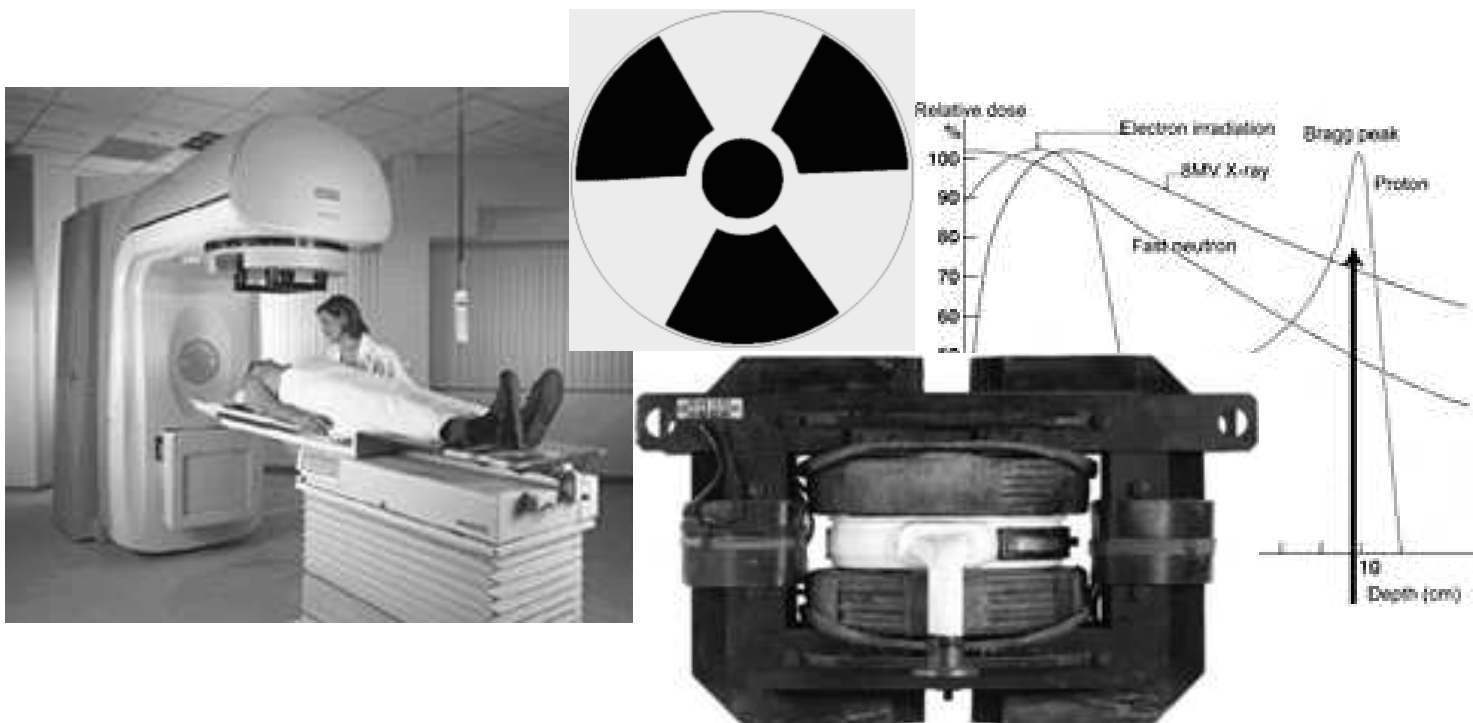


Přednášky z lékařské přístrojové techniky

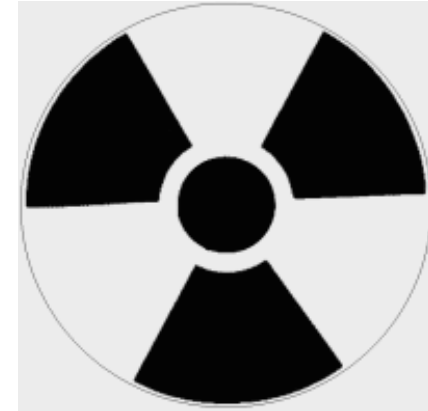
Masarykova univerzita v Brně – Biofyzikální centrum



Radionuklidové a jiné radioterapeutické metody

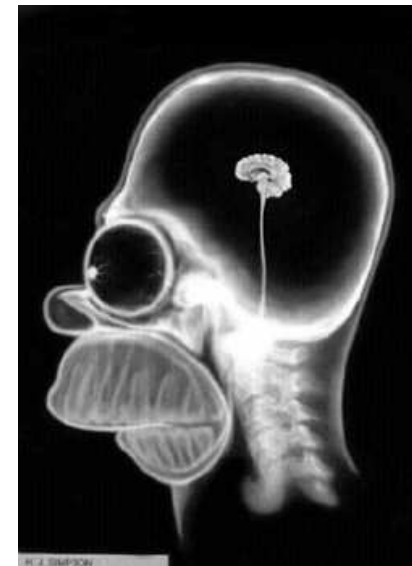
- Co je třeba znát?

- 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

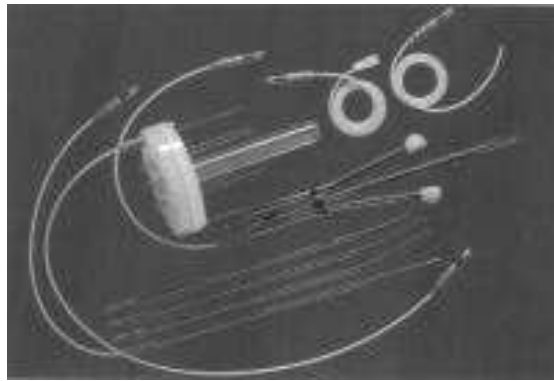
- Přirozené nebo uměle vyrobené radionuklidy
- Zářič přichází do přímého styku s tkání nebo je neprodyšně uzavřen v obalu a působí jen svým zářením, proto dělení na otevřené a uzavřené.
- Otevřené zářiče se do ložiska nejčastěji vpravují metabolickou cestou. Příklady:
 - terapie nádorů štítné žlázy radiojodem 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

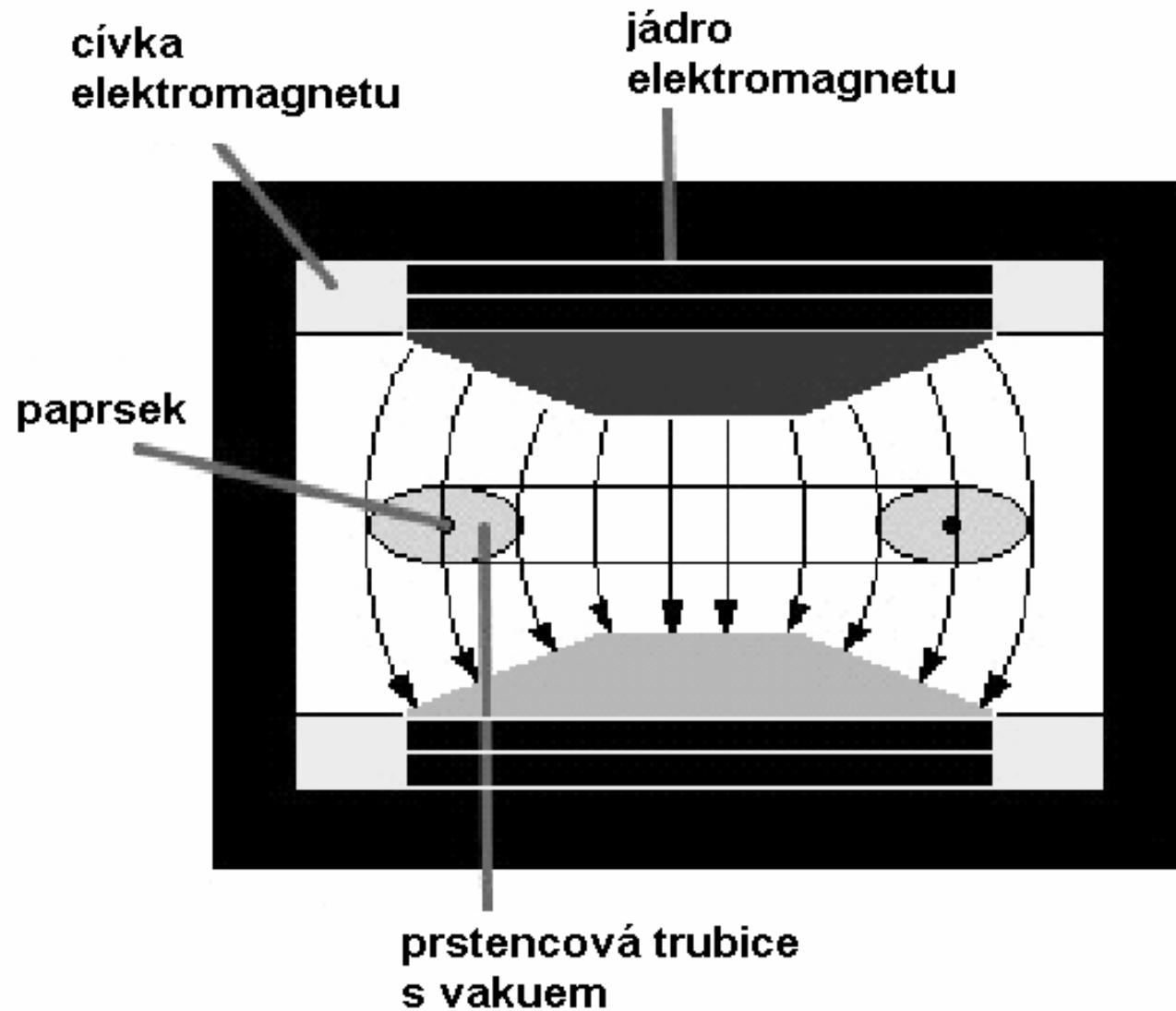
A) Rentgenové přístroje.

- 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.

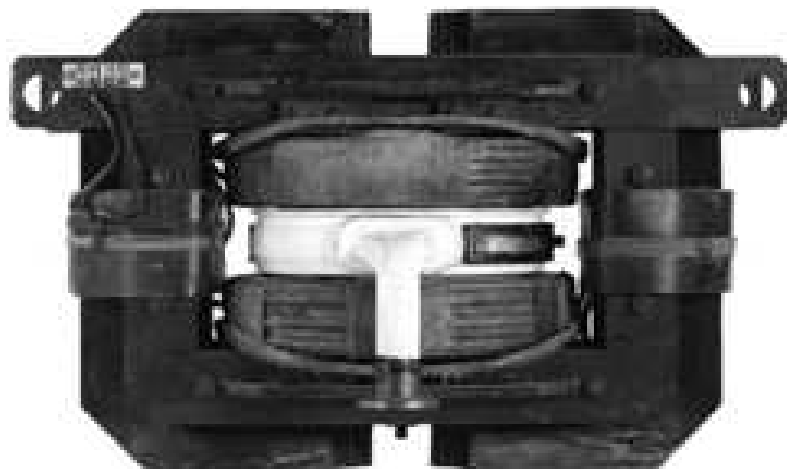
B) Urychlovače částic

- 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

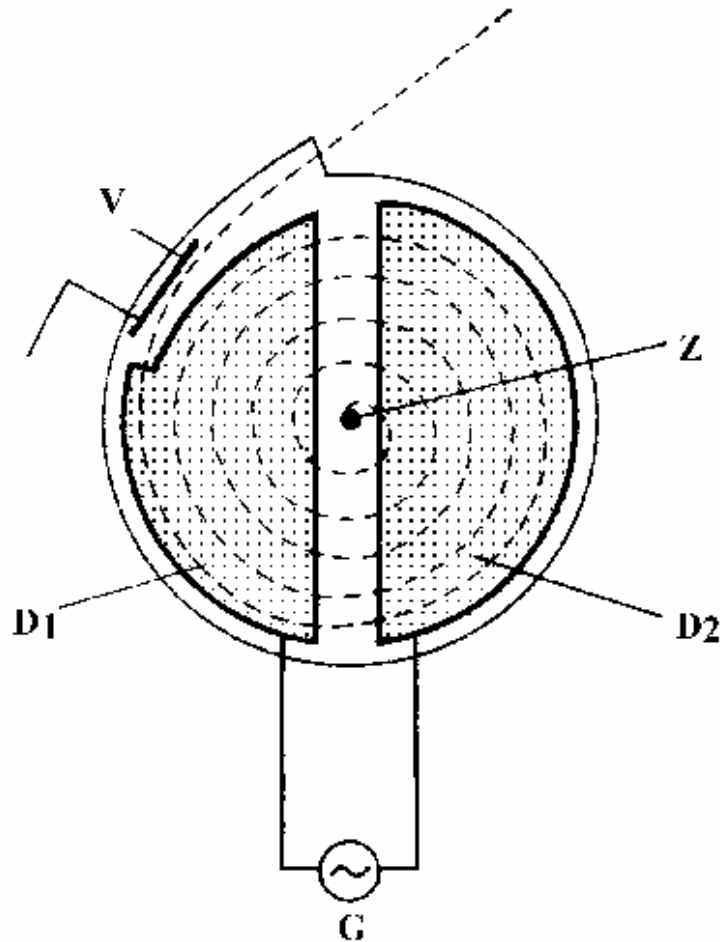


40. léta 20.
století – jeden z
prvních betatronů



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



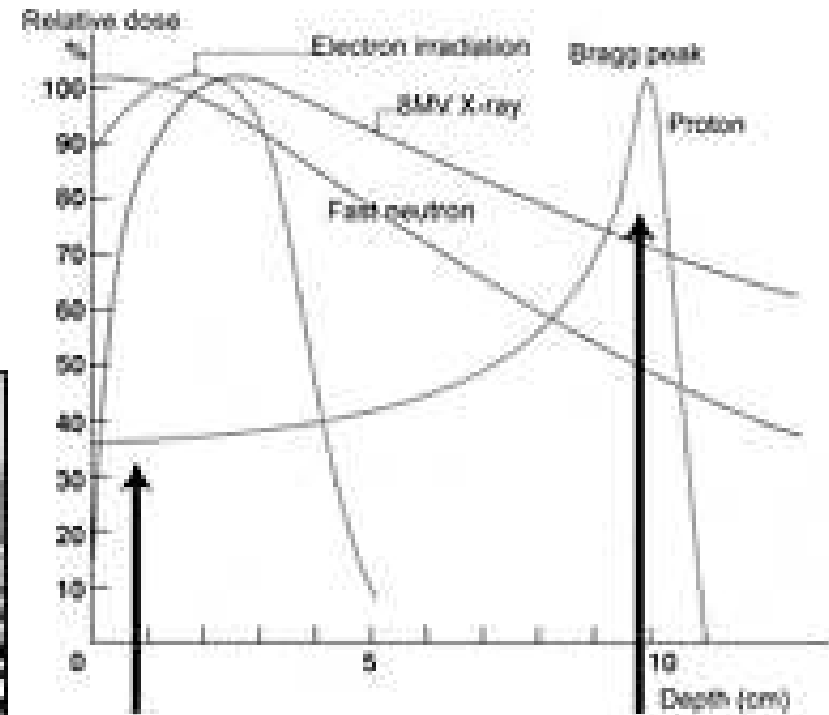
Ernest O. Lawrence
(1901-1958)



Cyklotron v onkologické praxi

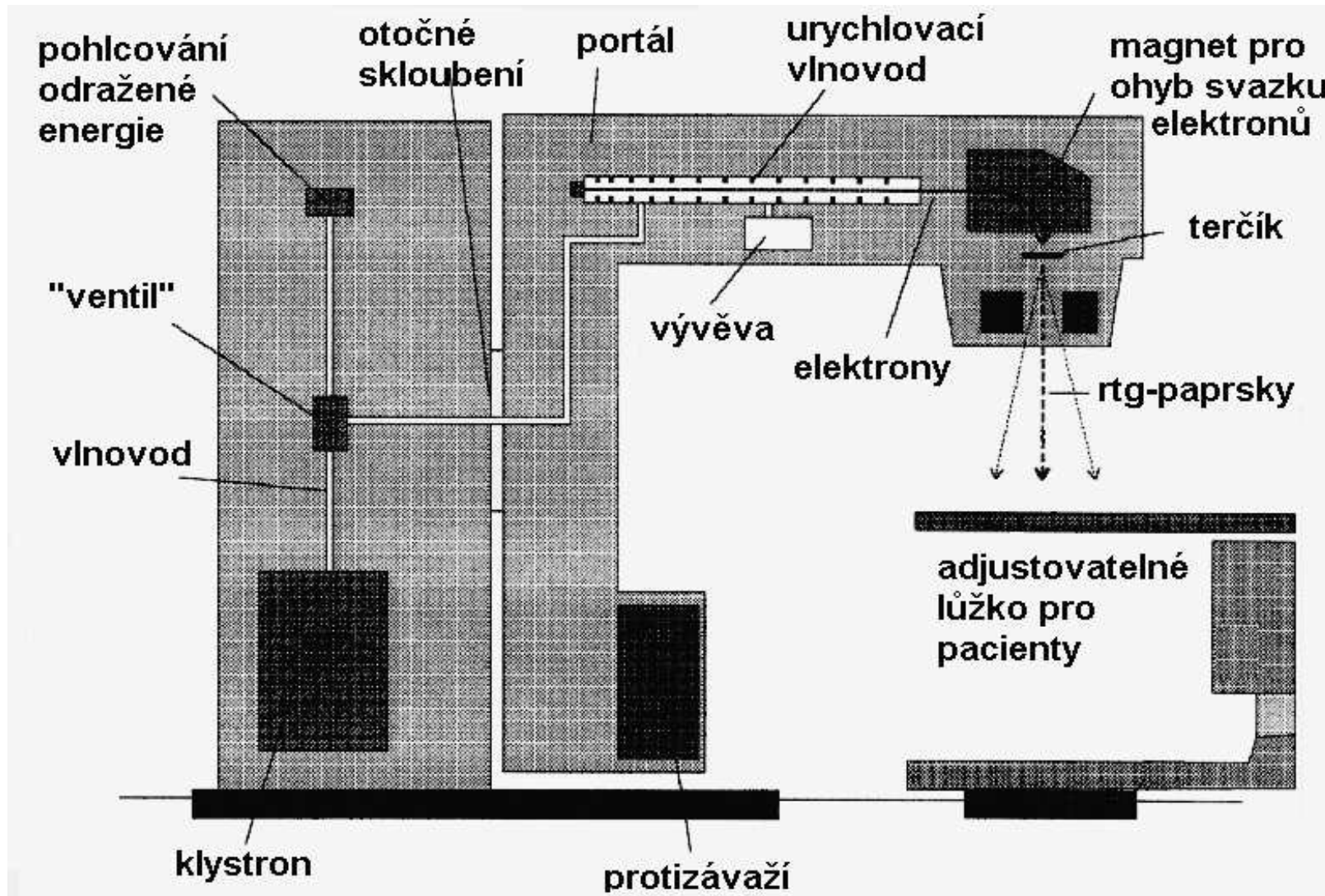


- Velký cyklotron fy Sumitomo pro urychlování protonů



Lineární urychlovač

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



Lineární urychlovač



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

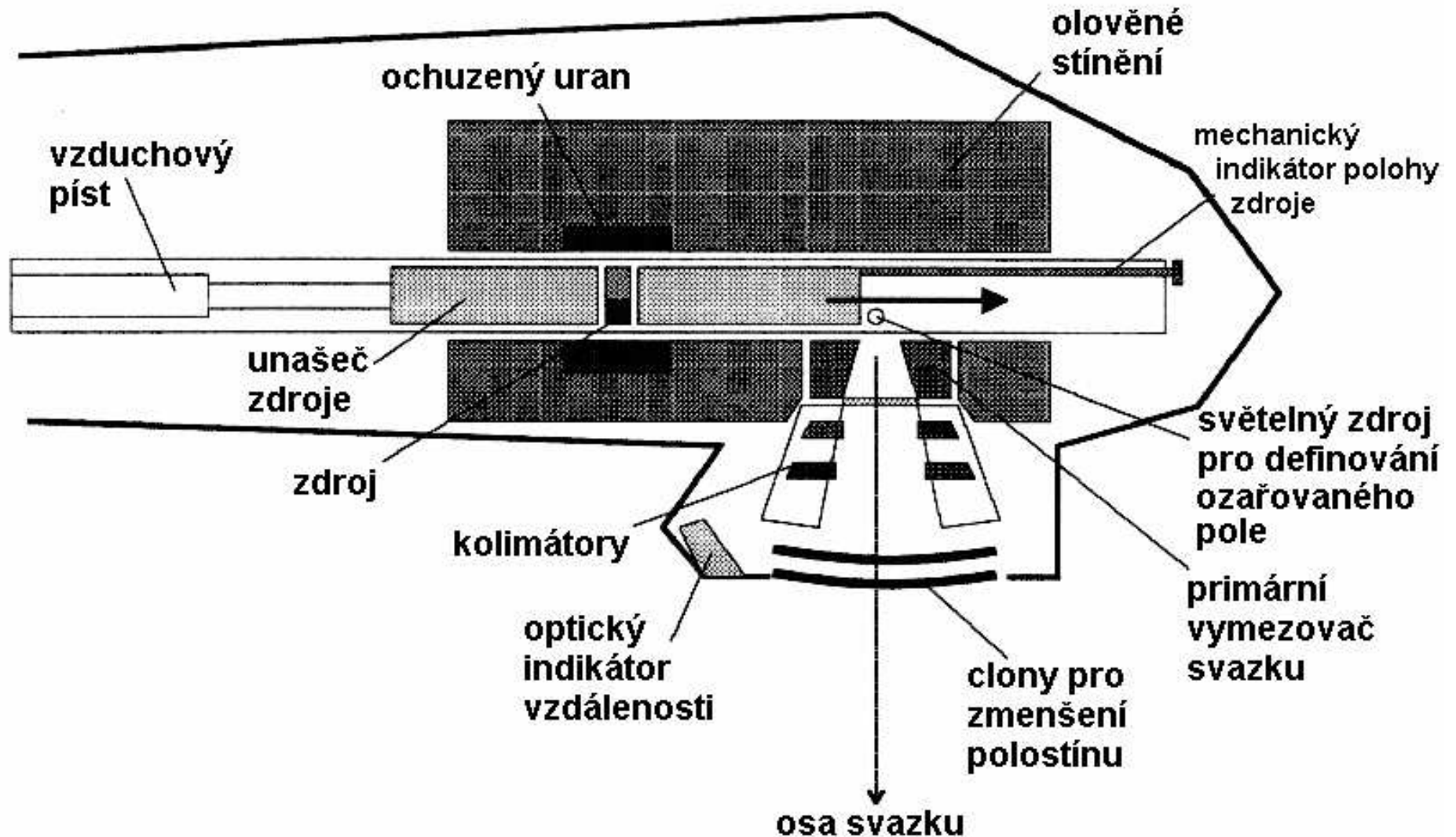
„Kobaltová bomba“

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

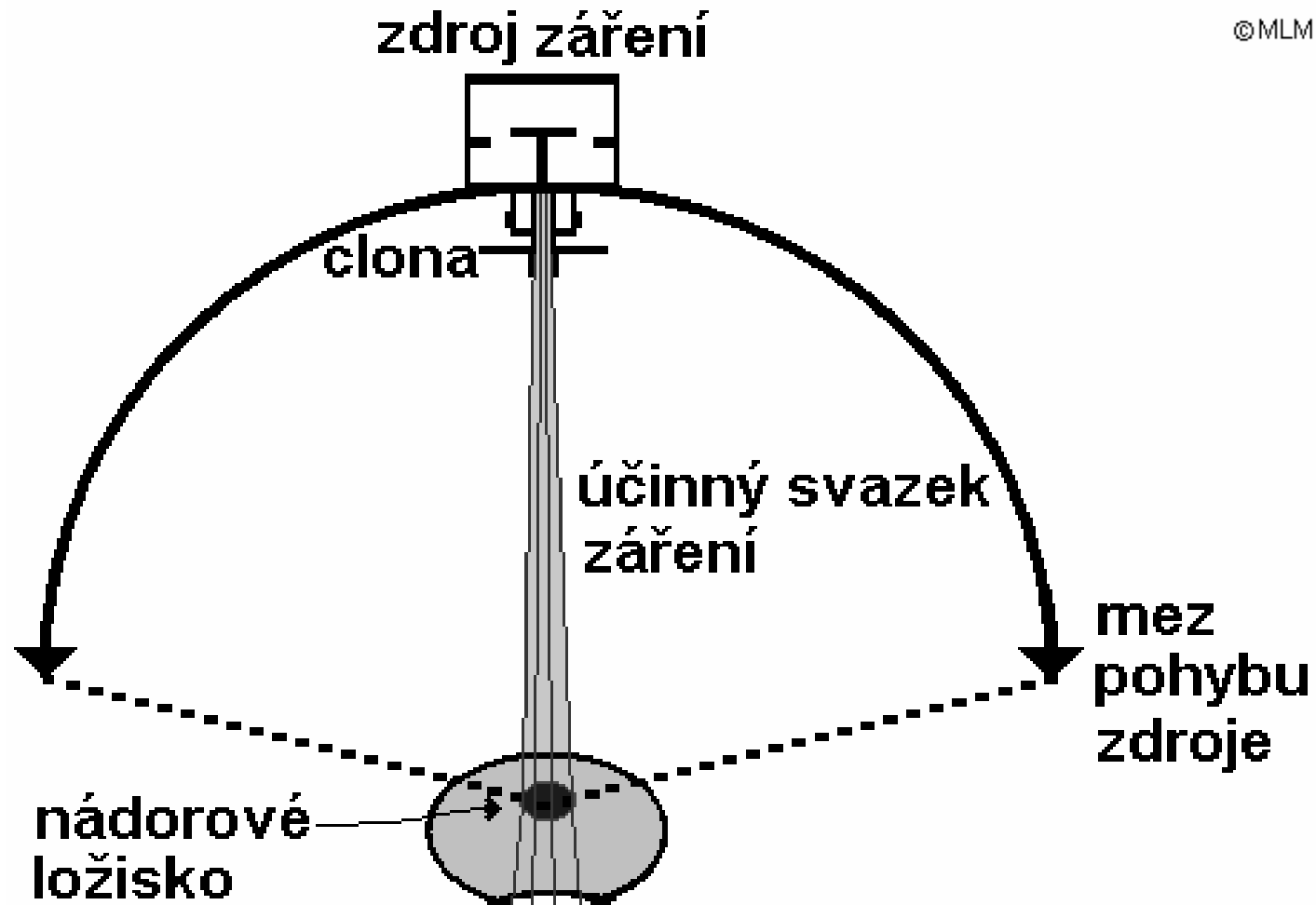
- Pro ozařování povrchových nádorů je vhodné použít záření s nižší energií, pro hluboká ložiska s energií podstatně vyšší. Nejvýhodnější by bylo ozařování urychlenými ionty nebo mezony π .
- Radioterapie disponuje především zdroji rtg záření (včetně urychlovačů pro megavoltážní ozařování) a radiokobaltovými zdroji záření γ . 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!

