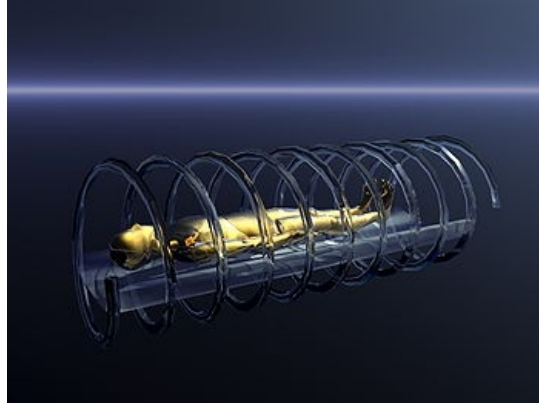


# Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky

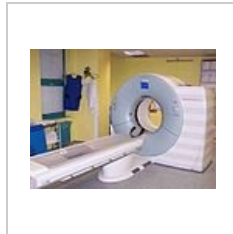
**Výpočetní tomografie** <sup>[pozn. 1]</sup> (také *Computed Tomography*, **CT**, či *výpočetní tomografie*) je jedním z nejpodstatnějších objevů rentgenové diagnostiky. Je to vlastně matematická rekonstrukce obrazu získaná z řady rentgenových projekcí provedených v různých úhlech. S její pomocí můžeme neagresivním způsobem zobrazit měkké tkáně jako například mozek, slezinu, pankreas, ledviny či svalstvo. Zjistit však můžeme pouze patologické procesy lišící se svou denzitou od okolí. Často je také pacientovi podána kontrastní látka pro lepší rozlišení patologické tkáně.



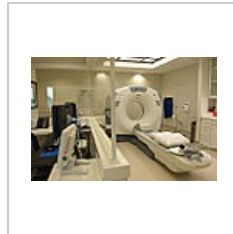
Prototyp CT scanneru



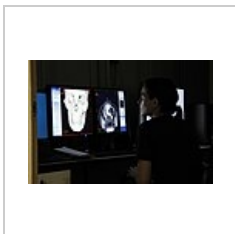
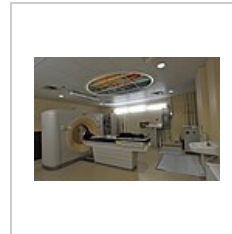
Historický EMI-Scanner



Výpočetní tomograf



CT Scanner



## Historie a generace CT

**Teorii rekonstrukce tomografického řezu z mnoha sumačních snímků vypracoval americký fyzik Allan Cormack již v roce 1963, ovšem s využitím záření gama. První použitelný tomograf, EMI mark I, však sestavil až angličan Godfrey Newbold Hounsfield v roce 1972. V roce 1979 byla Cormackovi i Hounsfieldovi udělena za objev výpočetní tomografie Nobelova cena.**

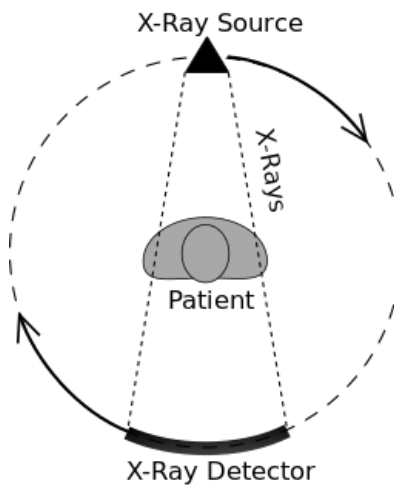
Z hlediska konstrukce systému zdroj záření/systém detektorů je možné rozdělit přístroje do několika generací. Známe šest systémů generace CT, z nichž se dnes používají systémy třetí až šesté generace.

1. generace: Hounsfieldův systém, který se po pootočení o  $10^{\circ}$ – $15^{\circ}$  posunul lineárně přes celou šířku pacienta v dané rovině. (rekonstrukce do 5 minut),
2. generace: Využívá také rotačně translační pohyb, menší úhel mezi jednotlivými snímky ( $3^{\circ}$ – $15^{\circ}$ ) a větší počet detektorů (6–60). (rekonstrukce 10s–20s),
3. generace: Tato generace je dnes nejužívanější. Pracuje za rotace rentgenky o  $360^{\circ}$ , se širokým snopcem záření a za použití mnoha detektorů (400–600) na protilehlé matici. Snímkování je prováděno po  $1^{\circ}$  až  $0,5^{\circ}$ . Záznam se snímá po celou dobu plynulé otočky, za pulzní obsluhy rentgenky. Doba skenu do 1 sekundy. *Spirální (helikální) CT, je pokračováním přístrojů 3. generace. První systém CT s kontinuální rotací byl vyvinut firmou Bio-Imaging Research v roce 1986. Dříve bylo nutné každou následující otočku provádět v opačném směru než tu předchozí, mezitím se stůl s pacientem posunul. Zavedení kontinuální rotace umožnilo plynulý posun stolu s pacientem, zatímco se kontinuálně zaznamenávají snímky. Tato metoda umožnila lepší vytváření 3D rekonstrukcí a urychlila celý proces získání snímků. Helikální CT se uplatňuje především v CT angiologii.*
4. generace: Využívá rotačně-stacionární systém: Široký svazek, tisíce stacionárních detektorů v kruhu. Rotuje pouze rentgenka, o  $360^{\circ}$ . Problém vzniká při expozici okrajových detektorů, které jsou zasaženy rozptýleným zářením. Tento systém je však náročný a v praxi se příliš nerozšířil.
5. generace: Jde o systém nutační, který se skládá z matice fixních detektorů a rotující rentgenky. Podle její

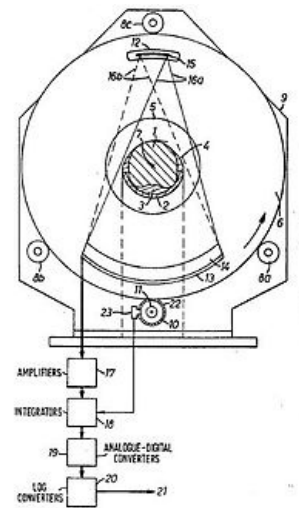
polohy se detektory vychylují z kolmice tak, aby na ně paprsky dopadly kolmo. Zpracování obrazu nabízí mnoho možností: 3D rekonstrukce, rekonstrukce řezů v jiných rovinách než je rovina axiální. Novinkou jsou pak vícevrstvé CT tzv. multi-slice CT (Toshiba, Aquilion, 1999), které jsou vybaveny několika kruhovými systémy detektorů a umožňují tak získávání více řezů v několika sousedních rovinách v jednom okamžiku, a tak dále urychlují celý proces, a kladou tak menší nároky na pacienta.

6. generace: Zdrojem záření je zde elektronové dělo. Zařízení typu Imatron se liší tím, že masivní anoda je orientovaná jako výseč kolem části obvodu nemocného a má několik prstenčitých ohnisek. Nehýbe se zde žádná složka. Zařízení se budí současně na několika ohniscích a dopadá na dva prstence detektorů – získání několika vrstevových záznamů současně, za extrémně krátké expozice 50ms.

## Princip počítačové tomografie

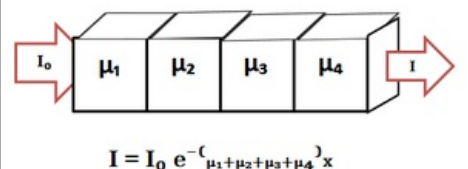


Při samotném vyšetření je pacient fixován na posuvném lůžku, které postupně prochází snímacím stojanem. Na jedné straně stojanu je štěrbinový zdroj rentgenového záření (rentgenka) a na opačné straně scintilační detektory. U starších tomografů jsou detektory umístěny proti rentgence, pohybují se spolu s ní a jsou s ní pevně spojeny. U modernějších tomografů jsou nepohyblivé detektory prstenčité uspořádány kolem celého pacientova těla. Nejmodernější technikou je spirální CT, kde rotuje jak vyšetřovací stůl, tak tunel přístroje. Pacient je osvětčován postupně bod po bodu a výsledkem je transversální řez těla. Výsledný řez je tedy počítačovou rekonstrukcí mnoha „klasických“ RTG snímků určité roviny. Záření je zachycováno pomocí systému detektorů připojených k počítači.



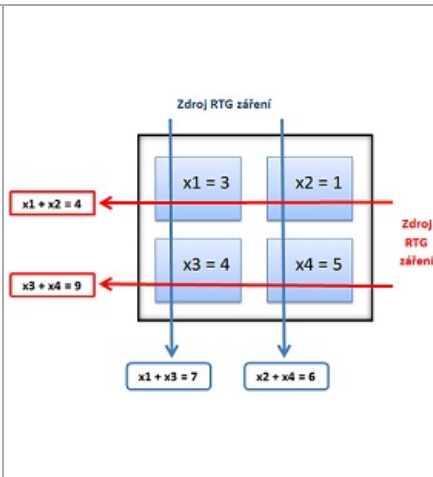
Rentgenka pracuje pulzně (1 pulz trvá 1–4 ms). Rentgenový paprsek má vějířovitý tvar. Rentgenové záření následně vniká do pacientova těla a částečně se absorbuje. Scintilační detektory zaznamenávají **míru (koeficient) zeslabení záření  $\mu$**  a údaje převedou do paměti počítače. Potom se systém rentgenka-detektor pootočí o určitý úhel a děj se opakuje. Na konci vyšetření počítač zpracuje údaje a zobrazí tomogram, který je dán hodnotami **absorpčních koeficientů  $\mu$**  z jednotlivých míst daného řezu. Zjišťujeme tedy hodnotu absorpce rentgenového záření v malých objemových částech, které nazýváme **voxely** (volume matrix element) – je to vlastně analogie pixelu v planárním obraze, ale každý voxel nepředstavuje dvourozměrnou jednotku, ale má také svou hloubku danou tloušťkou řezu. Výsledkem je rekonstrukce příčné vrstvy tělem nemocného=AXIÁLNÍ VRSTVA, zatím co u klasické tomografie se podle polohy nemocného získávají VRSTVY FRONTÁLNÍ nebo SAGITÁLNÍ.

Absorpce rtg. záření ve tkáni je komplikovaný proces interakce záření a tkáně. Schopnost tkáně absorbovat záření je zahrnuta v **lineárním koeficientu zeslabení  $\mu$** . Zeslabení intenzity rtg záření  $I_0$  po průchodu homogenního absorbéru o tloušťce  $x$  dáno vztahem:  **$I = I_0 \exp(-\mu x)$** .



### Princip CT si můžeme ukázat na jednoduchém příkladu

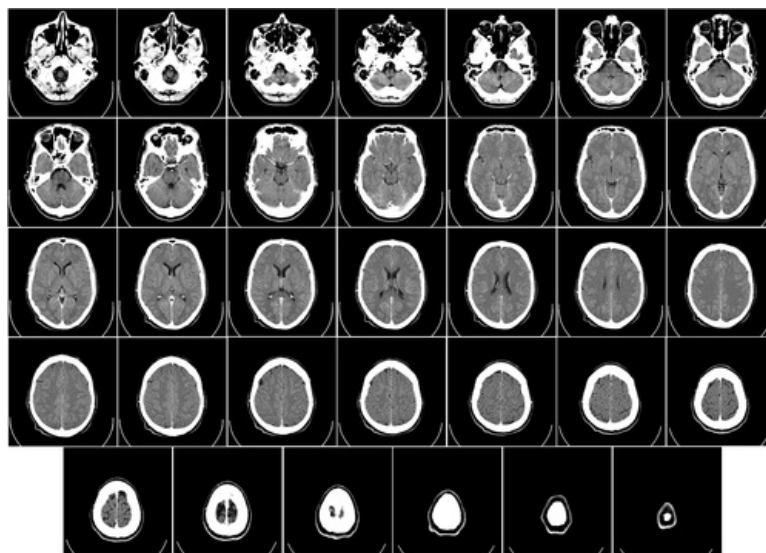
Máme plochu čtverce rozdělenou na čtyři menší čtverečky označené  $x_1, x_2, x_3, x_4$ . Každý čtvereček je charakterizován určitou hodnotou parametru, například pro  $x_1$  je to 3. My však neumíme změřit hodnotu tohoto parametru v každém čtverečku samostatně, ale jen celkovou hodnotu parametrů v jednotlivých směrech, řádcích a sloupcích. Určíme-li tyto součty pro čtyři neznámé (na obrázku jsou tyto rovnice v červených a modrých příhrádkách na které ukazují šipky), z kterých bychom dále měli být schopni vypočítat konkrétní hodnoty pro jednotlivé čtverečky. Na stejném principu funguje i výpočetní tomografie, rovnic a počítaných hodnot je však mnoho, a právě z tohoto důvodu potřebujeme použít počítač.



Rotace CT

## Hounsfieldovy jednotky, vznik obrazu

Transversální řez zobrazovaného objektu počítačovou tomografií je tvořen více než 250 000 **voxely**, tj. malými jednotkami objemu tkáně s různou průměrnou absorpcí a rozptylem použitého RTG záření. Ke zjištění absorpce voxelu je třeba, aby jím záření prošlo opakovaně a to pod různými úhly. Výsledná hodnota absorpce voxelu (tj. míra absorpce a rozptylu procházejícího záření) je následně vyjádřena pomocí **denzitní jednotky - Hounsfieldovy jednotky [HU] (CT číslo)**, která vyjadřuje absorpci záření daného voxelu vztaženou k absorpci záření vody (pro vodu platí HU = 0). Detektory následně zjišťují součet absorpcí všech voxelů, kterými paprsek prošel.



Tomogram mozku

**Hounsfieldovy jednotky [HU] (CT čísla) jsou tedy vyjádřením denzity (míry absorpce a rozptylu záření) konkrétních voxelů.** Pro každý voxel je z naměřené hodnoty absorpce vypočítána příslušná HU, která je vztažena k hodnotě absorpce RTG záření vodou.

**Hodnota HU je definována podle vztahu:**

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot k$$

kde  $k$  - smluvená konstanta o velikosti 1000

kde  $\mu$  - koeficient zeslabení vyšetřované tkáně

kde  $\mu_w$  - koeficient zeslabení vody (adsorpční koeficient  $\mu_w = 0,22 \text{ cm}^{-1}$ )

V praxi mohou nabývat Hounsfieldovy jednotky hodnot od -1000 (vzduch), do cca 1000 (kompaktní kost). Pro diagnostické užití a pro zobrazení výsledného obrazu v odstínech šedi na monitoru (viz dále) je tedy k dispozici cca 2000 čísel.

Počítač využívá k zjišťování absorpčních hodnot, nezbytných pro výpočet Hounsfieldových jednotek, Fourierovu transformaci ([https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova\\_transformace](https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova_transformace)). Konkrétní řez je pořízen velmi rychle (5-7 s), což usnadňuje zobrazení některých orgánů (například střev, kde peristaltika vede k rozostření obrazu) a umožnilo vyšetření srdce a velkých tepen. **Obraz vzniká na monitoru již během řezu**, dokončen je však až po skončení celého snímání. Počítač musí dále provést řadu korekcí, například odstranit artefakty, které vznikají na rozhraní kosti a měkké tkáně (tzv. Hounsfieldův efekt), které je způsobeno tím, že kost absorbuje více měkké záření než tvrdší.

**Po naměření hodnot absorpcí jednotlivých voxelů a výpočtu příslušných Hounsfieldových jednotek, jsou tyto hodnoty převedeny na monitor, kde konkrétním hodnotám Hounsfieldových jednotek odpovídají konkrétní odstíny šedi.** Tak vzniká výsledný CT obraz vyšetřovaného orgánu.

Počítač tedy převádí analogový signál na digitální, který dále zpracovává a nakonec jej opět převádí na analogový (výsledný obraz). Stejně jako RTG je i CT zobrazením denzit. Naměřená data (jednotlivé snímky) jsou následně složitými matematickými postupy rekonstruovány do výsledné matice.

#### Přehled významných hodnot CT čísel

Tkáň	CT číslo, densita HU
vzduch	-1000
tuk	-50 - -100
voda	0
likvor	5
bílá hmota mozková	30
šedá hmota mozková	34
krev	47
játra	40-60
svaly	35-75
vazivové tkáně	60-90
chrupavka	80-130
kost	1000-3000

## Zpracování CT obrazu



Jak bylo uvedeno výše, pro zobrazení výsledného CT snímku na monitoru lze využít cca 2000 hodnot HU, které mohou být teoreticky převedeny na odpovídající počet odstínů šedé. Lidské oko však dovede rozlišit maximálně okolo 25 odstínů. Při zobrazení CT snímku není proto celý rozsah Hounsfieldových jednotek zdaleka využíván.

V praxi leží většina hodnot měkkých tkání v rozsahu HU 0–100. Při praktickém použití se tak odstíny šedi pro zobrazení na monitoru přiřazují jen v tzv. **absorpčním oknu hodnot** – tj. v rozsahu, ve kterém leží hodnoty HU, které jsou pro zobrazovaný orgán směrodatné a vypovídající (standardně právě rozsah cca HU 0–100). Díky adsorpčnímu oknu hodnot se zobrazí detailně pouze požadovaný obraz a zároveň je bezpečně "srozumitelný pro lidské oko, protože využívá takové množství odstínů šedé, které oko bezpečně rozliší.

## Výhody CT zobrazení

- Umožňuje zobrazit i málo kontrastní měkkou tkáň včetně nádorů a to díky:
  1. vysoké citlivosti scintilačních detektorů,
  2. velmi rychlému zpracování údajů ze scintilačních detektoru.
- Metoda výhodná i pro plánování chirurgických zákroků a radioterapie zhoubných onemocnění,
- velmi dobrá rozlišovací schopnost a kontrast → obraz je ostřejší,
- eliminace odrazů a jejich interferencí,
- výsledky se dají uchovat v počítači, část obrazu se dá zvětšit a detailně zkoumat,
- radiační zátěž pacienta při CT můžeme srovnat s dávkou záření při klasickém vyšetření.

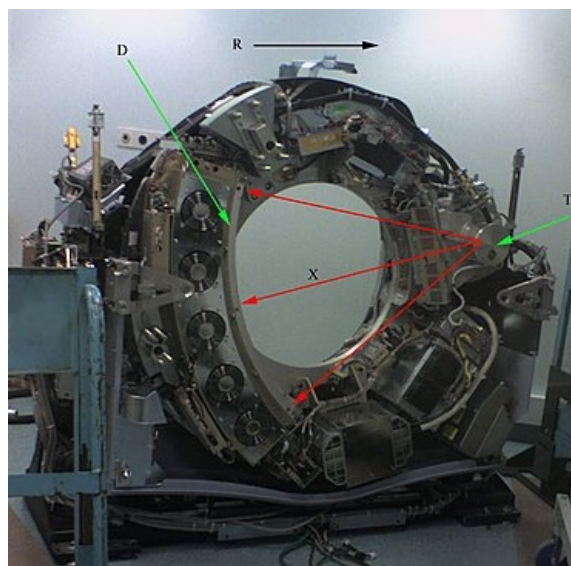
## Nevýhody CT zobrazení

- Vysoká pořizovací cena zařízení,
- jejich obsluha vyžaduje přítomnost vysoce školeného personálu.

## Součásti CT

- **Vyšetřovací stůl s úložnou deskou pro pacienta** – deska je posuvná a její posun lze řídit počítačem,
- **portál (gantry)** – vyšetřovací tunel, kterým projíždí deska, na které je uložen pacient; jedná se o skříň obsahující rentgenku, detektory a mechanismus, po němž se rentgenka a případně i detektory pohybují, a další zařízení, včetně chladicího systému,

- uprostřed je kruhový otvor pro vyšetřovací stůl, který je pohyblivý vertikálně, podélně i do strany, takže dovoluje zasunout nemocného do různé hloubky gantry,
- musí mít postačující průměr (až 84cm), aby v něm mohli pohodlně ležet i obézní pacienti a udržovat stálou polohu což je pro vyšetření zásadní požadavek, protože jakákoliv změna polohy nemocného zkreslí výsledek jak dané vrstvy, tak i možnost srovnání vrstev mezi sebou,
- gantry je možno omezeně (do 30°) naklánět a volit tak rovinu řezu (např. ortográdní projekce),



Vnitřní komponenty CT: T = rentgenka, D = detektory, X = záření, R = směr rotace

- **vysoce výkonná rentgenka,**
- **detektory** – jsou kalibrovány tak, aby odpověď všech detektorů na náraz fotonu rentgenového záření byla stejnoměrná,
  - po nárazu fotonu se musí co nejrychleji vrátit k nulové hodnotě,
- **vysoce výkonný rentgenový generátor,**
  - rentgenky musí být v CT výkonné a tepelně odolné protože jejich zátěž je mimořádně velká, pulzní obsluha a dokonalé chlazení jsou nezbytné pro dobrou funkci,
- **stůl operátora** – obsahuje klávesnici a obrazový a textový monitor,
- **počítače** – řídící počítač (ovládá a řídí akvizici snímků) a vyhodnocovací počítač (ze surových dat - tzv. raw data - rekonstruuje obrazy a dále je zpracovává),
- **diagnostický stůl** – určen ke studiu obrazů lékařem,
- **dokumentace** – například na optické nebo magnetické disky, diskety nebo záznam na filmovém materiálu.

## Detektory

CT zařízení se liší velikostí, typem, počtem a uložením detektorů. Větší účinnost detektorů vede k lepšímu rozlišení kontrastů a větší počet detektorů k lepšímu prostorovému rozlišení.

Typy detektorů:

- scintilační,
- proporcionální (plynové),
- keramické.

## 1. Scintilační krystaly

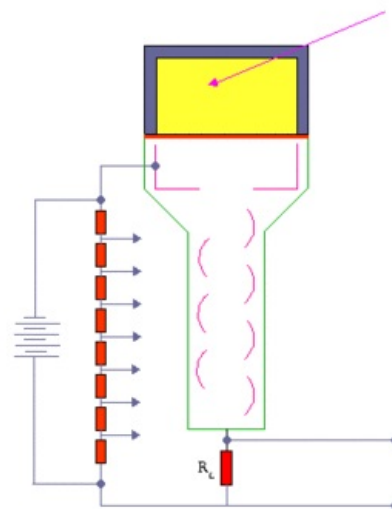
- NaI(Tl) – scintilace v UV spektru, prostorově náročný
- CsI(Tl) – scintilace ve viditelném spektru, prostorově úsporné
- dlouhá "mrtvá doba", je třeba vysoce stabilní zdroj vysokého napětí, náročné sjednotit vlastnosti jednotlivých detektorů.

## 2. Proporcionální detektory

- méně závislé na stabilizovaném vysokém napětí, jednoduchá konstrukce, uniformní vlastnosti, tepelně stabilní
- prostorově náročný, nízká rozlišovací schopnost, malá účinnost.

## 3. Keramické detektory

- syčené prvky vzácných zemin – YGdEu<sub>2</sub>+O<sub>3</sub> (ytrium-gadolinium oxid),
- scintilace ve viditelném spektru,
- vysoká absorpční schopnost, vhodné mechanické vlastnosti,
- ekonomicky nedostupné pro běžné aplikace.



Princip scintilačního detektoru

## Odkazy

### Poznámky

1. název pochází z řeckého *tomeo*, což znamená řezat

### Související články

- Charakteristika RTG záření
- Princip zobrazování pomocí RTG záření
- Vznik a typy RTG záření

### Externí odkazy

- Výpočetní tomografie (česká wikipedie)
- <http://www.referaty10.com/referat/Biologie/1/tema-1-18-Biologie.php>
- [http://ftplf2.agarek.com/fyzio/prvak/biofyzika/semin/janina\\_ct.php](http://ftplf2.agarek.com/fyzio/prvak/biofyzika/semin/janina_ct.php)
- CT – základy vyšetření, indikace, kontraindikace, možnosti, praktické zkušenosti, Medicína pro praxi | 2010; 7(2) ([https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:A2eP4ZYclt0J:www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf+CT+%E2%80%93+z%C3%A1klady+vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD,+indikace,+kontraindikace,+mo%C5%BEnosti,+praktick%C3%A9+zku%C5%A1enosti&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESj-ySXfnSb8CDE8-8hU3f6TZ07DPFEflbO2hYeaSDO9HmneD1A\\_keuLLEtrN41iLCnqkp61WuLN\\_y4jwI3eWV6S9sbp-fxi2ohNkiFLr2j12WZc-fvncX2leF1br\\_qWyOzsquog&sig=AHIEtbRXkXEq47QM\\_yUBaqE6kPA9vyoVaw](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:A2eP4ZYclt0J:www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2010/02/12.pdf+CT+%E2%80%93+z%C3%A1klady+vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD,+indikace,+kontraindikace,+mo%C5%BEnosti,+praktick%C3%A9+zku%C5%A1enosti&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESj-ySXfnSb8CDE8-8hU3f6TZ07DPFEflbO2hYeaSDO9HmneD1A_keuLLEtrN41iLCnqkp61WuLN_y4jwI3eWV6S9sbp-fxi2ohNkiFLr2j12WZc-fvncX2leF1br_qWyOzsquog&sig=AHIEtbRXkXEq47QM_yUBaqE6kPA9vyoVaw))
- [http://www.medicinapropraxi.cz/artkey/med-201002-0012\\_CT\\_8211\\_zaklady\\_vysetreni\\_indikace\\_kontraindikace\\_moznosti\\_practicke\\_zkusenosti.php](http://www.medicinapropraxi.cz/artkey/med-201002-0012_CT_8211_zaklady_vysetreni_indikace_kontraindikace_moznosti_practicke_zkusenosti.php)
- [https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova\\_transformace](https://cs.wikipedia.org/wiki/Fourierova_transformace)

### Zdroj

- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha : Grada, 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN, et al. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vydání. Brno : Neptun, 2001, dotisk 2004. 381 s. ISBN 80-902896-1-4.
- BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK, et al. *Základy lékařské biofyziky*. 2. přeprac. vydání. Praha : Karolinum, 2007. 202 s. ISBN 978-80-246-1386-4.

Základy výpočetní tomografie Doc.RNDr. Roman Kubínek, CSc., prezentace ([https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:m0uxaC6FIbgj:apfyz.upol.cz/ucebnice/details/zaklady\\_CT.pdf+Z%C3%A1klady+v%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD+tomografie+Doc.RNDr.+Roman+Kub%C3%ADnek,+CSc.+P%C5%99edm%C4%9Bt:+I%C3%A9ka%C5%99sk%C3%A1+p%C5%99%C3%ADstrojov%C3%A1+technika&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESjFQIHdPPy79U2XgUvPfU9LTS2Y9pH2hcXEzz3meNI70oRL26z9glosajEz7K1O9WDedVCjly\\_2ZYd2YLW0mvbNm5BwChkR8qcwcS6GkMiPPWCdqC8PgNbeb7PMwWz7L7IeB5Jn&sig=AHIEtbSFTd-MFLMjqYVmokW-zp63dbuegA](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:m0uxaC6FIbgj:apfyz.upol.cz/ucebnice/details/zaklady_CT.pdf+Z%C3%A1klady+v%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD+tomografie+Doc.RNDr.+Roman+Kub%C3%ADnek,+CSc.+P%C5%99edm%C4%9Bt:+I%C3%A9ka%C5%99sk%C3%A1+p%C5%99%C3%ADstrojov%C3%A1+technika&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESjFQIHdPPy79U2XgUvPfU9LTS2Y9pH2hcXEzz3meNI70oRL26z9glosajEz7K1O9WDedVCjly_2ZYd2YLW0mvbNm5BwChkR8qcwcS6GkMiPPWCdqC8PgNbeb7PMwWz7L7IeB5Jn&sig=AHIEtbSFTd-MFLMjqYVmokW-zp63dbuegA))

Tvorba modelu materiálu pro živé tkáně, FRVŠ 2829/2011/G1 ([https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:GOZeyTwnOSIj:biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php%3Foption%3Dcom\\_phocadownload%26view%3Dcategory%26download%3D104%253Atext\\_tvorba-modelu-materialu-pro-zive-tkane.pdf%26id%3D6%253Afrvs-valasek-krpalek%26itemid%3D96%26lang%3Den+Tvorba+modelu+materi%C3%A1lu+pro+%C5%BEiv%C3%A9+tk%C3%A1n%C4%9B&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESji1hr7J4B\\_DYqe\\_phLnLWFkloyFr4u9LCVQmzZpaZy713h352L2qHeW9ALJVb\\_UozHJpECqYrvvOQpUaDIX1J35JmFoSzOMnmxumcb8Nc6eYZf7ZKH6XNsgSI\\_D-RGjy80W9Jj&sig=AHIEtbTfHbYQ6EyaxgQ3HzDr2SsKZrqmHg](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:GOZeyTwnOSIj:biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php%3Foption%3Dcom_phocadownload%26view%3Dcategory%26download%3D104%253Atext_tvorba-modelu-materialu-pro-zive-tkane.pdf%26id%3D6%253Afrvs-valasek-krpalek%26itemid%3D96%26lang%3Den+Tvorba+modelu+materi%C3%A1lu+pro+%C5%BEiv%C3%A9+tk%C3%A1n%C4%9B&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESji1hr7J4B_DYqe_phLnLWFkloyFr4u9LCVQmzZpaZy713h352L2qHeW9ALJVb_UozHJpECqYrvvOQpUaDIX1J35JmFoSzOMnmxumcb8Nc6eYZf7ZKH6XNsgSI_D-RGjy80W9Jj&sig=AHIEtbTfHbYQ6EyaxgQ3HzDr2SsKZrqmHg))

Optimalizace množství jodové kontrastní látky (JKL) při CT vyšetření na multislice přístroji (64 řad detektorů), Bakalářská práce ([https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:Gysfrk6zvK4J:theses.cz/id/ku6mxl/downloadPraceContent\\_adipldno\\_16400+Optimalizace+mno%C5%BEstv%C3%AD+jodov%C3%A9+kontrastn%C3%AD+I%C3%A1tky+\(JKL\)+p%C5%99i+CT+vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD+na+multislice+p%C5%99%C3%ADstroji+\(64+%C5%99ad+detektor%C5%AF\).&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESh2SjkcOWdOPGkF1t6uLQfAY8VIEJQK3vOm8MlfaurRngOwvBMJyoWtxz2O939E6elJhGRvhaKhyUfyq05LsLWoc5BmznOI\\_MpFloS6EWtAW7RICyOhkkHjR62E4uZbGpphUzGD&sig=AHIEtbSCTRLCtzuHgNhvEf07f\\_iK7vWTlw](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:Gysfrk6zvK4J:theses.cz/id/ku6mxl/downloadPraceContent_adipldno_16400+Optimalizace+mno%C5%BEstv%C3%AD+jodov%C3%A9+kontrastn%C3%AD+I%C3%A1tky+(JKL)+p%C5%99i+CT+vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD+na+multislice+p%C5%99%C3%ADstroji+(64+%C5%99ad+detektor%C5%AF).&hl=en&pid=bl&srcid=ADGEESh2SjkcOWdOPGkF1t6uLQfAY8VIEJQK3vOm8MlfaurRngOwvBMJyoWtxz2O939E6elJhGRvhaKhyUfyq05LsLWoc5BmznOI_MpFloS6EWtAW7RICyOhkkHjR62E4uZbGpphUzGD&sig=AHIEtbSCTRLCtzuHgNhvEf07f_iK7vWTlw))