



# PERANGKAT PEMBELAJARAN DAN MATERI KELAS KOLABORASI MERDEKA BELAJAR - SKEMA PRAKTIKI MENGAJAR

## Fisika Radiasi

### TIM DOSEN PENGAJAR:

Erlinda Ratnasari Putri, M.Si.

Devina Rayzy P.S.P., M.Sc.

### PRAKTIKI:

Fatimah K. Hentihu, M.Si.

PT. Nusantara Sebelas Medika -

RS. Lavalette Malang

2023



**IMPLEMENTATION OF ARRANGEMENT  
ANTARA  
PROGRAM STUDI FISIKA  
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU  
PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS MULAWARMAN  
DENGAN  
RS LAVALETTE  
TENTANG  
PELAKSANAAN PROGRAM PRAKTIKI  
MENGAJAR  
ANGKATAN 3 TAHUN 2023**



Nomor : 2922.1/UN17.7/KS/2023 (PIHAK KESATU)

Pada hari ini **Selasa**, tanggal **dua belas** bulan **September** tahun **dua ribu dua puluh tiga** (12/09/2023), yang bertanda tangan di bawah ini:

- Nama** : **Dr. Dra. Hj. Ratna Kusuma, M. Si.**  
**NIP** : 19630416 198903 2 001  
**Pangkat/Golongan** : Pembina Tingkat I / IVb  
**Jabatan** : Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
**Alamat** : Samarinda, Indonesia  
**Telepon** : 082251302220

Dalam hal ini bertindak untuk dan atas nama Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam (FMIPA Unmul), berkedudukan di Jl. Barong Tongkok No. 4 Kampus Universitas Mulawarman, Gunung Kelua Samarinda, Kalimantan Timur 75123 yang selanjutnya disebut **PIHAK KESATU**.

- Nama** : **Fatimah Kunti Hentihu, M.Si.**  
**NIP** : -  
**Pangkat/Golongan** : -  
**Jabatan** : Fisikawan Medik  
**Alamat** : Malang, Indonesia  
**Telepon** : 085330963030

Dalam hal ini bertindak sebagai Praktisi Mengajar dari PT. Nusantara Sebelas Medika – RS Lavalette, berkedudukan di Jl. W.R. Supratman No. 10, Rampal Celaket, Klojen, Kota Malang, Jawa Timur 65111 yang selanjutnya disebut **PIHAK KEDUA**.

Selanjutnya **PIHAK KESATU** dan **PIHAK KEDUA** secara Bersama-sama disebut **PARA PIHAK**. Para pihak sepakat untuk mengadakan Perjanjian Implementasi Kerjasama / Implementation Arrangement Program Praktisi Mengajar, yang diatur dalam dalam Pasal-Pasal sebagai berikut:

**PASAL 1**  
**MAKSUD DAN TUJUAN**

Kerjasama ini bertujuan untuk meningkatkan proses dan mutu pembelajaran pada mata kuliah Fisika Radiasi Program Studi Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Mulawarman.

**PASAL 2**  
**RUANG LINGKUP DAN WAKTU PELAKSANAAN**

- (1) Ruang lingkup perjanjian ini adalah pembelajaran Mata kuliah Ilmu Kesehatan **PIHAK KESATU** yang diberikan oleh **PIHAK KEDUA** sehingga mahasiswa memiliki pengalaman belajar yang lebih dinamis, kompetitif, kolaboratif, dan partisipatif untuk memperoleh pengetahuan, keterampilan, serta kompetensi yang diperlukan untuk mengembangkan kemampuan agar mampu menghadapi dinamika yang terjadi di dunia kerja, khususnya dalam bidang Fisika Medis.
- (2) Pelaksanaan Kerjasama pada semester ganjil tahun akademik 2023/2024 yang dilaksanakan selama 12 jam dengan jadwal pelaksanaan sebagai berikut:

Pertemuan Ke	Tanggal	Lama Pertemuan (jam dan menit)	Minggu Ke	Topik/ Bahan Kajian	Bentuk Pertemuan	Keterangan (Daring/ Luring)
1	20 Oktober 2023	2 jam 0 menit	X	Dosimeter Radiasi	- Kuliah - Latihan soal	Daring
2	27 Oktober 2023	2 jam 0 menit	XI	Teori Cavity	- Kuliah - Diskusi	Daring
3	3 November 2023	2 jam 0 menit	XII	Bilik Ionisasi	- Kuliah - Diskusi	Daring
4	10 November 2023	2 jam 0 menit	XIII	Kalibrasi Foton dan Elektron dengan Bilik Ionisasi	- Kuliah - Diskusi	Daring
5	17 November 2023	2 jam 0 menit	XIV	Teknik Dosimetri Relatif	- Presentasi - Diskusi	Daring
6	24 November 2023	2 jam 0 menit	XV	Teknik Dosimetri Absolut	- Presentasi - Diskusi	Daring

- (3) Kegiatan kelas kolaborasi dilaksanakan secara daring melalui *platform Zoom meeting* dan tempat kegiatan disiapkan oleh Dosen Pengampu Mata Kuliah Fisika Radiasi.

**PASAL 3  
HAK DAN KEWAJIBAN**

- (1) Hak dan Kewajiban **PIHAK KESATU** meliputi:
  - a. **PIHAK KESATU** berkewajiban memberikan fasilitas sarana dan prasarana pembelajaran agar **PIHAK KEDUA** dapat melaksanakan kewajiban.
  - b. **PIHAK KESATU** berhak mendapatkan nilai atas hasil evaluasi pembelajaran.
- (2) Hak dan Kewajiban **PIHAK KEDUA** meliputi:
  - a. **PIHAK KEDUA** berkewajiban memberikan pengalaman sebagai praktisi/ professional/ peneliti bidang Fisika Radiasi.
  - b. **PIHAK KEDUA** berkewajiban memberikan penilaian kepada mahasiswa peserta program Praktisi Mengajar.
  - c. **PIHAK KEDUA** berhak mendapat informasi terkait mekanisme pembelajaran Mata Kuliah Fisika Radiasi.

**PASAL 4  
PEMBIAYAAN**

- (1) Seluruh biaya kegiatan yang dilaksanakan pada program Praktisi Mengajar ditanggung oleh Lembaga Pengelola Dana Pendidikan (LPDP) Kementerian Keuangan Tahun Anggaran 2023.
- (2) Biaya pekerjaan adalah sebesar Rp 900.000 (Sembilan ratus ribu rupiah) per jam mengajar sebagai dosen praktisi belum termasuk pajak yang dibebankan kepada pihak kedua.
- (3) Dasar Pengenaan Pajak (DPP) dan besaran pajak yang dibebankan sesuai dengan PPH 21 dengan rincian sebagai berikut:
  - a. Non PNS NPWP : DPP 50% dengan tarif pajak sebesar 5% dari DPP
  - b. Non PNS non NPWP : DPP 50% dengan tarif pajak sebesar 6% dari DPP
  - c. PNS Golongan II NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 0% dari DPP
  - d. PNS Golongan II non NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 0% dari DPP
  - e. PNS Golongan III NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 5% dari DPP
  - f. PNS Golongan III non NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 6% dari DPP
  - g. PNS Golongan IV NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 15% dari DPP
  - h. PNS Golongan IV non NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 18% dari DPP
  - i. WNA non NPWP : DPP 100% dengan tarif pajak sebesar 20% dari DPP
- (4) Pembayaran biaya pekerjaan sebagaimana dimaksud pada Pasal 4 ayat (2) akan dilakukan oleh **PIHAK KESATU** kepada **PIHAK KEDUA** secara sekaligus sebesar **Rp 10.800.000 (sepuluh juta delapan ratus ribu rupiah)** dan dipotong pajak 5% menjadi sebesar **Rp. 10.530.000 (Sepuluh juta lima ratus tiga puluh ribu rupiah)**.
- (5) Biaya pekerjaan dibayarkan setelah menyerahkan / menyelesaikan kelas kolaborasi Semester Ganjil 2023/2024, yang dinyatakan dengan terselesaikannya output yang diharapkan, laporan akhir kelas kolaborasi dan *logbook* Penyelesaian yang disetujui oleh **PIHAK KESATU**.
- (6) Pembayaran oleh **PIHAK KESATU** kepada **PIHAK KEDUA** dilakukan melalui:

Nama Rekening	: Fatimah Kunti Hentihu
Nomor Rekening	: 1742 0100 1359 508
Nama Bank	: Bank Rakyat Indonesia

**PASAL 5  
JANGKA WAKTU**

- (1) Perjanjian ini berlaku untuk jangka waktu 1 (satu) semester, terhitung sejak ditandatanganinya Perjanjian ini, dan dapat diperpanjang berdasarkan kesepakatan **PARA PIHAK**.
- (2) Dalam hal salah satu **PIHAK** bermaksud memperpanjang jangka waktu sebagaimana dimaksud dalam ayat (1) di atas, maka **PIHAK** tersebut wajib memberitahukan kepada **PIHAK** lainnya selambat-lambatnya dalam jangka waktu 1 (satu) bulan sebelum berakhirnya jangka waktu Perjanjian ini.
  - a. Jangka waktu pelaksanaan pekerjaan Kegiatan Praktisi Mengajar Angkatan 3 Tahun 2023 ini ditetapkan selama 12 Jam yang dimulai pada tanggal 15 September 2023 sampai 15 Desember 2023.
  - b. Jangka waktu Rancangan Pelaksanaan Kegiatan ini sejak ditandatanganinya Perjanjian ini sampai dengan 14 hari setelah selesai penyelenggaraan kegiatan praktisi mengajar.
  - c. Laporan kegiatan diselesaikan maksimal 14 hari setelah selesai pelaksanaan kegiatan praktisi mengajar.

**PASAL 5  
PERSELISIHAN**

- (1) Apabila dikemudian hari terjadi perselisihan di antara **PARA PIHAK** dalam melaksanakan perjanjian ini, penyelesaian perselisihan dilakukan secara musyawarah untuk mufakat.
- (2) Apabila dengan cara sebagaimana dimaksud pada ayat (1) tidak dapat diselesaikan, maka **PARA PIHAK** sepakat untuk menyelesaikannya melalui Pengadilan.

**PASAL 6  
FORCE MAJEURE**

- (1) Untuk keperluan perjanjian ini, Keadaan kahar (*force majeure*) adalah keadaan yang terjadi di luar kekuasaan atau kemampuan manusia yang dapat menghambat, menunda, dan/atau menghentikan secara paksa satu atau lebih kegiatan praktisi, antara lain:
  - a. meninggal dunia
  - b. cacat total tetap, atau
  - c. bencana, baik bencana alam maupun sosial.
- (2) Tidak satu pihak pun bertanggung jawab atas kerugian yang di derita oleh pihak lainnya yang disebabkan oleh force majeure.
- (3) Pelaksanaan kewajiban suatu pihak yang terkena force majeure patut ditangguhkan sepanjang dan untuk jangka waktu selama pelaksanaan tersebut terhambat force majeure.

**PASAL 7  
PEMBATALAN**

Perjanjian ini akan dibatalkan apabila:

1. **PIHAK KEDUA** menderita sakit yang berakibat tidak dapat melakukan tugas dan tanggung jawab yang telah disepakati.
2. **PIHAK KEDUA** meninggal dunia.
3. Kelas kolaborasi tidak terlaksana sama sekali.

**PASAL 8  
LAIN-LAIN**

- (1) Hal-hal yang dianggap perlu dan belum diatur di dalam Implementation of Arrangement ini akan diatur dan ditetapkan oleh **PARA PIHAK** dengan (addendum) yang akan menjadi bagian yang tidak terpisahkan dan mempunyai kekuatan hukum yang sama dengan Implementation of Arrangement ini.
- (2) Apabila terdapat perbedaan penafsiran dalam pelaksanaan Implementation of Arrangement ini, maka penyelesaiannya dilakukan bersama-sama dengan cara musyawarah untuk mufakat oleh **PARA PIHAK**.

**PASAL 9  
PENUTUP**

Implementation of Arrangement ini dibuat dan ditandatangani oleh **PARA PIHAK** dalam rangkap 2 (dua) masing-masing bermeterai cukup, dibubuhi cap serta mempunyai kekuatan hukum dan mengikat untuk **PARA PIHAK**.



**Dr. Dra. Hj. Ratna Kusuma, M. Si**  
Dekan Fakultas Matematika dan Ilmu  
Pengetahuan Alam  
Universitas Mulawarman

Malang, 12 September 2023  
**PIHAK KEDUA,**

**Fatimah Kunti Hentihu, M.Si.**  
Fisikawan Medik  
RS Lavalette



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
JURUSAN FISIKA  
PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok.	:	
Tgl. Terbit	:	
No. Revisi	:	
Hal	:	1/13

**RENCANA PEMBELAJARAN SEMESTER (RPS)**

Perguruan Tinggi : Universitas Mulawarman  
Fakultas : Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Program Studi : F i s i k a  
Mata Kuliah : Fisika Radiasi  
Kode Mata Kuliah : 190704603P055  
Semester/sks : V (lima) / 3 SKS  
Mata Kuliah Prasyarat: F i s i k a M o d e r n  
Nama Dosen : Erlinda Ratnasari Putri, S.Si., M.Si. dan Devina Rayzy Perwitasari Sutaji Putri, S.Si., M.Sc.

**A. Capaian Pembelajaran Lulusan (CPL)/*Program Learning Outcomes* (PLO) pada mata kuliah ini adalah:**

- (1) Memiliki pengetahuan tentang konsep-konsep dan azas-azas pokok fisika klasik dan fisika modern untuk pemecahan masalah suatu sistem fisis (PLO10)
- (2) Memiliki pengetahuan tentang konsep-konsep dan azas-azas pokok fisika serta teknologi untuk penerapannya pada bidang keahlian tertentu, seperti: fisika teori, fisika material, fisika elektronika dan instrumentasi, fisika medik, geofisika dan oseanografi fisis (PLO11).

**B. Capaian Pembelajaran Mata Kuliah (CPMK)/ *Course Outcome***

Mahasiswa diharapkan mampu menjelaskan prinsip dasar dan teori fisika yang berhubungan dengan radiologi.

**C. Deskripsi Mata Kuliah:**

Mata kuliah ini merupakan mata kuliah kunci pada peminatan Fisika Medik. Mata kuliah ini memberikan pengetahuan kepada mahasiswa mengenai prinsip Fisika di bidang radiologi.



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
JURUSAN FISIKA  
PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok.	:	
Tgl. Terbit	:	
No. Revisi	:	
Hal	:	1/13

**D. Daftar Referensi:**

1. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: Handbook for Teacher and Student*. (IAEA, 2005)
2. F. H. Attix. *Introduction of Radiological Physics and Radiation Dosimetry* (John Willey and Sons, New York, NY, 1986)
3. H. E. Johns and J. R. Cunningham. *The Physics of Radiology*, 4<sup>th</sup> ed. (Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1983)
4. Metcalfe, et al, *The Physics of Radiotherapy X-rays and Electron*. (Medical Physics Publishing, 2007)
5. J. F. Knoll. *Radiation Detection and Measurement*. 3<sup>rd</sup>. ed. (John Willey and Sons, New York, NY, 2000).



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
 JURUSAN FISIKA  
 PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok.	:
Tgl. Terbit	:
No. Revisi	:
Hal	: 1/13

**FISIKA RADIASI**

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
1	Memahami dan menjelaskan pengertian dan klasifikasi radiasi (C3).	Menjelaskan besaran dan unit dalam fisika radiasi, tipe dan sumber radiasi pengion langsung dan tidak langsung, deskripsi medan radiasi pengion, dan efek radiasi terhadap manusia.	Klasifikasi radiasi	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, aktif melakukan proses penurunan rumusan, dan mampu menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui observasi</li> <li>• Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi (indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas)</li> <li>• Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban)</li> <li>• Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)</li> </ul>	7 %	100 menit	1, 2, 3, 4, dan 5



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
**JURUSAN FISIKA**  
**PROGRAM STUDI FISIKA**

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
2,3	Memahami menjelaskan besaran radiasi dan satuannya (C3).	Menjelaskan besaran dan unit untuk menyatakan medan radiasi (Fluens dan laju fluens; Energi fluens dan laju energi fluens) juga besaran dan unit untuk menyatakan interaksi dengan materi meliputi : Kerma, kerma tumbukan, kerma radiatif, Dosis absorpsi, Aktivitas, Energi transfer, energi transfer neto, energi yang diberikan pada materi dan Dosis ekuivalen, dan faktor kualitas paparan.	Besaran dan satuan radiasi	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya Jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui observasi</li> <li>• Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi (indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas)</li> <li>• Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban)</li> <li>• Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)</li> </ul>	7 %	100 menit	1, 2, 3, 4, dan 5



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
**JURUSAN FISIKA**  
**PROGRAM STUDI FISIKA**

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
4,5	Memahami dan menjelaskan atenuasi eksponensial (C2).	Menjelaskan atenuasi eksponensial sederhana: <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>Half value layer</i> (HVL), <i>tenth value layer</i> (TVL), koefisien atenuasi, penampang lintang interaksi</li> <li>• Atenuasi berkas sempit dan berkas lebar</li> <li>• Faktor <i>buildup</i></li> <li>• Efek spektral dalam atenuasi, penguatan dan pelemahan berkas</li> <li>• Teori resiproisitas</li> <li>• Koefisien transfer energi</li> <li>• koefisien absorpsi energi</li> <li>• Kalkulasi dosis absorpsi dalam interaksi berkas foton</li> </ul>	Atenuasi eksponensial	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui observasi</li> <li>• Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi (indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas)</li> <li>• Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban)</li> <li>• Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)</li> </ul>	7 %	100 menit	1, 2, 3, dan 4
6,7	Menjelaskan radiasi pengion langsung dan tidak langsung (C3).	Menjelaskan mengenai: <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Radiasi pengion tidak langsung:               <ul style="list-style-type: none"> <li>- Transisi sinar X,</li> </ul> </li> </ol>	Radiasi pengion langsung dan tidak langsung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu menjelaskan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi</li> </ul>	8 %	100 menit	1, 2, 3, dan 4



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
 JURUSAN FISIKA  
 PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
		radiasi karakteristik, ionisasi dan eksitasi - Hukum Moseley, Spektrum sinar X, - Radiasi dari partikel bermuatan yang dipercepat, pembentukan <i>bremstrahlung</i> , - Target sinar X, <i>bremstrahlung</i> yang dihasilkan - Kualitas berkas dan pemberian <i>filter</i> - Deposisi energi dalam jaringan oleh berkas foton. 2. Radiasi pengion langsung - Jenis berkas partikel bermuatan yang dipakai untuk keperluan klinik - Sumber berkas partikel bermuatan - Deposisi energi dalam jaringan oleh berkas partikel bermuatan			makna fisis dari setiap rumusan	observasi • Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas	(indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas) • Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan/ tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban) • Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)			
8	<b>UTS</b>									
9,10,11	Menjelaskan interaksi radiasi dan materi (C3).	Menjelaskan mengenai: 1. Interaksi foton dengan materi a. Hamburan	Interaksi radiasi dengan materi	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi</li> </ul>	7 %	100 menit	1, 2, 3, 4, dan 5



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
**JURUSAN FISIKA**  
**PROGRAM STUDI FISIKA**

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
		Thomson b. Hamburan Rayleigh c. Efek foto listrik d. Hamburan Compton e. Produksi pasangan, pembentukan triplet f. Reaksi fotonuklir g. Efek individu yang relatif dominan h. Efek yang mengikuti interaksi individual foton fluoresensi yang dihasilkan, efek Auger. i. Kontribusi efek individu pada koefisien atenuasi, koefisien energi transfer, dan koefisien absorpsi energi. 2. Interaksi radiasi pengion langsung dengan materi a. Daya henti (tumbukan dan			menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	sikap melalui observasi • Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas	(indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas) • Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban) Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)			



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
**JURUSAN FISIKA**  
**PROGRAM STUDI FISIKA**

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
		radiatif), daya hambur, jangkauan, <i>stragling</i> b. Daya henti terbatas, transfer energi linear c. Interaksi elektron orbital d. Interaksi nuklir e. Kalkulasi dosis absorpsi dalam interaksi dengan partikel bermuatan								
12,13	Menjelaskan peluruhan radioaktif (C3).	Menjelaskan konstanta peluruhan total dan parsial, unit aktivitas, waktu hidup rata-rata dan waktu paroh, hubungan anak-induk, keseimbangan transien dan sekular, <i>harvesting of daughter product</i> , radioaktivasi oleh interaksi inti, konstanta laju paparan dan konstanta laju kerma udara.	Peluruhan radioaktif	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui observasi</li> <li>• Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi (indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas)</li> <li>• Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan /</li> </ul>	7%	100 menit	1, 2, 3, dan 4



**KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN**  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
 JURUSAN FISIKA  
 PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok. :  
 Tgl. Terbit :  
 No. Revisi :  
 Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
							jawaban) • Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan, ketepatan waktu pengumpulan tugas)			
14,15	Menjelaskan partikel bermuatan dan keseimbangan radiasi (C2).	Menjelaskan keseimbangan radiasi, <i>charged particle equilibrium</i> (CPE), hubungan antara dosis absorpsi, kerma tumbukan, dan paparan pada CPE, kondisi kegagalan CPE, <i>Transient CPE</i> .	Partikel bermuatan dan keseimbangan radiasi	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ceramah</li> <li>• Diskusi</li> <li>• Tanya-jawab</li> <li>• Pemberian tugas</li> </ul>	Mendengarkan penjelasan dosen, berdiskusi, dan mampu menjelaskan makna fisis dari setiap rumusan	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Penilaian proses melalui observasi dan penugasan</li> <li>• Penilaian sikap melalui observasi</li> <li>• Penilaian produk berupa hasil eksplorasi tentang materi yang sedang dibahas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kemampuan komunikasi dalam melakukan presentasi (indikator: penguasaan materi, kemampuan menjelaskan, kemampuan menggunakan media, penguasaan dan pengelolaan kelas)</li> <li>• Keaktifan (indikator: jumlah pertanyaan / tanggapan, kualitas pertanyaan, ketepatan tanggapan / jawaban)</li> <li>• Kedisiplinan (kesungguhan dalam mengikuti perkuliahan,</li> </ul>	7 %	100 menit	1, 2, 3, dan 4



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
JURUSAN FISIKA  
PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok. :

Tgl. Terbit :

No. Revisi :

Hal : 1/13

Pertemuan Ke	Kemampuan khusus (Sub-CPMK)	Indikator	Materi Pokok	Metode /Model Pembelajaran	Pengalaman Belajar	Penilaian		Bobot	Waktu	Referensi
						Jenis	Kriteria			
							ketepatan waktu pengumpulan tugas)			
16	UAS									

Tugas mahasiswa dan penilaiannya:

- |                   |     |
|-------------------|-----|
| 1. Kuis           | 10% |
| 2. Tugas Kelompok | 25% |
| 3. UTS            | 30% |
| 4. UAS            | 35% |

Mengetahui,  
Koordinator Program Studi Fisika

**Dr. Rahmawati Munir, M.Si.**  
NIP. 19801201 200604 2 001

Samarinda, 14 Juli 2023

Dosen Pengampu/ Penanggungjawab MK

**Erlinda Ratnasari Putri, S.Si., M.Si.**  
NIP. 19930317 202012 2 019



KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN  
**UNIVERSITAS MULAWARMAN**  
JURUSAN FISIKA  
PROGRAM STUDI FISIKA

No. Dok. :

Tgl. Terbit :

No. Revisi :

Hal : 1/13

# DOSIMETRI RADIASI

PRAKTISI MENGAJAR: FISIKA RADIASI

Fatimah Kunti Hentihu, M.Si

# Overview: Besaran dan satuan radiasi

1. Fluens

$$\Phi = \frac{dN}{dA} = \frac{\text{jumlah foton}}{\text{luas}}$$

2. Laju fluens

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{\text{jumlah foton}}{\text{waktu} \times \text{luas}}$$

3. Fluens energi

$$\Psi = \frac{dN E}{dA} = \frac{\text{energi}}{\text{luas}}$$

4. Laju fluens energi

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{\text{energi}}{\text{waktu} \times \text{luas}}$$

## Kerma:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \left[ \frac{\text{energi}}{\text{massa}} \right]$$

- *"kinetic energy released in material"* atau **"energi kinetik per satuan massa dirilis"**.
- kuantitas non stokastik berlaku untuk radiasi pengion tidak langsung.

## Cema:

$$C = \frac{dE_C}{dm}$$

*converted energy per unit mass,*  
yang dipakai untuk radiasi pengion langsung

# Dosis serap/absorpsi:

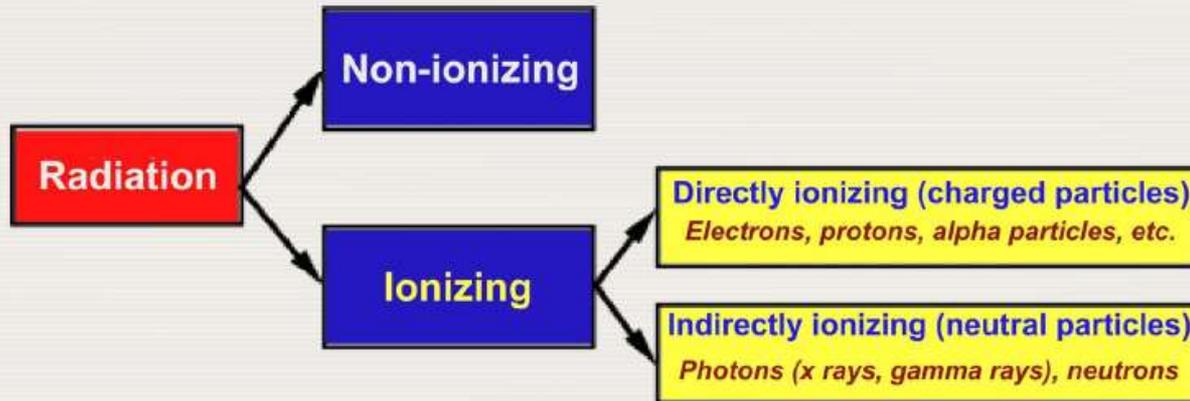
$$D = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \left[ \frac{\text{energi}}{\text{massa}} \right]$$

- Besaran yang paling sering digunakan dalam praktik fisika medis
- Memiliki satuan SI Gray (Gy) = Joule/kg
- Dosis absorpsi adalah energi yang diberikan kepada medium, digunakan untuk ionisasi dan eksitasi sepanjang lintasan elektron

## 2.2 RADIATION FIELD OR RADIOMETRIC QUANTITIES

### 2.2.1 Radiation Field

- Ionizing radiation may simply consist of various types of particles, e.g. photons, electrons, neutrons, protons, etc. From Chapter 1 we know:



## 2.2 RADIATION FIELD OR RADIOMETRIC QUANTITIES

### 2.2.1 Radiation Field

- ❑ The term radiation field is a very general term that is used to characterize in a quantitative way the radiation in space consisting of particles.
  
- ❑ There are two very general quantities associated with a radiation field:
  - the **number**,  $N$  of particles
  - the **energy**,  $R$  transported by the particles (which is also denoted as the radiant energy)

## 2.2 RADIATION FIELD OR RADIOMETRIC QUANTITIES

### 2.2.1 Radiation Field

**ICRU-Definition of particle number:**

The **particle number  $N$**  is the number of particles that are emitted, transferred, or received. Unit: 1

**ICRU-Definition of radiant energy:**

The **radiant energy  $R$**  is the energy (excluding rest energy) of particles that are emitted, transferred, or received. Unit: J

For particles of energy  $E$  (excluding rest energy):

$$R = E \cdot N$$

## 3.1 INTRODUCTION

### Historical Development of Dosimetry: Some highlights

- 1925:** First International Congress for Radiology in London.  
Foundation of "**International Commission on Radiation Units and Measurement**" (ICRU)
- 1928:** Second International Congress for Radiology in Stockholm.  
Definition of the unit "Roentgen" to identify the intensity of radiation by the number of ion pairs formed in air.
- 1937:** Fifth International Congress for Radiology in Chicago.  
New definition of Roentgen as the unit of the **quantity "Exposure"**.

## 3.1 INTRODUCTION

### Definition of Exposure and Roentgen

- ❑ Exposure is the quotient of  $\Delta Q$  by  $\Delta m$  where
  - $\Delta Q$  is the sum of the electrical charges on all the ions of one sign produced in air, liberated by photons in a volume element of air and completely stopped in air
  - $\Delta m$  is the mass of the volume element of air
- ❑ The special unit of exposure is the roentgen (R).
  - It is applicable only for photon energies below 3 MeV,
  - and only for the interaction between those photons and air.
- ❑ 1 R is the charge of either sign of  $2.58 \times 10^{-4}$  C produced in 1 kg of air.

## 3.1 INTRODUCTION

### Historical Development of Dosimetry

**1950:** Definition of the dosimetric quantity

**absorbed dose**

as absorbed energy per mass.

The rad is the special unit of absorbed dose:

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ J/kg}$$

**1975:** Definition of the new **SI-Unit Gray (Gy)** for the quantity absorbed dose:

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$$

### **A. What is Radiation Dosimetry?**

Strictly, radiation dosimetry (or simply “dosimetry”) deals with the measurement of the absorbed dose or dose rate resulting from the interaction of ionizing radiation with matter. More broadly it refers to the *determination* (i.e., by measurement or calculation) of these quantities, as well as any of the other radiologically relevant quantities such as exposure, kerma, fluence, dose equivalent, energy imparted, and so on. One often measures one quantity (usually the absorbed dose) and derives another from it through calculations based on the previously defined relationships. Energy spectrometry of ionizing radiations is a separate undertaking, but is often carried out in connection with a dosimetry problem, and may then be considered an integral part of it.

### **B. What is a Dosimeter?**

A *dosimeter* can be defined generally as any device that is capable of providing a reading  $r$  that is a measure of the absorbed dose  $D_g$  deposited in its *sensitive volume*  $V$  by ionizing radiation. If the dose is not homogeneous throughout the sensitive volume, then  $r$

## 3.1 INTRODUCTION

### General Requirements for Dosimeters

- ❑ A **dosimeter** is a device that measures directly or indirectly
  - exposure
  - kerma
  - absorbed dose
  - equivalent dose
  - or other related quantities.
  
- ❑ The dosimeter along with its reader is referred to as a **dosimetry system**.

## 3.1 INTRODUCTION

A **useful** dosimeter exhibits the following **properties**:

- High accuracy and precision
- Linearity of signal with dose over a wide range
- Small dose and dose rate dependence
- Flat Energy response
- Small directional dependence
- High spatial resolution
- Large dynamic range

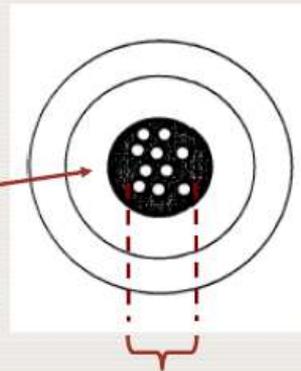
## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.1 Accuracy and precision

**Accuracy** specifies the proximity of the mean value of a measurement to the true value.

**Precision** specifies the degree of reproducibility of a measurement.

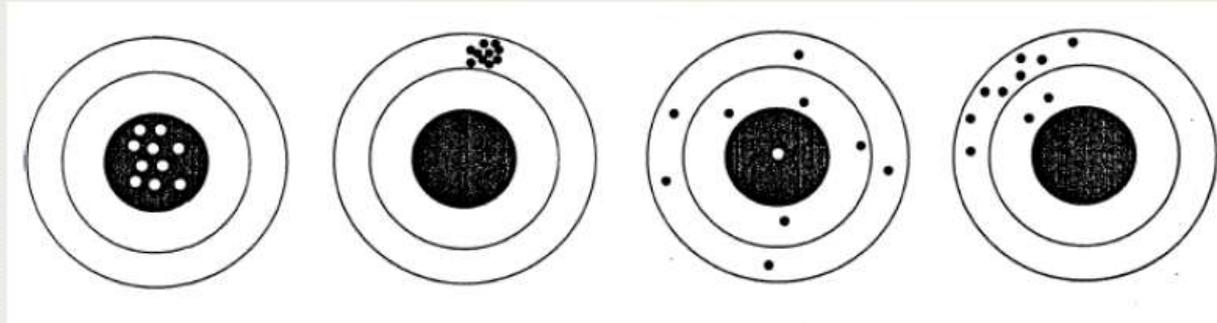
**Note:**  
High precision is equivalent  
to a small standard deviation.



## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.1 Accuracy and precision

Examples for use of precision and accuracy:



high precision  
high accuracy

high precision  
low accuracy

low precision  
high accuracy

low precision  
low accuracy

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.1 Accuracy and precision

Note: The accuracy and precision associated with a measurement is often expressed in terms of its

**uncertainty.**

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

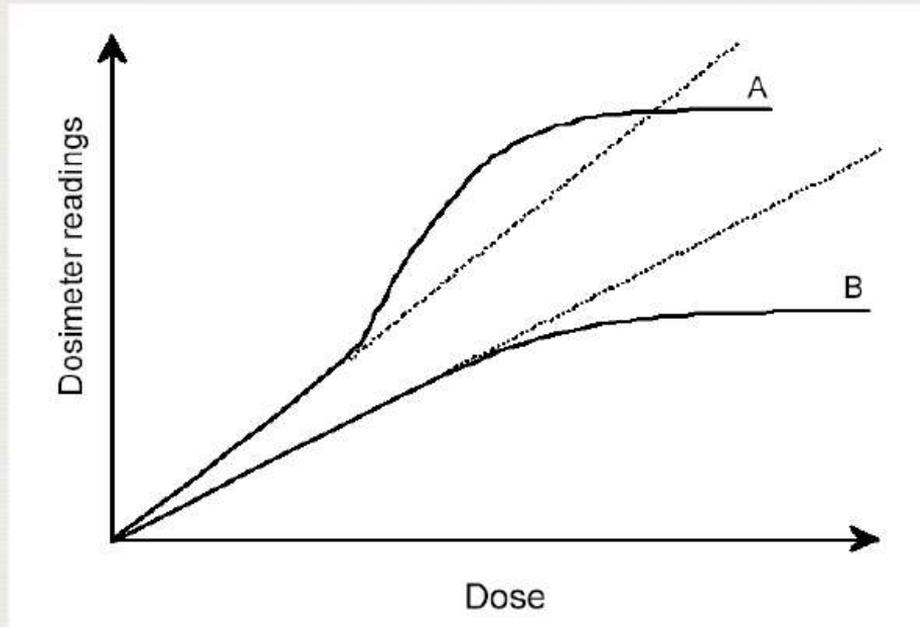
### 3.2.2 Linearity

- The dosimeter reading should be linearly proportional to the dosimetric quantity.
- Beyond a certain range, usually a non-linearity sets in.
- This effect depends on the type of dosimeter.

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.2 Linearity

#### Two possible cases



#### Case A:

- linearity
- supralinearity
- saturation

#### Case B:

- linearity
- saturation

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.3 Dose rate dependence

□  $M/D$  may be called the response of a dosimeter system

□ When an integrated response  $M = \int \frac{M}{D} \frac{dD}{dt} dt$

is measured, the dosimetric quantity should be independent of the dose rate  $dD/dt$  of the quantity.

□ Other formulation:

The response  $M/D$  should be constant for different dose rates  $(dD/dt)_1$  and  $(dD/dt)_2$ .

$$M = \frac{M}{D} \int \frac{dD}{dt} dt$$

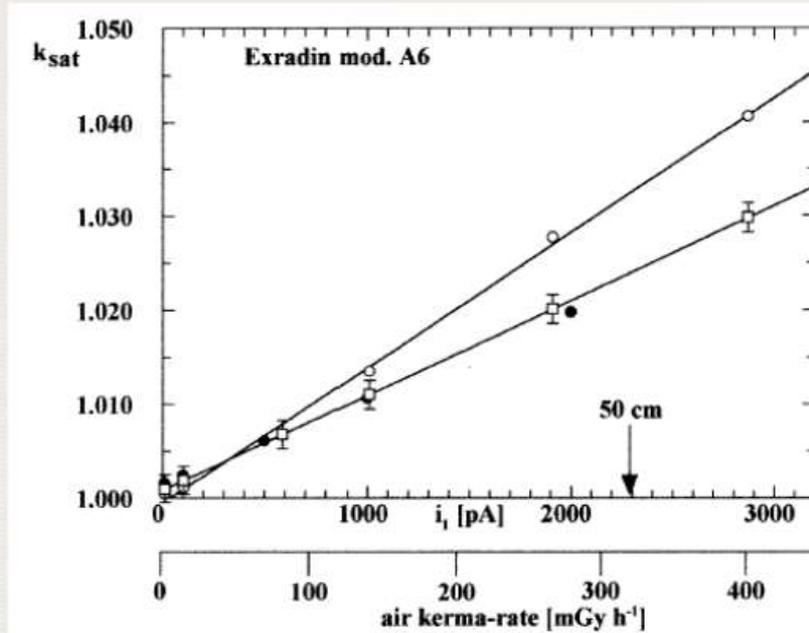
## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.3 Dose rate dependence

*Example:*

The ion recombination effect is dose rate dependent.

This dependence can be taken into account by a correction factor that is a function of dose rate.



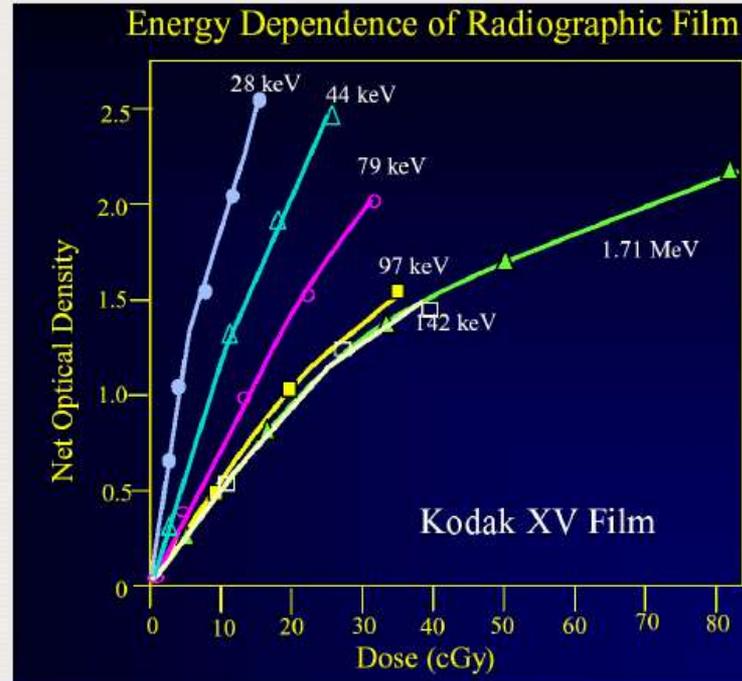
## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.4 Energy dependence

The response of a dosimetric system is generally a function of the radiation energy.

*Example 1:*

Energy dependence of film dosimetry.



## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.4 Energy dependence

- The term "radiation quality" is frequently used to express a specific distribution of the energy of radiation.
- Therefore, dependence on energy can also be called **dependence on radiation quality**
- Since calibration is done at a specified beam quality, a reading should generally be corrected if the user's beam quality is not identical to the calibration beam quality.

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.4 Energy dependence

#### □ *Example 2:*

A well known example of energy dependence is the determination of absorbed dose by an ionization chamber calibrated in terms of absorbed dose to water in a calibration radiation quality (usually  $^{60}\text{Co}$  beam)

- The determination of absorbed dose in a user beam - different from a  $^{60}\text{Co}$  beam - requires a **quality correction factor**

quality correction factor

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_Q$$

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.5 Directional dependence

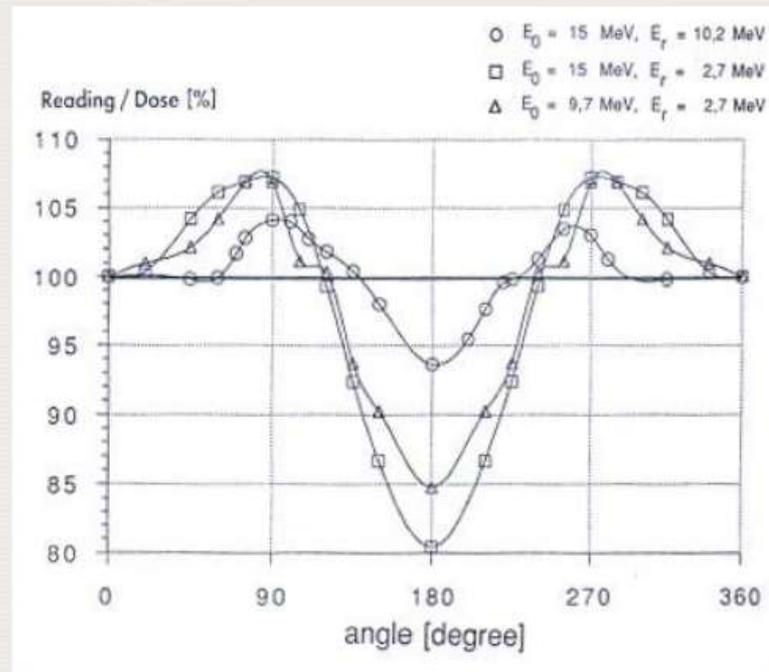
- ❑ The variation in response as a function of the angle of the incidence of the radiation is called the **directional dependence** of a dosimeter.
- ❑ Due to construction details and physical size, dosimeters usually exhibit a certain directional dependence.

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.5 Directional dependence

*Example:*

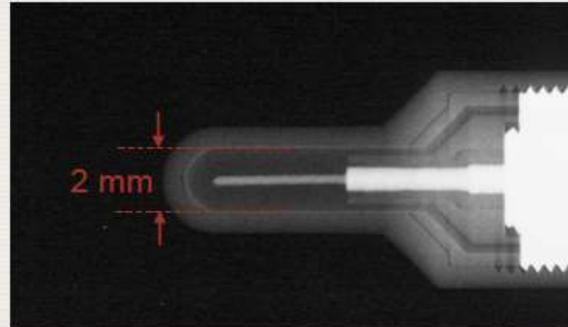
Directional dependence of a plane-parallel ionization chamber



## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.6 Spatial resolution and physical size

- ❑ The quantity absorbed dose is a point quantity
- ❑ Ideal measurement requires a point-like detector
- ❑ Examples that approximate a 'point' measurement are:
  - TLD
  - film, gel, where the 'point' is defined by the resolution of the read-out system)
  - pin-point micro-chamber



## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.6 Spatial resolution and physical size

- ❑ Ionization chamber-type dosimeters normally have a larger finite size.
  - Measurement result corresponds to the integral over the sensitive volume.
  - Measurement result can be attributed to a point within the volume referred to as  
**effective point of measurement.**
  - Measurement at a specific point requires **positioning of the effective point** of measurement at this point.

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.7 Convenience of use

- Ionization chambers are **re-usable** with no or little change in sensitivity.
- Semiconductor dosimeters are re-usable but with a gradual loss of sensitivity.
- Some dosimeters are **not re-usable** at all:
  - film
  - gel
  - alanine
- Some dosimeters measure dose distribution in a single exposure:
  - films
  - gels

## 3.2 PROPERTIES OF DOSIMETERS

### 3.2.7 Convenience of use

- Re-usable dosimeters that are rugged and handling does not influence their sensitivity are:
  - ionization chambers
  - (exception: ionization chambers with graphite wall)
  
- Re-usable dosimeters that are sensitive to handling are:
  - TLDs

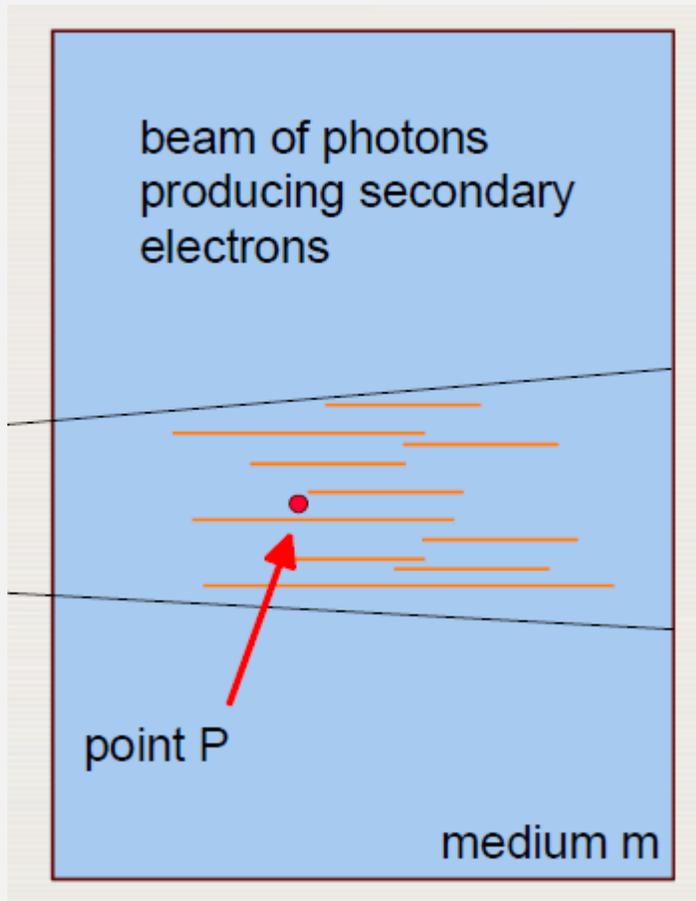


# TEORI CAVITY

PRAKTISI MENGAJAR: FISIKA RADIASI

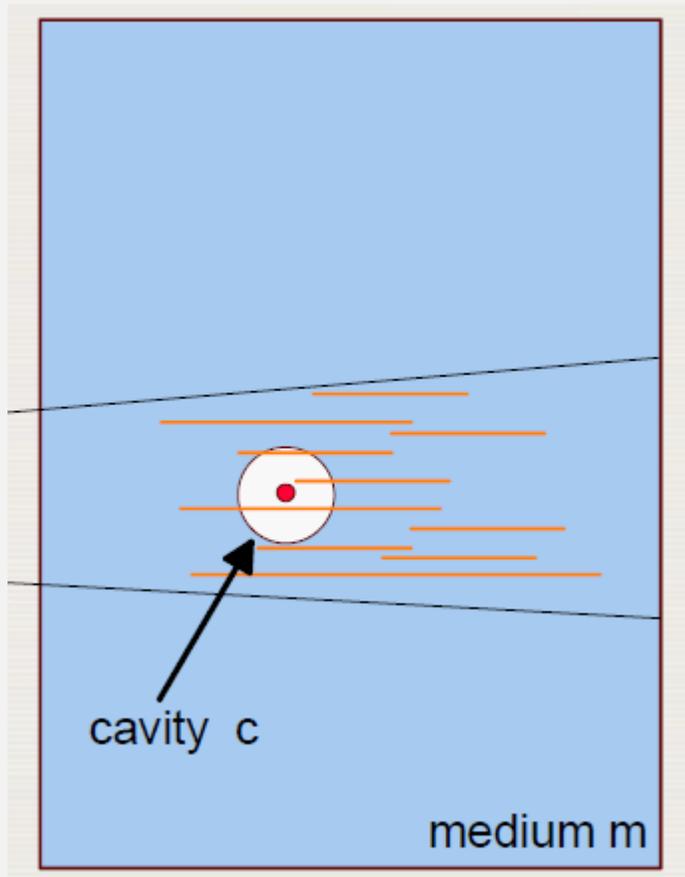
Fatimah Kunti Hentihu, M.Si

27 Oktober 2023



- Sebuah titik P pada medium m, dalam area radiasi berkas foton
- Maka dosis serap pada titik P dapat dihitung menggunakan persamaan berikut:

$$D_{\text{med}}(\mathbf{P}) = \Phi \cdot \left( \frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{\text{med}}$$



- Untuk **mengukur** dosis serap pada titik P, digunakan alat yang sensitive terhadap radiasi (dosimeter) pada medium
- Media sensitive pada dosimeter kemudian disebut dengan "cavity"
- Umumnya, material cavity tidak sama dengan material medium **m**

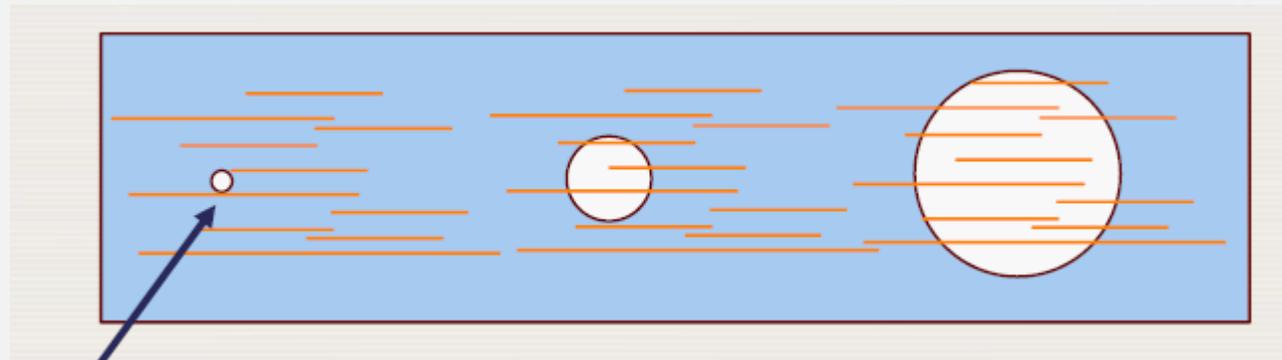
- Dosis serap pada keseluruhan volume cavity dapat diperoleh melalui persamaan berikut

$$D_{cav} = \int_{V_{cav}} \int_{E=0}^{E_{max}} \Phi_{E,r}(E,r) \frac{S_{cav}(E)}{\rho} dE dr$$

- Jika material cavity berbeda dengan medium, maka dosis serap di cavity akan berbedan dengan dosis serap di medium pada titik P

$$D_{cav} \neq D_{med}(P)$$

- Ukuran cavity dibedakan menjadi kecil, intermediat atau besar bila dibandingkan dengan range partikel bermuatan sekunder yang terbentuk dari interaksi foton dengan medium



- Ketika range electron sekunder lebih besar daripada ukuran cavity maka cavity termasuk kategori kecil

- Untuk menentukan Dosis Medium dari Dosis Cavity, terdapat beberapa teori yang dikembangkan berdasarkan ukuran cavity
- Untuk *small cavity* : Bragg-Grag Theory, Spencer Attix Theory
- Untuk Intermediate cavity : Burlin Theory

# Bragg-Gray Cavity Theory

- Merupakan teori cavity pertama yang dikembangkan untuk memberikan hubungan antara dosis serap pada cavity dengan dosis serap pada medium
- Teori ini dapat diaplikasikan berdasarkan 2 kondisi:
  1. Ukuran cavity harus **lebih kecil** bila dibandingkan dengan range electron sekunder, sehingga keberadaan cavity tidak mengganggu fluence electron pada medium

# Bragg-Gray Cavity Theory

- Hasil dari kondisi (1) adalah fluence electron hamper sama dan seimbang disbanding dengan kesetimbangan fluence yang terbentuk pada sekeliling medium
- Oleh karena itu, kondisi ini hanya valid pada area charged particle equilibrium atau transient charged particle equilibrium. Keberadaan cavity akan menyebabkan fluence perturbation, sehingga akan diperlukan perturbation correction factor

# Bragg-Gray Cavity Theory

2. Kondisi (2) : dosis serap pada cavity diberikan oleh electron yang melewati cavity sehingga:

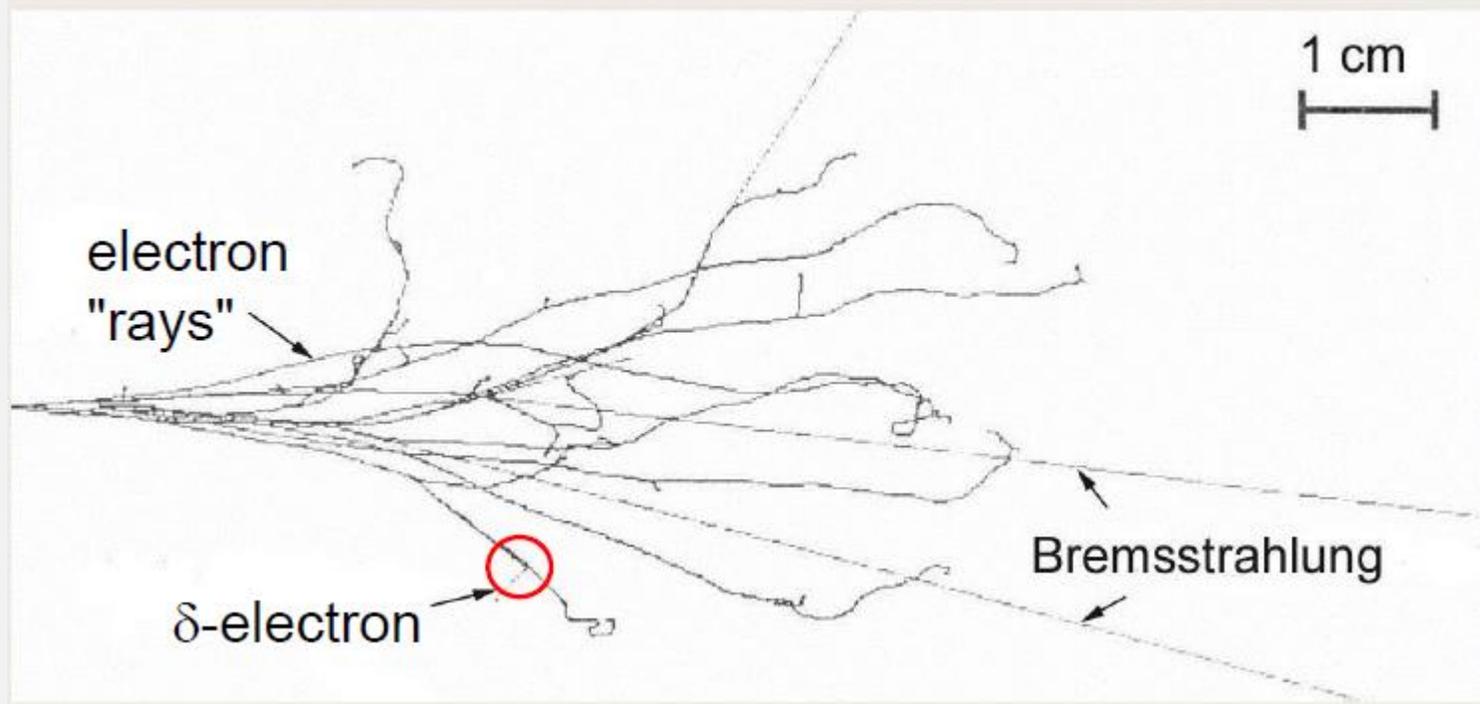
- Interaksi foton dalam cavity diabaikan
- Semua electron yang berkontribusi pada dosis serap dalam cavity dihasilkan di luar cavity dan seluruhnya melewati cavity
- Tidak ada electron sekunder yang dihasilkan dalam cavity dan tidak ada electron sekunder yang “berhenti” dalam cavity

## **Bragg- Gray Cavity Theory**

Dosis serap pada titik P dalam medium dapat diperoleh dengan mengukur dosis serap di cavity dan mengalikan dengan rasio stopping power medium dan cavity

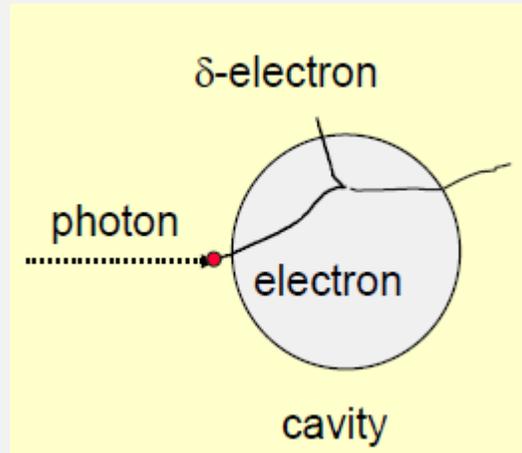
# Spencer - Attix Cavity Theory

- Teori Bragg-gray tidak mempertimbangkan electron delta yang dihasilkan dari interaksi electron sekunder dengan cavity



# Spencer - Attix Cavity Theory

- Beberapa delta electron tersebut dapat memiliki energi yang cukup besar hingga dapat melewati cavity



Kejadian tersebut akan mengurangi dosis serap dalam cavity dan memerlukan modifikasi stopping power electron pada gas

# Spencer - Attix Cavity Theory

- Spencer-attix juga valid berdasarkan 2 kondisi pada teori bragg-gray. Kemudian ditambah dengan kondisi keberadaan electron delta

# Burlin Cavity Theory

---

- Teori burlin menambahkan **teknik pembobotan (weighting technique)** pada teori bragg-gray dan spencer attix untuk digunakan pada cavity dengan ukuran intermediate

# Burlin Cavity Theory

- Kondisi-kondisi yang diperlukan untuk menerapkan teori Burlin:
  1. Sekitar medium dan cavity bersifat homogen
  2. Medan foton homogen diseluruh area medium dan cavity
  3. Kesetimbangan partikel bermuatan terjadi di semua titik dalam medium dan cavity yang berada lebih jauh dari jangkauan elektron maksimum dari batas cavity
  4. Spektrum kesetimbangan elektron sekunder yang dihasilkan dalam medium dan rongga adalah sama.

# Burlin Cavity Theory

- Burlin cavity theory tidak lagi digunakan dalam praktik
- Perhitungan Monte Carlo menunjukkan bahwa, ketika mempelajari rasio dosis serap yang dihitung secara langsung dalam cavity terhadap dosis serap dalam medium sebagai fungsi dari ukuran cavity, metode pembobotan terlalu sederhana dan diperlukan istilah tambahan untuk menghitung rasio dosis untuk ukuran cavity intermediate

# PRAKTISI MENGAJAR FISIKA RADIASI

UNIVERSITAS MULAWARMAN

FATIMAH KUNTI HENTIHU

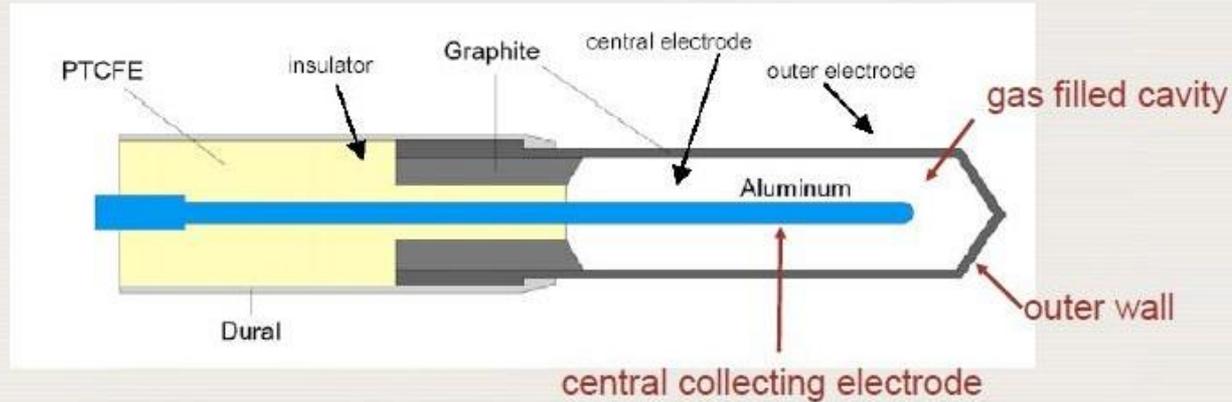
3 November 2023



# **BILIK IONISASI**

## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.1 Chambers and electrometers



Basic design of a cylindrical Farmer-type ionization chamber.

- ❑ An ionization chamber is basically a **gas filled cavity** surrounded by a conductive **outer wall** and having a **central collecting electrode**.

## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.1 Chambers and electrometers

- The wall and the collecting electrode are separated with a high quality insulator to reduce the leakage current when a polarizing voltage is applied to the chamber.
- A guard electrode is usually provided in the chamber to further reduce chamber leakage.
- The guard electrode intercepts the leakage current and allows it to flow to ground directly, bypassing the collecting electrode.
- The guard electrode ensures improved field uniformity in the active or sensitive volume of the chamber (for better charge collection).

## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.2 Cylindrical (thimble type) ionization chamber

- ❑ Most popular design
- ❑ Independent of radial beam direction
- ❑ Typical volume between  $0.05 - 1.00 \text{ cm}^3$
- ❑ Typical radius  $\sim 27 \text{ mm}$
- ❑ Length  $\sim 4 - 25 \text{ mm}$
- ❑ Thin walls:  $\sim 0.1 \text{ g/cm}^2$
- ❑ Used for:
  - electron, photon, proton, or ion beams.



## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.3 Parallel-plate (plane-parallel) ionization chamber

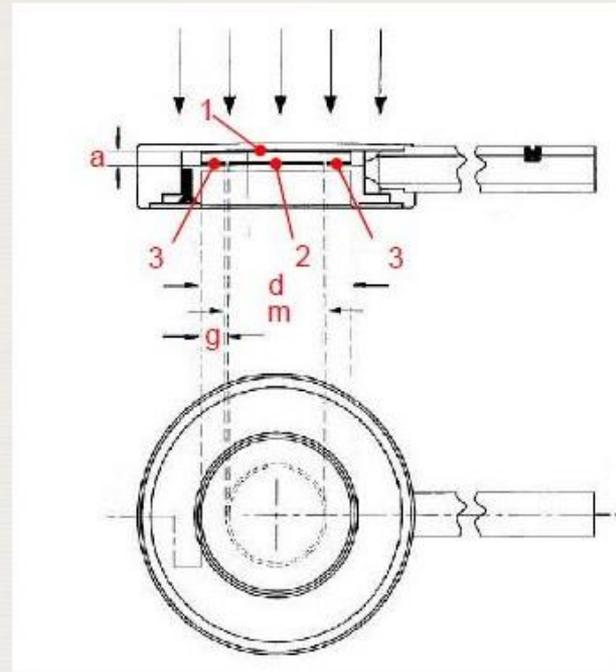
- 1 Polarizing electrode
- 2 Measuring electrode
- 3 Guard ring

$a$  is height (electrode separation) of the air cavity.

$d$  is diameter of the polarizing electrode.

$m$  is diameter of the collecting electrode.

$g$  is width of the guard ring.



## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.3 Parallel-plate (plane-parallel) ionization chamber

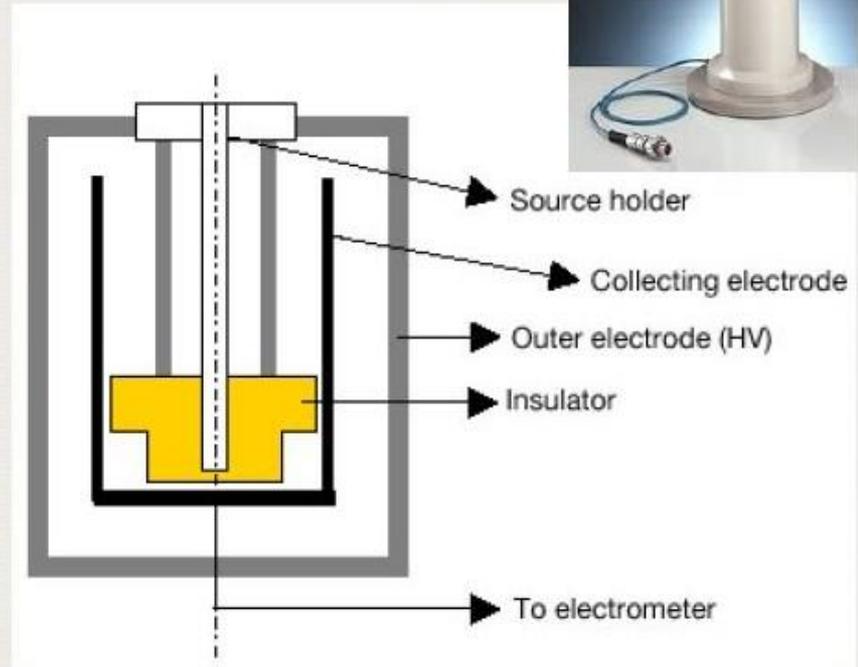
- The parallel-plate chamber is recommended for dosimetry of electron beams with energies below 10 MeV.
- It is useful for depth dose measurements.
- It is also used for surface dose and depth dose measurements in the build-up region of megavoltage photon beams.

## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.4 Brachytherapy chamber

- ❑ High sensitivity (useful for low rate sources as used in brachytherapy)
- ❑ Large volumes (about  $250 \text{ cm}^3$ )
- ❑ Can be designed to accommodate various sources sizes
- ❑ Usually calibrated in terms of the reference air kerma rate

#### Well type chamber



## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.5 Extrapolation chambers

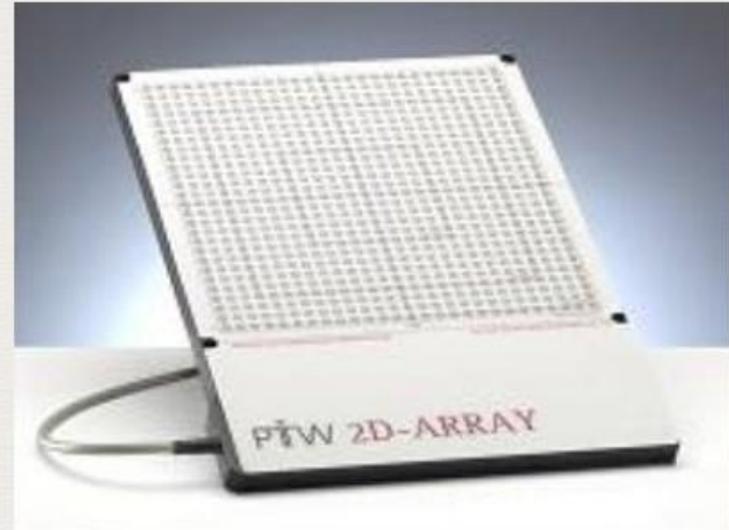
- ❑ Extrapolation chambers are parallel-plate chambers with a **variable electrode separation**.
- ❑ They can be used in **absolute radiation dosimetry** (when embedded into a tissue equivalent phantom).
- ❑ The cavity perturbation for electrons can be eliminated by:
  - making measurements as a **function of the cavity thickness**
  - **extrapolating to zero thickness**.
- ❑ Using this chamber, the cavity perturbation for parallel-plate chambers of finite thickness can be estimated.

## 3.3 IONIZATION CHAMBER DOSIMETRY

### 3.3.6 Segmented chamber

*Example of a segmented chamber*

- 729 ionization chambers
- Volume of each:  
5 mm x 5 mm x 4 mm
- Calibrated in terms of absorbed dose
- Commercialized software available



# Referensi

## Chapter 3: Radiation Dosimeters

Set of 113 slides based on the chapter authored by  
J. Izewska and G. Rajan  
of the IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6):  
*Review of Radiation Oncology Physics:  
A Handbook for Teachers and Students*

### Objective:

To familiarize the student with the most important types and  
properties of dosimeters used in radiotherapy



Slide set prepared in 2006  
by G.H. Hartmann (Heidelberg, DKFZ)  
Comments to S. Vatnitsky:  
[dosimetry@iaea.org](mailto:dosimetry@iaea.org)

Version 2012



# PRAKTISI MENGAJAR

# FISIKA RADIASI

UNIVERSITAS MULAWARMAN

FATIMAH KUNTI HENTIHU, M.Si

10 November 2023

# Kalibrasi Foton dan Elektron



## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ Modern radiotherapy relies on **accurate dose delivery to the prescribed target volume.**
- ❑ ICRU recommends an **overall accuracy in tumour dose delivery of  $\pm 5\%$** , based on:
  - An analysis of dose response data.
  - An evaluation of errors in dose delivery in a clinical setting.
- ❑ Considering all uncertainties involved in the dose delivery to the patient, the  $\pm 5\%$  accuracy is by no means easy to attain.

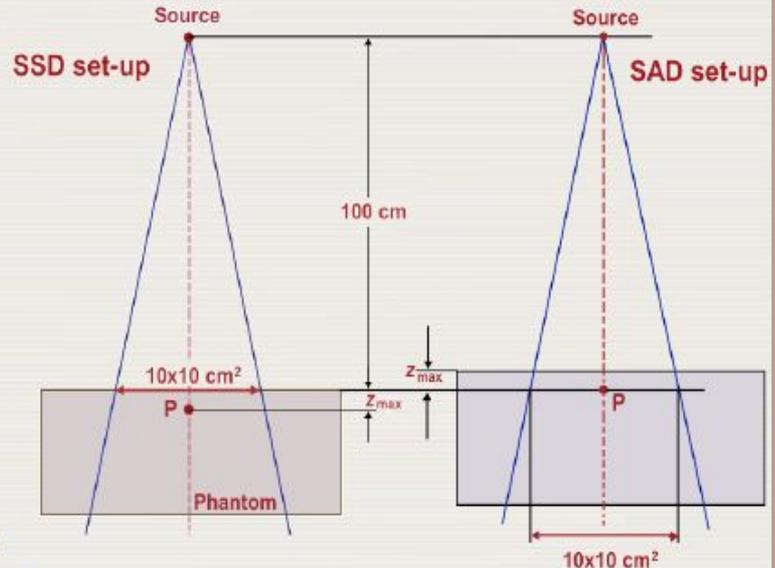
## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ Accurate dose delivery to the target with external photon or electron beams is governed by a chain consisting of the following main links:
  - Basic output calibration of the beam
  - Procedures for measuring the relative dose data.
  - Equipment commissioning and quality assurance.
  - Treatment planning
  - Patient set-up on the treatment machine.

## 9.1 INTRODUCTION

□ The basic output for a clinical beam is usually stated as:

- Dose rate for a point P in Gy/min or Gy/MU.
- At a **reference depth**  $z_{\text{ref}}$  (often the depth of dose maximum  $z_{\text{max}}$ ).
- In a water phantom for a **nominal** source to surface distance (**SSD**) or source to axis distance (**SAD**).
- At a **reference field size** on the phantom surface or the isocentre (usually  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ).



## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ Basic output calibration for photon and electron beams is carried out with:
  - Radiation dosimeters
  - Special dosimetry techniques.
  
- ❑ Radiation dosimetry refers to a determination by measurement and/or calculation of:
  - Absorbed dose  
or
  - Some other physically relevant quantity, such as air kerma, fluence or equivalent doseat a given point in the medium.

## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ **Radiation dosimeter** is defined as any device that is capable of providing a reading  $M$  that is a measure of the dose  $D$  deposited in the dosimeter's sensitive volume  $V$  by ionizing radiation.
  
- ❑ Two categories of dosimeters are known:
  - **Absolute dosimeter** produces a signal from which the dose in its sensitive volume can be determined without requiring calibration in a known radiation field.
  - **Relative dosimeter** requires calibration of its signal in a known radiation field.

## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ **Basic output calibration** of a clinical radiation beam, by virtue of a direct determination of dose or dose rate in water under specific reference conditions, is referred to as **reference dosimetry**.
  
- ❑ Three types of reference dosimetry technique are known:
  - Calorimetry
  - Fricke (chemical, ferrous sulfate) dosimetry
  - Ionization chamber dosimetry

## 9.1 INTRODUCTION

### 9.1.3 Ionization chamber dosimetry

- ❑ Ionization chamber is the most practical and most widely used type of dosimeter for accurate measurement of machine output in radiotherapy.
- ❑ It may be used as an absolute or relative dosimeter.
- ❑ Its sensitive volume is usually filled with ambient air and:
  - The dose related measured quantity is charge  $Q$ ,
  - The dose rate related measured quantity is current  $I$ ,produced by radiation in the chamber sensitive volume.

## 9.1 INTRODUCTION

### 9.1.7 Dosimetry protocols or codes of practice

- ❑ Dosimetry protocols or codes of practice state the procedures to be followed when calibrating a clinical photon or electron beam.
- ❑ The choice of which protocol to use is left to individual radiotherapy departments or jurisdictions.
- ❑ Dosimetry protocols are generally issued by national, regional, or international organizations.

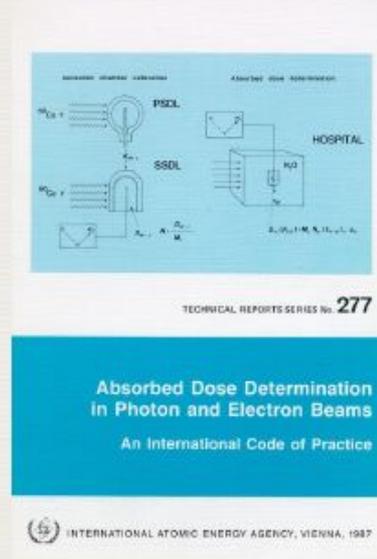
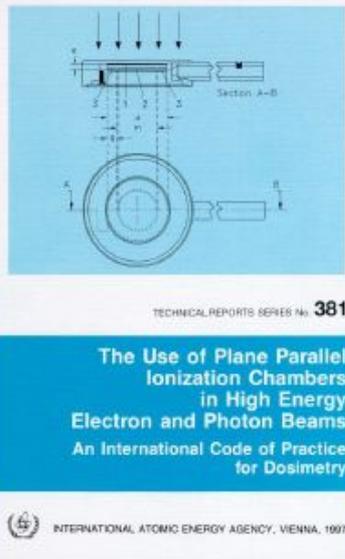
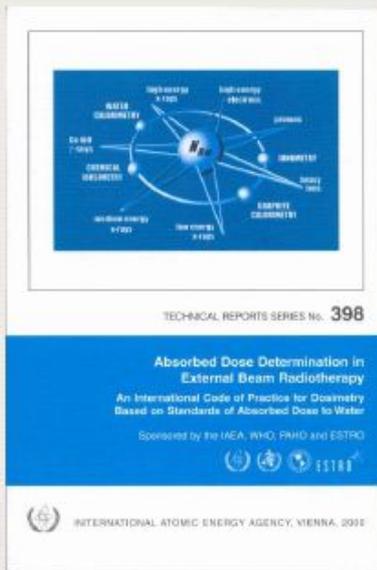
# 9.1 INTRODUCTION

## 9.1.7 Dosimetry protocols or codes of practice

### Examples of dosimetry protocols

#### International:

- International Atomic Energy Agency (IAEA)



## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.1 Ionization chambers

- ❑ Sensitive volume of ionization chambers used in calibration of clinical photon and electron beams is of the order of  $0.1 \text{ cm}^3$  to  $1 \text{ cm}^3$ .
- ❑ For indirectly ionizing radiation the initial event that triggers the chamber signal is the release of high energy charged particles (electrons or positrons) in the chamber wall through:
  - Photoelectric effect
  - Compton effect
  - Pair production.

## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.1 Ionization chambers

Two types of ionization chamber are used for beam calibration:

- ❑ **Cylindrical (also called thimble) chambers** are used in calibration of:
  - Orthovoltage x-ray beams
  - Megavoltage x-ray beams
  - Electron beams with energies of 10 MeV and above
  
- ❑ **Parallel-plate (also called end window or plane-parallel) chambers** are used in calibration of:
  - Superficial x-ray beams
  - Electron beams with energies below 10 MeV
  - Photon beams in the buildup region and surface dose

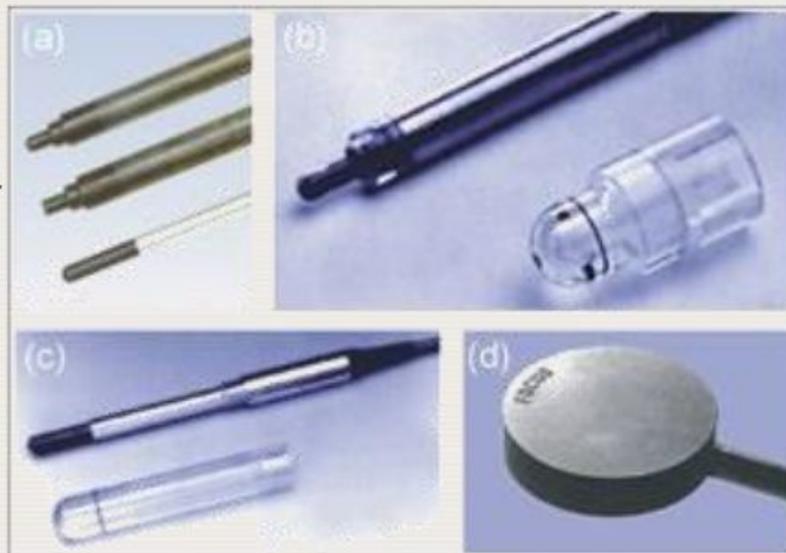


## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.1 Ionization chambers

*Examples* of typical ionization chambers:

- (a) **Cylindrical chambers** used for relative dosimetry.
- (b) Pinpoint **mini-chamber** and Co-60 buildup cap.
- (c) **Farmer type cylindrical chamber** and cobalt-60 buildup cap.
- (d) **Parallel-plate Roos type** electron beam chamber.



## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms

- ❑ **Phantom** is a common name for materials that are used to replace the patient in studies of radiation interactions in patients.
  
- ❑ Phantom material should meet the following criteria:
  - Absorb photons in the same manner as tissue.
  - Scatter photons in the same manner as tissue.
  - Have the same density as tissue.
  - Contain the same number of electrons per gram as tissue.
  - Have the same effective atomic number as tissue.

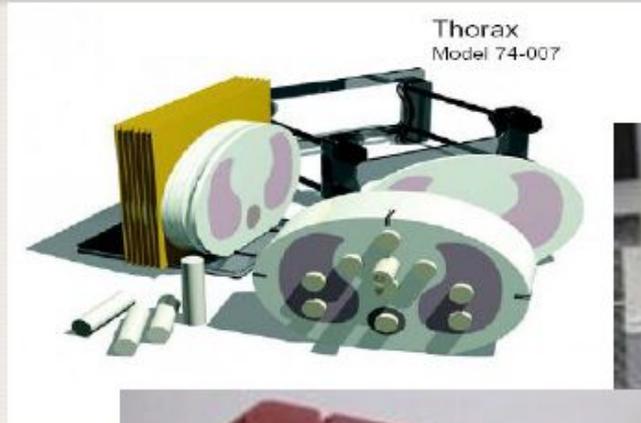
## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms

- ❑ **Water** is the standard and most universal phantom material for dosimetry measurements of photon and electron beams.
- ❑ For photon beams, tissue equivalency or water equivalency implies a match in:
  - Mass-energy absorption coefficient
  - Mass stopping power
  - Mass scattering power
- ❑ For electron beams, water equivalency implies a match in:
  - Linear stopping power
  - Linear scattering power

## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms



## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms

❑ Some plastic phantom materials used in dosimetry measurements are:

- **Polystyrene** (density:  $0.96 \text{ g/cm}^3$  to  $1.04 \text{ g/cm}^3$ )
- **Lucite** (also called acrylic, plexiglass, polymethylmethacrylate, PMMA) with density of  $1.18 \text{ g/cm}^3$ .
- **A-150 tissue equivalent plastic**
- **Solid Water**
- **Plastic water**
- **Virtual water**

## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms

- ❑ Plastic solid materials are not universal tissue substitutes, since not all required equivalency parameters for plastics can be matched adequately with those of water.
- ❑ Effective atomic number  $Z_{\text{eff}}$  of a phantom material depends upon:
  - Atomic composition of the phantom material
  - Type of the radiation beam.
  - Quality of the radiation beam.

## 9.2 IONIZATION CHAMBER BASED DOSIMETRY SYSTEMS

### 9.2.3 Phantoms

- ❑ Water is recommended as the phantom material for the calibration of megavoltage photon and electron beams.
- ❑ Depth of calibration is:
  - 10 cm for megavoltage photon beams.
  - Reference depth  $z_{ref}$  for electron beams.
- ❑ To provide adequate scattering conditions there must be:
  - A margin on the phantom around the nominal field size at least 5 cm of water in all directions.
  - At least 10 cm of water beyond the chamber.



## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.1 Air temperature, pressure, and humidity effects: $k_{T,P}$

- When calibrating an ionization chamber, the charge measured by the chamber depends on the air temperature, pressure and humidity, and therefore the chamber calibration coefficient must be given for stated reference values of these parameters.
- At most standards laboratories the chamber signal is corrected to normal conditions of  $T_n = 20^\circ\text{C}$  ( $22^\circ\text{C}$  in North America) and  $P_n = 101.325 \text{ kPa}$  and no correction is applied for humidity of air (assumed to be about 50 %).

## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.1 Air temperature, pressure, and humidity effects: $k_{T,P}$

- ❑ In the user's beam, the correction factor for air temperature and air pressure  $k_{T,P}$  is:

$$k_{T,P} = \frac{273.16 + T}{273.16 + T_n} \times \frac{P_n}{P}$$

- ❑ This correction factor is applied to convert the measured signal to the reference (normal) conditions used for the chamber calibration at the standards laboratory:
  - $T$  and  $P$  are chamber air temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ) and pressure at the time of measurement.
  - $T_n$  and  $P_n$  are chamber air temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ) and pressure for the normal conditions at the standards laboratory.



## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.2 Chamber polarity effects: polarity correction factor $k_{pol}$

- ❑ Under identical irradiation conditions the use of potentials of opposite polarity in an ionization chamber may yield different readings. This phenomenon is called the **polarity effect**.
- ❑ When a chamber is used in a beam that produces a measurable polarity effect, **the true reading is taken to be the mean of the absolute values of readings taken at the two polarities**.

## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.2 Chamber polarity effects: polarity correction factor $k_{pol}$

- Polarity correction factor  $k_{pol}$  is defined as:

$$k_{pol}(V) = \frac{|M_+(V)| + |M_-(V)|}{2M}$$

- $M_+$  is the chamber signal obtained at positive chamber polarity
  - $M_-$  is the chamber signal obtained at negative chamber polarity
  - $M$  is the chamber signal obtained at the polarity used routinely (either positive or negative).
- 
- If the polarity correction factor  $k_{pol}$  for a particular chamber exceeds 3 %, the chamber should not be used for output calibration.

## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

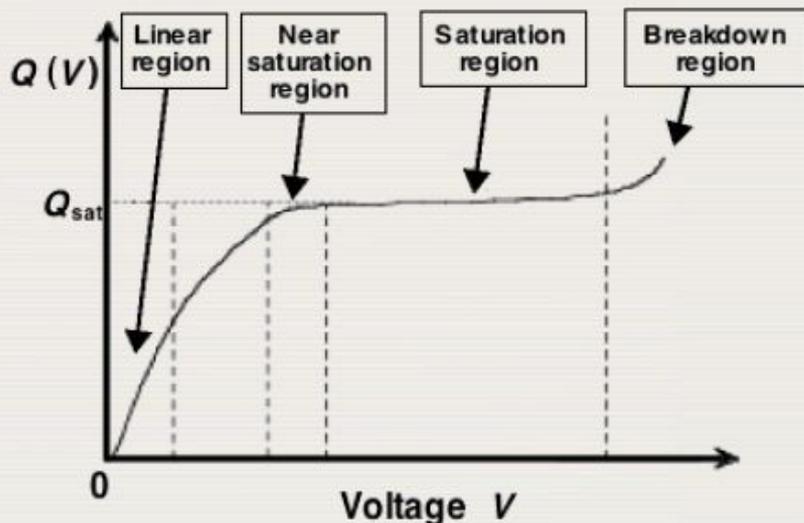
### 9.3.3 Chamber voltage effects: recombination correction factor $k_{\text{sat}}$

- ❑ Charges produced in an ionization chamber by radiation may differ from the charges that are actually collected in the measuring electrode.
- ❑ These discrepancies (**charge loss caused by charge recombination** or **excess charge caused by charge multiplication and electrical breakdown**) occur as a result of:
  - Constraints imposed by the physics of ion transport in the chamber sensitive volume.
  - Chamber mechanical and electrical design.

## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.3 Chamber voltage effects: recombination correction factor $k_{\text{sat}}$

- Plot of chamber response (current  $I$  or charge  $Q$ ) against the applied voltage  $V$  is called a **saturation curve**.
- **Saturation curve:**
  - Rises linearly at low voltages (**linear region**).
  - Reaches saturation at relatively high voltages (**saturation region**).
  - Breaks down at very high voltages (**breakdown region**).



## 9.3 CHAMBER SIGNAL CORRECTIONS

### 9.3.3 Chamber voltage effects: recombination correction factor $k_{\text{sat}}$

- ❑ When the chamber is used below saturation, some of the charges produced by radiation actually recombine and are lost to the dosimetric signal.
  
- ❑ Charge loss occurs through three different mechanisms:
  - **Initial recombination**: opposite charges from same tracks collide and recombine.
  - **General recombination**: opposite charges from different tracks collide and recombine. This is by far the predominant mode of charge loss in an ionization chamber, and the other two are generally ignored.
  - **Ionic diffusion loss**: charges diffuse against the electric field.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.2 MV photon beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

- When the chamber is irradiated in a water phantom with a beam of quality  $Q$  that is different from the cobalt-60 beam quality used in chamber calibration, the absorbed dose to water is:

$$D_{w,Co} = M_{Co} N_{D,w,Co} k_{Q,Co}$$

- $M_Q$  is the chamber reading at point of interest in the water phantom, corrected for influence quantities.
- $N_{D,w,Co}$  is the dose to water cobalt-60 chamber calibration coefficient.
- $k_{Q,Co}$  is a correction factor correcting for the effects of the difference between the reference cobalt-60 beam quality and the actual beam quality  $Q$ .

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.2 MV photon beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

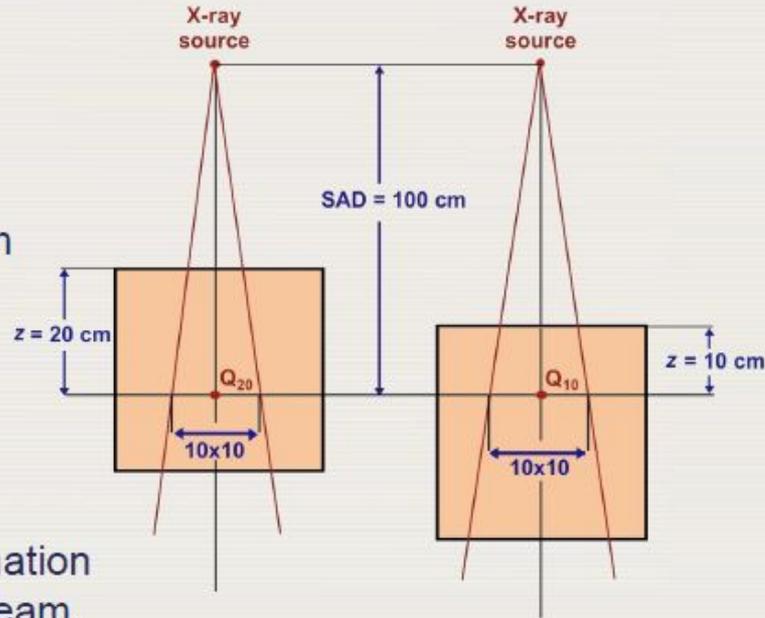
- ❑ Beam quality  $Q$  of megavoltage photon beams is specified either with a ratio of TPRs [ $TPR_{20,10}(Q)$ ] or with the PDD [ $PDD(10,10 \times 10, SSD, Q)_x$ ].
- ❑ The IAEA TRS 398 dosimetry protocol recommends the use of the ratio of TPRs, while the AAPM TG 51 protocol recommends the use of the  $PDD(10)_x$ .
- ❑ Despite considerable polemics on the merits of each of the two approaches, in practice they both give essentially the same result for the megavoltage photon beams currently used in the clinical practice.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.2 MV photon beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

#### □ Tissue-phantom ratio $TPR_{20,10}$ method for beam quality specification:

- $TPR_{20,10}$  is defined as the ratio of doses on the beam central axis at depths of  $z = 20$  cm and  $z = 10$  cm in water obtained at an SAD of 100 cm and a field size of  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>.
- $TPR_{20,10}$  is independent of the electron contamination of the incident photon beam.



## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.2 MV photon beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

#### □ Percentage depth dose $PDD(10)_x$ method for beam quality specification:

- PDD(10) is defined as the percentage depth dose measured in water on the central axis for a  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> field and an SSD of 100 cm.
- The problem of electron beam contamination of the megavoltage photon beam is circumvented by placing a 1 mm thick lead foil into the beam to remove the unknown electron contamination.
- The electron contamination contributed by the lead foil can be assumed known and is determined with Monte Carlo calculations.
- $PDD(10)_x$  for the pure photon beam can be calculated from  $PDD(10)_{Pb}$  using a correction formula.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.4 MV electron beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

- ❑ Megavoltage electron beams are calibrated in a water phantom at appropriate reference depth  $z_{ref}$  with a field of  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .
  - For electron energies equal to or above 10 MeV a cylindrical or a parallel-plate ionization chamber can be used.
  - For electron energies below 10 MeV a parallel-plate ionization chamber must be used.
  
- ❑ Water is recommended as the reference medium. For electron energies below 10 MeV a plastic phantom may be used but all depths must be scaled appropriately.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.4 MV electron beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

- $R_{50}$  (in  $\text{g}/\text{cm}^2$ ), defined as the depth of the 50 % dose level, i.e., the half-value depth in water, is the beam quality index for electron beams. It is measured with a field size of:
  - At least  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  for  $R_{50} \leq 7 \text{ g}/\text{cm}^2$ .
  - At least  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  for  $R_{50} > 7 \text{ g}/\text{cm}^2$ .
- The preferred choice of detector for the measurement of  $R_{50}$  is a well guarded parallel-plate ionization chamber, the preferred choice of phantom medium is water.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.4 MV electron beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

- Reference depth  $z_{ref}$  for electron beam output measurement with  $R_{50}$  in  $g/cm^2$  is given as:

$$z_{ref} = 0.6R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$$

- $z_{ref} \approx z_{max}$  for  $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$  ( $\bar{E}_0 \leq 10 \text{ MeV}$ ).
  - $z_{ref} > z_{max}$  for  $R_{50} > 4 \text{ g/cm}^2$  ( $\bar{E}_0 > 10 \text{ MeV}$ ).
- The choice of this reference depth is inconvenient; however, it reduces significantly the machine to machine variations in chamber calibration coefficients, and the gained accuracy justifies its use.

## 9.9 CALIBRATION OF MEGAVOLTAGE BEAMS: PRACTICAL ASPECTS

### 9.9.4 MV electron beams: Dose to water calibration coefficient $N_{D,w,Co}$

- Absorbed dose to water at a reference depth  $z_{ref}$  in electron beam of quality  $Q$ , in the absence of the chamber, is:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Co} k_{Q,Co}$$

- $M_Q$  is the chamber signal measured at the reference depth  $z_{ref}$  in a water phantom and corrected for influence quantities.
- $N_{D,w,Co}$  is the chamber calibration coefficient in terms of absorbed dose to water for the chamber irradiated in a cobalt-60 beam at a standards laboratory.
- $k_{Q,Co}$  is a chamber correction factor accounting for the differences between the reference beam quality (cobalt-60) and the electron beam quality  $Q$ .

# Referensi

## Chapter 9: Calibration of Photon and Electron Beams

Set of 189 slides based on the chapter authored by P. Andreo, J.P. Seuntjens, and E.B. Podgorsak of the IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6):

*Radiation Oncology Physics:  
A Handbook for Teachers and Students*

### Objective:

To familiarize the student with the basic principles of radiation dosimetry.



Slide set prepared in 2006  
by E.B. Podgorsak (Montreal, McGill University)  
Comments to S. Vatnitsky:  
[dosimetry@iaea.org](mailto:dosimetry@iaea.org)

Version 2012



# PRAKTISI MENGAJAR

# FISIKA RADIASI

UNIVERSITAS MULAWARMAN

FATIMAH KUNTI HENTIHU

24 November 2023

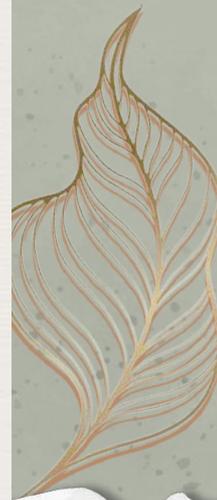


*Dosimetri  
relatif dan  
absolut*



## 9.1 INTRODUCTION

- ❑ **Radiation dosimeter** is defined as any device that is capable of providing a reading  $M$  that is a measure of the dose  $D$  deposited in the dosimeter's sensitive volume  $V$  by ionizing radiation.
  
- ❑ Two categories of dosimeters are known:
  - **Absolute dosimeter** produces a signal from which the dose in its sensitive volume can be determined without requiring calibration in a known radiation field.
  - **Relative dosimeter** requires calibration of its signal in a known radiation field.



Secara umum alat ukur radiasi terdiri dari dua bagian utama yaitu, detektor dan peralatan penunjang. Detektor merupakan suatu bahan yang mengubah energi radiasi menjadi energi bentuk lain yang mudah diamati. Peralatan penunjang umumnya berupa peralatan elektronik, berfungsi untuk mengubah tanggapan detektor tersebut menjadi suatu informasi yang dapat diamati oleh indera manusia atau dapat diolah lebih lanjut menjadi informasi yang berarti.



Detektor radiasi bekerja dengan cara mendeteksi perubahan yang terjadi di dalam medium penyerap akibat adanya perpindahan energi ke medium tersebut. Mekanisme yang sering digunakan untuk mendeteksi dan mengukur radiasi yaitu proses ionisasi, proses sintilasi, proses termoluminisensi, efek pemanasan, reaksi kimia, dan perubahan biologi

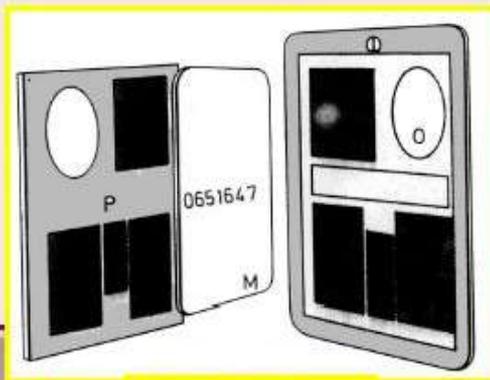


# 3.4 FILM DOSIMETRY

## 3.4.1 Radiographic film

Radiographic X ray film performs important functions, e.g. in:

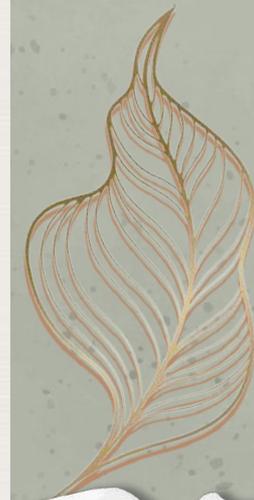
Radiotherapy



Radiation protection



Diagnostic radiology



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

Typical applications of a radiographic film in radiotherapy:

- Qualitative and quantitative dose measurements (including electron beam dosimetry)
- Quality control of radiotherapy machines
  - congruence of light and radiation fields
  - determination of the position of a collimator axis
  - dose profile at depth in phantom
  - the so called star-test
- Verification of treatment techniques in various phantoms
- Portal imaging.

Important aspect:  
Film has also an archival property

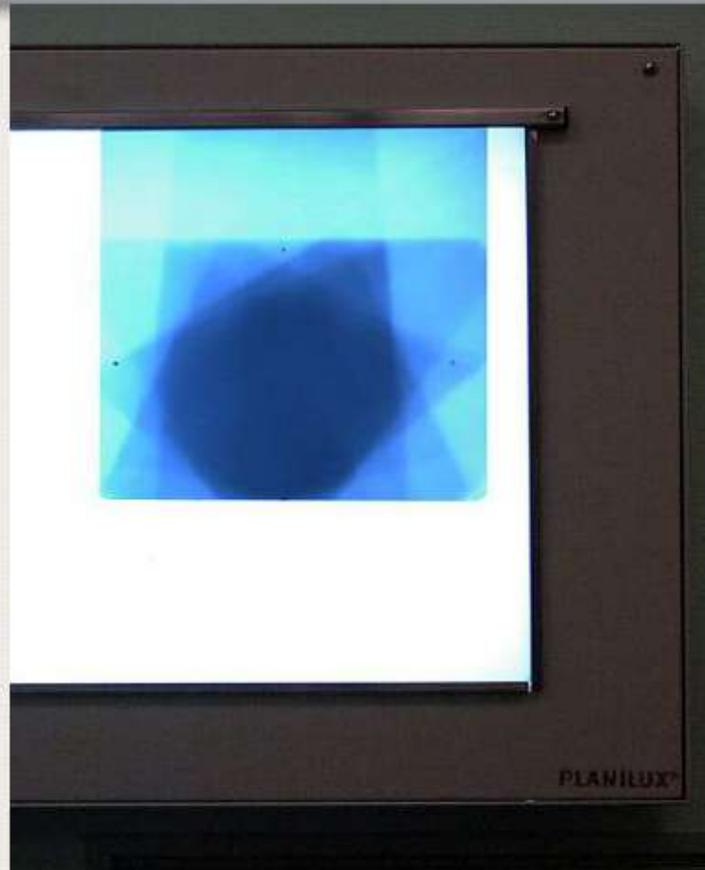


## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

Typical applications  
of a radiographic film  
in radiotherapy:

- ❑ Verification of treatment techniques in various phantoms.

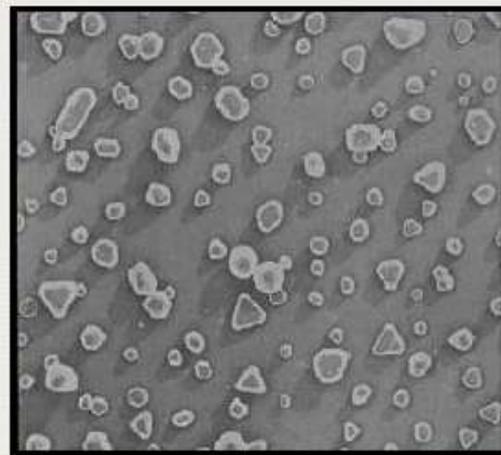
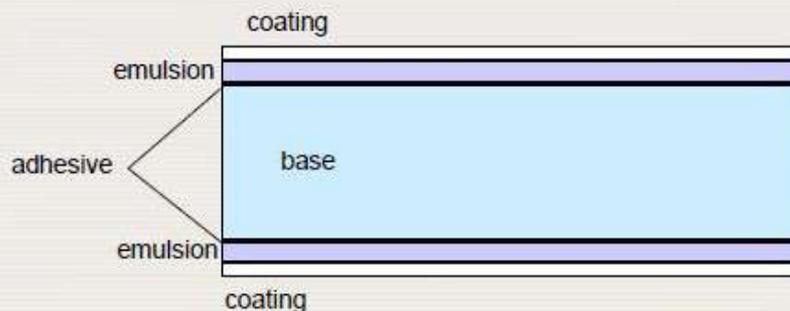


## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

#### Principle:

- A thin plastic base layer (200  $\mu\text{m}$ ) is covered with a sensitive emulsion of Ag Br-crystals in gelatine (10 – 20  $\mu\text{m}$ ).



Electron micrograph of Ag Br grains in gelatine with size of 0.1 – 3  $\mu\text{m}$

Detektor film dibuat dari emulsi butiran perak halida, biasanya perak bromida ( $\text{AgBr}$ ), ditunjang oleh matriks gelatin dan kemudian dilapisi bahan 'asetat'. Untuk keperluan dosimeter perorangan, umumnya emulsi yang digunakan memiliki kandungan berat  $\text{AgBr}$  50% dan gelatin 50%.

Ketika dikenai radiasi, sebagian atau seluruh energi radiasi akan dialihkan ke elektron. Elektron-elektron tersebut akan membuat  $\text{Ag}^+$  dalam kristal  $\text{AgBr}$  menjadi  $\text{Ag}$ -netral, sehingga terbentuk bayangan laten. Proses tersebut disebut proses fotokimia



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

- ❑ Light transmission is a function of the film opacity and can be measured in terms of optical density (OD) with devices called densitometers.
- ❑ The  $OD$  is defined as  $OD = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right)$  and is a function of dose, where
  - $I_0$  is the initial light intensity.
  - $I$  is the intensity transmitted through the film.
- ❑ Film gives excellent 2-D spatial resolution and, in a single exposure, provides information about the spatial distribution of radiation in the area of interest or the attenuation of radiation by intervening objects.



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

- ❑ The response of the film depends on several parameters, which are difficult to control.
- ❑ Consistent processing of the film is a particular challenge.
- ❑ The useful dose range of film is limited and the energy dependence is pronounced for lower energy photons.
- ❑ Typically, film is used for qualitative dosimetry, but with proper calibration, careful use and analysis film can also be used for dose evaluation.
- ❑ Various types of film are available for radiotherapy work
  - for field size verification: direct exposure non-screen films
  - with simulators: phosphor screen films
  - in portal imaging: metallic screen films



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

#### The dose – *OD* relationship

- Ideally, the relationship between the dose and *OD* should be linear.
- Some emulsions are linear, some are linear over a limited dose range, and others are non-linear.
- For each film, the dose versus *OD* curve (known as sensitometric curve or as characteristic or H&D curve, in honour of Hurter and Driffield) must therefore be established before using it for dosimetry work.

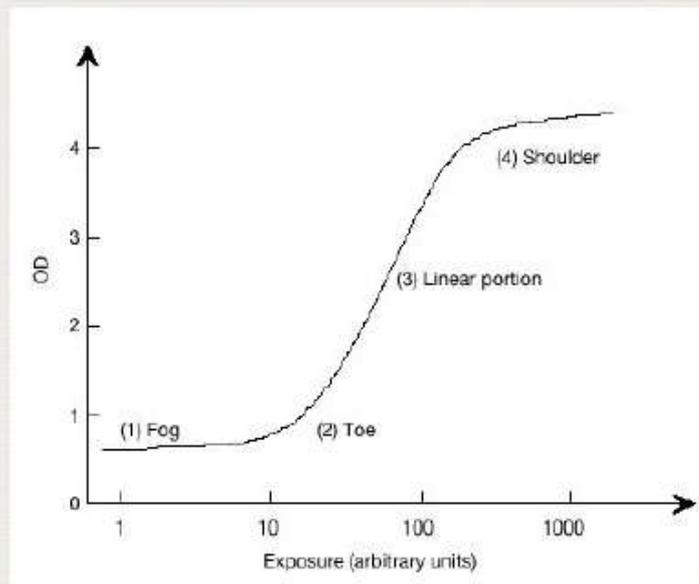


## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.1 Radiographic film

#### Parameters of Radiographic films based on H&D curve

- ❑ *Gamma*: slope of the linear part
- ❑ *Latitude*: Range of exposures that fall in the linear part
- ❑ *Speed*: exposure required to produce an  $OD > 1$  over the fog
- ❑ *Fog*:  $OD$  of unexposed film



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.2 Radiochromic film

- ❑ Radiochromic film is a new type of film well suited for radiotherapy dosimetry.
- ❑ This film type is **self-developing**, requiring
  - neither developer
  - nor fixer.
- ❑ Principle: Radiochromic film contains a special dye that is polymerized and develops a blue color upon exposure to radiation.
- ❑ Similarly to the radiographic film, the radiochromic film dose response is determined with a suitable densitometer.

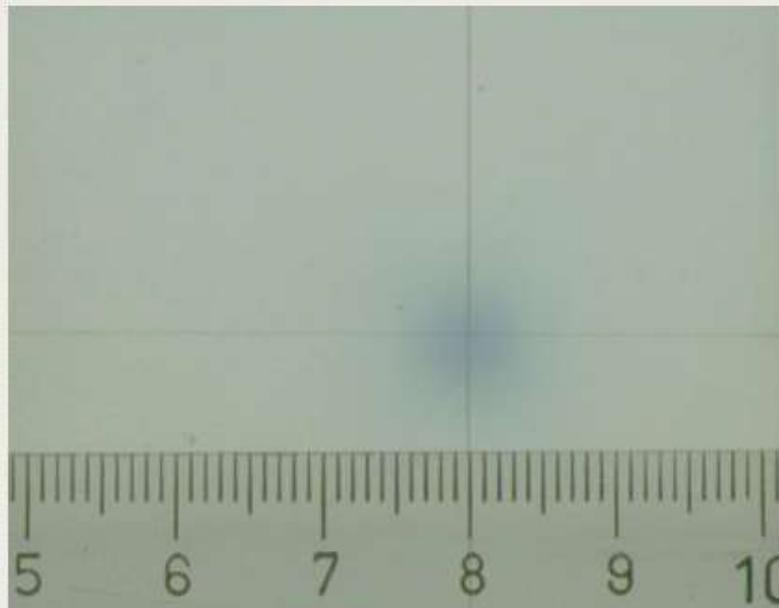


## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.2 Radiochromic film

*Example:* (QA Test of target positioning at a Gamma Knife):

Blue color produced  
by the focused radiation  
in a Gamma Knife



## 3.4 FILM DOSIMETRY

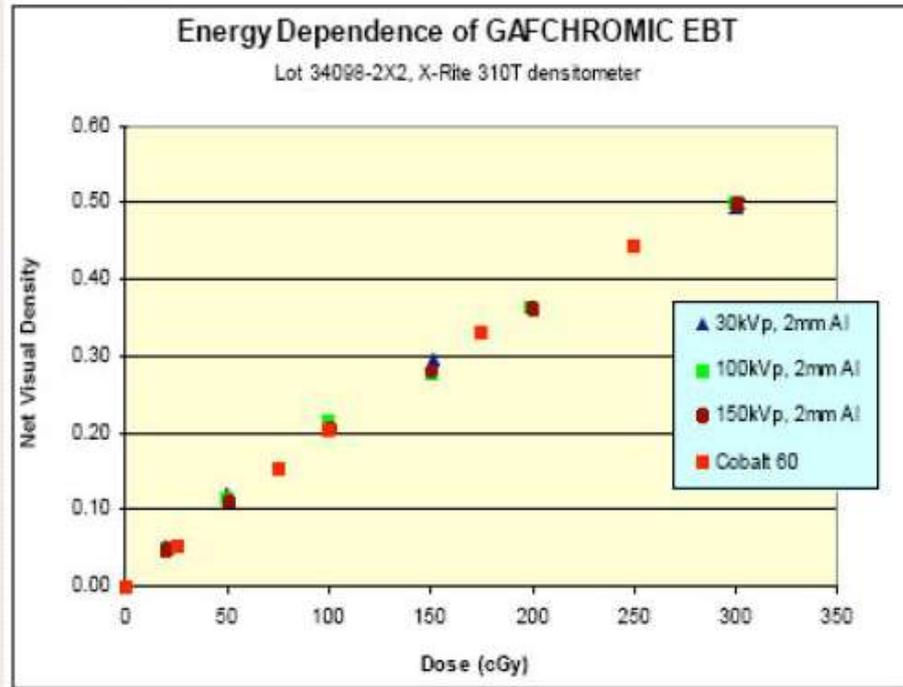
### 3.4.2 Radiochromic film

- ❑ The most commonly used radiochromic film type is the GafChromic film. It is a colourless film with a nearly tissue equivalent composition (9.0 % hydrogen, 60.6 % carbon, 11.2 % nitrogen and 19.2 % oxygen).
- ❑ Data on various characteristics of GafChromic films (e.g., sensitivity, linearity, uniformity, reproducibility, post-irradiation stability, etc.) are available in the literature (see also AAPM Task Group 55).
- ❑ **It is expected that radiochromic film will play an increasingly important role in film dosimetry.**



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.2 Radiochromic film



## 3.4 FILM DOSIMETRY

### 3.4.2 Radiochromic film

#### Advantages

- No quality control on film processing needed
- Radiochromic film is grainless
  - ⇒ very high resolution
- Useful in high dose gradient regions for dosimetry, such as in:
  - stereotactic fields
  - the vicinity of brachytherapy sources

- Dose rate independence.
- Better energy characteristics except for low energy x rays (25 kV)

#### Disadvantage

- GafChromic films are generally less sensitive than radiographic films



# Referensi

## Chapter 3: Radiation Dosimeters

Set of 113 slides based on the chapter authored by  
J. Izewska and G. Rajan  
of the IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6):  
*Review of Radiation Oncology Physics:  
A Handbook for Teachers and Students*

### Objective:

To familiarize the student with the most important types and  
properties of dosimeters used in radiotherapy



Slide set prepared in 2006  
by G.H. Hartmann (Heidelberg, DKFZ)  
Comments to S. Vatnitsky:  
[dosimetry@iaea.org](mailto:dosimetry@iaea.org)

Version 2012





# PRAKTISI MENGAJAR

# FISIKA RADIASI

UNIVERSITAS MULAWARMAN

FATIMAH KUNTI HENTIHU

1 Desember 2023



## 3.5 LUMINESCENCE DOSIMETRY

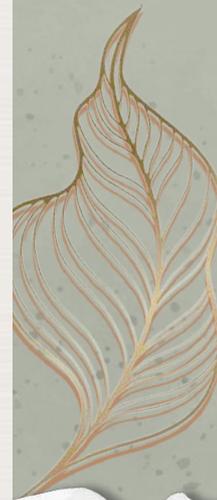
- ❑ Upon absorption of radiation, some materials retain part of the absorbed energy in metastable states.
- ❑ When this energy is subsequently released in the form of ultraviolet, visible or infrared light, this phenomenon is called

**luminescence**



## 3.5 LUMINESCENCE DOSIMETRY

- ❑ There are two types of luminescence:
  - **Fluorescence**
  - **Phosphorescence**
  
- ❑ The difference depends on the **time delay** between the stimulation and the emission of light:
  - Fluorescence has a time delay between  $10^{-10}$  to  $10^{-8}$  s
  - Phosphorescence has a time delay exceeding  $10^{-8}$  s



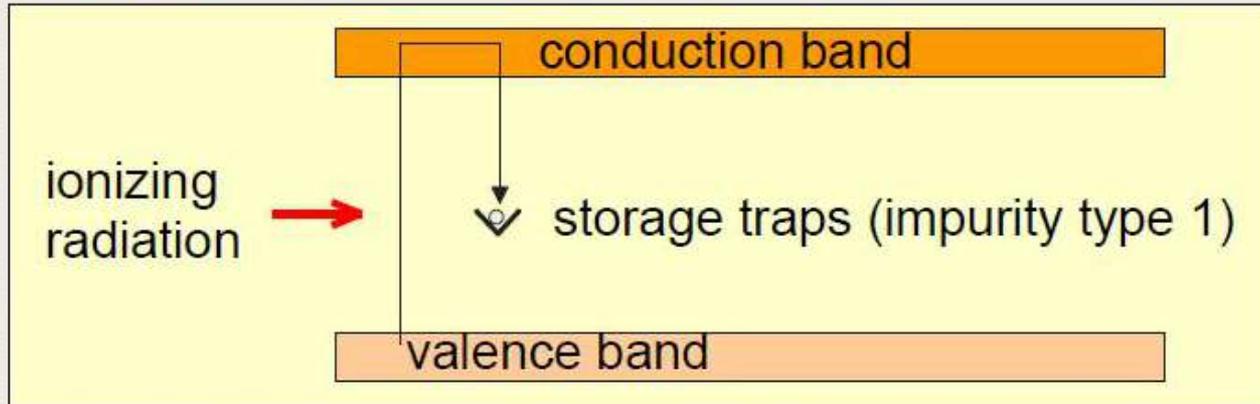
Dosimeter Luminisensi menggunakan kristal anorganik, misalnya bahan LiF atau CaSO<sub>4</sub>. Bahan tersebut disisipi dengan unsur lain yang akan mendeformasi kristal, sehingga tercipta “electron trap”.

Bila material tersebut dikenai radiasi, maka energi radiasi akan diserahkan kepada elektron yang berada di pita valensi dan membuatnya bergerak ke pita konduksi. Pada saat elektron akan kembali ke keadaan dasarnya, elektron tersebut terjebak. Semakin besar dosis, semakin banyak elektron yang terjebak, dan informasi tersebut akan tetap tersimpan sampai dosimeter dibaca. Dalam proses pembacaannya, elektron diberi energi supaya lepas dari jebakannya dan kembali ke keadaan dasar dengan melepas percikan cahaya atau luminisensi. Sumber energi yang digunakan dapat berupa panas yang di sebut thermoluminescence dosimeter (TLD) atau ultra violet yang disebut optically stimulated luminescence atau sebutan lain adalah radiophotoluminescence dosimeter



## 3.5 LUMINESCENCE DOSIMETRY

### Principle:

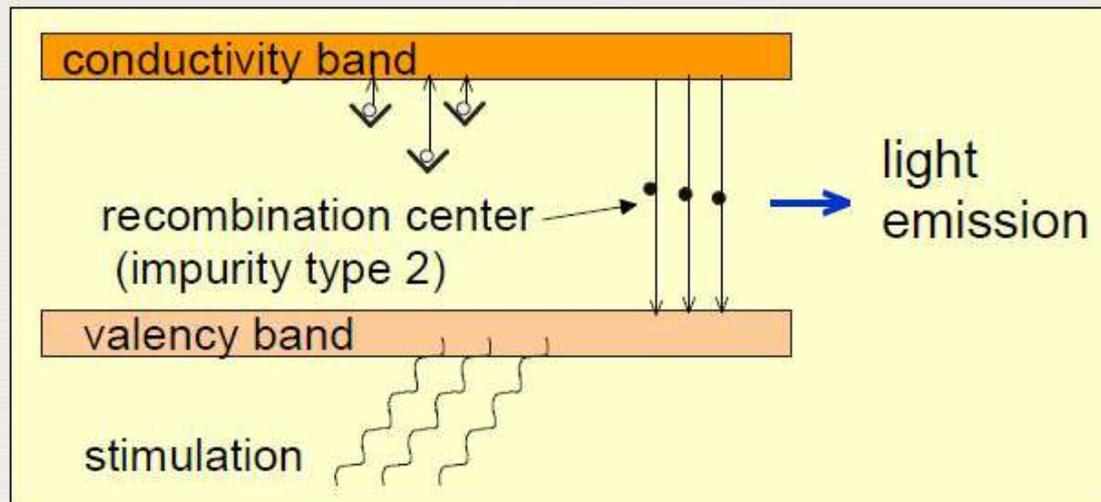


- Upon radiation, free electrons and holes are produced.
- Luminescence material contains so-called *storage traps*.
- Free electrons and holes will either recombine immediately or become trapped (at any energy between valence and conduction band) in storage traps.



## 3.5 LUMINESCENCE DOSIMETRY

### Principle (cont.):



- ❑ Upon stimulation, the probability increases for the electrons to be raised to the conduction band ....
- ❑ and to release energy (light) when they combine with a positive hole (needs an impurity of type 2 – recombination centre).



## 3.5 LUMINESCENCE DOSIMETRY

- ❑ The process of luminescence can be accelerated with a suitable excitation in the form of heat or light.
- ❑ If the exciting agent is **heat**, the phenomenon is known as

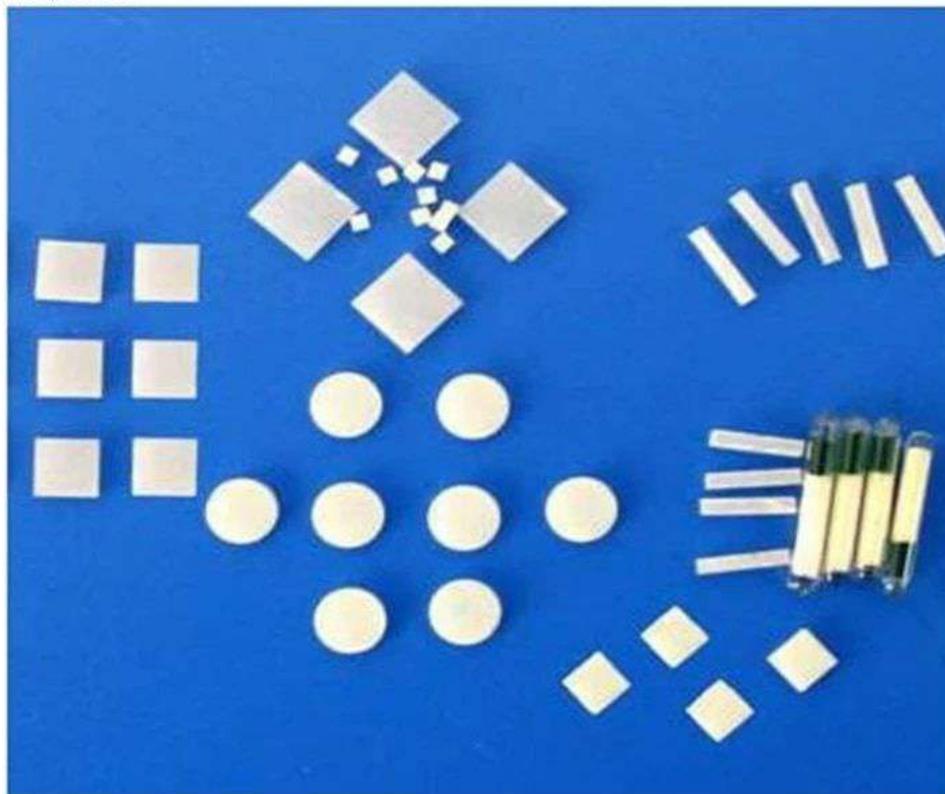
### ***thermoluminescence***

- ❑ When used for purposes of dosimetry, the material is called
  - thermoluminescent (**TL**) material
  - or a thermoluminescent dosimeter (**TLD**).





**HENGKANG**  
radiation protection

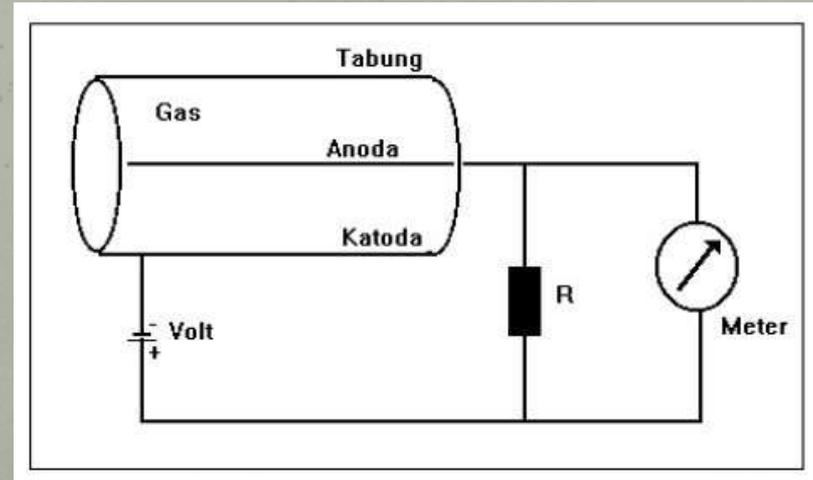


**Thermoluminescence dose tablets**

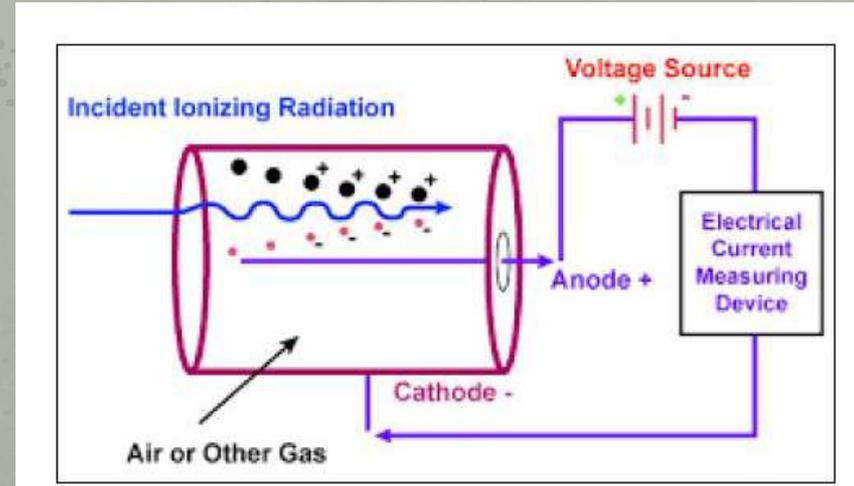


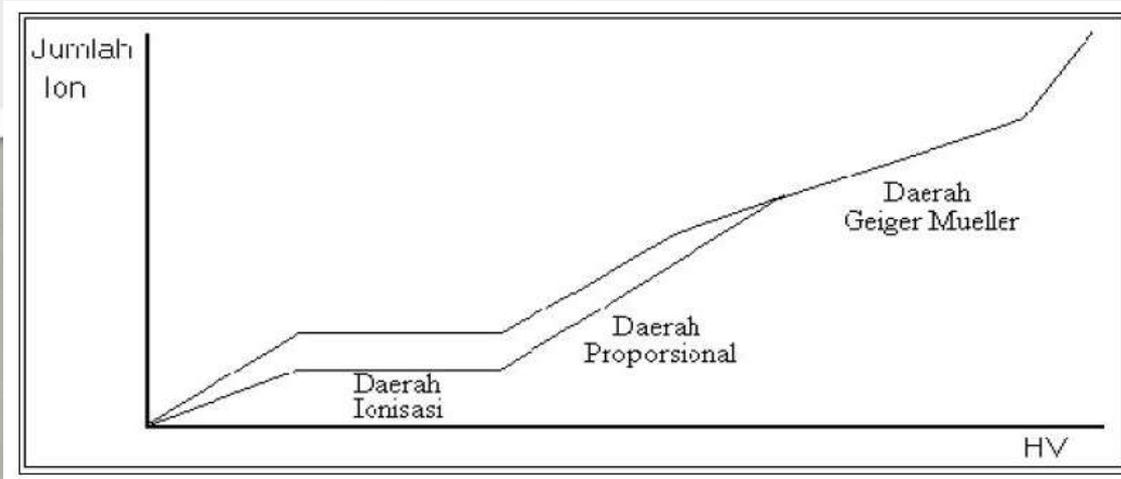
# Detektor isian gas

Detektor isian gas merupakan detektor yang paling sering digunakan untuk mengukur radiasi. Detektor ini terdiri dari dua elektroda -positif dan negatif- serta berisi gas di antara kedua elektroda tersebut. Elektroda positif disebut sebagai anoda, yang dihubungkan ke kutub listrik positif, sedangkan elektroda negatif disebut sebagai katoda, yang dihubungkan ke kutub negatif. Kebanyakan detektor ini berbentuk silinder dengan sumbu yang berfungsi sebagai anoda dan dinding silindernya sebagai katoda



Radiasi yang memasuki detektor akan mengionisasi gas dan menghasilkan ion-ion positif dan ion-ion negatif (elektron). Jumlah ion yang akan dihasilkan sebanding dengan energi radiasi dan berbanding terbalik dengan daya ionisasi gas.





Terdapat tiga jenis detektor isian gas yang bekerja pada daerah yang berbeda yaitu detektor kamar ionisasi (ionization chamber) yang bekerja di daerah ionisasi, detektor proporsional yang bekerja di daerah proporsional serta detektor Geiger Mueller (GM) yang bekerja di daerah GM.



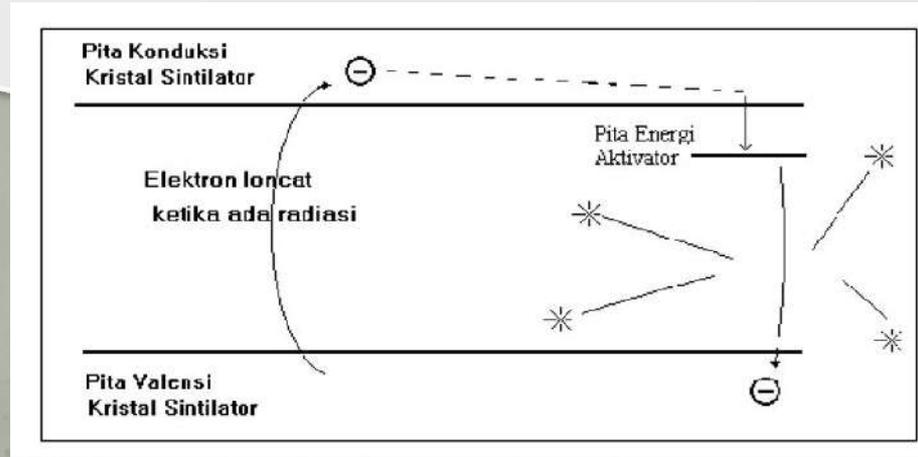
# Detektor Sintilasi

Detektor sintilasi terdiri dari dua bagian yaitu bahan sintilator dan photomultiplier. Bahan sintilator dapat berbentuk padat dan cair yang akan menghasilkan percikan cahaya bila dikenai radiasi pengion. Photomultiplier Tube (PMT) digunakan untuk mengubah percikan cahaya yang dihasilkan bahan sintilator menjadi pulsa listrik. Mekanisme pendeteksian radiasi pada detektor sintilasi dapat dibagi menjadi dua tahap yaitu:

- proses pengubahan radiasi menjadi percikan cahaya di dalam bahan sintilator dan
- proses pengubahan percikan cahaya menjadi pulsa listrik di dalam PMT

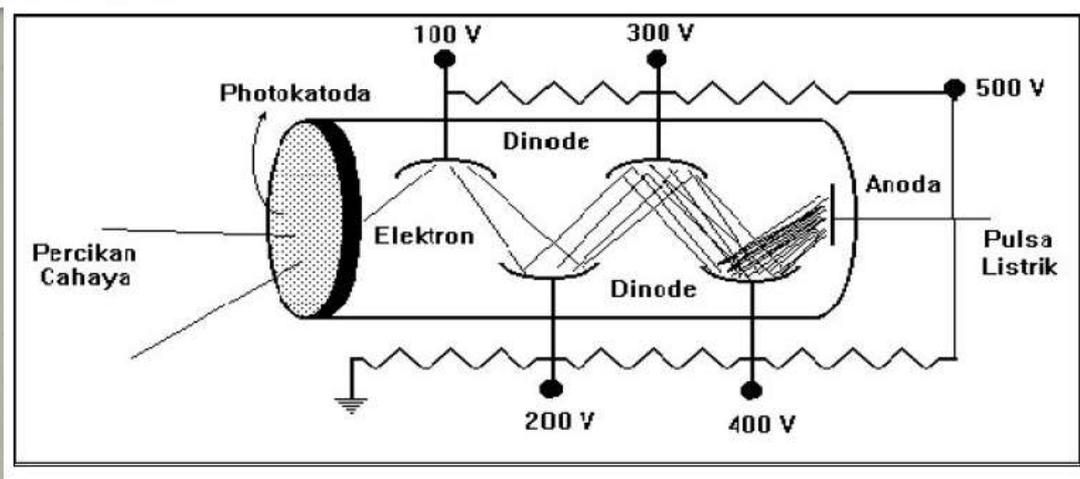


## Bahan sintilator



Di dalam kristal bahan sintilator terdapat valency band (pita valensi) dan conduction band (pita konduksi) yang dipisahkan dengan forbidden band (pita terlarang). Pada kondisi ground state (keadaan dasar) seluruh elektron berada di pita valensi sedangkan di pita konduksi kosong. Pada saat radiasi memasuki kristal, terdapat kemungkinan energinya akan diserap oleh beberapa elektron di pita valensi sehingga elektron tereksitasi ke pita konduksi. Beberapa saat kemudian elektron tersebut akan kembali ke pita valensi melalui pita energi bahan aktivator sambil memancarkan percikan cahaya

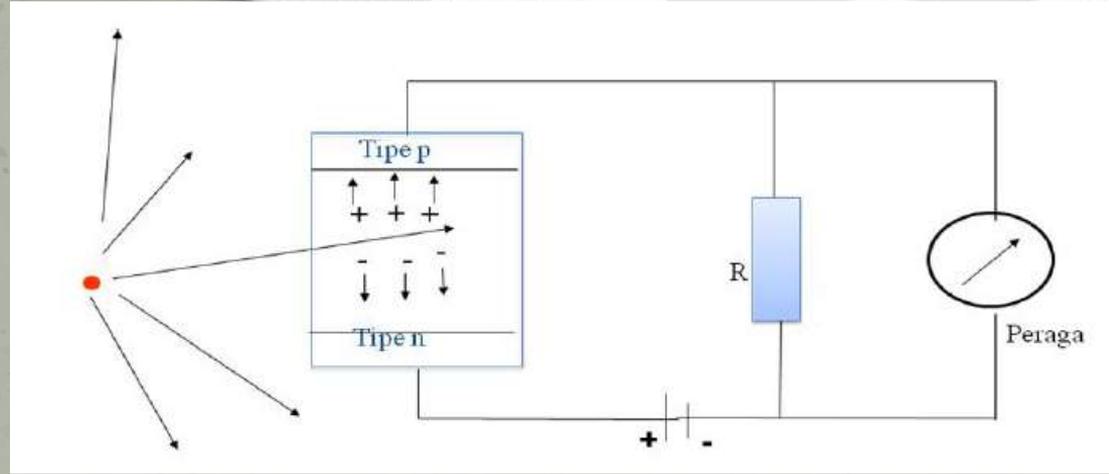
## Tabung Photomultiplier



Tabung photomultiplier terbuat dari tabung hampa yang kedap cahaya dengan photokatoda yang berfungsi sebagai sensor cahaya pada salah satu ujungnya. Photokatoda yang ditempelkan pada bahan sintilator, akan memancarkan elektron bila dikenai percikan cahaya. Elektron yang dihasilkan akan diarahkan, dengan perbedaan potensial, menuju dinode pertama. Dinode tersebut akan memancarkan beberapa elektron sekunder bila dikenai oleh elektron.



# Detektor semikonduktor



Detektor semikonduktor merupakan detektor yang relatif lebih baru ditemukan dibandingkan dengan detektor isian gas dan sintilasi. Detektor semikonduktor terbuat dari bahan silikon atau germanium. Pada detektor semikonduktor energi radiasi yang memasuki bahan semikonduktor akan diserap oleh bahan sehingga dihasilkan pasangan elektron dan hole (bermuatan +). Bila di antara kedua ujung bahan semikonduktor tipe P-N tersebut terdapat beda potensial maka akan terjadi aliran arus listrik



Detektor	Proses Interaksi	Karakteristik
Isian Gas	Ionisasi	Konstruksi sederhana Efisiensi terendah dan Resolusi rendah
Sintilasi	Eksitasi – Sintilasi	Efisiensi tinggi Respons cepat Kontruksi rumit Resolusi terendah
Semikonduktor	Ionisasi	Resolusi tertinggi Konstruksi rumit Efisiensi lebih rendah



# Referensi

## Chapter 3: Radiation Dosimeters

Set of 113 slides based on the chapter authored by  
J. Izewska and G. Rajan  
of the IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6):

*Review of Radiation Oncology Physics:  
A Handbook for Teachers and Students*

### Objective:

To familiarize the student with the most important types and  
properties of dosimeters used in radiotherapy



Slide set prepared in 2006  
by G.H. Hartmann (Heidelberg, DKFZ)  
Comments to S. Vatnitsky:  
[dosimetry@iaea.org](mailto:dosimetry@iaea.org)

Version 2012

Modul diklat PPR  
Medik 1-Alat Ukur  
Radiasi, Pusdiklat  
Batan, Jakarta: 2018

