



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENENTUAN ESTIMASI *ENTRANCE SKIN DOSE* PADA
PASIEN RADIOGRAFI DENTAL PANORAMIK**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Sains

SAMUEL GIDEON

0305020802

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

PROGRAM STUDI S1 FISIKA

PEMINATAN FISIKA MEDIS DAN BIOFISIKA

DEPOK

2010

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : SAMUEL GIDEON

NPM : 0305020802

Tanda Tangan :

Tanggal : 28 Juni 2010

HALAMAN PENGESAHAN

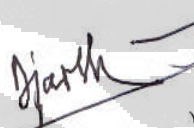
Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : SAMUEL GIDEON
NPM : 0305020802
Program Studi : Fisika Medis
Judul Skripsi : PENENTUAN ESTIMASI *ENTRANCE SKIN DOSE*
(ESD) PADA PASIEN RADIOGRAFI DENTAL
PANORAMIK

**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 Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia**

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Prof. Djarwani S. Soejoko

()

Pembimbing : Heru Prasetyo, Msi

()

Penguji : Dr. Seruni Freisleben

()

Penguji : Dwi Seno Kuncoro, Msi

()

Ditetapkan di : Depok Tanggal : 14 Juni 2010

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yesus Kristus, Engkaulah Allah penolongku, perisaiku, batu keselamatanku ya Tuhan. Karena kasih karuniaMu skripsi ini dapat terselesaikan walaupun banyak rintangan yang harus kuhadapi. Terima kasih Tuhan, untuk orang-orang yang Kau berikan kepadaku untuk menyelesaikan skripsi ini:

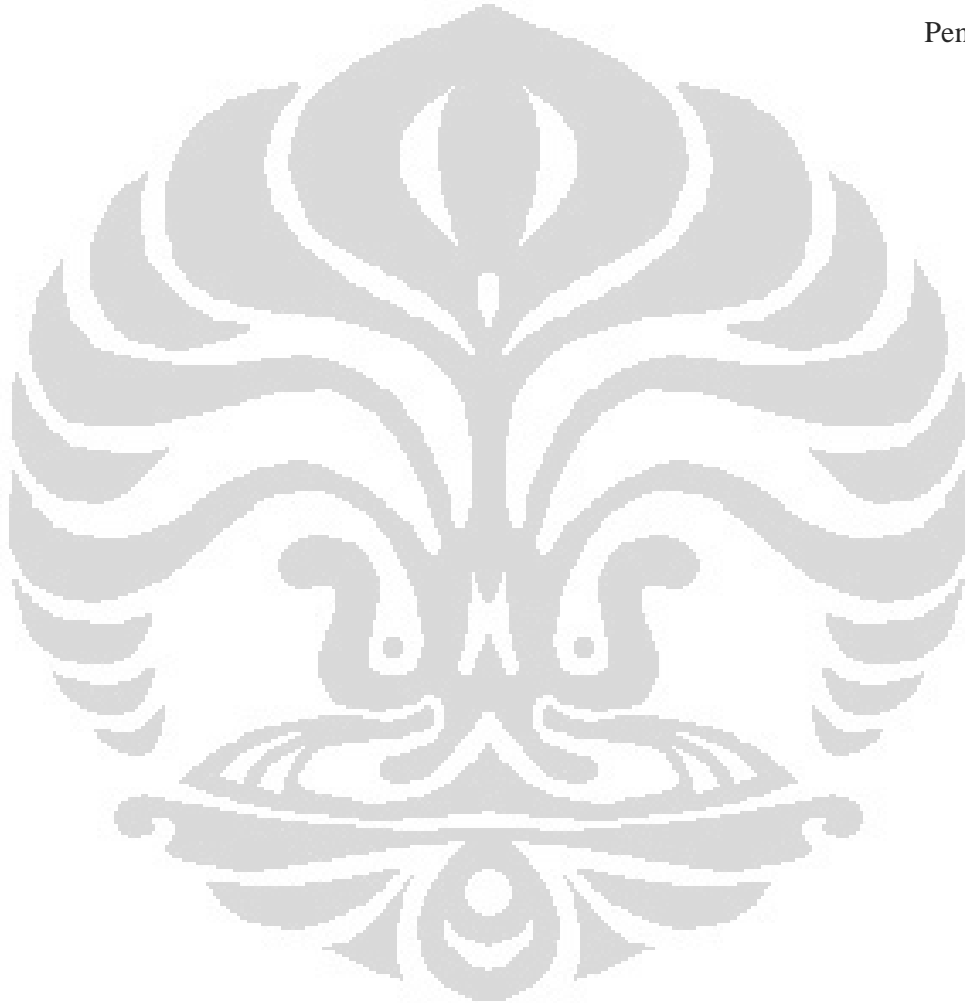
1. Prof. Djarwani S. Soejoko sebagai pembimbing I. Terima kasih ya Bu karena sudah sabar membimbing saya walaupun saya jarang konsultasi dengan ibu. Terima kasih karena di saat-saat terakhir ibu memberikan arahan dan masukan kepada saya sehingga saya bisa menghadapi seminar TA dengan baik dan percaya diri.
2. Heru Prasetio, MSi sebagai pembimbing II. Terima kasih ya Pak karena sudah dengan sabar terus membimbing saya menyelesaikan skripsi ini, bahkan menemani saya mengambil data di RS. Pelni Petamburan. Berkat bantuan bapak, tulisan-tulisan yang ada di skripsi ini menjadi lebih berbobot.
3. Dr. Seruni Freisleben sebagai penguji I dan Dwi Seno Kuncoro, MSi sebagai penguji II.
4. Ibu Helfi, Ibu Dyah, Mbak Nunung, Mas Akri, dan pihak BATAN Pasar Jumat lainnya. Terima kasih sudah membantu saya menyediakan bahanbahan yang diperlukan untuk pengambilan data juga membantu saya mengambil data di RS. Pelni Petamburan dan RSCM.
5. Radiografer di RS. Pelni Petamburan dan RSCM. Terima kasih telah meluangkan waktunya untuk membantu saya selama pengambilan data.
6. Papa, Mama, dan adikku Claudia. Terima kasih untuk kasih sayang kalian kepadaku dan untuk segala bantuan yang kalian berikan kepadaku bahkan sampai saat-saat terakhir penyelesaian skripsi ini. Aku minta maaf kalau selama ini banyak merepotkan kalian dalam menyusun skripsi ini. Tuhan memberkati kalian.
7. Teman-teman fisika angkatan '05 dan fisika medis angkatan '05 dan '06. Khusus untuk almarhum Fanny Azizi '05, aku menyayangimu teman. Aku percaya engkau sekarang berbahagia di sana.

8. Terima kasih untuk semua yang tidak bisa disebutkan di sini.

Semoga skripsi ini dapat berguna bagi siapa saja yang mengkajinya, serta dapat dikembangkan dan disempurnakan agar lebih bermanfaat untuk kepentingan orang banyak.

Jakarta, Juni 2010

Penulis



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

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

Nama : Samuel Gideon
NPM : 0305020802
Program Studi : Fisika Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu pengetahuan Alam
Jenis karya : Skripsi
demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**PENENTUAN ESTIMASI *ENTRANCE SKIN DOSE* (ESD) PADA PASIEN
RADIOGRAFI DENTAL PANORAMIK**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia /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 : 28 Juni 2010

Yang menyatakan

(Samuel Gideon)

ABSTRAK

Nama : SAMUEL GIDEON

Program Studi : Fisika

Judul : Penentuan Estimasi *Entrance Skin Dose* pada Pasien Radiografi Dental Panoramik

Radiografi dental panoramik merupakan teknik pencitraan gigi ekstraoral dengan menggunakan sinar-X. Penelitian tersebut dilakukan di RS. Pelni Petamburan dan RSUPN Cipto Mangunkusumo. Telah dilakukan pengukuran dosis kulit terhadap phantom radiografi kepala serta dosis kulit pasien radiografi dental panoramik menggunakan *thermoluminescence dosimeter* (TLD). Jumlah pasien pemeriksaan radiografi dental panoramik adalah 20 orang dengan rentang umur 20-70 tahun masing-masing 10 orang untuk RS. Pelni Petamburan dan RSUPN Cipto Mangunkusumo. Pengukuran dosis kulit dilakukan dengan meletakkan TLD di empat titik, yaitu : rahang kiri, rahang kanan, mulut, dan tiroid.

Kata kunci : *Dose Area Product* (DAP), *Entrance Skin Dose* (ESD), phantom, radiografi dental panoramik, *Thermoluminescence Dosimeter* (TLD).

ABSTRACT

Name : SAMUEL GIDEON

Study Program : Physics

Title : The Estimation of *Entrance Skin Dose* in Patient of Panoramic Dental Radiography

Panoramic dental radiography is a technique of extraoral dental imaging which use x-ray. This research has been carried out in RS. Pelni Petamburan and RSUPN Cipto Mangunkusumo. Skin doses has been measured to a head radiography phantom and to patients of panoramic dental radiography by using thermoluminescence dosimeter (TLD). The patients are 20 persons whose age between 20-70 years old and 10 persons for each hospitals. Measurement of skin doses has been done by positioning TLDs at four places: left jaw, right jaw, mouth, and thyroid.

Keywords : *Dose Area Product* (DAP), *Entrance Skin Dose* (ESD), panoramic dental radiography, phantom, *Thermoluminescence Dosimeter* (TLD).

**LEMBAR PERSETUJUAN PEMBIMBING
UNTUK JUDUL DAN ABSTRAK
DALAM BAHASA INGGRIS**

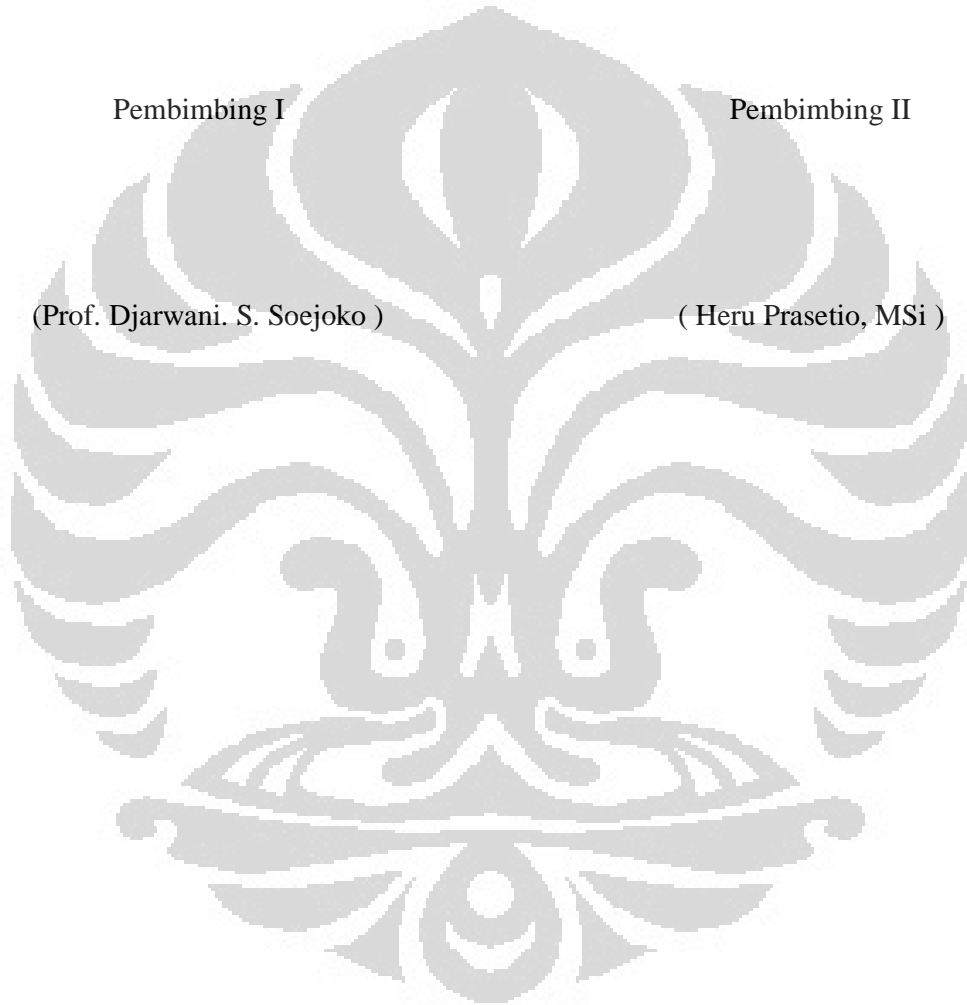
Depok, Juli 2010 Menyetujui

Pembimbing I

Pembimbing II

(Prof. Djarwani. S. Soejoko)

(Heru Prasetyo, MSi)



DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
LEMBAR PERSETUJUAN ABSTRACT	ix
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR LAMPIRAN	xv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Perumusan Masalah	2
1.3. Batasan Masalah	2
1.4. Tujuan Penelitian	3
1.5. Sistematika Penulisan	3
BAB II LANDASAN TEORI	5
2.1. Besaran Radiasi dan Dosimetri Pasien	5
2.1.1. Dosis Serap dan Kerma	5
2.1.2. <i>Entrance Surface Air Kerma</i> atau <i>Entrance Skin Dose</i> (ESD)	6
2.1.3. <i>Air Kerma-length Product</i> atau <i>Dose Length Product</i> (DLP)	6
2.1.4. <i>Air Kerma-area Product</i> atau <i>Dose Area Product</i> (DAP)	7
2.2. Radiografi Dental Panoramik	
2.2.1. Gambaran Radiografi Dental Panoramik dan Keuntungannya	7
2.2.2. Komponen-Komponen Pesawat Radiografi Dental Panoramik	9
2.3. Thermoluminescence Dosimeter (TLD)	10
2.3.1. Prinsip Dasar	10
2.3.2. Sistem TLD	10

BAB III METODOLOGI PENELITIAN	12
3.1. Tempat dan Waktu Penelitian	12
3.2. Peralatan yang Digunakan	12
3.3. Sampel dan Populasi Penelitian	13
3.4. Proses Eksperimen dan Pengambilan Data	14
3.4.1. Uji Kepatutan Alat (<i>Compliance Test</i>)	14
3.4.2. Pengukuran Dosis Berdasarkan Kondisi Penyinaran Pasien	15
3.4.3. Pengukuran ESD pada Pasien	17
 BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	 19
4.1. Uji Kepatutan Alat (<i>Compliance test</i>)	19
4.1.1. Uji Kedapatulangan Alat (<i>Uji Reproducibility</i>)	19
4.1.2. Uji Akurasi kV	19
4.1.3. Uji Akurasi <i>Timer</i>	20
4.1.4. Uji HVL	20
4.1.5. Kesimpulan Pengujian yang Dilakukan	21
4.2. Pengukuran Dosis Berdasarkan Kondisi Penyinaran Pasien	21
4.2.1. Pengukuran <i>Dose Length Product (DLP)</i>	21
4.2.2. Pemaparan Film untuk Mengetahui Tinggi Sinar-X yang Keluar melalui Kolimator	21
4.2.3. Pengukuran ESD pada Phantom	25
4.3. Pengukuran ESD pada Pasien	27
 BAB V PENUTUP	 32
5.1. Kesimpulan	32
5.2. Saran	32
 DAFTAR REFERENSI	 33
LAMPIRAN A	34
LAMPIRAN B	40
LAMPIRAN C	43
LAMPIRAN D	48
LAMPIRAN E	51

DAFTAR TABEL

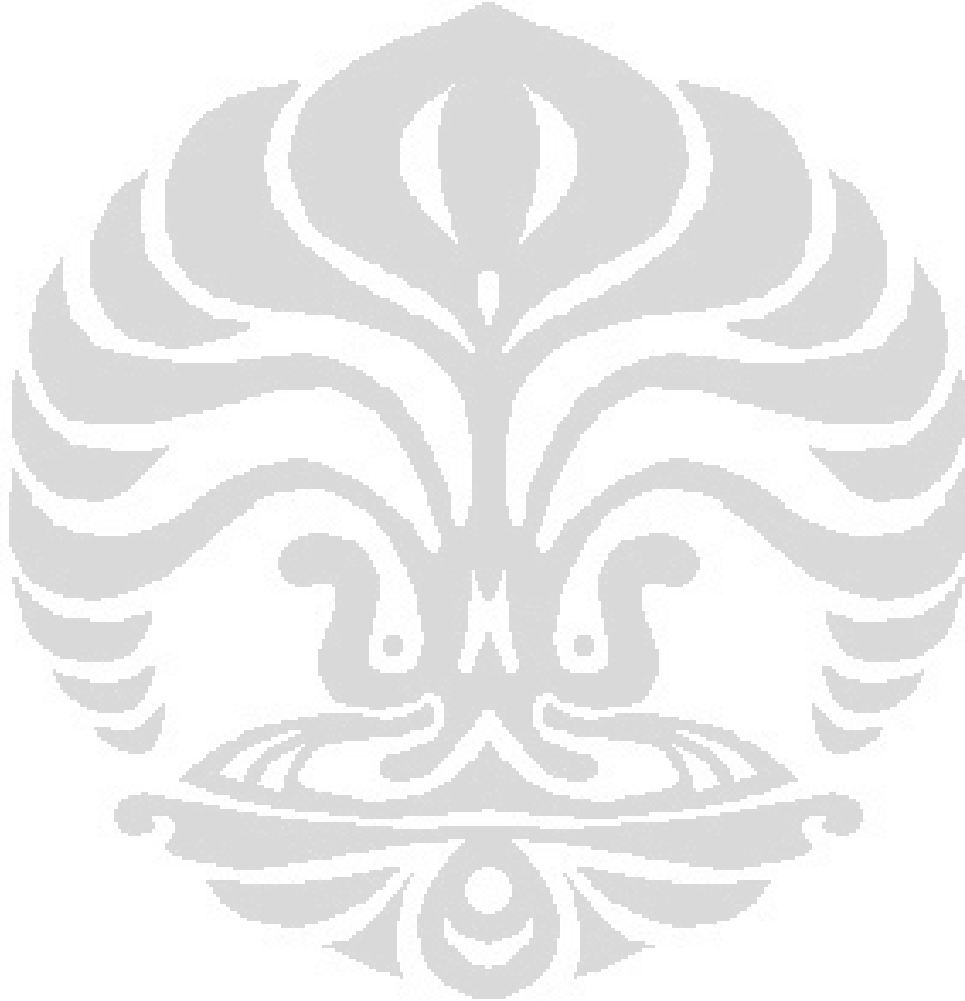
Tabel 4.1.	Hasil pengujian di RS. Pelni Petamburan dan RSCM dengan menggunakan acuan yang digunakan	21
Tabel 4.2.	Karakteristik tabung sinar-X RS. Pelni Petamburan	23
Tabel 4.3.	Karakteristik tabung sinar-X RSCM	23
Tabel 4.4.	Nilai-nilai Prediksi Dosis pada TLD untuk RS. Pelni Petamburan: Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat tanpa phantom	25
Tabel 4.5.	Nilai-nilai Prediksi Dosis pada TLD untuk RSCM: Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat tanpa phantom	25
Tabel 4.6.	Pengukuran ESD pada phantom di RS. Pelni Petamburan	26
Tabel 4.7.	Pengukuran ESD pada phantom di RSCM	27
Tabel 4.8.	Pengukuran ESD pada pasien laki-laki	28
Tabel 4.9.	Pengukuran ESD pada pasien perempuan	28
Tabel 4.10.	Pengukuran ESD pada pasien di RS. Pelni Petamburan	28
Tabel 4.11.	Pengukuran ESD pada pasien di RSCM	29
Tabel 4.12.	Dosis permukaan kulit (ESD) rata-rata pada pemeriksaan radiografi dental panoramik di beberapa lokasi	29

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Skema besaran radiasi	6
Gambar 2.2. Contoh hasil pemeriksaan radiografi dental panoramik	8
Gambar 2.3. Proses pengambilan foto radiografi dental panoramik	9
Gambar 3.1. Pesawat radiografi dental panoramik	13
Gambar 3.1 (a) RS. Pelni Petamburan	13
Gambar 3.1 (b) RSCM	13
Gambar 3.2. <i>Set-up</i> eksperimen: Detektor <i>Unfors XI Platinum</i>	15
Gambar 3.3. <i>Set-up</i> eksperimen: Detektor <i>Unfors XI Platinum</i> tipe <i>pencil chamber</i>	16
Gambar 3.4. Phantom yang digunakan	17
Gambar 3.5. Titik-titik penempelan TLD pada pasien	17
Gambar 3.5 (a) Tampak depan	17
Gambar 3.5 (b) Tampak samping	18
Gambar 4.1. Kolinator Pesawat RS Pelni Petamburan	22
Gambar 4.2. Kolinator Pesawat RSCM	22

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A	34
Lampiran B	39
Lampiran C	42
Lampiran D	47
Lampiran E	50



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Hingga abad 21, pencitraan radiografi telah mengambil bagian yang sangat penting dalam dunia kedokteran khususnya kedokteran gigi. Instrumentasi medis yang sudah banyak dan sering digunakan dalam pengambilan citra radiografi tersebut antara lain adalah pesawat radiografi umum. Seiring perkembangan zaman, pesawat radiografi umum dipakai untuk pemeriksaan organ-organ tubuh yang telah menjadi primadona seperti pemeriksaan *thorax* (rongga dada), *abdomen* (rongga perut), dan lain sebagainya. Selain kedua pemeriksaan tersebut, pesawat radiografi umum dipakai untuk pemeriksaan gigi (ortodonsi) menggunakan teknik radiografi sefalometri dan dental panoramik. Telah banyak instansi, rumah sakit, dan praktisi kedokteran gigi di dunia yang menggunakan pesawat radiografi dental tersebut dengan teknologi pencitraan modern (*modern imaging*) yang memiliki hasil pencitraan yang lebih baik dan akurat.

Sesuai dengan pesawat yang digunakan, yakni pesawat radiografi dental, teknik radiografi sefalometri maupun dental panoramik, menggunakan kemampuan radiasi sinar-X untuk menghasilkan citra organ gigi dan diperlukan dosis radiasi tertentu untuk mencitrakan struktur gigi dari pasien ortodonsi. Oleh karena itu, fisikawan medis perlu melakukan pemeriksaan dosis radiasi yang dikeluarkan oleh pesawat radiografi dental yang diterima oleh pasien.

Dalam hal permasalahan proteksi radiasi, IAEA (*International Atomic Energy Association*) memberikan acuan yaitu suatu program *quality assurance* (QA) yang mencakup antara lain evaluasi dosis pasien (*patient dose evaluation*) dan uji kepatutan (*compliance test*) (IAEA Technical Reports Series No. 457, 2007). Evaluasi dosis pasien sangat diperlukan mengingat adanya efek deterministik dan efek stokastik yang kemungkinan akan dialami oleh pasien dental panoramik sebagai konsekuensi dari

akumulasi pemberian dosis terhadap pasien selama pemeriksaan gigi. Di Indonesia, evaluasi dosis terhadap pesawat radiografi sinar-X konvensional di bidang kedokteran gigi masih belum banyak dilakukan. Padahal, penggunaan instrumentasi tersebut sudah banyak dipakai hampir di seluruh rumah sakit.

1.2 Perumusan Masalah

Sesuai dengan acuan IAEA tersebut, penulis mencoba untuk melakukan QA pada pesawat radiografi dental yakni berupa *compliance test* dan evaluasi dosis pasien dengan melakukan estimasi dosis permukaan kulit (*entrance skin dose/ESD*) pada pasien radiografi dental panoramik. Estimasi yang diperoleh nantinya dapat dibandingkan dengan dosis ambang yang diizinkan sehingga dapat memperkirakan efek deterministik yang kemungkinan akan dialami oleh pasien serta memenuhi usaha optimasi dan limitasi dosis yang diberikan pada pasien sesuai dengan prinsip ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) (Saadah, 2009).

Besar estimasi dosis yang diterima oleh pasien diperoleh dari phantom kepala sebagai representasi pasien yang menerima paparan radiasi dari pesawat radiografi dental panoramik, yang kemudian besarnya ESD diukur menggunakan *thermoluminescence dosimeter* (TLD) yang diletakkan pada empat titik di kepala yakni rahang sebelah kiri, mulut, rahang sebelah kanan, dan tiroid.

1.3 Batasan Masalah

Dari perumusan masalah penulis dapat membatasi masalah pada estimasi ESD pasien radiografi dental panoramik yang selanjutnya disesuaikan dengan dosis ambang kulit yang diizinkan sehingga nantinya resiko timbulnya efek deterministik pada pemeriksaan radiografi dental panoramik dapat dikurangi atau bahkan dicegah.

Estimasi ESD dilakukan menggunakan phantom kepala dan mengukur secara langsung di kulit pasien menggunakan TLD. Pengukuran tidak langsung pada pasien dilakukan menggunakan phantom kepala yang selanjutnya diberikan paparan radiasi dari pesawat radiografi dental untuk

pemeriksaan radiografi dental panoramik. Pengukuran juga dilakukan secara langsung pada pasien dilakukan sebagai gambaran kondisi nyata di lapangan serta perbandingan terhadap kondisi phantom kepala.

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan penelitian adalah:

1. Mengetahui faktor-faktor seperti kilovolt (kV), miliampere (mA), *timer* (sekon), besarnya dosis output pesawat, *half value layer* (HVL), dan kedapatulangan alat (*reproducibility*) berpengaruh terhadap estimasi ESD pada pasien radiografi dental panoramik.
2. Mempelajari cara pengukuran besarnya dosis paparan radiasi yang diterima oleh pasien radiografi dental panoramik, sehingga selanjutnya dapat diperoleh besarnya estimasi ESD.
3. Melakukan *quality assurance* (QA) pada pesawat radiografi dental untuk pemeriksaan radiografi dental panoramik.

1.5 Sistematika Penulisan

Sistematika penelitian pada penulisan skripsi terbagi menjadi lima bab, yang masing-masing terdiri atas beberapa subbab untuk mempermudah penjelasan. Penulisan bab-bab tersebut adalah sebagai berikut:

1. BAB I. PENDAHULUAN

Pada bab tersebut akan dijelaskan alasan dilakukannya penelitian, yang akan diuraikan pada subbab Latar Belakang di mana pada subbab tersebut akan dipaparkan dasar masalah yang telah dikemukakan dan dirumuskan sehingga diajukan suatu bentuk penelitian yang akan dilakukan berdasarkan metode penelitian yang memiliki tujuan dan manfaat. Kemudian agar penelitian tidak jauh menyimpang maka dibatasi dengan beberapa batasan yang akan dipaparkan pada subbab Batasan Penelitian. Subbab Sistematika Penelitian juga akan diajukan pada bab tersebut sebagai gambaran kerangka penelitian tersebut.

2. BAB II. LANDASAN TEORI

Pada bab tersebut akan dibahas mengenai landasan teori yang berkaitan langsung dengan penelitian tersebut.

3. BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

Pada bab tersebut akan dipaparkan metodologi penelitian yang dilakukan antara lain seperti tempat dan waktu penelitian, peralatan yang diperlukan selama penelitian, sampel atau populasi yang digunakan dalam penelitian, serta metode atau teknik pengambilan data yang dilakukan selama penelitian.

4. BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab tersebut akan dijabarkan hasil penelitian berupa data-data, grafik-grafik, dan tabel-tabel yang telah diperoleh selama pengambilan data. Kemudian di dalam bab tersebut juga terdapat tanggapan berupa analisis dan pembahasan terhadap data-data yang telah diperoleh.

5. BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan dari hasil penelitian dan analisis terhadap hasil penelitian akan dituliskan pada bab tersebut. Selain itu, saran-saran seperti adanya keterbatasan pada penelitian sehingga diperlukan penelitian lebih lanjut, juga akan terdapat pada bab tersebut.

BAB II

LANDASAN TEORI

2.1 Besaran Radiasi dan Dosimetri Pasien

2.1.1 Dosis serap dan Kerma

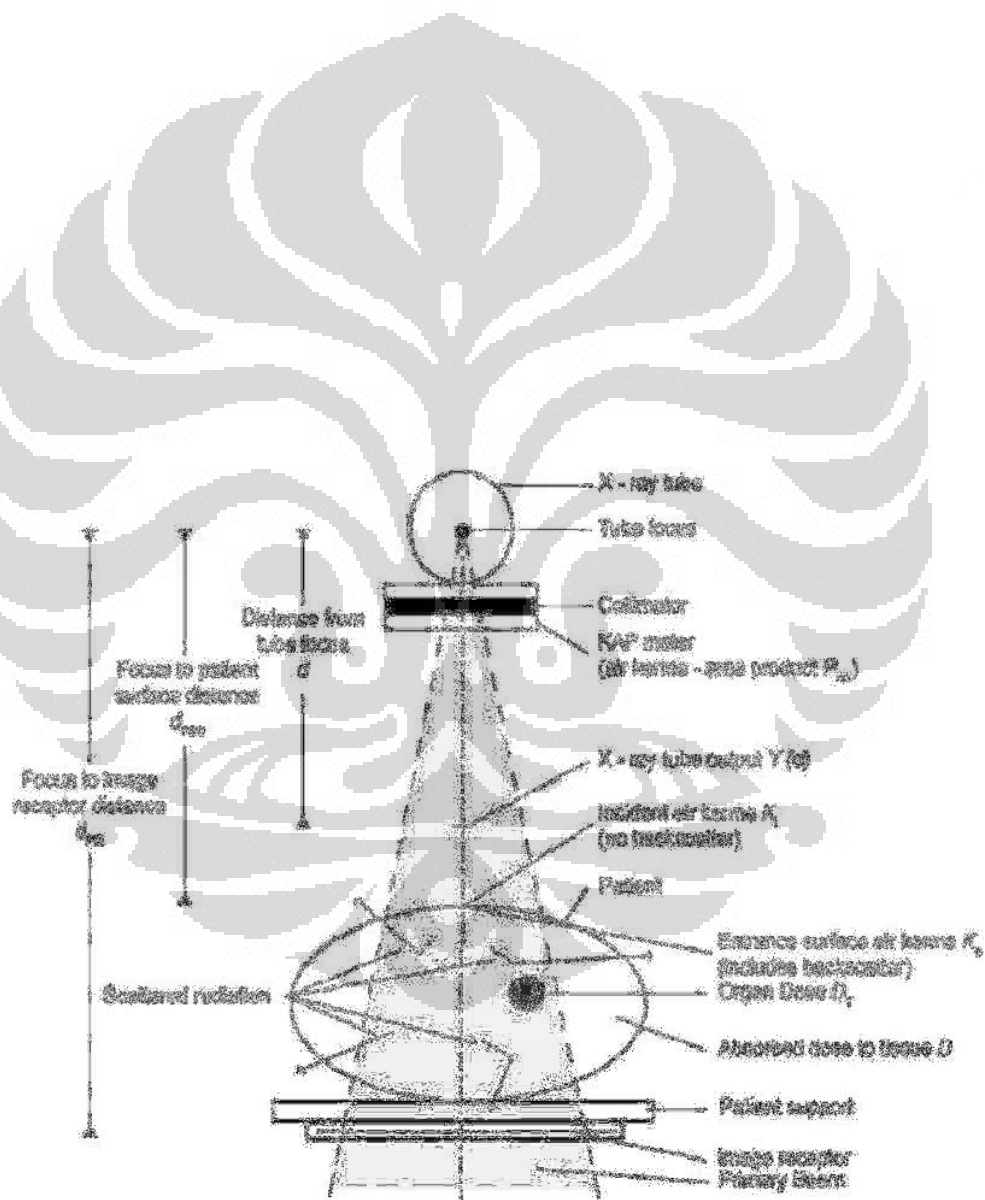
Dosis serap, D , merupakan besaran radiasi yang diperoleh dari hasil bagi antara $d e$ dengan dm , di mana $d e$ merupakan energi rata-rata yang diberikan dan dm adalah suatu unit massa yang akan diberikan energi, dengan demikian:

$$D = \frac{de}{dm} \quad (2.1)$$

Dosis serap didefinisikan untuk semua radiasi pengion (tidak hanya radiasi elektromagnetik) dan untuk semua jenis bahan. Satuan dosis serap adalah J/kg dan nama khusus untuk satuan dosis serap adalah gray (Gy).

Kerma (*Kinetic Energy Released in Medium*), K_i , merupakan energi kinetik yang dilepaskan di udara dalam bentuk sinar-X yang datang (*incident X ray*) pada pusat sumbu sinar terhadap posisi pasien atau permukaan phantom (Gambar 2.1). Yang termasuk kerma udara tersebut hanyalah radiasi yang datang pada pasien atau phantom dan tidak termasuk akan adanya radiasi hamburan.

Di dalam radiologi diagnostik, dosis serap dengan kerma besarnya sama.



Gambar 2.1. Skema besaran radiasi

2.1.2 Entrance Surface Air Kerma atau Entrance Skin Dose (ESD)

Dosis serap merupakan salah satu sifat medium penyerap radiasi

Universitas Indonesia

Penentuan estimasi..., Samuel Gideon, FMIPA UI, 2010

sebagaimana pada lapangan radiasi, dan komposisi sebenarnya pada medium tersebut haruslah diketahui dengan jelas. Untuk itu, besaran ESD diperlukan sebagai evaluasi dosis terhadap pasien yang memiliki medium penyerap sebagai penyusun tubuhnya yang berupa jaringan-jaringan lunak (otot) dan air. Berbeda dengan dosis serap atau kerma, besarnya ESD diukur pada permukaan kulit pasien atau phantom yang mencakup adanya kontribusi dari radiasi hamburan yang berasal dari jaringan-jaringan yang terdapat di bagian tubuh yang lebih dalam, yang mana pada pengukuran di udara radiasi hamburan tersebut tidak ada.

2.1.3 *Air Kerma-length Product* atau *Dose Length Product (DLP)*

Air Kerma-length Product, PKL , atau DLP merupakan integral kerma pada sebuah garis panjang, L , dengan demikian:

$$P^3 \int_{KL} K_z dz \quad (2.3)$$

Satuan internasional DLP adalah $J.kg^{-1}.m$. Jika nama khusus gray digunakan, maka satuan khusus untuk DLP adalah Gy.m. Besar DLP dapat langsung diperoleh dengan menggunakan detektor semikonduktor tipe *pencil chamber* (TRS 457).

2.1.4 Air Kerma-area Product atau Dose Area Product (DAP)

Air kerma-area product, P_{KA} , atau DAP merupakan integral kerma pada area di mana sinar-X yang jatuh pada sebuah bidang yang tegak lurus dengan sumbu sinar, dengan demikian:

$$P^3 \int_A K_{xy} dx dy \quad (2.2)$$

Satuan internasional DAP adalah $J.kg^{-1}.m^2$. Jika nama khusus gray digunakan, maka satuan khusus untuk DAP adalah $Gy.m^2$.

Besaran DAP tersebut bernilai tetap (tidak berubah) terhadap jarak karena *cross section* pada berkas sinar-X merupakan fungsi kuadrat yang menyebabkan Inverse Square Law yang bergantung pada dosis tidak berlaku. Dengan demikian, pada DAP adanya radiasi hamburan dapat diabaikan.

Besarnya nilai DAP dapat diperoleh dengan dua cara. Pertama, diperoleh langsung dengan menggunakan DAP meter (Gambar 2.1). Kedua, dengan metode mengalikan hasil DLP yang diperoleh dengan tinggi *slit* kolimator tabung sinar-X yang akan diukur (TRS 457).

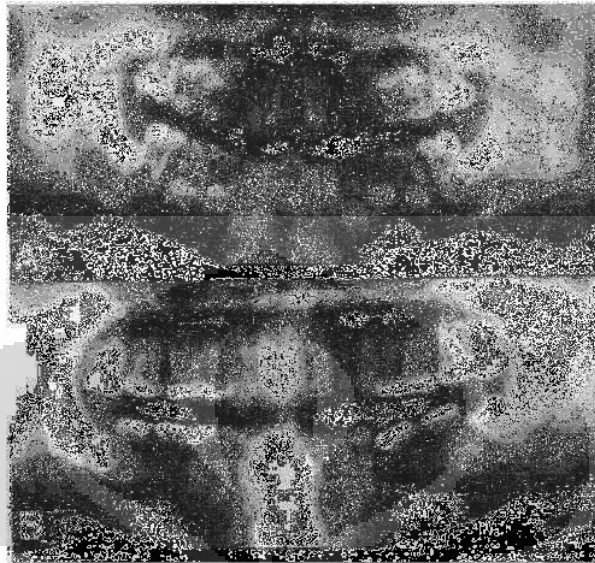
2.2 Radiografi Dental Panoramik

2.2.1 Gambaran Radiografi Dental Panoramik dan Keuntungannya

Radiografi dental panoramik merupakan salah satu teknik radiografi dalam kedokteran gigi yakni teknik ekstraoral. Teknik tersebut telah menjadi teknik radiografi yang populer dalam kedokteran gigi. Alasannya antara lain:

1. Semua gigi dan strukturnya dapat terlihat dalam satu film seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1.

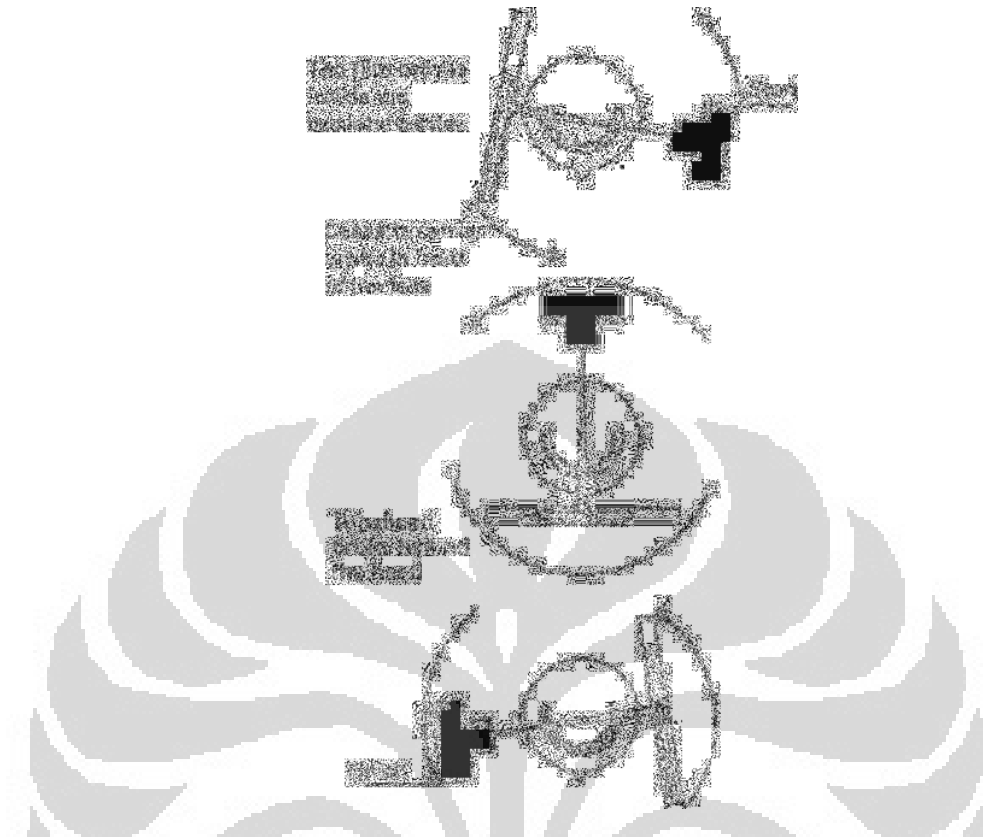
2. Teknik tersebut dinilai cukup sederhana.



Gambar 2.2. Contoh hasil pemeriksaan radiografi dental panoramik.

Adapun radiografi dental panoramik digunakan sebagai berikut:

1. Sebagai bagian dalam penilaian ortodonti di mana terdapat adanya kebutuhan klinis untuk mengetahui keadaan dan posisi gigi
2. Untuk memperkirakan adanya luka pada gigi yang ukurannya terlalu besar untuk ditampilkan lewat film intraoral.
3. Menjadi pertimbangan apakah gigi yang memiliki masalah harus dicabut atau tidak.



Gambar 2.3. Proses pengambilan foto radiografi dental panoramik (Whaites, 2002)

2.2.2 Komponen-komponen Pesawat Radiografi Dental Panoramik

Ada beberapa perusahaan yang mengeluarkan seri pesawat radiografi dental panoramik sehingga ada beberapa tipe pesawat radiografi dental panoramik yang dipakai oleh rumah sakit khususnya di Indonesia. Namun, pada prinsipnya komponen-komponen pesawat radiografi dental panoramik adalah sama. Komponen-komponen tersebut antara lain:

1. *Craniostat*

Craniostat merupakan bagian stabil pada pesawat radiografi dental panoramik yang terdiri atas: *ear rods* yang berfungsi untuk memastikan posisi pasien agar sesuai dan lurus dengan tabung sinar-X; tempat untuk meletakkan dagu pasien sekaligus tempat bantalan yang akan digigit oleh pasien sehingga gigi yang terlihat dapat difoto oleh sinar-X; kaset

sekaligus tempat penyimpanan kaset (*cassette holder*); dan *fixed anti-scatter grid* yang berfungsi untuk mengurangi hamburan foton yang terjadi.

2. Tabung sinar-X

Merupakan sumber sinar-X yang diperlukan untuk mencitrakan struktur gigi pasien ke film. Besarnya sinar-X yang diberikan kepada pasien bervariasi antara tegangan 60-90 kVp dan arus 10-15 mA. Waktu paparan juga bervariasi antara 10-15 s. Berbeda dengan radiografi sefalometri, tabung sinar-X pada radiografi dental panoramik bergerak memutar kepala pasien membentuk elips dengan sudut putar yang berbeda-beda sesuai dengan jenis dan tipe pesawatnya.

3. Filter aluminium

Merupakan komponen yang berfungsi sebagai atenuasi sinar-X pada bagian lunak wajah karena pada bagian tersebut massa jenisnya relatif kecil sehingga sulit dicitrakan pada film. Dengan demikian, kontras dapat dinaikkan

2.3 Thermoluminescence Dosimeter (TLD)

2.3.1 Prinsip Dasar

Peristiwa termoluminisensi (TL) adalah peristiwa pemancaran cahaya yang terjadi karena pemanasan terhadap sebuah bahan (terbuat dari bahan isolator atau semikonduktor), yang sebelumnya telah terpapar radiasi (PP.Dendy, B.Heaton, 1999). Bahan-bahan TL tersebut menyerap energi selama terjadinya paparan radiasi (radiasi pengion, cahaya tampak, ultraviolet, dan lain sebagainya) dan menyimpan energi tersebut.

2.3.2 Sistem TLD

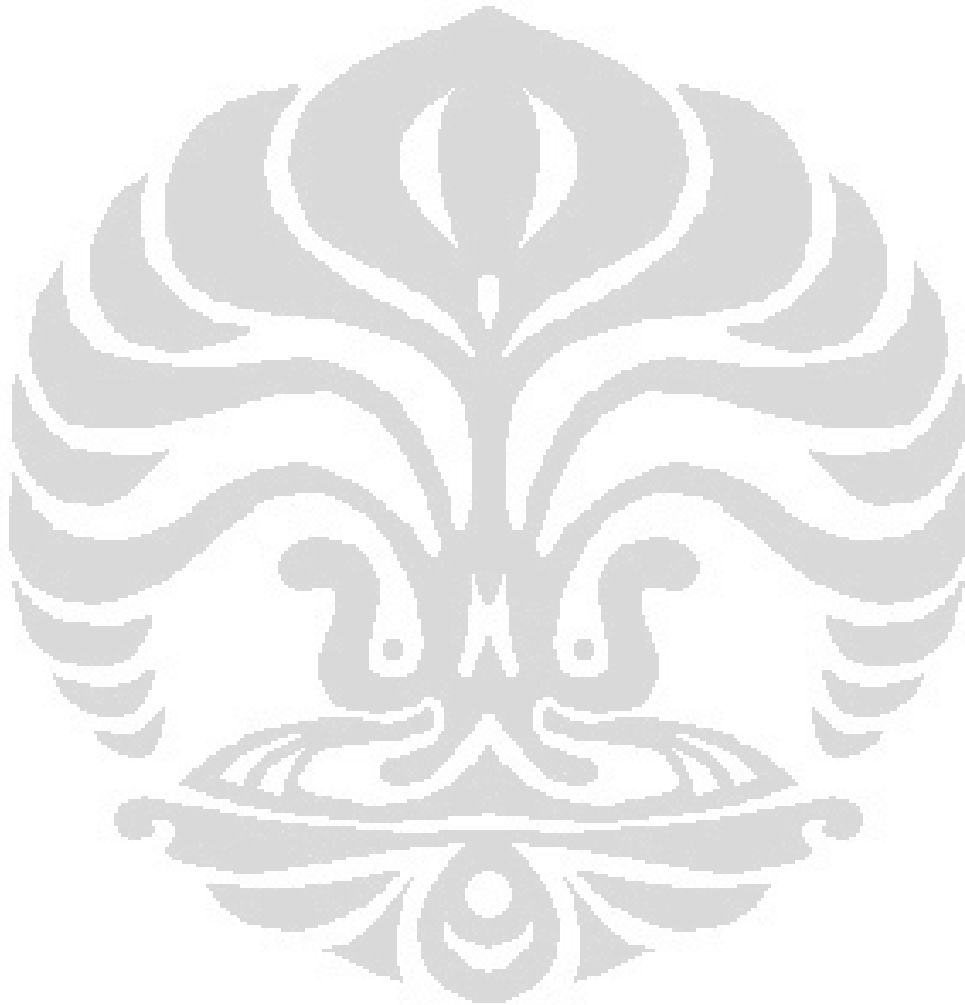
Sistem TLD terdiri atas:

1. Detektor TLD

Detektor yang digunakan pada TLD tak lain adalah bahan TL. Bahan TL yang banyak digunakan dalam aplikasi medis adalah lithium fluorida (LiF).

2. Pembaca TLD (*TLD reader*)

TLD reader memiliki tiga komponen utama, yakni: sistem pemanas untuk memanaskan TLD yang telah dipapar radiasi, detektor yang sensitif terhadap cahaya tampak, dan instrumen pencacah.



BAB III

METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian tersebut dilakukan selama kurang lebih dua bulan, yakni antara bulan Maret 2010 sampai April 2010. Adapun lokasi penelitian dilakukan di dua rumah sakit, yakni: RS. Peln Petamburan Jakarta Barat dan RSUPN dr. Cipto Mangunkusumo Jakarta Pusat,

3.2 Peralatan yang Digunakan

Peralatan yang digunakan pada penelitian tersebut adalah pesawat radiografi dental panoramik yang terdapat pada dua rumah sakit yang menjadi obyek penelitian, dosimeter radiasi TLD, dosimeter radiasi detektor *Unfors*, dan phantom radiografi kepala.

Spesifikasi pesawat radiografi dental panoramik yang akan menjadi obyek penelitian tergantung pada tiap-tiap rumah sakit. Dosimeter radiasi TLD yang digunakan adalah TLD-100 ^7LiF buatan The Harshaw Chemical & Co dan diperoleh dari institusi Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi Badan Tenaga Nuklir Nasional (PTKMR BATAN) Pasar Jumat. TLD yang telah dipapar radiasi dibaca dengan TLD *reader* yang juga terdapat di PTKMR BATAN. Detektor yang digunakan dalam uji alat (*compliance test*) adalah detektor semikonduktor *Unfors XI Platinum Edition* yang juga diperoleh dari BATAN. Phantom yang digunakan adalah phantom radiografi kepala yang diperoleh dari Poltekkes II Jakarta. Diameter phantom tersebut sekitar 10 cm dan di dalam phantom tersebut terdapat tulang tengkorak manusia sehingga sifat-sifat jaringan dan densitasnya hampir menyerupai manusia.



(a)



(b)

Gambar 3.1 Pesawat Radiografi Dental Panoramik: (a) RS. Pelni Petamburan;
(b) RSCM

3.3 Sampel dan Populasi Penelitian

Pasien radiografi dental panoramik menjadi sampel dan populasi penelitian tersebut. Adapun untuk tiap rumah sakit, jumlah pasien yang akan diambil sebagai sampel adalah 10 orang. Jumlah tersebut mengacu pada literatur yang menyarankan untuk pengambilan sampel untuk dosimetri pasien adalah 10-50 orang. (Homolka, 2009).

3.4 Proses Eksperimen dan Pengambilan Data

3.4.1 Uji kepatutan alat (*Compliance Test*)

Uji kepatutan alat (*compliance test*) dimaksudkan untuk menguji apakah pesawat radiografi dental panoramik yang digunakan pada rumah sakit yang menjadi obyek penelitian masih dalam kondisi yang baik atau tidak sehingga layak digunakan untuk melakukan pengambilan data ESD.

Semua uji yang terdapat dalam *compliance test* dilakukan dengan pengukuran menggunakan detektor *Unfors XI Platinum*. *Compliance test* dilakukan pada kondisi pesawat yang digunakan untuk pemeriksaan sefalometri.

1. Uji kedapatulangan (*reproducibility*)

Uji tersebut digunakan untuk memeriksa kedapatulangan pesawat dalam memberikan keluaran yang digunakan baik pada faktor kVp, mA, *timer* (sekon), maupun nilai HVL.

2. Uji akurasi kV

Uji tersebut digunakan untuk melihat apakah besarnya kV yang keluar dari pesawat benar-benar sesuai dengan yang tertera di panel pesawat.

3. Uji akurasi *timer*

Uji tersebut digunakan untuk melihat apakah waktu yang digunakan untuk memberikan paparan radiasi pada pasien benar-benar sesuai dengan waktu yang tertera di panel pesawat.

4. Uji HVL

Uji tersebut digunakan untuk melihat apakah besarnya *Half Value Layer* (HVL) yang terdapat pada film pesawat masih sesuai dengan standar atau tidak.

5. Karakteristik keluaran tabung sinar-X

Setelah melakukan keempat uji *compliance test*, parameter-parameter yang terukur dari uji-uji tersebut akan digunakan untuk membuat tabel karakteristik keluaran tabung sinar-X pada tiap-tiap pesawat yang digunakan masing-masing rumah sakit.



Gambar 3.2 *Set-up* eksperimen: Detektor *Unfors XI Platinum*

3.4.2 Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien

Pengukuran tersebut digunakan sebagai gambaran ataupun sebagai pembandingan dengan kondisi klinis nyata yang biasa digunakan oleh rumah sakit pada pasien radiografi dental panoramik.

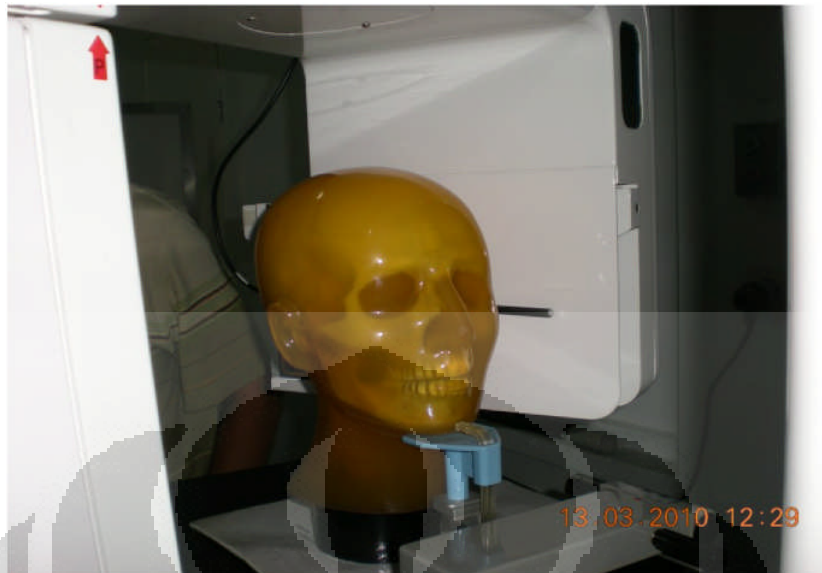
1. Pengukuran *dose-length product* (DLP)

Dilakukan sebagai gambaran banyaknya dosis keluaran di udara yang dihasilkan oleh pesawat radiografi dental panoramik pada masing-masing rumah sakit. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan detektor *Unfors XI* tipe *pencil chamber*.



Gambar 3.3 *Set-up* pengukuran: Detektor *Unfors XI Platinum* tipe *pencil chamber*

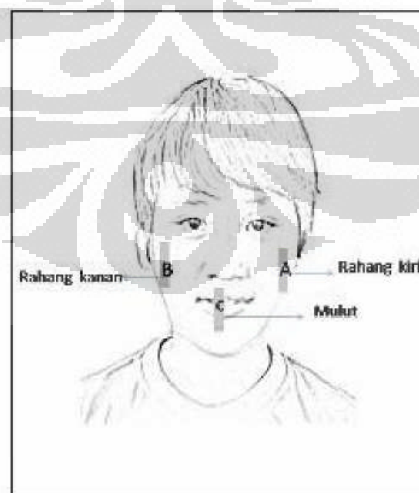
2. Pemaparan film
Pemaparan film dilakukan untuk mengetahui tinggi sinar-X yang keluar melalui slit kolimator. Film dipapar pada salah satu kondisi kV yang terdapat pada tiap-tiap pesawat. Pemaparan terhadap film akan menghitamkan film dan setelah film dicuci dapat dilihat bentuk sinar-X yang keluar dari slit kolimator pesawat. Tinggi dari bentuk sinar-X dari film yang telah dicuci dapat diukur dengan menggunakan penggaris.
3. Pengukuran ESD pada phantom
Pengukuran dilakukan pada phantom radiografi kepala, di mana phantom tersebut dipaparkan dengan kondisi-kondisi paparan (kVp, mA, *timer*) terkecil hingga terbesar yang terdapat pada masing-masing rumah sakit. Sebelumnya, pada phantom ditempelkan TLD dengan titik-titik yang sama dengan titik-titik penempatan TLD pada pasien secara langsung. Selanjutnya, hasil pembacaan TLD diperoleh dari TLD *reader* yang terdapat di PTKMR BATAN.



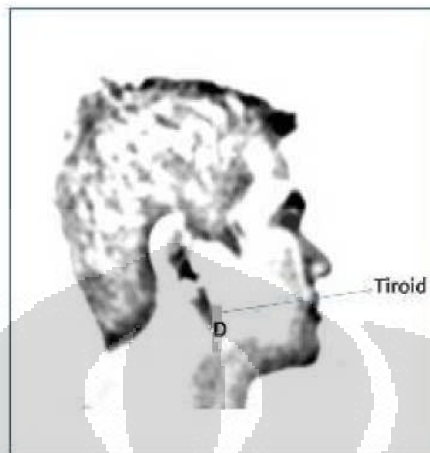
Gambar 3.4 Phantom yang digunakan

3.4.3 Pengukuran ESD pada pasien

Pengambilan data dilakukan langsung pada pasien radiografi dental panoramik dengan menempelkan TLD pada bagian rahang kanan, rahang kiri, mulut, dan tiroid. Selanjutnya, TLD yang telah menerima paparan juga akan dibaca oleh TLD *reader* yang terdapat di institusi BATAN. Titik-titik penempelan TLD dapat dilihat pada Gambar 3.5 (a) dan (b).



(a)



(b)

Gambar 3.5 Titik-titik penempelan TLD pada pasien: (a) tampak depan; tampak samping

BAB IV

Hasil dan Pembahasan

4.1 Uji Kepatutan Alat (*Compliance Test*)

4.1.1 Uji kedapatulangan alat (uji *reproducibility*)

Hasil pengujian kedapatulangan alat (*reproducibility*) merupakan gambaran konsistensi generator dan tabung sinar-X yang digunakan dalam menghasilkan radiasi.

Data-data mengenai uji *reproducibility* di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 1 Lampiran A sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 1 Lampiran C. Pengolahan data untuk uji *reproducibility* dilakukan dengan menggunakan statistika untuk mendapatkan koefisien variasi. Nilai koefisien varian diperoleh dengan menggunakan persamaan:

$$C = \frac{S}{X}$$

di mana C adalah koefisien variasi, S adalah standar deviasi, dan X adalah nilai rata-rata pengukuran. Sedangkan S diperoleh dari persamaan:

$$S = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}$$

di mana X_i adalah pengukuran ke- i dan n adalah banyaknya pengukuran.

Hasil pengolahan data koefisien variasi untuk uji *reproducibility* di RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Tabel 1 Lampiran B.

4.1.2 Uji akurasi kV

Data-data mengenai pengujian akurasi kV di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 2 Lampiran A sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 2 Lampiran C. Pengolahan data dilakukan terhadap nilai-nilai kV panel dengan nilai-nilai kV yang terukur (efektif). Selanjutnya dihitung besarnya kesalahan relatif uji akurasi kV, yaitu:

$$\% \text{ kesalahan relatif} = \frac{|kV_{ef} - kV_{panel}|}{kV_{panel}} \quad (4.3)$$

Hasil pengolahan data uji akurasi kV di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 2 Lampiran B sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 1 Lampiran D. Grafik akurasi kV pada pesawat radiografi dental panoramik di RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Grafik 1 dan Grafik 2 di Lampiran E.

4.1.3 Uji akurasi *Timer*

Data-data mengenai pengujian akurasi *timer* di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 3 Lampiran A sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 3 Lampiran C. Pengolahan data dilakukan terhadap nilai-nilai *timer* pada panel dengan nilai-nilai *timer* yang terukur (efektif). Selanjutnya dihitung besarnya kesalahan relatif uji akurasi *timer*, yaitu:

$$\% \text{ kesalahan relatif} = \frac{\text{Timer}_{\text{panel}} - \text{Timer}_{\text{efektif}}}{\text{Timer}_{\text{panel}}} \quad (4.4)$$

Hasil pengolahan data uji akurasi *timer* di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 3 Lampiran B sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 2 Lampiran D. Grafik akurasi *timer* pada pesawat radiografi dental panoramik di RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Grafik 3 dan Grafik 4 di Lampiran E.

4.1.4 Uji HVL

Hasil pengujian HVL merupakan gambaran kualitas radiasi tabung sinar-X sehingga dapat diketahui apakah tabung sinar-X layak digunakan untuk aplikasi klinis atau tidak.

Data-data mengenai pengujian HVL di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 1 di Lampiran A sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 1 Lampiran C. Pengolahan data untuk uji HVL di RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 4 Lampiran B sedangkan di RSCM terdapat pada Tabel 3 Lampiran D. Jika nilai-nilai kV yang terukur vs $HVL_{\text{rata-rata}}$ diplot, maka akan terbentuk grafik uji HVL untuk pesawat radiografi dental panoramik di RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Grafik 5 dan Grafik 6 di Lampiran E.

Seiring bertambah besarnya nilai HVL, maka daya tembus juga semakin besar sehingga gambar yang tercipta di film akan menjadi lebih bagus karena banyaknya energi yang menembus bagian anatomi pasien (dental). Di sisi lain, karena HVL yang besar, maka dosis yang akan diterima pasien akan lebih kecil, sehingga dapat mengurangi resiko bahaya radiasi pada pasien.

4.1.5 Kesimpulan Pengujian yang Dilakukan

Dari semua uji-uji yang telah dilakukan pada pesawat radiografi dental panoramik di RS. Pelni Petamburan dan RSCM, maka dapat disimpulkan bahwa kedua pesawat layak digunakan untuk keperluan klinis. Kesimpulan pengujian ditunjukkan pada Tabel 4.1.

Rumah Sakit	Jenis Pengujian	Hasil Pengujian	Acuan
RS. Pelni Petamburan	<i>reproducibility</i>	koefisien variasi = 0.054 s/d 0.0208	koefisien variasi ≤ 0.05
	akurasi kV	kesalahan relatif = 0.07 s/d 3.56 %	kesalahan relatif ≤ 10 %
	akurasi timer	kesalahan relatif = 0.25 s/d 3.18 %	kesalahan relatif ≤ 10 %
	HVL	70 kV = 2.86 ; 80 kV = 3.33 ; 90 kV = 3.74	70 kV ≥ 2.1 ; 80 kV ≥ 2.3 ; 90 kV ≥ 2.5
RSCM	<i>reproducibility</i>	koefisien variasi = 0.0005 s/d 0.0096	koefisien variasi ≤ 0.05
	akurasi kV	kesalahan relatif = 4.36 s/d 9.42 %	kesalahan relatif ≤ 10 %
	akurasi timer	kesalahan relatif = 0.00 s/d 0.31 %	kesalahan relatif ≤ 10 %
	HVL	70 kV = 2.34 ; 80 kV = 2.81 ; 90 kV = 3.25	70 kV ≥ 2.1 ; 80 kV ≥ 2.3 ; 90 kV ≥ 2.5

Tabel 4.1. Hasil pengujian di RS. Pelni Petamburan dan RSCM dengan menggunakan acuan yang digunakan (*Workbook 5: Dental Radiographic Equipment. Radiation Safety Act 1975, Government of Western Australia. 2006*)

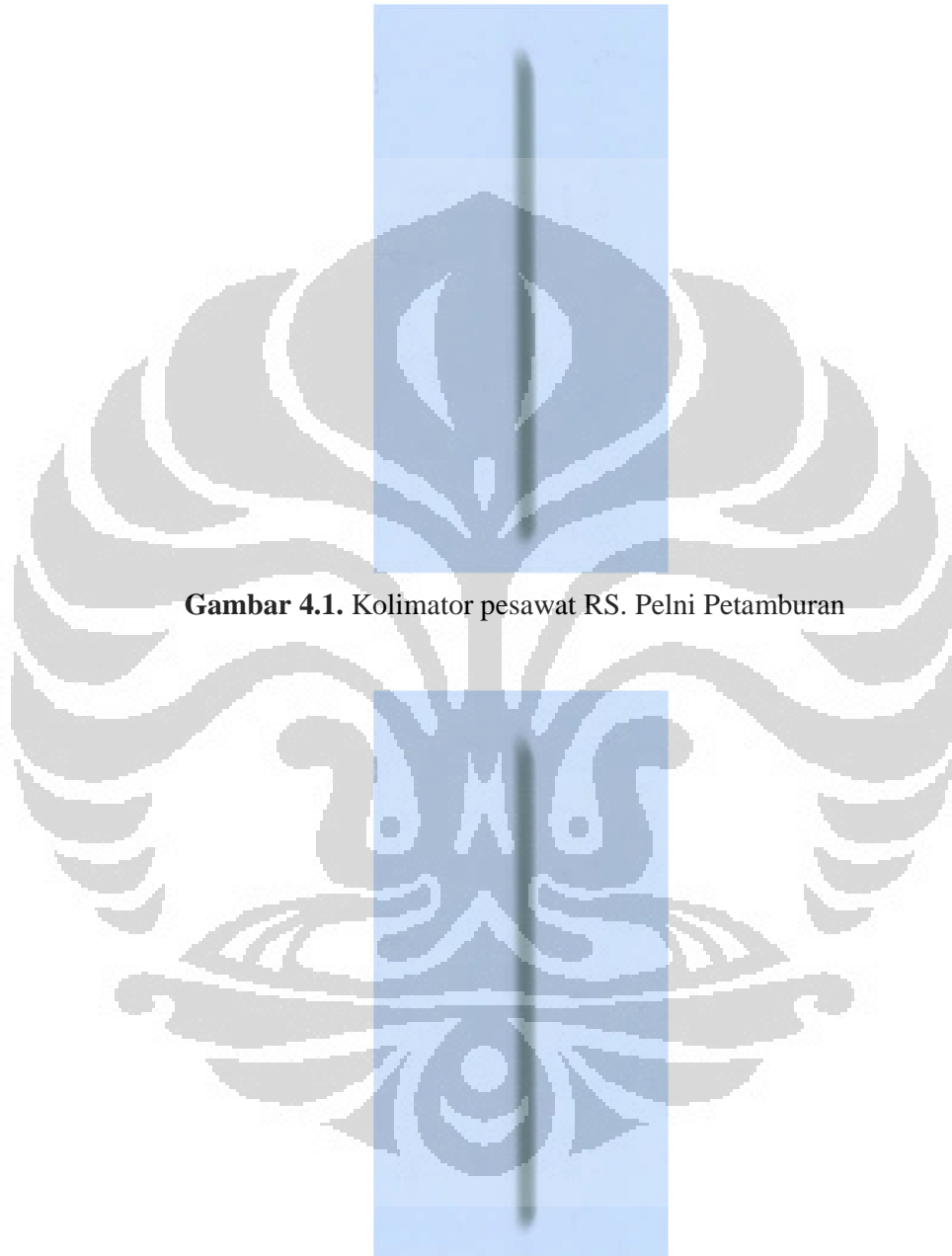
4.2 Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien

4.2.1 Pengukuran *dose-length product* (DLP)

Data-data mengenai pengukuran dosis DLP untuk RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 4 Lampiran A sedangkan untuk RSCM terdapat pada Tabel 4 Lampiran C.

4.2.2 Pemaparan Film untuk Mengetahui Tinggi Sinar-X yang Keluar Melalui Kolimator

Hasil pencucian film yang telah dilakukan di Poltekkes II Jakarta ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2.



Gambar 4.1. Kolimator pesawat RS. Pelni Petamburan

Gambar 4.2. Kolimator pesawat RSCM

Hasil pencucian film untuk RS. Pelni Petamburan menunjukkan tinggi sinar-X yang keluar melalui kolimator pesawat yakni sebesar 14 cm

sedangkan untuk RSCM menunjukkan tinggi sinar-X yang keluar melalui kolimator pesawat yakni sebesar 16 cm. Selanjutnya besarnya DAP kolimator diperoleh dari perkalian DLP dengan tinggi sinar-X yang keluar melalui kolimator pesawat. Besaran DAP yang diperoleh tersebut dapat menunjukkan karakteristik tabung sinar-X untuk tiap-tiap rumah sakit.

kV	mAs	DLP (mGy.cm)	DAP(mGy.cm ²)	DAP/mAs
60	120	2.536	35.504	2.96E-01
65	120	3.068	42.952	3.58E-01
70	120	3.695	51.73	4.31E-01
75	120	4.266	59.724	4.98E-01
80	120	4.906	68.684	5.72E-01
85	120	5.442	76.188	6.35E-01

Tabel 4.2. Karakteristik tabung sinar-X RS. Pelni Petamburan

kV	mAs	DLP (mGy.cm)	DAP(mGy.cm ²)	DAP/mAs
66	225.6	4.053	64.848	2.87E-01
69	211.5	4.218	67.488	3.19E-01
73	211.5	4.693	75.088	3.55E-01
80	197.4	5.397	86.352	4.37E-01

Tabel 4.2. Karakteristik tabung sinar-X RSCM

Dari kedua tabel tersebut, dapat dilihat perbedaan karakteristik keluaran tabung sinar-X yang terdapat pada RS. Pelni Petamburan dan RSCM. Keluaran tabung sinar-X RS. Pelni Petamburan terlihat lebih kecil dibandingkan dengan keluaran tabung sinar-X RSCM. Hal tersebut dapat mempengaruhi besarnya ESD yang akan diterima oleh pasien, di mana ESD pada pasien di RSCM akan lebih besar dibandingkan dengan ESD pada pasien RS. Pelni Petamburan.

Dari DAP kolimator yang telah diperoleh, perhitungan DAP_I dan DAP_{II} yang berhubungan dengan TLD dapat dilakukan. DAP_I pada TLD diperoleh dari perbandingan luas TLD dengan luasan kolimator kemudian

mengalikannya dengan DAP kolimator pesawat. Selanjutnya DAPII pada TLD diperoleh dari perbandingan waktu yang diperlukan pesawat untuk memapar sebuah TLD dengan waktu yang ditunjukkan oleh *timer* pada panel pesawat. Waktu yang diperlukan pesawat untuk memapar sebuah TLD diperoleh dari persamaan:

$$T_{\text{pemaparanTLD}} = t_{\text{pemaparanTLD}}$$

di mana,

$\theta_{\text{pemaparan TLD}}$: sudut yang dihasilkan pesawat untuk

memapar sebuah TLD. $N_{\text{putar pesawat}}$: kecepatan putar pesawat.

Perhitungan sudut yang dihasilkan pesawat untuk memapar sebuah TLD

diperoleh dari asumsi bahwa pergerakan rotasi pesawat pada saat memapar sebuah TLD dengan diameter phantom berbentuk segitiga samakaki di mana kedua sisi segitiga samakaki adalah diameter phantom dan alasnya adalah panjang TLD. Sudut yang dihasilkan pesawat untuk memapar sebuah TLD tak lain adalah sudut segitiga samakaki yang menghadap alas. Besar sudut tersebut dapat dicari dengan menggunakan aturan sinus:

$$\frac{a^2}{\sin A} = \frac{b^2}{\sin B} = \frac{c^2}{\sin C}$$

$$T = \arcsin \left(\frac{\sin T}{2AB} \right)$$

Kecepatan putar pesawat diperoleh dari persamaan:

$$X_{\text{putar pesawat}} = \frac{T_{\text{putar pesawat}}}{t_{\text{rotasi pesawat}}}$$

di mana,

$\theta_{\text{putar pesawat}}$: sudut putar pesawat untuk memapar pasien (spesifikasi pada pesawat)

$t_{\text{rotasi pesawat}}$: waktu maksimum yang diperlukan pesawat untuk memapar pasien (spesifikasi pada pesawat).

Hasil perhitungan prediksi DAP_I dan DAP_{II} yang terdapat pada kedua rumah sakit ditunjukkan pada Tabel 4.4 dan Tabel 4.5.

No.	Kondisi			DLP (mGy.cm)	DAP pada kolimator (mGy.cm ²)	Prediksi Dosis (DAP pada TLD)	
	kV	Timer(s)	mA			DAP_I (mGy.cm ²)	DAP_{II} (mGy.cm ²)
1	60	12	10	2.536	35.504	0.906	0.0113
2	65	12	10	3.068	42.952	1.096	0.0137
3	70	12	10	3.695	51.730	1.320	0.0165
4	75	12	10	4.266	59.724	1.524	0.0190
5	80	12	10	4.906	68.684	1.752	0.0219
6	85	12	10	5.442	76.188	1.944	0.0243

Tabel 4.4. Nilai-nilai Prediksi Dosis pada TLD untuk RS. Pelni Petamburan:

Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat tanpa phantom

No.	Kondisi			DLP (mGy.cm)	DAP pada kolimator (mGy.cm ²)	Prediksi Dosis (DAP pada TLD)	
	kV	Timer (s)	mA			DAP_I (mGy.cm ²)	DAP_{II} (mGy.cm ²)
1	60	12	10	4.053	64.848	1.302	0.0294
2	65	12	10	4.218	67.488	2.011	0.0421
3	70	12	10	4.693	75.088	2.363	0.0457
4	75	12	10	5.397	86.352	2.774	0.0502

Tabel 4.5. Nilai-nilai Prediksi Dosis pada TLD untuk RSCM: Pengukuran dosis berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat tanpa phantom

4.2.3 Pengukuran ESD pada phantom

Data-data mengenai pengukuran ESD berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat dengan menggunakan phantom untuk RS. Pelni Petamburan terdapat pada Tabel 5 Lampiran A sedangkan untuk RSCM terdapat pada Tabel 5 Lampiran C. Pengolahan data mengenai pengukuran ESD berdasarkan kondisi penyinaran pasien pada saat dengan menggunakan phantom untuk RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Tabel 4.6 dan Tabel 4.7.

Dengan membandingkan nilai DAP_I dan DAP_{II} dengan hasil bacaan TLD di memberikan hasil prediksi yang cenderung lebih baik dibandingkan dengan nilai DAP_{II} . Hal tersebut mungkin terjadi karena estimasi waktu yang diperhitungkan pada saat pemberian paparan radiasi yang melewati pasien kurang tepat dan sulit dilakukan. Oleh karena itu, diperlukan perhitungan dan pemeriksaan yang lebih teliti mengenai estimasi waktu tersebut melihat sangat cepatnya waktu yang diperlukan untuk memapar TLD (dengan dimensi luasan sebesar $0,25 \text{ cm}^2$). Oleh karena itu, disarankan penelitian yang lebih lanjut untuk kasus tersebut.

Titik Acuan	kV	mAs	ESD (mGy)	Keluaran(mGy/mAs)
Rahang Kanan	60	120	0.412	3.43E-03
	65	120	1.133	9.44E-03
	70	120	0.358	2.98E-03
	75	120	0.126	1.05E-03
	80	120	0.124	1.03E-03
	85	120	0.142	1.18E-03
Rahang Kiri	60	120	0.936	7.80E-03
	65	120	0.169	1.41E-03
	70	120	0.135	1.13E-03
	75	120	1.496	1.25E-02
	80	120	0.994	8.28E-03
	85	120	0.728	6.07E-03
Mulut	60	120	0.094	7.83E-04
	65	120	0.049	4.08E-04
	70	120	0.051	4.25E-04
	75	120	0.083	6.92E-04
	80	120	0.109	9.08E-04
	85	120	0.061	5.08E-04
Tiroid	60	120	0.142	1.18E-03
	65	120	0.201	1.68E-03
	70	120	0.106	8.83E-04
	75	120	0.765	6.38E-03
	80	120	1.58	1.32E-02
	85	120	0.229	1.91E-03

Tabel 4.6. Pengukuran ESD pada phantom di RS. Pelni Petamburan

Titik Acuan	kV	mAs	ESD (mGy)	Keluaran(mGy/mAs)
Rahang Kanan	66	225.6	0.136	6.03E-04
	69	211.5	0.225	1.06E-03
	73	211.5	0.269	1.27E-03
	80	197.4	0.287	1.45E-03
Rahang Kiri	66	225.6	0.12	5.32E-04
	69	211.5	0.14	6.62E-04
	73	211.5	0.16	7.57E-04
	80	197.4	0.172	8.71E-04
Mulut	66	225.6	0.084	3.72E-04
	69	211.5	0.167	7.90E-04
	73	211.5	0.142	6.71E-04
	80	197.4	0.066	3.34E-04
Tiroid	66	225.6	0.32	1.42E-03
	69	211.5	0.427	2.02E-03
	73	211.5	0.712	3.37E-03
	80	197.4	0.724	3.67E-03

Tabel 4.7. Pengukuran ESD pada phantom di RSCM

4.3 Pengukuran ESD pada Pasien

Data-data mengenai pengukuran ESD untuk RS. Peln Petamburan terdapat pada Tabel 6 Lampiran A sedangkan untuk RSCM terdapat pada Tabel 6 Lampiran C. Untuk RS. Peln Petamburan, data pasien pada Tabel 6 untuk No.3 (umur 21 tahun;jenis kelamin laki-laki) dan No. 6 (umur 68 tahun; jenis kelamin perempuan) dapat diabaikan karena hasil baca TLD untuk semua posisi peletakan tidak relevan jika dibandingkan delapan pasien lainnya. Distribusi nilai dosis kedua pasien tersebut berbeda jauh dengan distribusi nilai dosis pada delapan pasien lainnya. Adanya perbedaan yang mencolok tersebut mungkin disebabkan pada saat proses penyinaran posisi kepala pasien tidak tegak lurus dengan arah datangnya sinar (tidak sesuai dengan posisi ideal yang diperlukan pada proses pengambilan citra radiografi dental panoramik).

Data-data pengukuran ESD untuk RS. Peln Petamburan dan RSCM digabung dan dikelompokkan menurut jenis kelamin ditunjukkan pada Tabel

4.8 dan Tabel 4.9. Dari kedua tabel tersebut dapat disimpulkan bahwa jenis kelamin tidak mempengaruhi besarnya ESD pada pasien.

Laki-laki	
Titik Acuan	ESD (mGy)
Rahang Kanan	0.225 ± 0.095
Rahang Kiri	0.163 ± 0.069
Mulut	0.081 ± 0.033
Tiroid	0.591 ± 0.055

Tabel 4.8. Pengukuran ESD pada pasien laki-laki

Perempuan	
Titik Acuan	ESD (mGy)
Rahang Kanan	0.203 ± 0.110
Rahang Kiri	0.174 ± 0.094
Mulut	0.067 ± 0.073
Tiroid	0.163 ± 0.067

Tabel 4.9. Pengukuran ESD pada pasien perempuan

Selanjutnya, pengolahan data ESD yang terdapat pada RS. Pelni Petamburan dan RSCM terdapat pada Tabel 4.10 dan Tabel 4.11. Jika hasil pengolahan data pada kedua tabel tersebut dibandingkan dengan Tabel 4.6 dan 4.7, maka dapat disimpulkan bahwa simulasi dengan phantom menunjukkan hasil yang tidak berbeda jauh dengan dosimetri pasien secara langsung.

Titik Acuan	ESD (mGy)
Rahang Kanan	0.179 ± 0.117
Rahang Kiri	0.139 ± 0.093
Mulut	0.097 ± 0.025
Tiroid	0.513 ± 0.081

Tabel 4.10. Pengukuran ESD pada pasien di RS. Pelni Petamburan

Titik Acuan	ESD (mGy)
Rahang Kanan	0.247 ± 0.017
Rahang Kiri	0.163 ± 0.091
Mulut	0.122 ± 0.103
	0.816 ± 0.033

Tabel 4.11. Pengukuran ESD pada pasien di RSCM

Hasil yang ditunjukkan Tabel 4.10 dan Tabel 4.11 memperlihatkan bahwa ESD yang diterima oleh pasien di RSCM jauh lebih besar daripada pasien di RS. Peln Petamburan. Hal tersebut mendukung hasil pengukuran karakteristik tabung untuk kedua rumah sakit di mana keluaran dari tabung sinar-X di RSCM lebih besar daripada keluaran dari tabung sinar-X di RS. Peln Petamburan. Jika membandingkan dengan hasil penelitian lain, hasil penelitian ini menunjukkan besar ESD yang tidak begitu jauh. Hal tersebut dapat dilihat dari Tabel 4.10.

Lokasi	ESD rata-rata (mGy)		
	Harry Irawan	Goldstein	Melgar, dkk.
Daerah dagu/ rahang kiri	0,4	0,932	0,723
Daerah dagu/ rahang kanan	0,273	0,9	0,689

Tabel 4.12. Dosis permukaan kulit (ESD) rata-rata pada pemeriksaan radiografi dental panoramik di beberapa lokasi (Harry Irawan, 2006)

Sedangkan jika membandingkan dengan hasil penelitian lain pada radiografi sefalometri, ESD pada daerah rahang berkisar antara 0,05-0,25 mGy (Siti Saadah, 2009). Terlihat bahwa ESD yang diterima tersebut lebih kecil dibandingkan dengan rentang dosis yang terdapat pada Tabel 6 Lampiran A maupun Tabel 6 Lampiran C. Hal tersebut logis karena waktu penyinaran pada radiografi sefalometri jauh lebih pendek dibandingkan dengan waktu penyinaran pada radiografi dental panoramik.

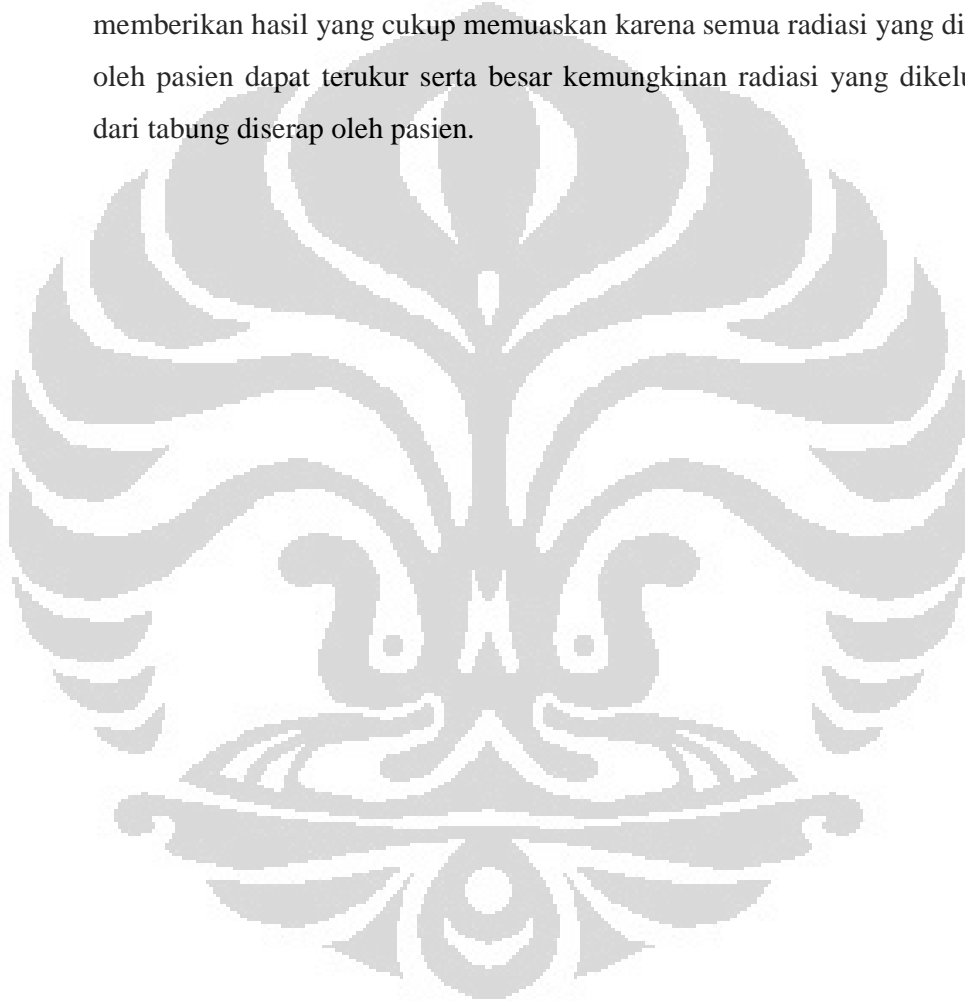
Untuk daerah tiroid, terlihat bahwa dosis yang diterima oleh phantom maupun pasien jauh lebih besar dibandingkan dengan ketiga titik acuan lainnya. Hasil penelitian lain pada daerah tiroid menunjukkan data-data dosis tiroid sebagai berikut: 0,1457-8,47 mGy (Ariyawan, 2009); 0,239-7,831 mGy (Amelya Kusumawati, 2007). Dibandingkan dengan hasil penelitian lain tersebut, data-data dosis tiroid pada penelitian ini masih termasuk di dalam rentang-rentang dosis yang ditunjukkan oleh Ariyawan dan Amelya. Jika dibandingkan dengan penelitian lain yang menggunakan radiografi sefalometri dengan hasil sebesar 0.1-0,24 mGy pada daerah tiroid (Siti Saadah, 2009), maka terlihat juga perbedaan yang cukup jauh.

Dosis-dosis pada tiroid, baik pada phantom maupun pada pasien terlihat jauh lebih besar dibandingkan dengan dosis-dosis pada daerah rahang dan mulut. Hal tersebut sesuai dengan prinsip yang terdapat pada *computed tomography* (CT) . Pada prinsip tersebut diberikan gambaran dosis yang diterima oleh tiroid lebih besar daripada dosis yang diterima oleh organ lain seperti rahang dan mulut. Jika terjadi suatu proses penyinaran di dua bidang dengan ketebalan yang berbeda, yakni bidang I dan bidang II, dengan bidang I lebih tebal dari bidang II, maka bidang I akan beresiko menerima dosis serap yang lebih besar dibandingkan dengan bidang I. Oleh karena itu, dalam pemeriksaan panoramik disarankan untuk menggunakan *thyroid shield* ataupun apron untuk mengurangi dosis yang mengenai tiroid semaksimal mungkin baik untuk pasien maupun operator.

Dari seluruh data-data dosis yang ada, dapat dilihat bahwa phantom dapat dijadikan salah satu solusi yang baik untuk menentukan estimasi ESD pada pasien radiografi dental panoramik pada suatu rumah sakit atau klinik sehingga proteksi radiasi terhadap pasien dapat ditunjang dengan lebih baik. Selain itu, perhitungan DAP_i yang telah dihasilkan mendukung hasil pembacaan TLD pada phantom sehingga besarnya ESD yang mungkin akan diterima pasien akan lebih akurat.

Adapun data-data mengenai dosis yang diperbolehkan dalam radiografi dental panoramik belum tersedia hingga saat ini. Oleh sebab itu, dalam penelitian ini dilakukan pengukuran dosis melalui dua metode, yaitu

metode TLD dan metode *pencil chamber*. Metode *pencil chamber* digunakan untuk mengetahui radiasi yang dikeluarkan oleh tabung selama proses penyinaran sedangkan metode TLD digunakan untuk mengetahui radiasi yang diterima oleh luasan tertentu saja (luasan TLD yang diletakkan). Dari kedua metode tersebut, terlihat bahwa pengukuran dengan menggunakan TLD memberikan hasil yang kurang maksimal karena hanya sebagian kecil radiasi yang terukur sedangkan pengukuran dengan menggunakan *pencil chamber* memberikan hasil yang cukup memuaskan karena semua radiasi yang diterima oleh pasien dapat terukur serta besar kemungkinan radiasi yang dikeluarkan dari tabung diserap oleh pasien.



BAB V

Penutup

I. Kesimpulan

1. Hasil uji kepatutan alat (*compliance test*) menunjukkan bahwa pesawat radiografi dental panoramik pada RS. Pelni Petamburan dan RSCM masih dalam keadaan yang baik sehingga layak digunakan untuk keperluan klinis.
2. ESD pada titik-titik acuan kepala pasien yang menerima radiasi primer dari terbesar hingga terkecil secara berturut-turut yaitu rahang kanan, rahang kiri, dan mulut. Besar ESD rahang kanan di RS. Pelni Petamburan sebesar $0,179 \pm 0,117$ dan RSCM sebesar $0,247 \pm 0,017$; besar ESD rahang kiri di RS. Pelni Petamburan sebesar $0,139 \pm 0,093$ dan RSCM sebesar $0,163 \pm 0,091$; besar ESD mulut di RS. Pelni sebesar $0,097 \pm 0,025$ dan RSCM sebesar $0,122 \pm 0,103$. Sedangkan tiroid merupakan organ yang menerima radiasi hamburan mendapatkan radiasi tertinggi. Besar dosis tiroid pada RS. Pelni Petamburan sebesar $0,513 \pm 0,081$ dan RSCM sebesar $0,816 \pm 0,033$.

II. Saran

1. Dalam proses pengambilan foto dental panoramik, dianjurkan untuk memakai *thyroid shield* atau apron untuk melindungi pasien dari adanya radiasi hamburan sehingga tiroid dapat terlindungi.
2. Sebelum mengukur dosis pasien dianjurkan untuk melakukan uji kepatutan alat (*compliance test*) untuk mengetahui kondisi alat dan menjelaskan data dosis yang diperoleh jika terjadi anomali pada data.
3. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk kasus foto panoramik yang melibatkan daerah radiasi yang kecil.

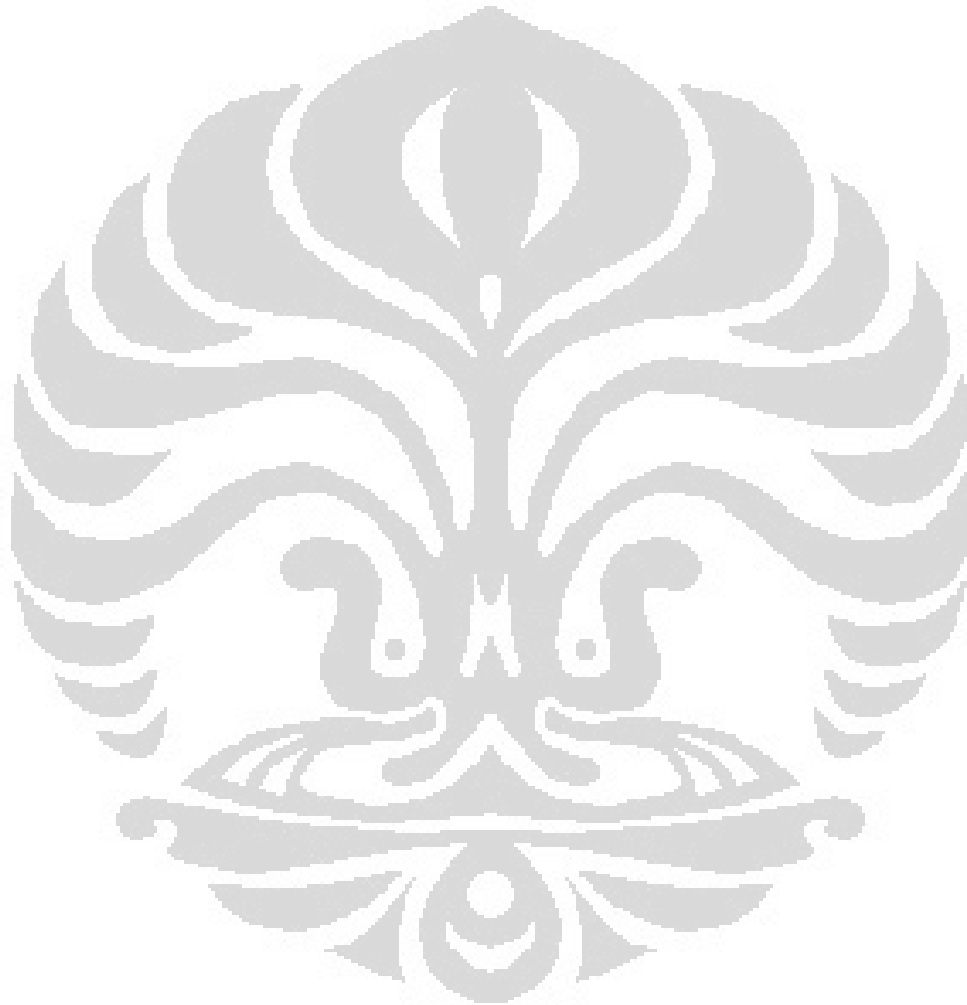
DAFTAR PUSTAKA

- A. Kusumawati, *Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Organ Mata dan Tiroid Pasien Foto Gigi Menggunakan Dosimeter Thermoluminesensi (TLD-100) di RS. Dr. M. Djamil Padang*. Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas. Padang, 2007.
- Ariyawan, *Pengukuran Dosis Radiasi Pasien Panoramik dan Periapical dengan Menggunakan TLD (Thermoluminescence Dosimeter) pada Saat Radiografi Dental*. Program Pasca Sarjana Fakultas Teknik UGM. Yogyakarta, 2009.
- C J. Houdarkis, *Dosimetry for Dental Radiography*. IAEA/RCA Regional Training Course on Medical Physics in Diagnostic Radiology. Manila, 2008.
- Diagnostic X-Ray Equipment Compliance Testing, *Workbook 5: Dental Radiographic Equipment*. Radiation Safety Act 1975, Government of Western Australia. 2006.
- E. Harold, J R Cunningham, *The Physics of Radiology*. Charles C. Thomas Publisher, USA. 1983.
- E. Whaites, *Essentials of Dental Radiography and radiology*. Churchill Livingstone. 1983. Hal: 161-165.
- European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology, *The Safe Use of Radiographs in Dental Practice*. Radiation Protection 136, European Commission. 2004.
- H. Cember, *Introduction to Health Physics*. Pergamon Press Inc, New York. 1983. Hal: 135.
- H. Irawan, Djarwani S Soejoko, *Pengukuran Dosis Kulit Pasien Radiografi Dental Panoramik Menggunakan TLD*. Departemen Fisika FMIPA UI. Depok, 2006.
- M. Ranogajec-Komor, *Thermoluminescence Dosimetry – Application in Enviromental Monitoring*. Radiation Safety Management Vol.2, No. 1. 2002. Hal: 3.

P. Homolka, *Collecting and Interpreting Patient Dose Data. Patient Dose Audits Methods*. IAEA/RCA Regional Training Course on Medical Physics in Diagnostic Radiology. Italy, 2009.

S. Saadah, *Entrance Skin Dose pada Pasien Ortodonti dengan Pemeriksaan Sefalometri Lateral Konvensional*. Departemen Fisika FMIPA UI. 2009.

Technical Reports Series No. 457, *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. IAEA. Vienna, 2007.





LAMPIRAN A

Tabel 1

Uji Reproducibility kV, timer, HVL, dan dosis

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Paparan (μ Gy)	Laju Dosis (μ Gy/s)
	kV	Timer (s)	mA	kV _{eff}	HVL (mmAl)			
1	80	0.5	10	80.35	3.37	424.6	29.47	69.4
2	80	0.5	10	81.27	3.33	504.1	33.72	66.9
3	80	0.5	10	80.68	3.37	484.8	32.97	68.01
4	80	0.5	10	79.01	3.34	485.3	32.91	67.81
5	80	0.5	10	80.34	3.39	484.2	33.53	69.24
6	80	0.5	10	80.93	3.35	504.3	34.02	67.47
7	80	0.5	10	82.21	3.32	484.4	33.99	70.17
8	80	0.5	10	81.15	3.39	504.8	34.8	68.93
9	80	0.5	10	81.07	3.35	504.5	33.76	66.91
10	80	0.5	10	80.96	3.36	503.3	34.45	68.45

Tabel 2

Uji Akurasi kV

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Paparan (μ Gy)	Laju Dosis (μ Gy/s)
	kV	Timer (s)	mA	kV _{eff}	HVL (mmAl)			
1	60	0.3	10	61.49	2.38	300.2	9.656	32.16
	60	0.3	10	61.26	2.38	281.2	9.311	33.11
2	65	0.3	10	64.34	2.67	284.8	11.96	42.26
	65	0.3	10	64.27	2.56	282.8	11.39	40.28
3	70	0.3	10	72.49	2.90	302.8	15.03	49.63
	70	0.3	10	72.23	2.81	302.6	15.01	49.60
4	75	0.3	10	73.58	3.01	302.5	17.24	56.99
	75	0.3	10	76.2	3.07	302.5	17.26	57.05
5	80	0.3	10	78.11	3.36	284.4	19.56	68.77
	80	0.3	10	81.09	3.30	284.3	19.78	69.58
6	85	0.3	10	83.52	3.52	284.4	22.54	79.27
	85	0.3	10	84.95	3.50	304.3	23.71	77.90
7	90	0.3	10	89.13	3.76	303.4	26.30	86.69
	90	0.3	10	90.06	3.72	304.5	26.44	86.82
8	80	1,2	10	80.31	3.41	1187	81.46	68.60

Tabel 3

Uji Akurasi Timer

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Paparan (μGy)	Laju Dosis ($\mu\text{Gy/s}$)
	kV	Timer (s)	mA	kV_{eff}	HVL (mmAl)			
1	75	0.5	10	74,02	3.14	502.6	28.90	57.49
	75	0.5	10	75,20	3.08	484.1	28.53	58.93
2	75	0.8	10	74,73	3.14	804.2	47.38	58.92
	75	0.8	10	75,81	3.11	783.7	47.28	60.32
3	75	1.0	10	76,13	3.12	984.2	57.29	58.21
	75	1.0	10	74,68	3.08	985.8	57.80	59.62
4	75	1.4	10	74,75	3.16	1387.0	82.01	59.13
	75	1.4	10	74,57	3.13	1408.0	82.17	58.36
5	75	1.8	10	75,08	3.19	1790.0	104.7	58.52
	75	1.8	10	75,26	3.16	1790.0	105.4	58.92
6	75	2.8	10	75,35	3.17	1989.0	117.0	58.85
	75	2.8	10	75,25	3.17	2793.0	162.9	58.33
7	75	3,2	10	74,22	3.19	3192.0	186.6	58.47

Tabel 4

Pengukuran DLP

No.	Kondisi Panel			DLP (mGy.cm)
	kV	Timer (s)	mA	
1	60	12	10	2,536
2	65	12	10	3,068
3	70	12	10	3,695
4	75	12	10	4,266
5	80	12	10	4,906
6	85	12	10	5,442

Tabel 5**Pengukuran Dosis pada Phantom**

No.	Kondisi Panel			TLD		
	kV	Timer (s)	mA	Nomor	Posisi	Hasil Baca
1	60	12	10	10	rahang kanan	0.412
	60	12	10	11	rahang kiri	0.936
	60	12	10	12	mulut	0.094
	60	12	10	13	tiroid	0.142
2	65	12	10	14	rahang kanan	1.133
	65	12	10	15	rahang kiri	0.169
	65	12	10	16	mulut	0.049
	65	12	10	17	tiroid	0.201
3	70	12	10	26	rahang kanan	0.358
	70	12	10	27	rahang kiri	0.135
	70	12	10	28	mulut	0.051
	70	12	10	29	tiroid	0.106
4	75	12	10	30	rahang kanan	0.126
	75	12	10	31	rahang kiri	1.496
	75	12	10	32	mulut	0.083
	75	12	10	33	tiroid	0.765
5	80	12	10	34	rahang kanan	0.124
	80	12	10	35	rahang kiri	0.994
	80	12	10	36	mulut	0.109
	80	12	10	37	tiroid	1.580
6	85	12	10	39	rahang kanan	0.142
	85	12	10	40	rahang kiri	0.728
	85	12	10	41	mulut	0.061
	85	12	10	42	tiroid	0.229

Tabel 6

No.	Umur	Jenis Kelamin	kV	mA	Timer	TLD		
	(tahun)	(L/P)				Nomor	Posisi	Hasil Baca
1	24	P	75	10	12	1	rahang kanan	0.098
						2	rahang kiri	0.082
						3	mulut	0.064
						4	tiroid	0.155
2	20	P	75	10	12	6	rahang kanan	0.067
						7	rahang kiri	0.078
						8	mulut	0.05
						9	tiroid	0.239
3	21	I	75	10	12	43	rahang kanan	0.082
						44	rahang kiri	1.088
						45	mulut	0.044
						46	tiroid	0.175
4	30	I	75	10	12	47	rahang kanan	0.776
						48	rahang kiri	0.477
						49	mulut	0.043
						50	tiroid	0.415
5	35	P	75	10	12	51	rahang kanan	0.125
						52	rahang kiri	0.126
						53	mulut	0.049
						54	tiroid	0.999
6	62	P	75	10	12	55	rahang kanan	0.112
						56	rahang kiri	0.754
						57	mulut	0.072
						58	tiroid	0.093
7	15	P	75	10	12	1	rahang kanan	0.296
						2	rahang kiri	0.504
						3	mulut	0.153
						4	tiroid	0.338
8	20	I	75	10	12	5	rahang kanan	0.529
						6	rahang kiri	0.440
						7	mulut	0.187
						8	tiroid	0.552
9	42	I	75	10	12	9	rahang kanan	0.299
						10	rahang kiri	0.270
						11	mulut	0.183
						12	tiroid	0.513
10	70	I	75	10	12	13	rahang kanan	0.448
						14	rahang kiri	0.285
						15	mulut	0.193
						16	tiroid	0.425



LAMPIRAN B

Tabel 1

No.	Sinar-X	Koefisien Varian						
		kV		timer			HVL	Dosis
		80 kV	75 kV	500 ms	400 ms	300 ms	80 kV; 0.5 s	80 kV
1	RS. Pelni Petamburan	0.0102	0.0079	0.0208	-	0.0327	0.0054	0.0183
2	RSCM	0.0096	-	0.0005	0.0024	-	0.0031	0.0046

Koefisien variasi untuk uji reproducibility

Tabel 2

Pengolahan Data Uji Akurasi kV

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat			
	kV	Timer (s)	mA/mAs	kV eff	beda	%rel	Kesimpulan
1	60	0.3	10	61.49	1.49	2.48	OK
	60			61.26	1.26	2.10	OK
2	65	0.3	10	64.34	0.66	1.02	OK
	65			64.27	0.73	1.12	OK
3	70	0.3	10	72.49	2.49	3.56	OK
	70			72.23	2.23	3.19	OK
4	75	0.3	10	73.58	1.42	1.89	OK
	75			76.2	1.2	1.60	OK
5	80	0.3	10	78.11	1.89	2.36	OK
	80			81.09	1.09	1.36	OK
6	85	0.3	10	83.52	1.48	1.74	OK
	85			84.95	0.05	0.06	OK
7	90	0.3	10	89.13	0.87	0.97	OK
	90			90.06	0.06	0.07	OK
				Deviasi	0.72	1.03	
				Rata²	1.21	1.68	
				Toleransi	10.00	%	

Tabel 3

Pengolahan Data Uji Akurasi *Timer*

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat			Kesimpulan
	kV	<i>Timer</i> (ms)	mA	<i>Timer</i> Terukur (ms)	beda	%rel	
1	75	500	10	502.6	2.60	0.52	OK
		500		484.1	15.90	3.18	OK
2	75	800	10	804.2	4.20	0.53	OK
		800		783.7	16.30	2.04	OK
3	75	1000	10	984.2	15.80	1.58	OK
		1000		985.8	14.20	1.42	OK
4	75	1400	10	1387	13.00	0.93	O K
		1400		1408	8.00	0.57	O K
5	75	1800	10	1790	10.00	0.56	O K
		1800		1790	10.00	0.56	O K
6	75	2000	10	1989	11.00	0.55	OK
		2000		2093	93.00	4.65	OK
7	75	3200	10	3192	8.00	0.25	OK
				Deviasi	23.22	1.29	
				Rata²	17.08	1.33	
				Toleransi	10%		

Tabel 4

Nilai-nilai HVL pesawat

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Standar Minimum
	kV	<i>Timer</i> (s)	mA	kV eff	HVL rata-rata (mmAl)	
1	60	0.3	10	61.38	2.38	-
2	65	0.3	10	64.31	2.62	-
3	70	0.3	10	72.36	2.86	2.1
4	75	0.3	10	74.89	3.04	-
5	80	0.3	10	79.60	3.33	2.3
6	85	0.3	10	84.24	3.51	-
7	90	0.3	10	89.60	3.74	2.5



LAMPIRAN C

Tabel 1

Uji Reproducibility kV, Timer, dan Keluaran

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Dosis (μ Gy)	Laju Dosis (μ Gy/s)
	kV	Timer (s)	mA	kV _{p,eff}	HVL (mmAl)			
1	80	0.5	14	88.13	2.86	497.6	62.43	125.4
2	80	0.5	14	88.75	2.84	497.7	62.38	125.3
3	80	0.5	14	88.37	2.84	498.0	62.20	124.9
4	80	0.5	14	86.99	2.82	497.6	62.16	124.9
5	80	0.5	14	86.87	2.83	497.7	61.85	124.2
6	80	0.5	14	88.47	2.82	498.0	61.81	124.1
7	80	0.5	14	87.67	2.82	497.4	61.93	124.4
8	80	0.5	14	86.54	2.82	497.8	61.67	123.8
9	80	0.5	14	87.76	2.82	497.3	61.72	124.1
10	80	0.5	14	87.25	2.82	497.6	61.70	123.9

Tabel 2

Uji Akurasi kV

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Dosis (μ Gy)	Laju Dosis (μ Gy/s)
	kV	Timer (s)	mA	kV _{p,eff}	HVL (mmAl)			
1	60	0.4	16	64.07	1.95	396.10	29.89	75.47
	60	0.4	16	63.28	1.95	395.70	29.40	74.28
2	64	0.4	16	66.79	2.13	396.20	34.43	86.90
	64	0.4	16	67.96	2.11	395.80	34.44	86.99
3	69	0.4	15	72.41	2.34	396.60	37.99	95.79
	69	0.4	15	73.3	2.34	397.00	37.93	95.54
4	73	0.4	15	76.98	2.50	396.70	43.24	108.90
	73	0.4	15	76.87	2.52	396.80	43.00	108.30
5	80	0.4	13	89.13	2.80	397.70	49.22	123.70
	80	0.4	13	90.06	2.82	397.50	48.97	123.10
6	84	0.4	12	90.86	2.98	398.40	50.60	126.90
	84	0.4	14	89.92	2.97	397.00	50.50	126.90
7	90	0.4	14	99.25	3.21	398.10	53.87	135.30
	90	0.4	10	98.48	3.24	398.60	53.60	134.40

Tabel 3

Uji Akurasi Timer

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat		Timer (ms)	Dosis (μ Gy)	Laju Dosis (μ Gy/s)
	kV	Timer (s)	mA	kV _{eff}	HVL (mmAl)			
1	80	0.64	14	86.60	2.80	638.0	78.90	123.6
	80	0.64	14	86.91	2.80	637.6	78.76	123.5
2	80	0.80	14	86.76	2.81	798.2	99.07	124.1
	80	0.80	14	85.61	2.82	797.6	98.30	123.2
3	80	1.00	14	86.45	2.81	997.7	123.30	123.6
	80	1.00	14	86.87	2.81	997.7	123.20	123.4
4	80	1.20	14	86.48	2.80	1198.0	148.60	124.0
5	80	1.60	14	86.41	2.80	1599.0	198.00	123.8
6	80	2.00	14	86.68	2.78	1999.0	248.50	124.3
7	80	3.20	14	86.44	2.78	3200.0	395.80	123.7
8	80	4.00	14	86.06	2.81	4000.0	490.70	122.6

Tabel 4

Pengukuran DLP

No.	Kondisi Panel			DLP (mGy.cm)
	kV	Timer (s)	mA	
1	66	16	14.1	4.053
2	69	15	14.1	4.218
3	73	15	14.1	4.693
4	80	14	14.1	5.397

Tabel 5

Pengukuran Dosis pada Phantom

No.	Kondisi Panel			Nomor	TLD	Hasil Baca
	kV	Timer (s)	mA		Posisi	
1	66	14.1	16	18	rahang kanan	0.136
	66	14.1	16	19	rahang kiri	0.120
	66	14.1	16	20	mulut	0.084
	66	14.1	16	21	tiroid	0.320
2	69	14.1	15	22	rahang kanan	0.225
	69	14.1	15	23	rahang kiri	0.140
	69	14.1	15	24	mulut	0.167
	69	14.1	15	25	tiroid	0.427
3	73	14.1	15	26	rahang kanan	0.269
	73	14.1	15	27	rahang kiri	0.160
	73	14.1	15	28	mulut	0.142
	73	14.1	15	29	tiroid	1.893
4	80	14.1	14	30	rahang kanan	0.287
	80	14.1	14	31	rahang kiri	0.172
	80	14.1	14	32	mulut	0.066
	80	14.1	14	33	tiroid	1.746

Tabel 6

Dosimetri Pasien (Pengukuran *Entrance Skin Dose*)

No.	Umur (tahun)	Jenis Kelamin (L/P)	kV	mA	Timer (s)	TLD		
						Nomor	Posisi	Hasil Baca
1	24	D	80	10	14	1	rahang kanan	0.565
						2	rahang kiri	0.267
						3	mulut	0.101
						4	tiroid	0.767
2	20	D	80	10	14	6	rahang kanan	0.189
						7	rahang kiri	0.17
						8	mulut	0.106
3	21	I	80	10	14	9	tiroid	0.437
						10	rahang kanan	0.084
						11	rahang kiri	0.157
4	30	L	80	10	14	12	mulut	0.111
						13	tiroid	0.489
						14	rahang kanan	0.242
						15	rahang kiri	0.196
5	35	D	80	10	14	16	mulut	0.072
						17	tiroid	0.698
						33	rahang kanan	0.173
						34	rahang kiri	0.16
6	56	I	80	10	14	35	mulut	0.107
						36	tiroid	0.316
						1	rahang kanan	0.193
						2	rahang kiri	0.077
7	63	D	80	10	14	3	mulut	0.114
						4	tiroid	1.322
						5	rahang kanan	0.354
						6	rahang kiri	0.311
8	24	D	80	10	14	7	mulut	0.147
						8	tiroid	0.866
						9	rahang kanan	0.102
						11	rahang kiri	0.084
9	38	I	80	10	14	12	mulut	0.203
						13	tiroid	0.769
						14	rahang kanan	0.341
						16	rahang kiri	0.177
10	22	D	80	10	14	17	mulut	0.123
						18	tiroid	1.673
						19	rahang kanan	0.093
						20	rahang kiri	0.088
						21	mulut	0.101
						22	tiroid	0.847



LAMPIRAN D

Tabel 1

Pengolahan Data Uji Akurasi kV

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat			
	kV	Timer (s)	mA/mAs	kVp eff	beda	%rel	Kesimpulan
1	60	0.3	10	64.07	4.07	6.78	OK
	60			63.28	3.28	5.47	OK
2	64	0.3	10	66.79	2.79	4.36	OK
	64			67.96	3.96	6.19	OK
3	69	0.3	10	72.41	3.41	4.94	OK
	69			73.3	4.3	6.23	OK
4	73	0.3	10	76.98	3.98	5.45	OK
	73			76.87	3.87	5.30	OK
5	80	0.3	10	89.13	9.13	11.41	not OK
	80			90.06	10.06	12.58	not OK
6	84	0.3	10	90.86	6.86	8.17	OK
	84			89.92	5.92	7.05	OK
7	90	0.3	10	99.25	9.25	10.28	not OK
	90			98.48	8.48	9.42	OK
				Deviasi	2.57	2.58	
				Rata²	5.67	7.40	
				Toleransi	10%		

Tabel 2

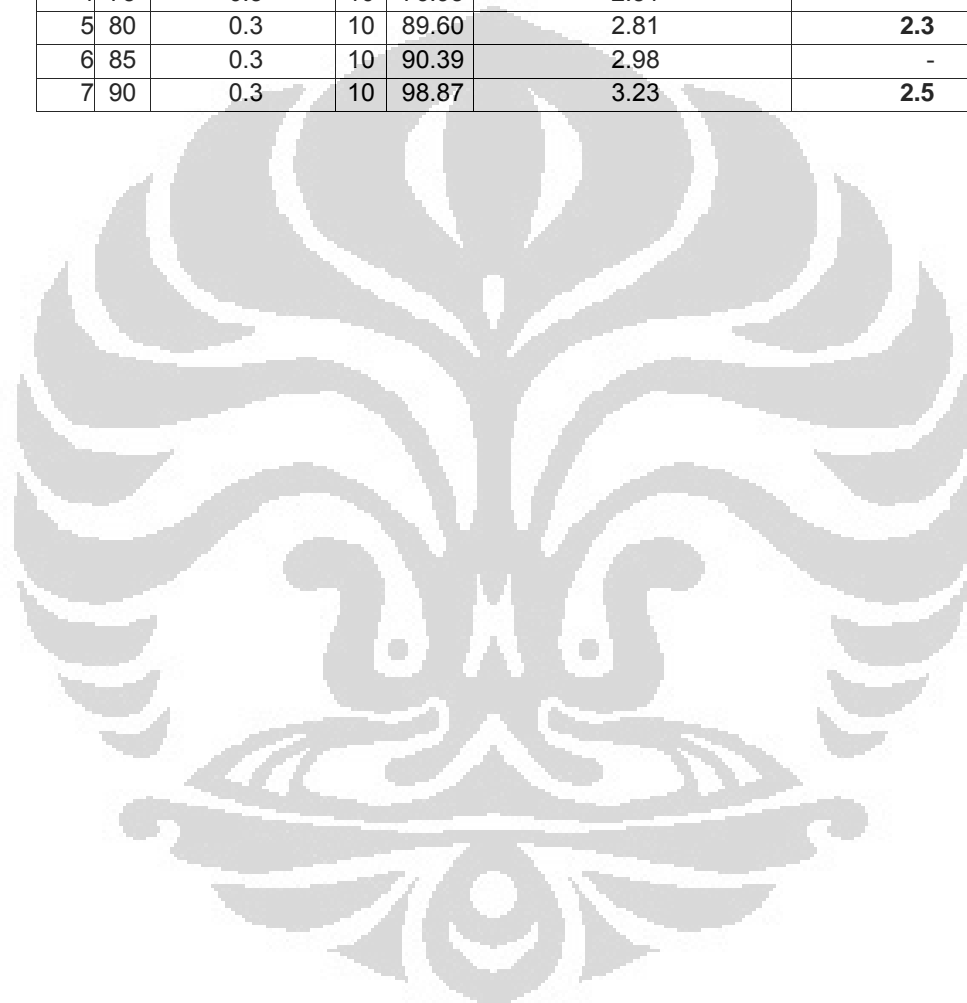
Pengolahan Data Uji Akurasi Timer

No.	Kondisi Panel			Pengukuran Alat			Kesimpulan
	kV	Timer (ms)	mA	Timer Terukur (ms)	beda	%rel	
1	80	640	10	638.0	2.00	0.31	OK
		640		637.6	2.40	0.37	OK
2	80	800	10	798.2	1.80	0.22	OK
		800		797.6	2.40	0.30	OK
3	80	1000	10	997.7	2.30	0.23	OK
		1000		997.7	2.30	0.23	OK
4	80	1200	10	1198.0	2.00	0.17	OK
5	80	1600	10	1599.0	1.00	0.06	OK
6	80	2000	10	1999.0	1.00	0.05	OK
7	80	3200	10	3200.0	0.00	0.00	OK
8	80	4000	10	4000.0	0.00	0.00	OK
				Deviasi	0.92	0.13	
				Rata²	1.56	0.18	
				Toleransi	10%		

Tabel 3

Nilai-nilai HVL pesawat

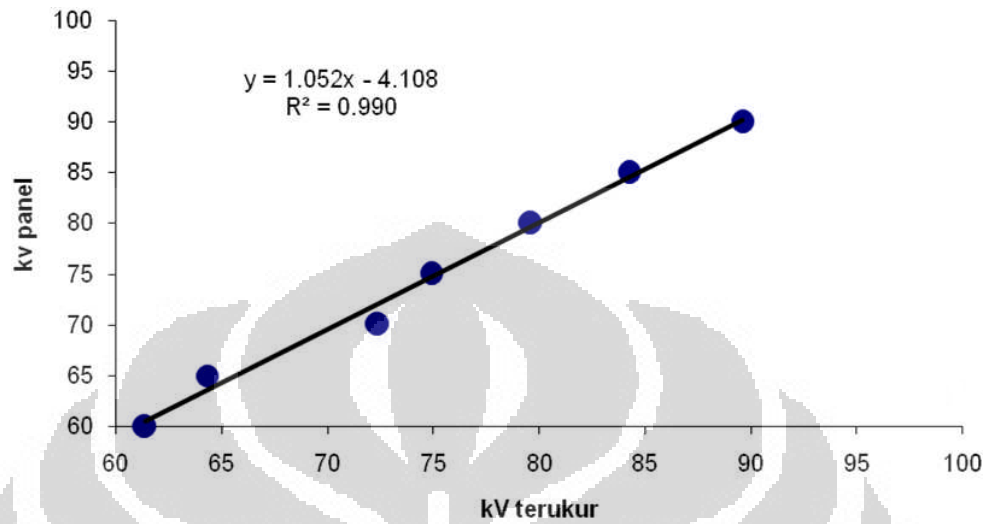
No.	Kondisi Panel		Pengukuran Alat			Standar Minimum
	kV	Timer (s)	mA	kV eff	HVL rata-rata (mmAl)	
1	60	0.3	10	63.68	1.95	-
2	66	0.3	10	67.38	2.12	-
3	69	0.3	10	72.86	2.34	2.1
4	73	0.3	10	76.93	2.51	-
5	80	0.3	10	89.60	2.81	2.3
6	85	0.3	10	90.39	2.98	-
7	90	0.3	10	98.87	3.23	2.5



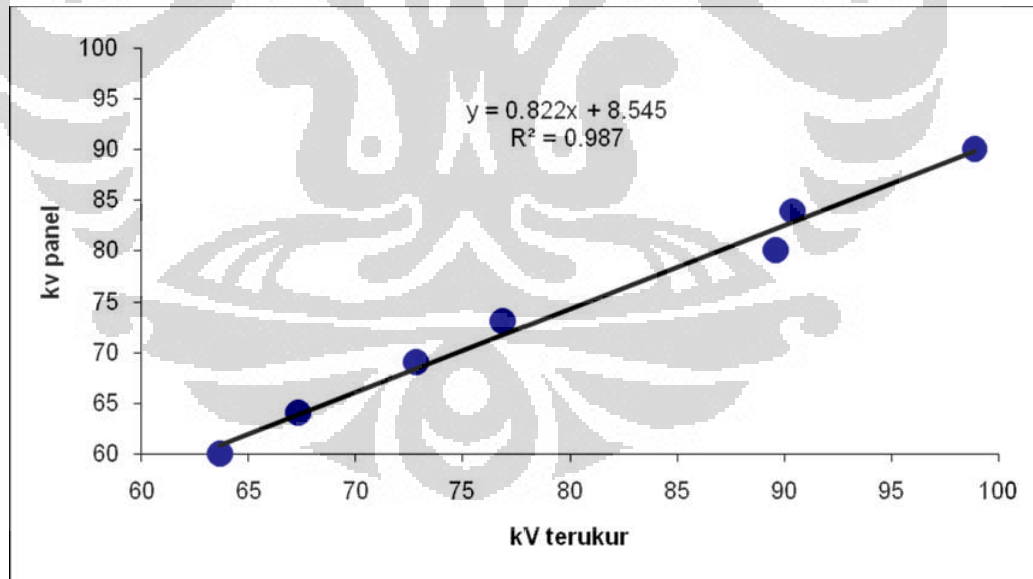


LAMPIRAN E

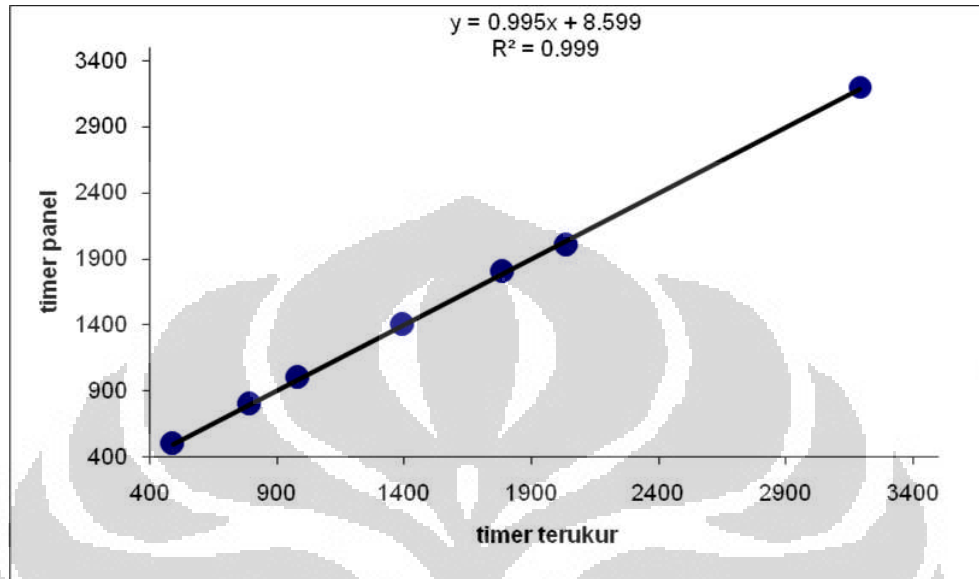
Grafik 1: Uji Akurasi kV (kV_{terukur} vs kV_{panel}) di RS. Peln Petamburan



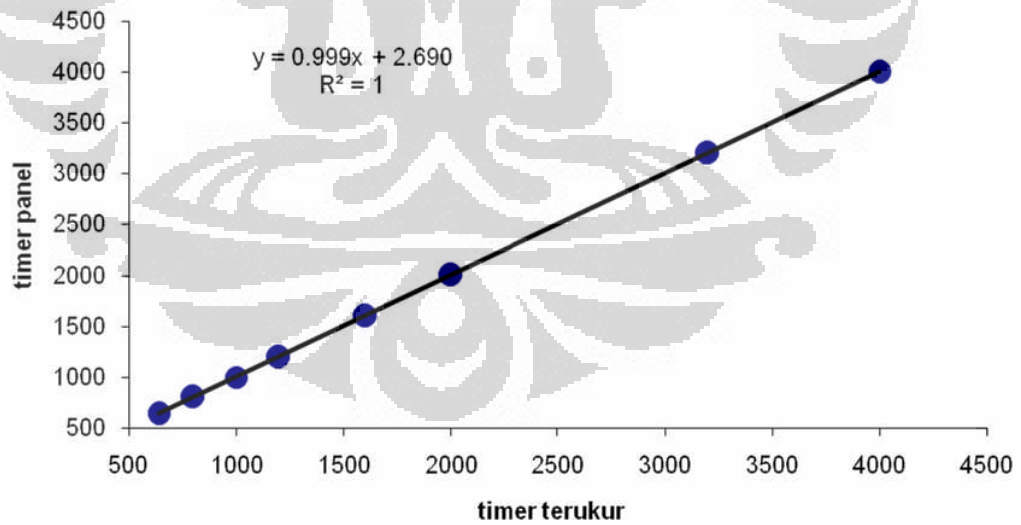
Grafik 2: Uji Akurasi kV (kV_{terukur} vs kV_{panel}) di RSCM



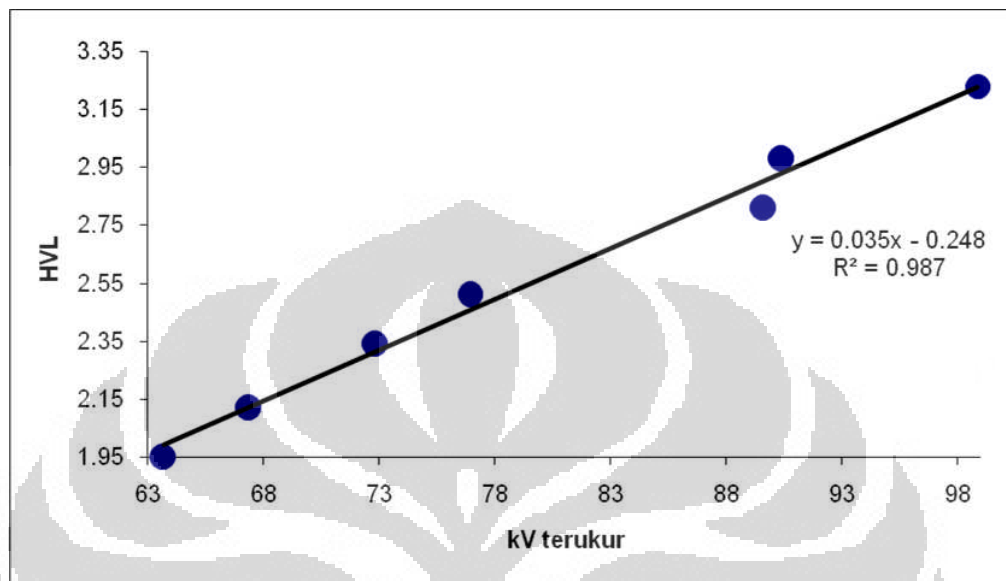
Grafik 3: Uji Akurasi *Timer* (*timerterukur* vs *timerpanel*) di RS. Pelni Petamburan



Grafik 4: Uji Akurasi *Timer* (*timerterukur* vs *timerpanel*) di RSCM



**Grafik 5: Grafik kV_{terukur} vs HVL untuk tabung sinar-X di RS. Pelni
Petamburan**



Grafik 6: Grafik kV_{terukur} vs HVL untuk tabung sinar-X di RSCM

