

Laboppgave i FYS3710 høsten 2014

Stråleterapi – Medisinsk fysikk

Lineærakseleratoren

Under og etter 2. verdenskrig ble det utviklet mikrobølgekilder med høy effekt og høy frekvens for anvendelser innen radarteologi. Slike pulsede dioder har evnen til å skape så kraftige elektromagnetiske felter at, i passende konstruksjoner, elektroner kan akselereres opp til en kinetisk energi på flere titalls MeV. Dette utnyttes i dag til strålebehandling av kreftpasienter. Etter akselerasjonen kan man velge å la elektronene treffe et såkalt "target" av f.eks. wolfram. Litt forenklet gjennomgår elektronene en vekselvirkningsprosess i target som kalles *bremsestråling*, der høyenergetiske fotoner (også i MeV-området) genereres når elektronene bremses ned. Etter slike vekselvirkninger vil elektronene til slutt være absorbert i target, mens fotonene kommer ut på motsatt side. Fotonstrålen "siktes" deretter inn mot det området på pasienten som ønskes behandlet. Videre kan pasienten også bestråles med de akselererte elektronene. Ofte kan flere foton- og elektronenergier fås ut fra en og samme lineærakselerator.

Før strålingen som produseres i lineærakseleratoren treffer pasienten, begrenses utstrekningen av strålefeltet med såkalte kollimatorer. Disse består av to sett med kjever, gjerne av wolfram, som kan flyttes inn og ut i strålefeltet. Maksimal størrelse på strålefeltet kan være 40x40 cm i en avstand på 1 m fra fokus på moderne lineærakseleratorer. I tillegg til dette kan også feltet formes manuelt med blokker, kiler og filtre, eller automatisk med det som kalles mangebladskollimator. Nedenfor er det vist en skisse over oppbygningen til en lineærakselerator til bruk i stråleterapi.

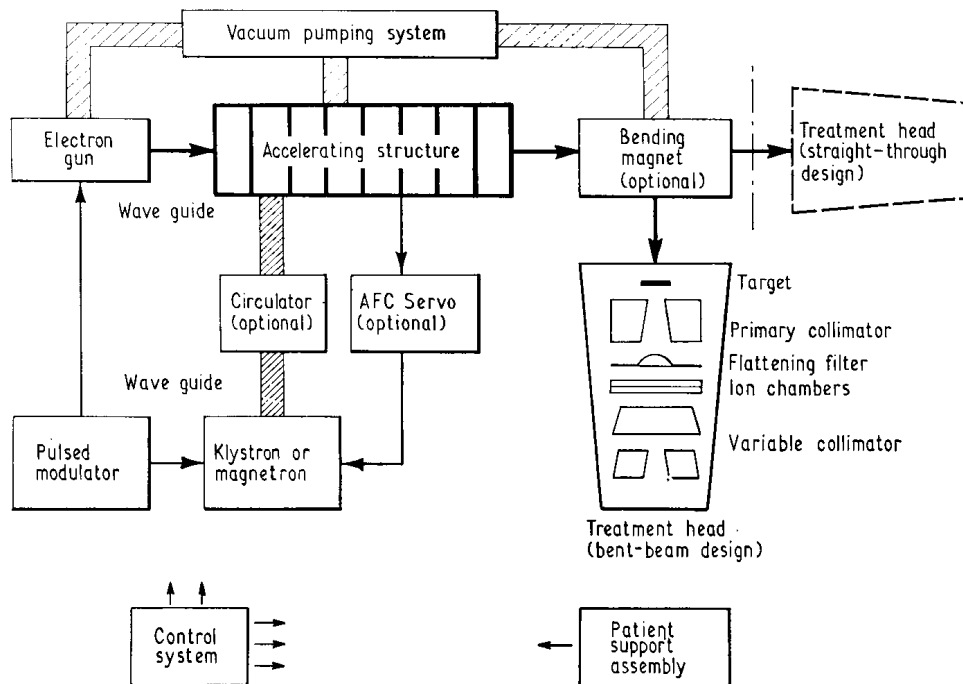


Fig. 11. Block diagram of typical medical linac illustrating the two basic radiotherapy linac configurations—the bent-beam and straight-through designs. In the bent-beam design, the beam emerging from the accelerating structure is bent approximately 90° by the bending magnet before entering the treatment head. In the straight-through design, the treatment head is placed just beyond and collinear with the accelerating structure and the bending magnet is unnecessary.

Moderne lineærakseleratorer til bruk i stråleterapi skal ta så lite plass som mulig, være enkel å betjene, gi et mangfoldig tilbud av foton- og elektronenergier, og ha mange bevegelsesmuligheter (se en figure nedenfor). “Gantry” er den bevegelige delen av maskinen som kan rotere rundt pasienten. Det punktet som defineres ut fra kollimatoren sentralakse og gantrys rotasjonsakse kalles akseleratorens isosenter. Dette befinner seg gjerne 100 cm fra strålens fokus. I tillegg kan behandlingsbordet roteres, slik at mulighetene er mange for å “treffe” tumorer med kompleks beliggenhet i pasienten. Isosenter kan defineres fysisk ved lasere, og disse brukes til å “sikte inn” strålefeltet på pasienten.

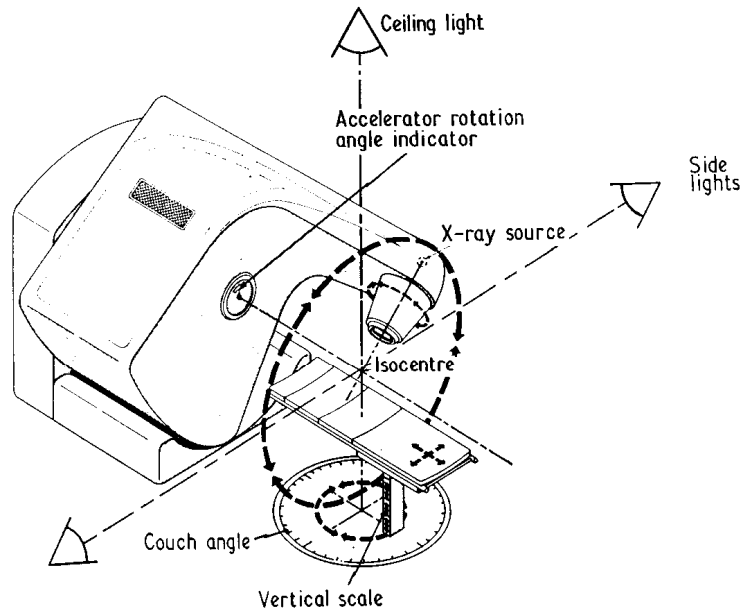


Fig. 12. Bent-beam, isocentrically mounted electron linear accelerator illustrating the geometric relationship of the linac and treatment couch motions. The electron injection system, modulator and microwave system are contained in the gantry. Three orthogonal lights, which aid patient positioning, are also shown.

Strålingsabsorpsjon

Ettersom mennesker i stor grad består av vann, vil absorpsjonen av ioniserende stråling i biologisk vev være ganske lik absorpsjonen i rent vann. Dermed er det hensiktsmessig å bruke vann som et referansemedium når man gjør målinger av stråling som brukes i stråleterapi. Lineærakseleratorens stråleubytte, dvs. hvor mange fotoner eller elektroner som produseres, defineres dermed ut fra hvor stor stråledose den gir til *vann*. Stråledosen D er forøvrig definert som:

$$D = \frac{\text{absorbert energi}}{\text{masse}}$$

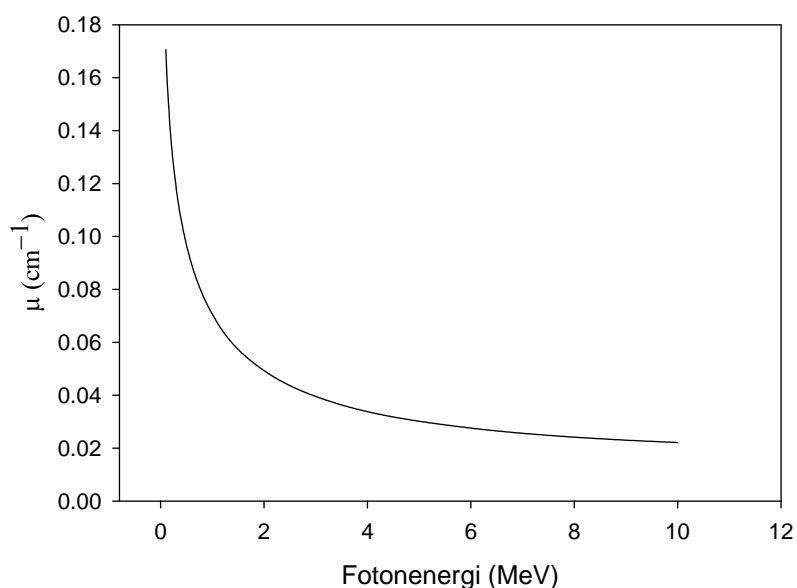
der absorbert energi er den andelen av strålefeltet som absorberes i et "punkt" med en gitt masse.

Hvis man har et knippe høyenergetiske fotoner som trenger gjennom et gitt medium, følger absorpsjonen (egentlig *attenuasjonen*) av disse en eksponentiell lov:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

der N er antall fotoner som fortsatt befinner seg i strålekippet etter å ha passert x cm av vannet. N_0 er antall fotoner ved vannoverflaten. μ kalles den lineære attenuasjonskoeffisienten, og avhenger sterkt av strålingens energi. μ for vann fremkommer på figuren nedenfor.

Attenueringskoeffesient i vann

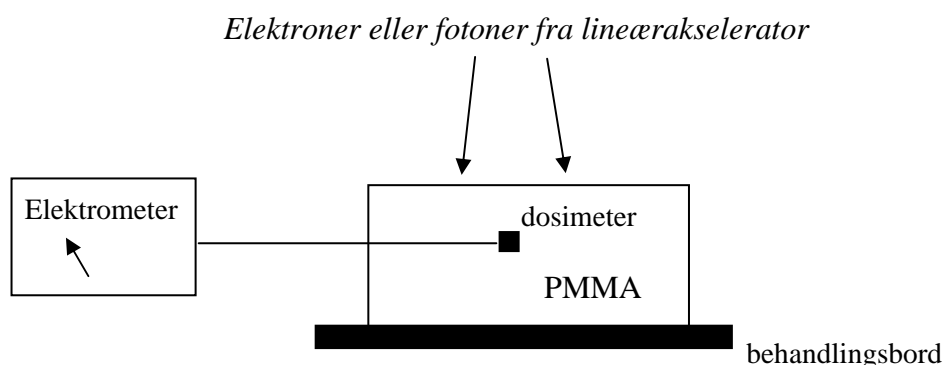


For elektroner er absorpsjonsforløpet i vann mer komplisert, slik at noen teoretisk forklaring av dette fenomenet blir ikke gitt her. Målingene vil imidlertid vise at elektroner og fotoner avsetter energi på karakteristisk forskjellige måter.

Målingene

Vi skal se på hvordan fotoner og elektroner avsetter energi i vann. For å kunne studere dette trenger vi et vannliknende fantom, som i vårt tilfelle er plastmaterialet PMMA. Fantomet plasseres under lineærakseleratoren, og i et hulrom sentralt i fantomet plasseres et strålingsdosimeter. Dosimeteret er et luftfylt ionekammer, som er koblet

til et elektrometer Når strålingen passerer, detekterer dosimeteret antallet ioner som produseres. Antall ioner vil være proporsjonalt med stråledosen.



Oppgave 1: Mål en såkalt dybdedose for 6 MV og 15 MV fotoner, der feltstørrelsen er $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 100 cm fra strålekilden. Dette gjøres ved å plassere økende mengder plastmateriale over dosimeteret. Hva er forskjellen mellom de to fotonfeltene? Kan du gi en enkel forklaring på dette?

Oppgave 2: Mål effekten av å variere avstanden mellom dosimeteret og kilden. Dette gjøres ved å heve/senke behandlingsbordet som plastfantomet (inkludert dosimeter) ligger på. Hvordan forandrer dosen seg med avstanden?

Oppgave 3: Mål dybdedoser for 9 og 16 MeV elektroner. Hvordan forandrer dybdedosen seg med energien? Hva er forskjellen i dybdedoseforløp mellom elektroner og fotoner? Kan du tenke deg i hvilke tilfeller det er hensiktsmessig å behandle pasienter med elektroner fremfor fotoner, og *vice versa*?

Oppgave 4: Foreta et såkalt tverrscan over elektronfeltet svarende til 16 MeV. Ha en avstand på 100 cm mellom dosimeter og kilde. Tverrscannet gjøres ved at behandlingsbordet flyttes i horisontal retning, og dosimeteret avleses for hver posisjon. Hvor stor utbredning har elektronfeltet? Diskuter. Hvordan samsvarer dette med den nominelle (oppgitte) feltstørrelsen?