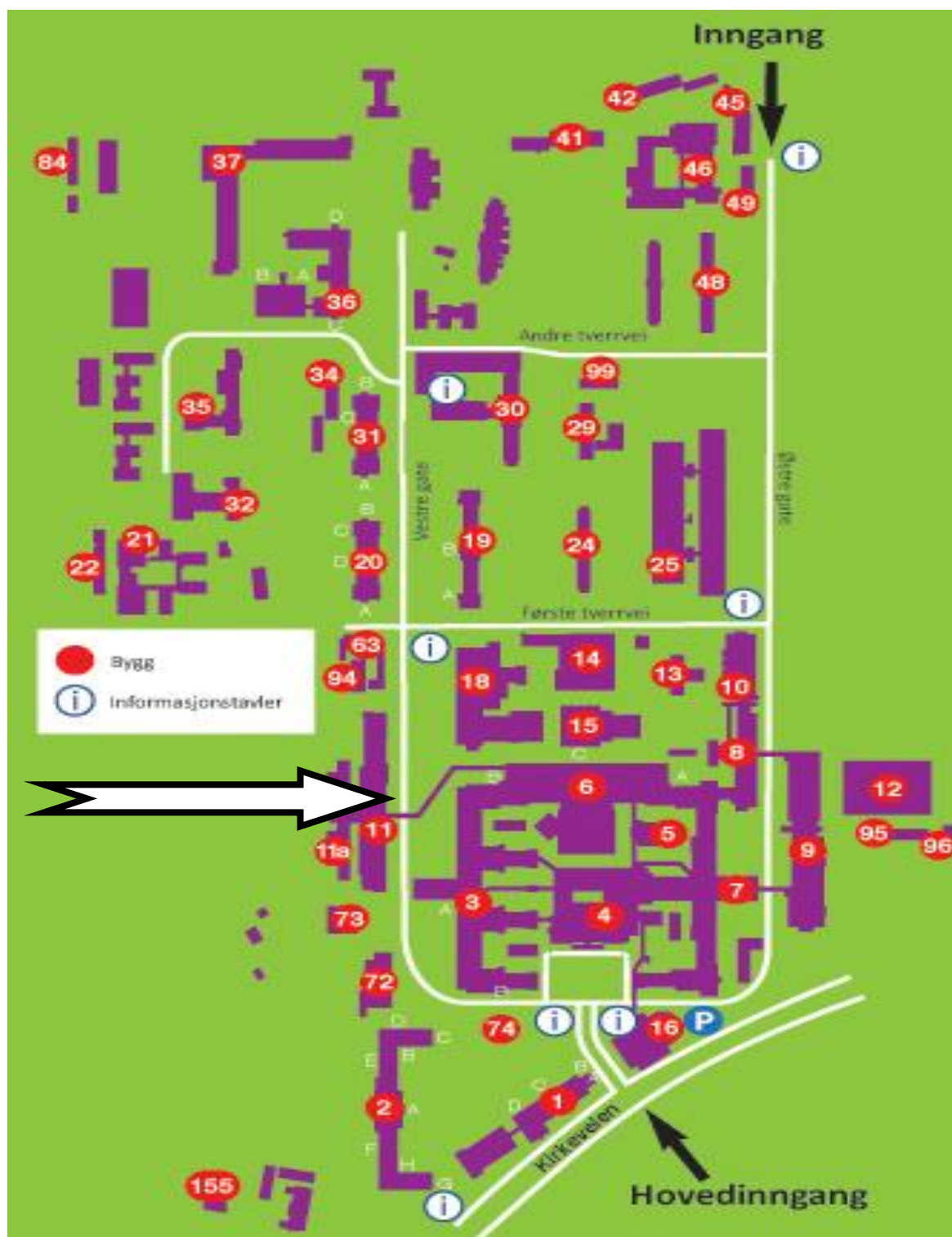


Stråleterapi-lab, Kreftsenteret, Ullevål

Frammøte kl 15.00, Torsdag 27.10.2011,
utenfor hovedinngangen til Kreftsenteret på Ullevål, **bygg 11**.

v/ Ida W. Ormberg Telefon: 48138487 evt. 23027677



Laboppgave i FYS3710 høsten 2011

Stråleterapi

Lineærakseleratoren

Under og etter 2. verdenskrig ble det utviklet mikrobølgekilder med høy effekt og høy frekvens beregnet 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 noen 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 typer foton- og elektronstrålefelt 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 bevegelige blendere, gjerne av wolfram, som kan flyttes inn og ut i strålefeltet. Maksimal størrelse på feltet er ofte 40x40 cm for fotonfelt og 25x25 cm for elektronfelt i en avstand på 1 m fra fokus på moderne lineærakseleratorer. I tillegg til dette kan også feltet formes manuelt med blyblokker, metallkiler og filtre, eller automatisk med det som kalles dynamisk kile og mangebladskollimator. Nedenfor er en skisse over oppbygningen til en lineærakselerator til bruk i stråleterapi vist.

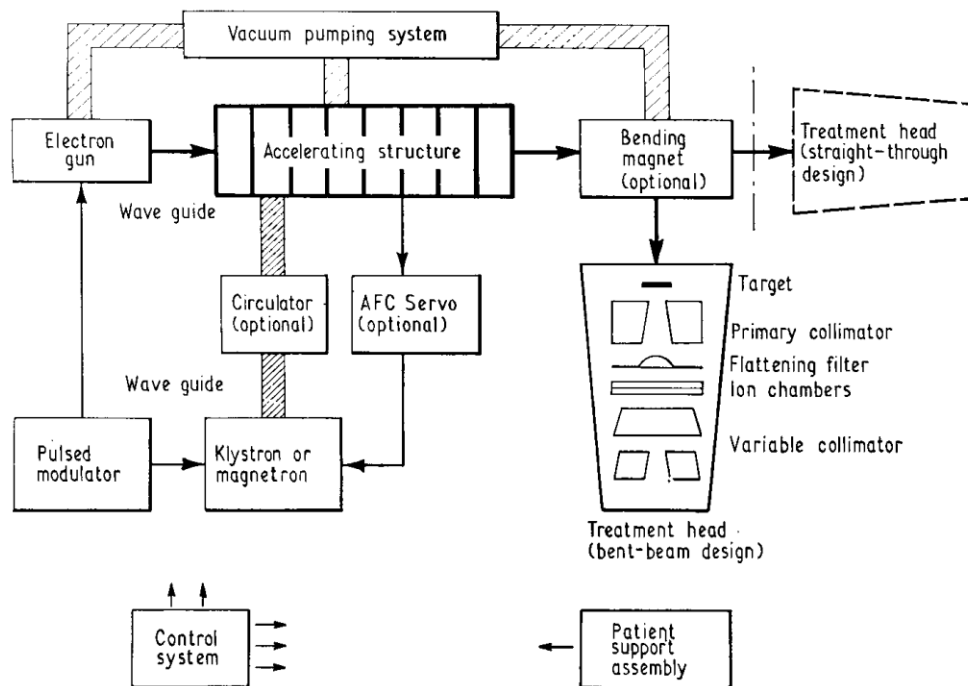


Fig. 11. Block diagram of typical medical linac illustrating the two basic radiotherapy linac configurations—the bent-beam and straight-through designs. In the bent-beam design, the beam emerging from the accelerating structure is bent approximately 90° by the bending magnet before entering the treatment 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 skisse 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 tre veggmonterte lasere, og disse brukes til å “sikte inn” strålefeltet på pasienten.

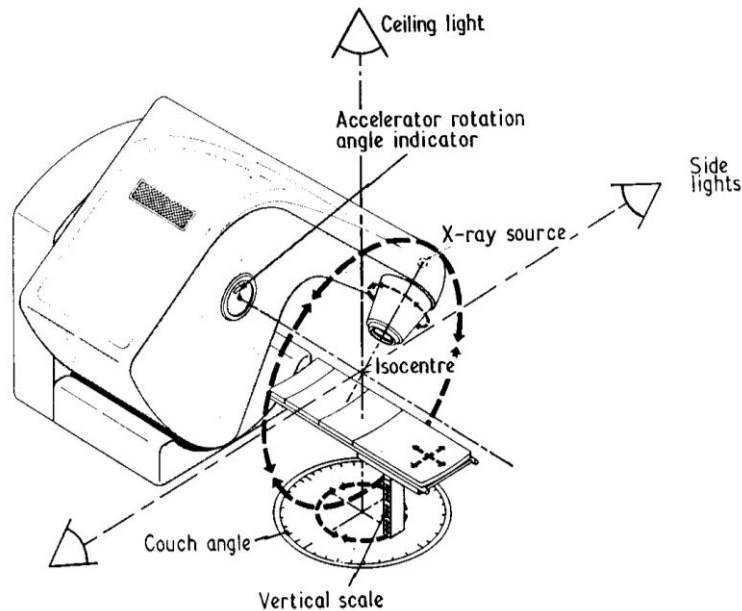


Fig. 12. Bent-beam, isocentrically mounted electron linear accelerator illustrating the geometric relationship of the linac and treatment couch motions. The electron injection system, modulator and microwave system are contained in the gantry. Three orthogonal lights, which aid patient positioning, are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

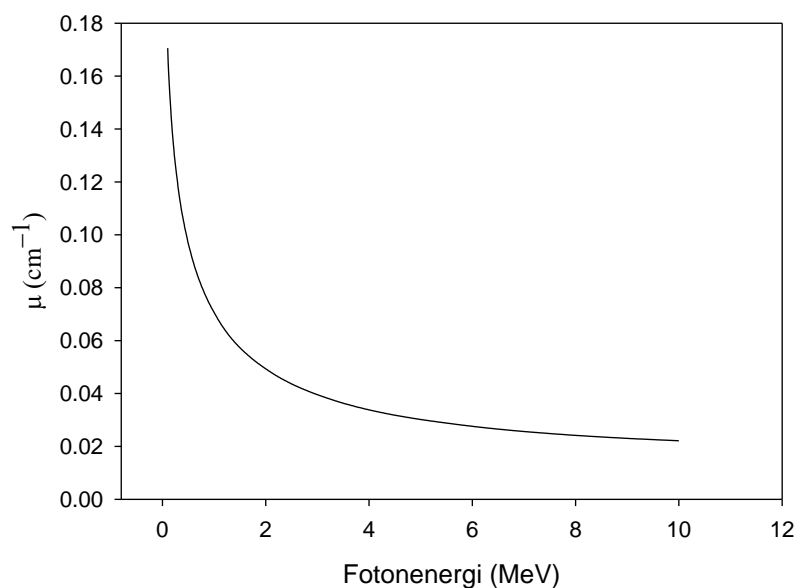
Hvis man har et knippe høyenergetiske fotoner som trenger gjennom et gitt medium, følger absorpsjonen (egentlig *attenuasjonen*) av disse en eksponentiell lov:

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

der N er antall fotoner som fortsatt befinner seg i stråleknippet 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.

Innstilling av ønsket mengde stråledose fra lineærakseleratoren gjøres i et antall monitor enheter (MU). Ved behandlingen av en pasient beregnes en doseplan for å gi en ønsket dose til kreftsvulsten. Doseplanen definerer geometrien til strålefeltet, og antall MU for hvert strålefelt er beregnet avhengig av feltstørrelse, energifordeling i strålefeltet, avstand til pasient og attenuasjon i pasient.

Definisjon av “Monitor Unit” (MU):

En monitor enhet er et mål for stråleutbytte fra en stråleterapilineærakselerator.

Lineærakseleratorens stråleutbytte justeres slik at 1 MU gir en ønsket stråledose (i Gy) i et bestemt dyp målt i referanseoppsett. En standard (ifølge IAEAs dosimetriprotokoll TRS398) for en slik justering er at 100 MU skal gi 1 Gy i 10 cm vandndyp for et 10×10 cm² strålefelt, der detektoren (ionekammeret) er posisjonert midt i feltet 100 cm fra strålekilden.

Oppgave 1: Dybdedosekurver

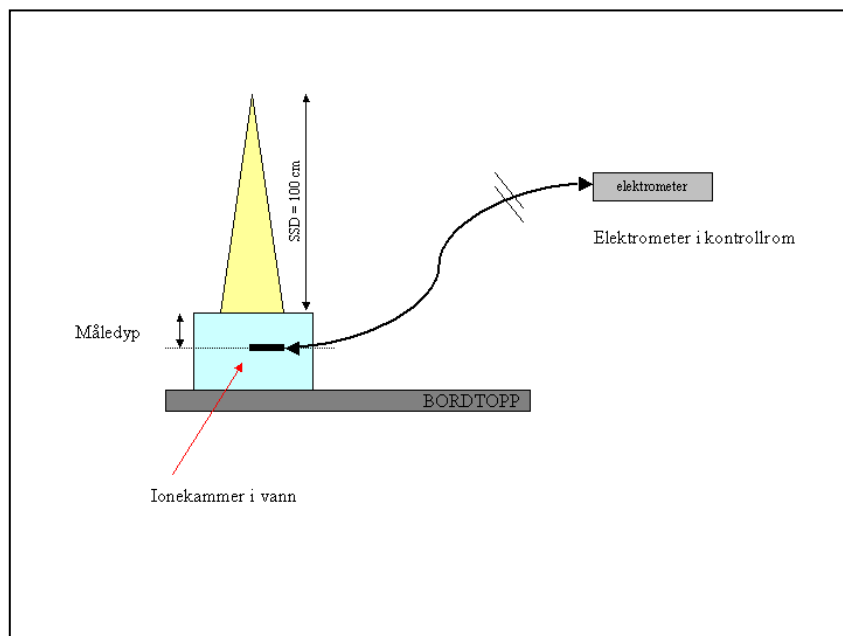
Dybdedosekurver beskriver hvordan stråleintensiteten endrer seg langs en akse sentralt i strålefeltet når feltet går inn/ned i et medium som vann.

Utstyr

Vannfantom, ionekammer, elektrometer.



(Scanditronix Wellhöfer)



Måleparametre

Energi: 15 MV fotoner, 6 MV fotoner, 9 MeV elektroner, 16 MeV elektroner.

Feltstørrelse: $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

SSD 100 cm (SSD = Source Surface Distance).

Måledyp fotoner: 1, 13, 15, 20, 25, 30, 50, 80, 150, 200, 250 mm.

Måledyp elektroner: 1, 13, 15, 20, 25, 30, 50, (80) mm.

Utførelse

Vi skal måle såkalte dybdedosekurver for 6 MV og 15 MV fotoner, og 9 MeV og 16 MeV elektroner, der feltstørrelsen er $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 100 cm fra strålekilden. Dette gjøres ved å senke ionekammeret lenger og lenger ned i vannet.

Spørsmål

- Hva er forskjellen mellom de to fotonfeltene?
- Hvordan varierer dosen nærmest overflaten (0-3 cm)?
- 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 2: Avstandseffekten

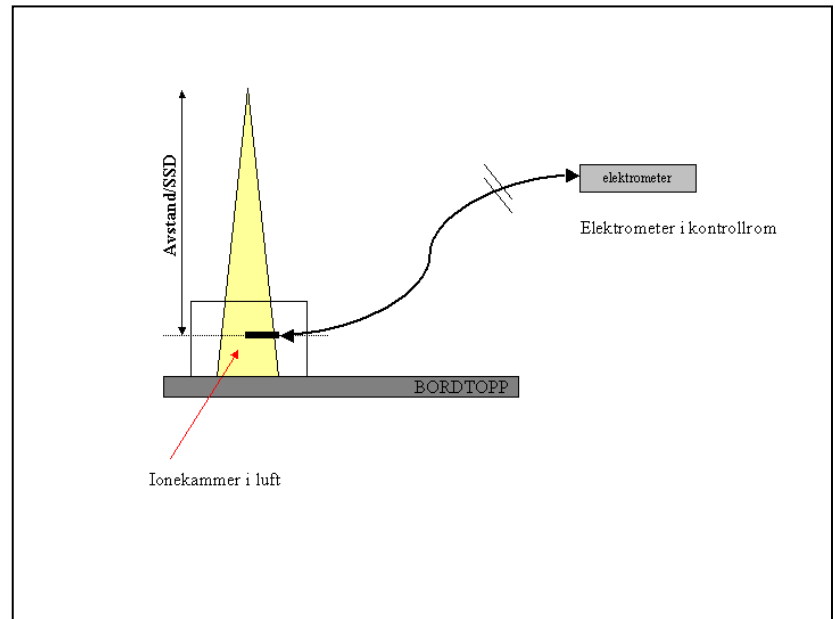
Avstandseffekten sier noe om hvordan stråleintensiteten endrer seg med avstand til kilden.

Utstyr

Ionekammer, elektrometer.



(Scanditronix Wellhöfer)



Måleparametre

Energi: 6 MV fotoner.

Feltstørrelse: $10 \times 10 \text{ cm}^2$. (I isosenter, 100 cm fra kilden)

Avstander (SSD): 90, 100, 110, 120 cm.

Utførelse

Vi skal gjøre målinger i ulike avstander til strålekilden. Vi flytter ionekammeret til de oppgitte avstandene fra kilden ved enten å flytte bordet, eller kammeret i vannfantomet (som vi har tømt for vann).

Spørsmål

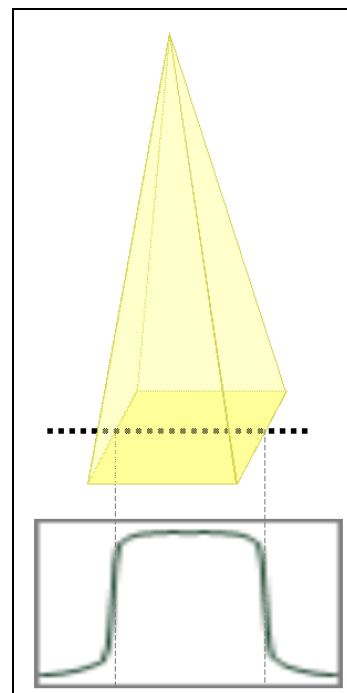
- Hvordan forandrer stråleintensiteten (dosen) seg med avstanden?
- Kan du gi en enkel forklaring på dette?

Oppgave 3: tverrprofiler

Tverrprofilen til et strålefelt beskriver feltets intensitet langs en linje vinkelrett på stråleretningen. Vi skal studere hvordan en slik profil påvirkes av mengden vann-ekvivalent materiale mellom målepunktene og strålekilden

Utstyr:

- Ionekammerarray PTW Seven29: 27x27 ionekammer arrangert i et todimensjonalt array, med 1 cm romlig oppløsning i begge dimensjoner. Arrayet har 5mm *integrert buildup*, det vil si at måleplanet ligger 5 mm under overflaten på arrayet.
- Elektrometer
- PC i kontrollrommet.
- Plater med vann-ekvivalent materiale [RW3](#), 5 og 10 mm tykkelse.
- [GafChromic](#) selv fremkallende radiokromisk film (kun til demonstrasjon)



Tverrprofil av strålefelt

Måleparametre:

Energi: 15MV fotoner

Feltstørrelse: 16x16 cm²

Dose: 100 MU

Avstand fra strålekilde til måleplan: 100cm

Måledyp [mm]: 5, 15, 30, 50, 100, 170

Utførelse:

Måleutstyret er koblet opp som vist på figuren, med noen plater RW3 under arrayet, samt RW3 oppå arrayet for å bygge oss opp til ønsket måledyp.

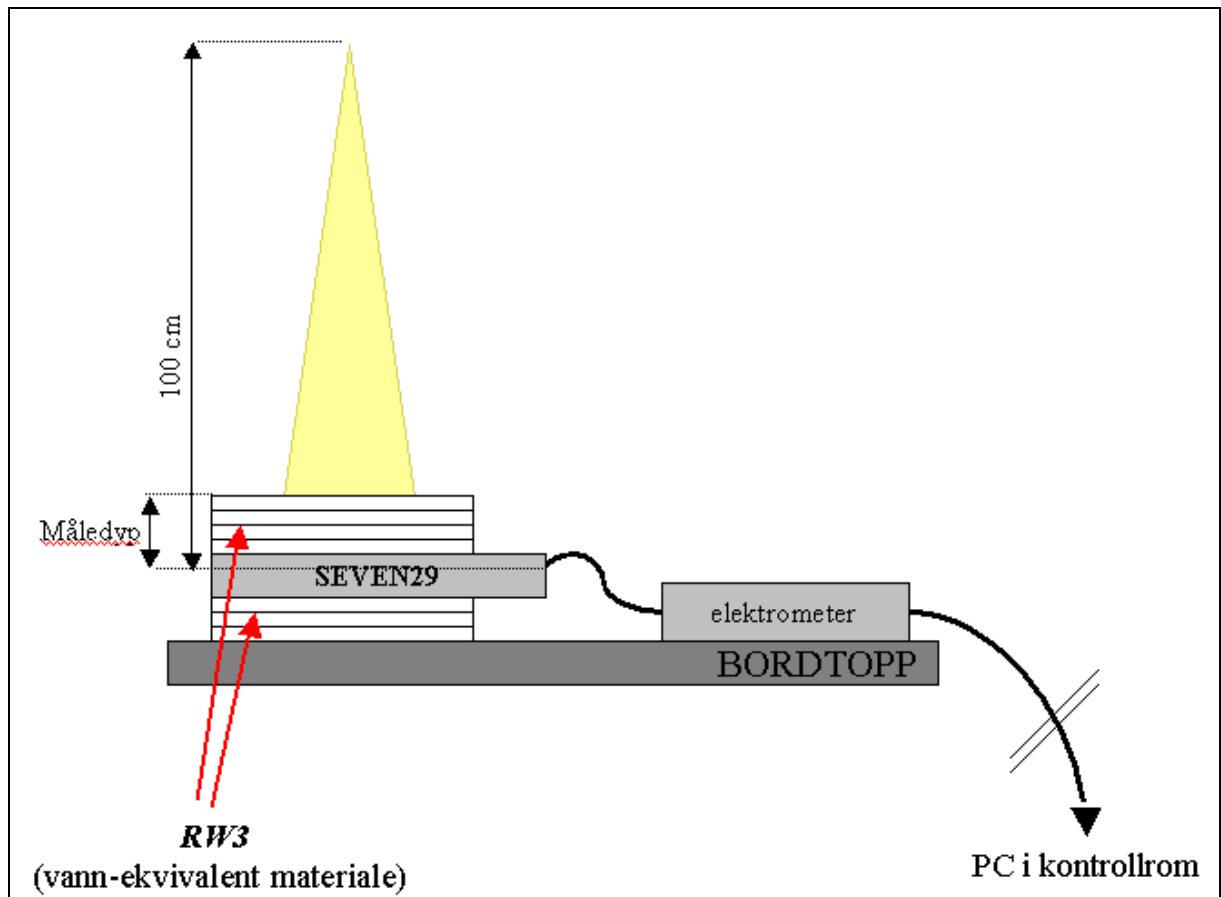


PTW Seven29

Måleplanet ligger i 5 mm dyp i arrayet. Dette planet plasseres i maskinens *isosenter*, 100cm fra strålekilden. Det betyr at avstanden fra strålekilden til arrayets overflate for første måling (uten RW3-plater) skal være 99,5 cm.

Gjør målinger i de oppgitte måledypene. Måleplanet skal alltid være i isosenter.

Arrayet gir oss målinger i 729 punkter ($=27^2$), men vi skal bare benytte en tverrprofil gjennom isosenter. Disse profilene limer vi inn i et excel-ark etter hvert. I tillegg skal dere fylle ut det vedlagte skjemaet underveis



Spørsmål:

- Hva er feltstørrelsen på overflaten av RW3-platene i de ulike oppsettene? Hva er sammenhengen mellom feltstørrelsen på fantomoverflaten og feltstørrelsen i måleplanet?
- Plott de målte profilene i samme koordinatsystem.
- Plott dose i isosenter som funksjon av måledyp. I hvilket dyp får vi den høyeste dosen? Hvordan ser denne kurven ut i forhold til dybdedosekurven dere målte i oppgave 1? Kan du tenke deg hvorfor disse kurvene ikke er like?
- Plott de målte profilene for 30, 100 og 170 mm dyp i samme koordinatsystem, normert til dosen i sentralaksen (dvs. sentralverdien for hver profil). Beskriv hvordan profilens fasong endres når dypet øker.
- Ionekamrene med posisjon ± 80 mm samsvarer med feltgrensene. Hvilken dose måler vi i disse posisjonene, relativt til dosen i sentralaksen? Hvor raskt faller dosen omkring feltgrensa i 30, 100 og 170 mm dyp?

Demonstrasjon:

- Multileaf collimator (MLC) for forming av ikke-rektangulære felt
- Dynamisk MLC for komplekse fluenser

Tabell 1: Målinger til oppgave 1

Dyp [mm]/Energi	6 MV	15 MV	9 MeV	16 MeV
1				
13				
15				
20				
25				
30				
50				
80			XXX	
150			XXX	XXX
200			XXX	XXX
250			XXX	XXX

Tabell 2: Målinger til oppgave 2

Avstand [cm]	Målinger [nC]
90	
100	
110	
120	

Tabell 3: Målinger til oppgave 3

	Måledyp	SSD	Feltstørrelse på fantomoverflate	Målt dose i isosenter [Gy]
1				
2				
3				
4				
5				
6				