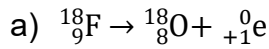


Medische beeldvorming

Opgave: PET-Scan



b)

$$D = \frac{E}{m}$$

$$* D = 1,5 \cdot 10^{-3} \text{ Gy}$$

$$* m = 1,5 \text{ kg}$$

$$\Rightarrow E = 2,25 \cdot 10^{-3} \text{ J}$$

$$E = (A \cdot t) \cdot \eta \cdot E_{\beta}$$

$$* E = 2,25 \cdot 10^{-3} \text{ J}$$

$$* t = 8,9 \text{ min} = 534 \text{ s}$$

$$* \eta = 20 \% = 0,20$$

$$* E_{\beta} = 245 \text{ keV} = 3,93 \cdot 10^{-14} \text{ J}$$

$$\Rightarrow A = 5,4 \cdot 10^8 \text{ Bq}$$

- c) Als de bron aan de zijkant van het hoofd zit zal het ene foton een kortere afstand tot de detector afleggen dan het andere foton. Het verschil in afgelegde weg zal maximaal de diameter van het hoofd zijn.

$$s = v \cdot t$$

$$* v = c = 3,0 \cdot 10^8 \text{ m/s}$$

$$* s = d = 20 \text{ cm} = 0,20 \text{ m}$$

$$\Rightarrow t = 0,67 \text{ ns} = 6,7 \cdot 10^{-10} \text{ s}$$

Daarmee is de orde van grootte 10^{-10} s .

- d) Beide beeldvormende technieken behoren tot de nucleaire diagnostiek omdat bij beide technieken radioactieve isotopen als tracers worden gebruikt. Op die manier kunnen beide technieken hele specifieke weefsels zichtbaar maken. Het verschil zit in de detectie van de bij deze technieken vrijkomende straling. Bij een PET-scan worden twee fotonen gedetecteerd die afkomstig zijn van een annihilatieproces. Door de detectie van beide fotonen kan worden berekend waar de annihilatie plaats gevonden heeft. Op die manier kan een beeld worden geconstrueerd van het weefsel dat de tracer heeft opgenomen. Bij SPECT wordt één foton gedetecteerd. Door gebruik te maken van een roterende gammacamera kan een beeld worden geconstrueerd van het weefsel dat de tracer heeft opgenomen. Voor de werking van de gammacamera, zie het document "Straling".

Opgave: MRI-scan

a) Er geldt:

$$B = 4\pi \cdot 10^{-7} \cdot \frac{N \cdot I}{l}$$

$$* B = 3,0 \text{ T}$$

$$* N = 200$$

$$* l = 0,60 \text{ m}$$

$$\Rightarrow I = 7,2 \cdot 10^3 \text{ A}$$

b) Er geldt:

$$P = I^2 \cdot R$$

$$* I = 7,16 \cdot 10^3 \text{ A}$$

$$* R = \rho \cdot \frac{l}{A}$$

$$* \rho = 17 \cdot 10^{-9} \Omega \text{m}$$

$$* A = 1,0 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$$

$$* l = 300 \text{ m}$$

$$\Rightarrow R = 5,1 \Omega$$

$$\Rightarrow P = 2,6 \cdot 10^8 \text{ W}$$

c) Beneden een bepaalde kritische temperatuur verliezen metalen hun elektrische weerstand geheel. De weerstand is dan 0Ω . Bij metalen moet extreem worden gekoeld tot enkele Kelvin boven het absolute nulpunt. Er zijn ook keramische materialen die supergeleiding reeds bij veel hogere temperaturen vertonen. Maar ook deze materialen moeten nog steeds behoorlijk onder kamertemperatuur worden gekoeld. Het voordeel van deze categorie materialen is echter dat ze reeds supergeleidend zijn bij vloeibare stikstoftemperaturen van ettelijke tientallen Kelvin. Nadeel is dat het keramische materialen zijn en dat maakt ze breekbaar.

d) Iedereen die wel eens in de buurt is geweest van een MRI die in bedrijf is weet dat het apparaat nogal wat herrie maakt. Schuimrubber en vacuüm zijn twee maatregelen die genomen worden om de geluidsoverlast zoveel mogelijk te beperken.

In moderne MRI-apparaten is het geluid met wel 90% gedempt (en dan nog maakt het herrie).

e) Er geldt:

$$E = h \cdot f$$

$$* E = 8 \cdot 10^{-8} \text{ eV} = 1,28 \cdot 10^{-26} \text{ J}$$

$$\Rightarrow f = 1,9 \cdot 10^7 \text{ Hz}$$

Dat is dus 19 MHz, oftewel midden in het bereik van de radiogolven (zie tabel 19B).

f) Fotonen van de RF-antenne hebben een energie van $8 \cdot 10^{-8} \text{ eV}$.

Atomaire bindingen liggen in de grootteorde van enkele eV (zie tabel 58)

$$10^5 \text{ J/mol} = 10^5 / N_A = 10^5 / 6,0 \cdot 10^{23} = 1,7 \cdot 10^{-19} \text{ J/binding} = 1,0 \text{ eV/binding}$$

De straling van de RF-antenne is dus bij lange na niet in staat om atomaire bindingen te verbreken.

Dit in tegenstelling tot bijvoorbeeld röntgenstraling waar de fotonenergie in de grootteorde van duizenden eV ligt.

Opgave: Echografie

- a) De frequentie van het ultrasoon geluid ligt tussen de 2,5 MHz en de 10 MHz.

Er geldt:

$$\lambda = v \cdot T = \frac{v}{f}$$

$$\Rightarrow \frac{1540}{10 \cdot 10^6} \leq \lambda \leq \frac{1540}{2,5 \cdot 10^6}$$

$$\Rightarrow 1,5 \cdot 10^{-4} \text{ m} \leq \lambda \leq 6,2 \cdot 10^{-4} \text{ m}$$

$$\Rightarrow 0,15 \text{ mm} \leq \lambda \leq 0,62 \text{ mm}$$

- b) De indringdiepte van het ultrasoon geluid neemt af met toenemende frequentie. Je zult dus moeten kiezen voor een relatief lage frequentie.
- c) Het probleem zit hem in het feit dat de apparatuur is gekalibreerd op een gemiddelde geluidssnelheid van 1540 m/s terwijl de daadwerkelijke geluidssnelheid in het vetweefsel tussen 1462 m/s en 1473 m/s kan liggen.

Er geldt:

$$s = v \cdot t$$

$$* d = \frac{1}{2} \cdot s \quad (s \text{ is heen en terug})$$

$$\Rightarrow d = \frac{1}{2} \cdot v \cdot t$$

De relatieve afwijking bedraagt dan maximaal

$$\Rightarrow \frac{d_{\text{gemeten}} - d_{\text{werkelijkheid}}}{d_{\text{gemeten}}} = \frac{\frac{1}{2} \cdot v_{\text{gem}} \cdot t - \frac{1}{2} \cdot v_{\text{vet}} \cdot t}{\frac{1}{2} \cdot v_{\text{gem}} \cdot t} = \frac{v_{\text{gem}} - v_{\text{vet}}}{v_{\text{gem}}}$$

$$\Rightarrow \frac{d_{\text{gemeten}} - d_{\text{werkelijkheid}}}{d_{\text{gemeten}}} = \frac{1540 - 1462}{1540} = 0,051 = 5,1\%$$

- d) Het reflectiepercentage tussen zacht weefsel en lucht is 99%. Zonder contactgel zou er nauwelijks een signaal in het lichaam doordringen.
- e) Botten hebben een grote akoestische impedantie (grote v en grote ρ) en reflecteren daardoor zeer sterk. Botten zijn daarmee voor ultrasoon geluid ondoordringbaar. Je kunt dus niets zien dat zich achter botten bevindt. Daarnaast veroorzaken botten ook allerlei storende effecten zoals schaduw.
- f) Longweefsel heeft een zeer kleine akoestische impedantie (kleine ρ en met name kleine v) waardoor er sterke reflectie optreedt. Er dringt dus onvoldoende signaal door tot in de longen.
- g) Zoals al eerder aangegeven is de reflectie aan een grensvlak met lucht zeer groot en dringt hoog frequent geluid niet ver door in het lichaam. Er moet dus een lage frequentie worden gekozen om voldoende signaal in de diepere delen van het oog te krijgen.
- h) Er geldt:

$$N = \frac{t}{T} = \frac{t}{\left(\frac{1}{f}\right)} = t \cdot f = 3,0 \cdot 10^{-6} \cdot 1,0 \cdot 10^6 = 3,0 \text{ perioden}$$

i) Er geldt:

$$s = v \cdot t$$

$$* d = \frac{1}{2} \cdot s$$

$$* v = 1,5 \cdot 10^3 \text{ m/s}$$

$$* t = 22,5 - 17,5 = 5,0 \text{ } \mu\text{s} = 5,0 \cdot 10^{-6} \text{ s}$$

$$\Rightarrow d = 3,8 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

j) De breedte van de pieken wordt veroorzaakt door de duur van de geluidspuls. De piek begint namelijk zodra de voorkant van de geluidspuls wordt gedetecteerd en eindigt zodra ook de achterkant van de geluidspuls is gedetecteerd. De geluidspuls kan niet veel minder perioden bevatten waardoor de enige mogelijkheid is om de frequentie van het ultrasoon geluid te verhogen. Ook hier tref je dus weer het bekende dilemma aan. Om de resolutie te verbeteren moet je de frequentie verhogen, maar dat gaat weer ten koste van de signaalsterkte omdat dan de reflectie bij het grensvlak met de lucht toeneemt en de absorptie van het signaal in het oog toeneemt.

k) Er geldt:

$$d = \frac{1}{2} \cdot (s_2 - s_1) = \frac{1}{2} \cdot (v \cdot t_2 - v \cdot t_1) = \frac{1}{2} \cdot v \cdot (t_2 - t_1)$$

$$* t_1 = t_1 \pm 1 \cdot 10^{-6}$$

$$* t_2 = t_2 \pm 1 \cdot 10^{-6}$$

$$\Rightarrow t_2 - t_1 = t_2 - t_1 \pm 2 \cdot 10^{-6}$$

$$* v = 1,5 \cdot 10^3 \text{ m/s}$$

$$\Rightarrow d = \frac{1}{2} \cdot 1,5 \cdot 10^3 \cdot (t_2 - t_1) \pm \frac{1}{2} \cdot 1,5 \cdot 10^3 \cdot 2 \cdot 10^{-6}$$

$$\Rightarrow d = d \pm 1,5 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$

$$\Rightarrow d = d \pm 2 \cdot 10^{-3} \text{ m}$$