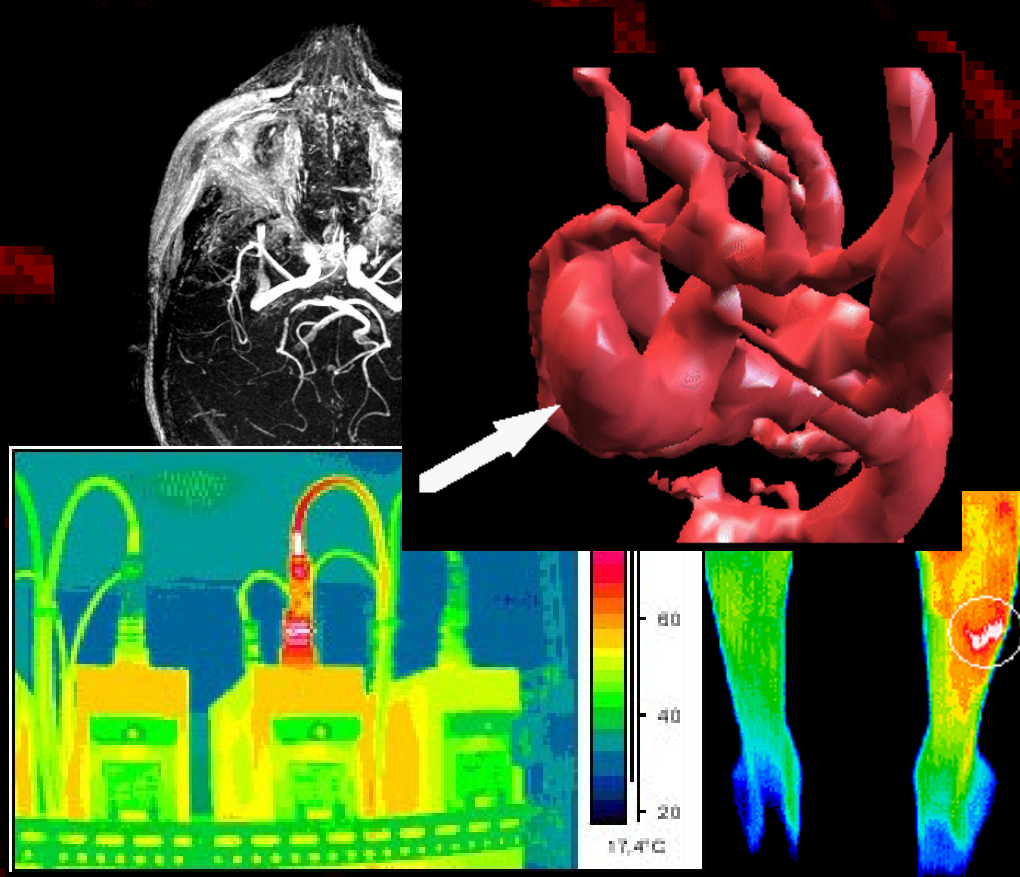


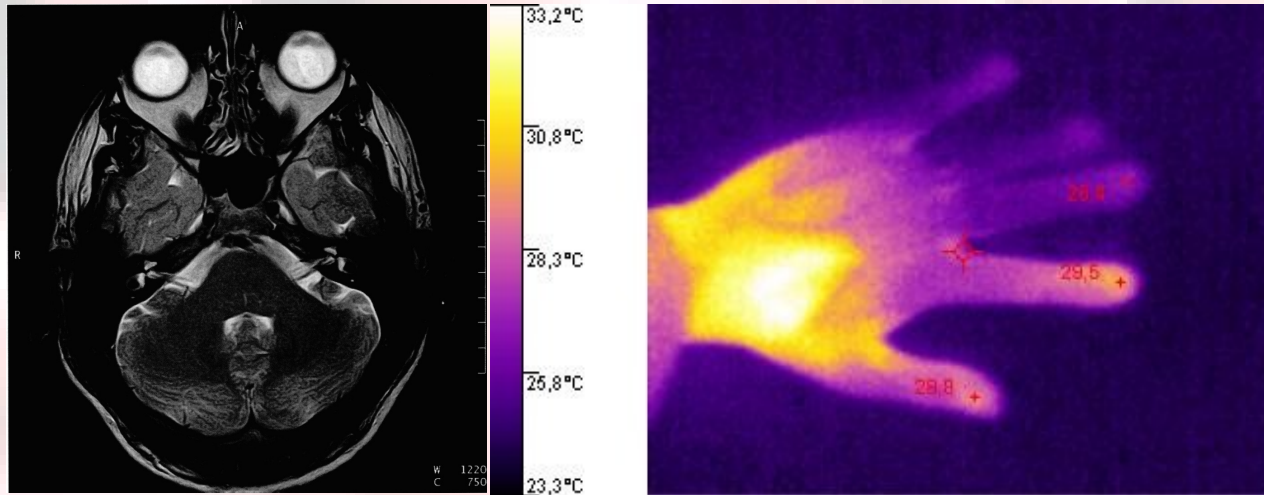
Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



Přednášky z lékařské biofyziky

Biofyzikální ústav Lékařské fakulty
Masarykovy univerzity, Brno



Magnetická rezonanční tomografie (MRI)
Infračervené zobrazení (termografie)

Magnetická rezonanční tomografie

Infračervené zobrazení

- Společným rysem obou těchto zobrazovacích metod je využití neionizujícího záření a absence genetického poškození.
- Magnetická rezonanční tomografie (*Magnetic resonance imaging* - MRI) je jednou z nejpokročilejších zobrazovacích metod, která poskytuje jak morfologické, tak i fyziologické (funkční) informace. První MR tomogram (příčný řez hrudníkem) získal R. Damadian v r. 1977.
- Infračervené zobrazení je funkční zobrazovací metoda poskytující obrazovou informaci o povrchové teplotě těla a tím i úrovni metabolismu. Je absolutně bezpečná pro pacienty, protože obrazy jsou vytvářeny infračerveným zářením, jehož zdrojem je *pacient sám*. První infračervené kamery se objevily koncem 60-tých let 20. století.



MRI

Spin

- Spin je specifickou vlastností subatomárních částic (elektronů, protonů atd.), stejně jako elektrický náboj a hmotnost.
- Spin vykazuje jisté zvláštní vlastnosti!
 - elektrony, protony a neutrony mají stejný spin, tj. $\frac{1}{2}$.
 - Páry částic téhož druhu (např. 2 elektrony nebo 2 protony nebo 2 neutrony) mohou mít celkový spin rovný nule.
 - Částice, která mají nenulový spin, působí jako malé magnety (říkáme, že mají „magnetický moment“) a jejich energie je ovlivněna, když je umístíme do magnetického pole.

Celkový jaderný spin (I)

- U MRI se zajímáme o spin JADER
- V medicíně jsou za účelem získání anatomických nebo fyziologických informací využívány magnetické vlastnosti především lehkých jader nuklidů jako je **vodík** ^1H , fosfor ^{31}P , uhlík ^{13}C , fluor ^{19}F nebo sodík ^{23}Na .

Nuklid	Celkový jaderný spin I
H - 1	$\frac{1}{2}$
H - 2	0
C - 12	0
O - 16	0
N - 14	1
F - 19	$\frac{1}{2}$
P - 31	$\frac{1}{2}$
Na - 23	$1\frac{1}{2}$

Teoretický základ MRI

- Magnetický moment μ jádra je úměrný jeho spinovému momentu hybnosti S ($\mu = \gamma \cdot S$, γ je **gyromagnetický poměr**), který závisí na I .
- Za nepřítomnosti vnějšího magnetického pole mají magnetické momenty jader všechny možné (náhodné) směry, čehož výsledkem je:
 - Vektorový součet magnetických momentů jader v jednotkovém objemu látky, tj. **vektor magnetizace**, je roven **nule**.
 - Energie všech jader je stejná.

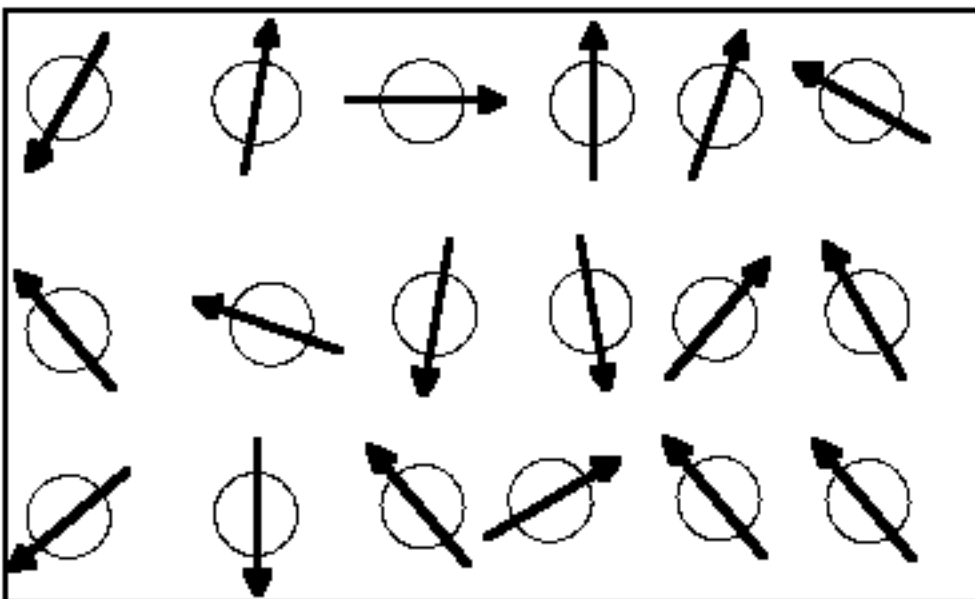
Jádra vodíku v homogenním magnetickém poli o indukci B

- Jestliže jádra *vodíku* umístíme do homogenního silného magnetického pole o magnetické indukci B:
 - Jejich individuální magnetické momenty začnou vykonávat precesní pohyb s osou rovnoběžnou se směrem vektoru B a zorientují se buď ve směru stejném jako vektor B nebo opačném.
 - Proto získávají pouze dvě možné hodnoty energie (vyšší a nižší energetický stav).
 - Úhlová frekvence tohoto precesního pohybu – se nazývá **Larmorova úhlová frekvence** ω a je dána výrazem:

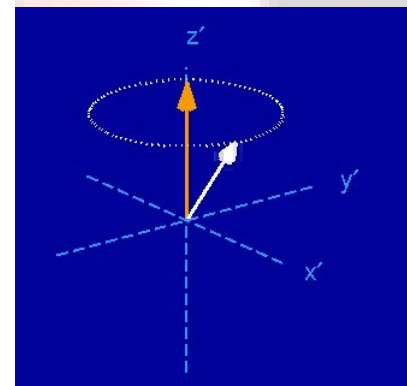
$$\omega = \gamma B$$

γ = gyromagnetický poměr

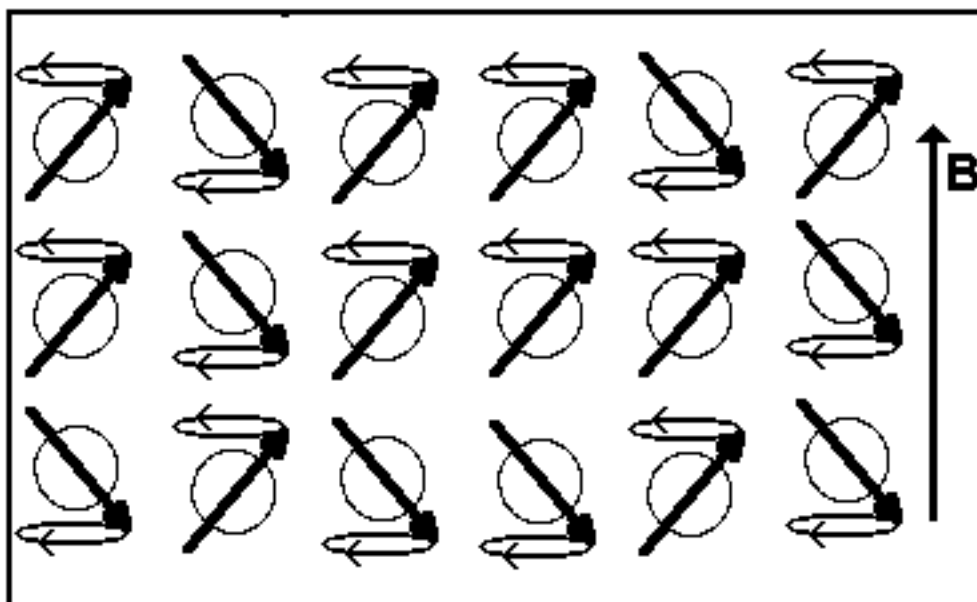
Hodnota této frekvence je u vodíku 42.6 MHz/T



a) Původní stav látky. Vektory magnetických momentů jader jsou neuspořádané, jejich výslednice je nulová.



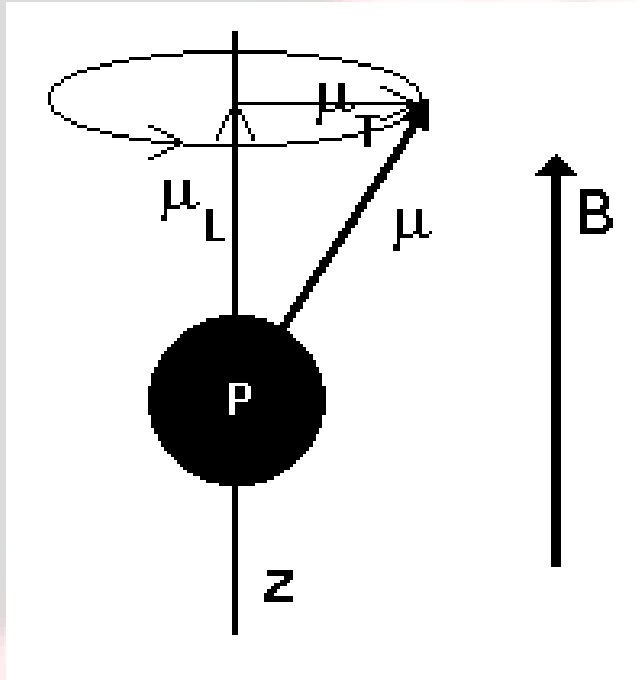
b) V silném magnetickém poli o indukci B se jádra zorientují tak, že nepatrně převažují průměty momentů souhlasně orientované s B . Vzniká precese.



Video: Brian Hargreaves, Ph.D.

www-mrsrl.stanford.edu/~brian/mri-movies/

Vektor magnetizace



P - jádro vodíku (proton), B - vektor magnetické indukce, z - osa z, ztotožněná s osou precese (paralelní s B), μ - magnetický moment jádra, μ_L - průmět magnetického momentu jádra do směru osy z (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce látky je vektorem **longitudinální magnetizace**), μ_T - průmět magnetického momentu jádra do roviny xy (vektorový součet těchto průmětů v objemové jednotce je vektorem **transverzální magnetizace**).

Měření hustoty vodíkových jader ve tkáních

Aby se (v těle pacienta) dostala jádra z nižšího energetickém stavu do stavu s vyšší energií, musí být na ně vyslány radiofrekvenční impulsy s frekvencí *rovnou* frekvenci Larmorově, k čemuž slouží vysílací cívky (proto hovoříme u MRI o resonanci). Současně dochází k fázovému sladění precesního pohybu jader.

***Vektor longitudinální magnetizace se orientuje do opačného směru.
Vektor transverzální magnetizace začíná rotovat v rovině xy.***

Návrat do základního stavu (relaxace) je provázen emisí kvant elektromagnetické energie, která jsou detekována pomocí přijímacích cívek – vzniká **signál nukleární magnetické rezonance (NMR)**. Tento signál je relativně silný, protože precesní pohyb jader je fázově sladěn. Amplituda rezonančního signálu (impulsu) je úměrná hustotě vodíkových jader ve tkáni (často se říká „spinové hustotě“).

Relaxační časy

- Rozlišujeme dva **relaxační časy**:
- **T_1 - longitudinální** – čas potřebný pro návrat „populace“ jader do základního stavu. V biologickém prostředí: 150 - 2000 ms.

Vektor longitudinální magnetizace se během něj vrací do původního směru.

T_2 - transverzální - 2x - 10x kratší než T_1 . Po jeho uplynutí dochází rozfázování precesního pohybu jednotlivých jader.

Vektor transverzální magnetizace po uplynutí tohoto času mizí.

Magnetická rezonanční tomografie (*Magnetic resonance imaging - MRI*)

- Abychom mohli rozlišit signály z různých částí pacientova těla, používají se gradienty („postupné změny“) magnetického pole. Např. gradient B podél osy z nám umožňuje identifikovat signály přicházející z různých plátků (řezů) těla pacienta, které jsou kolmé k ose z. Podobně lze aplikovat gradienty v jiných směrech.
- Výsledný obraz se získává podobným způsobem zpracování informace jako u CT.
- Můžeme zviditelnit místní rozdíly hustoty vodíkových jader nebo rozdíly v relaxačních časech.

Technické aspekty

- Až do hodnoty $B = 0,3 \text{ T}$ lze použít obřích permanentních magnetů (levné, avšak nízké rozlišení kontrastu).
- Elektromagnety poskytují silnější pole, avšak vyžadují velké množství elektrické energie.
- Nejlepší rozlišení kontrastu, avšak také největší provozní náklady mají **magnety se supravodivým vinutím cívek**. Poskytují dnes magnetické pole až do hodnoty $B = 10 \text{ T}$, avšak musejí být chlazeny kapalným heliem. V praxi používané hodnoty B se pohybují v rozmezí $1 - 3 \text{ T}$.
- **Gradients** magnetického pole (řádově $\text{mT}\cdot\text{m}^{-1}$) se získávají přídavnými cívkami.

MR-kontrast a NMR-spektroskopie

- Některé paramagnetické atomy mohou zesílit signál. Z tohoto důvodu se používá jako kontrastní prostředek pro MRI např. **gadolinium**. Gadolinium je chemicky vázáno k vhodné látce, např. DTPA - diethylén-triamino-penta-octové kyselině.
- Přesná hodnota Larmorovy frekvence se mírně mění (posunuje) podle polohy vodíku v molekule. Dobře měřitelné jsou například různé posuny pro vodík ve skupinách =CH- nebo -CH₂-. Toto nám umožňuje identifikovat různé chemické změny **in-vivo** pomocí **NMR – spektroskopie**, což je mocný nástroj s aplikacemi při funkčních vyšetřeních pomocí MRI (analýza obsahu ATP ve tkáni apod.)

Bezpečnostní aspekty

- Magnet může poškodit jiné lékařské přístroje nebo ovlivnit jejich funkci. Proto je MRI přísně kontraindikováno u pacientů s nějakým elektronickým zařízením v těle (kardiostimulátory, kochleární implantáty aj.)
- Železné předměty jsou silně přitahovány do portálu přístroje – mohou přístroj poškodit a způsobit zranění. MRI je přísně kontraindikováno u pacientů s jakýmkoliv železnými tělesy v těle (implantáty, projektily, střepiny granátů aj.)
- MRI se nedoporučuje v prvním trimestru těhotenství.
- Menší problémy mohou způsobovat jakékoliv kovy v těle nebo na povrchu těla (ohřev, svědění). Například: šperky, některé maskary, stará tetování, zubní výplně, korunky a můstky, implantáty aj.)
- Někteří pacienti trpí úzkostí nebo jsou uvnitř přístroje neklidní, protože vyšetření doprovází značný hluk. Běžná je klaustrofobie.

Důležité upozornění

Magnetické paměti (např. kreditní karty) mohou být v blízkosti přístroje zničeny.

Přístroje pro MRI



„T2-vážený“ obraz příčného řezu hlavou v rovině hlemýždě.

(Siemens).



MR - Angiogram



BMRI @ J.Hornak

Sagitální řez krční páteří

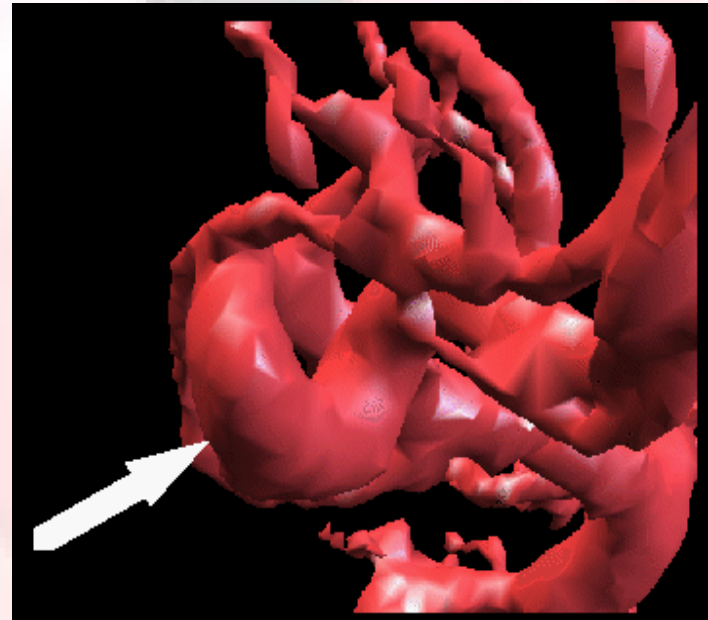
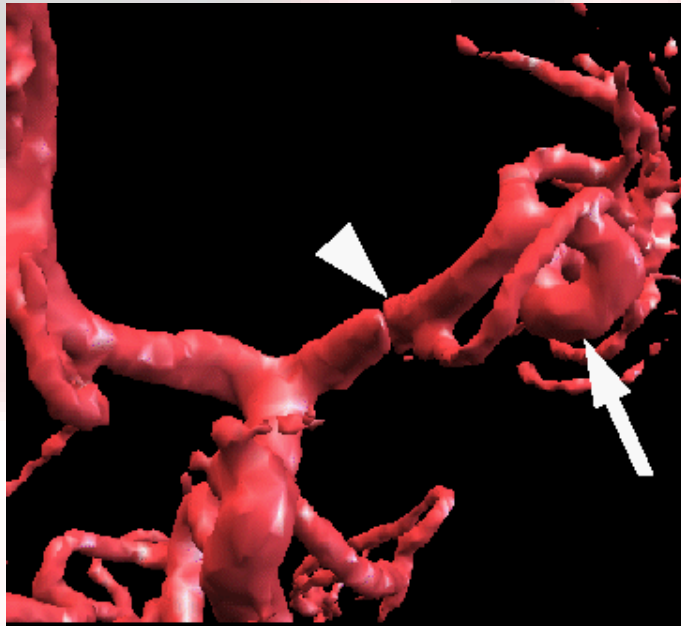


Sagitální řez kolenem



A) Šikmý frontální pohled na 3D model ukazující stočení levé *A. cerebri media* (šipka) a M1 segment téže arterie (klín)

B) Levý laterální pohled na 3D model ukazuje též stočení *A. cerebri media* (šipka ukazuje dobře patrné aneurysma)
Toto nejsou plastové modely, ale skutečné výsledky zpracování MRI obrazu!



The background of the slide is a blurred photograph showing several hands holding a white, rectangular object, possibly a piece of paper or a small box. The hands are positioned around the object, and the overall scene is out of focus, creating a sense of activity or a collaborative task.

Termografie

Co to je infračervené zobrazení a infračervené záření?

- Bezkontaktní termografická metoda je založena na měření infračerveného záření (IR) emitovaného povrchem těla.
- Pro snímání obrazu se používá digitální senzorová technologie.
- Vlnové délky IR 780 nm - 1 mm
- IR bylo poprvé zviditelněno Holstem v r. 1934
- Objeveno astronomem Herschelem v r. 1800
- Vlnové délky využívané termografii 0,7 - 14 μm

Princip snímání obrazu

Digitální kamera se sadou pixelových senzorů citlivých na IR (mikrobolometr).

Mikrobolometr je mřížka tepelných senzorů vyrobená z oxidu vanadičného nebo amorfního křemíku, umístěná na odpovídající mřížce křemíku. IR záření o určitém rozsahu vlnových délek dopadá na oxid vanadičný a mění jeho elektrický odpor. Tato změna odporu je měřítkem teploty. Teploty lze znázornit graficky. Sady mikrobolometrických mřížek jsou k dispozici v různých velikostech – např. 244 x 193 (Meditherm), 160×120 (Fluke).



Meditherm Med2000®

Maximizing the potential of thermography

Meditherm Med2000 Specifications For Standard Clinical Applications

Camera

- Coolant: Thermoelectrically cooled
- Weight: 2 kg
- Size: 14cm W x 43cm H x 11cm D
- Operating Temperatures: 10°C to 37°C

Image display

- 10 x True colour palettes
- 1 x 16-step grayscale.
- 3 x 16-step Isotherm.
- Dynamic range: 24 bits
- Image stored in TIF format
- Image size 95kb
- Temperature step sizes: 0.1 - 2°C

Image Acquisition

- Temperature ranges:
10°C to 40°C (Standard Calibration)
- Thermal sensitivity: < 0.01°C
- Field of view: 30.5° x 22.5°
- Spatial resolution:
0.4 mm (camera at 15 cm)
1mm (camera at 40 cm)
- Resolvable elements: 244 x 193 pixels
- Image scan rate: 8 seconds (47K pixels)
5 seconds (23.5K pixels)
- Emissivity correction: User variable
0-100% default setting 100%

IR kamera na Biofyzikálnímu ústavu LF MU, Brno

Fluke Ti30

1



Příslušenství

4



IR zobrazení v medicíně – **výhody** a **nevýhody**

- Vysoké teplotní a prostorové rozlišení
 - Rozložení teplot je znázorněno pomocí izoterem
 - Možnost zobrazení teplotních profilů
 - Rychlé měření
-
- Rozložení povrchové teploty je různé i u zdravých lidí
 - Musíme vždy srovnávat teploty symetrických částí těla
 - V rozporu s původním očekáváním nelze použít IR zobrazení jako screeningovou metodu pro zhoubné nádory, např. nádory prsů, protože má velmi nízkou specificitu.

Klinický význam termografie

Metody poskytuje informaci o rozsahu a dynamice jakéhokoliv patologického procesu, který je spojený se změnou teploty.

Indikace

- Onemocnění periferních cév
- Nemoci štítné žlázy
- Nemoci lymfatického systému
- Záněty kloubů
- Vymezení spálenin a omrzlin
- Hodnocení krevního zásobení po rekonstrukční plastické chirurgii...

Podmínky zobrazení:

Teplota zatemněné místnosti 20 °C

Aklimatizační doba kolem 20 min.

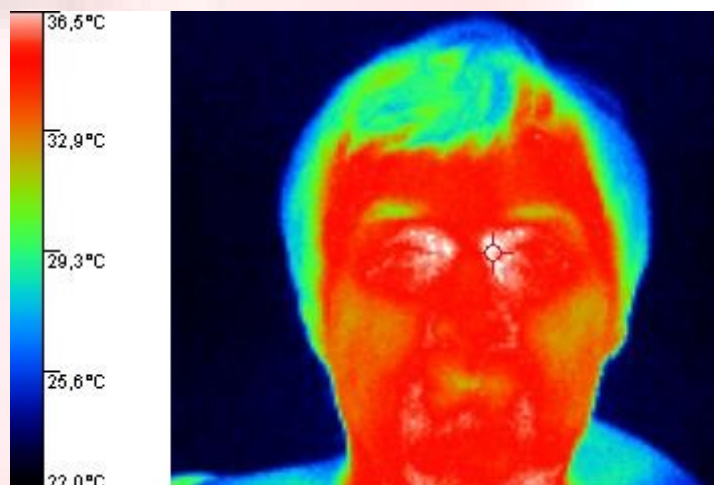
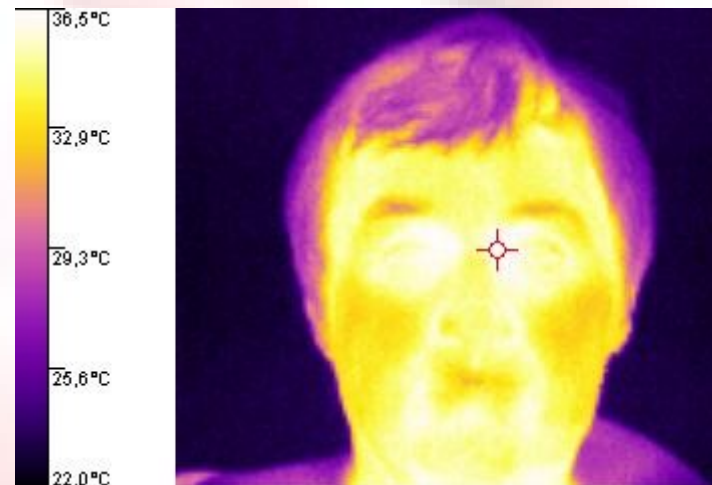
Vyšetřovaná část těla musí být v průběhu aklimatizace odhalena.

Před vyšetřením není dovoleno kouřit, pít alkoholické nápoje, cvičit nebo brát léky, které způsobují vasodilataci nebo vasokonstrikci.

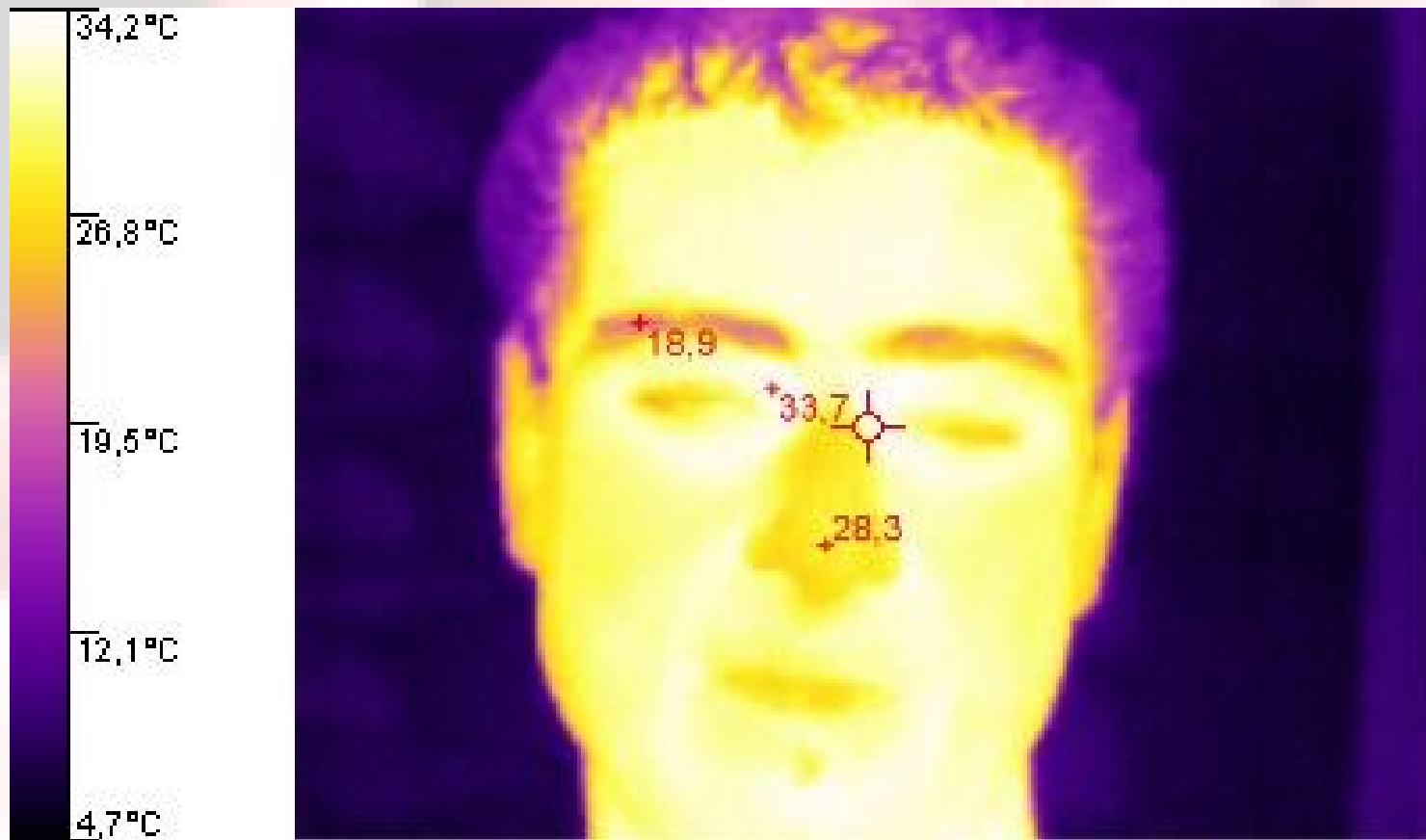


Klinické termogramy

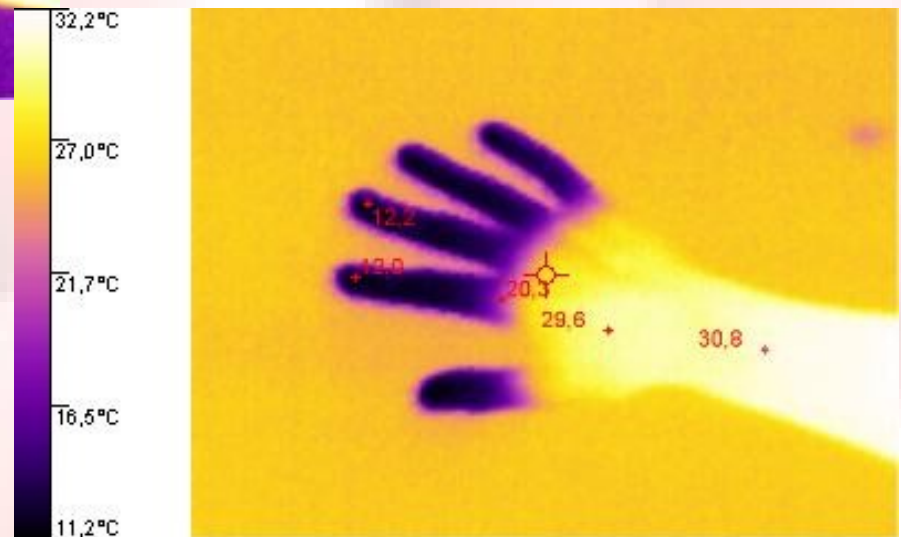
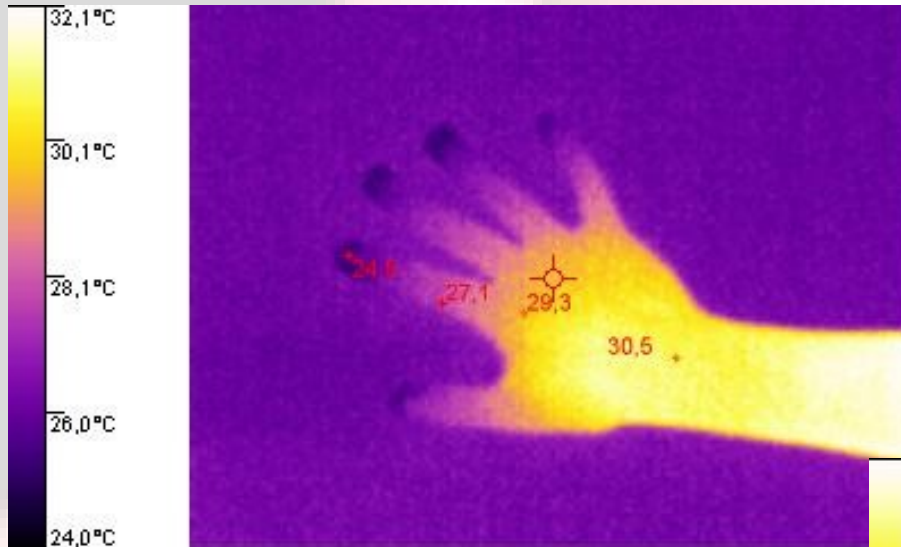
Různé palety pseudobarev (Fluke)



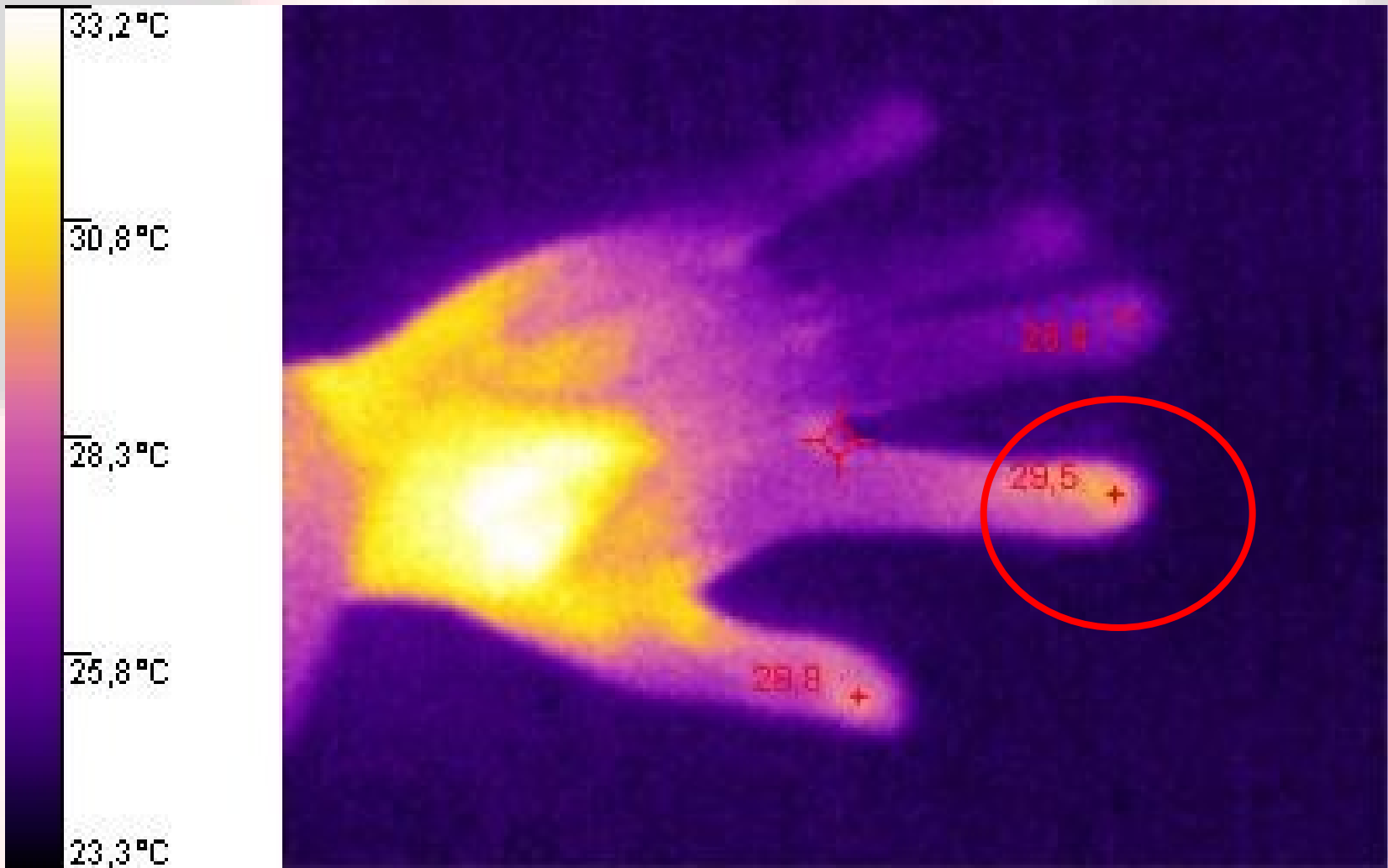
Lidská tvář (Fluke)



Termogram prstů před a po chladovém testu (Fluke)



Záněť posledního článku prstu po malém zranění (FLUKE Ti30)



Varixy na dolních končetinách (Fluke)



Zánět kolena



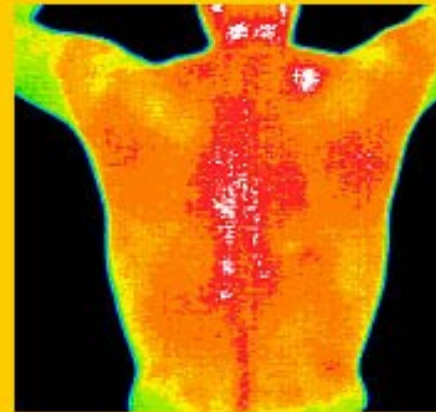
Myofascial Trigger Point Upper Right Levator Scapula

Diffuse Patterns Of Hyperthermia Over Central Spine

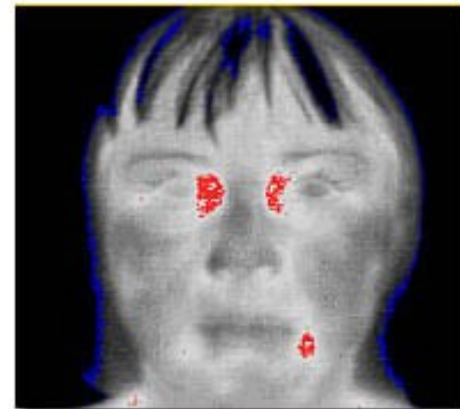
Cervical Inflammation



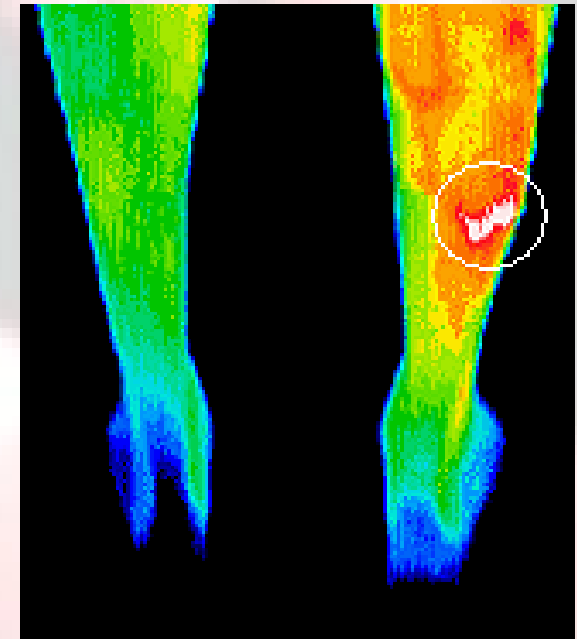
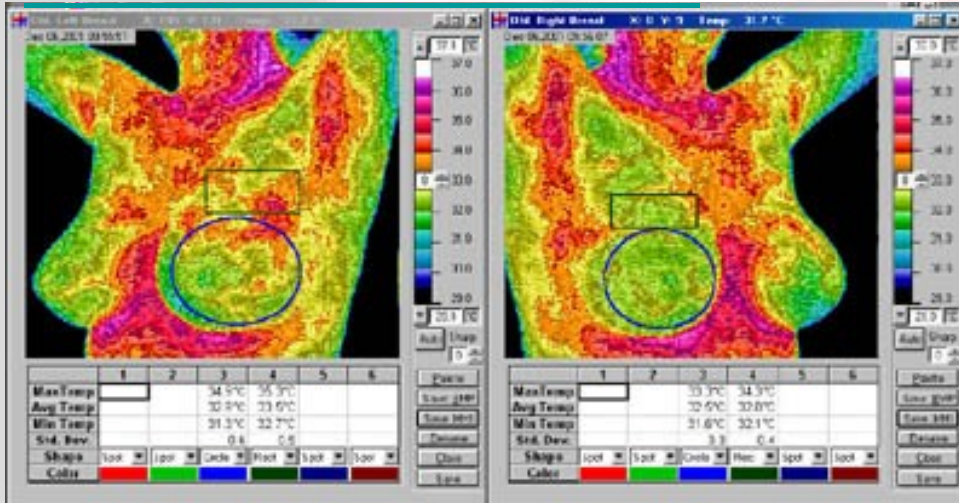
Isotherm Palette



Standard Color Palette



www.mhs5000.com/software.htm



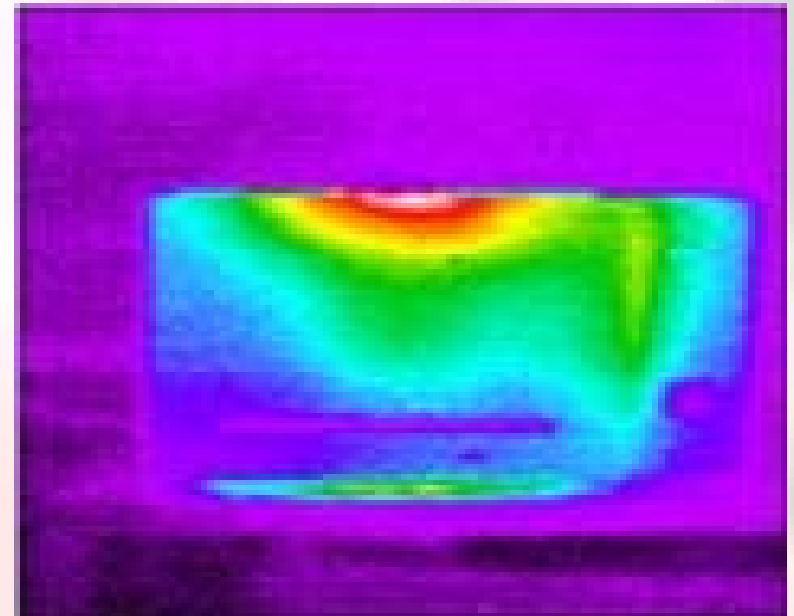
**Únavová zlomenina u fotbalisty.
Rtg vyšetření neukázalo žádnou abnormitu,
termografie však dobře korelovala s
pacientovými stížnostmi na bolest a poskytla
zdůvodnění pro více invazivní scintigrafické
vyšetření, které jasně ukázalo únavovou
zlomeninu přesně v tom místě, kde byl
termografický nález.**

www.dititexas.com/page6.html



Použití IR kamer v oblasti bezpečnosti

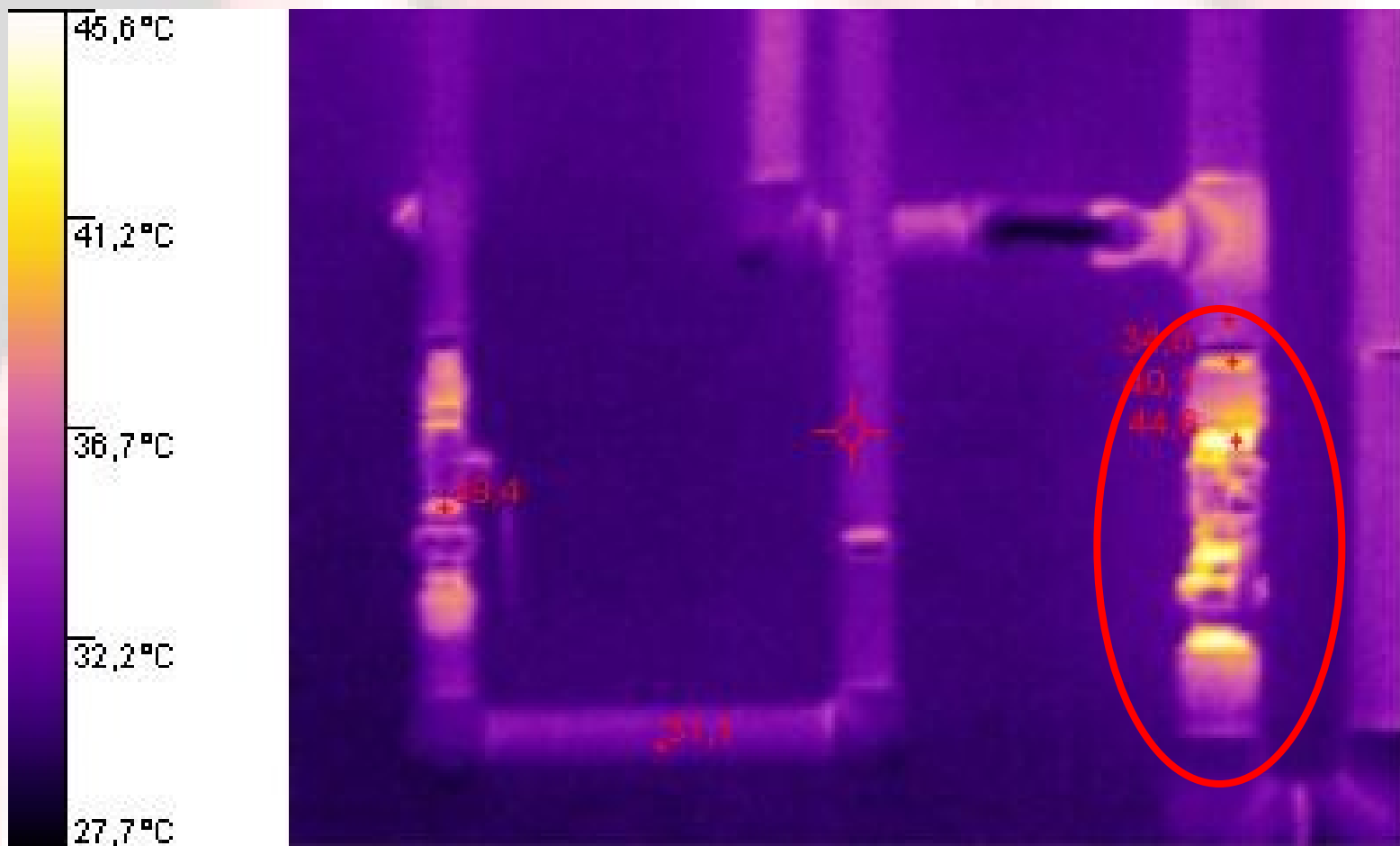
Pec propouštějící teplo – kontrola tepelných zařízení



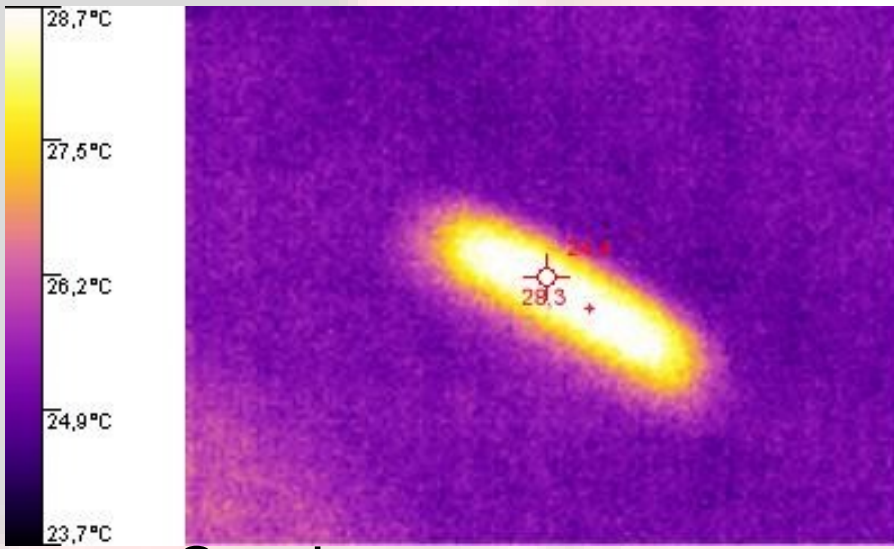
Přehřátý kabel



Nízká kvalita izolace teplovodního potrubí v oblasti spojů (Fluke)

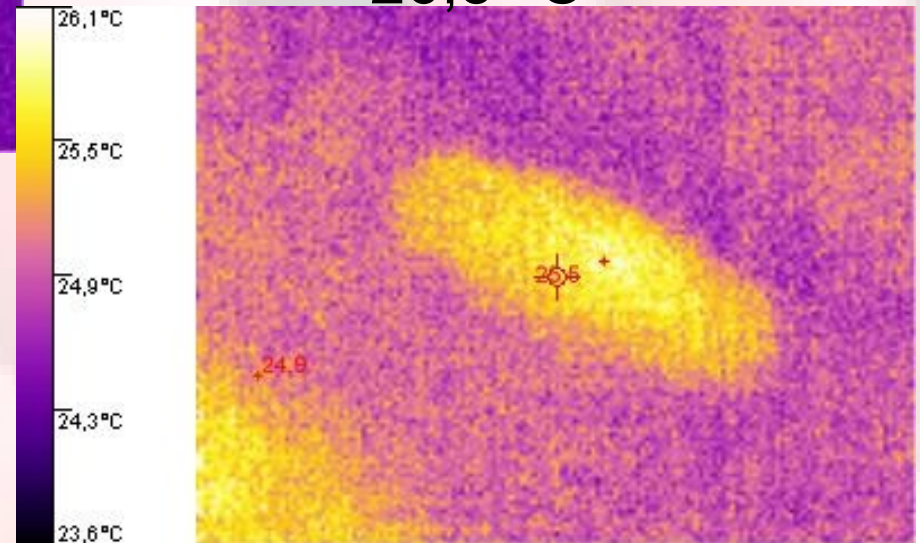


Ultrasonografická sonda (Fluke)

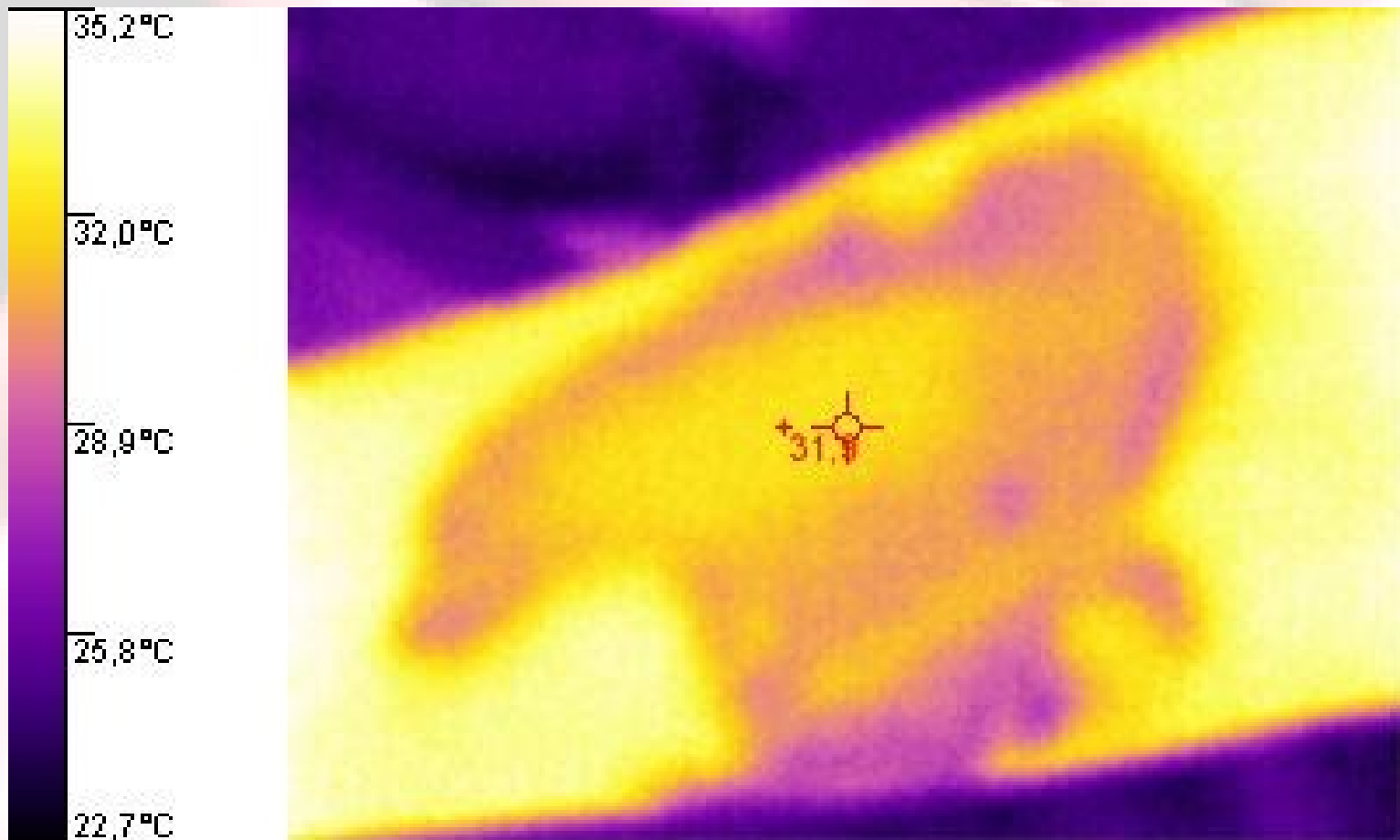


Sonda v provozu
28,3 C

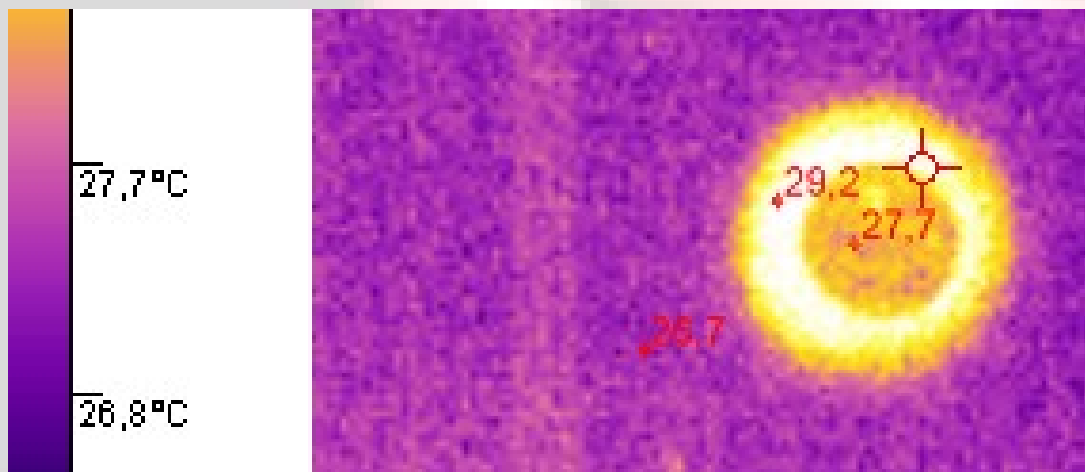
Sonda „frozen“
26,5 C



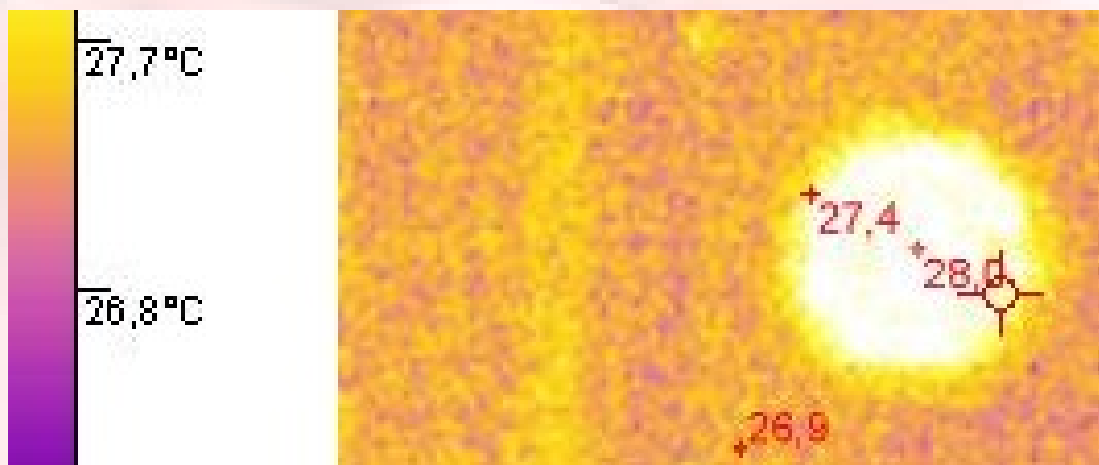
Tepelná stopa zanechaná sonografickou sondou na předloktí + ochlazovací účinek kontaktního gelu (Fluke)



Terapeutická ultrazvuková aplikační hlavice (Fluke)



intenzita $0,5 \text{ W/cm}^2$
teplota hlavice $27,7 \text{ }^\circ\text{C}$, teplota
okraje hlavice $29,2 \text{ }^\circ\text{C}$
okolí $26,7 \text{ }^\circ\text{C}$



intenzita 2 W/cm^2
teplota hlavice $28 \text{ }^\circ\text{C}$
teplota okraje hlavice $27,4 \text{ }^\circ\text{C}$
okolí $26,7 \text{ }^\circ\text{C}$

Autoři:

**Vojtěch Mornstein Carmel J. Caruana
Ivo Hrazdira**

Poslední revize: Květen 2009

Poslední revize: Květen 2009

Lucie Mornsteinová

Grafika:

