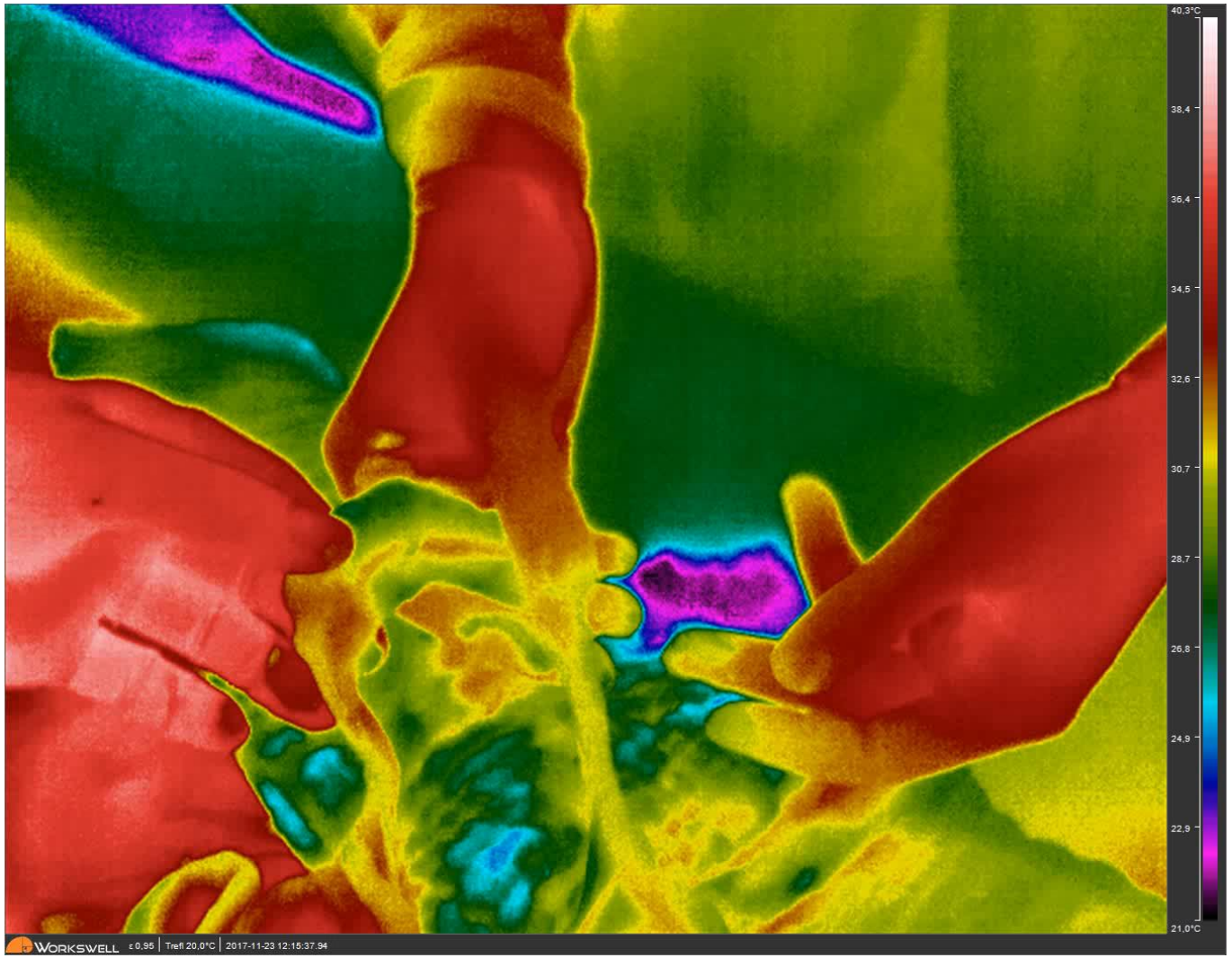


Co je skutečně a co zpracování software

Chladové testy v průběhu měření



Sledování teploty při kauterizaci



MUNI
MED

Autoři:

Vojtěch Mornstein,
Jan Dvořák,
Věra Maryšková

Obsahová spolupráce:
Carmel J. Caruana, Ivo Hrazdira

Poslední revize a ozvučení: březen 2021