

Jak funguje PET aneb člověk jako zářič

D. Čechová¹, M. Kluger², Š. Dubský³

¹ Gymnázium Plasy; cechovad.08@gsplasy.cz

² Gymnázium Tišnov; mrtnklgr@seznam.cz

³ Gymnázium Plasy; dubskys.07@gsplasy.cz

Bc. Daniel Adamčík, Bc. Vojtěch Bártek; KDAIZ FJFI ČVUT

Abstrakt:

PET neboli pozitronová emisní tomografie je průkopnická diagnostická metoda využívající principu anihilace pozitronu jehož 2 vzniklé fotony utváří obraz zaznamenaný v detektorech. Naším cílem bylo pomocí 2 detektorů určit pozici 2 radioaktivních zdrojů.

1 Úvod

Nádory se často skrývají i v těch největších útrobách lidského těla. K tomuto problému pomáhá lékařům přístroj zvaný PET a jeho princip probíhá následovně. Pacientovi trpícímu potenciálním nádorem je do těla vpravena glukóza s navázanou radioaktivní látkou. Tato “radioaktivní glukóza” se kumuluje v místě nádoru, poněvadž nádor potřebuje výrazné množství energie (sacharidů). Odtud radioaktivní látka pomocí přeměny vytvoří pozitrony, které posléze reagují s elektrony, a tak nastává anihilace. Anihilací vznikají fotony, které jsou stavebními kameny pro záchyt signálu detektorem a následného vytvoření obrazu.

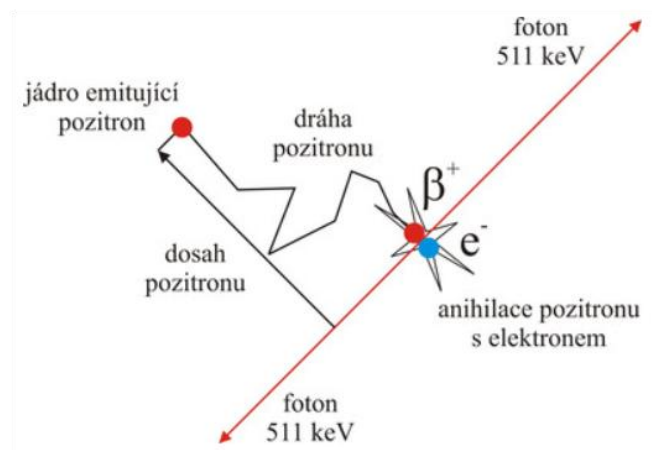
2 Pozitron

Pozitron e^+ - kladně nabitá antičástice elektronu, která vzniká 2 způsoby. Prvním způsobem je radioaktivní přeměna (rozpadem protonu vzniká neutron, neutrino, pozitron), druhým pak vznik elektron-pozitronového páru, kdy vysokoenergetický foton se sráží s atomem a následně vzniká hmota v podobě elektron-pozitronového páru.

3 Anihilace

Tento jev nastává při spojení částice s její antičásticí, během tohoto procesu obě původní částice zanikají a dochází ke vzniku částic nových.

Při miniprojektu využíváme anihilaci pozitronu – spojuje se pozitron s elektronem, načež se uvolní energie v podobě fotonů. Tyto fotony se rozdělí do 2 směrů a společně svírají úhel přibližně 180 stupňů. Takovéto fotony nabývají stejné energie 511 keV a jsou stavebními kameny pro záchyt detektory a tvorbu obrazu.



Obrázek 1: schéma anihilace

4 Zdroj

Jak bylo zmíněno, pro PET je klíčová přítomnost pozitronů, které anihilují s elektrony, čímž vznikají dva fotony o energii 511 keV. K zajištění přítomnosti pozitronů je potřeba určitý zdroj – β^+ zářič. V medicínské praxi, pro kterou je PET typická, by mohl být reprezentovaný např. ^{18}F ($T_{1/2} = 110\text{min}$) navázaným na glukóze. Pro náš experiment se zdrojem stal ^{22}Na . Proton se β^+ rozpadem přeměňuje na ^{22}Ne a vzniká právě pozitron (β^+ záření), neutron a elektronové neutrino viz rovnice (1).



Ačkoli by tento radionuklid, díky svému poločasu přeměny $T_{1/2} = 2,6$ let, byl při hledání nádorů a následné rekonvalescenci nepraktický (pacient by musel v nemocnici strávit mnohem více času než při užití ^{18}F), pro náš experiment byl dostačující.

5 Detektor

V PET se využívají tzv. scintilační detektory, které sledují koincidence (detekce dvou fotonů z jedné anihilace, která umožňuje určit směr, odkud pocházejí) fotonů. Fyzikální a chemické vlastnosti scintilačních materiálů zásadně ovlivňují detekční charakteristiky, jako jsou účinnost registrace fotonů o energii 511 keV, hygroskopičnost, hustota krystalu, délka scintilačního záblesku a časové rozlišení. Pokud máme dostatečné časové rozlišení, můžeme využít metodu Time-of-Flight (TOF), kde se dá určit i přibližná pozice anihilace a tím pádem značně vylepšit kvalitu obrazu.

V experimentu jsme použili detektor NaI(Tl). Ačkoli svými vlastnostmi neodpovídá standardům medicínské praxe, pro nás byl dostatečný. Za vhodnější je považován např. detektor LSO (lutetium-oxyortosilikát).

6 Princip tvorby obrazu v PET/rekonstrukce obrazu

Fotony, které jsou zaznamenány detektory, jsou následně převáděny do počítače, který posléze vytváří obraz na základě matematických principů. K rekonstrukci obrazu lze využít dvě metody, jimiž jsou zpětná projekce anebo iterativní rekonstrukce obrazu, která poskytuje lepší obraz, ale je matematicky více komplexní než zpětná projekce (filtrovaná), jejíž využití není v dnešní době tak časté.

Soubor projekcí snímaných z různých úhlů tvoří dvourozměrné pole označované jako sinogram (připomíná sinusoidu). Při rekonstrukci obrazu metodou zpětné projekce jsou jednotlivé hodnoty z projekcí rozprostřeny přes odpovídající pixely v obraze. V každém pixelu se následně akumulují příspěvky ze všech projekcí, které se zprůměrují, a tím vzniká výsledný obraz. Pokud je počet projekcí malý, dochází k výskytu charakteristického hvězdicového artefaktu, který lze částečně potlačit aplikací vhodného filtru.

7 Experiment

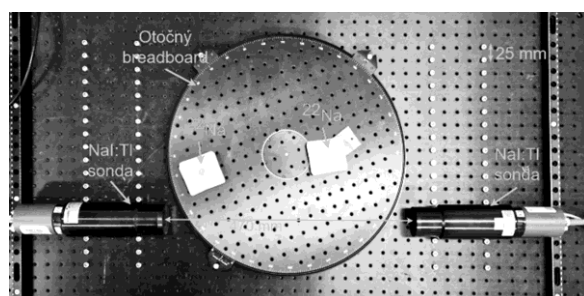
7.1 Pomůcky

2x zdroj IZ typu EG-3, polystyrenový fantom, breadboard s připravenými pozicemi pro umístění sond, otočný breadboard, 2x 2^a scintilační sonda NaI(Tl) s patičí, 2x zesilovač Ortec 570, 2x časový jednokanálový analyzátor Ortec 551, převodník času na amplitudu Ortec 566, mnohokanálový analyzátor, propojovací kabely, PC

7.2 Měření

V prvním kroku experimentu jsme umístili 2 zdroje záření do náhodných pozic na otočném breadboardu a přikryli polystyrenovým fantomem. Cílem bylo určit jejich pozici bez zvednutí fantomu. Pro určení pozice zdrojů záření, musíme detektory „zkontrolovat“ celou oblast, a jelikož jsou vždy umístěné naproti sobě, stačí breadboardem otáčet postupně až o 180°.

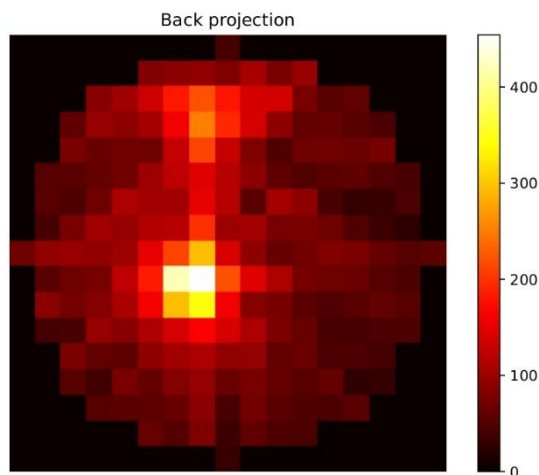
Nejprve jsme umístili sondy do 1. připravené pozice na obou stranách a provedli měření. Poté jsme obě sondy přesunuli do 2. pozice a opět měřili. Takto jsme postupovali až do 17. pozice s tím, že jsme si výsledky zapisovali do tabulky. Po změření všech pozic v daném úhlu jsme breadboard otočili o 15°. Celkem jsme tedy měření zahájili 204x.



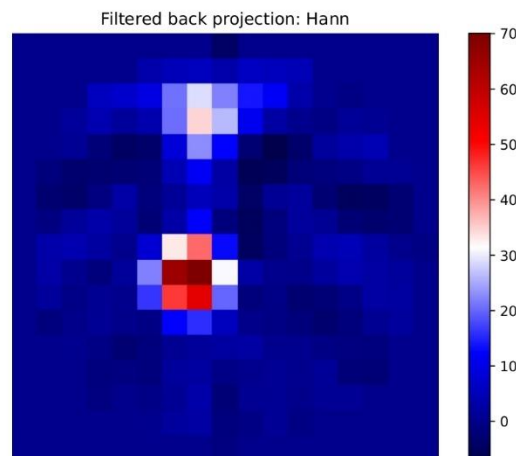
Obrázek 2: Sondy ve 3. pozici

7.3 Výsledky

Z nasbíraných dat nám vzešel obrázek, na kterém jsou pozice zdrojů pod fantomem relativně zřejmé, viz obrázek 3. K doladění nejasností jsme využili ještě filtry, které pozice zdrojů ještě více zvýraznily, viz obrázek 4. Z obrázků je zřejmé, že se jeden ze zdrojů nachází přibližně uprostřed a druhý o kus výše.



Obrázek 3: bez filtru



Obrázek 4: s filtrem

8 Závěr

V rámci našeho experimentu se nám podařilo cíl splnit, jelikož byly námi lokalizovány oba radiační zdroje.

Poděkování

Chtěli bychom touto cestou poděkovat garantům našeho miniprojektu Bc. Vojtěchu Bártkovi a Bc. Danielu Adamčíkovi za supervizi. Děkujeme rovněž organizátorům Týdnu vědy na Jaderce 2025.

Reference

- [1] KLINIKA NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY LÉKAŘSKÉ FAKULTY UP. *Principy PET*. Online. Dostupné z: <http://old.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/pozitronova-emisni-tomografie/principy-pet/#c8201>. [cit. 2025-06-24].
- [2] Skripta: TRNKA, Jiří. *Radiologická fyzika a technika v nukleární medicíně* [PDF]. Praha, 2018, KDAIZ FJFI ČVUT [cit. 2025-06-24].
- [3] BÁRTEK, Vojtěch. *Princip PET*. Online, prezentace. 2025. [cit. 2025-06-24].
- [4] KOTYKOVÁ, Monika. *Demonstrace principu pozitronové emisní tomografie – návod* [PDF]. Praha, 2023, ČVUT [cit. 2025-06-24].