



UNIVERSITAS INDONESIA

**DOSIS PADA BULI DAN REKTUM DALAM PERLAKUAN
BRAKITERAPI KANKER SERVIKS DENGAN SUMBER IRIDIUM-192**

SKRIPSI

TRIFENA KRISTIANI

0806365173

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

PROGRAM STUDI S1 FISIKA

DEPOK

JUNI 2011



UNIVERSITAS INDONESIA

**DOSIS PADA BULI DAN REKTUM DALAM PERLAKUAN
BRAKITERAPI KANKER SERVIKS DENGAN SUMBER
IRIDIUM-192**

SKRIPSI

Diajukan sebagai syarat untuk memperoleh gelar sarjana

Oleh

TRIFENA KRISTIANI

0806365173

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
PROGRAM STUDI S1 FISIKA
PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA
DEPOK
JUNI 2011**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.

Nama : Trifena Kristiani

NPM : 0806365173

Tanda Tangan :



Tanggal : 14 Juni 2011

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh

Nama : Trifena Kristiani
NPM : 0806365173
Program Studi : S1 Fisika, Peminatan Fisika Medis dan Biofisika
Judul Skripsi : Dosis pada Buli dan Rektum dalam Perlakuan
Brakiterapi Kanker Serviks dengan Sumber
Iridium-192

Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno Kuncoro, M.Si (.....)
Pembimbing II : Alimuddin, M.Si (.....)
Penguji I : Prof. Dr. Djarwani S.Soejoko (.....)
Penguji II : Kristina Tri Wigati, M.Si (.....)

Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 14 Juni 2011

KATA PENGANTAR

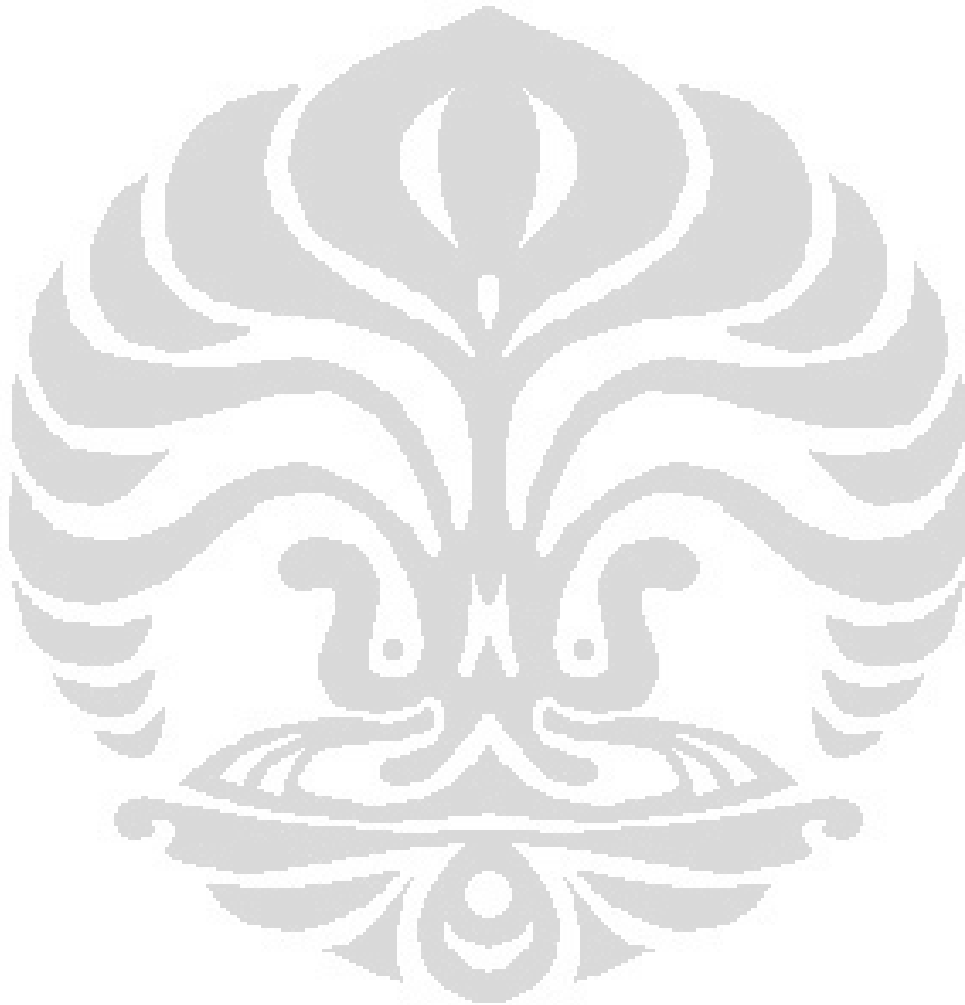
Tiada kata yang dapat penulis ucapkan selain puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Kasih yang telah memberikan berkat dan anugerahNya sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan skripsi ini. Pada kesempatan ini penulis juga mengucapkan terima kasih kepada berbagai pihak yang telah memberi bantuan dan dukungan, diantaranya:

1. **Suami, Putri Kembar (Hagit dan Judith), Papa, Mama, Ibu dan Bapak Mertua, Kakak-kakak serta adik –adikku yang tercinta.** Terima kasih atas dukungan doa, perhatian, pengertian, semangat yang terus menerus diberikan.
2. **Bapak Alimuddin, M.Si dan Bapak Dwi Seno, M.Si** selaku dosen pembimbing yang telah banyak meluangkan waktu, memberikan saran dan masukan
3. **Ibu Prof.Dr.Djarwani S.Soejoko dan Mbak Kristina Tri Wigati, M.Si** selaku dosen penguji yang telah menyempatkan waktu untuk berdiskusi memberi masukan, arahan serta semangat untuk penulisan skripsi ini.
4. **Bapak Parno**, bengkel mekanik UI, terima kasih untuk bantuannya dalam pembuatan fantom untuk penelitian ini.
5. **Mbak Tari, Mbak Widi, Bapak Pur, Bapak Ruslan, Ibu Supi, Mas Anton, Ibu Lis, Mbak Sri** yang telah banyak membantu dalam memperoleh data penelitian di RS. Persahabatan.
6. **Mbak Ratna, Mas Riski** dan semua staf sekretariat Fisika yang selalu membantu memberikan informasi;
7. Sahabat-sahabatku Fisika Medis Ekstensi angkatan 2008 **Mas Datu, Cici, Dina, Ika, Dado, Mas Elia, Hendya, Nugie** yang terus memberikan dukungan dan semangat. Terima kasih untuk bantuan dan motivasi yang telah kalian berikan.
8. **Evan dan Rifqo** yang telah banyak membantu untuk penulisan skripsi ini.
9. Semua pihak yang telah membantu dalam penyelesaian skripsi ini.

Kiranya Tuhan yang membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Akhir kata semoga penulisan tugas akhir ini bermanfaat bagi ilmu pengetahuan dalam bidang terapi.

Depok, Juni 2011

Penulis



**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Trifena Kristiani
NPM : 0806365173
Program Studi : S1 Fisika
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Skripsi

demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul:

**DOSIS PADA BULI DAN REKTUM DALAM PERLAKUAN
BRAKITERAPI KANKER SERVIKS DENGAN SUMBER IRIDIUM-192**

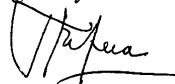
beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalih media/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok

Pada tanggal : Juni 2011

Yang menyatakan



(Trifena Kristiani)

Nama : Trifena Kristiani
Program Studi : S1 Fisika
Judul : Dosis pada Buli dan Rektum dalam Perlakuan Brakiterapi Kanker Serviks dengan Sumber Iridium-192

ABSTRAK

Brakiterapi merupakan salah satu pengobatan efektif untuk kanker serviks karena memungkinkan memberikan dosis tinggi pada tumor tetapi memiliki resiko untuk organ radiosensitive di sekitarnya seperti buli dan rektum. Perencanaan pengobatan yang tepat dapat meminimalkan dosis buli dan rektum yang diterima. Untuk mengetahui keakurasian dosis buli dan rektum hasil perhitungan *Treatment Planning System* (TPS) dengan dosis sebenarnya diperlukan pengukuran langsung.

Penelitian ini menggunakan fantom khusus yang terbuat dari bahan akrilik sebanyak 12 lembar balok akrilik membentuk kubus berukuran $20 \times 20 \times 12 \text{ cm}^3$ yang didalamnya terdapat beberapa hole yang digunakan untuk meletakkan aplikator yang digunakan sebagai tempat sumber iridium-192 dihubungkan dengan pesawat brakiterapi HDR Microselectron V2 dan detektor ionisasi PTW Farmer TM 30013 serta electrometer Unidos. Dua metode pengukuran yang digunakan yaitu penggunaan aplikator tabung intrauterine dan sepasang ovoid serta penggunaan sepasang ovoid tanpa tabung intrauterine dengan pemberian dosis titik A atau titik referensi sebesar 700, 850 dan 1000 cGy. Dari penelitian ini didapatkan dosis fantom yang terukur mendekati dosis hasil perhitungan TPS.

Kata kunci : Brakiterapi, dosis buli dan rektum, *Treatment Planning System* (TPS)

Name : Trifena Kristiani
Program Study : Bachelor Degree of Physics
Title : Dose on Bladder and Rectum of Iridium-192-sourced
Cervical Cancer Brachytherapy

ABSTRACT

Brachytherapy is one effective treatment for cervical cancer because it allows to give high doses to the tumor but has a risk to radiosensitive organs in the vicinity such as bladder and rectum. Planning appropriate treatment can minimize the dose received bladder and rectum. To determine the accuracy of dose calculation results of bladder and rectum *Treatment Planning System* (TPS) with direct measurement of the dose is actually necessary. This study uses a special phantom made of acrylic material as much as 12 sheets of acrylic blocks to form a cube measuring $20 \times 20 \times 12 \text{ cm}^3$ in which there are several holes that are used to put the applicator that is used as a source of iridium-192 HDR brachytherapy is connected by Microselectron V2 unit and PTW Farmer ionization detector and electrometer Unidos TM 30 013. Two methods of measurement used is the use of intrauterine applicator tube and a pair of ovoid and the use of a pair of ovoid without intrauterine tube with a dose of point A or point of reference by 700, 850 and 1000 cGy. From this study obtained a measured dose phantom approaching TPS dose calculation results.

Keywords : Bladder and rectum dose, Brachytherapy, Treatment Planning System (TPS)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
ABSTRAK	vii
<i>ABSTRACT</i>	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR TABEL.....	xi
DAFTAR GAMBAR.....	xii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiii
BAB I. PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	2
1.3 Batasan Permasalahan.....	2
1.4 Metodologi Penelitian.....	2
1.4 Sistematika Penulisan	3
BAB II. LANDASAN TEORI	
2.1 Anatomi	5
2.2 Sumber Tertutup	6
2.3 Kerma.....	7
2.4 Dosis Serap	7
2.5 Interaksi Foton dengan Materi.....	8
2.5.1 Efek Fotolistrik	8
2.5.2 Hamburan Compton (Hamburan Inkoheren)	8
2.5.3 Produksi Pasangan.....	9
2.6 Dosis Buli dan Rektum	10
2.7 Dosimetri Brakiterapi.....	11
2.7.1 AAPM TG 43.....	11
2.7.2 Sistem Manchester.....	12
2.7.3 TRS 398.....	15
BAB III. METODE PENELITIAN	
3.1 Peralatan dan Bahan	20
3.2 Metode Eksperimen	23
3.2.1 Perhitungan Dosis Treatment Planning Sistem (TPS).....	23
3.2.2 Pengukuran Dosis pada Fantom.....	23
BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Radiografi.....	26
4.2 Hasil Perhitungan Dosis Buli dan Rektum TPS	27

4.2.1 Metode Pertama	28
4.2.2 Metode Kedua	28
4.3 Pengukuran pada Fantom.....	30
4.3.1 Faktor Koreksi Detektor	29
4.3.2 Hasil Perhitungan Dosis pada Fantom.....	31
4.3.2.1 Metode Pertama.....	31
4.3.2.2 Metode Kedua	32
4.4 Hasil Perbandingan Dosis Buli TPS dengan Pengukuran pada Fantom.....	34
4.4.1 Metode Pertama	34
4.4.2 Metode Kedua	34
4.5 Hasil Perbandingan Dosis Rektum TPS dengan Pengukuran Fantom.....	36
4.5.1 Metode Pertama	36
4.5.2 Metode Kedua.....	36
BAB V. PENUTUP	
5.1 Kesimpulan	39
DAFTAR REFERENSI	40
DAFTAR LAMPIRAN	42

DAFTAR TABEL

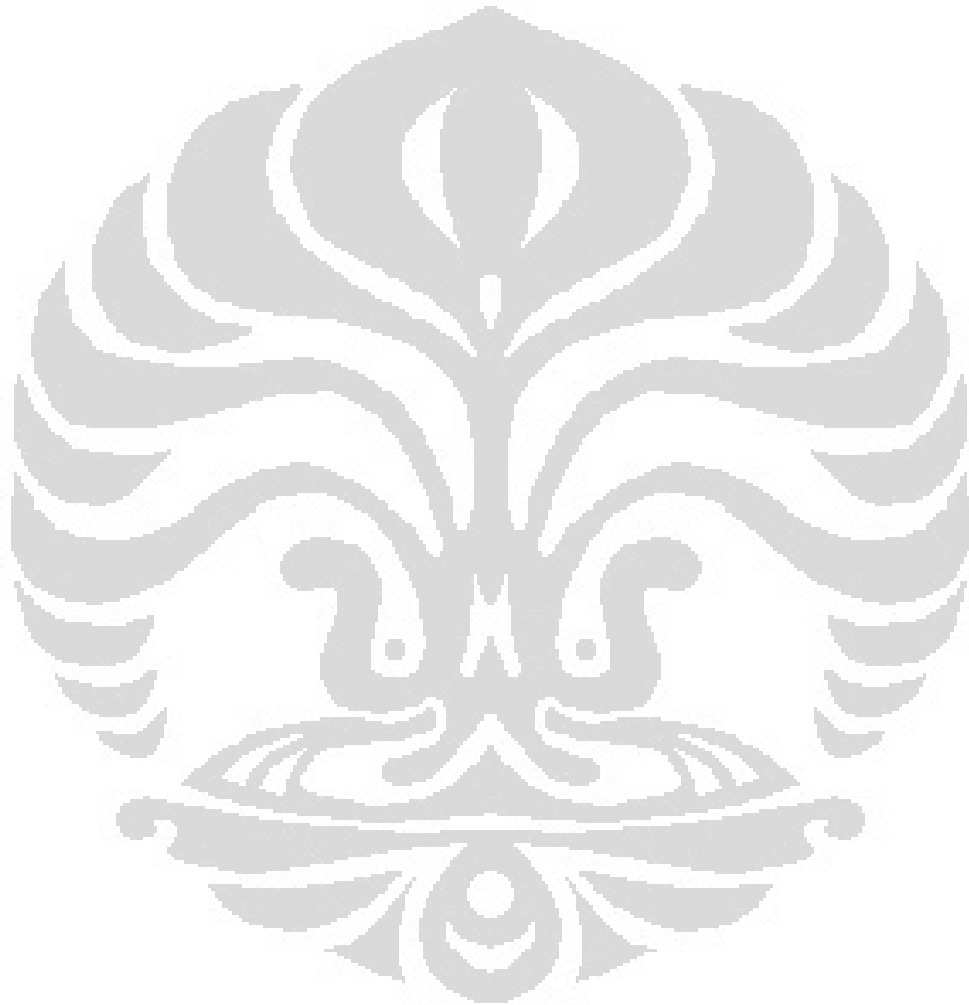
	halaman
Tabel 2.1 Prosentase dosis pada titik A dan titik – titik referensi.....	10
Tabel 4.1 Hasil dosis buli dan rektum perhitungan TPS metode pertama.....	28
Tabel 4.2 Hasil dosis buli dan rektum perhitungan TPS metode kedua	29
Tabel 4.3 Hasil pengukuran dosis buli dan rektum fantom metode pertama.....	32
Tabel 4.4 Hasil pengukuran dosis buli dan rektum fantom metode kedua	32
Tabel 4.5 Hasil perbandingan dosis buli TPS dengan fantom metode pertama.....	34
Tabel 4.6 Hasil perbandingan dosis buli TPS dengan fantom metode kedua.....	35
Tabel 4.7 Hasil perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom metode pertama.....	36
Tabel 4.8 Hasil perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom metode kedua.....	37

DAFTAR GAMBAR

	halaman
Gambar 2.1 Anatomi uterus	5
Gambar 2.2 Anatomi serviks	6
Gambar 2.3 Dimensi Microselectron V2 HDR.....	7
Gambar 2.4 Ilustrasi proses fotolistrik.....	8
Gambar 2.5 Ilustrasi hamburan compton.....	9
Gambar 2.6 Ilustrasi proses produksi pasangan.....	10
Gambar 2.7 Sistem koordinat dosimetri AAPM TG 43	11
Gambar 2.8 Posisi titik A.....	13
Gambar 2.9 Posisi titik B	13
Gambar 2.10 Posisi titik A dan B jika uterus tidak pada posisi mid line	14
Gambar 2.11 Titik buli dan rektum referensi.....	14
Gambar 2.12 Detektor ionisasi tipe Farmer	18
Gambar 3.1 Pesawat brakiterapi Nucletron Microselectron	20
Gambar 3.2 Detektor ionisasi PTW Farmer tipe 30013	21
Gambar 3.3 Elektrometer PTW Unidos	21
Gambar 3.4 Fantom akrilik	22
Gambar 3.5 Posisi detektor dan aplikator untuk pengukuran dosis buli.....	24
Gambar 3.6 Posisi detektor dan aplikator untuk pengukuran dosis rektum.....	25
Gambar 3.7 Posisi fantom dan pesawat brakiterapi.....	25
Gambar 4.1 Radiografi orthogonal	26

DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN A.....	40
LAMPIRAN B.....	45



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Di Indonesia, setiap harinya 40 sampai 45 orang terdiagnosa menderita kanker serviks dan 20 – 25 orang diantaranya meninggal. Kanker serviks merupakan kanker nomor satu di Indonesia. Kanker serviks menyerang daerah leher rahim atau serviks yang disebabkan salah satunya oleh infeksi virus HPV (*Human Pappiloma Virus*).(www.kankerserviks.com)

Salah satu pengobatan kanker serviks ini dengan radiasi ionisasi yang disebut radioterapi. Radioterapi terbagi menjadi dua yaitu teleterapi dan brakiterapi. Brakiterapi dilakukan dengan cara menempatkan sumber radioaktif dekat atau kontak langsung dengan tumor. Brakiterapi intrakaviter dilakukan dengan cara menempatkan sumber radioaktif pada kavitas dalam tubuh manusia misalnya serviks. Brakiterapi kanker serviks dimulai pada tahun 1903 dengan menggunakan sumber radium. Brakiterapi intrakaviter pada kanker serviks memungkinkan memberikan dosis yang tinggi pada tumor sedangkan organ atau jaringan sehat yang ada disekitarnya mendapatkan dosis minimum. Meskipun brakiterapi merupakan pilihan pengobatan yang efektif tetapi memiliki resiko untuk organ yang radiosensitive di sekitar uterus seperti buli dan rektum. Dengan perencanaan treatment yang tepat diharapkan tumor mendapat dosis tinggi sedangkan buli dan rektum mendapat dosis rendah.

Perencanaan treatment brakiterapi untuk kanker serviks sangat penting dilakukan, hal ini dimaksudkan agar pengobatan berlangsung dengan baik dan tepat sehingga efektifitas penyembuhan dapat meningkat. Untuk itu diperlukan pengukuran dosis buli dan rektum secara langsung. Pengukuran ini berguna untuk mengetahui dosis buli dan rektum sebenarnya dibandingkan dengan perhitungan dari *Treatment Planning Sistem* (TPS). Sehingga diketahui akurasi data antara perencanaan dengan pelaksanaan.

1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah melakukan pengukuran dosis buli dan rektum pada fantom dengan menggunakan detektor ionisasi PTW Farmer TM 30013 beserta elektrometer Unidos. Detektor ionisasi yang ditempatkan pada fantom diharapkan dapat mengukur dosis buli dan rektum selama penyinaran.

1.3 Batasan Permasalahan

Penelitian ini dibatasi pengukuran dosis buli dan rektum pada fantom menggunakan pesawat brakiterapi HDR Microselectron V2 dengan sumber Iridium-192 milik Instalasi Radioterapi Rumah Sakit Persahabatan. Detektor yang digunakan PTW Farmer TM 30013 dengan electrometer Unidos.

1.4 Metodologi Penelitian

Pada penelitian ini hasil dosis yang didapat buli dan rektum berdasarkan treatment planning sistem (TPS) dengan dosis serap di titik acuan (titik A) sebesar 700, 850 dan 1000 cGy dibandingkan dengan dosis serap yang diterima buli dan rektum pada saat penyinaran. Fantom yang digunakan terbuat dari bahan akrilik sebanyak dua belas lembar balok akrilik membentuk kubus berukuran $20 \times 20 \times 12 \text{ cm}^3$. Dengan beberapa hole ditengahnya yang digunakan untuk meletakkan bilik ionisasi dan aplikator. Aplikator yang digunakan terdiri dari 1 tabung intrauterine dan sepasang ovoid. Aplikator ditempatkan dalam fantom dengan konfigurasi aplikator yang digunakan seperti pada terapi dengan pasien sebenarnya.

Detektor yang digunakan untuk pengukuran adalah detektor ionisasi PTW Farmer tipe TM 30013 beserta electrometer Unidos. Detektor ionisasi akan dimasukkan dalam buli dan rektum.

Untuk simulasi perencanaan radiasi digunakan TPS PLATO. Dari data TPS didapatkan kurva isodosis, dosis titik acuan, dosis buli, dosis rektum dan waktu penyinaran. Metode pengukuran dosis terdiri dari 2 macam yaitu

penggunaan tabung intrauterine dan sepasang ovoid untuk sumber radiasi dengan penggunaan sepasang ovoid tanpa tabung intrauterine sebagai sumber radiasi.

1.4 Sistematika Penulisan

Sistematika karya tulis ini dibagi menjadi 6 bab pokok pembahasan yang meliputi:

BAB 1 PENDAHULUAN

Bab ini berisi latar belakang penelitian, tujuan penelitian, batasan permasalahan, dan sistematika penulisan.

BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA

Pada bab ini akan dibahas mengenai teori – teori penunjang penelitian, antara lain mengenai alat – alat yang digunakan dan teori dasar dari permasalahan yang dibahas.

BAB 3 EKSPERIMEN

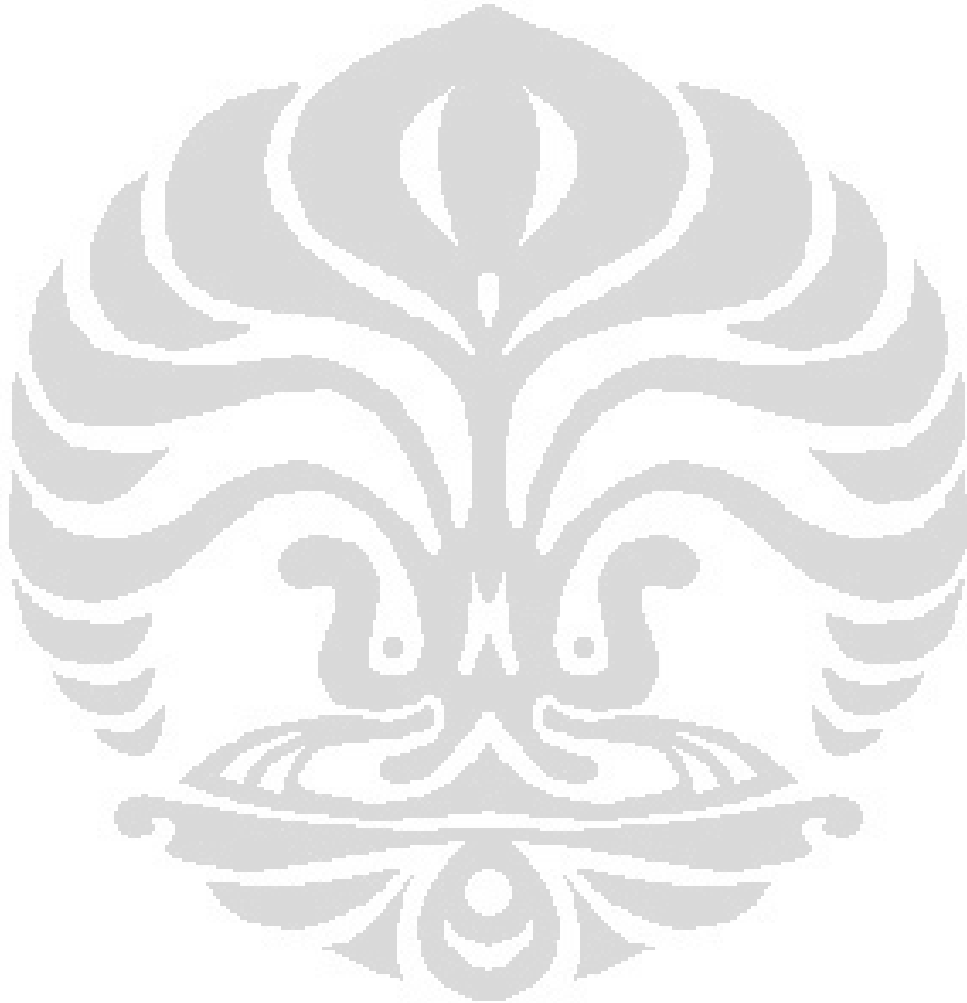
Pada bab ini akan dijelaskan prosedur pengukuran yang dilakukan dalam penelitian ini. Selain itu posisi dan cara kerja peralatan yang digunakan dalam pengukuran dan pengambilan data.

BAB 4 HASIL EKSPERIMEN DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini akan ditunjukkan dosis buli dan rektum hasil perhitungan TPS dan hasil pengukuran pada fantom. Kemudian dari kedua data tersebut akan dibandingkan. Fenomena-fenomena yang terjadi pun akan dianalisa pada bab ini, sehingga memberikan hasil yang sesuai dengan tujuan penelitian.

BAB 5 KESIMPULAN

Dalam bab ini, penulis akan memberikan beberapa kesimpulan yang dapat ditarik dari penelitian ini, serta saran lebih lanjut untuk aplikasi dari penelitian ini.

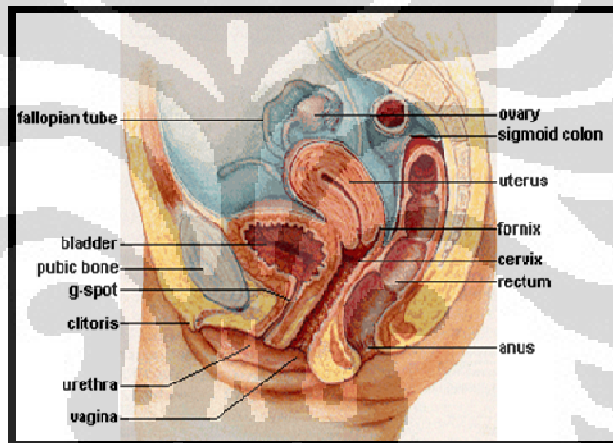


BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Anatomi

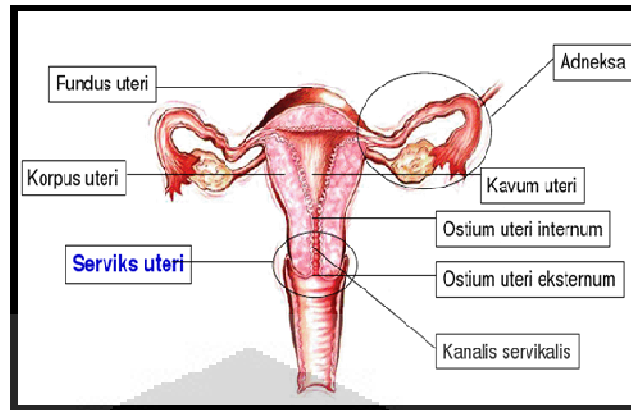
Uterus terletak di kavum pelvis di antara organ buli dan rektum. Uterus terdiri dari tiga bagian yaitu fundus, korpus dan serviks. Serviks dikenal juga dengan istilah mulut rahim atau leher rahim karena serviks merupakan bagian terendah dari uterus yang menonjol ke puncak vagina (kuliahibidan.wordpress.com). **Gambar 2.1** menunjukkan anatomi uterus terlihat dari arah lateral diantara buli dan rektum.



[sumber : <http://www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html>]

Gambar 2.1 Anatomi Uterus Tampak Lateral

Serviks terdiri dari ostium uteri eksternum, kanalis servikalis dimana bagian serviks yang menjorok ke vagina mempunyai panjang rata-rata 3 cm dan lebar 2,5 cm dengan permukaan konveks dan ellips. Kanalis endoservikalis merupakan saluran yang menghubungkan ostium uteri eksternum dan kavum uteri dengan bentuk pipih dan lebarnya dapat mencapai 7 – 8 mm. **Gambar 2.2** memperlihatkan anatomi serviks dari arah anteroposterior (AP).



[sumber : www.pduijakarta.com/index.php?...anatomi...serviks...serviks.]

Gambar 2.2 Anatomi Serviks

Kanker serviks dapat disebabkan oleh infeksi Human Papiloma Virus (HPV), faktor genetik, lingkungan dan gaya hidup yang tidak sehat. Gejala kanker serviks tidak terlihat namun ada beberapa cara yang digunakan untuk mendeteksi kanker serviks antara lain *pap smear*, Inspeksi Visual dengan Asam Asetat (IVA) (www.kankerserviks.com).

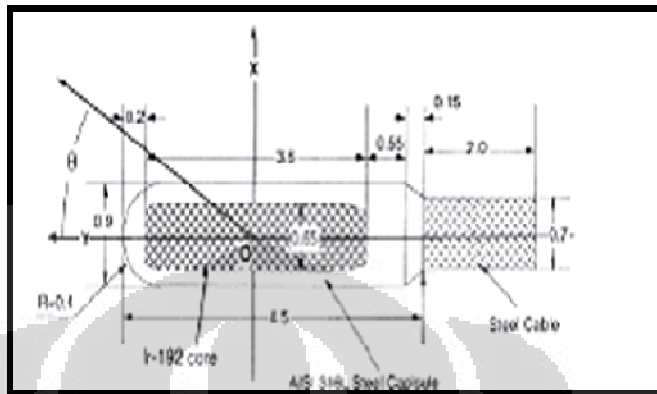
2.2 Sumber Tertutup

Sumber radioaktif tertutup adalah unsur radioaktif yang diselubungi (dikapsulkan) oleh bahan pelindung yang terbuat dari logam. Kapsul tersebut digunakan selain untuk menghindari sumber radioaktif dari pengaruh lingkungan, juga digunakan sebagai penyerap partikel beta (Podgorsak, hal.374) Pada umumnya, bahan kapsul yang digunakan adalah stainless steel, yang mempunyai resistansi tinggi terhadap korosi

Brakiterapi kanker serviks dimulai pada tahun 1903 dengan menggunakan sumber radium-226 tetapi karena faktor keselamatan radiasi maka radium tidak digunakan lagi. Sejak tahun 1960 di Eropa dan Jepang mulai memperkenalkan brakiterapi *High Dose Rate* (HDR) yaitu treatment brakiterapi dengan menggunakan laju dosis lebih dari 12 gray per jam. Salah satu sumber radioaktif untuk HDR adalah Ir-192.

Karakteristik Ir-192 adalah waktu paro 73,8 hari dengan memancarkan sinar gamma dan beta. Sumber brakiterapi memanfaatkan sinar gamma dengan

energi rata-rata 397 keV. Salah satu bentuk sumber Ir-192 berbentuk jarum seperti **gambar 2.3**



[sumber: ESTRO-Booklet 8-QC Brachytherapy.pdf]

Gambar 2.3 Dimensi Microselectron V2 HDR Ir-192

2.3 Kerma

KERMA singkatan dari *Kinetic Energy Released per unit Mass*. Ketika foton berinteraksi dengan materi, maka sebagian atau seluruh energinya akan ditransfer ke partikel bermuatan (elektron) yang ada pada materi tersebut yang digunakan sebagai energi kinetik. (Podgrosak)

Kerma didefinisikan sebagai jumlah energi yang ditransfer dari foton ke partikel bermuatan suatu medium yang digunakan sebagai energi kinetik. Kerma dinyatakan dengan persamaan 2.1. E_{tr} adalah energi yang ditransfer pada elektron dan m merupakan massa materi. Satuan kerma adalah joule per kilogram ($J.kg^{-1}$) atau gray (Gy).

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

2.4 Dosis Serap

Dosis serap didefinisikan sebagai energi rata-rata yang diserap medium dalam volume tertentu akibat interaksi radiasi. Dosis serap dinyatakan dalam

persamaan 2.2. Energi serap adalah jumlah energi yang masuk dalam volume tertentu dikurangi dengan jumlah energi yang keluar.

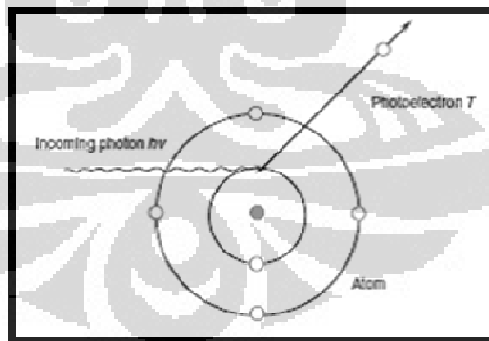
$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (2.2)$$

Dimana $d\bar{\varepsilon}$ adalah jumlah energi yang diserap dalam volume tertentu (dm). Satuan dosis serap joule per kilogram ($J.kg^{-1}$ atau gray)

2.5 Interaksi Foton dengan Materi

2.5.1 Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik terjadi saat foton dengan energi $h\nu$ menumbuk elektron terikat dan mengeluarkannya dari kulit atom K, L, M, atau N. Elektron yang keluar dari atom disebut fotoelektron dengan energi kinetik KE sama dengan $h\nu - E_B$ dengan $h\nu$ adalah energi foton yang datang dan E_B sebagai energi ikat elektron. Setelah elektron keluar dari atom maka elektron dari lintasan lain akan mengisinya dengan memancarkan sinar x karakteristik. Peristiwa ini terjadi pada energi foton rendah, kira – kira 50 KeV. **Gambar 2.4** menggambarkan proses terjadinya efek fotolistrik.



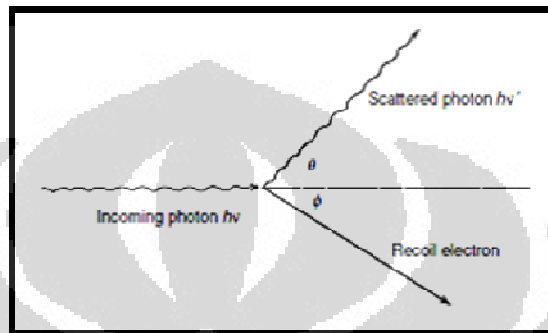
[sumber: Handbook of radiotherapy physics theory and practice, Nahum, hal. 60]

Gambar 2.4 Ilustrasi Proses Efek Fotolistrik

2.5.2 Hamburan Compton (Hamburan Inkoherent)

Proses hamburan Compton terjadi saat foton menumbuk suatu elektron bebas (energi foton datang \gg tenaga ikat elektron). Energi foton hambur sama

dengan energi foton dikurangi dengan energi kinetik elektron. Foton yang datang dibelokkan arahnya dengan sudut terhadap arah sebelumnya. Foton mentransfer sebagian energinya ke elektron (diam) yang dikenal sebagai elektron recoil seperti ilustrasi pada **gambar 2.5**.

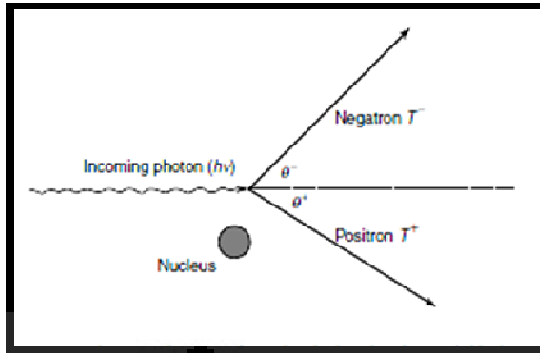


[sumber: Handbook of radiotherapy physics theory and practice, Nahum, hal. 63]

Gambar 2.5 Ilustrasi Hamburan Compton

2.5.3 Produksi Pasangan

Produksi pasangan adalah interaksi antara sebuah foton dengan sebuah inti atom. Bila sebuah foton datang dengan energi lebih besar dari 1,022 MeV mengenai materi sampai ke daerah medan inti (*nuclear field*) maka foton tersebut akan diserap dan akan dipancarkan pasangan elektron – positron. Positron adalah anti partikel dari elektron, yang mempunyai karakteristik sama dengan elektron tetapi bermuatan positif. Jumlah energi kinetik elektron dan positron sama dengan energi foton datang dikurangi dengan 1,022 MeV. **Gambar 2.6** memperlihatkan ilustrasi terjadinya produksi pasangan.



[sumber: Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice, Nahum Mayles P, 2007 hal. 68]

Gambar 2.6 Ilustrasi proses produksi pasangan

Kemudian positron yang terbentuk bergerak dalam medium akibatnya terjadi ionisasi dan eksitasi atom sepanjang lintasan sampai akhirnya diam. Terjadi proses anihilasi yaitu positron bergabung dengan elektron bebas dan berubah menjadi dua foton yang mempunyai energi 0,511 MeV.

2.6 Dosis Buli dan Rektum

Dalam *treatment* kanker serviks, dosis yang perlu diperhatikan adalah toleransi dosis buli dan rektum yang diterima. Pengukuran dosis buli dan rektum dapat dilakukan dengan mengukur langsung menggunakan detektor yang sesuai pada saat *treatment*. Dosis toleransi yang diterima buli dan rektum seperti dalam tabel 2.1

Tabel 2.1 Prosentase Dosis pada Titik A dan Titik-Titik Lain

A	R	BL	RPW LPW	R/L EXT	R/L COM	R/L PARA
100%	65%	60-80%	25%	25%	15%	5%

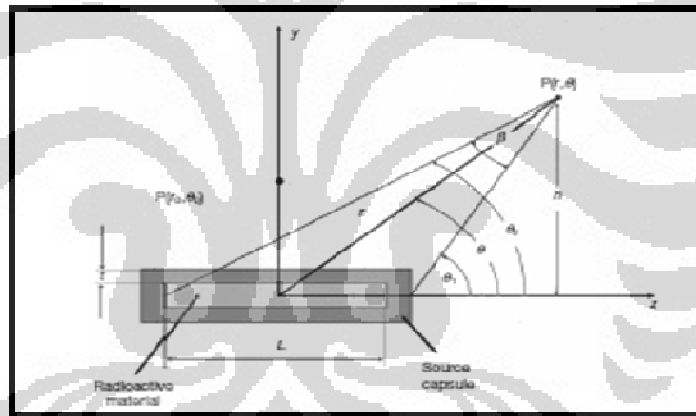
[sumber: Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice, Nahum Mayles P., 2007 hal. 1163]

Pengukuran dosis buli dan rektum secara langsung dapat dilakukan dengan menggunakan TLD ,detektor bilik pengion miniatur, detektor scintilasi dan dosimeter MOSFET.

2.7 Dosimetri Brakiterapi

2.7.1 Dosimetri Brakiterapi berdasarkan AAPM TG 43

Tahun 1995, AAPM TG-43 memperkenalkan protokol kerja untuk meminimalkan perbedaan informasi dosimetri. Karakteristik dosimetri yang direkomendasikan adalah kuat kerma udara, konstanta laju dosis, fungsi geometri, fungsi dosis radial dan fungsi anisotropi. **Gambar 2.7** memperlihatkan sistem koordinat yang digunakan pada perhitungan dosimetri brakiterapi di sekitar sumber menurut AAPM TG.



[sumber : Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects, Podgorsak, hal.469]

Gambar 2.7 Sistem koordinat dosimetri brakiterapi AAPM TG 43

Persamaan

$$D(r, \theta) = Sk \wedge \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \mathcal{F}(r) \quad (2.3)$$

Dimana:

$D(r, \theta)$: laju dosis dalam air (cGy h^{-1})

r : jarak dari sumber ke titik P (cm)

- θ : sudut antara r dan sepanjang axis sumber
- Sk : *air kerma strength* sumber ($\text{cGy cm}^2 \text{h}^{-1}$)
- Λ : konstanta laju dosis di air pada posisi referensi ($\text{cGy h}^{-1}\text{U}^{-1}$)
- $G(r,\theta)$: fungsi geometri
- $g(r)$: fungsi dosis radial
- $F(r,\theta)$: fungsi anisotropi

2.7.2 Sistem Manchester

Dalam brakiterapi, karena distribusi dosis tidak homogen maka *prescription* dosis lebih kompleks dibanding dengan teleterapi. Hal ini karena posisi sumber dalam tubuh dan penentuan posisi titik – titik referensi maupun posisi organ pada setiap pasien tidak selalu sama. Penentuan posisi organ dengan foto orthogonal tidak dapat memberikan penentuan posisi dengan presisi yang tinggi sehingga diperlukan sistem dosimetri atau sistem perhitungan dosis yang *reproducible* sesuai organ tubuh pasien yang berbeda- beda. Beberapa sistem dosimetri brakiterapi telah dikembangkan salah satunya sistem Manchester.

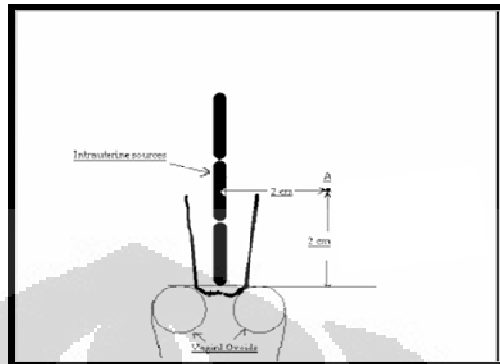
Sistem Manchester merupakan kombinasi sistem Paris dengan sistem Stockholm. Dalam sistem ini menggunakan aplikator tempat sumber terdiri dari satu tabung intrauterine dan sepasang ovoid. Dalam pelaksanaannya tabung intrauterine dimasukkan ke dalam kanal uterin sedangkan ovoid diletakkan pada *fornix vagina lateral*. Tujuan dari konfigurasi tersebut supaya distribusi dosis pada organ rahim dan daerah di sekitarnya merata.

Sistem ini membagi dosis ke beberapa titik. Titik- titik tersebut dapat dianggap mewakili berbagai organ yang perlu dilindungi. Beberapa titik tersebut adalah:

a. Titik A

Titik A didefinisikan sebagai titik yang berada 2 cm lateral dari kanal uterin dan 2 cm dari membrane mukosa dari fornix vagina lateral. Titik A merupakan titik geometri bukan sebagai titik anatomi, posisi ini

hanya didefinisikan dengan posisi aplikator yang ideal atau geometri referensi (**gambar 2.8**)

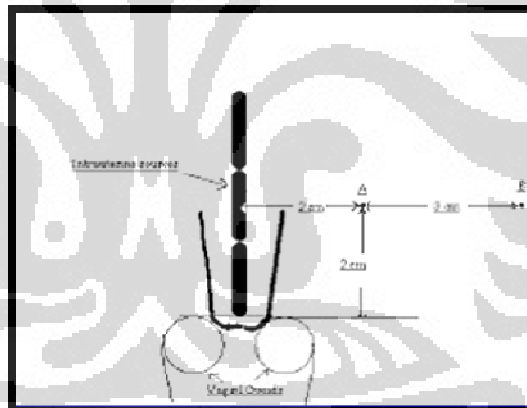


[sumber:Manchester.Pdf,Anil Sharma,Phd]

Gambar 2.8 Posisi Titik A

b. Titik B

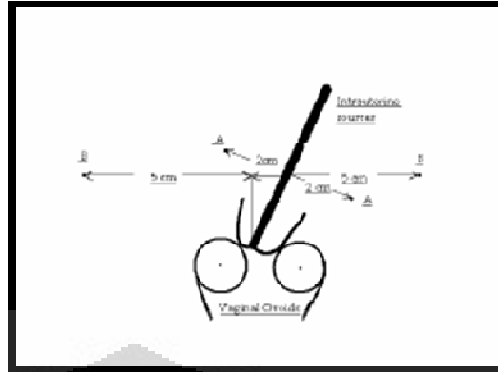
Titik B didefinisikan titik yang berada 5 cm dari mid-line dan 2 cm ke atas dari membrane mukosa dari fornix lateral (**gambar 2.9**)



[sumber:Manchester.Pdf,Anil Sharma,Phd]

Gambar 2.9 Posisi Titik B

Jika posisi uterus tidak berada di *mid-line* pada tubuh, maka titik A berubah sesuai dengan kanal uterus tetapi titik B tetap (**gambar 2.10**)



[sumber:Manchester.Pdf,Anil Sharma,Phd]

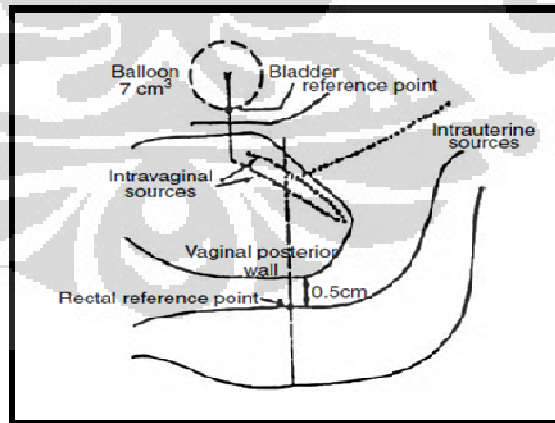
Gambar 2.10 Posisi Titik A dan Titik B Jika Uterus Tidak Berada pada Posisi Mid-Line Tubuh

c. Titik buli

Titik buli ditentukan pada tengah balon kateter dilihat dari arah anteroposterior sedangkan pada posisi lateral, titik buli terletak di permukaan posterior pusat balon.

d. Titik rektum

Titik rektum ditentukan dari foto orthogonal dimana letak rektum dapat terlihat pada daerah yang diberi *rectal marker*. Titik buli dan rektum referensi ICRU dapat dilihat pada **gambar 2.11**



[sumber: Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice, Nahum Mayles P, 2007 hal. 1161]

Gambar 2.11 Titik Buli dan Titik Rektum Referensi

2.7.3 Dosimetri berdasarkan TRS 398

Dosis serap air pada kedalaman referensi dalam air untuk kualitas berkas referensi Q_0 dinyatakan dengan persamaan

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2.4)$$

Dimana :

M_{Q_0} : bacaan dosimeter pada kondisi referensi (digit)

N_{D,w,Q_0} : faktor kalibrasi dosis serap air (cGy/digit)

D_{w,Q_0} : dosis serap air pada berkas kualitas radiasi (Gy)

Ketika dosimeter digunakan dalam kualitas berkas Q yang berbeda dari kualitas berkas yang digunakan saat kalibrasi Q_0 , maka persamaan dosis serap menjadi

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{QQ_0} \quad (2.5)$$

Dimana:

$D_{w,Q}$: dosis serap di air pada titik pengukuran dengan kualitas berkas Q (Gy)

N_{D,w,Q_0} : faktor kalibrasi dosis serap air pada kualitas berkas referensi Q_0 (cGy/digit)

k_{QQ_0} : faktor koreksi kualitas berkas radiasi foton.

M_Q : bacaan bilik ionisasi terkoreksi (digit)

2.7.3.1 Faktor Koreksi Bacaan

Koreksi bacaan M dari detektor ionisasi menurut persamaan

$$M = M_{\text{raw}} k_{\text{ion}} k_{\text{TP}} k_{\text{elec}} k_{\text{pol}} \quad (2.6)$$

Dimana :

M_{raw} : bacaan elektrometer (coulomb atau bacaan alat)

k_{ion} : koreksi rekombinasi ion

k_{TP} : koreksi suhu dan tekanan udara

k_{elec} : faktor kalibrasi elektrometer

k_{pol} : koreksi polaritas

Persamaan koreksi suhu dan tekanan dinyatakan dalam persamaan

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} \quad (2.7)$$

Dimana :

T_0 dan P_0 adalah suhu dan tekanan referensi yaitu 20°C dan $101,32 \text{ kPa}$ sedangkan T dan P adalah suhu dan tekanan saat pengukuran

Untuk rentang kelembaban antara $30 - 80\%$, faktor koreksi kelembaban diabaikan.

Koreksi polaritas

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (2.8)$$

Dimana: M_+ dan M_- adalah sinyal detektor dengan polaritas positif dan negative.

2.7.3.2 Penentuan $N_{k,lr}$

Nilai $N_{k,lr}$ tidak ditentukan secara langsung, $N_{k,lr}$ ditentukan dengan cara interpolasi dari hasil kalibrasi bilik ionisasi menggunakan sumber ^{137}Cs atau ^{60}Co dan sinar-X 250 kV . ^{60}Co memerlukan build up dengan ketebalan $0,55 \text{ gr/cm}^2$ untuk radiasi gamma ^{60}Co .

Faktor kalibrasi kerma udara N_k untuk berkas ^{60}Co dengan build up cap diperoleh dari hasil pengukuran SSDL. Demikian pula untuk N_k sinar-X 250 kV . Selanjutnya, faktor koreksi lainnya adalah A_{wall} yang merupakan faktor koreksi akibat atenuasi dan hamburan dalam cap, sehingga faktor tersebut dipengaruhi oleh bahan cap dan energi radiasi. Respon detektor N_{ch} sesuai dengan persamaan

$$N_{ch} = N_k A_{wall} \quad (2.8)$$

Untuk perhitungan $N_{k, Ir}$ build up cap bilik ionisasi untuk radiasi gamma ^{60}Co juga digunakan pada kalibrasi berkas sinar-X 250 kV untuk memperoleh $N_{k, 250\text{ kV}}$. Selanjutnya faktor kalibrasi $N_{k, Ir}$ ditentukan dengan interpolasi, dengan faktor bobot yang diberikan dengan persamaan sebagai berikut

$$f_{w, 250\text{kV}} = \left| \frac{\overline{h\nu}_{Ir} - \overline{h\nu}_{Co}}{\overline{h\nu}_{Co} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}} \right| = 0.8 \text{ and } f_{w, Co} = \left| \frac{\overline{h\nu}_{Ir} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}}{\overline{h\nu}_{Co} - \overline{h\nu}_{250\text{kV}}} \right| = 0.2 \quad (2.9)$$

Dengan $h\nu_{Ir}$ dan $h\nu_{Co}$ menyatakan energi rata-rata kerma udara sinar gamma ^{192}Ir dan sinar gamma ^{60}Co sedangkan $h\nu_{250\text{kV}}$ menyatakan energi efektif berkas sinar- X 250 kV. Faktor $N_{k, Ir}$ diperoleh dengan menggunakan persamaan

$$N_{K, Ir} = \left(0.8 \cdot A_{w, 250\text{kV}} N_{K, 250\text{kV}} + 0.2 \cdot A_{w, Co} N_{K, Co} \right) / A_{w, Ir} \quad (2.10)$$

2.7.3.2 Hubungan N_K dan $N_{D, w}$

Formula untuk penghitungan faktor kalibrasi dosis serap air ($N_{D, w}$) dari N_K dan $N_{D, udara}$ didapatkan persamaan 2.11

$$N_{D, w, Q_0} = N_{D, air} (S_{w, air})_{Q_0} P_{Q_0} \quad (2.11)$$

Dimana :

N_{D, w, Q_0} : faktor kalibrasi dosis serap air untuk berkas ^{60}Co (Gy/digit)

$S_{w, air}$: nisbah daya henti massa air terhadap udara

P_{Q_0} : faktor koreksi pertubasi yang dapat dihitung dengan persamaan 2.12

$$P_{Q_0} = [P_{dis} P_{wall} P_{cav} P_{cel}]_{Q_0} \quad (2.12)$$

2.7.3.3 Koreksi untuk Kualitas Berkas

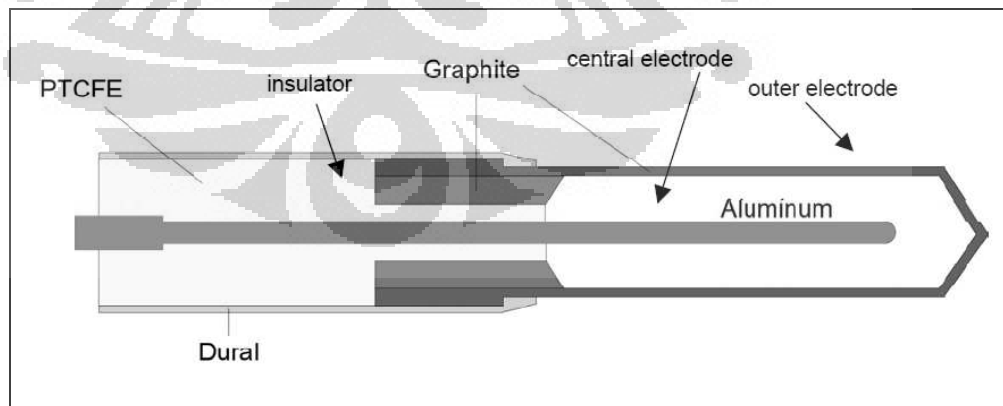
Faktor koreksi K_{Q,Q_0} disediakan laboratorium kalibrasi, tetapi beberapa SSDL lebih memilih mengacu ke koefisien kalibrasi $N_{k,Q}$ untuk semua kualitas berkas Q yang diukur. Untuk hal ini K_{Q,Q_0} dapat dihitung dengan persamaan

$$K_{Q,Q_0} = \frac{N_{k,Q}}{N_{k,Q_0}} = \frac{ND_{W,Q}}{ND_{W,Q_0}} \quad (2.13)$$

Pada umumnya kalibrasi dilakukan dengan menggunakan sumber ^{60}Co . kalibrasi bilik ionisasi untuk ^{192}Ir jarang dilakukan secara langsung karena tidak ada Laboratorium Standard Dosimetri Primer (PSDL) yang mapan untuk mengkalibrasi bilik ionisasi untuk ^{192}Ir . Dengan demikian untuk menentukan faktor kalibrasi udara bilik ionisasi digunakan metode tidak langsung.

2.8. Detektor Ionisasi Tipe Farmer

Jenis detektor ionisasi yang populer dan banyak digunakan adalah detektor ionisasi tipe Farmer, desain dasar terlihat pada **gambar 2.12**. Detektor ini memiliki karakteristik tidak dipengaruhi oleh arah datang sinar radiasi, volume detektor berkisar 0,05 sampai 1,00 cm³, radius 2 – 7 mm, panjang 4-25 mm, ketebalan dinding detektor 0,1g/cm².



[sumber: Handbook for teacher and student, Podgorsak]

Gambar 2.12. Desain Detektor Ionisasi Tipe Farmer

Secara singkat cara kerjanya ialah mengukur jumlah ionisasi yang terjadi didalam rongga. Radiasi yang memasuki detektor akan mengionisasi gas dan menghasilkan ion-ion positif dan ion-ion negative (elektron). Jumlah ion yang akan dihasilkan sebanding dengan energi radiasi dan berbanding terbalik dengan daya ionisasi gas. Ion-ion yang dihasilkan di dalam detektor akan memberikan kontribusi terbentuknya pulsa ataupun arus listrik. Ion-ion primer yang dihasilkan oleh radiasi akan bergerak menuju elektroda yang sesuai. Pergerakan ion-ion tersebut akan menimbulkan pulsa atau arus listrik. Pergerakan ion tersebut dapat berlangsung bila di antara dua elektroda terdapat cukup medan listrik. Bila medan listriknya semakin tinggi maka energi kinetik ion-ion akan semakin besar sehingga mampu mengadakan ionisasi lain.

Alat yang digunakan untuk membaca jumlah ion yang dikumpulkan oleh detektor disebut elektrometer. Secara umum, elektrometer merupakan suatu rangkaian elektronik yang memiliki penguat tinggi, feedback negative, operasional amplifier dengan resistor atau kapasitor yang berfungsi untuk mengukur arus dan muatan di dalam detektor kamar pengion. Pengukuran biasanya dilakukan menggunakan interval waktu yang konstan.

BAB III EKSPERIMEN

3.1 Peralatan Dan Bahan

a) Spesifikasi pesawat brakiterapi

Dalam penelitian ini digunakan pesawat brakiterapi milik Rumah Sakit Persahabatan dengan spesifikasi sebagai berikut :

Nama pesawat	: Nucletron Microselectron V2 HDR.
Nomor model	: REF 105.002 (DRN07736)
No.seri	: NLF 01 D36C7454
Sumber radioaktif	: Iridium-192
Laju kerma udara referensi	: 46,86 mGy/h pada jarak 1 meter (15 Februari 2011)
Jumlah saluran (channel)	: 18



Gambar 3.1 Pesawat Brakiterapi HDR ^{192}Ir Nucletron Microselectron

b) Spesifikasi dosimeter yang digunakan

Spesifikasi detektor ionisasi yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

Tipe bilik ionisasi	: PTW TM Farmer tipe 30013
Volume sensitif	: $0,6 \text{ cm}^3$
Bahan dinding volume sensitif	: 0,09 mm grafit dan 0,335 mm PMMA
Dimensi volume sensitif	: radius 3,05 mm dan panjang 23 mm
Titik referensi	: 13 mm dari ujung bilik ionisasi
Elektroda central	: Aluminium diameter 1,1 mm



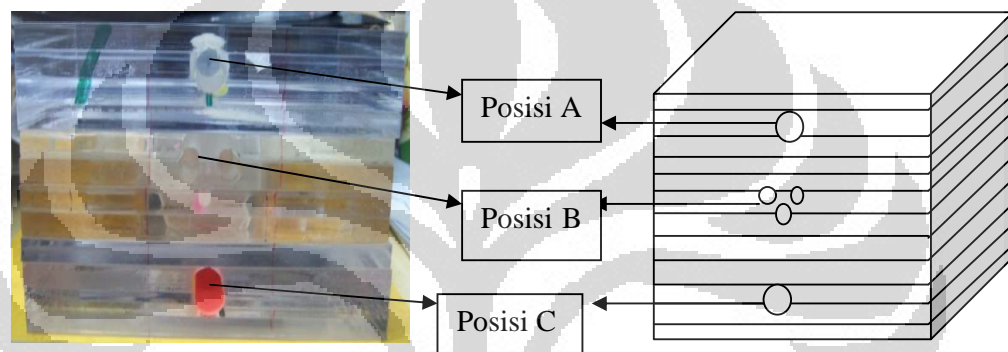
Gambar 3.2 Detektor Ionisasi PTW Farmer Tipe TM 30013



Gambar 3.3 Elektrometer PTW Unidos

c) Fantom akrilik

Fantom yang digunakan terbuat dari bahan akrilik. Dua belas lembar balok akrilik disusun membentuk kubus berukuran $20 \times 20 \times 12 \text{ cm}^3$. (gambar 3.4). Dengan beberapa *hole* ditengahnya yang digunakan untuk meletakkan bilik ionisasi dan aplikator. Aplikator yang digunakan terdiri dari 1 tabung intrauterine dan sepasang ovoid. Aplikator ditempatkan dalam fantom dengan susunan seperti perlakuan terapi pada pasien.



Gambar 3.4 Fantom Akrilik

Keterangan gambar:

Posisi A diasumsikan sebagai buli dengan hole ditengahnya berdiameter 1,6 cm dan panjang 12 cm dan pada bagian ujung dari hole terdapat bulatan berdiameter 2,4 cm

Posisi B diasumsikan sebagai uterus dengan 3 hole ditengahnya berdiameter masing-masing 0,8 cm.

Posisi C diasumsikan sebagai rektum dan ada hole ditengahnya berdiameter 1,6 cm dan panjang 12 cm.

Perhitungan dosis dengan komputer *Treatment Planning System* (TPS) dengan perangkat lunak PLATO. Posisi sumber dan titik referensi direkonstruksi secara manual dengan bantuan alat *digitizer*. Digitizer untuk mendigitasi titik – titik sumber dan titik referensi melalui dua radiografi *orthogonal* dari fantom dengan aplikatornya.

3.2. Metode Eksperimen

Penelitian ini terdiri dari dua tahap, tahap pertama untuk menentukan dosis buli dan rektum berdasarkan hasil perhitungan TPS. Tahap kedua menentukan dosis buli dan rektum dengan pengukuran pada fantom.

3.2.1 Perhitungan Dosis *Treatment Planning System* (TPS)

Langkah pertama dalam perhitungan dosis TPS yaitu membuat radiografi. Fantom diatur dengan cara menempatkan detektor ionisasi yang telah diberi tanda dengan kawat Pb berukuran 0,5 cm yang diasumsikan sebagai titik efektif detektor pada posisi A. Aplikator diletakkan pada posisi B dengan *sinar-X marker* didalamnya serta *rectal marker* ditempatkan pada posisi C. (lihat **gambar 3.4**). Demikian juga untuk perhitungan dosis rektum, posisi *rectal marker* diganti dengan detektor ionisasi. Pembuatan radiografi dengan proyeksi anteroposterior (AP) dan lateral, dilakukan di ruang simulator.

Setelah pembuatan radiografi, langkah selanjutnya memberi tanda berupa titik seperti titik referensi, titik sumber (*dummy*) pada tabung intrauterine dan sepasang ovoid, titik buli, titik rektum. Perhitungan dosis buli dan rektum dengan variasi pemberian dosis di titik A sebesar 700, 850 dan 1000 cGy.

3.2.2. Pengukuran Dosis dengan Fantom

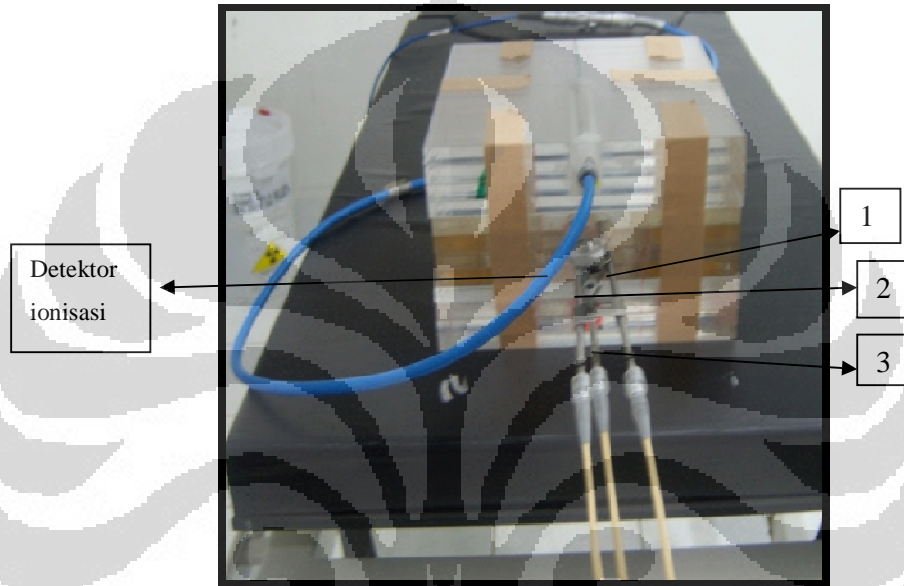
Pengukuran pada fantom dilakukan dengan cara meletakkan aplikator dan detektor ionisasi yang ditunjukkan seperti dalam **gambar 3.5** dan **gambar 3.6**. Dalam pengambilan data untuk perhitungan dosis buli dan rektum pada fantom terdapat dua metode yaitu penggunaan aplikator sebagai sumber radioaktif berupa tabung intrauterine dan sepasang ovoid serta metode kedua penggunaan sepasang ovoid tanpa tabung intrauterine.

- a. Metode pertama, aplikator dihubungkan ke sumber radioaktif pada pesawat brakiterapi dengan saluran 1 dan 2 dihubungkan ke ovoid sedangkan saluran 3 dihubungkan ke tabung intrauterine. Untuk pengukuran buli, detektor ionisasi diletakkan di buli dengan pemberian dosis titik A sebesar 700,850 dan 1000 cGy. Demikian juga untuk

pengukuran rektum dilakukan dengan cara yang sama seperti pengukuran dosis buli.

- b. Metode kedua, sama dengan metode pertama tetapi aplikator yang digunakan hanya sepasang ovoid.

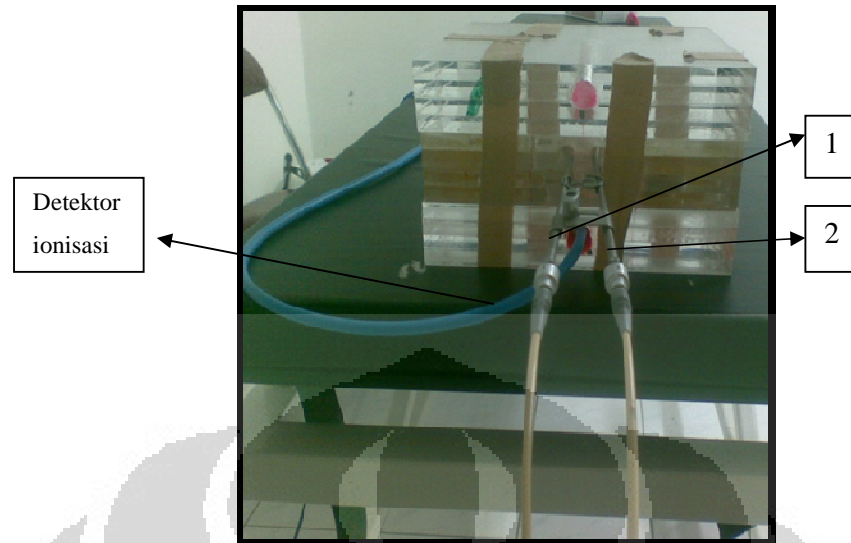
Temperatur dan tekanan udara ruangan dicatat untuk setiap kali penyinaran. Bacaan elektrometer kemudian dikonversi menjadi dosis buli dan rektum.



Gambar 3.5 Penempatan Detektor ionisasi dan Aplikator untuk Pengukuran Dosis Buli

Keterangan gambar:

- 1 menunjukkan ovoid yang dihubungkan pada saluran 1 dari sumber brakiterapi
- 2 menunjukkan ovoid yang dihubungkan pada saluran 2 dari sumber brakiterapi
- 3 menunjukkan tabung intrauterine yang dihubungkan dengan saluran 3 pada sumber brakiterapi



Gambar 3.6 Penempatan Detektor Ionisasi untuk pengukuran DosisRektum dengan Aplikator Sepasang Ovoid



Gambar 3.7. Posisi Fantom dan Detektor terhadap Pesawat Brakiterapi

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil Radiografi

Langkah awal untuk perhitungan dosis di sistem perencanaan treatment yaitu mengecek geometri aplikator dilakukan dengan cara pengambilan foto fantom secara *orthogonal* (anteroposterior dan lateral). Setelah didapatkan hasil radiografi selanjutnya dilakukan perencanaan radiasi menggunakan komputer TPS Nucletron PLATO. Dalam perhitungan TPS diperlukan data-data input antara jenis sumber, faktor peluruhan, konstanta laju kerma udara yang dapat dilihat selengkapnya pada lampiran. Setelah data-data input dimasukkan maka dilakukan identifikasi dan penandaan pada titik referensi, buli, rektum serta titik – titik dalam aplikator yang ditandai dengan *dummy* yang digunakan sebagai lintasan sumber radiasi yang terlihat pada gambar 4.1. Titik – titik tersebut direkonstruksi dengan menggunakan alat digitizer sehingga radiografi orthogonal dua dimensi dapat diubah menjadi gambar tiga dimensi.



(a)

(b)

Gambar 4.1 Radiografi orthogonal (a) proyeksi AP (b) lateral

4.2 Hasil Perhitungan Dosis Buli dan Rektum TPS

Pesawat brakiterapi microSelectron HDR menggunakan sumber Iridium-192 dengan panjang 10 mm. Sumber ini memiliki aktivitas awal 8,82 Ci pada tanggal 15 maret 2011, laju paparan referensi 41079,414 R/h cm² dan konstanta laju kerma udara 4,082 cGy/h/mCi*cm². Untuk data selengkapnya dapat dilihat pada lampiran B. Penggunaan pesawat brakiterapi HDR remote afterloading memungkinkan dilakukan optimasi plan. Optimasi distribusi dosis dilakukan dengan cara melakukan pengaturan *dwelt times* sumber dalam aplikator.

Ada beberapa tipe aplikator brakiterapi intrakaviter untuk kanker serviks diantaranya tipe Manchester yang digunakan di Rumah Sakit Persahabatan. Tipe Manchester terdiri dari aplikator tabung intrauterine dan sepasang ovoid yang berbentuk ellips. Tabung intrauterine dimasukkan dalam uterus sedangkan ovoid diletakkan pada fornix lateral vagina. Panjang standard aplikator tabung intrauterine 4 cm dan 6 cm sedangkan ukuran ovoid sesuai dengan ukuran vagina. Ukuran kecil 2 cm, medium 2,5 cm sedangkan ukuran besar 3 cm. Tabung ovoid dilapisi dengan karet ukuran 5 mm untuk fiksasi agar tabung berada pada posisi yang tepat saat pemasangan. Saat pemasangan, ketiga aplikator diberi penjepit agar posisi tidak berubah. Penggunaan ukuran tabung intrauterine dan ovoid mengikuti anatomi pasien. Dalam penelitian ini digunakan ukuran tabung intrauterine dengan panjang 6 cm dan ovoid 2 cm. Sumber tabung intrauterine dalam 25 posisi sedangkan ovoid 9 posisi dengan jarak antara posisi sumber 2,5 mm.

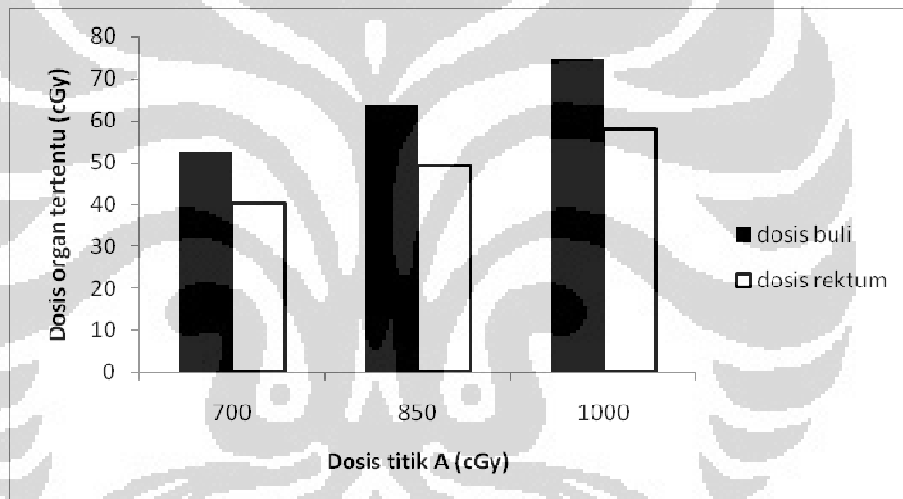
Perhitungan dosis buli dan rektum di TPS dilakukan dengan 2 metode yaitu metode pertama menggunakan aplikator tabung intrauterine serta sepasang ovoid sedangkan metode kedua hanya menggunakan sepasang ovoid tanpa tabung intrauterine.

4.2.1 Metode Pertama.

Dari hasil perhitungan TPS metode pertama, buli dan rektum mendapatkan dosis seperti terlihat dalam tabel 4.1 Data selengkapnya dapat dilihat pada lampiran.

Tabel 4.1. Hasil dosis buli dan rektum TPS untuk metode pertama

Dosis titik A (cGy)	Dosis buli (cGy)	Dosis rektum (cGy)
700	52,26	40,56
850	63,45	49,26
1000	74,65	57,95



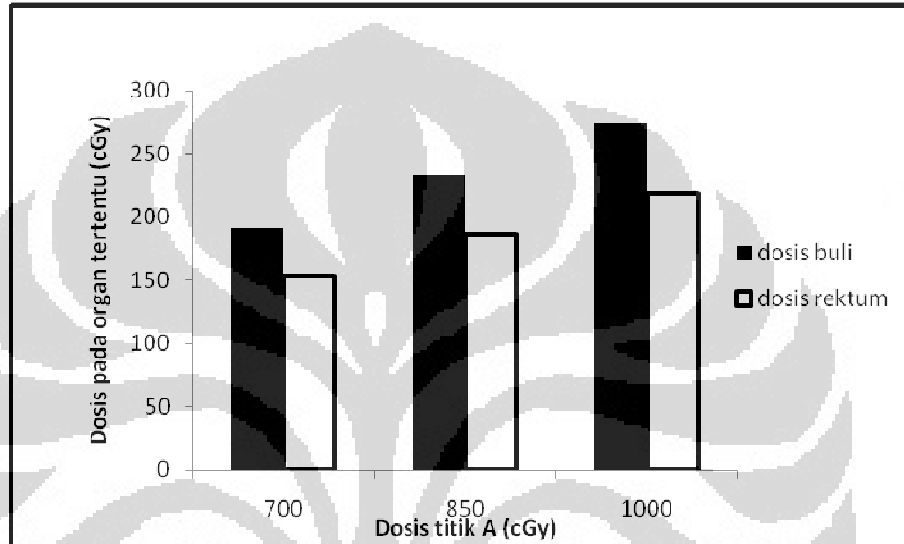
Grafik 4.1 Grafik dosis buli dan rektum TPS metode pertama

4.2.2 Metode Kedua

Perhitungan TPS metode kedua didapatkan buli dan rektum masing – masing mendapatkan dosis seperti tabel 4.2

Tabel 4.2 Hasil dosis buli dan rektum TPS untuk metode kedua

Dosis titik A (cGy)	Dosis Buli (cGy)	Dosis Rektum (cGy)
700	191,13	153,77
850	233,07	186,21
1000	274,2	219,07



Grafik 4.2 Grafik dosis buli dan rektum TPS metode kedua

Dari tabel 4.1 dosis yang diterima buli sebesar 7,47 % sedangkan pada tabel 4.2 meningkat menjadi 24,46%. Demikian juga dosis yang diterima oleh rektum dengan metode pertama rektum mendapatkan dosis sebesar 7,59% sedangkan metode kedua meningkat menjadi 16,78% pada pemberian dosis titik A 700, 850 dan 1000 cGy. Hal ini berkaitan dengan penggunaan aplikator ovoid yang diletakkan pada fornix lateral vagina. Dari anatomi uterus pada gambar 2.1 terlihat letak fornix lateral vagina berdekatan dengan organ buli dan rektum. Untuk mendapatkan dosis titik A yang telah ditentukan dengan menggunakan 2 sumber maka dibutuhkan dwell time yang lebih lama dibanding dengan menggunakan 3 sumber.

Jika dilihat dari dosis toleransi buli pada tabel 2.1, dosis buli maksimum antara 60 sampai 80 % dan dosis rektum maksimum 65 % maka kedua dosis buli dan rektum masih dalam batas toleransi. Penerimaan dosis sangat kecil dibanding

dengan dosis yang diterima oleh pasien sebenarnya hal ini dikarenakan posisi anatomi fantom sangat ideal.

4.3 Pengukuran pada Fantom

Hasil perhitungan TPS ditransfer via network ke kontrol panel pesawat brakiterapi di ruang operator. Pesawat brakiterapi HDR Microselectron mempunyai sistem *check cable* dan *dummy source*. Sebelum sumber radiasi didistribusikan pada posisi volume target, maka akan didahului pengiriman sumber rekaan (*dummy source*). *Dummy source* adalah sumber rekaan yang secara fisik mempunyai ukuran dan dimensi yang sama dengan sumber aslinya tetapi terbuat dari bahan non radioaktif. Apabila dalam lintasan yang dilalui oleh sumber rekaan terdapat gangguan maka sumber sesungguhnya tidak akan dikeluarkan dan alat akan memberikan sinyal warning sehingga dapat dilakukan koreksi terlebih dahulu tetapi apabila sumber rekaan berjalan lancar maka sumber sebenarnya baru dikeluarkan.

4.3.1 Faktor Koreksi Detektor

Sebelum melakukan pengukuran perlu dilakukan kalibrasi alat ukur, penentuan faktor koreksi kualitas berkas dan faktor koreksi bacaan.

1. Faktor kalibrasi detektor

Faktor kalibrasi detektor tidak dapat dilakukan langsung karena karena SSDL tidak menggunakan ^{192}Ir sebagai sumber untuk kalibrasi. Oleh karena itu $N_{k,\text{Ir}}$ ditentukan dengan cara interpolasi dari hasil kalibrasi bilik ionisasi menggunakan sumber ^{137}Cs atau ^{60}Co dan sinar-X 250 kV. Dari data referensi didapatkan $N_{x\ 250\text{kV}} = 5,53\ \text{R/nC}$ dan $N_{x\ \text{Co-60}} = 5,51\ \text{R/nC}$ (lihat data lampiran) maka $N_{k\ 250\text{kV}}$ dan $N_{k\ \text{Co-60}}$ dapat dicari dengan menggunakan persamaan

$$N_K = N_{x(\gamma)} \cdot k \cdot \frac{W}{e} \cdot \frac{1}{1-g} \quad [\text{Gy/nC}]$$

Dimana :

N_x : koefisien kalibrasi paparan [R/nC]

k : koefisien konversi, $k = 2,58 \cdot 10^{-4}$ [R/nC]

W/e : energi rata-rata yang dibutuhkan untuk menghasilkan pasangan ion persatuan muatan 33,97 [J/C]

$1 - g$: 0,997 untuk Co-60

$1 - g$: 1 untuk Ir-192 dan sinar- X

Dari persamaan diatas maka didapatkan N_{k250kV} dan N_{kCo-60} adalah 4,83 cGy/nC dan 4,84 cGy/nC. Dari persamaan 2.10 didapatkan $N_{kIr-192} = 4,86$ cGy/nC.

Setelah mendapatkan nilai $N_{K,Ir192}$ maka dikonversi menjadi nilai $N_{D,W}$ dengan menggunakan rumus 2.11 didapatkan nilai $N_{D,W}$ sebesar 5,26 cGy/nC

2. Faktor kualitas berkas

Dari hasil perhitungan faktor kualitas berkas dengan persamaan 2.12 didapatkan k_{Q,Q_0} sebesar 0,99

3. Koreksi bacaan elektrometer

Koreksi suhu dan tekanan (k_{TP}) untuk bacaan elektrometer sesuai persamaan 2.7 didapatkan k_{TP} metode pertama sebesar 1,004. metode kedua 1,002. Kelembaban saat pengukuran 70 % sehingga dianggap tidak diperhitungkan. Untuk koreksi polaritas, rekombinasi ion bernilai 1.

4.3.2 Hasil Perhitungan Dosis Buli dan Rektum pada Fantom

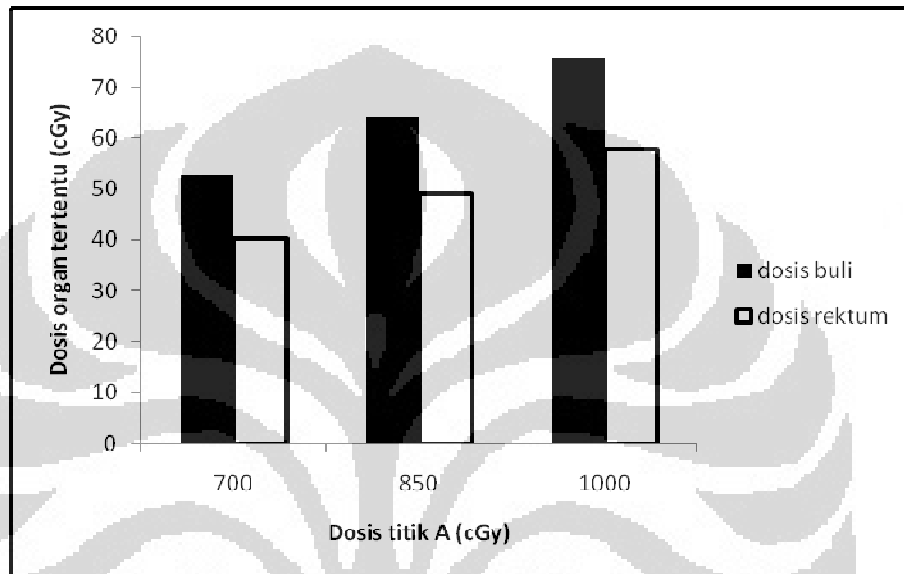
Pengambilan data pada fantom dilakukan dengan cara menempatkan detektor ionisasi dalam buli kemudian dilakukan pengukuran 3 kali untuk setiap pemberian dosis titik A yang berbeda. Perlakuan yang sama dilakukan untuk mendapatkan dosis rektum.

4.3.2.1 Metode Pertama

Dari metode pertama didapatkan hasil dosis buli dan rektum yang tertera dalam tabel 4.3

Tabel 4.3 Hasil pengukuran dosis buli dan rektum metode pertama

Dosis titik A (cGy)	Dosis buli (cGy)	Dosis rektum (cGy)
700	52,71	43,36
850	63,45	52,43
1000	74,65	61,36



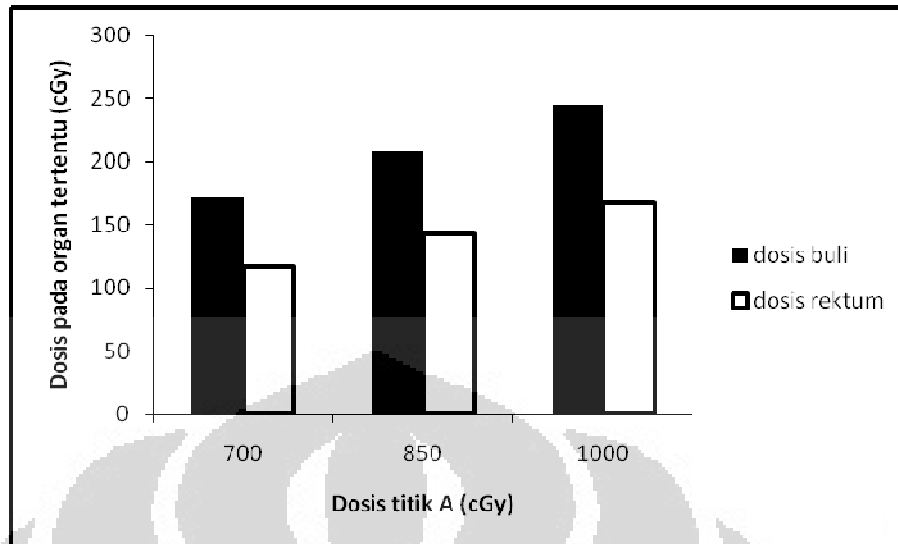
Grafik 4.3 Grafik dosis buli dan rektum hasil pengukuran fantom metode pertama

4.3.2.2 Metode Kedua

Dari pengukuran dosis dengan metode kedua maka didapatkan hasil perhitungan dosis buli dan rektum seperti dalam tabel 4.4

Tabel 4.4 Hasil pengukuran dosis buli dan rektum metode kedua

Dosis titik A (cGy)	Dosis buli (cGy)	Dosis rektum (cGy)
700	185,54	111,08
850	223,71	133,99
1000	263,65	158,37



Grafik 4.4 Grafik dosis buli dan rektum pada fantom metode kedua

Metode yang digunakan pengukuran dosis dengan 2 metode seperti metode perhitungan dosis di TPS Hasil bacaan elektrometer yang didapat dari pengukuran kemudian dikonversi menjadi dosis dengan mengalikan faktor koreksi detektor. Faktor koreksi detektor antara lain koefisien kalibrasi, dari perhitungan di atas didapatkan koefisien kalibrasi dosis serap air ($N_{D,w}$) sebesar 5,26 cGy/nC. Faktor kualitas berkas 0,99 dengan faktor koreksi bacaan elektrometer untuk metode pertama 1,004 sedangkan metode kedua 1,002.

Pada saat pengambilan data untuk buli metode pertama, aktivitas sumber sebesar 3,423 Ci. Untuk buli metode kedua aktivitas berkurang menjadi 3,332 Ci sedangkan pada saat pengambilan data rektum, aktivitas sumber tinggal 3,249 Ci. Hal ini mengakibatkan waktu treatment semakin lama.

Dari kedua grafik diatas terlihat dosis buli lebih besar dari dosis rektum. Dalam tabel 4.3 terlihat buli menerima dosis sekitar 7,5% sedangkan dengan metode kedua dosis buli meningkat menjadi 26,3% dari pemberian dosis titik A. Demikian juga untuk dosis rektum metode pertama 6,1% dan metode kedua menjadi 15,8%.

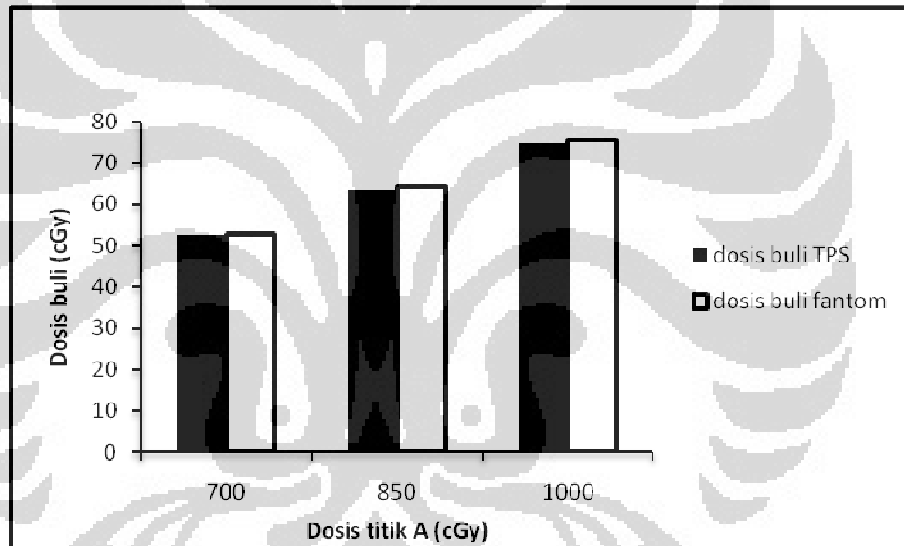
4.4 Hasil Perbandingan Dosis Buli TPS dengan Pengukuran Fantom

4.4.1 Metode Pertama

Perbandingan dosis buli TPS dengan dosis pengukuran fantom dapat dilihat dalam tabel 4.5

Tabel 4.5 Perbandingan dosis buli TPS dan fantom metode pertama

Dosis titik A (cGy)	Dosis buli TPS (cGy)	Dosis buli fantom (cGy)	Deviasi (%)
700	52,6	52,71	0,86
850	63,45	64,21	1,20
1000	74,65	75,67	1,37



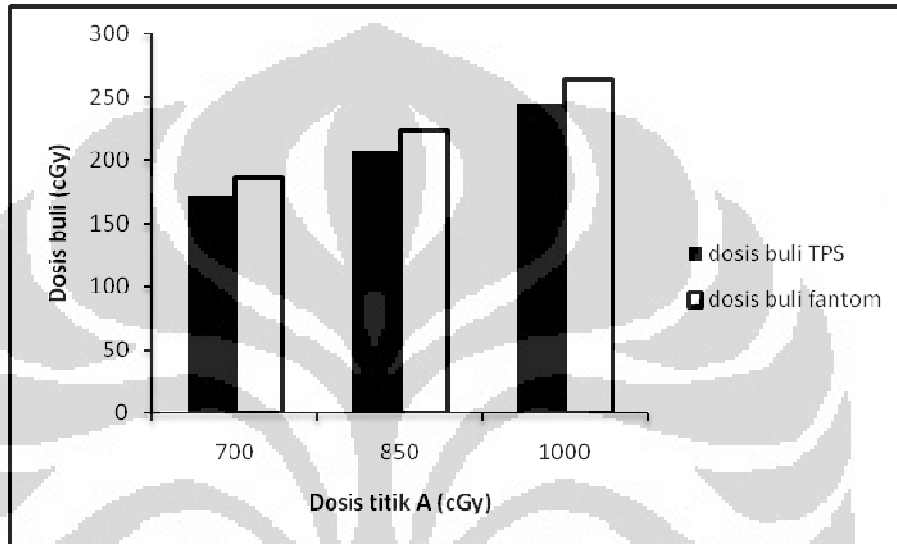
Grafik 4.5 Perbandingan dosis buli hasil TPS dengan hasil pengukuran metode pertama

4.4.2 Metode Kedua

Perbandingan dosis buli TPS dan dosis hasil pengukuran fantom terlihat dalam tabel 4.6

Tabel 4.6 Perbandingan dosis buli TPS dan fantom metode kedua

Dosis titik A (cGy)	Dosis buli TPS (cGy)	Dosis buli fantom (cGy)	Deviasi (%)
700	171,22	185,54	8,36
850	207,9	223,71	7,60
1000	244,6	263,65	7,79



Grafik 4.6 Perbandingan dosis buli TPS dengan fantom metode kedua

Dari tabel 4.5 terlihat dosis buli hasil pengukuran fantom lebih tinggi dari hasil perhitungan TPS untuk metode pertama. Pada metode pertama, penempatan titik efektif detektor pada fantom sesuai dengan penentuan titik buli hasil radiografi yang dibuat sebelumnya sehingga dosis yang diterima buli hampir sama dengan dosis hasil perhitungan TPS.

Pada tabel 4.6 terlihat dosis buli hasil pengukuran fantom lebih tinggi dibanding dosis perhitungan TPS dengan deviasi 8.36%, 7.60% dan 7.79% pada pemberian dosis titik A 700,850 dan 1000 cGy. Deviasi metode kedua lebih besar dibanding dengan deviasi metode pertama hal ini mungkin dikarenakan radiografi untuk metode kedua tidak dibuat sehingga penentuan titik buli TPS tidak sesuai dengan titik efektif detektor pada saat pengukuran.

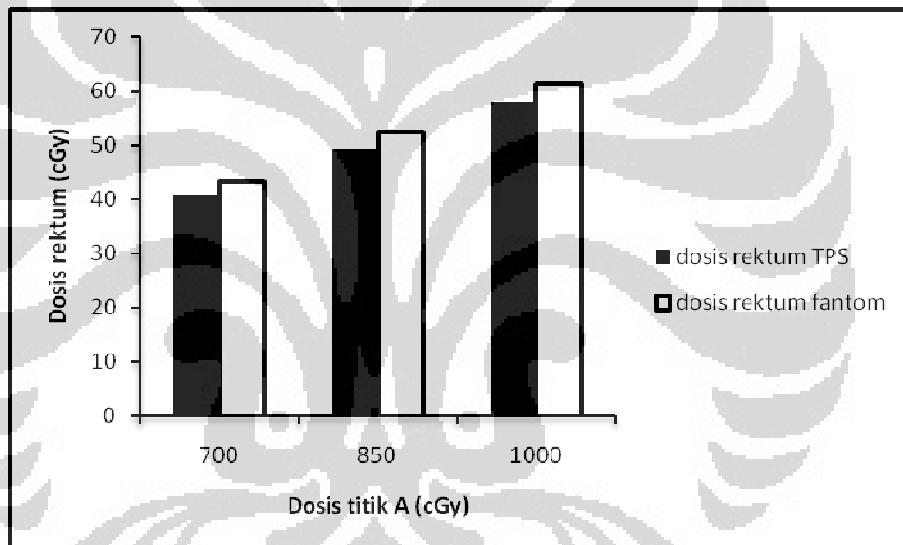
4.5 Hasil Perbandingan Dosis Rektum TPS dengan Fantom

4.5.1 Metode Pertama

Pada posisi pertama didapatkan hasil perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom seperti dalam tabel 4. 7

Tabel 4.7 Perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom metode pertama

Dosis titik A (cGy)	Dosis rektum TPS (cGy)	Dosis rektum fantom (cGy)	Deviasi (%)
700	40,56	43,36	6,90
850	49,26	52,43	6,44
1000	57,95	61,36	5,88



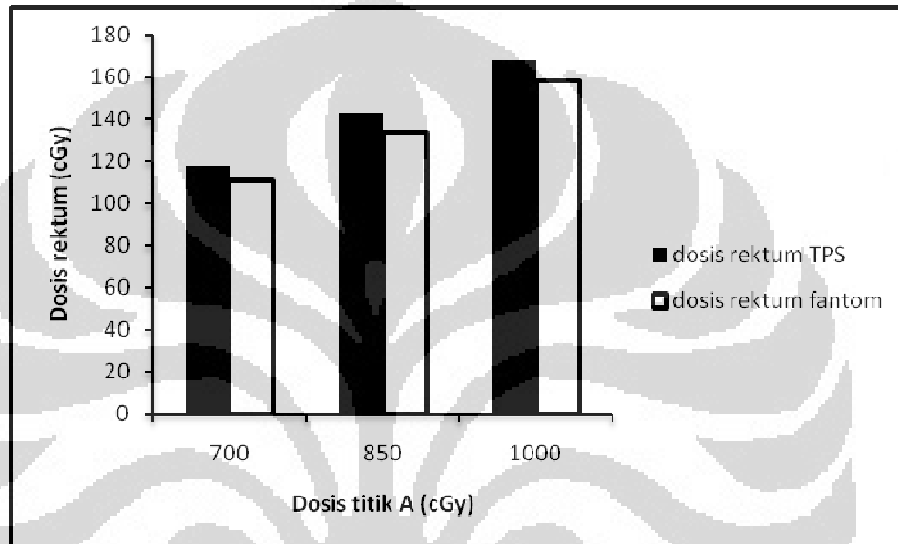
Grafik 4.7 Perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom metode pertama

4.5.2 Metode Kedua

Perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom dengan metode kedua dapat dilihat pada tabel 4.8

Tabel 4.8 Perbandingan dosis rektum TPS dengan fantom metode kedua

Dosis titik A (cGy)	Dosis rektum TPS (cGy)	Dosis rektum fantom (cGy)	Deviasi (%)
700	153,7	135,7	5,41
850	186,2	161,45	6,04
1000	219,0	197,82	5,60



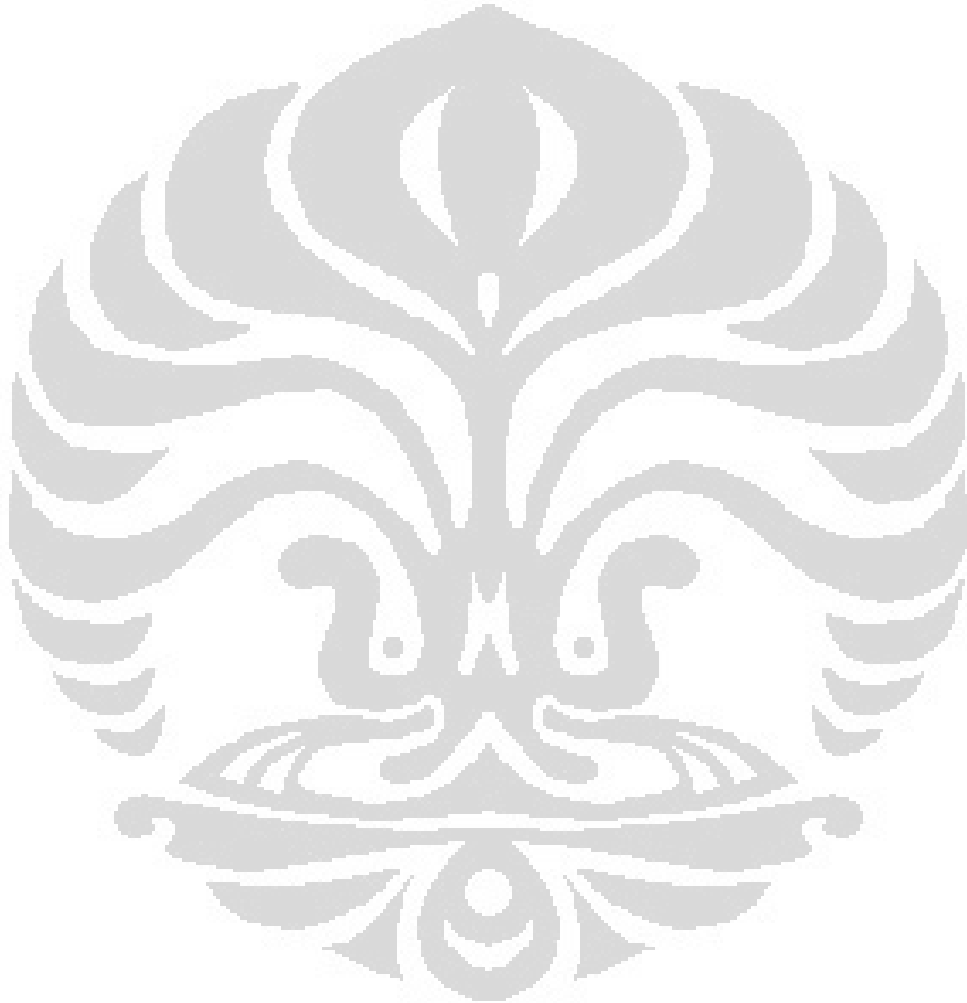
Grafik 4.8 Perbandingan dosis rektum TPS dengan hasil pengukuran pada fantom

Dengan metode pertama dosis rektum hasil pengukuran pada fantom lebih tinggi dibanding hasil perhitungan TPS dengan deviasi 6,90%, 6,44% dan 5,88% untuk setiap pemberian dosis di titik A. Berbeda dengan metode kedua dimana hasil perhitungan TPS lebih tinggi dari hasil pengukuran fantom dengan deviasi 5,41%, 6,04% dan 5,60%.

Perbedaan ini mungkin disebabkan oleh penentuan titik rektum yang berbeda untuk metode pertama dan kedua sehingga mempengaruhi perhitungan dosis rektum. Jika titik rektum yang digunakan untuk perhitungan jauh dari titik efektif detektor maka dosis yang terukur lebih kecil begitu juga sebaliknya.

Penentuan titik rektum pada radiografi sangat menentukan perhitungan dosis yang diperoleh, apabila radiografi yang dihasilkan tidak sesuai dengan

anatomi organ sesungguhnya maka berpengaruh pada perhitungan dosis yang didapatkan.



BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

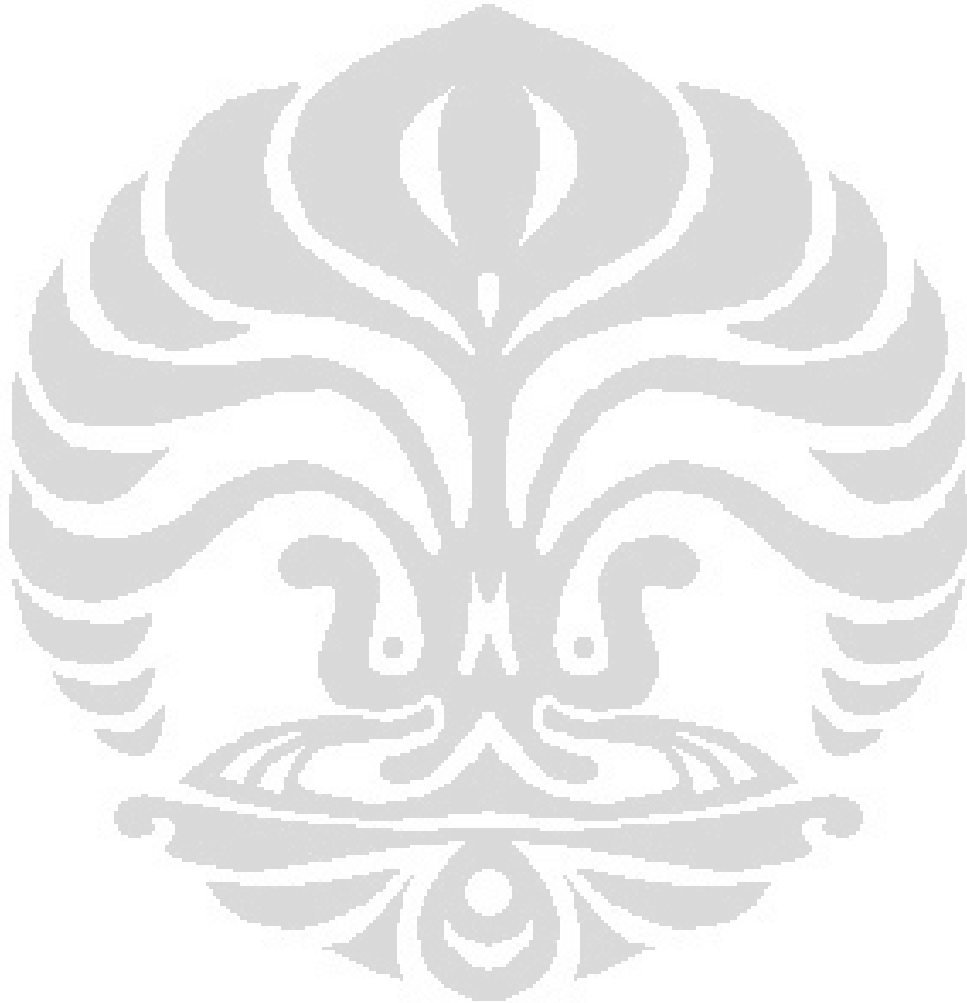
Dari hasil penelitian dapat ditarik kesimpulan:

- a. Penentuan titik- titik referensi dari hasil radiografi orthogonal (proyeksi anteroposterior dan lateral).
- b. Dosis yang diterima buli dan rektum hasil perhitungan TPS lebih kecil untuk metode pertama yaitu penggunaan tabung intrauterine dengan panjang sumber 6 cm 25 dwell position ditambah sumber dari ovoid dengan panjang 2 cm 9 dwell position dibanding metode kedua yang hanya menggunakan sepasang ovoid dengan panjang sumber 2 cm.
- c. Dosis buli hasil pengukuran langsung pada fantom mendekati hasil perhitungan TPS untuk metode pertama dengan deviasi sebesar 0,86%, 1,20% dan 1,37% pada pemberian dosis titik A 700, 850 dan 1000 cGy.
- d. Jika dibandingkan dengan hasil perhitungan TPS, dosis rektum hasil pengukuran langsung pada fantom menghasilkan deviasi 6,90%, 6,44% dan 5,88% untuk metode pertama sedangkan dengan metode kedua deviasinya sebesar 5,41%, 6,04% dan 5,60%.

REFERENSI

- Johns, Harold Elford, Cunningham John Robert. *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas Publisher. Illinois, 1983
- TJ Godden, *Physical Aspect of Brachytherapy*, Medical Physics Handbooks
- Ervin B. Podgorsak, Ph.D. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna Austria May 2003
- Mayles P. Nahum A. *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*, Taylor & Francis, 2007
- Khan M. Faiz, *The Physics of Radiation Therapy*, edisi ketiga, Mapple Press, 2003
- International Atomic Energy Agency, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Vienna 2000
- Technical Reports Series No.277, *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams* (IAEA, Vienna, Australia, 1987)
- Technical Reports Series No.398, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy* (IAEA, Vienna, 2000)
- Wojciech Bulski, Piotr Ulkowski, Barbara Gwiazdowska, Joanna Rostkowska, *An Analysis of Calibration Coefficients Measured in Water and in Air for Farmer-type Cylindrical Ionization Chambers*, Pol J Med Phys Eng. Department of Medical Physics, Center of Oncology, Poland, 2008
- Nurman Rajagukguk, Penentuan Dosis Serap Berkas Pesawat Terapi Eksternal dan Perkembangannya, Buletin Alara, volume 5 Nomor 1 Agustus 2003
- Piotr Ulkowski, Wojciech Bulski, Barbara Gwiazdowska, Joanna Rostkowska, *Analysis of the Calibration Results of Ionisation Chamber for Orthovoltage and Brachytherapy*, Pol J Med Phys Eng 2009
- <http://www.seksehat.info/kesehatan-reproduksi/mengenal-anatomi-dan-fisiologi-organ-reproduksi-wanita.html>
- <http://kuliahibidan.wordpress.com/2008/09/09/anatomi-dan-fisiologi-sistem-reproduksi-wanita-2/>
- <http://www.kankerserviks.com>

IA 1401082002 Cervix Cancer Print_Proc TW.pdf Alain Gerbaulet, Richard
Potter,Christine Haie-Meder
Sharma Anil Phd., Manchester System for Gynecological Applications
Manchester pdf



Ionization Chamber	Air cavity length/radius (mm)	Wall material/thickness gcm ⁻²	Build-up cap material/thickness gcm ⁻²	A _w _{250kV}	A _w _{192Ir}	A _w _{60Co}
Capintec 0.07 cm ³ PR-05P mini	5.5 / 2.0	C552 / 0.220	Polyst / 0.598	0.986	0.980	0.989
Capintec 0.14 cm ³ PR-05 mini	11.5 / 2.0	C552 / 0.220	Polyst/0.598	0.988	0.983	0.989
Capintec 0.65 cm ³ PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	C552 / 0.924	0.998	0.980	0.984
Capintec 0.65 cm ³ PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	Polyst. / 0.537	0.997	0.986	0.990
Capintec 0.65 cm ³ PR-06C Farmer	22.3 / 3.2	C552 / 0.050	PMMA / 0.547	0.992	0.984	0.989
Capintec 0.6 cm ³ PR-05P AAPM	23.8 / 3.3	Graphite / 0.046	PMMA / 0.625	0.995	0.986	0.986
Exradin 0.003 cm ³ A14 (2mm cap)	4.0 / 2	C552 / 0.176	C 552 / 0.352	1.000	0.993	0.993
Exradin 0.003 cm ³ T14 (4mm cap)	4.0 / 2	A150 / 0.113	A150 / 0.455	0.993	0.991	0.980
Exradin 0.05 cm ³ A1 (2mm cap)	5.7 / 2	C552 / 0.176	C 552 / 0.352	0.987	0.988	0.990
Exradin 0.05 cm ³ A1 (4mm ap)	5.7 / 2	C552 / 0.176	C 552 / 0.712	0.997	0.977	0.982
Exradin 0.05 cm ³ T1 (4mm cap)	5.7 / 2	A150 / 0.113	A150 / 0.455	0.985	0.988	0.990
Exradin 0.5 cm ³ A2 (2mm cap)	11.4 / 4.8	C552 / 0.176	C 552 / 0.352	0.986	0.978	0.984
Exradin 0.5 cm ³ A2 (4mm cap)	11.4 / 4.8	C552 / 0.176	C 552 / 0.712	0.989	0.973	0.976
Exradin 0.5 cm ³ P2 (4mm cap)	11.4 / 4.8	Polyst./0.105	Polyst. / 0.420	0.986	0.982	0.988
Exradin 0.5 cm ³ T2 (4mm cap)	11.4 / 4.8	A150 / 0.113	A150 / 0.455	0.983	0.979	0.985
Exradin 0.65 cm ³ Farmer A 12	24.2 / 3.1	C552 / 0.088	C 552 / 0.493	0.999	0.988	0.991
Far West tech 0.1 cm ³ IC-18	9.5 / 2.3	A150 / 0.183	A150 / 0.386	0.993	0.983	0.990
FZK 0.4 cm ³ TK 01 waterproof	12 / 3.5	Delrin / 0.071	Delrin / 0.430	0.988	0.982	0.989
NE 0.2 cm ³ Farmer 2515	7 / 3.0	Tufnol / 0.074	PMMA / 0.543	0.993	0.980	0.987
NE 0.2 cm ³ Farmer 2515/3	7 / 3.2	Graphite / 0.066	PMMA / 0.543	0.994	0.982	0.986
NE 0.2 cm ³ Farmer 2577	8.3 / 3.2	Graphite / 0.066	Delrin / 0.552	0.988	0.981	0.986
NE 0.6 cm ³ Farmer 2505	24 / 3.0	Tufnol / 0.075	PMMA / 0.545	0.997	0.989	0.990
NE 0.6 cm ³ Farmer 2505/A	24 / 3.0	Nylon 66 / 0.063	PMMA / 0.545	0.996	0.984	0.989
NE 0.6 cm ³ Farmer 2505/3A	24 / 3.2	Graphite / 0.065	PMMA / 0.551	0.998	0.989	0.989
NE 0.6 cm ³ Farmer 2505/3B	24 / 3.2	Nylon 66/0.041	PMMA / 0.551	0.995	0.990	0.989
NE 0.6 cm ³ Farmer 2571	24.1 / 3.15	Graphite / 0.065	Delrin / 0.551	0.999	0.989	0.988
NE 0.6 cm ³ Farmer 2571	24.1 / 3.15	Graphite / 0.065	PMMA / 0.550	0.998	0.989	0.989
NE 0.6 cm ³ Farmer 2581	24.1 / 3.2	A150 / 0.040	PMMA / 0.584	0.986	0.988	0.987
NE 0.6 cm ³ Farmer 2581	24.1 / 3.2	A150 / 0.041	Polyst. / 0.584	0.991	0.990	0.991
NE 0.325 cm ³ 2561	9.2 / 3.7	Graphite / 0.09	Delrin / 0.600	0.987	0.984	0.984
PTW 0.1 cm ³ 23 323 micro	12 / 1.75	PMMA / 0.208	PMMA / 0.357	0.999	0.991	0.991
PTW 1.0 cm ³ 23 331 rigid	22 / 3.95	PMMA / 0.060	PMMA / 0.345	0.997	0.992	0.993
PTW 0.3 cm ³ 23 332 rigid	18 / 2.5	PMMA / 0.054	PMMA / 0.357	1.000	0.993	0.994
PTW 0.6 cm ³ Farmer 30 001	23 / 3.05	PMMA / 0.045	PMMA / 0.541	0.997	0.990	0.990
PTW 0.6 cm ³ Farmer 30 002	23 / 3.05	Graphite / 0.079	PMMA / 0.541	0.993	0.989	0.989
PTW 0.6 cm ³ Farmer 30 004	23 / 3.05	Graphite / 0.079	PMMA / 0.541	0.997	0.990	0.990
PTW 0.125 cm ³ 31 002 flexible	6.5 / 2.75	PMMA / 0.079	PMMA / 0.357	0.990	0.992	0.992

Ionization Chamber	Air cavity length / radius (mm)	Wall material/ thickness gcm ⁻²	Build-up cap material/ thickness gcm ⁻²	A _w 250kV	A _w 192 _I	A _w 60 _{Co}
PTW 0.3 cm ³ 31 003 flexible	16.3 / 2.75	PMMA / 0.079	PMMA / 0.357	1.000	0.993	0.993
Victoreen 0.3 cm ³ Radocon III 550	23 / 2.4	Polyst/ 0.117	PMMA / 0.481	0.997	0.991	0.991
Victoreen 0.3 cm ³ 30-348	18 / 2.5	PMMA / 0.06	PMMA / 0.360	0.994	0.993	0.994
Victoreen 0.6 cm ³ 30-351	23 / 3.1	PMMA / 0.06	PMMA / 0.360	0.995	0.993	0.994
Victoreen 1.0 cm ³ 30-349	22 / 4.0	PMMA / 0.06	PMMA / 0.360	0.996	0.992	0.992
Victoreen 0.4 cm ³ 30-361	22.3 / 2.4	PMMA / 0.144	PMMA / 0.360	1.000	0.992	0.992
SSI Graphite	17.9 / 4.0	Graphite / 0.084	Graphite / 0.384	0.990	0.990	0.990
SSI A150	17.9 / 4.0	A150 / 0.056	A150 / 0.373	0.993	0.991	0.991
Wellhöfer 0.03 cm ³ IC-04	3.6 / 2.0	C552 / 0.068	PMMA / 0.354	0.996	0.991	0.991
Wellhöfer 0.08 cm ³ IC-06	4 / 3.0	C552 / 0.068	PMMA / 0.354	0.995	0.990	0.990
Wellhöfer 0.13 cm ³ IC-15	5.8 / 3.0	C552 / 0.068	PMMA / 0.354	0.993	0.990	0.990
Wellhöfer 0.3 cm ³ Farmer IC 28	9 / 3.1	C552 / 0.070	POM / 0.560	0.993	0.988	0.988
Wellhöfer 0.6 cm ³ Farmer IC 69	23 / 3.1	Delrin / 0.070	POM / 0.560	1.000	0.990	0.990
Wellhöfer 0.6 cm ³ Farmer IC 70	23 / 3.1	Graphite / 0.068	POM / 0.560	1.000	0.990	0.990

Tabel 2. Nilai rata-rata faktor kalibrasi paparan pada SSDL

No.	Chamber type	Nemer of		Nx			Units
		chambers	calibra-tions	235-250 kV	250-290 kV	Co-60	
				2.5-3 mmCu	3.3-4 mmCu	14.4 mmCu	
	NE						
1	2581	4	12	1.2	1.2	1.19	R/div
2	2571/g	7	26	1	1	1	R/div
3	2571/g	4	4	4.68	4.67	4.66	R/nC
4	2505/3/g	3	11	0.99	0.99	0.99	R/div
5	2505/A	1	2	1.01	1.01	1	R/div
				235 kV	290 kV		
				2.5 mmCu	4 mmCu		
	PTW						
6	30004/g	2	3	5.4	5.4	5.41	R/nC
7	30013	2	2	1.18	1.18	1.18	R/div
8	30013	7	7	5.5	5.51	5.53	R/nC
9	30001	19	21	5.48	5.49	5.5	R/nC
10	30010	1	1	5.46	5.47	5.49	R/nC
weighted mean of data in positions 8-10				5.48	5.5	5.5	R/nC

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dipnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm700a - 27/6/2011-10:44:04

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelection_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Step size : 2.5 mm

Air kerma strength : 13571.498 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 10:28:20

Interval between calibration and treatment date/time : 103.67 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 700.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

```

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
Institute       : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
Patient name    : PENELITIAN LKP-dlpnrts
Patient birthdate : 8-Jun-2011
Patient ID     : B1100G
Plan name and ID : lkprktm700a - 27/6/2011-10:44:04
    
```

Source positions

```

Cath. 1 5 9 13 17 21 25 29 33 37 41 45 Indexer
      . length
001: AAAAAAAAAA..... 1500
002: AAAAAAAAAA..... 1500
003: AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA..... 1500
      .
      0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 cm
    
```

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	60.3
Cath. 2	9	60.3
Cath. 3	25	167.5

Total treatment time: 288.1 (sec.)

Per cent of total time, given extra due to rounding off: 0.58 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	6.7	1	1.00	6.7	1	1.00	6.7
2	1.00	6.7	2	1.00	6.7	2	1.00	6.7
3	1.00	6.7	3	1.00	6.7	3	1.00	6.7
4	1.00	6.7	4	1.00	6.7	4	1.00	6.7
5	1.00	6.7	5	1.00	6.7	5	1.00	6.7
6	1.00	6.7	6	1.00	6.7	6	1.00	6.7
7	1.00	6.7	7	1.00	6.7	7	1.00	6.7
8	1.00	6.7	8	1.00	6.7	8	1.00	6.7
9	1.00	6.7	9	1.00	6.7	9	1.00	6.7
						10	1.00	6.7
						11	1.00	6.7
						12	1.00	6.7
						13	1.00	6.7
						14	1.00	6.7
						15	1.00	6.7
						16	1.00	6.7
						17	1.00	6.7

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm850 - 27/6/2011-10:45:44

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No Notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13571.498 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 10:28:20

Interval between calibration and treatment date/time : 103.87 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 850.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm850 - 27/6/2011-10:45:44

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer length
001:	AAAAAAAAA.....												1500
002:	AAAAAAAAA.....												1500
003:	AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA.....												1500
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	72.9
Cath. 2	9	72.9
Cath. 3	25	202.5

Total treatment time: 348.3 (sec.)

Per cent of total time, given extra due to rounding off: 0.14 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	8.1	1	1.00	8.1	1	1.00	8.1
2	1.00	8.1	2	1.00	8.1	2	1.00	8.1
3	1.00	8.1	3	1.00	8.1	3	1.00	8.1
4	1.00	8.1	4	1.00	8.1	4	1.00	8.1
5	1.00	8.1	5	1.00	8.1	5	1.00	8.1
6	1.00	8.1	6	1.00	8.1	6	1.00	8.1
7	1.00	8.1	7	1.00	8.1	7	1.00	8.1
8	1.00	8.1	8	1.00	8.1	8	1.00	8.1
9	1.00	8.1	9	1.00	8.1	9	1.00	8.1
						10	1.00	8.1
						11	1.00	8.1
						12	1.00	8.1
						13	1.00	8.1
						14	1.00	8.1
						15	1.00	8.1
						16	1.00	8.1
						17	1.00	8.1

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm850 - 27/6/2011-10:45:44

Cath. 1

Cath. 2

Cath. 3

Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
						18	1.00	8.1
						19	1.00	8.1
						20	1.00	8.1
						21	1.00	8.1
						22	1.00	8.1
						23	1.00	8.1
						24	1.00	8.1
						25	1.00	8.1

Marker points

No points.

Patient points

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
A1	21.2	-1.1	9.3	82.63	702.38	1.2
A2	-20.1	-0.1	11.3	117.37	997.62	0.3
buli	-2.8	-1.4	-24.0	12.19	103.65	0.1
Rektum	-0.9	-24.9	56.4	5.79	49.26	1.3

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm1000 - 27/6/2011-10:46:11

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13571.498 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 10:28:20

Interval between calibration and treatment date/time : 103.87 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 1000.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm1000 - 27/6/2011-10:46:11

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer
.													length
001:	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	1500
002:	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	1500
003:	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	AAAAA	1500
.													
.	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	85.5
Cath. 2	9	85.5
Cath. 3	25	237.5

Total treatment time: 408.5 (sec.)

Per cent of total time, lost due to rounding-off: 0.17 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	9.5	1	1.00	9.5	1	1.00	9.5
2	1.00	9.5	2	1.00	9.5	2	1.00	9.5
3	1.00	9.5	3	1.00	9.5	3	1.00	9.5
4	1.00	9.5	4	1.00	9.5	4	1.00	9.5
5	1.00	9.5	5	1.00	9.5	5	1.00	9.5
6	1.00	9.5	6	1.00	9.5	6	1.00	9.5
7	1.00	9.5	7	1.00	9.5	7	1.00	9.5
8	1.00	9.5	8	1.00	9.5	8	1.00	9.5
9	1.00	9.5	9	1.00	9.5	9	1.00	9.5
						10	1.00	9.5
						11	1.00	9.5
						12	1.00	9.5
						13	1.00	9.5
						14	1.00	9.5
						15	1.00	9.5
						16	1.00	9.5
						17	1.00	9.5

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : lkprktm1000 - 27/6/2011-10:46:11

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
						18	1.00	9.5
						19	1.00	9.5
						20	1.00	9.5
						21	1.00	9.5
						22	1.00	9.5
						23	1.00	9.5
						24	1.00	9.5
						25	1.00	9.5

Marker points

No points.

Patient points

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
A1	21.2	-1.1	9.3	82.63	826.33	1.2
A2	-20.1	-0.1	11.3	117.37	1173.67	0.3
buli	-2.8	-1.4	-24.0	12.19	121.94	0.1
Rektum	-0.9	-24.9	56.4	5.79	57.95	1.3

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : FENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp700buli - 24/6/2011-14:17:06

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13939.859 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 24-Jun-2011 14:00:44

Interval between calibration and treatment date/time : 101.02 days
 Decay factor : 0.387

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 700.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dipnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp700buli - 24/6/2011-14:17:06

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
						18	1.00	5.9
						19	1.00	5.9
						20	1.00	5.9
						21	1.00	5.9
						22	1.00	5.9
						23	1.00	5.9
						24	1.00	5.9
						25	1.00	5.9

Marker points

No points.

Patient points

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
A1	20.4	-2.6	5.0	83.84	586.89	0.7
A2	-20.0	-0.8	6.4	116.16	813.11	0.0
buli	0.6	-15.9	36.3	7.47	52.26	0.2
R1	-3.9	-20.3	55.0	5.21	36.45	0.9
R2	-3.0	22.9	36.7	7.74	54.18	0.1
R3	-1.7	44.5	28.5	4.75	33.22	0.2

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp850buli - 24/6/2011-14:29:12

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13939.859 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 24-Jun-2011 14:00:44

Interval between calibration and treatment date/time : 101.02 days
 Decay factor : 0.387

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 850.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrt
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp850buli - 24/6/2011-14:29:12

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer length
001:	AAAAAAAAA.....												1500
002:	AAAAAAAAA.....												1500
003:	AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA.....												1500
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	64.8
Cath. 2	9	64.8
Cath. 3	25	180.0

Total treatment time: 309.6 (sec.)

Per cent of total time, lost due to rounding off: 0.09 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	7.2	1	1.00	7.2	1	1.00	7.2
2	1.00	7.2	2	1.00	7.2	2	1.00	7.2
3	1.00	7.2	3	1.00	7.2	3	1.00	7.2
4	1.00	7.2	4	1.00	7.2	4	1.00	7.2
5	1.00	7.2	5	1.00	7.2	5	1.00	7.2
6	1.00	7.2	6	1.00	7.2	6	1.00	7.2
7	1.00	7.2	7	1.00	7.2	7	1.00	7.2
8	1.00	7.2	8	1.00	7.2	8	1.00	7.2
9	1.00	7.2	9	1.00	7.2	9	1.00	7.2
						10	1.00	7.2
						11	1.00	7.2
						12	1.00	7.2
						13	1.00	7.2
						14	1.00	7.2
						15	1.00	7.2
						16	1.00	7.2
						17	1.00	7.2

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp850buli - 24/6/2011-14:29:12

Cath. 1

Cath. 2

Cath. 3

Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
						18	1.00	7.2
						19	1.00	7.2
						20	1.00	7.2
						21	1.00	7.2
						22	1.00	7.2
						23	1.00	7.2
						24	1.00	7.2
						25	1.00	7.2

Marker points

No points.

Patient points

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
A1	20.4	-2.6	5.0	83.84	712.64	0.7
A2	-20.0	-0.8	6.4	116.16	987.36	0.0
buli	0.6	-15.9	-36.3	7.47	63.45	0.2
R1	-3.9	-20.3	55.0	5.21	44.26	0.9
R2	-3.0	22.9	36.7	7.74	65.78	0.1
R3	-1.7	44.5	28.5	4.75	40.34	0.2

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlparts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp1000buli - 24/6/2011-14:50:20

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13939.859 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 24-Jun-2011 14:00:44

Interval between calibration and treatment date/time : 101.02 days
 Decay factor : 0.387

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 1000.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	A1
2	A2

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp1000buli - 24/6/2011-14:50:20

Source positions

```

Cath. 1 5 9 13 17 21 25 29 33 37 41 45 Indexer
      . length
001: AAAAAAAAAA..... 1500
002: AAAAAAAAAA..... 1500
003: AAAAAAAAAAAAAAAAAAAAAA..... 1500
      .
      0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 cm
    
```

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	76.5
Cath. 2	9	76.5
Cath. 3	25	212.5

Total treatment time: 365.5 (sec.)

Per cent of total time, given extra due to rounding off: 0.26 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2			Cath. 3		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	8.5	1	1.00	8.5	1	1.00	8.5
2	1.00	8.5	2	1.00	8.5	2	1.00	8.5
3	1.00	8.5	3	1.00	8.5	3	1.00	8.5
4	1.00	8.5	4	1.00	8.5	4	1.00	8.5
5	1.00	8.5	5	1.00	8.5	5	1.00	8.5
6	1.00	8.5	6	1.00	8.5	6	1.00	8.5
7	1.00	8.5	7	1.00	8.5	7	1.00	8.5
8	1.00	8.5	8	1.00	8.5	8	1.00	8.5
9	1.00	8.5	9	1.00	8.5	9	1.00	8.5
						10	1.00	8.5
						11	1.00	8.5
						12	1.00	8.5
						13	1.00	8.5
						14	1.00	8.5
						15	1.00	8.5
						16	1.00	8.5
						17	1.00	8.5

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN LKP-dlpnrts
 Patient birthdate : 8-Jun-2011
 Patient ID : B1100G
 Plan name and ID : Lkp1000buli - 24/6/2011-14:50:20

Cath. 1

Cath. 2

Cath. 3

Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
						18	1.00	8.5
						19	1.00	8.5
						20	1.00	8.5
						21	1.00	8.5
						22	1.00	8.5
						23	1.00	8.5
						24	1.00	8.5
						25	1.00	8.5

Marker points

No points.

Patient points

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
A1	20.4	-2.6	5.0	83.84	838.40	0.7
A2	-20.0	-0.8	6.4	116.16	1161.60	0.0
buli	0.6	-15.9	-36.3	7.47	74.65	0.2
R1	-3.9	-20.3	55.0	5.21	52.07	0.9
R2	-3.0	22.9	36.7	7.74	77.39	0.1
R3	-1.7	44.5	28.5	4.75	47.46	0.2

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov700-B - 30/6/2011-12:29:33

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13186.001 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 30-Jun-2011 12:08:10

Interval between calibration and treatment date/time : 106.94 days
 Decay factor : 0.366

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 700.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov700-B - 30/6/2011-12:29:33

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
5mmA	2.5	-14.2	13.7	96.92	678.42	0.3
5mmB	3.1	15.2	8.2	103.08	721.57	0.3
Bull	1.6	-21.6	-28.4	24.46	171.22	0.3
R1	-2.2	-4.1	61.9	15.53	108.73	0.7
R2	-3.0	35.2	34.3	24.44	171.11	0.3
R3	-2.7	54.2	20.9	15.72	110.05	0.0

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov850-B - 30/6/2011-12:29:14

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air Kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13186.001 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 30-Jun-2011 12:08:10

Interval between calibration and treatment date/time : 106.94 days
 Decay factor : 0.366

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 850.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov850-B - 30/6/2011-12:29:14

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
5mmA	2.5	-14.2	13.7	96.92	823.80	0.3
5mmB	3.1	15.2	8.2	103.08	876.20	0.3
buli	1.6	-21.6	-28.4	24.46	207.91	0.3
R1	-2.2	-4.1	61.9	15.53	132.03	0.7
R2	-3.0	35.2	34.3	24.44	207.77	0.3
R3	-2.7	54.2	20.9	15.72	133.63	0.0

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov1000-B - 30/6/2011-12:28:19

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Step size : 2.5 mm

Air kerma strength : 13186.001 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 30-Jun-2011 12:08:10

Interval between calibration and treatment date/time : 106.94 days
 Decay factor : 0.366

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 1000.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov1000-B - 30/6/2011-12:28:19

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer length
001:	AAAAAAA												1500
002:	AAAAAAA												1500
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	656.1
Cath. 2	9	656.1

Total treatment time: 1312.2 (sec.)

Per cent of total time, given extra due to rounding off: 0.06 %

Source times

Cath. 1

Cath. 2

Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	72.9	1	1.00	72.9
2	1.00	72.9	2	1.00	72.9
3	1.00	72.9	3	1.00	72.9
4	1.00	72.9	4	1.00	72.9
5	1.00	72.9	5	1.00	72.9
6	1.00	72.9	6	1.00	72.9
7	1.00	72.9	7	1.00	72.9
8	1.00	72.9	8	1.00	72.9
9	1.00	72.9	9	1.00	72.9

Marker points

No points.

Patient points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID SRB
 Patient birthdate : 13-Jun-2011
 Patient ID : B1100H
 Plan name and ID : Ov1000-B - 30/6/2011-12:28:19

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
5mmA	2.5	-14.2	13.7	96.92	969.18	0.3
5mmB	3.1	15.2	8.2	103.08	1030.82	0.3
buli	1.6	-21.6	-28.4	24.46	244.60	0.3
R1	-2.2	-4.1	61.9	15.53	155.32	0.7
R2	-3.0	35.2	34.3	24.44	244.44	0.3
R3	-2.7	54.2	20.9	15.72	157.21	0.0

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN CVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B1100I
 Plan name and ID : OvrXtm700 - 27/6/2011-14:00:31

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13559.835 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 12:40:12

Interval between calibration and treatment date/time : 103.97 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 700.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1
 Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B11001
 Plan name and ID : Ovrktm850 - 27/6/2011-13:59:26

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Step size : 2.5 mm

Air kerma strength : 13559.835 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 12:40:12

Interval between calibration and treatment date/time : 103.97 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 850.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

- page 1/3 -

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B11001
 Plan name and ID : OvrRktm850 - 27/6/2011-13:59:26

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer length
001:	AAAAAAA												1500
002:	AAAAAAA												1500

.
 . 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	549.9
Cath. 2	9	549.9

Total treatment time: 1099.8 (sec.)

Per cent of total time, given extra due to rounding off: 0.07 %

Source times

Cath. 1

Cath. 2

Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	61.1	1	1.00	61.1
2	1.00	61.1	2	1.00	61.1
3	1.00	61.1	3	1.00	61.1
4	1.00	61.1	4	1.00	61.1
5	1.00	61.1	5	1.00	61.1
6	1.00	61.1	6	1.00	61.1
7	1.00	61.1	7	1.00	61.1
8	1.00	61.1	8	1.00	61.1
9	1.00	61.1	9	1.00	61.1

Marker points

No points.

Patient points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B1100I
 Plan name and ID : OvRktm850 - 27/6/2011-13:59:26

Point	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Dose (%)	Dose (cGy)	Shift (mm)
5mmA	2.8	-18.9	12.7	97.73	830.73	0.2
5mmB	2.5	11.0	10.5	102.27	869.27	0.0
buli	-1.8	-13.3	-24.1	39.05	331.93	0.5
Rektum	1.2	-11.7	59.2	16.78	142.60	0.8

Applicator points

No points.

Reference points

No points.

Dose points

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B11001
 Plan name and ID : Ovrktml000 - 27/6/2011-13:58:09

Planned by :
 Approval :

Case and study

Notes : No notes available.

Customization

Customization file name : maret2011

Treatment unit : microSelectron_HDR
 Isotope : Ir-192
 Air kerma strength : 36002.000 cGy/h cm²
 Reference exposure rate : 41079.414 R/h cm²
 Apparent source activity [mCi] : 8819.696 mCi
 Apparent source activity [MBq] : 326328.750 MBq
 At date/time of calibration : 15-Mar-2011 12:30:00
 Air kerma rate constant : 4.08200 cGy / h / mCi * cm²
 Stepsize : 2.5 mm

Air kerma strength : 13559.835 cGy/h cm²
 At treatment date/time : 27-Jun-2011 12:40:12

Interval between calibration and treatment date/time : 103.97 days
 Decay factor : 0.377

Shield information

No shielding.

Optimization

No optimization.

Dose prescription

Reference dose 1000.0 cGy.

Based on 100.0 % of the mean dose in the patient points.

Point	Description
1	5mmA
2	5mmB

Nucletron PLATO BRACHYTHERAPY v14.1

Institute : Nucletron BRACHYTHERAPY v14.01
 Patient name : PENELITIAN OVOID DTKTR
 Patient birthdate : 27-Jun-2011
 Patient ID : B11001
 Plan name and ID : OvRkrtm1000 - 27/6/2011-13:58:09

Source positions

Cath.	1	5	9	13	17	21	25	29	33	37	41	45	Indexer length
001:	AAAAAAAAA.....												1500
002:	AAAAAAAAA.....												1500
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	cm

Source position separation: 2.5 mm

Catheter times

	#Active pos.	Cath. time (sec.)
Cath. 1	9	646.2
Cath. 2	9	646.2

Total treatment time: 1292.4 (sec.)

Per cent of total time, lost due to rounding off: 0.05 %

Source times

Cath. 1			Cath. 2		
Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)	Pos.	Rel. time	Abs. time (sec.)
1	1.00	71.8	1	1.00	71.8
2	1.00	71.8	2	1.00	71.8
3	1.00	71.8	3	1.00	71.8
4	1.00	71.8	4	1.00	71.8
5	1.00	71.8	5	1.00	71.8
6	1.00	71.8	6	1.00	71.8
7	1.00	71.8	7	1.00	71.8
8	1.00	71.8	8	1.00	71.8
9	1.00	71.8	9	1.00	71.8

Marker points

No points.

Patient points