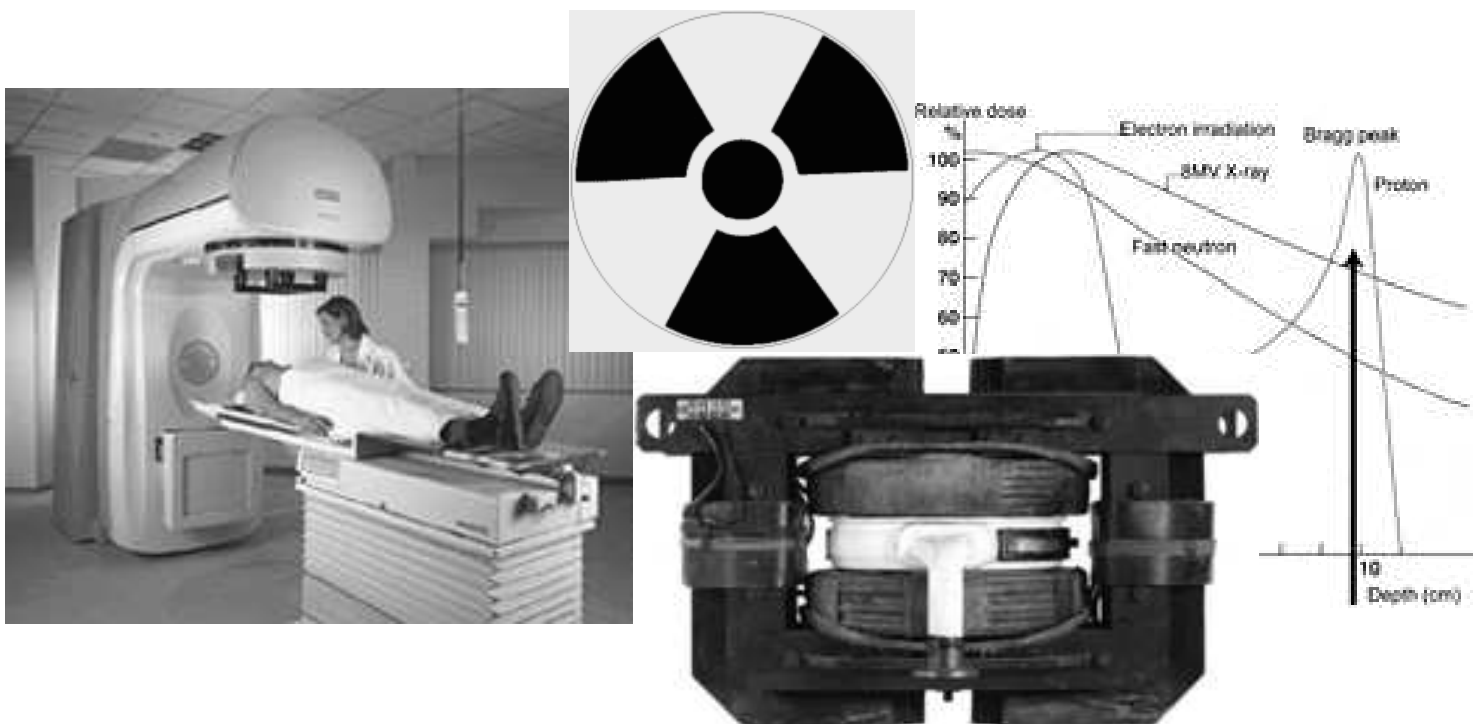


# Přednášky z lékařské přístrojové techniky

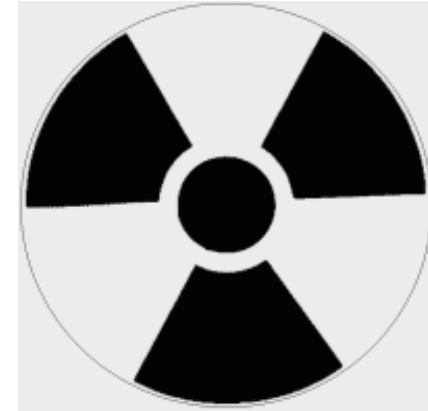
Masarykova univerzita v Brně – Biofyzikální centrum



## Radionuklidové a jiné radioterapeutické metody

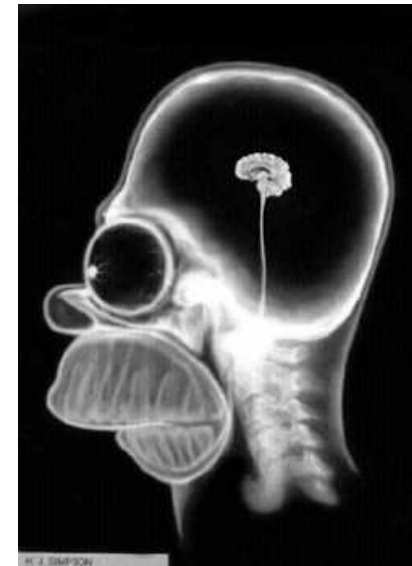
- Co je třeba znát?

- Biologické účinky ionizujícího záření
- Vlastnosti radionuklidů – zákon radioaktivní přeměny
- Vznik rtg. záření – rentgenka



- O čem bude přednáška?

- Zdroje záření – radioaktivní a neradioaktivní
- Metody ozařování a geometrie ozařování



# Zdroje záření - radioaktivní

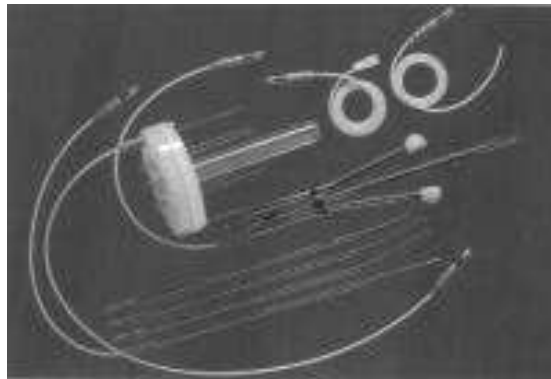
- Přirozené nebo uměle vyrobené radionuklidy
- Zářič přichází do přímého styku s tkání nebo je neprodyšně uzavřen v obalu a působí jen svým zářením, proto dělení na otevřené a uzavřené.
- Otevřené zářiče se do ložiska nejčastěji vpravují metabolickou cestou. Příklady:
  - terapie nádorů štítné žlázy radiojodem I-131, selektivně vychytávaným štítnou žlázou, kterou současně ozařuje.
  - Infiltrace nádoru roztokem radionuklidu, např. nádoru prostaty koloidním zlatem Au-198. I tohoto způsobu aplikace se však dnes používá zřídka.
- Širší využití mají zářiče uzavřené. Dvě formy:
  - - Jehly s malým množstvím radioaktivní látky (radiofory). Zpravidla obsahují radioaktivní kobalt Co-60 nebo cesium Cs-137. Jehly se aplikují intersticiálně (přímo do nádoru). Povrchově se používají muláže. Zářiče se též zavádějí do tělesných dutin (intrakavitární ozařování).
  - - Velkoobjemové ozařovače (bomby) pro hloubkové ozařování. Radioaktivní látka je uzavřena ve stíněném obalu, pro ozařování se automaticky vysouvá do ozařovacího tubusu. Náplň ozařovačů tvoří radionuklidy kobaltu nebo cesia.

# Afterloader

fy Blessing-Cathay pracuje s Ir-192. Přístroj pro bezpečné intrakavitární ozařování



základní  
jednotka



aplikátory



fantom



řídící  
jednotka

# Zdroje záření - neradioaktivní

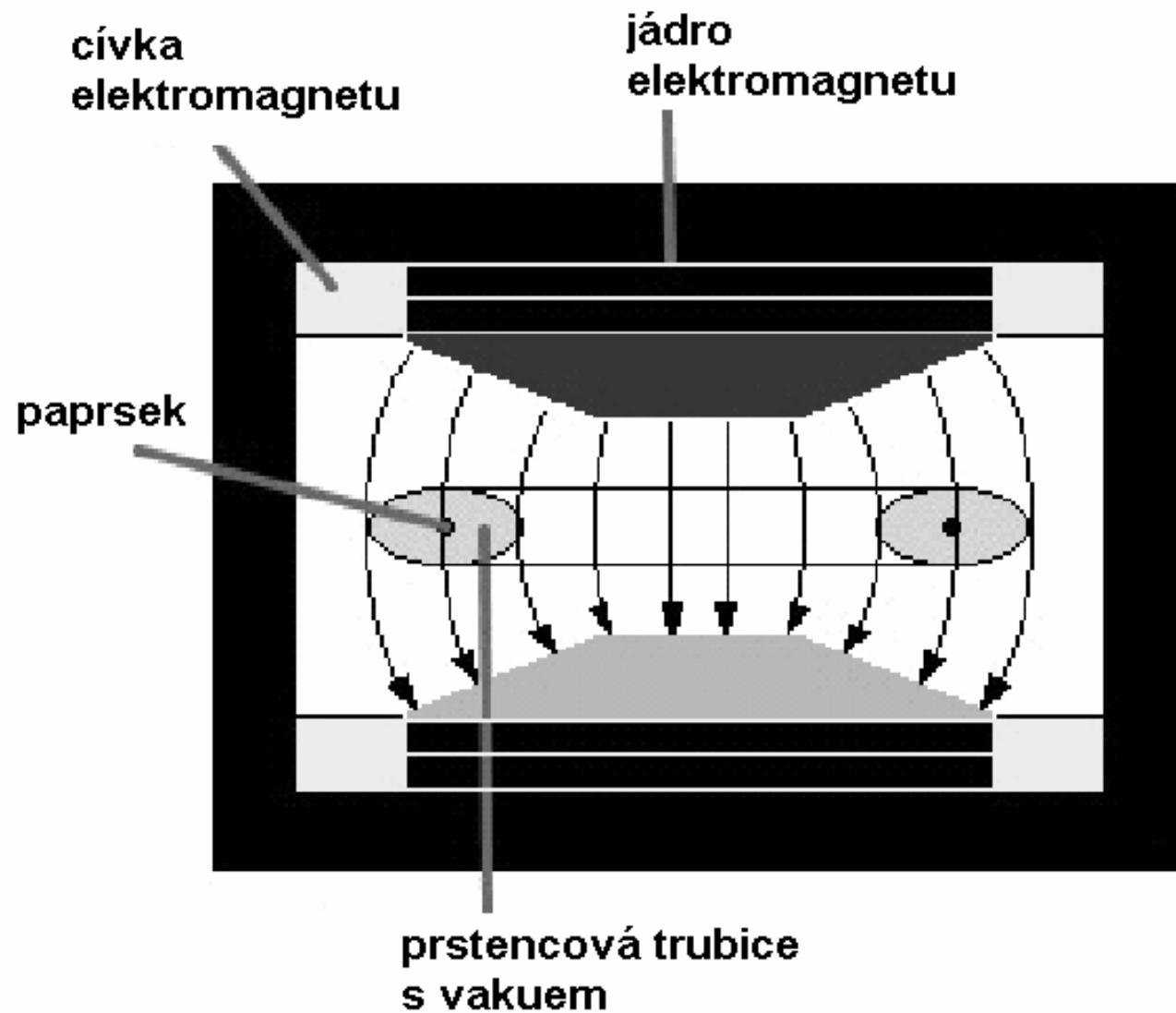
## A) Rentgenové přístroje.

- Terapeutické rtg zdroje se od diagnostických liší především konstrukcí rentgenek. Mají větší plochu ohniska, robustnější anodu a účinnější chlazení. Podle účelu použití se terapeutické rtg přístroje vyrábějí ve třech kategoriích:
  - - nízkovoltážní (40 - 100 kV) pro kontaktní povrchovou terapii. Záření je zcela absorbováno vrstvou 2 - 3 cm měkké tkáně. Příkladem je tzv. Chaoulova lampa.
  - - středovoltážní (120 - 150 kV) pro brachyterapii - ozařování na vzdálenosti do 25cm. Těchto zdrojů se používá k radioterapii nádorů v hloubce do 5 cm.
  - - ortovoltážní (160 - 400 kV) pro teleterapii (hloubkové ozařování) statické i pohybové. Ohnisková vzdálenost kolem 50 cm. Tyto přístroje jsou nahrazovány radionuklidovými ozařovači a urychlovači.

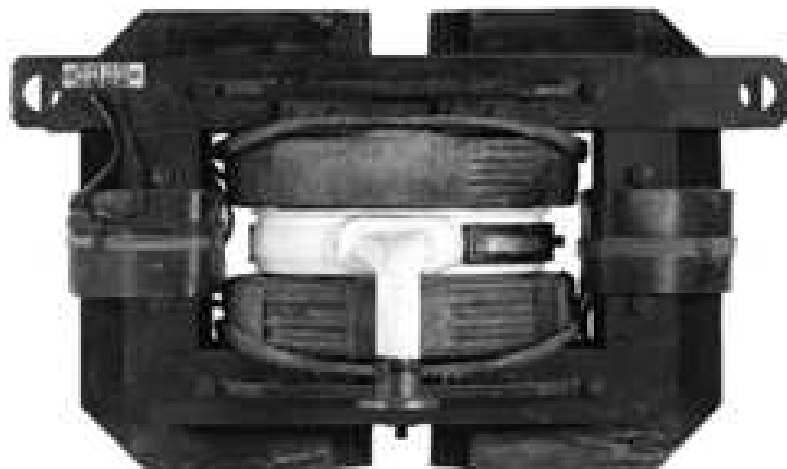
## B) Urychlovače částic

- Má-li rtg záření energii nad 1 MeV a záření gama energii nad 0,66 MeV, používá se k tzv. megavoltážní terapii (též supravoltážní). Zdroji jsou především urychlovače, které urychlují elektricky nabitě částice včetně těžkých iontů. Jsou využívány i pro přípravu radioizotopů a pro léčebné ozařování.

# Betatron



# Betatron

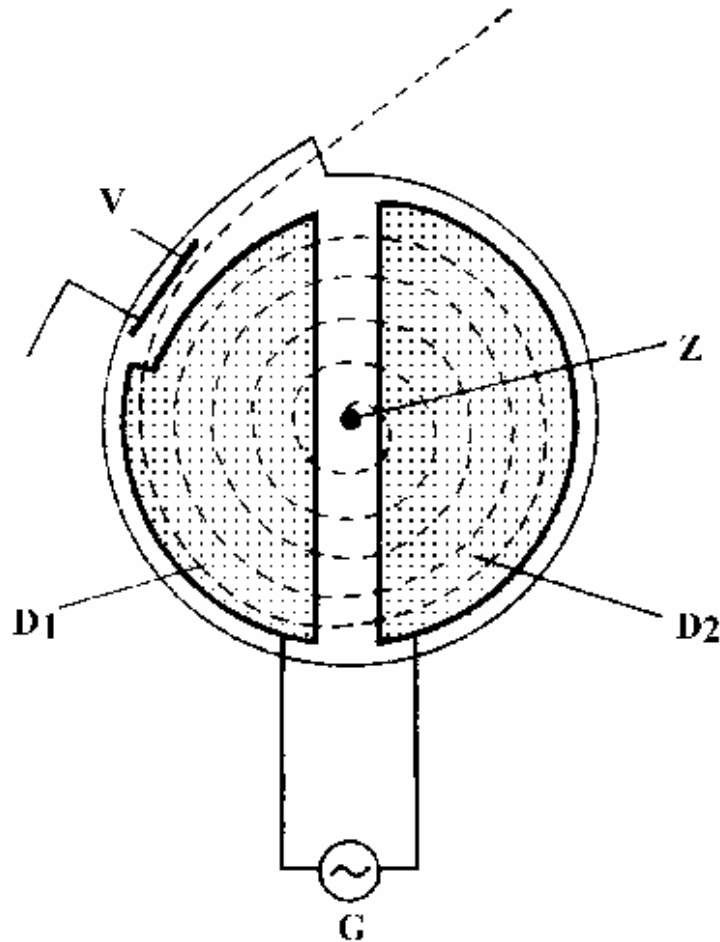


40. léta 20.  
století – jeden z  
prvních betatronů



Dnes – 6,5 MeV betatron na chirurgickém sále

# Cyklotron



Z - zdroj  
urychlovaných částic  
(protonů),

D1 a D2 - duanty,

G - generátor  
vysokofrekvenčního  
napětí.

$$f = \frac{q \cdot B}{2m}$$



# Cyklotron

<http://www.aip.org/history/lawrence/first.htm>

1933 - jeden  
z prvních  
cyklotronů v  
pozadí



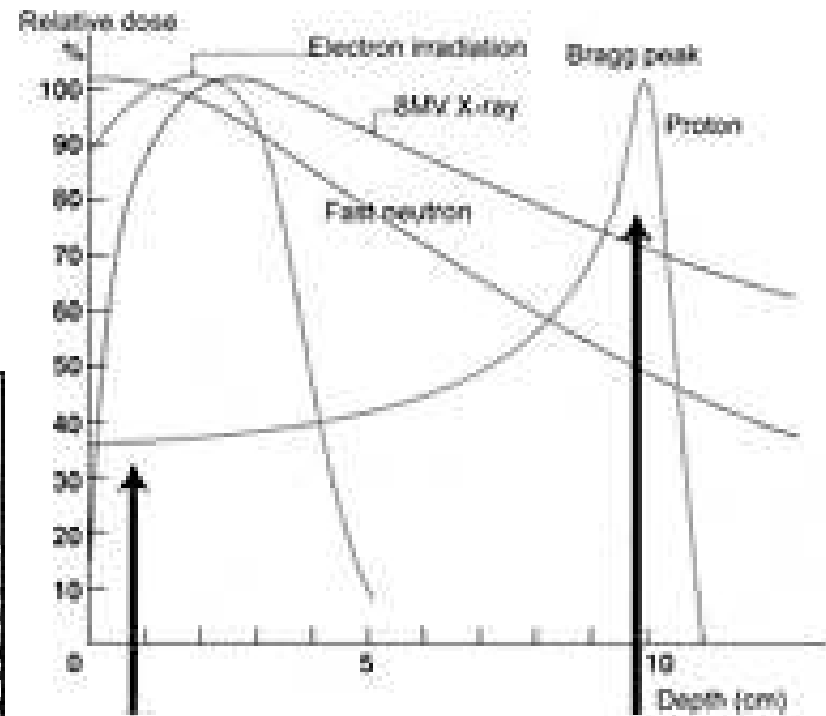
**Ernest O. Lawrence**  
(1901-1958)



# Cyklotron v onkologické praxi

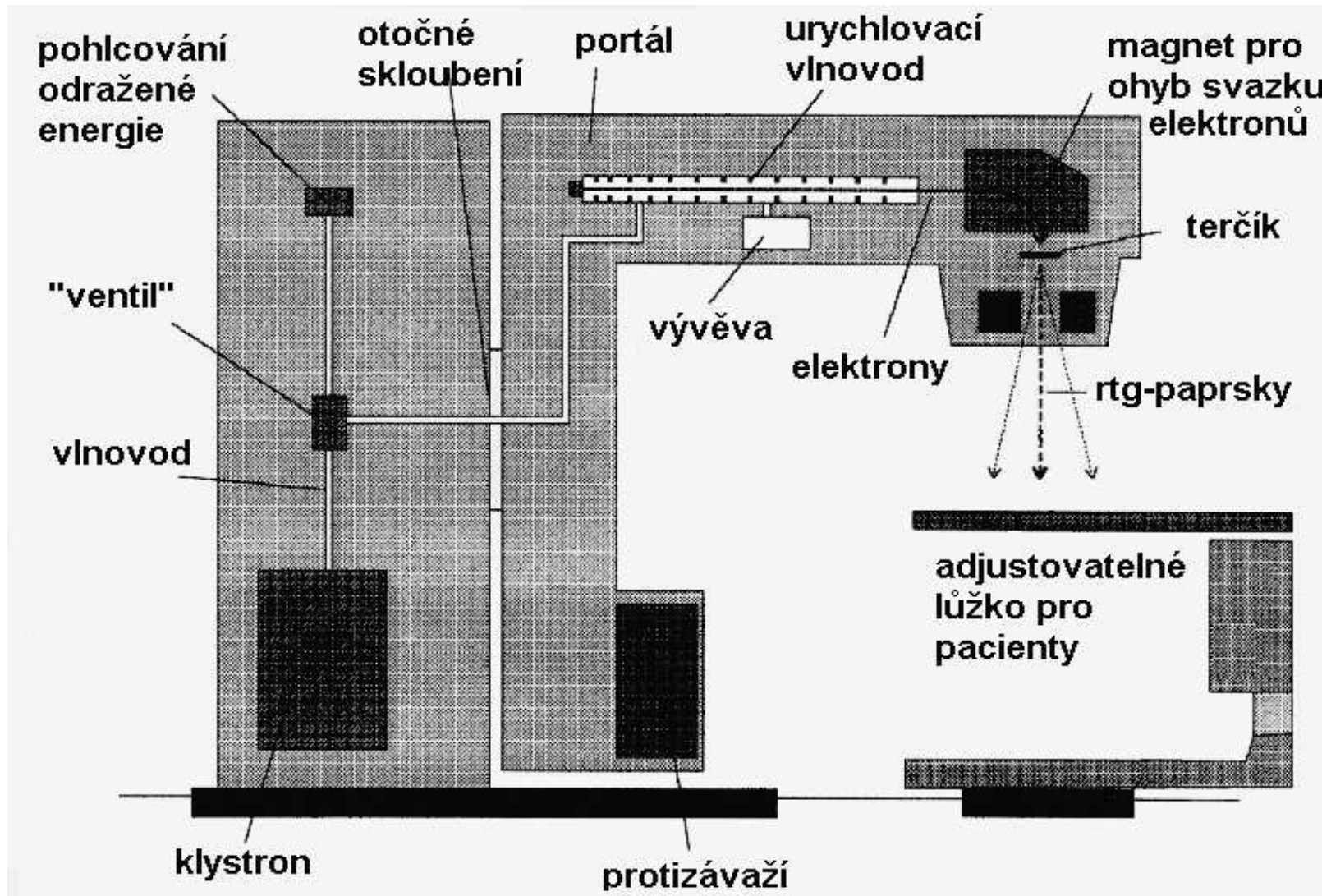


- Velký cyklotron fy Sumitomo pro urychlování protonů



# Lineární urychlovač

<http://www.cs.nsw.gov.au/rpa/pet/RadTraining/MedicalLinacs.htm>



# Lineární urychlovač



- *Lineární urychlovač CLINAC 2100C* instalovaný na MOÚ v Brně

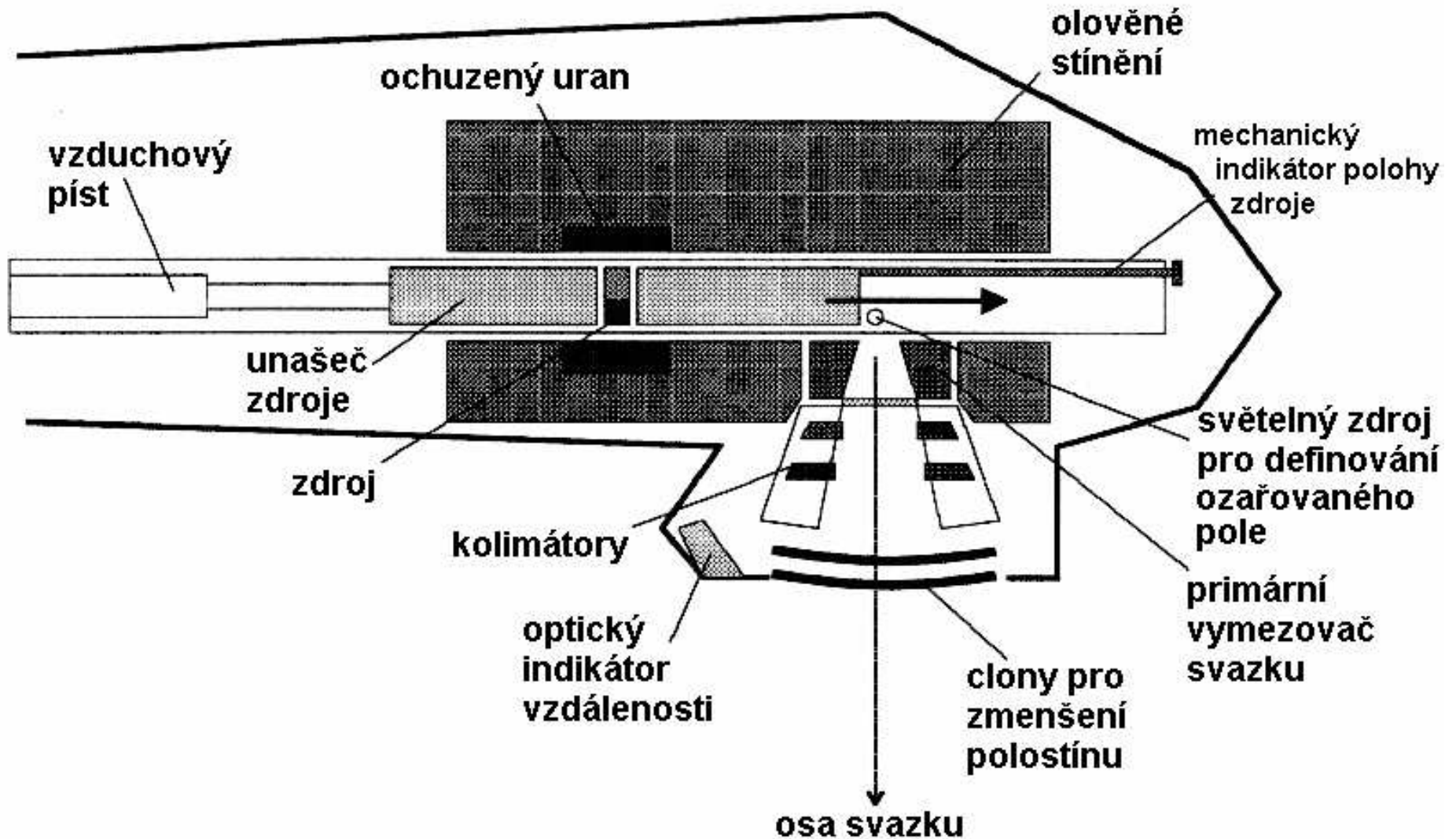
# „Kobaltová bomba“

V roce 1951 Kanadčan Harold E. Johns poprvé použil kobalt-60 pro terapii. Kanada dnes pokrývá 85 % světové spotřeby radioaktivního kobaltu.



# Kobaltový ozařovač

<http://www.cs.nsw.gov.au/rpa/pet/RadTraining/>



# Geometrie ozařování

- Pro ozařování povrchových nádorů je vhodné použít záření s nižší energií, pro hluboká ložiska s energií podstatně vyšší. Nejvýhodnější by bylo ozařování urychlenými ionty nebo mezony  $\pi$ .
- Radioterapie disponuje především zdroji rtg záření (včetně urychlovačů pro megavoltážní ozařování) a radiokobaltovými zdroji záření  $\gamma$ . Dávka záření se optimalizuje pomocí simulátoru. K dosažení maximální selektivity ozaření hlubokých nádorů se využívá vhodné **geometrie ozařování**:
  - Použití ohniskové vzdálenosti ozařování. U „bodových“ zdrojů se intenzita záření oslabuje se čtvercem vzdálenosti od zdroje, takže poměr mezi povrchovou a hloubkovou dávkou je větší při ozařování z blízka než při ozařování z daleka. Proto se při ozařování povrchových ložisek užívá měkké záření a ozařuje z blízka (kontaktní terapie, brachyterapie). Při léčbě hlubokých nádorů se užívá pronikavé záření a ozařuje se z větší vzdálenosti (teleterapie).
  - Ozařování z více ozařovacích polí nebo pohybovou (kyvadlovou, rotační) terapií. Vysoké nároky na lokalizaci nádoru a reprodukovatelnost ozařovacích podmínek. Dávka v oblasti nádoru, kde se svazky paprsků kříží, je vysoká, zatímco dávky absorbované mimo ložisko jsou nižší.

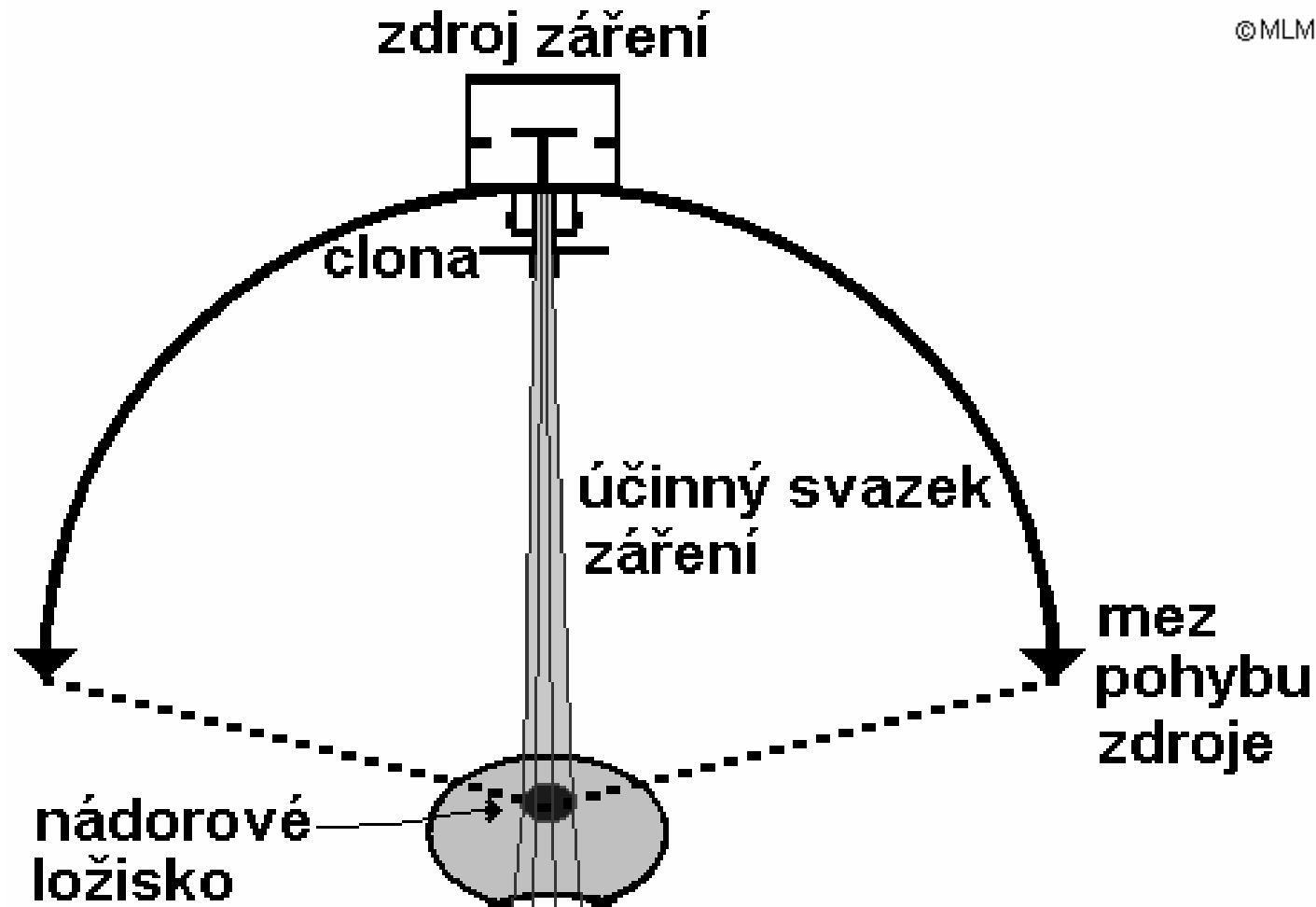
# Frakcionace

- Účinnost reparačních procesů ve většině normálních tkání je vyšší než ve tkáni nádorové, tudíž rozložení celkové dávky na větší počet frakcí šetří normální tkáně. To je základ tzv. frakcionované terapie.



# Pohybová terapie

©MLM



**Příjemný víkend!**

