

# Měření dosahu elektronů na klinickém lineárním urychlovači

Helena Maňáková, Gymnázium Benešov

*helenamanakova@post.cz*

David Nešpor, Gymnázium Vídeňská 47 Brno

*nespor@seznam.cz*

František Sedlák, Gymnázium Elišky Krásnohorské

*frased@seznam.cz*

Viktor Valenta, SPŠS Odolena Voda

*viktor.valenta@reparo.net*

*Supervisor: Ing. Jan HRBÁČEK*

## 1 Úvod

Základním cílem plánování léčby v radioterapii je zajištění rovnoměrně rozložené vysoké dávky do přesně určeného objemu, s cílem zničit nádor, při minimálním poškození okolních zdravých tkání.

V radioterapii se uplatňují různé druhy ionizujícího záření: Rentgenovo-X, gama, těžké nabitě částice, neutrony a elektrony.

Pro léčbu se využívají metody vnějšího a vnitřního ozařování (brachyterapie) části těla pacienta. Při brachyterapii dochází k zavedení zdroje záření přímo k místu nádoru. Využívá se zejména při léčbě uterovaginálních tumorů. Vnější terapie probíhá pomocí kobaltových ozařovačů nebo lineárních urychlovačů produkujících záření potřebné k narušení DNA. V radioterapii vždy ozařujeme spolu s nádorovou tkání i tkáň zdravou, proto dodáváme danou dávku záření ve větším časovém úseku a ve větší četnosti (frakcionace). Jinak by mohlo dojít nejen k mutaci samotných buněk nádoru, ale i k dysfunkcím okolních tkání. Za obvyklou aplikovanou dávkou pro jednu frakci jsou považovány 2 Gy (J/Kg).

Jednotlivé typy záření pronikají do odlišných hloubek v tkáni a liší se i relativní rozložením dávky. Elektronové záření se používá k poškození buněk nádoru ležícího blíže k povrchu těla, protože elektrony poměrně rychle ztrácejí energii v jednotlivých interakcích při průchodu tkání. Schopnost elektronů proniknout hlouběji do tkání závisí na počáteční energii, kterou jsou urychleny. Cílem našeho projektu tedy bylo, sestrojít grafy pro dosah elektronového svazku ve vodním fantomu, který simuluje lidskou tkáň (tkáňový ekvivalent) - a určit extrapolovaný dosah, který je definován jako x-ová souřadnice průsečíku tečny procházející inflexním bodem gradientní části PHD (procentuální hloubková dávková křivka) a tečny konečné části PHD křivky odpovídající odezvě detektoru od kontaminujících fotonů brzděného záření.

## 2 Experimentální část

Pro naše měření jsme používali klinický lineární urychlovač elektronů Varian CLINAC 2100C umístěný ve FN Motol umožňující dodávat elektronové svazky záření o nominálních hodnotách 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 16 MeV, 20 MeV. Dále jsme použili dozimetrický systém Welhöfer obsahující vodní fantom, dva polovodičové detektory Scanditronix, elektrometr, řídicí počítač a software, který nám umožnil naměřit a zaznamenat hodnoty záření a aktuální polohu detektoru. Konečné výsledky pozorování jsme zpracovali v programu MS Excel.

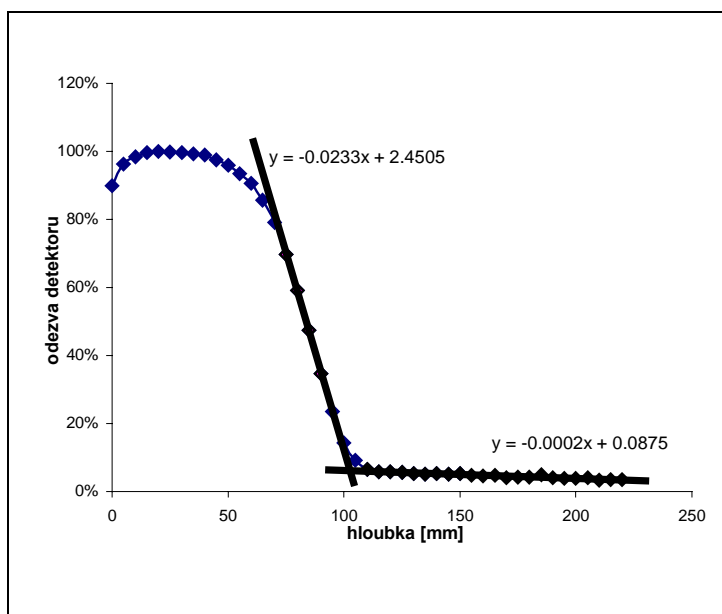
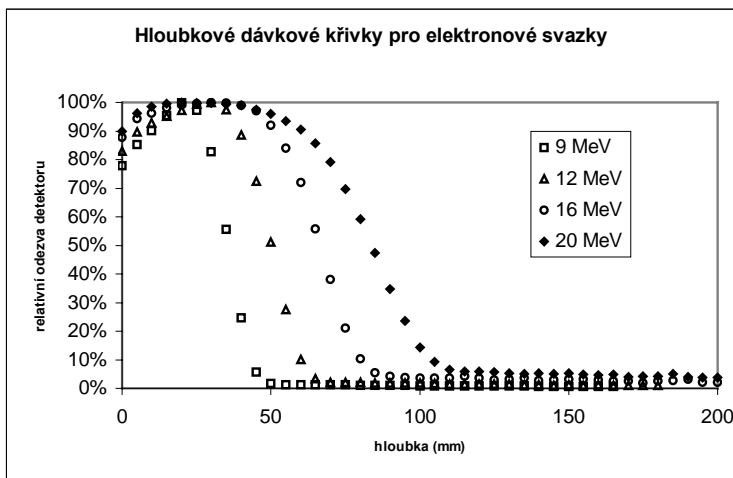
Jeden z polovodičových detektorů se pohyboval po dráze centrální osy svazku, tedy měřil hodnoty energie záření po celé délce nadefinované hloubky. Druhý detektor byl v referenční poloze v konstantní vzdálenosti od hlavice urychlovače (gantry). Software odečítal nejen hodnoty hloubky u prvního a intenzity energie u obou, ale navíc porovnáváním naměřených hodnot odstraňoval fluktuace vzniklé kolísáním příkonu urychlovače a tedy umožňoval přesnější vyhodnocení.

<i>energie</i>	<i>hodnota určená systémem</i>	<i>naše hodnoty</i>
6 MeV	28,6 mm	28,3 mm
9 MeV	43,7 mm	44,1 mm
12 MeV	60,1 mm	61,4 mm
16 MeV	78,9 mm	79,0 mm
20 MeV	101,0 mm	102,3 mm

Extrapolovaný dosah byl stanoven pomocí výrobcem dodaného software a také manuálně. Naměřené rozdíly jsou v řádu milimetrů. Manuální výpočet hodnoty extrapolovaného dosahu je ovlivněn relativně malým počtem bodů, které byly použity ke stanovení rovnic tečných přímk. Signál z detektoru by bylo vhodnější odečítat po menších krocích, než po 0,5 mm, jak bylo provedeno v tomto případě.

## 3 Shrnutí

Úloha demonstruje jednu ze základních činností lékařských fyziků, pomocí kterých kontroluje správný chod urychlovače. Technologie v tomto oboru se stále vyvíjejí a již dnes existují přístroje IMRT s multileaf kolimátorem, které nabízejí daleko lepší možnosti doručení dávky do cílového objemu s maximálním ohledem na okolní zdravé tkáň.



## Poděkování

Děkujeme Ing. Vojtěchu Svobodovi, CSc. za organizaci Fyzikálního týdne, sponzorům za poskytnutí finančních prostředků na jeho program a také radioterapeutickému oddělení FN Motol, které nám umožnilo provést potřebná měření. Zvláštní poděkování pak patří Ing. Janu Hrbáčkovi za obětavý přístup při realizaci projektu.

## Reference:

- [1] DOBBS, J. PRAKTICKÉ PLÁNOVÁNÍ RADIOTERAPIE Anomal 1992
- [2] [HTTP://WWW.VARIAN.COM/](http://www.varian.com/)
- [3] VAN DYK J. The MODERN TECHNOLOGY OF RADIATION ONCOLOGY Medical psychic publishing 1999