



UNIVERSITAS INDONESIA

**ESTIMASI DOSIS PASIEN
PADA PEMERIKSAAN DENTAL PANORAMIK**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar sarjana sains

DINAYAWATI

0806364920

FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM

PROGRAM STUDI FISIKA

DEPOK

JUNI 2011

LEMBAR PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Dinayawati

NPM : 0806364920

Tanda Tangan



Tanggal : 22 Juni 2011

LEMBAR PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Dinayawati
NPM : 0806364920
Program Studi : Fisika
Judul Skripsi : Estimasi Dosis Pasien pada Pemeriksaan Dental Panoramik

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

DEWAN PENGUJI

Pembimbing I : Dwi Seno K.S, M.Si

()

Pembimbing II : Heru Prasetyo, M.Si

()

Penguji I : Prof. DR. Djarwani Soeharso S

()

Penguji II : Kristina Tri Wigati, M.Si

()

Ditetapkan di : Depok
Tanggal : 7 Juni 2011

KATA PENGANTAR

Alhamdulillah, segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat untuk mencapai gelar

Sarjana Science Jurusan Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

Pada kesempatan ini ijin penulis untuk menyampaikan rasa terimakasih kepada pihak-pihak yang telah banyak membantu selama masa penyelesaian skripsi dengan judul **“Estimasi Dosis Pasien pada Pemeriksaan Dental Panoramik”**.

1. Allah SWT yang telah memberikan hidayah-Nya kepada penulis.
2. Bapak, Ibu, Kakak, dan Adik yang telah memberikan dorongan moral dan material serta semangat dan doa tulus kepada penulis.
3. Bapak Dwi Seno K. W, M.Si dan Bapak Heru Prasetio, M.Si sebagai pembimbing yang telah dengan sabar membimbing sampai dengan selesainya penelitian ini.
4. Rekan-rekan mahasiswa program S1 ekstensi kekhususan fisika medis FMIPA UI angkatan 2008 terima kasih atas semua kebersamaan dan kerjasamanya.
5. Rekan-rekan radiologi RS Hermina Depok terima kasih atas semua kerjasamanya.
6. Semua pihak yang tidak dapat saya sebutkan satu persatu, yang telah membantu terlaksananya penelitian ini.

Penulis menyadari bahwa hasil penelitian ini sangat jauh dari sempurna. Walaupun demikian penulis berharap semoga hasil penelitian ini dapat bermanfaat bagi perkembangan keilmuan di masa yang akan datang. Penulis berharap besar atas saran dan kritik yang membangun demi perbaikan penulisan hasil penelitian ini.

Juni 2011

Penulis

**LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI
TUGAS AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

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

Nama : Dinayawati
NPM : 0806364920
Program Studi : Medis
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Jenis Karya : Skripsi

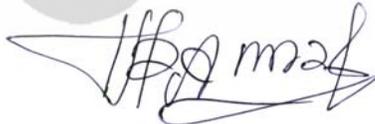
demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia Hak Bebas Royalti Noneksklusif (*Non-exclusive Royalty Free Right*) atas karya ilmiah saya yang berjudul :

ESTIMASI DOSIS PASIEN PADA PEMERIKSAAN DENTAL PANORAMIK.

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/format-kan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan mempublikasikan 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 22 Juni 2011
Yang menyatakan



(Dinayawati)

ABSTRAK

Nama : Dinayawati
Program Studi : Fisika Medis
Judul : Estimasi Dosis Pasien pada Pemeriksaan Dental Panoramik

Radiografi dental panoramik merupakan teknik pencitraan untuk mendapatkan gambaran daerah mandibula dan seluruh dental dalam satu film. Telah dilakukan pengukuran dose-area product (DAP) dan dosis kulit phantom pada pemeriksaan dental panoramik dengan menggunakan TLD. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan variasi kondisi pengukuran sebanyak 4 variasi tegangan tabung yaitu 66 kV, 68 kV, 70 kV dan 72 kV dengan penggunaan mA tetap yaitu 3 mA dengan waktu paparan rata-rata 19 detik. Pengukuran DAP diperoleh dengan melakukan pengukuran output pesawat tanpa phantom menggunakan TLD yang diletakkan pada slit sekunder yang sejajar dengan sumber berkas sinar-x. Hasil pengukuran diperoleh nilai yang bervariasi yaitu pada tegangan tabung 66 kV (80.554 mGy cm^2), 68 kV (83.376 mGy cm^2), 70 kV (93.154 mGy cm^2), 72 kV (93.096 mGy cm^2). Pengukuran dosis kulit dilakukan dengan meletakkan TLD di 4 lokasi penyinaran, yaitu : daerah kiri dagu (titik A), tengah dagu (titik B), kanan dagu (titik C) dan slit (titik D). Berdasarkan data pengukuran, dosis kulit pada titik B menerima dosis exit pada saat berkas sinar-x melewati TLD di titik B sedangkan dosis pada titik D menerima dosis exit selama pemeriksaan dental panoramik. Dosis kulit pada titik A dan C memperoleh dosis entrance dan exit. Metode untuk mengetahui estimasi dosis pasien pada pemeriksaan dental panoramic yang perlu dilakukan yaitu mengetahui output pesawat tanpa phantom dan distribusi dosis exit dengan phantom yang diukur selama penyinaran.

Kata Kunci : Radiografi dental panoramik, output pesawat tanpa phantom, DAP, dosis kulit, TLD, estimasi dosis.

49+xii Halaman ; 24 Gambar ; 17 Tabel.
Daftar Pustaka 17 (1988 – 2010).

ABSTRACT

Name : Dinayawati
Program Study : Medical Physics
Title : Patient Dose Estimation In Panoramic Dental Examination

Panoramic dental radiography is the imaging technique to get an overview of the mandible and entire dental area in the one film. Measurements have been carried out our dose-area product (DAP) and the phantom skin dose in panoramic dental examination using the TLD. Measurements were made using a variation of the measurement conditions as much as 4 variation of tube voltage is 66 kV, 68 kV, 70 kV and 72 kV with the use of fixed 3 mA with an average exposure time of 19 seconds. DAP measurements obtained by measuring the radiation output without phantom using TLD placed on the secondary slit parallel to the x-ray beam source. Measurement result obtained by varying the value of the tube voltage of 66 kV (80,554 mGy cm²), 68 kV (83,376 mGy cm²), 70 kV (93,154 mGy cm²), 72 kV (93,096 mGy cm²). Skin dose measurements made with TLD placed at 4 locations irradiation, namely : the left chin area (point A), middle chin (point B), right chin (point C) and slit (point D). Based on the measurement data, the skin dose at point B receives the exit dose at the time of x-ray beam through the TLD at point B while the dose at point D received the exit dose during panoramic dental examination. Skin dose at point A and C gain entrance and exit doses. Estimation method to determine patient dose in panoramic dental examination needs to be done is to move on the radiation output without the phantom and the phantom exit dose distributions measured during irradiation.

Keyword : Dental panoramic radiographs, the radiation output without a phantom, DAP, skin dose, TLD, the dose estimates.

49+xii pages ; 24 pictures ; 17 tables.
Bibliography 17 (1988 – 2010).

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PERNYATAAN ORISINALITAS	ii
LEMBAR PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
LEMBAR PERSETUJUAN PUBLIKASI KARYA ILMIAH	v
ABSTRAK	vi
DAFTAR ISI	viii
DAFTAR TABEL	x
DAFTAR GAMBAR	xi
DAFTAR LAMPIRAN	xii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang Masalah	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	2
1.4 Manfaat Penelitian	2
1.5 Batasan Penelitian	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Radiografi Panoramik	5
2.2 Pengukuran Dosis untuk Pemeriksaan Dental Panoramik	8
2.2.1 Dosis Kulit	8
2.2.2 Dose-Area Product (DAP)	10
2.3 TLD (Thermo Luminescence Dosimeter)	10
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	15
3.1 Uji Kesesuaian (Compliance Test)	15
3.1.1 Pengujian Ketepatan Tabung Menggunakan Pengaturan Sefalometri	16
3.1.2 Pengujian Ketepatan Waktu Penyinaran Menggunakan Pengaturan Panoramik	17
3.1.3 Pengujian Linearitas Keluaran Radiasi Menggunakan Pengaturan Sefalometri	18
3.1.4 Pengujian Reprodusibilitas Keluaran Radiasi Menggunakan Pengaturan Sefalometri	19
3.1.5 Pengukuran HVL Menggunakan Pengaturan Sefalometri	20
3.1.6 Batas Toleransi	20
3.2 Pengukuran Output Pesawat Tanpa Phantom	21
3.3 Pengukuran Dosis Kulit pada Phantom	23
3.4 Pengukuran Dosis pada TLD	24
BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN	27
4.1 Hasil Penelitian	27
4.1.1 Hasil Uji Kesesuaian	28

4.1.1.1 Hasil Pengujian Ketepatan Tegangan Tabung Menggunakan Pengaturan Sefalometri	28
4.1.1.2 Hasil Pengujian Ketepatan Waktu Menggunakan Pengaturan Panoramik	29
4.1.1.3 Hasil Pengujian Linearitas Keluaran Radiasi Menggunakan Pengaturan Sefalometri	30
4.1.1.4 Hasil Pengujian Reprodusibilitas Keluaran Radiasi Menggunakan Pengaturan Sefalometri	31
4.1.1.5 Hasil Pengukuran HVL Menggunakan Pengaturan Sefalometri	32
4.1.2 Hasil Pengukuran Output Pesawat Tanpa Phantom	33
4.1.3 Hasil Pengukuran Dosis Kulit pada Phantom	34
4.1.4 Hubungan Tegangan Tabung dan Ratio Output Pesawat Tanpa Phantom dengan Dosis Kulit	36
4.1.5 Hubungan Tegangan Tabung dan Ratio DAP dengan Dosis Kulit	37
4.1.6 Estimasi Dosis Pasien	39
BAB V PENUTUP	42
5.1 Kesimpulan	42
5.2 Saran	43
DAFTAR PUSTAKA	44
LAMPIRAN	47

DAFTAR TABEL

	Halaman
3.1 Kondisi penyinaran yang digunakan untuk uji kesesuaian waktu penyinaran menggunakan pengaturan panoramik	18
3.2 Batas toleransi uji kesesuaian pesawat sinar-x kedokteran gigi	21
4.1 Hasil bacaan output pesawat panoramik menggunakan TLD dan dosimeter unfors beserta standar deviasinya	27
4.2 Data hasil uji kesesuaian tegangan tabung	29
4.3 Hasil waktu penyinaran panoramik	29
4.4 Hasil penyimpangan uji kesesuaian waktu	30
4.5 Hasil pengujian linearitas keluaran radiasi	30
4.6 Hasil pengujian reproduksibilitas keluaran radiasi	32
4.7 Hasil pengukuran HVL	32
4.8 Hasil output pesawat tanpa phantom dan dose-area product pada alat dental panoramik	33
4.9 Dosis kulit dengan variasi penempatan TLD di permukaan phantom	34
4.10 Nilai output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit pada variasi penempatan TLD	36
4.11 Hubungan tegangan tabung dengan ratio output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit	36
4.12 Nilai DAP dan dosis kulit pada variasi penempatan TLD	37
4.13 Hubungan tegangan tabung dengan ratio DAP dan dosis kulit	38
4.13 Dosis yang diserap phantom	39
4.14 Ratio Dosis kulit dengan dosis yang diserap phantom	39

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
2.1 Akuisisi citra radiografi panoramik	5
2.2 Diagram yang menunjukkan tahapan pembentukan citra dari pemeriksaan panoramik selama waktu 20 detik	6
2.3 Struktur alat dental panoramik yang dilengkapi dengan sefalometri	7
2.4 Dosis entrance dan dosis exit	9
2.5 Diagram level energi pada proses thermo luminescence	12
2.6 Diagram skema TLD reader	14
2.7 Kurva pancar atau “glow curve”	14
3.1 Letak detektor pada uji keakuratan tegangan tabung dengan menggunakan pengaturan sefalometri	17
3.2 Posisi detektor pada pengujian keakuratan waktu panoramik	18
3.3 Penentuan luas lapangan slit kolimator sekunder sinar-x pada alat panoramik	22
3.4 Hasil penentuan luas lapangan slit kolimator sekunder pada alat panoramik	22
3.5 Posisi TLD pada pengukuran output pesawat tanpa phantom	23
3.6 Posisi TLD di slit pada pengukuran dosis kulit	24
3.7 Skema letak TLD pada phantom	24
3.8 TLD reader model 2000A (detektor) dan TLD reader model 2000B (integrator)	25
3.9 Oven pemanas model FBI1310M	26
3.10 Oven pemanas type U-10 F-Nr 850510	26
4.1 Grafik hasil bacaan output pesawat dental panoramik dengan menggunakan TLD dan dosimeter unfors.	28
4.2 Grafik linearitas keluaran radiasi	31
4.3 Penempatan TLD pada slit tanpa phantom	34
4.4 Posisi TLD pada phantom, slit dan perputaran tabung sinar-x alat dental panoramik	35
4.5 Grafik hubungan tegangan tabung dengan ratio output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit	37
4.6 Grafik Hubungan tegangan tabung dengan DAP dengan ratio DAP dan dosis kulit	38
4.7 Grafik Hubungan ratio antara dosis kulit dengan dosis yang diserap phantom dan dosis yang diserap phantom	40

DAFTAR LAMPIRAN

	Halaman
1 Hasil uji kesesuaian tegangan tabung	44
2 Hasil pengukuran TLD dengan phantom	45
3 Hasil pengukuran TLD tanpa phantom	47



BAB I PENDAHULUAN

1.1.Latar Belakang Masalah

Sejak penemuan dental panoramik pada tahun 1933 (Langland, et al 1989), penggunaan dental panoramik telah memberikan manfaat untuk kedokteran gigi di seluruh dunia. Peningkatan dalam aplikasi medis dari dental panoramik memunculkan potensi bahaya kesehatan. Pencitraan medis memiliki peran penting dalam proses diagnostik. Dalam radiologi diagnostik, dental panoramik menghasilkan gambaran yang membantu untuk mendiagnosa pasien dan juga bermanfaat untuk mendeteksi beberapa penyakit dental. Contoh pemeriksaan dental panoramik yang dapat digunakan untuk mengidentifikasi lesi seperti kista dan tumor pada rami mandibula, penilaian orthodontic, fraktur pada seluruh bagian mandibula kecuali daerah depan mandibula, penyakit antral, penyakit periodontal (Eric Whaites, 1996).

Ketika pasien melakukan pemeriksaan dental panoramik, banyak foton yang melewati tubuh pasien. Ini dapat merusak beberapa molekul akibat ionisasi, tetapi yang lebih penting lagi yaitu kerusakan DNA dalam kromosom. Sebagian besar kerusakan DNA segera diperbaiki, tetapi sebagian kromosom mungkin berubah permanen (mutasi). Ini dapat mengakibatkan adanya pembentukan tumor. Resiko tumor yang dihasilkan oleh sinar-x pada dosis tertentu dapat diperkirakan, karena itu, pengetahuan dari dosis yang diterima merupakan hal yang penting (*Europian Commission*, 1995).

Radiografi dental panoramik merupakan teknik pencitraan untuk mendapatkan gambaran daerah mandibula dan seluruh dental dalam satu film. Dalam radiologi medis parameter yang diukur biasanya *Entrance Surface Dose* (ESD) atau *Dose-Area Product* (DAP) (Williams and Montgomery 2000). TRS No 457 tentang *Dosimetry in diagnostic radiology*, parameter pengukuran dosis pasien yang dilakukan yaitu DAP dengan menggunakan *Thermo Luminescence Dosimeter* (TLD) atau *ionisasi chamber*. Namun, untuk memperoleh pengukuran yang memberikan indikasi langsung dari dosis pasien di radiografi panoramik lebih sulit karena sempitnya berkas sinar-x dan sifat dinamis dari teknik pencitraannya. Radiografi dental panoramik

dilaksanakan dengan menggunakan tabung sinar-x dan film yang bergerak relative satu terhadap yang lain selama pembentukan citra, metode ini disebut *pantomography*.

Penilaian terhadap dosis dilakukan untuk menghindari radiasi yang tidak perlu selama pencitraan sinar-x. DRL's merupakan metode penting untuk meminimalkan dosis radiasi dan variasi dosis radiasi. Pengukuran dosis diakui menjadi bagian penting dari proses jaminan mutu di radiologi diagnostik dan TLD merupakan metode pengukuran yang disarankan untuk pengukuran dosis.

Dalam penggunaan radiasi pengion untuk tujuan medis termasuk dalam radiografi panoramik, dosis pasien harus dijaga minimum dengan mempertimbangkan kualitas gambar yang dapat dicapai tanpa mengurangi hasil diagnosa. Ini berarti bahwa penyinaran dapat mengakibatkan dosis klinis di atas dosis minimum yang dapat diterima harus dihindari karena setiap paparan radiasi harus lebih banyak manfaatnya daripada bahaya yang ditimbulkan.

1.2. Perumusan Masalah

ESD dan DAP merupakan parameter pengukuran yang paling penting di radiologi diagnostik. TRS No 457 tentang *Dosimetry in diagnostic radiology*, parameter yang digunakan untuk mengetahui dosis pasien yaitu DAP dengan menggunakan TLD atau *ionisasi chamber*. Pada penelitian ini pengukuran dosis yang dilakukan yaitu dosis kulit pada phantom dengan variasi lokasi pengukuran dan DAP. Metode yang dikembangkan yaitu menggunakan TLD untuk mengukur dosis tersebut, dari pengukuran diharapkan untuk memperoleh estimasi dosis yang diserap oleh pasien pada saat pemeriksaan dental panoramik.

1.3. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini yaitu untuk memperoleh estimasi dosis pasien selama penyinaran yang dilakukan pada pemeriksaan dental panoramik.

1.4. Manfaat Penelitian

1. Manfaat teoritis

Secara umum penelitian ini diharapkan secara teoritis memberikan sumbangan dalam pembelajaran fisika medis, terutama pada pengembangan pemahaman konsep pengukuran dosis kulit pada variasi lokasi pengukuran pada pasien atau phantom dan DAP pada pemeriksaan dental panoramik.

Secara khusus penelitian ini juga diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam memperoleh estimasi dosis pada pemeriksaan dental panoramik

2. Manfaat Praktis

a. Bagi rumah sakit, penelitian ini diharapkan dapat memberikan sumbangan dalam meningkatkan kualitas proteksi radiasi dan mengetahui estimasi dosis pada pemeriksaan dental panoramik di instalasi radiologi.

b. Bagi Fakultas, penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi dan masukan dalam penggunaan teknik pengukuran dosis kulit pada variasi lokasi pengukuran pada pasien atau phantom dan DAP yang digunakan untuk memperoleh estimasi dosis radiasi pada pemeriksaan dental panoramik.

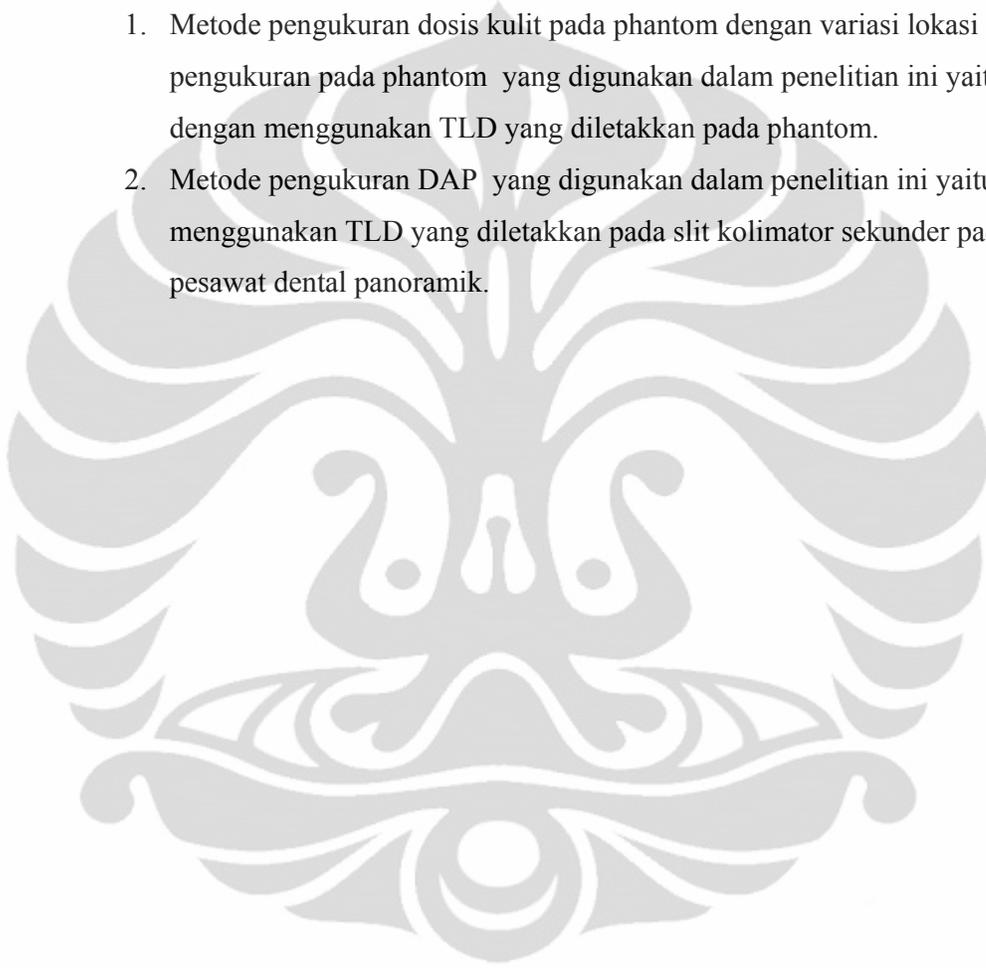
c. Bagi mahasiswa, proses penelitian ini diharapkan dapat meningkatkan kemampuan mahasiswa dalam memahami konsep dan menganalisa estimasi dosis pada pemeriksaan dental panoramik

d. Bagi peneliti, penelitian ini untuk mengetahui hubungan dosis kulit pada variasi lokasi pengukuran pada pasien atau phantom dan DAP sehingga dapat diperoleh estimasi dosis pada pemeriksaan dental panoramik. Selain itu sebagai pengalaman menulis karya ilmiah dan melaksanakan penelitian dalam pendidikan fisika medis sehingga dapat menambah cakrawala pengetahuan peneliti sehingga penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai perbandingan atau referensi untuk penelitian yang relevan.

1.5. Batasan Penelitian

Berdasarkan perumusan masalah di atas, agar penelitian ini lebih terarah dan diharapkan masalah yang dikaji lebih mendalam, perlu adanya pembatasan masalah yang akan diteliti. Adapun pembatasan masalah dalam penelitian ini adalah :

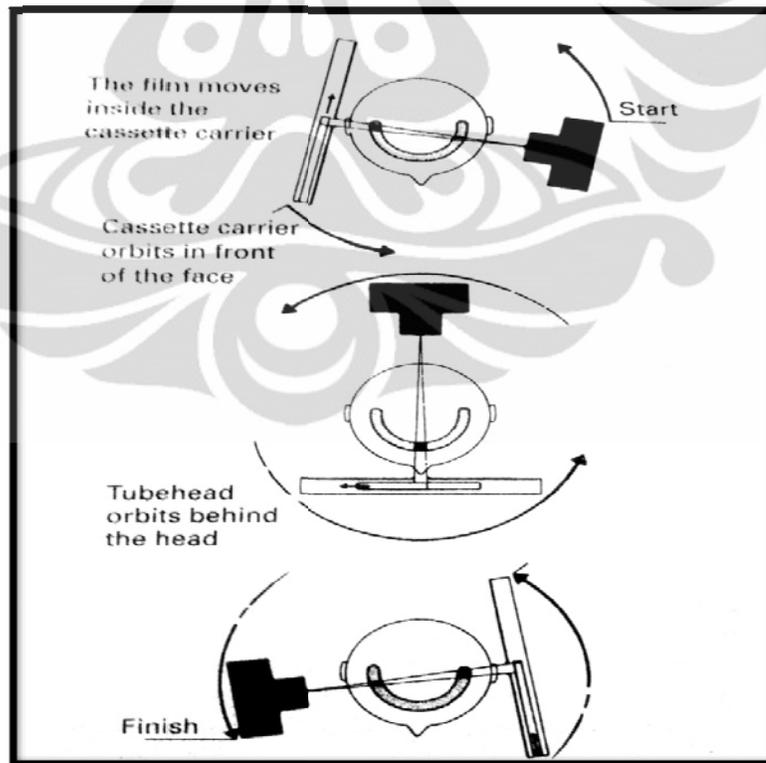
1. Metode pengukuran dosis kulit pada phantom dengan variasi lokasi pengukuran pada phantom yang digunakan dalam penelitian ini yaitu dengan menggunakan TLD yang diletakkan pada phantom.
2. Metode pengukuran DAP yang digunakan dalam penelitian ini yaitu menggunakan TLD yang diletakkan pada slit kolimator sekunder pada pesawat dental panoramik.



BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2. 1. Radiografi Panoramik

Radiografi dental panoramik merupakan teknik pencitraan mandibula dan maksila. Radiografi dental panoramik dilaksanakan dengan menggunakan tabung sinar-x dan film yang gerakannya disinkronkan untuk memutar pada bidang horizontal mengelilingi kepala dengan satu pusat rotasi. Metode ini disebut *narrow beam rotational tomography* dan selama ini biasa digunakan sebagai teknik panoramik di bidang kedokteran gigi (Eric Whaites, 1996). *narrow beam rotational tomography* menggunakan prinsip *slit-beam scanography* dan *tomography*. Dalam radiografi panoramik pencitraan dilakukan dengan menggunakan berkas sina-x yang terkolimasi oleh sebuah slit dan berputar dalam suatu bidang horizontal. Sebuah slit di depan kaset bertindak sebagai kolimator sekunder bagi berkas yang mengenai film.



[Sumber : Eric Whaites, 1996].

Gambar 2.1. Akuisisi citra radiografi panoramik.

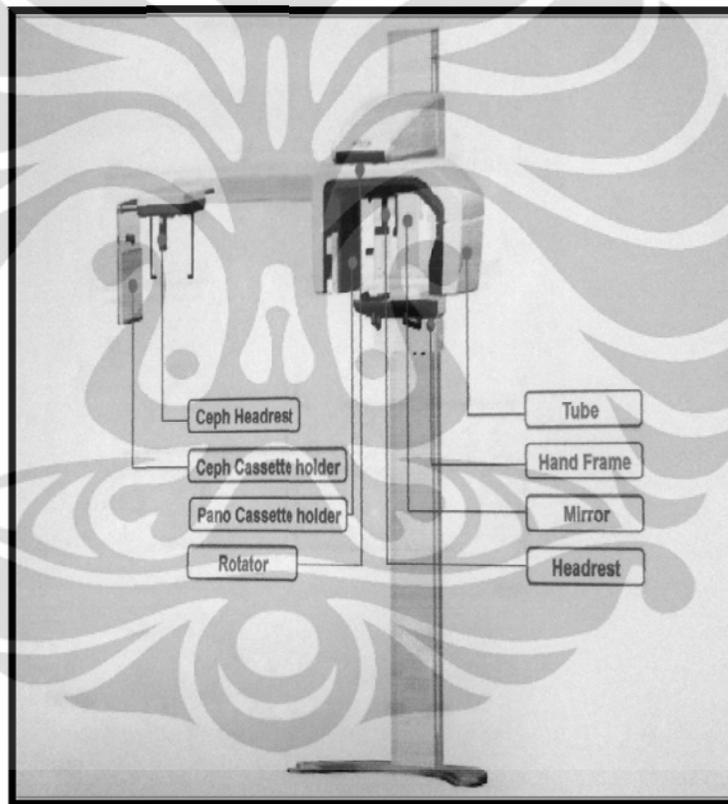
Akuisisi citra radiografi panoramik secara skema dapat dilihat pada gambar 2.1, yang menunjukkan kasus gerakan sumber radiasi sederhana dengan pusat rotasi tetap. Terlihat dalam gambar posisi pasien dan tabung sinar-x yang membentuk bidang horizontal selama pencitraan. Berkas sinar-x mengalami dua kali kolimasi, pertama pada saat keluar dari tabung yang akan mengenai permukaan kulit pasien dan kedua keluar dari pasien yang akan mengenai film. Tabung sinar-x dan kaset merupakan satu kesatuan yang bergerak mengelilingi kepala pasien. Tabung sinar-x berputar dari samping kepala pasien sebelah kanan menuju ke samping kepala pasien sebelah kiri melalui bagian belakang kepala. Hasil pencitraan dari sumber berkas sinar-x panoramik yang sempit diperoleh dari menggabungkan bagian-bagian dari rahang pasien menjadi satu gambaran rahang pasien (yang termasuk di dalamnya yaitu maxilla dan mandibula) dari seluruh penyinaran.



[Sumber : Eric Whaites, 1996].

Gambar 2.2. Diagram yang menunjukkan tahapan pembentukan citra dari pemeriksaan panoramik selama waktu 20 detik.

Secara keseluruhan alat dental panoramik ditunjukkan pada gambar 2.3. Prinsip pengoperasian alat panoramik membutuhkan tabung sinar-x dan film yang mengelilingi pasien yang diam selama penyinaran. Waktu penyinaran bervariasi antara alat panoramik yang berbeda : waktu yang dibutuhkan alat dental panoramik pada gambar 2.3 yaitu antara 15 sampai 20 detik. Seperti yang ditunjukkan pada gambar 3, tabung sinar-x memiliki daerah total filtrasi yang setara 2.8 mmAl. Secara efektif berkas sinar-x dikolimasikan oleh (a) diafragma primer yang dipilih untuk lebar dewasa dan anak-anak dan (b) slit sekunder yang terletak didepan film.



[Sumber : Vantech]

Gambar 2.3. Struktur alat dental panoramik yang dilengkapi dengan Sefalometri.

Tabung sinar-x dan kaset berlawanan arah satu sama lain dan dapat memutar dan immobilisasi pasien berdiri. Sistem menggabungkan : *hand frame, mirror dan headrest*. Total pemasangan tabung sinar-x, kaset dan

pasien support seimbang dan dapat bergerak sebagai satu struktur secara vertical pada tiang yang terpasang pada alat dental panoramik.

Generator single pulsa memberikan output yang cukup. Peralatan yang ditunjukkan pada gambar 3 fungsi dari generator yang memberikan besar tegangan tabung antar 55-85 kVp, pengaturan arus tabung yang diberikan masing-masing 2 mA, 5 mA, 8 mA, 10 mA, 12 mA dan waktu penyinaran 16 detik untuk pasien anak-anak, 20 detik untuk pasien dewasa .

2.2. Pengukuran Dosis untuk Pemeriksaan Dental Panoramik

Dosis pasien merupakan alat untuk *quality control* (QC) di radiologi. *Diagnostic Reference Levels* (DRLs) dapat digunakan sebagai panduan untuk praktek pengujiannya. DRLs berlaku untuk prosedur standar di semua bidang radiologi diagnostik. Metode untuk pengukuran dosis harus didefinisikan dengan baik dan mudah digunakan.

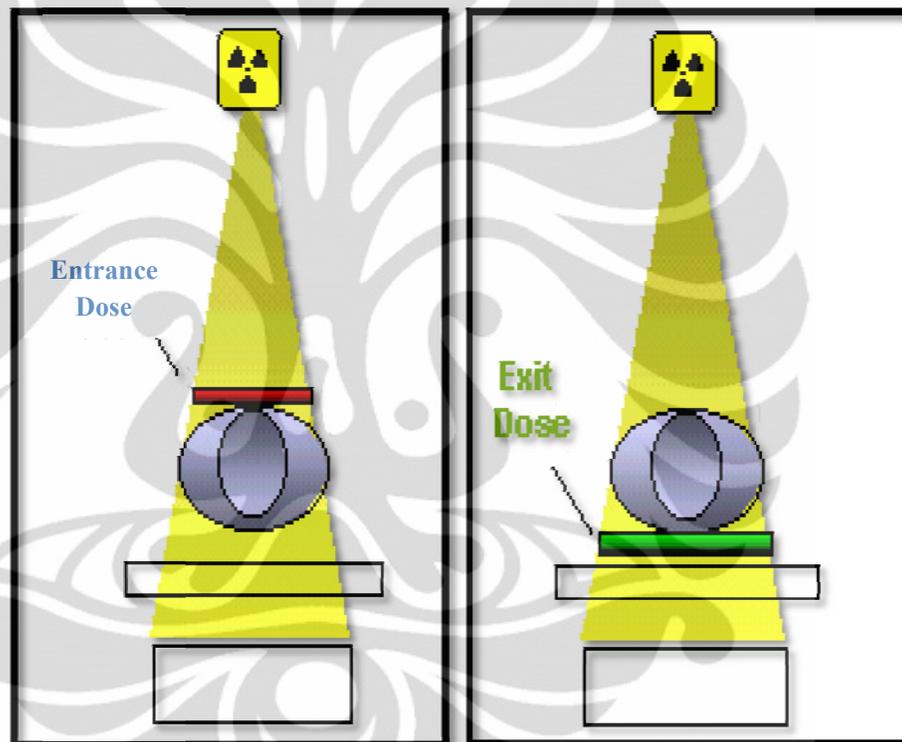
Dosis radiasi pada pemeriksaan dental panoramik sulit untuk diukur karena lebar lapangan penyinaran yang sempit dan juga akibat dinamisnya teknik pencitraan. Selain itu gerakan scanning sinar-x menghasilkan distribusi dosis yang kompleks dengan harga yang sangat berbeda pada titik dosis. Parameter yang diukur yaitu Dosis kulit dan DAP.

2.2.1. Dosis Kulit

Pada pemeriksaan dental panoramik dosis kulit yang diterima oleh pasien atau phantom dibagi menjadi dua macam yaitu dosis entrance dan Dosis Exit. Alasan untuk menilai dosis kulit adalah bahwa dosis lebih besar pada permukaan, dimana radiasi memasuki tubuh, dan kulit adalah organ utama yang kemungkinan dapat terjadi reaksi jaringan.

Pengukuran dosis entrance dilakukan untuk memperkirakan resiko radiasi. Dosis Entrance didefinisikan sebagai dosis untuk kulit pada titik dimana berkas sinar-x memasuki tubuh dan mencakup insiden air kerma (energi kinetik pada medium) dan hamburan balik radiasi dari jaringan. Hal ini dimungkinkan untuk mengevaluasi ESD dengan pengukuran langsung pada phantom atau pasien menggunakan ionisasi chamber atau TLD.

Pengukuran dosis exit dilakukan untuk evaluasi gambar sinar-x. Hal ini diukur dalam daerah radiasi dalam jarak langsung ke permukaan tubuh dimana berkas sinar-x keluar dari tubuh. Dosis rendah memungkinkan mengurangi kualitas citra. Dengan demikian optimasi penggunaan radiasi diperlukan dengan mengikuti ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Dalam radiologi diagnostik sebagian besar berkas sinar-x ditenuasikan oleh tubuh dan hanya 0.1% - 1% yang ditransmisikan dan dideteksi.



[Sumber : GE website]

Gambar 2.4. Dosis entrance dan dosis exit

Saat ini ada beberapa metode yang tersedia untuk memperkirakan atau mengukur dosis kulit pasien. Metode tersebut dapat diklasifikasikan sebagai metode langsung atau tidak langsung.

Metode langsung pada estimasi dosis kulit melibatkan penggunaan detektor kecil yang ditempatkan di kulit pasien atau permukaan phantom pada lokasi masuknya berkas. Jenis detektor yang digunakan untuk metode langsung antara lain TLD dan film fotografi.

Penggunaan TLD cara yang paling akurat untuk menentukan dosis kulit dan dosimeter yang ditempel ke kulit pasien atau permukaan phantom. Karena TLD kecil dan nomor atomnya rendah, maka kehadirannya tidak akan mengaburkan informasi citra diagnostik serta tidak mengganggu dan dapat diterima oleh pasien.

2.2.2. Dose-Area Product (DAP)

Metode yang paling nyaman dan banyak digunakan untuk monitoring secara tidak langsung adalah DAP. DAP adalah hasil dosis di udara (kerma) dalam berkas sinar-x dan ukuran dari radiasi yang masuk ke dalam pasien.

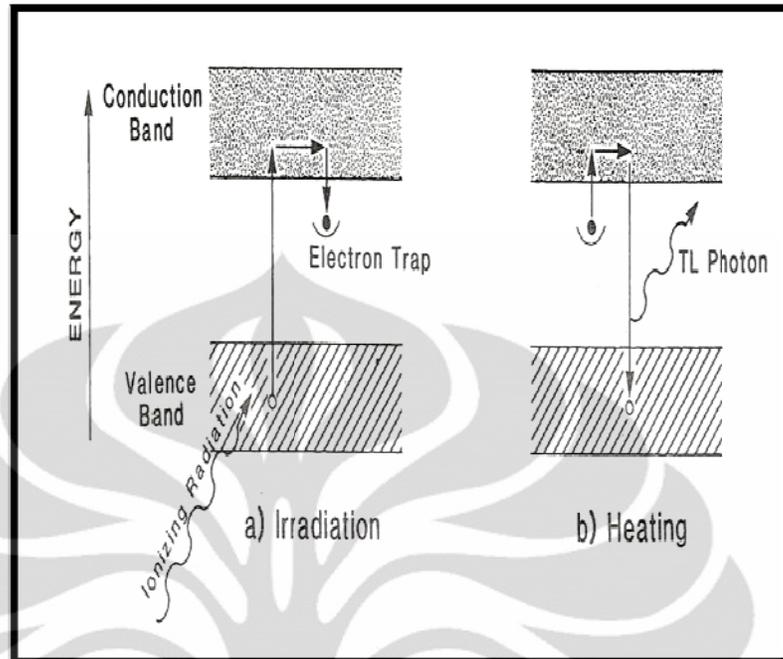
DAP memberikan estimasi dari total energi radiasi yang diberikan kepada pasien selama penyinaran, satuan yang digunakan DAP yaitu Gy cm^2 . DAP mudah diukur, metode yang digunakan yaitu menggunakan TLD. DAP juga dapat diperoleh melalui perhitungan data terakumulasi selama pemeriksaan panoramik. Nilai yang tercatat memberikan energi yang diserap oleh pasien (yaitu tidak ada transmisi atau hamburan). Untuk memperkirakan resiko stokastik, kemampuan DAP yang dapat dilakukan adalah dengan mengasumsikan faktor bobot rata-rata untuk semua jaringan yang beresiko. DAP kumulatif dengan mudah dapat ditampilkan secara real-time. Laju dosis hamburan kurang proposional untuk menilai DAP. Kumulatif DAP tidak memberikan indikasi langsung kemungkinan cedera kulit. Estimasi dosis ini tergantung pada faktor-faktor seperti konfigurasi peralatan, ukuran pasien, dan teknik penyinaran. Setelah diketahui ukuran lapangan penyinaran dapat digunakan untuk mendapatkan perkiraan dosis kulit. DAP tidak memberikan informasi mengenai distribusi berkas permukaan di sekitar kulit pasien.

2.3. TLD (Thermo Luminescence Dosimeter)

TLD merupakan dosimeter yang prinsip kerjanya berdasarkan fenomena *thermoluminescence*. Proses luminesensi yaitu proses penyerapan radiasi pada beberapa material dan menyimpan energi yang diserap pada kondisi yang metastabil (kurang stabil). Jika materi tersebut diberikan energi

metastabil akan dikeluarkan dalam bentuk cahaya tampak. Proses penyimpanan energi radiasi terjadi diawali pada saat radiasi mengenai materi, pada saat tersebut electron bebas dan "hole" terbentuk. Pada materi yang memiliki sifat luminisensi, terdapat suatu daerah "storage trap" yang terletak di antara pita konduksi dan valensi. Elektron dan "hole" yang terbentuk akan bersatu lagi atau terjebak di dalam "storage trap". Jumlah electron yang terjebak akan sebanding dengan jumlah radiasi yang mengenai material luminisensi. Elektron yang terjebak akan keluar dan bersatu kembali dengan "hole" jika detector luminisensi diberikan energi dalam bentuk panas. Pada saat electron dan "hole" bergabung akan dipancarkan cahaya yang akan ditangkap oleh penguat cahaya PMT (*Photomultiplier Tube*). Bahan yang memiliki sifat luminisensi disebut Thermoluminescent detector atau TLD. Beberapa jenis materi yang bersifat luminisense antara lain $\text{CaSO}_4:\text{Mn,Dy}$, LiF:Mg,Ti , LiF:Mg,Cu,P . Sebelum digunakan TLD harus dipanaskan terlebih dahulu pada suhu tertentu untuk menghapus energi yang masih tersisa didalam TLD. TLD yang dipilih untuk melakukan pengukuran dosis adalah lithium fluoride yang memiliki kepekaan yang cukup dan respon energy datar dalam rentang kuantitas berkas sinar-x yang digunakan dalam radiologi diagnostik. Bahan LiF berbentuk *polikristal* dengan Z efektifnya adalah 8,1, cukup ekuivalen dengan Z efektif jaringan tubuh manusia yang nilainya 7,4.

Sistem pembacaan TLD secara garis besar yaitu pemanasan bahan TL menyebabkan elektron terjebak untuk kembali ke pita valensi. ketika hal ini terjadi, energi yang dipancarkan dalam bentuk cahaya tampak. Output cahaya dideteksi dan diukur dengan PMT dan kemudian dosis ekuivalen dapat dihitung. TLD reader terdiri dari planchet, PMT dan elektrometer. Planchet berfungsi untuk meletakkan dan memanaskan materi TLD, PMT berfungsi menangkap cahaya luminisensi dan mengubah menjadi sinyal listrik, dan memperkuat sinyal akhir, elektrometer berfungsi mencatat sinyal PMT dalam satuan arus atau muatan.



[Sumber : Khan, 2003].

Gambar 2.5. Diagram level energy pada proses thermo luminescence :

(a) proses ionisasi oleh radiasi ; (b) proses pemanasan untuk melepaskan electron yang diikuti oleh produksi luminescence.

Intensitas total thermo luminescence sebanding dengan jumlah elektron yang terjebak dan sebanding pula dengan energi radiasi yang terserap. Dengan demikian, intensitas cahaya yang diemisikan dari kristal thermo luminescence akan berbanding lurus pula dengan dosis radiasi.

TLD reader menggunakan gas nitrogen selama proses pembacaannya terutama untuk menekan sinyal *chemiluminescence* dari dosimeter dan reader. TLD reader mengubah intensitas cahaya menjadi sinyal yang diukur dengan satuan nC (nanoCoulomb). Pengukuran dilakukan sebanyak dua kali untuk setiap chip TLD. Pengukuran pertama adalah membaca intensitas thermo luminescence total, sedangkan pengukuran kedua adalah membaca intensitas thermo luminescence latar. Intensitas TL bersih merupakan hasil pengukuran intensitas TL total dengan intensitas TL latar. Perhitungan dosis radiasi (D) yang diterima TLD dilakukan dengan menggunakan hubungan berikut :

$$D = TL \text{ (nC)} \times F_k \text{ (\mu Gy/nC)} \quad (2.9)$$

Dimana :

D = Dosis radiasi (mGy).

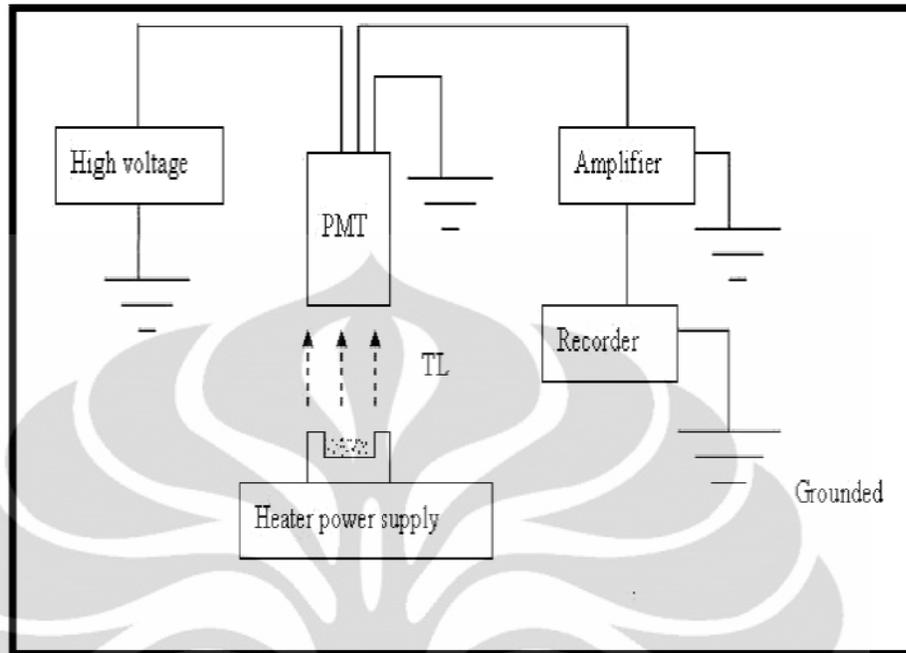
TL = Intensitas Thermo Luminescence bersih (hasil pengukuran intensitas TL total dengan intensitas latar).

F_k = Faktor kalibrasi yang merupakan fungsi energi.

Sinyal hasil pembacaan TLD disebut kurva pancar atau “*glow curve*”. Kurva pancar diperoleh dengan memberikan panas dengan laju kenaikan panas secara konstan sampai suhu tertentu, dan kurva digambarkan sebagai fungsi suhu.

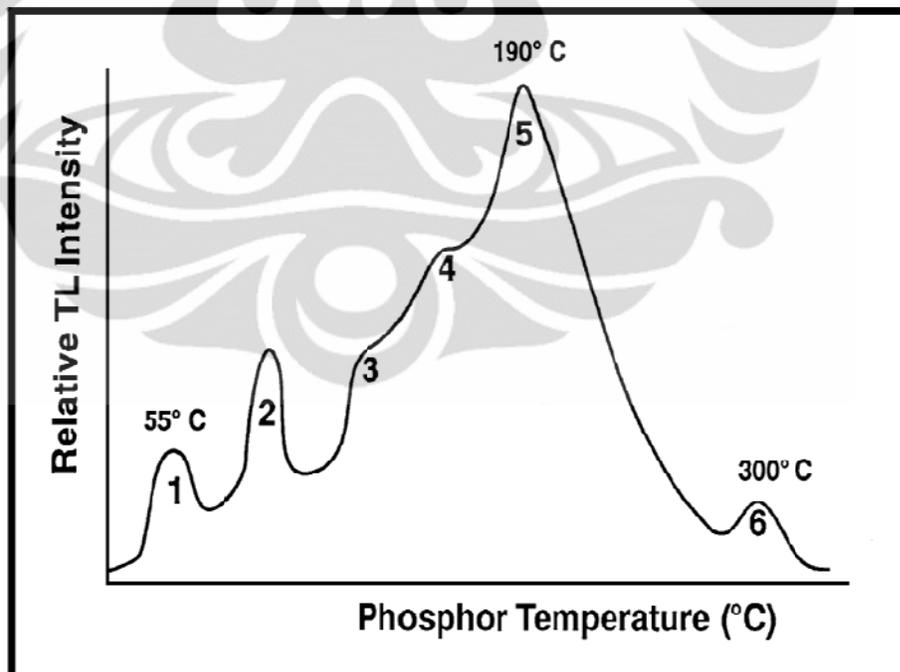
Detektor TLD memiliki sifat yang linier terhadap rentang dosis dan respon TLD dipengaruhi oleh energi. Beberapa proses harus dilakukan sebelum menggunakan TLD yaitu kalibrasi respon energi, “*fading*” atau penurunan bacaan akibat penundaan proses pembacaan, dan koreksi respon dosis pada daerah non linier.

Untuk setiap materi TL yang digunakan dalam aplikasi dosimetri adalah sangat penting untuk mengetahui prosedur untuk memulihkan kondisi dasar setelah diradiasi. Tahap annealing digunakan untuk menahan suhu pada suhu yang sangat tinggi untuk memastikan bahwa semua sinyal akan dihapus. Prosedur annealing sama untuk setiap bahan TL dan dalam beberapa kasus seperti LiF, prosedur ini sangat penting karena jika proses tersebut tidak sepenuhnya sama, bisa mendapatkan hasil yang sangat berbeda dari pengulangan radiasi dengan penyinaran yang sama.



[Sumber : Khan, 2003]

Gambar 2.6. Diagram skema TLD reader. (Khan, 2003).



[Sumber : www.sbfisica.org.br/bjp/download/v04/v04a19.pdf]

Gambar 2.7. kurva pancar atau “glow curve”

BAB III METODE PENELITIAN

Pada bab ini akan menjelaskan langkah-langkah yang digunakan dalam penelitian. Adapun alat panoramik yang digunakan yaitu Vantech yang dilengkapi dengan sefalometri. Dosimeter yang digunakan dalam pengukuran uji kesesuaian yaitu dosimeter unfors. Phantom yang digunakan dalam penelitian ini yaitu jenis *diagnostic head phantom*. Pengukuran output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit pada penelitian ini menggunakan TLD.

3.1 Uji Kesesuaian (*Compliance Testing*)

Uji Kesesuaian adalah uji untuk memastikan bahwa Pesawat Sinar-x memenuhi persyaratan keselamatan radiasi dan memberikan informasi diagnosis yang tepat dan akurat. Uji kesesuaian merupakan dasar dari suatu program jaminan mutu radiologi diagnostik yang mencakup sebagian tes program jaminan mutu, khususnya parameter yang menyangkut keselamatan radiasi.

Sistem sinar-x panoramik merupakan unit tomografi yang unik untuk pemeriksaan dental. Panoramik biasanya memiliki SID tetap antara 45 cm dan waktu penyinaran 15- 20 detik. Kolimator berkas radiasi menggunakan dua slit kolimator, satu di ujung cone pendek yang dipasang pada tabung sinar-x dan yang lainnya di depan reseptor gambar.

Spesifikasi alat sinar-x panoramik yang digunakan pada penelitian ini yaitu :

- a. Model Number : PaX-150C (dengan sefalometri).
- b. Power Supply : 110/230 VAC \pm 10%, 50/60 Hz.
- c. Generator sinar-x : *High Frequency*, DC generator.
- d. Total filtrasi : 2,8 mmAl.
- e. Faktor penyinaran : 60 – 90 kV, 4-10 mmAl.
- f. Ukuran Focal spot : 0.35 mm – 0.5 mm.
- g. Cooling pause : *Automatically controlled*.
- h. Ukuran Film : panoramik (15 x 30 cm, *flat cassette*).
Sefalometri (20.3 x 25.4 cm, *flat cassette*).

3.1.1 Pengujian Ketepatan Tegangan Tabung menggunakan pengaturan sefalometri.

Tujuan dari uji tegangan tabung yaitu untuk mengecek keakurasian tegangan pada tabung sinar-x yang mempunyai tujuan ganda yaitu panoramik dan sefalometri. Pengujian ini diharapkan tidak mengganggu pengoperasian normal peralatan panoramik. Maka, pengujian keakurasian tegangan tabung di atur pada peralatan sefalometri untuk mewakili pengujian ini.

Sebelum melakukan pengujian tegangan tabung, terlebih dahulu melakukan pengecekan titik tengah berkas sinar-x dengan cara meletakkan kaset berisi film ukuran 30 x 40 cm dan disinari pada kondisi penyinaran yang sering dipakai untuk pemeriksaan yaitu tegangan tabung panel yang digunakan 65 kV, beban tabung panel 5 mAs. Dari hasil penyinaran diperoleh titik tengah dari berkas sinar-x yang akan diletakkan detektor sebagai pengukuran keakurasian tegangan tabung.

Setelah diperoleh titik tengah baru dimulai pengukuran yaitu meletakkan detektor di holder sefalometri yang sejajar dengan sumber berkas. Melakukan pengukuran dengan pengaturan variasi tegangan tabung panel dari 55-80 kV, beban tabung panel (mAs) yang digunakan tetap, dengan perubahan tegangan tabung masing-masing peningkatannya tegangan tabung panel sebesar 5 kV untuk masing-masing tegangan tabung panel dilakukan dua kali pengulangan penyinaran. Penyinaran 65 kV, 5 mAs dilakukan pengulangan sebanyak 5 kali, dikarenakan faktor eksposi tersebut yang sering dilakukan pada pemeriksaan. Mencatat hasil bacaan dari dosimeter dan dibandingkan dengan kondisi penyinaran pada saat paparan. Dari hasil perbandingan tersebut kemudian dihitung berapa persen tingkat penyimpangannya.



Gambar 3.1. Letak dosimeter pada uji keakurasian tegangan tabung dengan metode sefalometri.

3.1.2 Pengujian Ketepatan Waktu Penyinaran menggunakan pengaturan panoramik.

Tujuan dari pengujian ini yaitu untuk menentukan ketepatan waktu penyinaran. Pengujian ini dilakukan untuk peralatan panoramik yang juga memiliki fungsi sefalometri.

Meletakkan dosimeter pada depan bagian tengah slit kolimator sekunder yang sejajar dengan sumber berkas sinar-x. Memastikan penempatan dosimeter tidak mengganggu pergerakan alat panoramik pada saat pengukuran. Melakukan pengukuran dengan pengaturan kondisi penyinaran yang biasa digunakan untuk pemeriksaan panoramik pasien dewasa. Mencatat hasil bacaan dari dosimeter dan dibandingkan dengan kondisi penyinaran pada saat paparan. Dari hasil perbandingan tersebut kemudian dihitung tingkat penyimpangannya. Posisi dosimeter pada pengujian keakurasian waktu panoramik terlihat pada gambar 3.2.

Tabel 3.1. Kondisi Penyinaran yang digunakan untuk uji kesesuaian waktu penyinaran menggunakan pengaturan panoramik.

No	Kondisi Penyinaran	
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung panel (mA)
1	66	3
2	68	3
3	70	3
4	72	3



Gambar 3.2. Posisi dosimeter pada pengujian keakurasian waktu Panoramik.

3.1.3 Pengujian linearitas keluaran radiasi menggunakan pengaturan sefalometri.

Tujuan dari pengujian ini yaitu untuk menentukan output radiasi dari rentang berkas sinar-x pada pemilihan kondisi penyinaran dan menggunakannya untuk menghitung koefisien output linieritas. Pengukuran dilakukan pada variasi beban tabung panel 2 mAs, 5 mAs dan 8 mAs dengan tegangan tabung panel 65 kV. Dari serangkaian

nilai-nilai ini dihitung dari output radiasi, koefisien linearitas diberikan oleh persamaan :

$$\text{Koefisien Linearitas} = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{X_{\max} + X_{\min}} \quad (3.1)$$

Dimana X_{\max} dan X_{\min} adalah masing-masing nilai output maksimum dan minimum. Nilai koefisien linearitas harus kurang dari 0.1, tetapi rentang parameter yang lebih pada pengukuran tergantung pada jenis generator sinar-x.

3.1.4 Pengujian reproduksibilitas keluaran radiasi menggunakan pengaturan sefalometri.

Tujuan dari pengujian ini yaitu untuk menentukan reproduksibilitas radiasi, output tegangan tabung dan waktu penyinaran. Pengujian ini dilakukan pada peralatan panoramik yang juga memiliki fungsi sefalometri. Pengukuran dilakukan dengan meletakkan dosimeter pada holder sefalometri yang sejajar dengan berkas sinar-x, yang sebelumnya sudah dicek dengan cara penyinaran film. Pengaturan kondisi penyinaran pada tegangan tabung panel dan beban tabung panel yang sering dipakai pada pemeriksaan yaitu 65 kV dan 5 mAs, pengukuran dilakukan pengulangan lima kali. Reproduksibilitas dinilai sebagai koefisien variasi (C), perbandingan dari standar deviasi (S) untuk nilai rata-rata dari serangkaian pengukuran yang ditunjukkan pada persamaan (3.2). Variasi koefisien tidak boleh lebih dari 0.05.

$$C = \frac{S}{\bar{X}} = \frac{1}{\bar{X}} \sqrt{\sum_{i=1}^n \frac{(X_i - \bar{X})^2}{(n-1)}} \quad (3.2)$$

Dimana :

\bar{X} : nilai rata-rata pengukuran.

X_i : Pengukuran pada i.

n : nilai pengukuran.

3.1.5 Pengukuran HVL menggunakan pengaturan sefalometri.

Tujuan dari pengujian ini yaitu untuk menilai kualitas HVL dari berkas sinar-x. Untuk peralatan yang mengkombinasi panoramik dan sefalometri pengukuran yang dilakukan untuk mendapatkan nilai HVL dapat diperoleh dengan menyinari dosimeter radiasi. Dosimeter ditempatkan sejajar dengan sumber berkas sinar-x pada holder sefalometri. Posisi dosimeter dapat dilihat pada gambar 3.1. Dosimeter yang digunakan mampu menghitung HVL secara langsung.

3.1.6 Batas Toleransi

Setiap uji kesesuaian pesawat sinar-x menggunakan peralatan yang tepat untuk setiap pemeriksaan. Peralatan itu sendiri harus memiliki program pemeliharaan dan jaminan mutu. Prosedur pengukuran dan kondisi penyinaran harus sesuai dengan parameter uji kesesuaian. Pengukuran pada uji kesesuaian diharapkan memberikan estimasi terbaik terhadap parameter uji kesesuaian. Namun setiap pengukuran pasti memiliki ketidakpastian, bergantung pada teknik pengukuran dan peralatan yang digunakan. Oleh karena itu batas toleransi untuk suatu parameter harus dimasukkan ke dalam ketidakpastian pengukuran.

Batas toleransi uji kesesuaian pesawat dental radiologi dari beberapa sumber, diantaranya *Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing dari Radiological Council of Western Australia* ditunjukkan pada tabel dibawah ini :

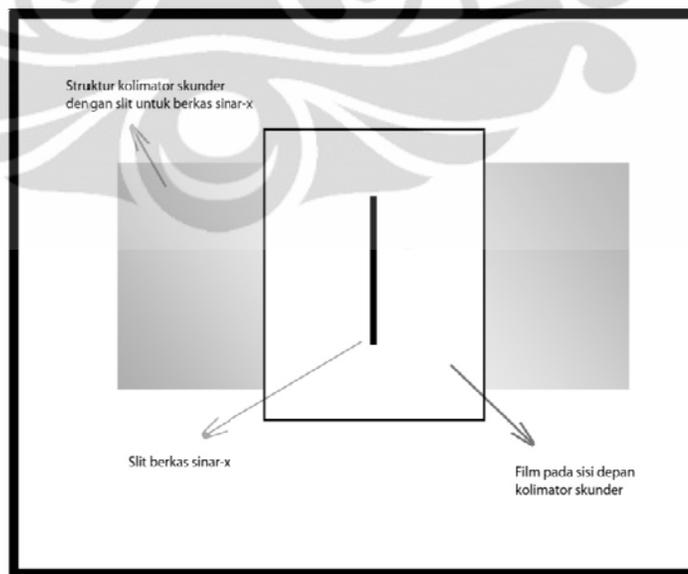
Tabel 3.2. Batas toleransi uji kesesuaian pesawat sinar-x kedokteran gigi

No	Jenis Pengujian	Western Australia
1	Pengujian Ketepatan KV	$\pm 6\%$ untuk kVp \leq 100 kVp ± 6 kVp untuk kVp $>$ 100 kVp
2	Pengujian Ketepatan Waktu Penyinaran	$\pm 10\%$

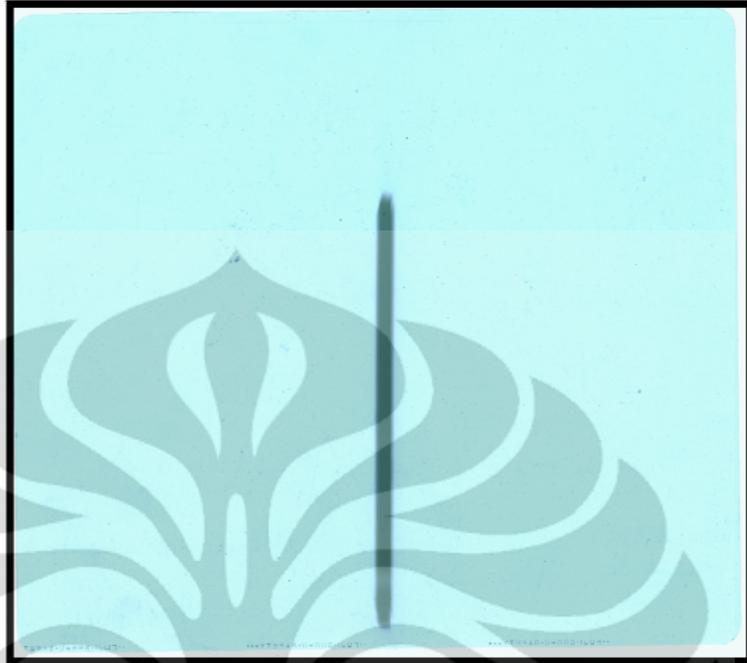
No	Jenis Pengujian	Western Australia
3	Pengujian Linieritas Keluaran Radiasi	$\pm 10\%$
4	Pengujian Reproduksi Keluaran Radiasi	$\pm 5\%$
5	Pengukuran HVL @ 70 kVp	$\geq 1,5$ mm Al

3.2 Pengukuran Output Pesawat Tanpa Pasien

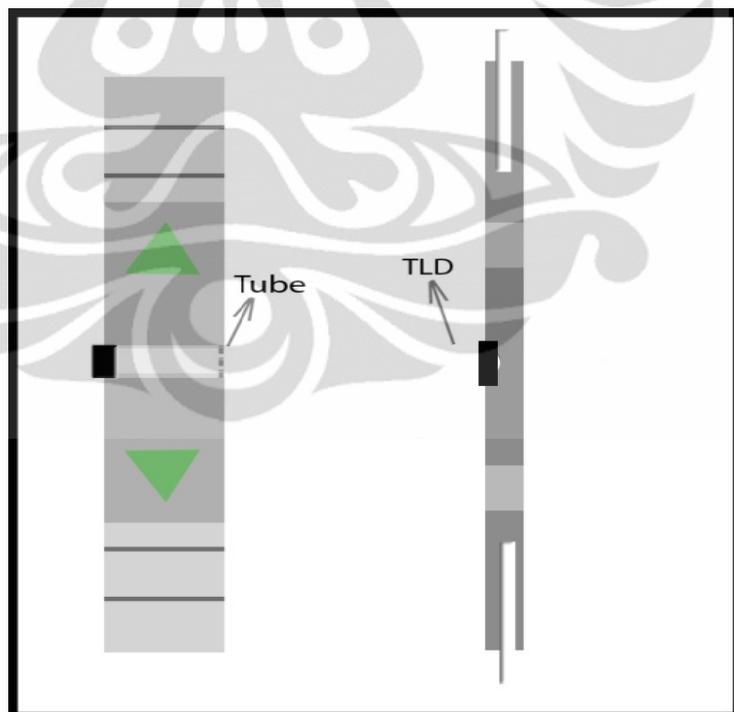
Pengukuran output pesawat pada unit sinar-x dental panoramik dilakukan dengan menggunakan TLD. TLD yang digunakan adalah TLD-100 LiF buatan *Harshaw Chemical & Co* dengan dimensi 3,5 mm x 3,5 mm x 0.9 mm. Sebelum dilakukan pengukuran, terlebih dahulu menentukan letak tengah slit kolimator sekunder sejajar dengan sumber berkas sinar-x dengan menentukan luas lapangan berkas sinar-x dengan menggunakan film yang dimasukkan ke dalam amplop kemudian diletakkan di depan slit kolimator sekunder, posisi ini untuk menutupi slit di kolimator sekunder dan kemudian dilakukan penyinaran (ditunjukkan pada gambar 3.3). Pengukuran output pesawat ini dilakukan dengan meletakkan TLD pada slit kolimator sekunder seperti terlihat pada gambar 3.5. kondisi penyinaran diatur untuk pasien dewasa.



Gambar 3.3. Penentuan luas lapangan slit kolimator sekunder sinar-x pada alat panoramik.



Gambar 3.4. Hasil penentuan luas lapangan slit kolimator sekunder pada alat Panoramik.



Gambar 3.5. Posisi TLD pada pengukuran output pesawat tanpa pasien.

TLD yang digunakan berjumlah 4 dan sudah dikalibrasi oleh staf dosimetri P3KRBin BATAN Pasar Jumat. Faktor kalibrasi TLD No 30-35 adalah 0.532, setelah diradiasi TLD diukur menggunakan alat baca di bagian dosimetri P3KRBin BATAN. Pembacaan TLD yang telah diradiasi dengan pembacaan TLD kalibrasi dan latar dilakukan pada waktu yang sama. Rata-rata dari bacaan TLD latar dikurangi TLD sebelum perhitungan dosis.

Dari hasil output pesawat tanpa phantom dapat digunakan untuk memperoleh nilai DAP (mGy cm^2) dari pesawat dental panoramik. DAP diperoleh dari perkalian antar hasil dosis TLD (mGy) x L (cm) x T (cm) . dimana L dan T adalah lebar dan panjang slit kolimator sekunder.

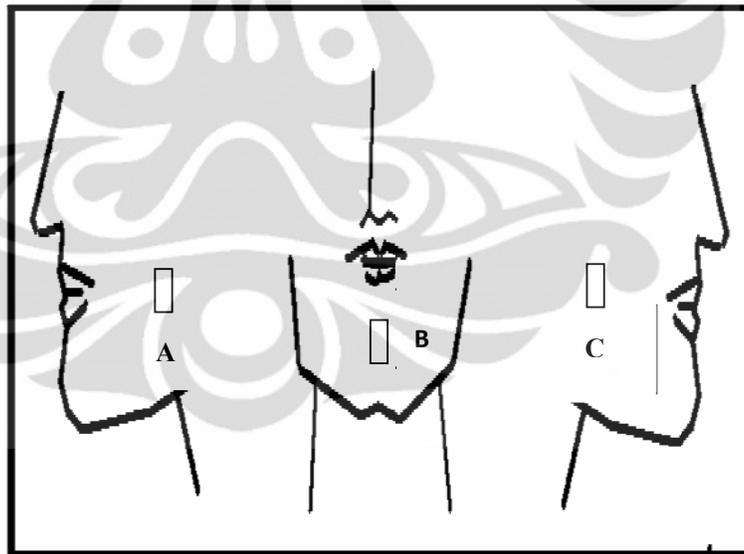
3.3 Pengukuran Dosis Kulit pada Phantom.

Dosis kulit dapat diukur dengan menggunakan TLD, Pengukuran dosis kulit pada penelitian ini dilakukan dengan meletakkan 4 TLD chip. TLD diletakkan pada phantom di 3 lokasi permukaan phantom yaitu di kiri dagu (titik A) dan sebelah kanan dagu (titik C) dan di tengah dagu (titik B) seperti yang terlihat pada gambar 3.7, dan satu lagi diletakkan didepan slit kolimator sekunder (titik D) yang sejajar dengan TLD yang terletak di tengah dagu, seperti yang terlihat pada gambar 3.6.

Kondisi penyinaran mengikuti kondisi radiografi pasien dewasa yang dilakukan sehari-hari yaitu menggunakan tegangan tabung panel 66 kV, 68 kV, 70 kV, 72 kV dan arus tabung 3 mA . Nilai dari kondisi penyinaran ini sama dengan kondisi penyinaran yang dilakukan pada pengukuran output pesawat.



Gambar 3.6. Posisi TLD pada slit pada pengukuran dosis kulit.



Gambar 3.7. Skema letak TLD pada phantom.

3.4 Pengukuran Dosis pada TLD

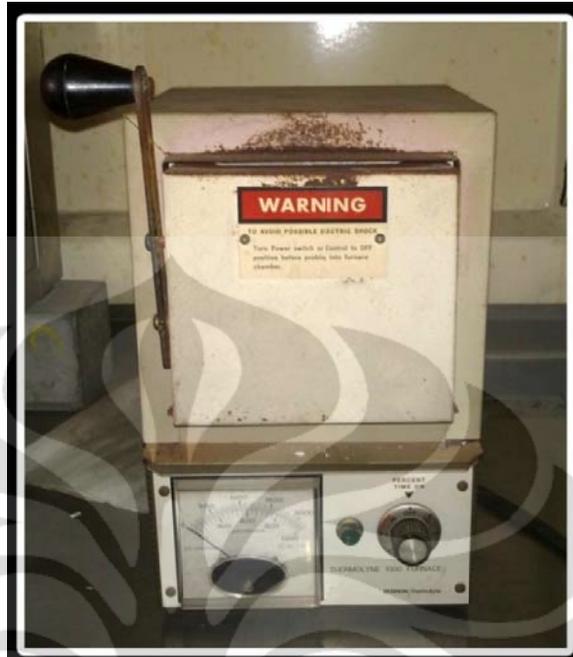
TLD yang telah disinari diukur dibagian dosimetri P3KRBiN BATAN Pasar Jumat. Pengukuran intensitas TL dilakukan menggunakan TLD Reader Model 2000 A+B, A(detector) ditunjukkan pada gambar dan B (integrator) ditunjukkan pada gambar 3.8. TLD Reader Model 2000 A+B produksi

Harshaw Nuclear System USA. Pengukuran dilakukan pada kondisi temperatur rendah (T_1) 100°C dan temperatur tinggi (T_2) 250°C dengan waktu pembacaan selama 30 detik.

Proses pengukuran dosis berikutnya, semua chip TLD yang akan digunakan dibersihkan terlebih dahulu dari respon radiasi background (annealing process) agar semua electron dalam TLD berada dalam keadaan dasar dan TLD tidak menyimpan respon radiasi. Pembersihan respon ini dilakukan dengan cara pemanasan TLD di dalam oven pemanas Model FB1310M produksi Thermolyne Corporation Subsidiary of Sybron Corporation Dubuque Iowa USA (ditunjukkan pada gambar 3.9) selama 1 jam pada suhu 400°C . Pemanasan dilanjutkan di dalam oven Type U-10 F-Nr 850510 produksi Memmert 854 Schwabach W-Germany (ditunjukkan pada gambar 3.10) selama 2 jam pada suhu 200°C . Selanjutnya, TLD didinginkan pada suhu kamar, untuk kemudian dikemas kembali untuk digunakan pada pengukuran dosis berikutnya.



Gambar 3.8. TLD Reader Model 2000 A (Detector) dan TLD Reader Model 2000 B (Integrator).



Gambar 3.9. Oven pemanas Model FB1310M.



Gambar 3.10. Oven pemanas type U-10 F-Nr 850510.

BAB IV HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

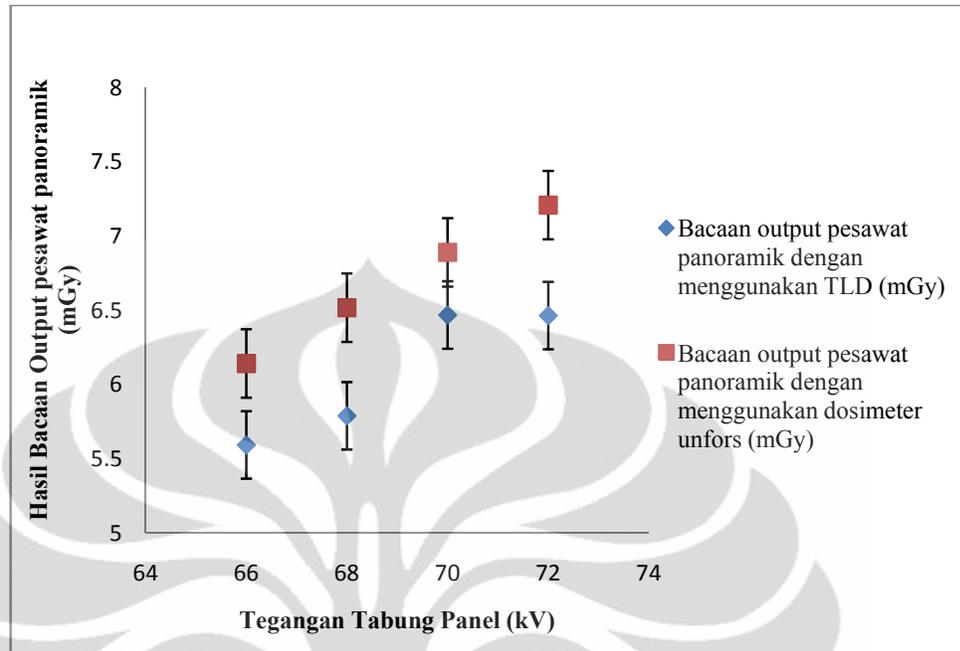
4.1 Hasil Penelitian.

Berdasarkan standar yang telah ditetapkan *Radiological Council of Western Australia*, penelitian ini telah melakukan uji kesesuaian uji tegangan tabung, pengujian ketepatan waktu penyinaran, pengujian linearitas keluaran radiasi, dan pengujian reproduksibilitas keluaran radiasi, Pengukuran HVL.

Tingkat konsistensi TLD dapat diketahui dengan membandingkan hasil bacaan TLD dengan dosimeter unfors. Hasil bacaan TLD dan dosimeter unfors dengan standar deviasinya ditunjukkan pada tabel 4.1. Hubungan dari bacaan TLD dan bacaan unfors dapat dilihat dari gambar 4.1. Dari hasil tersebut TLD dan dosimeter unfors yang digunakan masih dalam batas toleransi yaitu untuk standar deviasi TLD 6% (dari pengelompokan P3KRBin BATAN Pasar Jumat) dan standar deviasi dosimeter unfors 5% (dari spesifikasi alat). Hasil bacaan dari TLD berbanding lurus dengan hasil bacaan dari unfors, sehingga dapat dilihat bahwa penggunaan TLD pada penelitian ini tingkat keakurasiannya dalam batas toleransi. Hasil bacaan berbeda karena dimensi dosimeter unfors (117 mm x 22 mm x 12 mm) dengan TLD (3.5 mm x 3.5 mm x 0.9 mm) tidak sama, sehingga jumlah radiasi yang “tertangkap” kedua dosimeter berbeda.

Tabel 4.1. Hasil bacaan output pesawat panoramik menggunakan TLD dan dosimeter unfors beserta standar deviasinya

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Bacaan output pesawat panoramik dengan menggunakan TLD (mGy)		Bacaan output pesawat panoramik dengan menggunakan Dosimeter Unfors (mGy)	
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung panel (mA)					
1	66	3	19.768	5.594	± 0.336	6.143	± 0.307
2	68	3	19.768	5.79	± 0.347	6.518	± 0.326
3	70	3	19.862	6.469	± 0.388	6.891	± 0.345
4	72	3	19.846	6.465	± 0.388	7.209	± 0.360



Gambar 4.1. Grafik hasil bacaan output pesawat dental panoramik dengan menggunakan TLD dan dosimeter unfors.

Dari grafik di atas diperoleh hasil bacaan output pesawat dental panoramik pada dosimeter unfors lebih tinggi daripada TLD, dikarenakan dimensi dosimeter unfors lebih besar dibandingkan dengan dimensi TLD sehingga jumlah radiasi yang “tertangkap” oleh dosimeter unfors lebih banyak dibandingkan dengan TLD. Semakin banyak jumlah radiasi yang “tertangkap” mengakibatkan semakin besarnya jumlah output yang diterima oleh dosimeter.

4.1.1 Hasil Uji Kesesuaian.

4.1.1.1 Hasil Pengujian Ketepatan Tegangan Tabung menggunakan pengaturan sefalometri.

Hasil semua pengukuran uji ketepatan tegangan tabung ditunjukkan pada lampiran 1. Hasil pengujian tegangan tabung yang sudah dirata-rata ditunjukkan pada tabel 4.2. Data dari tabel 4.2 diperoleh dari penyinaran dengan variasi tegangan tabung dan mAs tetap. Penyinaran dilakukan dua kali untuk masing-masing variasi tegangan tabung.

Hasil pengukuran tegangan tabung kemudian diambil rata-rata dan dibandingkan dengan tegangan tabung pada pesawat yang digunakan, sehingga diperoleh nilai penyimpangannya. Menurut Wester Australia, nilai penyimpangan yang diperoleh dalam uji ketepatan tegangan tabung masih dalam batas toleransi yang ditetapkan yaitu sebesar $\pm 6\%$ untuk $kVp \leq 100$ kVp.

Tabel 4.2. Data hasil uji kesesuaian tegangan tabung.

Tegangan tabung panel (kV)	Tegangan tabung terukur (kV)	Penyimpangan (%)
55	57.667	4.849
60	60.951	1.585
65	65.461	0.709
70	71.115	1.593
75	75.506	0.674
80	80.793	0.992

4.1.1.2 Hasil Pengujian Ketepatan Waktu Penyinaran menggunakan pengaturan panoramik.

Hasil pengujian waktu penyinaran pada panoramik ditunjukkan pada tabel 4.3. Dari hasil tersebut kemudian dibandingkan dengan waktu penyinaran yang disetting pada alat panoramik yaitu sebesar 20 s. Hasil yang diperoleh dibandingkan dengan waktu setting alat panoramik. Pada tabel 4.4 menunjukkan hasil penyimpangan dari hasil uji kesesuaian tersebut.

Tabel 4.3. Hasil waktu penyinaran pada panoramik.

No	Kondisi Penyinaran			Waktu terukur (s)
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung panel (mA)	Waktu panel (s)	
1	66	3	20	19.768
2	68	3	20	19.768
3	70	3	20	19.862
4	72	3	20	19.846

Tabel 4.4. hasil penyimpangan uji kesesuaian waktu.

No	Waktu panel (s)	Waktu terukur (s)	Penyimpangan (%)
1	20	19.768	1.159
2	20	19.768	1.161
3	20	19.862	0.692
4	20	19.846	0.771

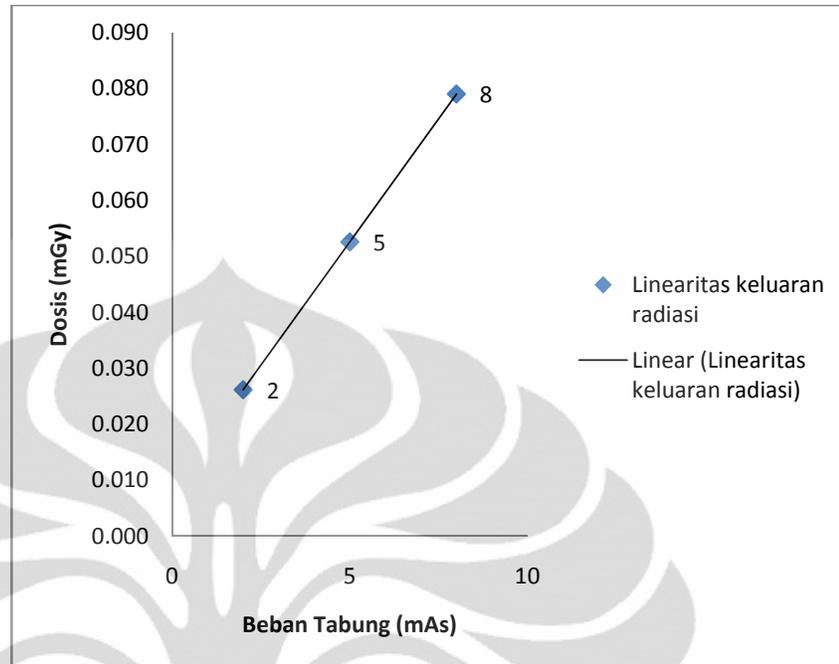
Berdasar pada panduan yang diambil dari *Western Australia* dimana nilai masing-masing tidak boleh melebihi 10%, maka akurasi waktu alat panoramik masih dalam batas toleransi.

4.1.1.3 Hasil Pengujian Linearitas Keluaran Radiasi dengan menggunakan pengaturan sefalometri.

Hasil output pengukuran uji ketepatan linearitas keluaran radiasi ditunjukkan pada tabel 4.5. Data diperoleh dari penyinaran dengan variasi mAs dan tegangan tabung tetap. Dari data tersebut dihitung koefisien linearitas dengan menggunakan rumus (3.1). Koefisien linearitas yang diperoleh sebesar 0.13.

Tabel 4.5. Hasil pengujian linearitas keluaran radiasi.

Tegangan tabung panel (kV)	Beban kerja tabung (mAs)	Dosis (mGy)	Dosis rata-rata (mGy)	Output (mGy/mAs)
65	2	0.026	0.026	0.013
		0.026		
	5	0.053	0.053	0.011
		0.052		
		0.053		
		0.053		
		0.053		
	8	0.079	0.079	0.010
		0.079		
	Koefisien Linearitas			



Gambar 4.2 Grafik linearitas keluaran radiasi

Grafik di atas menunjukkan linearitas keluaran radiasi, hasil tersebut menunjukkan semakin besar nilai mAs yang digunakan semakin tinggi dosis yang diterima oleh dosimeter unfors.

4.1.1.4 Hasil Pengujian Reprodusibilitas Keluaran Radiasi Menggunakan Pengaturan Sefalometri.

Hasil output pengukuran uji reprodusibilitas keluaran radiasi ditunjukkan pada tabel 4.6. Data diperoleh dari penyinaran dengan variasi mAs dan tegangan tabung tetap. Dari data tersebut dapat dihitung koefisien variasi dengan menggunakan rumus (3.2). Koefisien variasi yang diperoleh sebesar 0.003.

Tabel 4.6. Hasil pengujian reproduksibilitas keluaran radiasi.

Tegangan tabung panel (kV)	Beban tabung (mAs)	Dosis (mGy)	Dosis rata-rata (mGy)	standar deviasi	Koefisien variasi (%)
65	5	0.053	0.053	1.46×10^{-4}	0.278
		0.052			
		0.053			
		0.053			
		0.053			

Dari hasil tersebut koefisien variasi tidak melebihi nilai 0.05, nilai tersebut apabila dibandingkan dengan koefisien variasi yang ditetapkan oleh western Australia tidak lebih dari 5%, sehingga masih dalam batas toleransi.

4.1.1.5 Hasil Pengukuran HVL menggunakan pengaturan sefalometri.

Hasil pengukuran HVL dengan menggunakan pengaturan sefalometri dapat dilihat pada tabel 4.7. Kondisi penyinaran dilakukan pada nilai tegangan tabung 55 kV, 60 kV, 65 kV, 70 kV, 75 kV, 80 kV dan 5 mAs.

Tabel 4.7. Hasil pengukuran HVL.

Tegangan tabung panel (kV)	Kualitas radiasi (mmAl)
55	2.26
60	2.53
65	2.75
70	2.98
75	3.21
80	3.44

Hasil pengukuran pada tegangan tabung panel 70 kV dihasilkan nilai HVL 2.98, nilai tersebut sesuai dengan western Australia yaitu $\geq 1,5$ mmAl pada 70 kVp.

4.1.2 Hasil Pengukuran Output Pesawat Tanpa Pasien

Hasil pengukuran output pesawat tanpa pasien ditunjukkan dalam tabel 4.8. Data dalam tabel 4.8, kondisi penyinaran diatur untuk pasien dewasa. DAP diperoleh dari output pesawat, Lebar dan panjang slit.

Tabel 4.8. Hasil output pesawat tanpa pasien dan DAP pada alat dental panoramik.

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Output pesawat (mGy)	Lebar slit/L (cm)	Panjang slit/T (cm)	DAP (mGy cm ²)
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)					
1	66	3	19.768	5.594	0.9	16	80.554
2	68	3	19.768	5.790	0.9	16	83.376
3	70	3	19.862	6.469	0.9	16	93.154
4	72	3	19.846	6.465	0.9	16	93.096

Output pesawat tanpa phantom diasumsikan sebagai distribusi dosis entrance, yang diperoleh dari jumlah distribusi ESD pada setiap rotasi area penyinaran. Distribusi ESD dapat ditunjukkan pada persamaan di bawah ini :

$$\text{Distribusi ESD} = \sum_{i=0}^n \text{ESD}_i(t) \quad (4.1)$$

Dimana :

i : awal penyinaran.

n : akhir penyinaran selama t waktu.

t : waktu yang perlukan untuk penyinaran.

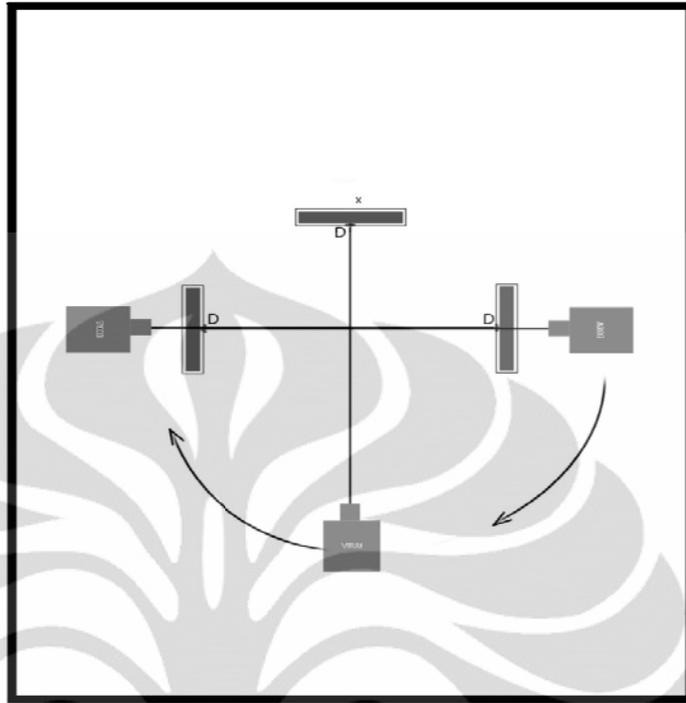
Hasil pengukuran output pesawat tanpa pasien diperoleh DAP, dengan mengetahui lebar dan panjang slit. Distribusi DAP ditunjukkan pada persamaan berikut :

$$\text{Distribusi DAP} = \sum_{i=0}^n \text{DAP}_i(t) \quad (4.2)$$

Dimana :

i : awal penyinaran.

n : akhir penyinaran selama t waktu.



Gambar 4.3. Penempatan TLD pada slit tanpa phantom.

4.1.3 Hasil Pengukuran Dosis Kulit pada Phantom

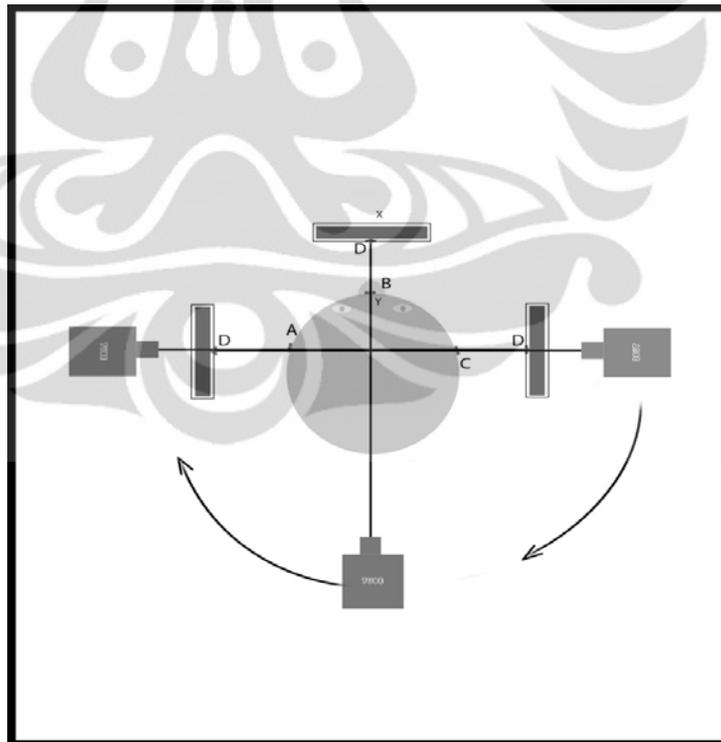
Hasil pengukuran dosis kulit untuk semua jenis kondisi penyinaran pada phantom ditunjukkan dalam tabel 4.9, kondisi penyinaran diatur untuk pasien dewasa. Dosis kulit merupakan pengukuran dosis pada pusat berkas sinar-x terhadap permukaan phantom atau pasien.

Tabel 4.9. Dosis kulit dengan variasi penempatan TLD di permukaan phantom

No	Kondisi Penyinaran		Waktu Penyinaran (s)	Dosis di titik A/kiri dagu (mGy)	Dosis di titik B/tengah dagu (mGy)	Dosis di titik C/kanan dagu (mGy)	Dosis di titik D/slit (mGy)
	Tegangan tabung (kV)	Arus tabung (mA)					
1	66	3	19.768	0.964	0.042	0.665	0.066
2	68	3	19.768	1.032	0.050	1.229	0.075
3	70	3	19.862	1.311	0.043	1.094	0.085
4	72	3	19.846	1.136	0.039	1.142	0.085

Dalam penelitian ini diperoleh informasi bahwa dosis kulit yang diterima phantom ternyata bervariasi tergantung pada lokasi titik pengukuran dan kondisi penyinaran. Dosis kulit pada posisi TLD di sebelah samping kiri dagu (titik A) dan sebelah samping kanan dagu (titik C) memiliki nilai yang lebih tinggi dibandingkan dengan dosis kulit pada bagian tengah dagu (titik B) dan pada slit (titik D). Nilai yang lebih tinggi ini dimungkinkan karena perputaran tabung sinar-x dari posisi awal di sebelah kanan posisi pasien menuju ke sebelah kiri posisi pasien mengakibatkan kedua daerah tersebut menerima dosis entrance dan dosis exit, sedangkan pada daerah tengah dagu dan slit hanya menerima dosis exit.

Penelitian ini memperoleh hasil dosis rahang kanan lebih besar dibandingkan dengan rahang kiri. Lebih besarnya dosis di sebelah kanan diperkirakan akibat waktu scanning yang lebih lama ketika akan memulai rotasi tabung sinar-x.



Gambar 4.4. Posisi TLD pada phantom, slit dan perputaran tabung sinar-x alat dental panoramik.

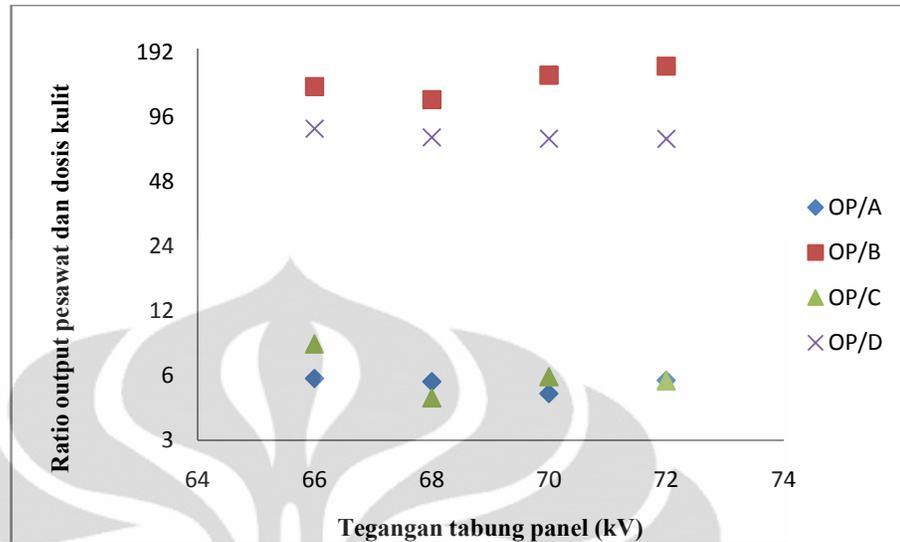
4.1.4 Hubungan Tegangan Tabung dan Ratio Output Pesawat Tanpa Phantom dengan Dosis Kulit.

Tabel 4.10. Nilai Output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit pada variasi penempatan TLD

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Output pesawat tanpa phantom/OP (mGy)	Dosis di titik A/kiri dagu (mGy)	Dosis di titik B/tengah dagu (mGy)	Dosis di titik C/kanan dagu (mGy)	Dosis di titik D/slit (mGy)
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)						
1	66	3	19.768	5.594	0.964	0.042	0.665	0.066
2	68	3	19.768	5.790	1.032	0.050	1.229	0.075
3	70	3	19.862	6.469	1.311	0.043	1.094	0.085
4	72	3	19.846	6.465	1.136	0.039	1.142	0.085

Tabel 4.11. Hubungan tegangan tabung dengan ratio output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Ratio Output pesawat terhadap titik A	Ratio Output pesawat terhadap titik B	Ratio Output pesawat terhadap titik C	Ratio Output pesawat terhadap titik D
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)					
1	66	3	19.768	5.803	133.190	8.412	84.758
2	68	3	19.768	5.610	115.800	4.711	77.200
3	70	3	19.862	4.934	150.442	5.913	76.106
4	72	3	19.846	5.691	165.769	5.661	76.059



Gambar 4.5. Grafik Hubungan tegangan tabung dengan ratio output pesawat tanpa phantom dan dosis kulit.

Dari grafik diatas diperoleh empat hubungan tegangan tabung dengan ratio output pesawat dan dosis kulit di beberapa variasi penempatan TLD. Dari keempat hubungan tersebut diperoleh nilai yang konsisten pada hubungan tegangan pesawat dengan OP/D (yaitu ratio antara output pesawat dengan dosis kulit di titik D (yaitu di slit), semakin tinggi tegangan yang digunakan semakin kecil ratio antara output pesawat dengan dosis kulit di titik D (yaitu di slit)

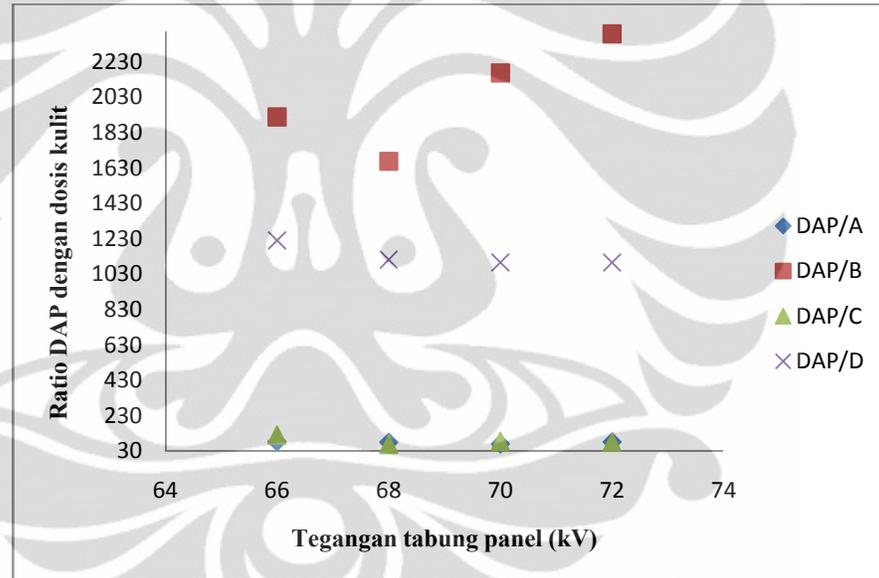
4.1.5 Hubungan Tegangan Tabung dan Ratio DAP dengan Dosis Kulit.

Tabel 4.12. Nilai DAP dan dosis kulit pada variasi penempatan TLD.

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	DAP (mGy cm ²)	Dosis di titik A/ kiri dagu (mGy)	Dosis di titik B/ tengah dagu (mGy)	Dosis di titik C/ kanan dagu (mGy)	Dosis di titik D/slit (mGy)
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)						
1	66	3	19.768	80.554	0.964	0.042	0.665	0.066
2	68	3	19.768	83.376	1.032	0.050	1.229	0.075
3	70	3	19.862	93.154	1.311	0.043	1.094	0.085
4	72	3	19.846	93.096	1.136	0.039	1.142	0.085

Tabel 4.13. Hubungan tegangan tabung dengan DAP dan dosis kulit

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Ratio DAP terhadap titik A	Ratio DAP terhadap titik B	Ratio DAP terhadap titik C	Ratio DAP terhadap titik D
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)					
1	66	3	19.768	83.562	1917.952	121.134	1220.515
2	68	3	19.768	80.791	1667.520	67.841	1111.680
3	70	3	19.862	71.056	2166.372	85.150	1095.929
4	72	3	19.846	81.951	2387.077	81.520	1095.247



Gambar 4.6. Grafik Hubungan tegangan tabung dengan DAP dengan ratio DAP dan dosis kulit.

Dari grafik diatas diperoleh empat hubungan tegangan tabung dengan ratio DAP dan dosis kulit di beberapa variasi penempatan TLD. Dari keempat hubungan tersebut diperoleh nilai yang konsisten pada hubungan tegangan pesawat dengan DAP/D (yaitu ratio antara DAP dengan dosis kulit D (yaitu di slit), semakin tinggi tegangan yang digunakan semakin kecil ratio antara DAP dengan dosis kulit pada titik D (yaitu di slit).

4.1.6. Estimasi Dosis Pasien

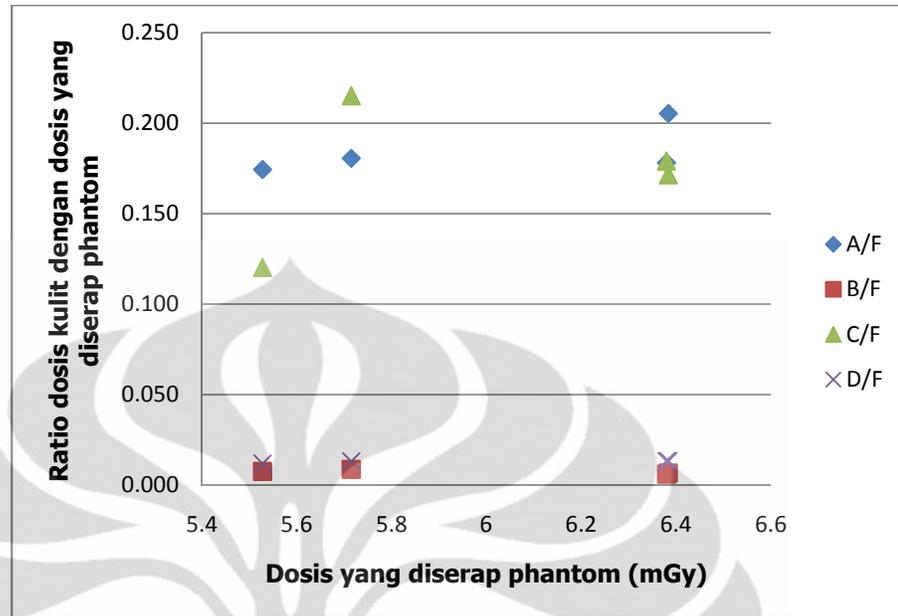
Dosis pada pengukuran tanpa phantom merupakan output dari pesawat. Diasumsikan bahwa output pesawat merupakan distribusi dosis entrance. Metode untuk mengetahui estimasi dosis di dental panoramik yang perlu dilakukan yaitu mengetahui output dari pesawat tanpa phantom dan dosis exit dengan phantom yang diukur selama penyinaran. Hasil output tersebut kemudian dapat diperoleh dosis yang diserap oleh phantom. Setelah mengetahui dosis yang diserap oleh phantom kemudian mencari fluktuasi yang paling rendah dengan menggunakan rasio antara dosis kulit pada variasi penempatan TLD pada phantom dan dosis yang diserap phantom.

Tabel 4.14. Dosis yang diserap phantom

No	Kondisi Penyinaran		Waktu (s)	Dosis Tanpa phantom / D_{TP} (mGy)	Dosis kulit pada phantom (mGy)				Dosis yang diserap/F (mGy)
	Tegangan tabung panel (kV)	Arus tabung (mA)			A (samping kiri)	B (tengah)	C (samping kanan)	D (slit)	$D_{TP} - D$
1	66	3	19.768	5.594	0.964	0.042	0.665	0.066	5.528
2	68	3	19.768	5.790	1.032	0.050	1.229	0.075	5.715
3	70	3	19.862	6.469	1.311	0.043	1.094	0.085	6.384
4	72	3	19.846	6.465	1.136	0.039	1.142	0.085	6.38

Tabel 4.15. Ratio Dosis kulit dengan dosis yang diserap phantom

No	A/F	B/F	C/F	D/F
1	0.174	0.008	0.120	0.012
2	0.181	0.009	0.215	0.013
3	0.205	0.007	0.171	0.013
4	0.178	0.006	0.179	0.013
Rata-rata	0.185	0.007	0.171	0.013
standar deviasi	1.407%	0.114%	3.905%	0.066%



Gambar 4.7. Grafik Hubungan ratio antara dosis kulit dengan dosis yang diserap phantom dan dosis yang diserap phantom

Dosis yang diserap oleh phantom memiliki nilai yang bervariasi, ini dimungkinkan karena pengaruh kondisi penyinaran, penempatan TLD yang tidak seragam pada saat penyinaran sehingga jarak antara TLD dan sumber berkas sinar-x tidak sama. Jarak yang tidak sama tersebut juga mengakibatkan perbedaan anatomi dari kepala tepatnya pada bagian rahang yang dilewati oleh berkas sinar-x, sehingga mengakibatkan adanya perbedaan nilai dosis yang diterima TLD yang mengakibatkan juga berbeda nilai dosis yang diserap oleh phantom.

Penempatan TLD berpengaruh terhadap besarnya radiasi yang diukur. Jika diletakkan pada dagu kiri atau kanan, dosis yang terukur adalah dosis entrance dan dosis exit. apabila TLD diletakkan di tengah dagu atau pada slit, dosis yang terukur adalah dosis exit saja. Rekomendasi, apabila menginginkan pengukuran dosis entrance saja, penempatan TLD diletakkan pada daerah occipital kepala.

Dari ratio antara dosis kulit phantom dengan dosis yang diserap phantom diperoleh nilai fluktuasi yang paling rendah yaitu pada ratio D/F (ratio antara dosis kulit titik D di slit dengan dosis yang diserap

phantom), dilihat juga pada grafik hubungan tegangan tabung panel (kV) dengan ratio output pesawat dengan dosis kulit pada variasi penempatan TLD dan grafik hubungan tegangan tabung panel (kV) dengan ratio DAP dengan dosis kulit pada variasi penempatan TLD diperoleh nilai yang konsisten pada dosis pada titik D (yaitu pada slit) yaitu semakin tinggi tegangan tabung yang digunakan, ratio output terhadap dosis kulit pada titik D semakin rendah, begitu juga ratio DAP terhadap dosis kulit pada titik D semakin rendah. Dosis pada slit menggunakan phantom merupakan distribusi dosis exit yang diperoleh selama penyinaran. Sehingga untuk memprediksi dosis yang diterima oleh phantom menggunakan dosis pada posisi TLD di slit dengan menggunakan phantom. Dosis yang diserap oleh phantom diperoleh dari selisih antara distribusi dosis entrance dengan distribusi dosis exit. Distribusi dosis entrance yang digunakan yaitu output pesawat tanpa menggunakan phantom, diasumsikan output pesawat tanpa phantom merupakan distribusi dosis entrance. Distribusi dosis exit yang digunakan yaitu distribusi dosis exit yang diperoleh dari pengukuran dosis pada slit dengan menggunakan phantom.

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

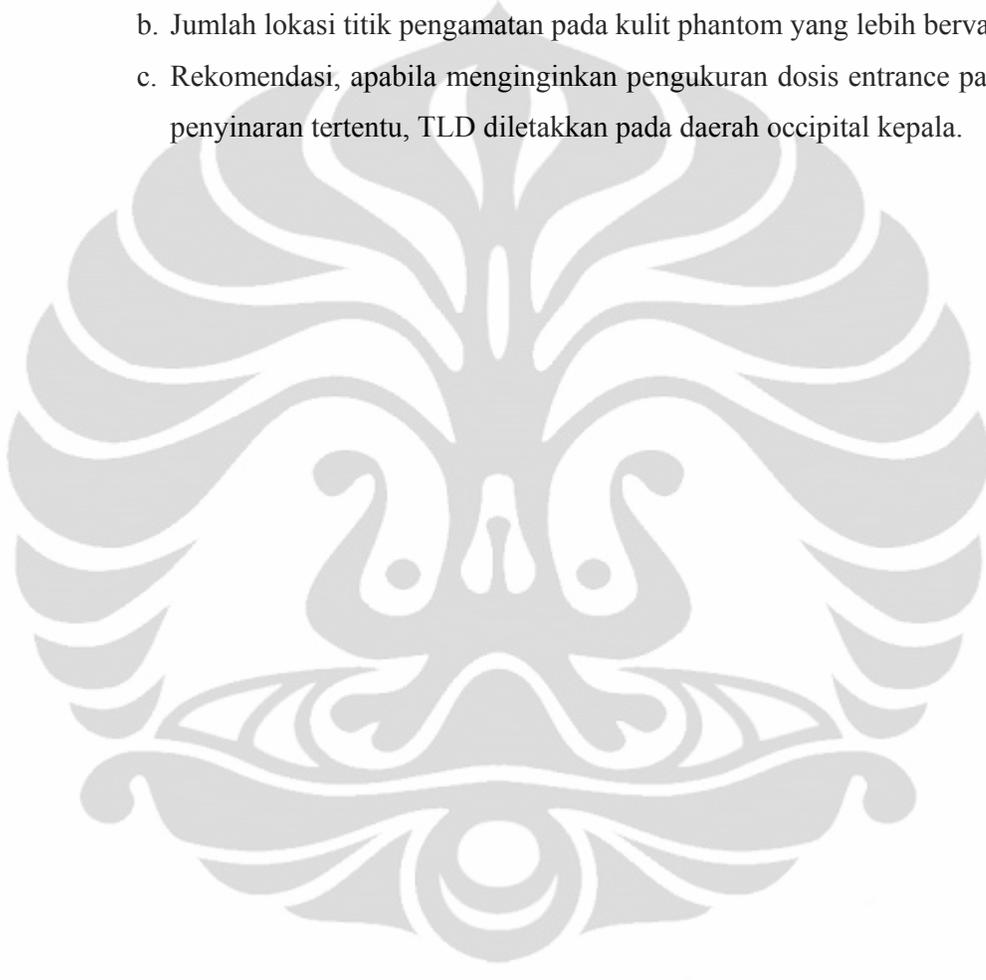
Dari hasil penelitian dan pembahasan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

1. Uji kesesuaian untuk pemeriksaan dental panoramik dengan menggunakan alat yang mempunyai dua fungsi yaitu panoramik dan sefalometri. Hasil dari uji kesesuaian tersebut kemudian dibandingkan dengan nilai toleransi yang direkomendasikan oleh *Western Australia*. Diperoleh hasil yang masih dalam batas toleransi sehingga alat dapat digunakan untuk pengambilan data penelitian.
2. Berdasarkan pengamatan konfigurasi dan data pengukuran, dosis kulit pada titik B menerima dosis exit pada saat berkas sinar-x melewati TLD di titik B sedangkan dosis pada titik D menerima dosis exit selama pemeriksaan dental panoramik. Dosis kulit pada titik A (kiri dagu) dan C (kanan dagu) memperoleh dosis entrance dan exit.
3. Berdasarkan pengamatan konfigurasi dan data pengukuran, fluktuasi yang paling rendah dari ratio antara dosis kulit dan dosis yang diserap phantom dapat digunakan untuk memprediksi nilai dosis yang diserap pasien. Pada penelitian ini dosis di titik D (dosis yang diukur pada slit dengan menggunakan phantom) dapat digunakan untuk memprediksi dosis yang diserap oleh phantom dikarenakan nilai fluktuasinya paling rendah yaitu 0.066%.
4. Dosis entrance yang digunakan yaitu output pesawat tanpa phantom yang diasumsikan sebagai distribusi dosis entrance, sedangkan dosis exit yang digunakan yaitu dosis kulit pada posisi TLD di slit dengan menggunakan phantom yang diasumsikan sebagai distribusi dosis exit sehingga dosis yang diserap oleh kepala selama pemeriksaan ekuivalen dengan selisih distribusi dosis entrance sepanjang pemeriksaan dengan output pesawat tanpa phantom.

5.2 Saran

Penelitian ini merupakan penelitian awal yang sangat penting untuk dilanjutkan dengan beberapa saran pelaksanaan berikut :

- a. Pengukuran dengan faktor penyinaran variasi anak-anak dengan menggunakan phantom anak.
- b. Jumlah lokasi titik pengamatan pada kulit phantom yang lebih bervariasi.
- c. Rekomendasi, apabila menginginkan pengukuran dosis entrance pada saat penyinaran tertentu, TLD diletakkan pada daerah occipital kepala.



DAFTAR PUSTAKA

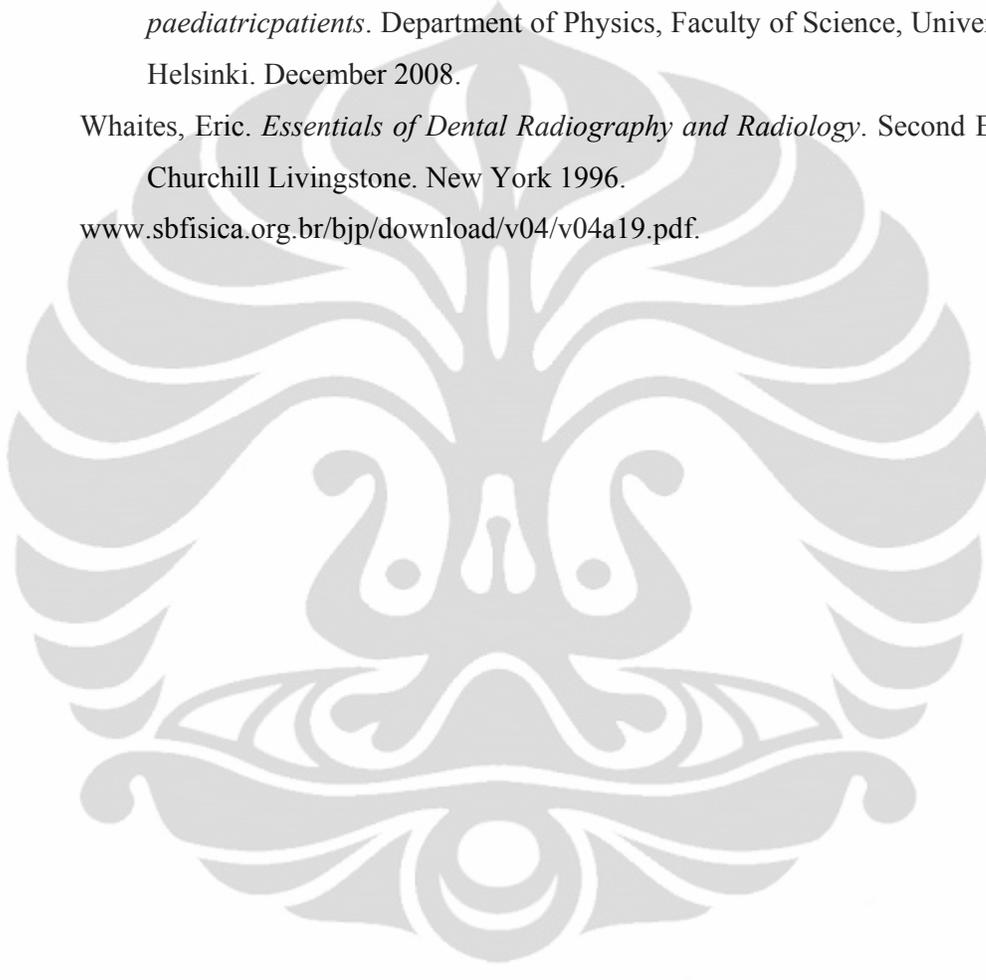
- AAPM REPORT NO. 25. *Protocols For The Radiation Safety Surveys Of Diagnostic Radiological Equipment*. The American Institute of Physics. May 1988.
- Bushong, Stewart C. *Radiologic science for radiologist*. Mosby inc, St Lois. Missouri 2008.
- European Commission. Radiation Protection 136. *European guidelines on radiation protection in dental radiology*. Luxembourg 2004.
- Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Indonesia. *Panduan Teknis Penyusunan Skripsi Sarjana Sains*. Jakarta: UI Press, 2002.
- IAEA Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology. Radiation Protection In Diagnostic and Interventional Radiology, L 22: *Optimization of Protection in Dental Radiology*.
- International Atomic Energy Agency. *Dosimetry In Diagnostic Radiology: An International Code Of Practice*. Vienna 2007.
- International Atomic Energy Agency. Radiation Protection In Diagnostic And Interventional Radiology, L 2: *Radiation units and dose quantities*.
- Jhon Ball, Tong Price. *Chesney's Radiographic imaging*. Black well scientific publication. London 1989.
- J R Williams, MSc, Fipem and A Montgomery, BSc, MSc. *Measurement of dose in panoramic dental radiology*. The British Journal of Radiology, 1002-1006, 73 (2000).
- Khan, F.M. (2003). *The Physics of Radiation Therapy 3rd ed*, Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0-7817-3065-1.
- National Radiological Protection Board. *Guidelines on patient dose to promote the optimization of protection for diagnostic medical exposures*. Documents of the NRPB 1999;4 (1).
- Okano, Tomohiro. Radiation dose and protection in dentistry. Japanese Dental Science Review. 2010.
- Olaf E. Langland, Robert P. Langlais, W. Doss McDavid, Angelo M. DelBalso. *Panoramic Radiology*. Second Edition. Lea & Febiger. Philadelphia 1989.

Radiological Council of Western Australia. *Diagnostic X-ray Equipment Compliance Testing*. Workbook 5 Dental Radiographic Equipment. Nedlands WA 6009. 2006.

STUK - Radiation and Nuclear Safety Authority. *Patient doses in ct, dental cone beam ct and projection radiography in Finland, with emphasis on paediatric patients*. Department of Physics, Faculty of Science, University of Helsinki. December 2008.

Whaites, Eric. *Essentials of Dental Radiography and Radiology*. Second Edition. Churchill Livingstone. New York 1996.

www.sbfisica.org.br/bjp/download/v04/v04a19.pdf.



LAMPIRAN 1

Hasil uji kesesuaian tegangan tabung

Tegangan tabung terukur (kVp)	Dose (mGy)	Dose Rate (mGy/s)	Kualitas radiasi (mmAl)	Waktu penyinaran (s)	FE	
					Tegangan tabung panel (kV)	Beban tabung (mAs)
57.96	0.038	0.068	2.26	0.557	55	5
57.37	0.038	0.068	2.27	0.557	55	5
60.54	0.045	0.081	2.52	0.557	60	5
61.36	0.045	0.081	2.53	0.557	60	5
65.79	0.053	0.094	2.75	0.557	65	5
64.98	0.052	0.094	2.76	0.557	65	5
66.05	0.053	0.095	2.74	0.557	65	5
64.67	0.053	0.094	2.76	0.557	65	5
65.82	0.053	0.094	2.76	0.557	65	5
70.87	0.061	0.109	2.97	0.557	70	5
71.36	0.060	0.108	2.99	0.557	70	5
75.27	0.069	0.123	3.21	0.557	75	5
75.74	0.068	0.123	3.21	0.557	75	5
80.83	0.077	0.138	3.42	0.557	80	5
80.76	0.077	0.138	3.45	0.557	80	5

LAMPIRAN 2

Hasil pengukuran TLD dengan phantom

No. TLD	Bacaan pertama/r1 (nC)	Bacaan kedua/r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata -b.g (nC)	Tegangan tabung panel (kV)	Fk energi	Fk	dosis (mGy)
1	0.339	0.128	0.211	0.196	0.112	72	0.72	0.487	0.039
	0.325	0.133	0.192						
	0.324	0.139	0.185						
2	3.642	0.139	3.503	3.341	3.257	72	0.72	0.487	1.142
	3.417	0.133	3.284						
	3.378	0.143	3.235						
3	3.618	0.134	3.484	3.325	3.241	72	0.72	0.487	1.136
	3.515	0.128	3.387						
	3.256	0.152	3.104						
4	0.439	0.132	0.307	0.327	0.243	72	0.72	0.487	0.085
	0.506	0.136	0.370						
	0.441	0.137	0.304						
5	0.35	0.143	0.207	0.206	0.122	70	0.72	0.487	0.043
	0.378	0.138	0.240						
	0.308	0.136	0.172						
6	3.086	0.141	2.945	3.204	3.120	70	0.72	0.487	1.094
	3.485	0.151	3.334						
	3.471	0.138	3.333						
7	3.724	0.162	3.562	3.823	3.739	70	0.72	0.487	1.311
	4.105	0.148	3.957						
	4.114	0.163	3.951						
8	0.446	0.144	0.302	0.327	0.243	70	0.72	0.487	0.085
	0.474	0.116	0.358						
	0.439	0.119	0.320						
9	0.337	0.117	0.220	0.229	0.145	68	0.71	0.487	0.050
	0.358	0.117	0.241						
	0.354	0.127	0.227						

No.TLD	Bacaan pertama/r1 (nC)	Bacaan kedua/r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata -b.g (nC)	Tegangan tabung panel (kV)	Fk energi	Fk	dosis (mGy)
10	3.837	0.142	3.695	3.639	3.555	68	0.71	0.487	1.229
	3.864	0.141	3.723						
	3.634	0.134	3.500						
11	3.42	0.132	3.288	3.067	2.983	68	0.71	0.487	1.032
	3.242	0.142	3.100						
	2.948	0.134	2.814						
12	0.45	0.141	0.309	0.302	0.218	68	0.71	0.487	0.075
	0.422	0.127	0.295						
	0.433	0.131	0.302						
13	0.324	0.127	0.197	0.207	0.123	66	0.7	0.487	0.042
	0.344	0.127	0.217						
	0.337	0.13	0.207						
14	3.075	0.147	2.928	2.911	2.827	66	0.7	0.487	0.964
	2.983	0.15	2.833						
	3.125	0.153	2.972						
15	2.262	0.143	2.119	2.036	1.952	66	0.7	0.487	0.665
	2.261	0.134	2.127						
	2.004	0.142	1.862						
16	0.406	0.141	0.265	0.277	0.193	66	0.7	0.487	0.066
	0.395	0.136	0.259						
	0.447	0.14	0.307						
bg (25)	0.245	0.162	0.083	0.084	0.000	0	0	0.487	0.000
	0.253	0.168	0.085						
	0.238	0.155	0.083						

LAMPIRAN 3

Hasil pengukuran TLD tanpa phantom

No.TLD	Bacaan pertama/r1 (nC)	Bacaan kedua/r2 (nC)	r1-r2 (nC)	Rerata (nC)	rerata-b.g (nC)	Tegangan tabung panel (kV)	Fk energi	Fk	dosis (mGy)
30	17.4	0.197	17.203	16.964	16.879	72	0.72	0.532	6.465
	17.5	0.199	17.301						
	16.6	0.212	16.388						
32	18.2	0.309	17.891	16.973	16.888	70	0.72	0.532	6.469
	16.3	0.165	16.135						
	17.1	0.206	16.894						
33	15.4	0.183	15.217	15.415	15.330	68	0.71	0.532	5.790
	15.8	0.187	15.613						
	17.9	0.205	17.695						
34	15.4	0.213	15.187	15.107	15.022	66	0.7	0.532	5.594
	16	0.195	15.805						
	14.5	0.171	14.329						
bg	0.17	0.134	0.036	0.085	0.000			0.532	0.000
	0.207	0.134	0.073						
	0.242	0.145	0.097						