

# LASER-TKÁŇOVÉ INTERAKCE A JEJICH MODELOVÁNÍ POMOCÍ COMSOL MULTIPHYSICS

**Mgr. Jana URZOVÁ, Ph.D.**

ČVUT v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

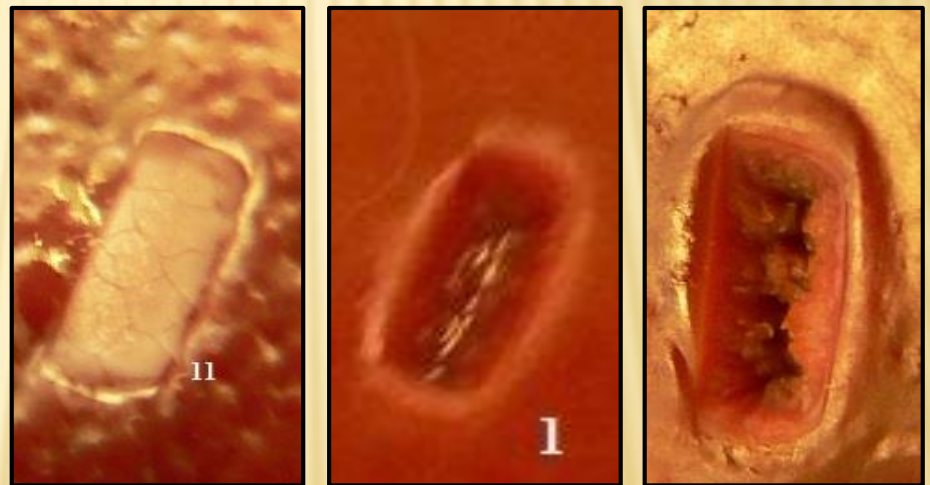
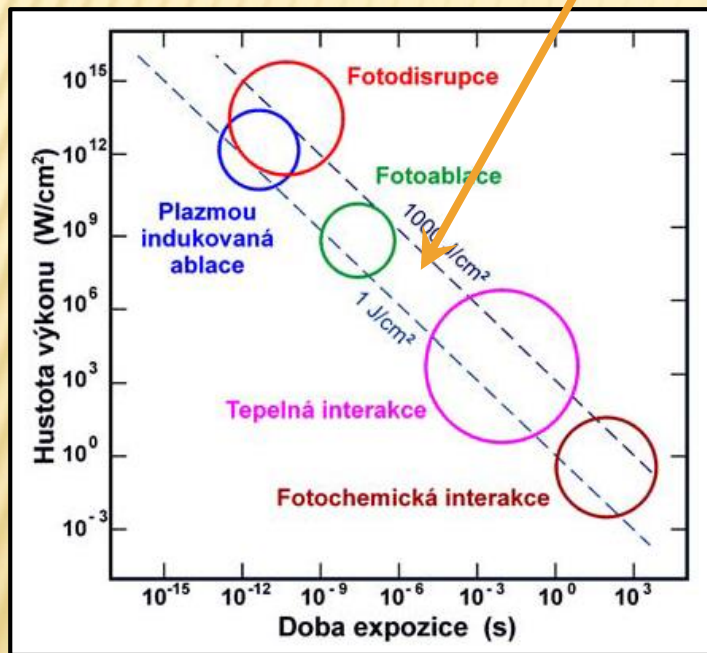




**SPOLEČNÉ PRACOVNÍŠTĚ FAKULTY BIOMEDICÍNSKÉHO  
INŽENÝRSTVÍ ČVUT A 1. LÉKAŘSKÉ FAKULTY UK V PRAZE**

# INTERAKCE LASER – TKÁŇ

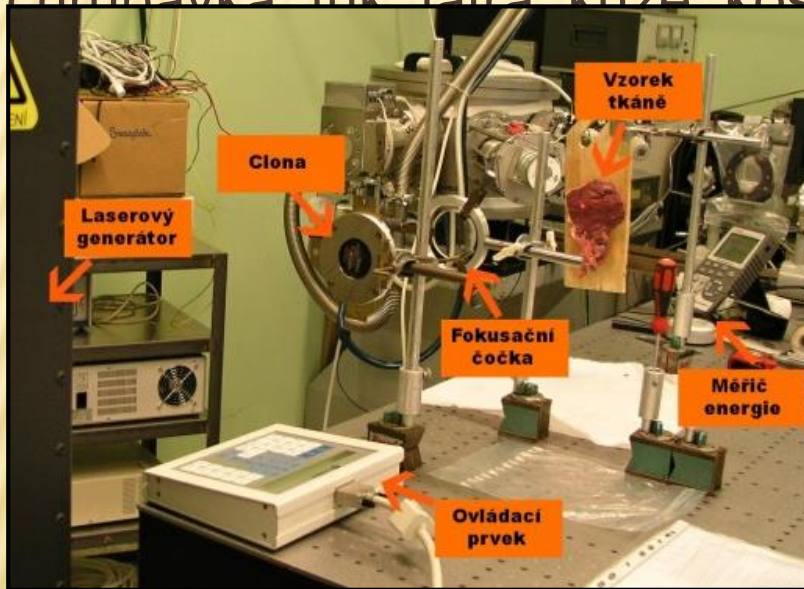
- Medicínské aplikace – odstraňování nežádoucí tkáně, zubní vrtačka, Průběh a výsledek interakce závisí na typu tkáně a parametrech laseru (plošná hustota energie, doba expozice, opakovací frekvence).
- Náš výzkum – rozhraní mezi fotoablací a tepelnou interakcí



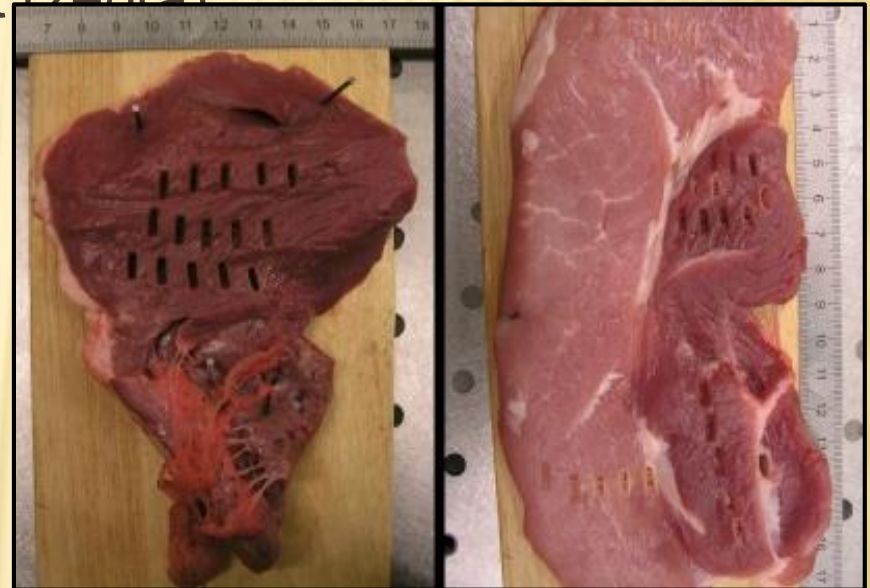
Tepelná interakce a kombinace tepelné interakce a ablace (stopa: 8 × 20 mm)

# EXPERIMENTY - OZAŘOVÁNÍ TKÁNĚ

- Zdroj: KrF excimerový laser (248 nm), délka pulsu 25 ns, 1 – 50 Hz
- Ozařované tkáně: vepřová svalovina (srdeční a kosterní), chrupavka, tuk, játra, kůže, kost (žebra)



Experimentální aparatura



Ablační krátery ve vepřové srdeční a kosterní svalovině

# 1. FÁZE - MODELOVÁNÍ TEPELNÉ INTERAKCE

- Cíl: ozařovat rovinný povrch pulsním laserem, snímat povrchové teploty a sestavit model, který umožní předpovídat teplotní průběhy a bude souhlasit s výstupem z termokamery
- Očekávání: COMSOL Multiphysics obsahuje modul „*Bioheat Transfer*“ s módem „*Conduction*“, možnost zadání periodického průběhu dodávané energie
- Realita: puls je příliš krátký na vestavěné funkce, dlouhá pauza
- Řešení: sestavení vlastní pulsní funkce:

$$p(t) = \frac{1}{2} \left\{ \operatorname{sgn} \left[ \sin \left( -\frac{\pi(3t_1 + t_2)}{2(t_1 + t_2)} \right) - \sin \left( \frac{2\pi t}{t_1 + t_2} - \frac{\pi(3t_1 + t_2)}{2(t_1 + t_2)} \right) \right] + 1 \right\}$$

$t_1$  – délka trvání pulsu 25 ns

$t_2$  – délka prodlevy, počítáno z frekvence (zadávaný parametr)

# FYZIKA - PENNESŮV MODEL

- Vychází z rovnice pro přenos tepla vedením v pevných látkách, doplněna o další členy.

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \nabla^2 T - \rho_b c_b \omega_b (T - T_{art}) + \rho SAR + Q_{met}$$

- hustota  $\rho$  [ $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ]
- měrná tepelná kapacita  $c_p$  [ $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ]
- tepelná vodivost  $\lambda$  [ $\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ ]
- teplotní difuzivita  $a$  [ $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ]  $a = \frac{\lambda}{\rho c_p}$
- Okrajové podmínky:
  - Hlubší vrstvy vzorku – plně tepelně izolováno  $n \cdot (\lambda \nabla T) = 0$
  - Vnější povrch – sdílení tepla volnou konvekcí  $n \cdot (\lambda \nabla T) = h(T_{ext} - T)$
- Vliv krevní perfúze
- Absorpční rychlost přívodu energie elektromagnetickým zářením
- Příspěvek metabolických dějů v tkáni

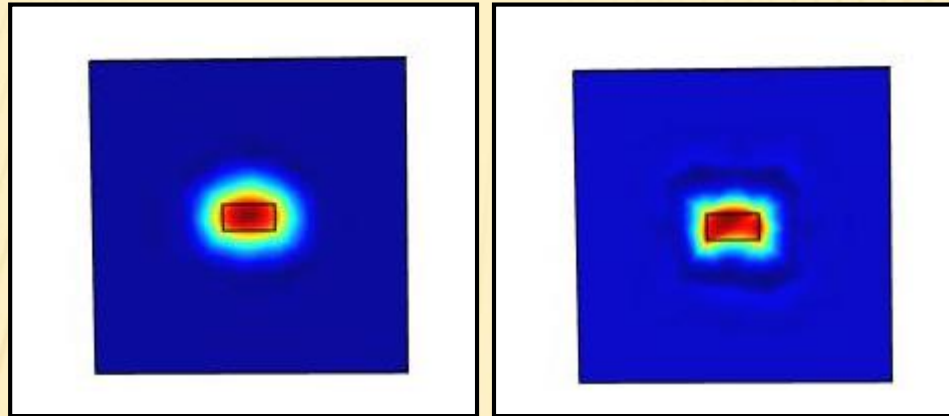
# ZADÁVANÉ HODNOTY PARAMETRŮ MODELU

Parametr	Značka	Jednotka a	Hodnota
Teplota tkáně	$T$	K	294
Okolní teplota	$T_{ext}$	K	294
Tloušťka vrstvy	$l$	mm	10
Hustota tkáně	$\rho$	$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$	1 036 – 1049
Měrná tepelná kapacita	$c_p$	$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	3 430 – 3 730
Tepelná vodivost tkáně	$\lambda = k$	$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$	0,48 – 0,56
Rychlost krevní perfuze	$\omega_b$	$\text{s}^{-1}$	0 (neživá tkáň)
Absorpční koeficient tkáně	$A_c$	$\text{m}^{-1}$	2800 - 5500
Reflexní koeficient tkáně	$R_c$	-	0,1
Plošná hustota energie	$\psi$	$\text{mJ}\cdot\text{cm}^{-2}$	60 - 130
Šířka stopy paprsku	$a$	mm	8,5 – 12,5
Výška stopy paprsku	$b$	mm	13 –

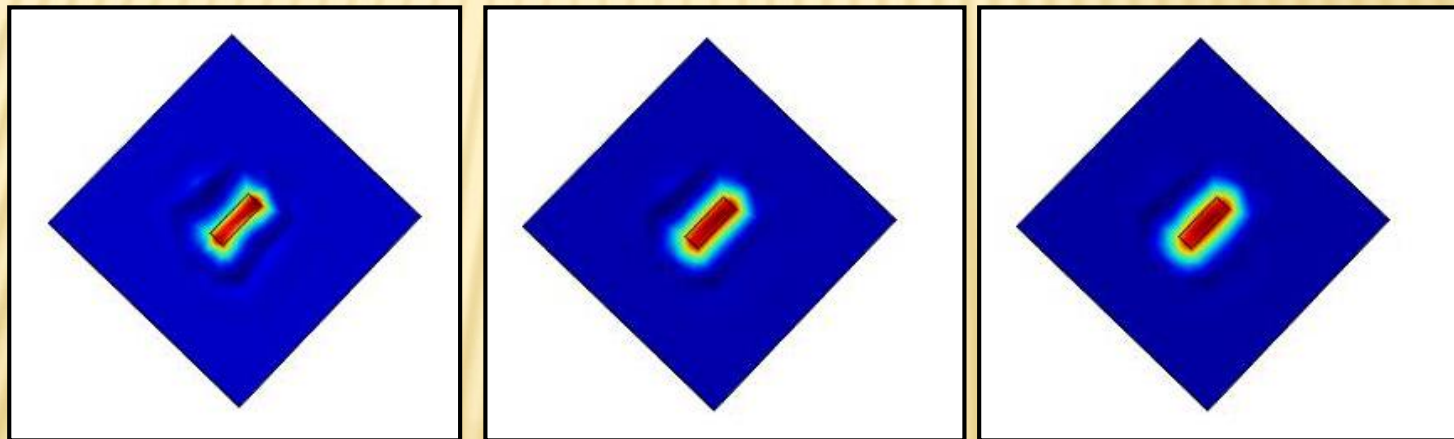
- Využití knihovny a nadefinování materiálu TKÁŇ – postupně rozšiřování o další typy tkání

Laser-tkáňové interakce a jejich modelování pomocí COMSOL Multiphysics –

# VÝSTUPY PRO TEPELNOU INTERAKCI



Porovnání tkání: srdce (vlevo) a tuk

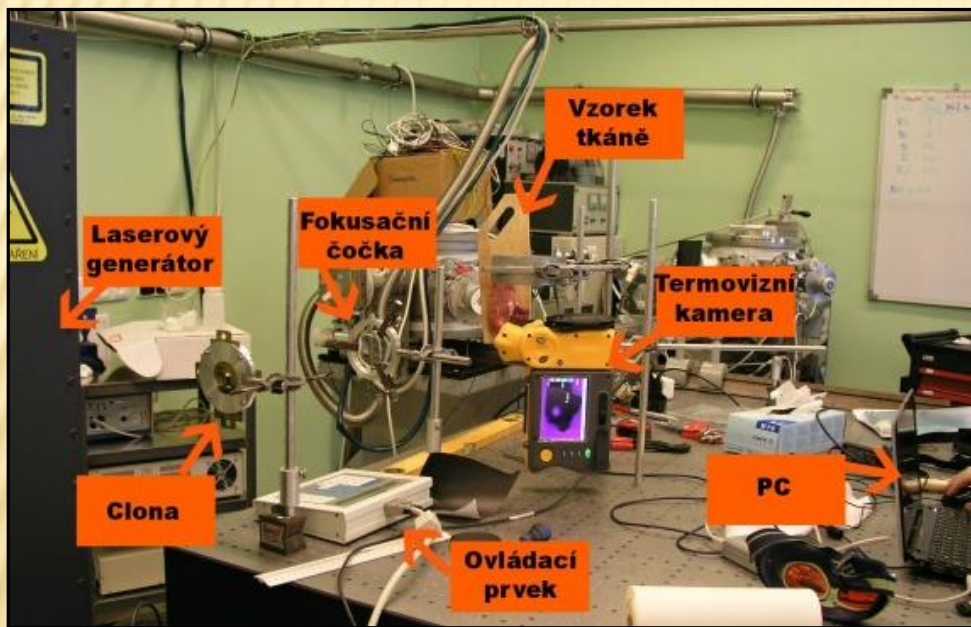


Časový rozvoj po 5 sekundách (svalovina)

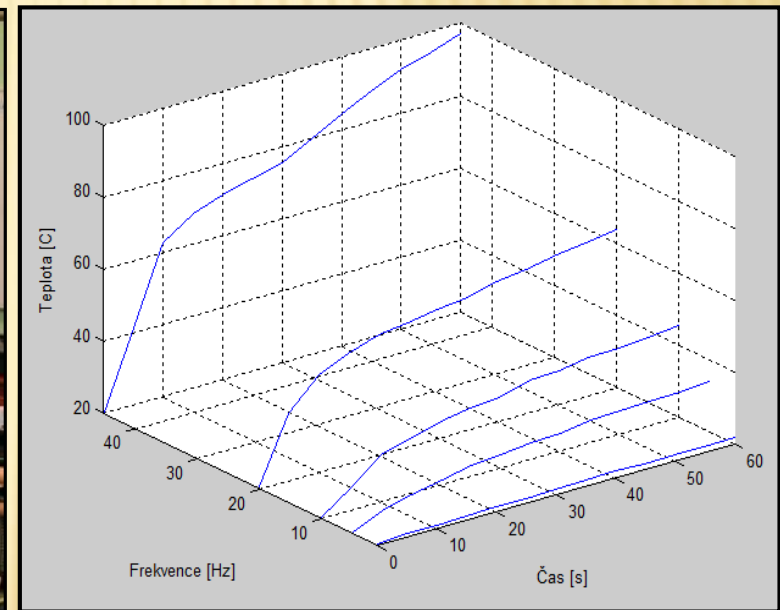


# EXPERIMENTÁLNÍ OVĚŘENÍ MODELU

- Pomocí termokamery FLUKE TI55/20FT (citlivost  $\leq 0,050$  °C)
- Porovnávání skutečných dosažených teplot a modelu



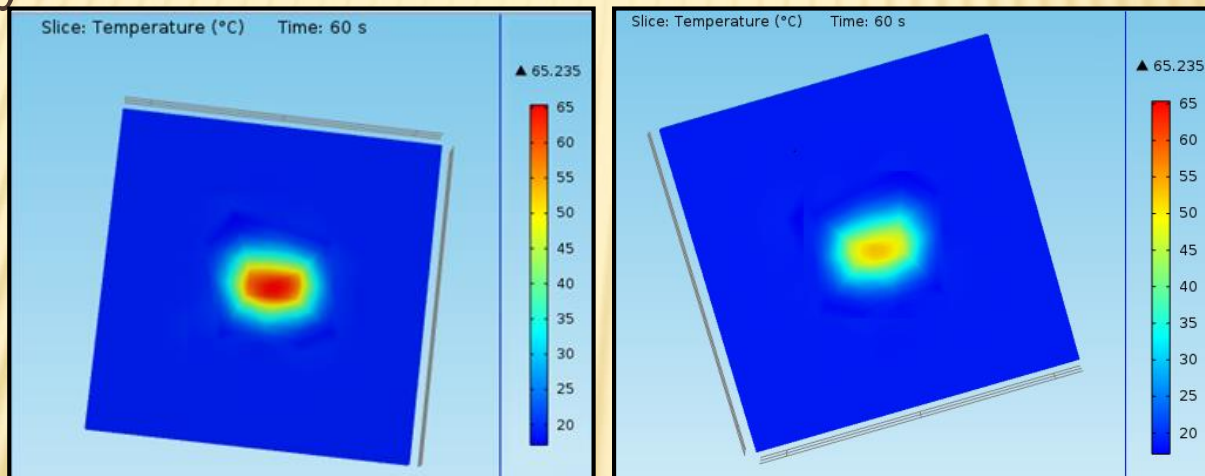
Aparatura pro snímání povrchového teplotního pole



Závislost maximální povrchové teploty na frekvenci

# TERMOVIZNÍ OVĚŘENÍ MODELU

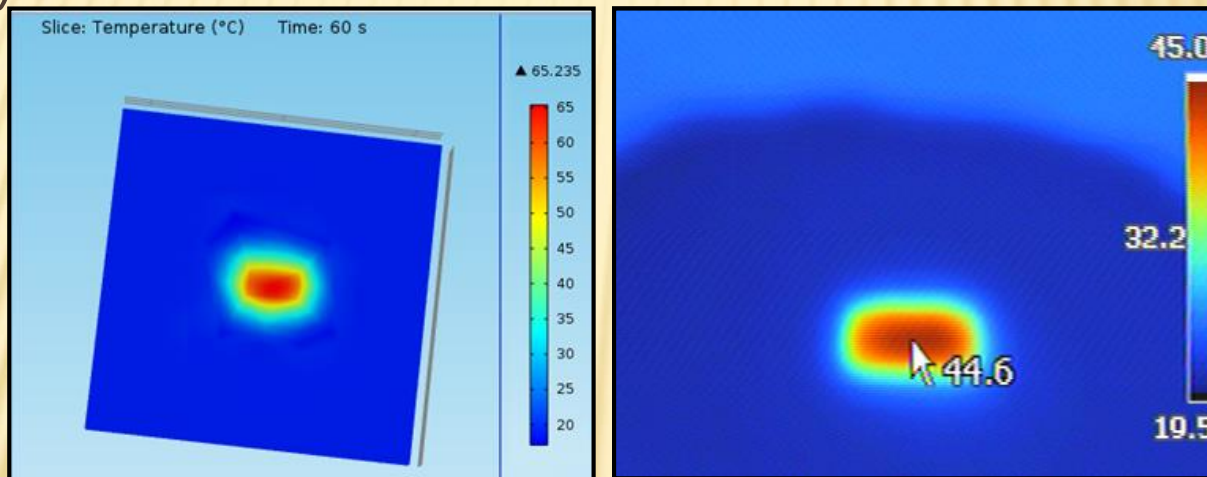
- Grafickým výstupem programu COMSOL jsou vykreslená teplotní pole ve vybrané barevné škále nebo sestava izoterm.
- Teoretické výstupy lze porovnávat se záznamem termovizní kamery.



Přední (vlevo) a zadní strana vzorku tkáně s modelovaným rozložením teplotního pole pro hustotu energie  $62 \text{ mJ.cm}^{-2}$  a opakovací frekvenci 10 Hz

# TERMOVIZNÍ OVĚŘENÍ MODELU

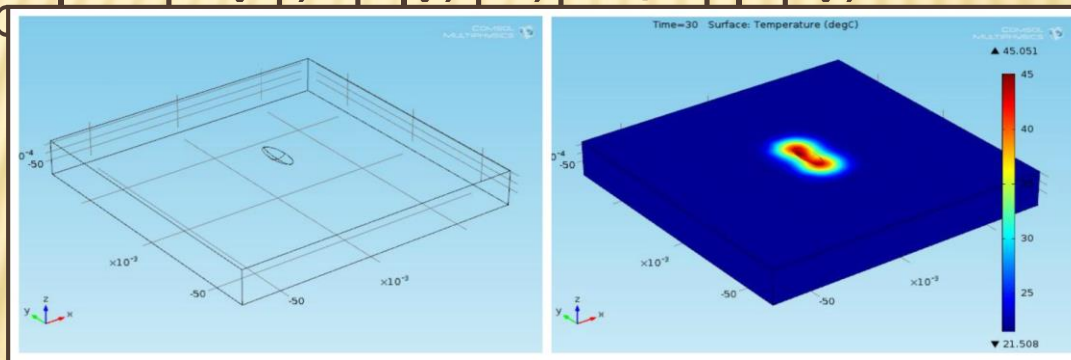
- Grafickým výstupem programu COMSOL jsou vykreslená teplotní pole ve vybrané barevné škále nebo sestava izoterm.
- Teoretické výstupy lze porovnávat se záznamem termovizní kamery.



Srovnání modelu (vlevo) a skutečného záznamu teplotního pole pro hustotu energie  $62 \text{ mJ.cm}^{-2}$  a opakovací frekvenci 10 Hz

## 2. FÁZE - MODELOVÁNÍ FOTOABLACE

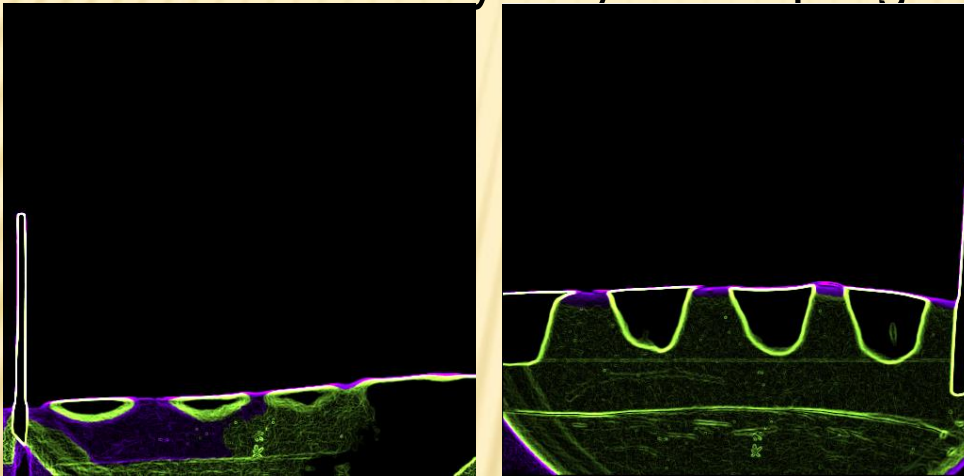
- Cíl: ozařovat nerovinný povrch a řešit postupné prohlubování kráteru, sestavit model rozvoje teplotního pole v okolí dna a stěn kráteru
- Očekávání: Kráter se bude prohlubovat v závislosti na čase a hustotě výkonu dopadajícího záření
- Realita: hrany kráteru dělají problémy a kráter se neprohlubuje
- Řešení: čekání na upgrade – zaoblení hran kráteru, modelování puls po



Původní kráter s nezaoblenými hranami

# URČENÍ TVARU A HLOUBKY KRÁTERŮ

- Nová experimentální metoda – přesné zobrazení profilu kráteru
- CT snímky vzorků s kontrastní látkou (jodid draselný)
- Odečtení hloubky s využitím programu MATLAB



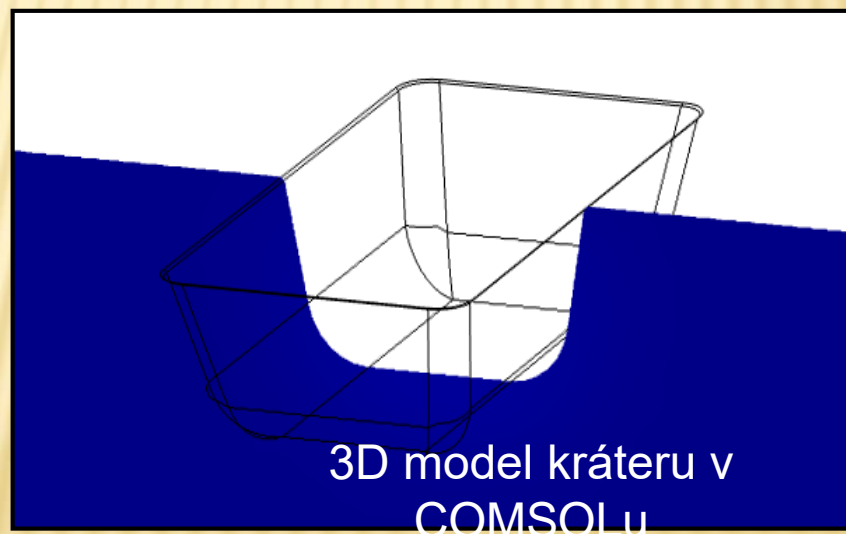
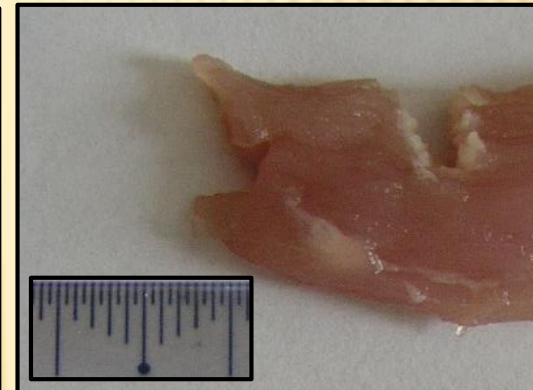
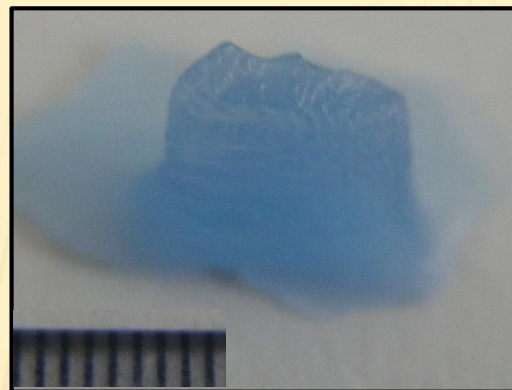
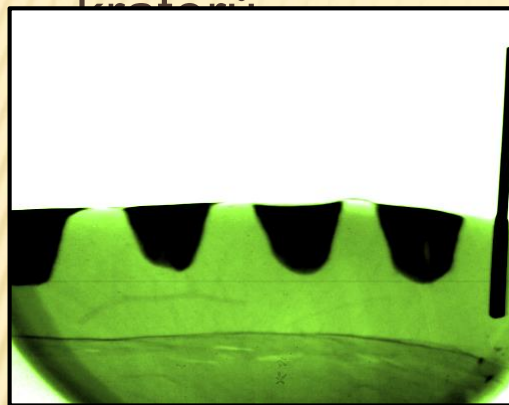
CT snímky profilu kráterů, které umožňují určit ablační hloubku a popsat profil kráteru.



CT přístroj PHYWE XR 4.0 expert X-ray unit

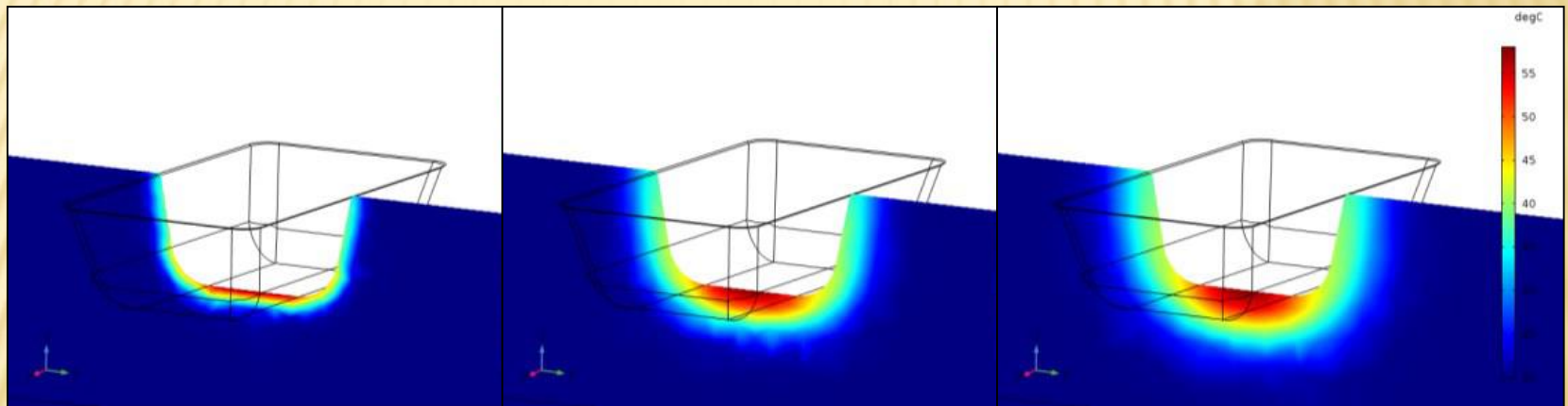
# GEOMETRIE MODELU PRO KRÁTER

- ✗ Vytvořena na základě CT snímků, odlitků a řezů reálných kráterů



# VÝSTUPY MODELU

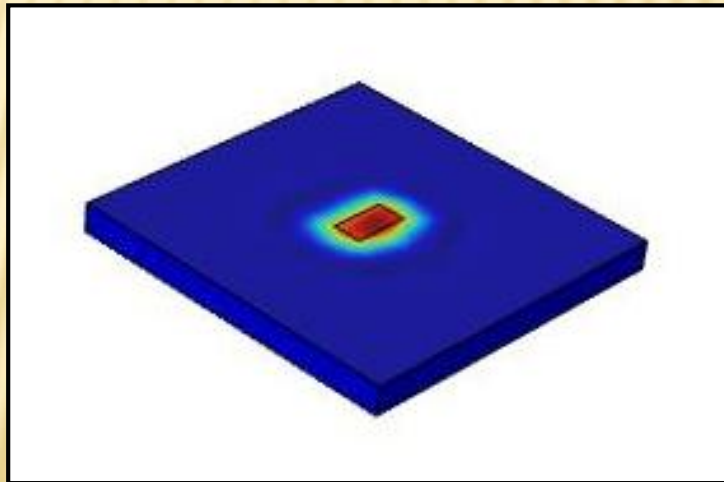
- Průběh rozvoje teplotního pole v ablačním kráteru v průběhu jednoho pulsu („dilatace“ času – reálný puls trvá 25 ns)



- Ověření modelu – snímání termokamerou, pouze plošné snímání
- Model je použitelný jako názorná vizualizace děje, nikoliv pro plánování zákroků (zatím ...)

# 3. FÁZE – MODEL ZAHÁJENÍ OZAŘOVÁNÍ

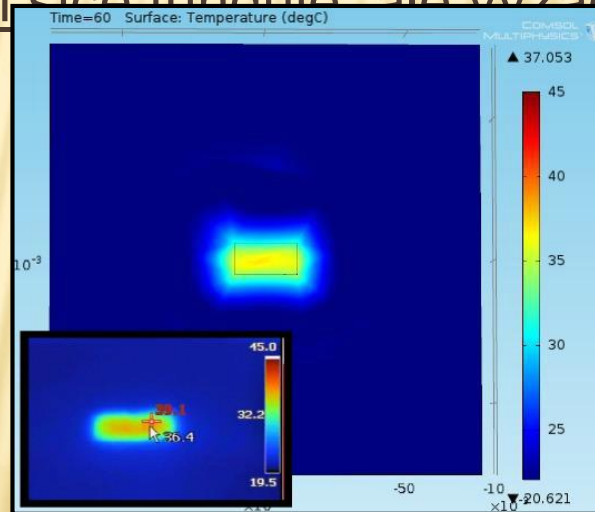
- Na začátku děje vzroste velmi prudce povrchová teplota tkáně.
- Cíl: model pro prudký nárůst teploty v prvních mili-nanosekundách
- Očekávání: získáme zpomalený průběh šíření tepla
- Realita: výstup po hodinách práce vypadá stejně jako 1.fáze, ale nemáme možnost experimentálního ověření
- Řešení: věříme modelu

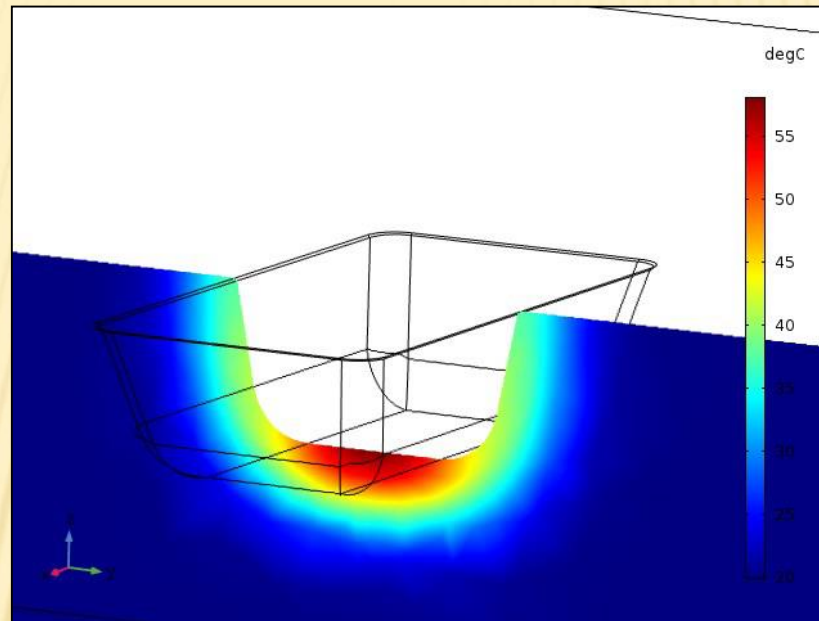




# ZÁVĚR

- Vytvořený model pro tepelnou interakci velmi dobře odpovídá realitě a je použitelný pro předpovídání průběhu teplot při zákroku.
- Model umožňuje řešit i změny parametrů tkáně v průběhu zákroku (teplotní i časová závislost).
- Model pro fotoablaci sice funguje, ale vyžadá si další vylepšení.





# DĚKUJI ZA POZORNOST