

# Virtuální onkologická ozařovna

K. Budínová\*, E. Raidlová\*\*, V. Vrbovcová\*\*\*, J. Šnajder\*\*\*\*)

\*Střední průmyslová škola, Třebíč

\*\*Gymnázium, Kladno

\*\*\*Gymnázium, Praha 8, Ústavní 400

\*\*\*\*Wichterlovo gymnázium, Ostrava-Poruba

\*kristynabudinova@gmail.com, \*\*eliska.raidlova@gmail.com,

\*\*\*vaneska.vrbovcova@gmail.com,

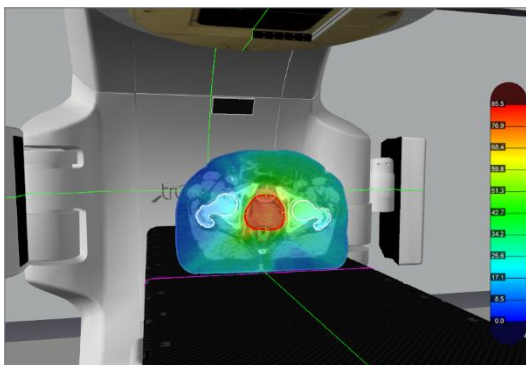
\*\*\*\*snajja420@wigym.cz

## Abstrakt:

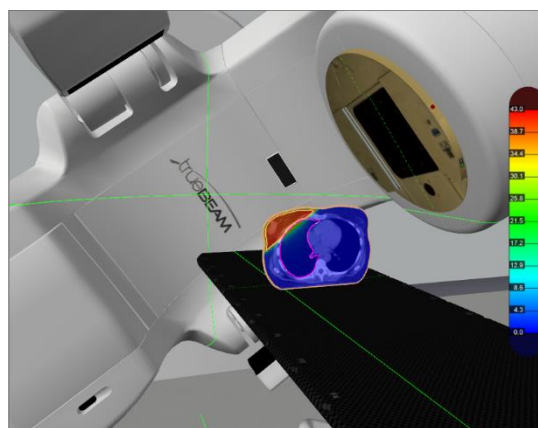
V rámci naší práce jsme pomocí medicínského urychlovače elektronů, který se používá pro léčbu onkologických onemocnění naměřili fyzikální parametry. Dále jsme naplánovali léčbu pro pacienta, a nakonec jsme ho i virtuálně ozářili.

## 1 Úvod

Radioterapie je léčba ozařováním, která využívá ionizujícího záření k léčbě nádorů. Cílem ozařování je odstranění nádoru. Většinou se ozařuje pouze nádor a jeho okolí, případně místo po vyjmutí nádoru. Radioterapie se zpravidla neaplikuje na oblast celého těla, protože už jen dávka 10 Gy je pro člověka smrtelná. Na odstranění nádoru je potřeba, - ale až 60–80 Gy, proto zpravidla léčba trvá 6 až 8 týdnů a dávky na jednotlivá ozáření jsou 1,8 – 2 Gy. Dle umístění zdroje záření rozlišujeme teleradioterapii a brachyradioterapii. U teleradioterapie je zdroj ionizujícího záření umístěn mimo tělo pacienta. U brachyradioterapie se zdroj záření umísťuje do blízkosti nádoru nebo přímo do postižené tkáně.



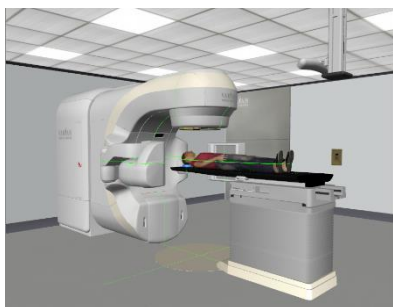
obrázek 1: rakovina prostaty



obrázek 2: rakovina prsu

## 2 Teorie

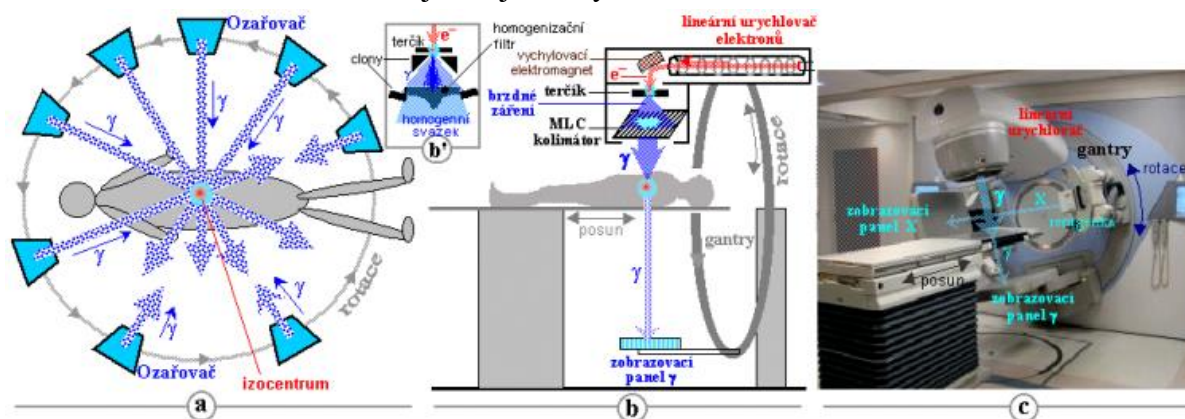
K našemu projektu jsme využili virtuální urychlovač a také počítačový program VERT (Virtual Ltd.)



obrázek 3: virtuální urychlovač

Virtuální urychlovač je interaktivní simulátor klinického urychlovače určený k výuce radiologických asistentů, fyziků a techniků. Dále slouží např. k instruktáži pacientů a propagačním účelům.

Terapeutický lineární urychlovač v radioterapii je komplexním zařízením kombinujícím v sobě systémy pro přesné nastavení pacienta při každé frakci ozařování a dodání absorbované dávky ionizujícího záření do cílové tkáně pacienta. Technologickým základem je soustava: tyatron, magnetron, elektronové dělo, urychlující struktura, terčik a kolimační systém. Ten bývá uložen v rameni urychlovače (gantry), které standardně umožňuje rotaci kolem minimálně jedné jeho osy.



obrázek 4: lineární urychlovač

## 3 Měření

Dozvěděli jsme se, že urychlovače v nemocnicích se musí pravidelně kontrolovat každý měsíc. V našich měřeních jsme se pokusili o správnou kalibraci přístroje a později jsme si zjistili, jak nám to mělo vyjít podle britského doporučení.

### Definice kalibrace

V radioterapii je potřeba, aby lineární urychlovač používaný k léčbě pacientů byl nakalibrován. To znamená, že za určitých referenčních podmínek bychom po přesně definované době ozařování měli naměřit absorbovanou dávku 1 Gy. To je klíčové, abychom mohli přesně naplánovat léčebnou dávku, kterou budeme aplikovat pacientovi. Samotný lineární urychlovač si měří průchod záření tzv. Monitorovacími komorami (jsou to ionizační komory planoparalelního typu). Čas, po který ozařujeme, je vyjádřen v tzv. Monitorovacích jednotkách MU (monitor units). Potřebujeme definovat, kolik MU odpovídá dávce 1 Gy v referenčních podmínkách.

## Kontrola kalibrace

Úkolem našeho měření bylo definovat kolika MU odpovídá dávka 1 Gy. Za dále vypsanych referenčních podmínek by tato dávka měla odpovídat 100 MU (s tolerancí 2 %). První a zároveň nejsložitější a nejdůležitější část byla nastavit fantom s komorou v programu do správné polohy, abychom mohli naměřit hodnotu náboje. Fantom jsme měli o mm vychýlený (viz. Obrázek 5)

Z naměřeného náboje se dávka počítá podle následujícího vztahu:  $D = M \cdot N_D \cdot w \cdot p_T \cdot p_p \cdot p_{user}$

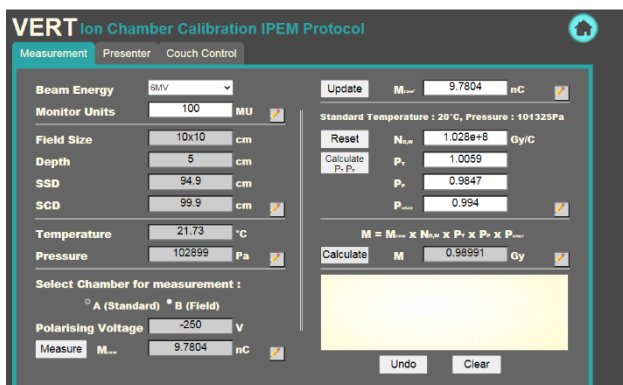
M je zde námi naměřený náboj,  $N_D, w$  je kalibrační faktor komory v dávce ve vodě, který je pro každou komoru dán kalibračním listem,  $p_{user}$  je souhrnná korekce, kde patří oprava na saturaci, polaritní jev a kvalitu svazku. Jelikož zde můžeme saturaci a polaritu zanedbat a korekce kvality svazku je pro každou komoru tabulková hodnota, nebyly zde třeba žádné výpočty. Korektury tlaku a teploty jsme sloučili do jednoho vztahu:  $P_{T,P} = \frac{(273,15+T) \cdot p_0}{(273,15+T_0) \cdot p}$

Kde T a P jsou naměřené hodnoty tlaku a teploty a  $T_0$  a  $P_0$  mezinárodní konstanty.

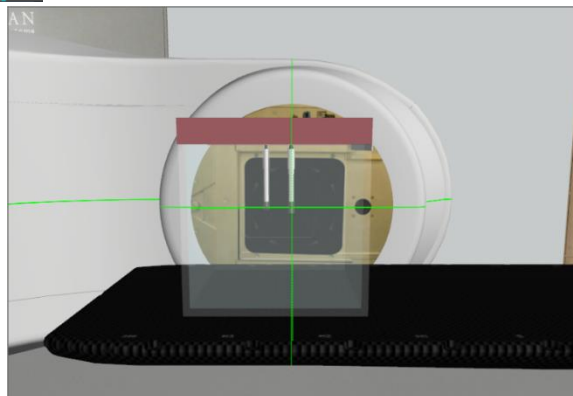
Po dokončení všech výpočtů a měření jsme došli k závěru: 100 MU = 0,98991 Gy.

## Referenční podmínky

- Měření za použití ionizační komory umístěné ve vodním fantomu
- Hloubka komory pro 6MV, fotonový svazek je 5 cm
- Vzdálenost zdroje od povrchu fantomu je 95 cm (izocentrum tedy leží 100 cm od zdroje)
- Velikost léčebného pole je 10×10 cm



obrázek 5: hodnoty potřebné výpočtu



obrázek 6: vodní fantom

## 4 Diskuze

V tomto projektu jsme se seznámili s lineárním urychlovačem. Z příložených hodnot potřebných k výpočtům (Obrázek 5) je zřejmé, že jsme výpočet provedli dobře v toleranci 2 %. Urychlovač je tedy správně nakalibrovaný a nemusíme se zatěžovat s voláním servisu.

## 5 Závěr

Presvědčili jsme se o tom, že lineární urychlovač je vhodným přístrojem k léčbě onkologicky nemocných pacientů, zároveň se však musí podávat jen velmi malá dávka, aby nedošlo k úmrtí. Vše, co se týká urychlovače se, ale musí pravidelně kontrolovat a je důležité provádět měření v přesnostech na každý mm. Záleží totiž na lidských životech!

## Poděkování

Naše hlavní poděkování si zaslouží Ing. Tereza Hanušová, za přiblížení oboru radiační onkologie a za to, že jsme si mohli vyzkoušet práci s virtuálním urychlovačem. Dále také FJFI ČVUT v Praze za poskytnutí zázemí a pomůcek při realizaci našeho projektu.

## Reference

- [1] *Radioterapie onkologický ústav Brno*, <https://www.mou.cz/radioterapie/t1343>
- [2] *Částice mikrosvěta, jejich získávání a aplikace ve výzkumu a technologiích*, <https://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika5.htm>
- [3] *Wikiskripta*, <https://www.wikiskripta.eu/w/Radioterapie>