



**UNIVERSITAS
WIDYA HUSADA
SEMARANG**

**ANALISIS PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI
MENGGUNAKAN *THERMOLUMINISCENCE* DOSIMETER
(TLD) DENGAN MODALITAS CT SCAN**

KARYA TULIS ILMIAH

**ZIHADATUL ALAWIYAH
18.01.132**

**PROGRAM STUDI DIPLOMA III TEKNIK RONTGEN
FAKULTAS KESEHATAN DAN KETEKNISIAN MEDIK
UNIVERSITAS WIDYA HUSADA SEMARANG
2021**

PERSETUJUAN SIAP UJIAN KARYA TULIS ILMIAH

Judul: Analisis Pengukuran Dosis Serap Radiasi Menggunakan Thermoluminescence Dosimeter (TLD) Dengan Modalitas CT Scan

Karya Tulis Ilmiah/KTI dari mahasiswa:

Nama Mahasiswa: Zihadatul Alawiyah

Nim :1801132

Siap dipertahankan di depan Tim Penguji

Pada 07 Juni 2021

Menyetujui,

Pembimbing

(Bertold Sumedi,S.KM.,M.Kes)

PENGESAHAN KARYA TULIS ILMIAH

Judul KTI :Analisis Pengukuran Dosis Serap Radiasi Menggunakan Thermoluminescence Dosimeter (TLD) Dengan Modalitas CT Scan.

Nama Mahasiswa: Zihadatul Alawiyah

NIM :1801132

Telah pertahankan di depan Tim Penguji
Pada 07 Juni 2021

Menyetujui,

1)Ketua Penguji: Siti Rosidah,S.St,M.KM (.....)

2)Anggota penguji: Halinda Fatmayanti,Mtr.Kes (.....)

Mengetahui,

Dekan

Ketua

Program Studi D III Teknik

Rontge

Fakultas Kesehatan Dan Keteknisian

Medik

SURAT PERNYATAAN KEASLIAN

Yang bertanda tangan dibawah ini, saya:

Nama :Zihadatul Alawiyah

Nim :18.01.132

Prodi : Diploma III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.

Menyatakan dengan sesungguhnya, bahwa penulisan Karya Tulis Ilmiah yang saya susun dengan judul “Analisis pengukuran dosis serap radiasi menggunakan Thermoluminescence Dosimeter (TLD) dengan modalitas CT Scan” tahun 2021 adalah penulisan saya, dan tidak terdapat karya yang pernah diajukan untuk memperoleh gelar akademis di suatu institusi pendidikan serta sepanjang pengetahuan saya juga tidak terdapat karya yang pernah ditulis dan atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.

Jika kemudian hari ternyata ditemukan kesamaan sebagai hasil perbuatan disengaja, meniru atau menjiplak hasil karya orang lain, maka saya bersedia mempertanggung jawabkan perbuatan saya tersebut dengan menanggung segala konsekuensi sesuai dengan aturan yang berlaku atas plagiatis yang saya lakukan.

Demikian surat pernyataan ini saya buat dengan penuh kesadaran dan tanggung jawab.

Semarang, 18 Februari 2021
Tertanda



Zihadatul Alawiyah

DAFTAR RIWAYAT HIDUP



Nama : Zihadatul Alawiyah
Tempat, Tanggal lahir : Pati, 15 maret 1999
Alamat :Desa Tlogoharum RT:03 RW:01,Kec. Wedarijaka,Kab. Pati.
Jenis Kelamin : Perempuan
Agama :Islam
Kewarganegaraan :WNI
Nomor Handphone :0895410266026
Email : Zihaaalawi@gmail.com
Riwayat Pendidikan :

No	Riwayat Pendidikan	Tahun Masuk dan Tahun Lulus
1	SDN 01 Tlogoharum	2005-2011
2	MTS Thoriqotul Ulum	2012-2015
3	MA Raudlatul Ulum	2015-2018
4	Universitas Widya Husada Semarang	2018- 2021

HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya tulis ini saya persembahkan untuk:

1. Allah SWT yang Maha sempurna yang telah memberi kemudahan kepada saya dalam menyelesaikan Karya tulis ilmiah ini.
2. Ayah,ibu,dan kakak-kakakku, serta kerabat yang selalu mendoakan dan memberi motivasi kepada penulis dalam segala situasi.
3. Pembimbing karya tulis ilmiah bapak Bertold Sumedi,S.KM.,M.Kes yang dengan sabar dan meluangkan waktunya untuk membimbing Karya Tulis Ilmiah penulis sampai selesai.
4. Dosen pembimbing akademik, bu halinda fatmayanti S.TR. M.TR yang telah banyak memberi motivasi, telah memberi segala dukungan penuh kepada anak didiknya.
5. Seluruh dosen Program Studi Diploma III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.
6. Teman terbaik saya fikri haikal yang selalu bersedia mendengarkan keluh kesah dan memberi motivasi penuh selama ini.
7. Teman-teman seperjuangan angkatan XXII Program Studi D-III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.

MOTTO

“ But ALLAH is your protector, and is the best of helpers”

(Q.S. Ali Imron 3:150)

“ALLAH tidak membebani seseorang melainkan sesuai dengan
kesanggupannya”

(Q.S al baqarah:286)

“ Jadilah tangguh, jadilah kuat, karena dunia ini penuh dengan orang jahat pun
ketika aku sudah tidak lagi menjagamu tetaplah lakukan yang terbaik untuk
ayahmu karena aku tidak pernah mengajarkan putriku sebagai pribadi yang
lemah”

(ayah)

“Barangsiapa yang belum pernah merasakan pahitnya menuntut ilmu walaupun
sesaat saja , maka dia akan merasakan hinanya kebodohan sepanjang
hidupnya”

(Diwan al-imam as-syafi'i 33-34)

“Aku seharusnya bersyukur atas masa- masa sulit karena Allah telah memilihku,
berarti ALLAH menganggap aku cukup baik untuk melaluinya”

(NOUMAN ALI KHAN)

“ Hanya ada dua pilihan untuk memenangkan kehidupan yaitu keberanian atau
keikhlasan. Jika tidak berani, ikhlaslah menerimanya Jika tidak ikhlas beranilah
mengubahnya”

(LENANG MANGGALA)

KATA PENGANTAR

Dengan memanjatkan segala puji syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa atas segala rahmat dan karunia-Nya yang telah dilimpahkan kepada penulis, sehingga penulis dapat menyelesaikan Karya Tulis Ilmiah yang berjudul " Analisis pengukuran dosis serap radiasi menggunakan *Thermolumiscence dosimeter* dengan modalitas *CT Scan*" tepat pada waktunya.

Karya tulis ilmiah ini disusun sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan pendidikan Diploma III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.

Dalam kesempatan ini penulis mengucapkan terimakasih kepada yang terhormat:

1. Ibu Dr. Hargianti Dini Iswandari,drg.,MM., selaku Rektor Universitas Widya Husada Semarang.
2. Ibu Ns. Maulidta Karunianingtyas Wirawati.,M.Kep., selaku Dekan Fakultas Kesehatan dan Keteknisian Medis Universitas Widya Husada Semarang.
3. Ibu Nanik Suraningsih,S.ST.,M.Kes., selaku ketua Prodi D III Teknik Rontgen Universita Widya Husada Semarang.
4. Bapak Bertold Sumedi,S.KM.,M.Kes.,selaku dosen pembimbing dalam penyusunan Karya Tulis Ilmiah.
5. Ibu Halinda Fatmayanti, S.TR., M.TR.,ID selaku dosen pembimbing akademik yang selalu memberikan nasihat kepada saya.
6. Bapak/ibu dosen pengajar serta staf Program Studi D-III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang

7. Ayah, ibu dan kakak saya yang selalu memberikan do'a dan dukungan moral dan material.
8. Sahabat saya fikri haikal yang selalu menemani saya ketika masa sulit dan selalu memberikan support serta do'a nya.
9. Teman–teman seperjuangan Program Studi D-III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.

Penulis menyadari bahwa dalam penyusunan karya tulis ilmiah ini, ada kekurangannya. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun sehingga menjadi lebih sempurna. Penulis berharap semoga Karya Tulis Ilmiah ini dapat bermanfaat bagi pembaca pada umumnya dan bagi penulis pada khususnya.

Semarang, 18 februari 2021



Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PERSETUJUAN	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
SURAT PERNYATAAN KEASLIAN	iv
DAFTAR RIWAYAT HIDUP	v
HALAMAN PERSEMBAHAN	vi
MOTTO	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
INTISARI	xv
BAB IPENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Manfaat Penelitian	4
BAB IIINJAUAN PUSTAKA.....	5
2.1 Radiasi.....	5
2.2 Proteksi Radiasi	11
2.3 Alat Ukur Radiasi	15
2.4 CT Scan.....	18

2.5 Prosedur pemakaian TLD	19
2.6 Kerangka Teori	21
2.7 Pertanyaan Penelitian.....	21
BAB III METODE PENELITIAN.....	22
3.1 Rancangan penelitian	22
3.2 Metode Pengambilan Data.....	22
3.3 Alur Penelitian.....	25
3.4 Pengolahan dan Analisa Data.....	26
BAB IV HASIL.....	27
4.1 Seleksi literatur	27
4.2 Pemaparan Jurnal.....	28
BAB V PEMBAHASAN	42
5.1 Persamaan dan perbedaan jurnal	42
5.2 Kekurangan dan kelebihan jurnal.....	43
5.3 Analisis	47
BAB VI PENUTUP	50
6.1 Kesimpulan.....	50
6.2 Saran	51
DAFTAR PUSTAKA.....	52
LAMPIRAN	53

DAFTAR TABEL

Tabel4.1 Hasil dosis serap paru <i>CT Scan Thorax</i> dewasa.....	32
Tabel4.2 Hasil dosis serap paru dan <i>thyroid phantom</i> pediatrik	33
Tabel4.3 Perbandingan hasil dosis radiasi TLD dan NCICT	34
Tabel4.4 Hasil dosis <i>CT Scan</i> nasofaring mode <i>sequence</i>	37
Tabel4.5 Hasil dosis <i>CT Scan</i> nasofaring mode <i>spiral</i>	38
Tabel 4.6 Ekstraksi data jurnal.....	40
Tabel 5.1 Persamaan jurnal.....	42
Tabel 5.2 Perbedaan jurnal.....	42

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Kerangka Teori	21
Gambar 3.1 Alur Penelitian.....	25

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Formulir Ekstraksi

Lampiran 2 Jurnal Analisis Dosis Serap Ct Scan Thorax dengan *Computed Tomography Dose Index* dan *Thermoluminiscence Dosimeter*

Lampiran 3 Jurnal Organ Doses Evaluation For Chest Computed Tomography Procedures With TL Dosimeters Comparison With Monte Carlo Simulation

Lampiran 4 Jurnal Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan Ct Scan

DAFTAR ISTILAH

BAPETEN	:Lembaga yang bertugas melaksanakan pengawasan terhadap segala kegiatan pemanfaatan tenaga nuklir di indonesia.
<i>CT Scan</i>	:Teknik pengambilan citra dari suatu obyek pada sumbu aksial dan berkas sinar-X akan mengitari obyek.
Dosimeter saku	:Suatu alat monitor radiasi yang digunakan untuk mengukur jumlah dosis yang diterima oleh pemakai alat tersebut.
Dosis efektif	:Besaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi yang nilainya adalah jumlah perkalian dosis ekuivalen yang diterima jaringan dengan faktor bobot jaringan.
Dosis ekuivalen	:Besaran dosis yang khusus digunakan dalam proteksi radiasi untuk menyatakan besarnya tingkat kerusakan pada jaringan tubuh akibat terserapnya sejumlah energi radiasi dengan memperhatikan faktor yang mempengaruhinya.
<i>Film badge</i>	:Dosimeter pribadi yang digunakan untuk memantau dosis radiasi kumulatif akibat radiasi pengion.
<i>Gray</i>	:Satuan turunan dari dosis radiasi pengion dalam sistem satuan internasional.
<i>Pitch</i>	:Jangka waktu yang berhubungan dengan suatu kecepatan dan jarak.

- Sievert* : Satuan standar internasional untuk dosis ekivalen.
- Slice Collimation* : Tebal berkas sinar X-ray dan sama dengan jumlah detektor channel yang dipilih dikalikan dengan lebar detektor channel.
- Slice Thickness* : Tebalnya irisan atau potongan dari obyek yang di periksa.
- TLD : (*Thermoluminescence dosimeter*) jenis dosimeter radiasi, yang terdiri dari sepotong bahan kristal *thermoluminescence* di dalam paket radiolusen. Ketika kristal *thermoluminescence* terpapar radiasi pengion, ia menyerap dan menangkap sebagian energi radiasi dalam kisi kristalnya.

**“ANALISIS PENGUKURAN DOSIS SERAP RADIASI MENGGUNAKAN
THERMOLUMINISCENCE DOSIMETER (TLD) DENGAN MODALITAS CT
SCAN”**

Zihadatul Alawiyah¹⁾ Bertold Sumedi²⁾

INTISARI

Berdasarkan PERKA BAPETEN No.4 tahun 2013 ruang lingkup kerja radiasi harus dilakukan pemantauan paparan radiasi baik secara terus menerus maupun berkala. Pemantauan tersebut mencakup pemantauan dosis yang diterima pekerja radiasi maupun pasien. Adapun pada ketiga jurnal yang di bahas penulis, masing-masing menggunakan prosedur pengukuran dosis serap radiasi yang berbeda. Menurut Masdi (2013) dan Lutfiana dkk(2017) menggunakan metode pengujian dengan cara menentukan titik pengukuran. Sedangkan metode pengujian yang dilakukan oleh louise dkk (2018) tidak dijelaskannya penentuan titik pengukuran. Penelitian ini bertujuan untuk menjelaskan bagaimana prosedur pengukuran dosis serap radiasi yang dilakukan oleh ketiga literatur tersebut.

Penulisan Karya Tulis Ilmiah ini menggunakan metode kualitatif dengan pendekatan studi *literature review* yang di dapat dari berbagai sumber dan metode pengumpulan data dengan caramengambil data di pustaka, membaca, mencatat dan mengelolah bahan penelitian. Waktu penelitian dilakukan dari November-Desember 2020. Pengambilan data yang digunakan berasal dari tiga literatur dengan berdasarkan kriteria inklusi. Pengolahan dan analisis data dilakukan dengan tujuan untuk menjawab rumusan masalah. Metode analisis yang digunakan menggunakan analisis isi jurnal dengan cara membuat persamaan dan perbedaan dalam jurnal ataupun *textbook* yang di ambil dan menyimpulkan dari hasil penelitian yang di dapat.

Hasil dari penelitian ini menunjukkan bahwa pengukuran dosis serap radiasi yang menggunakan TLD dengan modalitas CT Scan pada jurnal 1 menggunakan metode pengukuran 3 titik jurnal 2 tidak dijelaskan secara jelas titik pengukurnya sedangkan jurnal 3 menggunakan metode pengukuran 1 titik. Menurut penulis metode pengukuran dosis serap radiasi sebaiknya menggunakan metode 3 titik untuk mendapatkan hasil yang dosis serap yang akurat.

Kata kunci: *CT Scan,Dosis Radiasi,Thermoluminiscence Dosimeter (TLD).*

- 1) Mahasiswa Program Studi Diploma D III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada.
- 2) Dosen Program Studi Diploma III Teknik Rontgen Universitas Widya Husada Semarang.

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Radiologi adalah cabang ilmu kedokteran yang berhubungan dengan penggunaan semua modalitas yang menggunakan radiasi untuk diagnosis dan prosedur terapi dengan menggunakan panduan radiologi, termasuk teknik pencitraan dan penggunaan radiasi dengan sinar-X dan zat radioaktif. Radiasi adalah energi atau partikel yang dipancarkan oleh sumber radiasi atau zat radioaktif tanpa melalui media perantara (Indrati dkk, 2017).

CT Scan merupakan teknik pengambilan citra dari suatu obyek dengan cara berkas sinar mengitari obyek tersebut (Masdi dkk, 2013). Pada saat melakukan pemeriksaan *CT Scan*, sinar-X akan mengalami atenuasi ketika menembus objek dan akan ditangkap oleh detektor. *CT Scan* digunakan untuk mendiagnosa suatu penyakit atau kelainan pada tubuh bagian dalam. Pada saat proses *scanning*, pasien akan memperoleh dosis radiasi. Radiasi pengion tersebut tentunya akan menyebabkan efek biologis terhadap tubuh pasien. Maka dari itu, estimasi dosis radiasi sangat dibutuhkan dalam pemeriksaan *CT Scan* untuk mengetahui seberapa besarkah dosis radiasi yang diterima pasien saat menjalani pemeriksaan *CT Scan* dan juga meminimalisir efek dari radiasi pengion.

Berdasarkan PERKA BAPETEN No.4 tahun 2013 ruang lingkup kerja radiasi harus dilakukan pemantauan paparan radiasi baik secara terus menerus maupun berkala. Untuk mempertimbangkan jenis/resiko pemanfaatan tenaga nuklir. Pemantauan tersebut mencakup pemantauan dosis yang diterima pekerja radiasi maupun pasien. Dosis serap yang

diterima oleh pasien tidak boleh melebihi standar yang ditetapkan baik secara nasional maupun internasional. Secara nasional, dosis yang diterima pasien diatur dalam peraturan kepala BAPETEN sedangkan secara internasional diatur dalam ICRP (*International comission on radiological protection*) (Putu Gede dkk,2018).

Penelitian mengenai dosis radiasi pada pasien CT Scan sangat dibutuhkan agar kita bisa mengetahui seberapa besar hasil dosis radiasi yang diterima oleh tubuh. Hasil penelitian tersebut akan dibandingkan dengan ketetapan pada *European Comission* dan Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) untuk mengetahui dosis serap yang diterima pasien CT Scan sudah memenuhi standar atau bahkan dosis tersebut melebihi ketetapan dosis yang telah ditentukan.

Berdasarkan studi jurnal yang telah penulis lakukan, penulis menemukan 3 jurnal yang terkait dengan Analisis Pengukuran Dosis Radiasi Menggunakan *Thermolumiscince Dosimeter* (TLD) Dengan Modalitas CT Scan. Dalam jurnal tersebut terdapat perbedaan mengenai cara atau langkah penelitian. Langkah penelitian yang dilakukan oleh Lutfiana Desy Saputri dkk (2017) adalah menentukan 3 titik pengukuran, melakukan pengukuran laju dosis radiasi pada pasien CT Scan thorax, dan dilakukan satu kali scanning pada satu pemeriksaan. Hasil pengukuran dibandingkan dengan nilai batas dosis menurut *European Commission* 30 mGy untuk pemeriksaan thorax rutin. Hal tersebut berbeda dengan yang disampaikan Louise Giasante dkk (2018), yaitu melakukan observasi lapangan terlebih dahulu, tidak menentukan titik mengukuran secara rinci, melakukan pengukuran laju dosis radiasi pada *phantom* pediatrik dan *phantom* dewasa

menggunakan pesawat *CT Scan* yang berbeda. Hal berbeda pula disampaikan oleh Masdi dkk (2013) Adapun langkah yang dilakukan oleh Masdi dkk adalah menentukan titik pengukuran, melakukan pengukuran dosis radiasi pada pasien *CT Scan* nasofaring dengan mode *sequence* dan mode spiral, hasil yang diperoleh dibandingkan dengan nilai batas dosis menurut BAPETEN yaitu sebesar 50 mGy untuk pasien yang menjalani *CT Scan* kepala.

Berdasarkan perbedaan yang diperoleh dari ketiga jurnal diatas, penulis ingin melakukan analisis perbandingan langkah penelitian serta hasil dosis radiasi yang terdapat tiga jurnal diatas. Melihat kondisi tersebut penulis tertarik untuk mengangkatnya sebagai Karya tulis ilmiah studi literatur yang berjudul “ **Analisis Pengukuran Dosis Serap Radiasi Menggunakan Thermolumiscence Dosimeter Dengan Modalitas CT Scan**”.

1.2 RUMUSAN MASALAH

Berdasarkan latar belakang yang penulis paparkan diatas, maka rumusan masalah dalam penyusunan Karya Tulis Ilmiah (Studi Literatur) ini adalah bagaimana prosedur pengukuran dosis serap radiasi menggunakan *Thermolumiscence Dosimeter* (TLD) di ruang pemeriksaan *CT Scan* menurut Lutfiana dkk (2017), Louise Giasante dkk (2018), dan Masdi dkk (2013)?

1.3 TUJUAN PENELITIAN

Tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini adalah:

Untuk Mengetahui prosedur pengukuran dosis serap radiasi menggunakan TLD (*Thermoluminiscence Dosimeter*) dengan modalitas *CT Scan*.

1.4 MANFAAT PENELITIAN

Manfaat yang dapat diambil dari penelitian ini yaitu sebagai berikut:

4.1.1 Manfaat Teoritis

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan masukan yang berguna bagi mahasiswa, radiografer dan akademis khususnya di bidang fisika radiasi.

4.1.2 Manfaat Praktis

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan informasi nilai dosis kepada pasien dan masyarakat umum, dan memberikan masukan bagi pelayanan diagnostik dan radioterapi di rumah sakit saat melakukan eksposi pada pemeriksaan *CT Scan* sehingga dapat diterima dosis serendah mungkin terhadap pasien, radiografer dan masyarakat umum.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Radiasi

2.1.1 Pengertian Radiasi

Menurut Indrati dkk (2017), radiasi adalah suatu cara perambatan energi dari sumber energi ke lingkungannya tanpa membutuhkan media perantara, secara alamiah manusia juga memiliki pancaran radiasi walaupun sangat rendah. Sumber radiasi yang secara alamiah berada di dalam tubuh manusia disebut dengan radiasi internal.

Radiasi yang berada di luar tubuh manusia disebut radiasi eksternal bila ditinjau dari proses terbentuknya radiasi eksternal dapat di klasifikasikan menjadi dua golongan besar yaitu sumber radiasi alam dan sumber radiasi buatan.

2.1.2 Klasifikasi Radiasi

Menurut Indrati dkk (2017), klasifikasi radiasi secara garis besar dibedakan menjadi dua yaitu:

a. Radiasi alam

Radiasi alam berupa pancaran energi atau materi–materi radioaktif yang dapat berperan sebagai sumber radiasi alam. Radiasi alam atau radiasi latar dikelompokkan menjadi dua bergantung pada asal sumbernya yaitu radiasi terestrial (berasal dari permukaan bumi) dan radiasi ekstra terestrial (berasal dari angkasa luar).

b. Radiasi buatan

Radiasi buatan adalah unsur-unsur radioaktif buatanya yang terbentuk melalui proses fisi, proses aktivasi maupun transmutasi inti lainnya. Unsur-unsur radioaktif buatan yang terlepas ke lingkungan dapat berperan sebagai sumber radiasi buatan. Selain dari unsur-unsur radioaktif, radiasi buatan dapat pula berasal dari sumber-sumber lain seperti pesawat sinar-X dan akselerator.

2.1.3 Interaksi Radiasi Dengan Materi Fisik

Interaksi antara sinar-X dengan materi akan terjadi pemindahan energi dari radiasi tersebut pada materi. Pada dasarnya materi tersusun atas kumpulan atom dan elektron-elektron sehingga radiasi akan berinteraksi dengan suatu atom atau kedua unsur pokok dalam pembentukan materi.

Macam-macam interaksi radiasi dengan materi adalah sebagai berikut:

a. Hamburan Koheren

Hamburan koheren terjadi apabila interaksi foton dengan atom pada hamburan koheren tidak ada elektron yang terlepas dari lintasannya. Hamburan ini disebut juga dengan hamburan *thomson*. Foton yang berenergi rendah akan mengenai suatu materi dan energi tersebut akan diserap oleh atom, sehingga atom akan memberikan respon dengan mengeluarkan energi yang besar dalam bentuk foton dengan panjang gelombang yang sama dengan foton yang semula dan energinya tetap sama tetapi arahnya sedikit berbeda.

b. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik terjadi dengan semua energi foton (sinar-X) datang terserap atau ditransfer kepada elektron yang menyebabkan elektron terlepas dari lintasannya. Penyerapan fotolistrik dapat terjadi dengan energi foton datang harus lebih besar atau sama dengan energi ikat elektron.

c. Hamburan Compton

Hamburan compton yaitu suatu tumbukan lenting sempurna antara sebuah foton dengan sebuah elektron bebas. Elektron bebas adalah elektron yang energi ikatnya terhadap suatu atom jauh lebih kecil daripada energi foton. Energi foton sebagian digunakan untuk mengeluarkan elektron dan sebagian lagi digunakan untuk meneruskan elektron tetapi dengan arah yang berbeda.

d. Produksi Pasangan

Efek produksi pasangan terjadi apabila foton bergerak mendekati inti atom dan secara spontan akan menghilang kemudian energinya akan muncul kembali dalam bentuk suatu positron dan elektron tersebut akan diproyeksikan ke arah depandan melepaskan energinya. Apabila positron tersebut telah mengeluarkan semua energi kinetiknya maka positron akan bergabung dengan sebuah elektron dan menghasilkan dua kuantum yang masing-masing merupakan radiasi anihilasi sebesar 0,51MeV.

2.1.4 Efek-Efek Radiasi

Menurut Indrati dkk (2017), klasifikasi efek radiasi dibagi menjadi beberapa bagian antara lain:

- a. Efek radiasi di tinjau berdasarkan jenis sel dibedakan menjadi dua yaitu:

1. Efek genetik

Efek genetik adalah efek pewarisan yang diakibatkan paparan radiasi yang terjadi pada sel genetik, efek ini dirasakan oleh keturunan dari individu yang terkena paparan radiasi.

2. Efek somatik

Efek somatik adalah suatu efek radiasi yang dialami oleh individu yang telah terpapar radiasi .

- b. Efek radiasi Ditinjau berdasarkan dosis radiasi (untuk keperluan proteksi radiasi) dibedakan menjadi 2 yaitu:

1. Efek stokastik

Efek stokastik adalah suatu efek radiasi yang terjadi secara acak tanpa ada dosis ambang muncul setelah masa laten (masa tenang yang lama) dan tidak ada penyembuhan secara spontan. Besar dosis yang diterima individu mempengaruhi peluang terjadinya efek stokastik akan tetapi tidak mempengaruhi keparahan atau dengan kata lain keparahannya tidak tergantung pada dosis radiasi.

2. Efek deterministik

Efek deterministik adalah suatu efek yang muncul apabila dosis yang diterima seseorang melebihi dosis ambang (*threshold dose*) dan umumnya terjadi beberapa saat setelah terpapar radiasi. Tingkat keparahan efek ini akan meningkat apabila dosis yang diterima individu lebih besar daripada dosis ambang yang tergantung pada jenis efek yang diterima.

- c. Efek radiasi terhadap jaringan dan organ tubuh manusia.

Menurut (indrati,2017) efek radiasi yang ditimbulkan pada jaringan dan organ tubuh manusia adalah sebagai berikut:

1. Efek Radiasi Pada Kulit.

Efek radiasi yang ditimbulkan pada dosis ambang sekitar 2-3 Gy yaitu kemerahan bersifat sementara setelah beberapa jam terkena paparan radiasi akan tetapi kemerahan tersebut bisa muncul kembali hal ini disebabkan karena hilangnya sel-sel basal pada epidermis. Dosis ambang 3-8 Gy mengakibatkan terjadinya kerontokan rambut dan pengelupasan kering setelah 3-6 minggu terkena paparan radiasi. Sedangkan pada dosis sekitar 12-20 Gy menyebabkan pengelupasan kulit hingga pelepuhan serta munculnya nanah setelah terpapar radiasi selama 4-6 minggu.

Dosis ambang 20 Gy menyebabkan nekrosis setelah 10 minggu terpapar radiasi apabila dosis yang

diterima 50 Gy nekrosis akan lebih cepat terjadi selama 3 minggu setelah paparan radiasi.

2. Efek Radiasi Pada Mata.

Efek yang ditimbulkan pada dosis ambang sekitar 0,5 Gy yaitu kekeruhan atau hilangnya sifat transparansi lensa mata. Selain itu efek lain yang ditimbulkan adalah katarak yang terjadi setelah masa laten sekitar 6 bulan sampai 35 tahun dengan rata-rata sekitar 3 tahun.

3. Efek Radiasi Pada Paru-paru.

Efek radiasi yang utama yaitu terjadinya *pneumonitis interstisial* selain itu peradangan akut paru juga bisa terjadi pada dosis ambang 3-5 Gy.

4. Efek Radiasi Pada Organ Reproduksi.

Efek yang ditimbulkan pada organ reproduksi yaitu sterilitas khususnya pada pria. Dosis ambang 0,15 Gy bisa mengakibatkan sterilitas sementara karena terjadinya penurunan jumlah sel sperma selama beberapa minggu. Sedangkan pada dosis ambang 3,5-6 Gy mengakibatkan sterilitas permanen.

Sedangkan pada sel telur efek yang ditimbulkan tergantung karena usia. Semakin tua usia maka akan semakin sensitif terhadap radiasi. Menurut ICRP dosis ambang sterilitas sekitar 2,5-6 Gy. Sterilitas permanen terjadi pada dosis ambang 12-15 Gy.

5. Efek Radiasi Pada Sistem Pembentukan Darah

Dosis ambang sekitar 0,5 Gy pada sum-sum tulang bisa menimbulkan penekanan proses pembentukan sel-sel darah. Selain itu efek yang ditimbulkan yaitu penurunan jumlah sel limfosit setelah beberapa jam terpapar radiasi, penurunan jumlah granulosit dan trombosit setelah beberapa hari atau beberapa minggu terpapar radiasi, penurunan jumlah eritrosit terjadi setelah beberapa minggu terpapar.

6. Efek Radiasi Terhadap Janin.

Efek yang terjadi pada janin tergantung terhadap usia kehamilan. Pada dosis ambang 0,05 Gy sudah dapat menimbulkan efek pada janin.

7. Sindrom Radiasi Akut.

Sindroma Radiasi Akut (SRA) yaitu efek yang dapat terjadi pada jaringan tubuh akibat paparan dosis radiasi yang tinggi (lebih dari 1 Gy) pada seluruh tubuh. Efek ini mengakibatkan kematian sebagai akibat kematian sel dalam jumlah yang banyak dari suatu sistem vital tubuh.

8. *Mean Lethal Dose*.

Menurut ICRP pengertian *Mean Lethal Dose* adalah besar dosis radiasi yang dapat menyebabkan kematian pada 50% populasi yang terpapar radiasi seluruh tubuh dalam waktu 60 hari.

2.2. Proteksi Radiasi.

2.2.1 Dasar Proteksi Radiasi.

Menurut indrati dkk (2017), proteksi radiasi sering dikenal dengan istilah keselamatan radiasi pengion di bidang medik atau keselamatan radiasi adalah suatu tindakan yang dilakukan untuk melindungi pasien, pekerja, maupun anggota masyarakat dan lingkungan hidup akibat bahaya paparan radiasi. Proteksi radiasi adalah tindakan yang dilakukan untuk mengurangi pengaruh radiasi yang merusak akibat paparan radiasi.

2.2.2 Asas-Asas Proteksi Radiasi.

Menurut indrati dkk (2017), persyaratan proteksi radiasi yaitu justifikasi, limitasi dan optimasi. Persyaratan proteksi radiasi tersebut harus diterapkan pada tahap perencanaan, desain dan penggunaan fasilitas di instalasi untuk radiologi dan interventional, prinsip-prinsip tersebut adalah:

a. Justifikasi.

Justifikasi adalah setiap kegiatan yang harus didasarkan pada pertimbangan bahwa manfaat yang diperoleh jauh lebih besar daripada resiko atau bahaya yang ditimbulkan akibat paparan radiasi.

b. Limitasi.

Limitasi adalah prinsip ini menghendaki agar dosis radiasi yang diterima oleh seseorang dalam menjalankan suatu kegiatan pelayanan radiologi diagnostik dan interventional tidak boleh

melebihi nilai batas dosis (NBD) yang ditetapkan oleh instansi yang berwenang.

c. Optimasi.

Penerapan optimasi proteksi dan keselamatan radiasi harus diupayakan agar pekerja radiasi dan anggota masyarakat di sekitar instalasi radiologi menerima paparan radiasi serendah mungkin yang dapat dicapai dan harus diupayakan agar pasien menerima dosis radiasi serendah mungkin sesuai dengan yang diperlukan untuk mencapai tujuan diagnostik.

2.2.3 Tujuan Proteksi Radiasi.

Menurut indrati dkk (2017), tujuan dari proteksi radiasi adalah mencegah terjadinya efek non stokastik yang membahayakan dan membatasi peluang terjadinya efek stokastik sampai pada suatu nilai yang dapat diterima oleh masyarakat. Serta meyakinkan bahwa pekerjaan atau kegiatan yang berkaitan dengan penyinaran radiasi dapat dibenarkan.

Pemanfaatan sumber radiasi juga perlu mempertimbangkan upaya dalam meminimalkan potensi radiasi dan dapat dilakukan dengan memperhatikan tiga faktor yaitu:

a. Waktu.

Waktu adalah salah satu faktor untuk mengurangi penerimaan dosis. Mengurangi waktu bekerja dengan radiasi maka dosis yang diterima dapat diminimalkan.

b. Jarak.

Laju dosis berbanding terbalik dengan kuadrat jarak (hukum kuadrat terbalik). Semakin besar jarak dari sumber radiasi maka laju dosis ditempat tersebut semakin berkurang.

c. Penahan Radiasi.

Laju dosis radiasi dapat dikurangi dengan memasang penahan radiasi diantara sumber radiasi dengan pekerja radiasi. Penggunaan cara ini memungkinkan pekerja radiasi melakukan tugasnya pada jarak yang tidak jauh dari sumber radiasi dengan dosis yang tidak melebihi batas yang ditetapkan.

2.2.4 Besaran dan Satuan Dosis

Menurut Indrati 2018, besaran dosis radiasi meliputi:paparan (X), dosis serap (D), dosis ekivalen (H) dan dosis efektif (E).

- a. Paparan berlaku untuk radiasi sinar-X dan gamma pada medium udara. Satuannya: *Roentgen*.
- b. Laju paparan: besaran paparan/exposure dalam satuan waktu.
Misal : R/jam, R/menit.
- c. Dosis serap merupakan besaran yang lebih umum yang berlaku untuk semua jenis radiasi dan semua jenis medium. Dosis serap hanya bergantung pada energi rata-rata yang diserap oleh bahan per satuan massa tersebut.

Satuannya: Rad atau Gy dengan $1 \text{ Gy} = 100 \text{ Rad}$.

- d. Laju dosis serap Merupakan besarnya dosis serap pada satuan waktu tertentu.

Satuan: Rad/menit atau Gy/menit.

- e. Dosis ekivalen harus memperhitungkan efek radiasi sebagai akibat dari jenis radiasi yang berbeda, yaitu dengan memasukkan faktor bobot radiasi (WR). Satuan: Rem artinya *Roentgen Ekuivalen Man* atau Sievert (Sv). $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$.
- f. Laju dosis ekivalen merupakan besar dosis ekuivalen per satuan waktu. Satuan: rem/menit, Sv/menit.
- g. Dosis efektif, selain memasukkan faktor bobot radiasi juga memperhitungkan faktor bobot organ/jaringan (WT), yaitu tingkat kepekaan organ/jaringan terhadap efek stokastik. Satuan: sievert(Sv).
- h. Laju dosis efektif merupakan besaran dosis efektif persatuan waktu. Satuan: Sv/jam, Sv/menit.

2.3. Alat Ukur radiasi

Seperti yang telah diketahui bahwa sumber radiasi mempunyai sifat tidak dapat dirasakan oleh panca indra manusia dan dapat merugikan bagi kesehatan dan lingkungan masyarakat apabila dalam pemanfaatannya tidak sesuai dengan kaidah yang berlaku. Sebagaimana sifat yang tidak dapat dirasakan sama sekali oleh panca indra manusia maka untuk menentukan ada tidaknya radiasi diperlukan suatu alat ukur untuk mengetahui radiasi. Alat ukur radiasi yang merupakan suatu susunan peralatan yang digunakan untuk mengukur kuantitas, kualitas, energi, atau dosis radiasi. Nilai atau hasil pengukuran ini selalu berupa parameter-parameter seperti paparan dalam satuan *rontgen*, dosis serap dalam satuan rad atau gray, dan dosis ekivalen dalam satuan rem atau sievert.

2.3.1 Jenis Alat Ukur Proteksi Radiasi

Menurut indrati dkk (2017), alat ukur radiasi dibedakan menjadi 2 jenis yaitu :

a. Pemonitor Perorangan

Pemonitor perorangan adalah suatu alat yang digunakan untuk mendeteksi radiasi yang diterima oleh tubuh manusia. Alat yang digunakan disini dapat berupa alat ukur pasif dan juga alat ukur aktif. Pada prinsipnya jumlah radiasi yang diterima oleh alat tersebut identik dengan jumlah radiasi yang diterima oleh tubuh manusia secara akumulasi. Alat ukur radiasi merupakan suatu sistem yang terdiri dari detektor dan rangkaian penunjang lainnya. Terdapat 3 macam alat detektor personal yang digunakan pada saat ini yaitu:

1. Dosimeter Saku (Pen / *Pocket Dosimeter*).

Dosimeter saku merupakan detektor kamar ionisasi sehingga prinsip kerjanya sama dengan detektor isian gas akan tetapi tidak menghasilkan tanggapan secara langsung karena muatan yang terkumpul pada proses ionisasi akan disimpan seperti halnya kapasitor.

2. *Film Badge*.

Detektor yang digunakan berbentuk emulsi butiran-butiran perak *halide*, biasanya perak *bromide* AgBr, yang ditujukan oleh matriks gelatin dan kemudian dilapisi bahan *acetate*. Untuk proses pembacaan dari besarnya dosis yang mengenai film badge dengan cara memasukkan pencucian

dalam larutan pengembang “*developer*” dimana butiran AgBr yang terisolasi akan mengikat molekul AgBr lain disekitarnya dan akan berubah menjadi perak yang berwarna hitam. Proses selanjutnya dengan *fixing* yang akan melarutkan molekul-molekul AgBr yang tersisa. Sedangkan yang telah menjadi logam perak akan terikat kuat sebagai bayangan hitam laten. Tingkat kehitaman bayangan ini yang menunjukkan dosis radiasi yang mempengaruhi *film badge*.

3. *Thermoluminiscence Dosimeter (TLD)*

Thermoluminiscence Dosimeter (TLD) sering digunakan sebagai pengganti *film badge*. Seperti *film badge*, TLD dipakai selama satu periode waktu (biasanya 3 bulan atau kurang) dan kemudian harus di proses untuk menentukan dosis yang diterima bila ada. TLD dapat mengukur dosis-dosis serendah 1 milirem.

b. Pemonitor Lingkungan.

Prinsip dasar kerja alat pemonitor lingkungan ini daalah adanya proses ionisasi, eksitasi dan sintilasi di detektor dan hasil proses tersebut diubah menjadi pulsa-pulsa listrik yang diteruskan ke alat baca (elektronik). Reaksi-reaksi yang terjadi apabila seberkas sinar (*alpha*,*beta*,*gamma* atau sinar-X) berinteraksi dengan medium didalam detektor. Berkas radiasi bila melalui suatu medium ia akan kehilangan sebagian atau seluruhnya energinya melalui proses ionisasi dan eksitasi. Penyerapan energi tersebut mempunyai hubungan linier dengan banyaknya partikel

partikel yang datang dan prinsip inilah yang digunakan dalam semua instrumen nuklir. Instrumentasi didalam fisika kesehatan harus dapat melayani berbagai macam kegunaan misalnya mengukur partikel, mengukur dosis akumulasi,mengukur laju dosis,energi rendah, energi tinggi,pengukuran tanpa adanya pengaruh energi. Salah satu contoh alat pemonitor lingkungan adalah *surveymeter*.

2.4. CT Scan

CT Scan mulai digunakan dalam berbagai pemeriksaan secara klinis pada awal tahun 1970. Sejak pengembangan *CT Scan* pertama, modalitas pencitraan diagnostik *CT Scan* terus berkembang sangat pesat hal ini dikarenakan kecepatan pengambilan dan gambar berkualitas tinggi atau sangat baik. Meskipun demikian semakin banyaknya pemeriksaan *CT Scan*, dosis radiasi yang diserap oleh pasien menjadi perhatian khusus bagi dokter spesialis radiologi, radiografer dan juga fisikawan medis (Louise dkk, 2018).

CT Scan merupakan teknik pengambilan citra pada obyek dengan cara berkas sinar-X mengitari obyek bagian atas dan bagian bawah terlihat kabur. *CT Scan* memiliki komponen-komponen antara lain *gantry*, *collimator*, *detektor*, *X-ray control*, *computer*, *disk unit*, *magnetic disc unit*, tabung sinar-X (Putu Gede dkk, 2018).

Sinar-X yang menembus obyek akan ditangkap oleh detektor dan akan di ubah menjadi signal listrik dan diteruskan ke analog digital converter selanjutnya akan diubah menjadi digital. Selanjutnya data akan di kirim melalui komputer akan di proses dan ditampilkan pada sebuah layar komputer menjadi sebuah citra digital dengan skala keabuan (Masdi,2013).

Pada saat proses *scanning* pemeriksaan *CT Scan*, pasien akan menerima dosis radiasi dari pesawat *CT Scan*. Dosis radiasi akan memberikan perubahan bagi tubuh secara biologis dan dapat menyebabkan resiko kanker. Hal ini biasanya terjadi pada organ organ yang sensitif terhadap radiasi sinar-X. Untuk mengetahui seberapa besar dosis yang diterima oleh tubuh pasien karena radiasi pengion yang dipancarkan saat pemeriksaan *CT Scan*. Pada pesawat *CT Scan* sudah dilengkapi dengan CTDI yaitu suatu protokol yang digunakan untuk memperkirakan nilai dosis yang diterima pasien pada saat proses *scanning*. Akan tetapi untuk menentukan keakuratan dari nilai dosis perlu dilakukan penelitian atau pengukuran dosis dengan menggunakan TLD(*Thermoluminiscencedosimeter*) yang akan ditempatkan di beberapa bagian tubuh yang akan dilakukan pemeriksaan (Lutfiana dkk,2017).

2.5 Dosimeter *Thermoluminiscence* (TLD)

Dosimeter Termoluminisensi (TLD) merupakan salah satu jenis dosimeter pasif yang digunakan untuk pemantauan dosis radiasi.dosimeter TLD ini berbentuk zat padat, terbuat dari bahan kristal yang dapat menghasilkan efek tertentu ketika terkena paparan radiasi pengion (Nisaul chaira yeni dkk, 2019).

Radiasi pengion yang mengenai kristal termoluminisensi akan menyebabkan elektron-elektron yang berada di pita valensi akan berpindah ke pita konduksi. Elektron yang tereksitasi tersebut tidak dapat langsung kembali ke pita valensi karena terperangkap oleh pita energi unsur pendampingnya. Jika kristal dipanaskan maka elektron yang terperangkap akan mendapatkan cukup energi untuk kembali ke pita konduksi dan

kemudian melakukan rekombinasi kembali ke pita valensi dengan memancarkan percikan cahaya (Nisaul chaira yeni dkk, 2019).

2.5. Prosedur Pengukuran TLD

Langkah pemakaian TLD dilakukan dengan cara memanaskan kristal TLD sampai temperatur tertentu dan TLD siap diletakkan pada organ yang akan di ukur dosisnya sebagai penelitian kemudian TLD akan mendeteksi percikan-percikan cahaya yang dipancarkannya. Alat yang digunakan untuk memproses dosimeter ini adalah TLD *reader* (Masdi dkk,2013).

Cara kerja TLD *reader*: kristal akan menyerap energi radiasi sehingga akan terbentuk atom-atom dalam kristal dan menghasilkan elektron- elektron dan lubang-lubang bebas dalam kristal pendar panas. Elektron-elektron akan ditangkap oleh pemancar dalam kisi-kisi kristalin sehingga menghalangi timbulnya energi dalam kristal tersebut. Kristal-kristal yang dipanaskan melepaskan energi yang ditimbulkan sebagai cahaya. Jadi intensitas cahaya yang dipancarkan pada saat pemanasan kristal pendar panas secara langsung sebanding dengan dosis radiasi yang diserap oleh kristal tersebut. Selanjutnya cahaya yang dihasilkan akan difokuskan dan di deteksi oleh *photomultiplier*. Besar intensitas luminisensi yang keluar sebanding dengan dosis radiasi yang diterima oleh fosfor. Ketika akan mengevaluasi besar dosis yang diterima oleh tubuh maka harus dibuat kurva kalibrasi terlebih dahulu (Indrati, 2017).

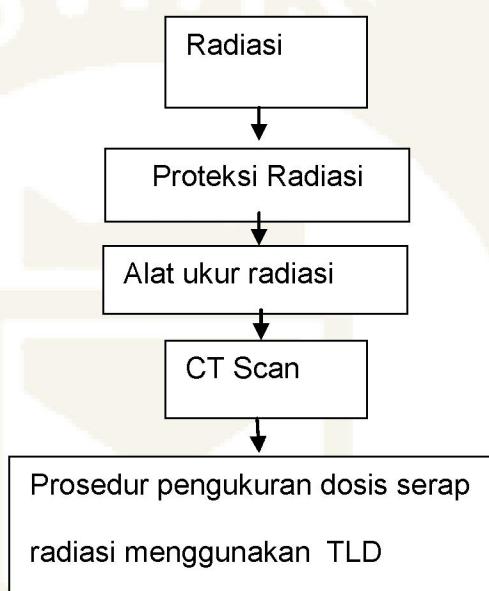
Keunggulan TLD dibanding *Film badge* adalah terletak pada ketelitiannya atau dengan kata lain ukuran detektor radiasi yang sangat kecil dalam bentuk batang/*chips* dengan ukuran 10x1 mm dan setelah di proses

kristal TLD tersebut dapat digunakan lagi. TLD juga mempunyai ciri-ciri yang sama terhadap jaringan tubuh (*tissue equivalent*) (Masdi dkk,2013).

Kerugian TLD hasilnya tidak ada catatan permanen atau tidak dapat dibaca kembali selain itu biaya pengadaan TLD lebih mahal (Masdi,2013).

2.6. Kerangka Teori

Kerangka teori yang diambil dari berbagai sumber adalah sebagai berikut:



Gambar 2.1 Kerangka teori

2.7. Pertanyaan Penelitian

Pertanyaan penelitian pada Karya Tulis Ilmiah (Studi Literatur) adalah sebagai berikut:

2.7.1. Bagaimana hasil pengukuran dosis serap radiasi yang menggunakan TLD (*Thermoluminescence Dosimeter*) dengan modalitas CT Scan?

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1. Rancangan Penelitian

3.1.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian yang digunakan dalam penulisan Karya Tulis Ilmiah (Studi Literatur) ini adalah kualitatif dengan menggunakan metode studi literatur pada pengukuran dosis radiasi di ruang pemeriksaan *CT Scan*.

3.1.2 Waktu Penelitian

Waktu penelitian pada Karya Tulis Ilmiah (Studi Literatur) ini dilakukan pada bulan November- Februari 2021.

3.2. Metode Pengambilan Data

Data yang digunakan dalam penulisan ini berasal dari hasil-hasil penulisan yang sudah dilakukan dan diterbitkan dalam pustaka maupun jurnal online nasional maupun internasional. Dalam melakukan penulisan ini, penulis melakukan pencarian literatur yang dipublikasikan di perpustakaan dan internet menggunakan *google scholar*.

Untuk memperoleh data dalam penulisan ini, penulis menggunakan metode pengambilan data studi literatur. Penulisan studi literatur adalah penulisan yang persiapannya sama dengan penulisan lainnya akan tetapi sumber dan pengumpulan data yang digunakan yaitu mengambil data di pustaka,membaca,mencatat dan mengolah bahan penulisan.

Langkah-langkah yang dilakukan penulis dalam mengumpulkan data adalah sebagai berikut:

3.2.1 Mendefinisikan Kriteria Kelayakan Literatur

Pendefinisan kriteria kelayakan literatur di tentukan dengan kriteria inklusi di mana:

- a. Jumlah literatur yang digunakan minimal tiga atau bisa lebih, sumber literatur menggunakan jurnal. Dalam penelitian ini penulis menggunakan 3 literatur terkait analisis hasil dosis radiasi menggunakan *thermoluminescence dosimeter* (TLD) dengan modalitas *CT Scan*.
- b. Literatur yang digunakan adalah dari jurnal yang dipublikasikan 10 tahun terakhir. Literatur yang digunakan penulis untuk penelitian ini diantaranya dipublikasikan pada tahun 2013,2017 dan 2018.
- c. Literatur yang digunakan merupakan riset asli yang telah dikaji dan dituliskan dalam bahasa indonesia maupun bahasa asing dari situs jurnal yang telah terakreditasi minimal skala nasional. Literatur yang digunakan penulis dalam penelitian ini diantaranya didapat dari textbook yang telah diterbitkan oleh inti medika pustaka dan situs jurnal seperti jurnal ilmiah GIGA Volume, Medical Imaging, dan youngster physics journal.

3.2.2 Mendefinisikan Sumber Informasi

Literatur yang digunakan dalam penelitian ini diperoleh dari berbagai sumber pustaka penelitian diantaranya adalah jurnal ilmiah GIGA Volume dengan nomor ISSN 1410-8682, Jurnal *Medical Imaging* dengan nomor seri DOI:10.1002-acm2.12505 dan *youngster physics journal* dengan nomor ISSN:2302-7371

yang diakses penulis melalui situs yang sudah terakreditasi yaitu *google scholar*.

3.2.3 Pemilihan Literatur

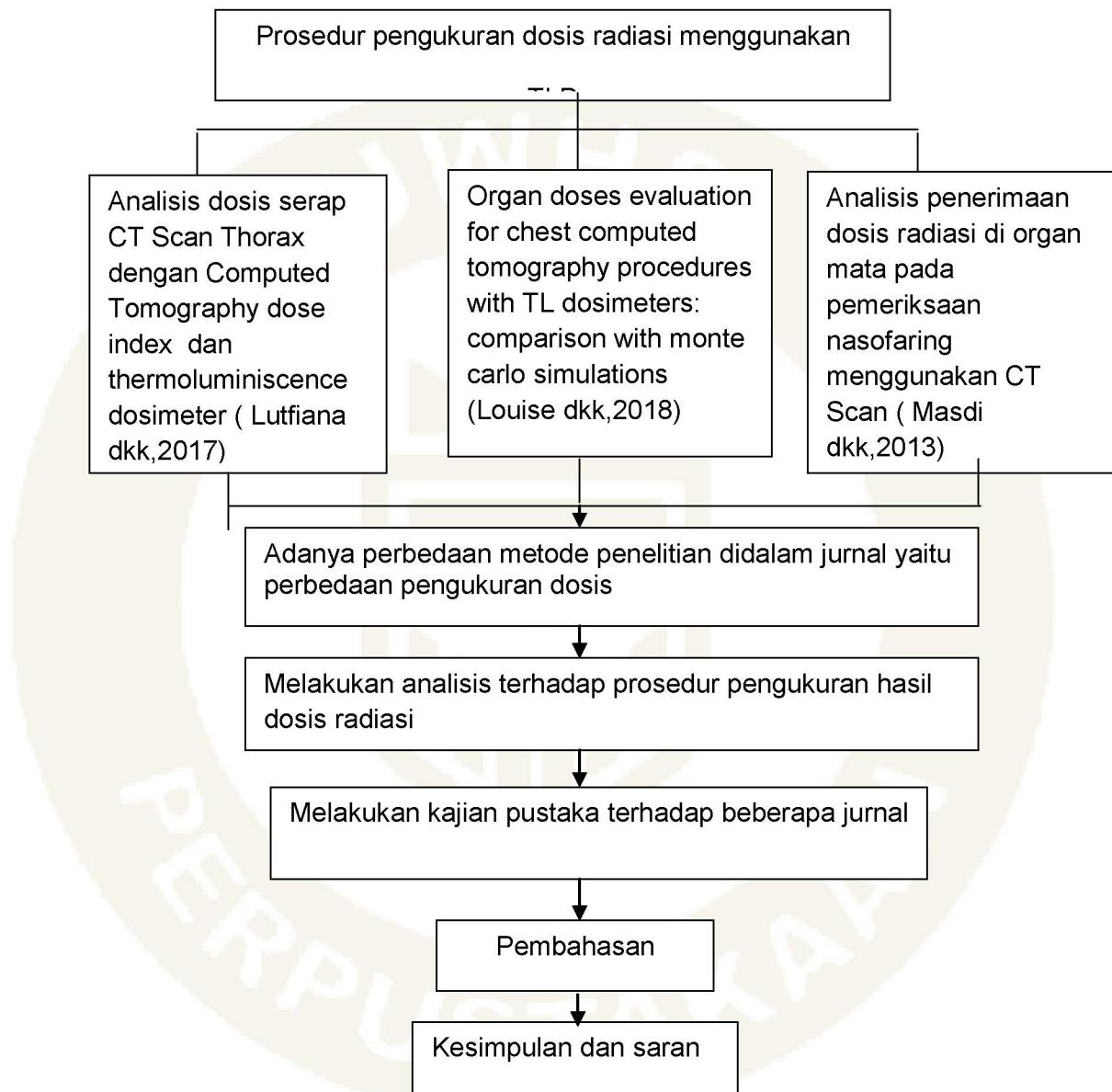
Pemilihan literatur dilakukan dengan pemilihan topik dari beberapa jurnal yang sesuai dengan tema yang diangkat penulis yaitu analisis hasil pengukuran dosis radiasi. Kemudian data dari jurnal dikumpulkan untuk dijadikan landasan atau sumber data studi literatur.

3.2.4 Pengumpulan Data

Pengumpulan data dilakukan secara manual dengan membuat formulir ekstraksi sesuai dengan isi jurnal (tipe artikel, nama peneliti, tahun terbit jurnal,judul,negara, tujuan penelitian, kata kunci, metodologi penelitian,hasil penelitian atau temuan).

3.3 Alur Penelitian

Alur penelitian yang akan digunakan dalam penulisan karya tulis ilmiah (Studi literatur) adalah sebagai berikut:



Gambar 3.1. Alur Penelitian

3.4 Pengolahan dan Analisis Data

Peneliti mengumpulkan data dengan cara melakukan kajian terhadap beberapa sumber pustaka terkait yang sudah didapat sebelumnya. Pengolahan dan analisis data dilakukan dengan meringkas jurnal penelitian yang ditentukan penulis sebagai sumber pustaka dan dimasukkan ke dalam tabel. Kemudian ringkasan jurnal tersebut dilakukan analisis terhadap isi yang terdapat dalam tujuan penelitian dan hasil atau temuan penelitian lainnya. Metode analisis isi jurnal dengan cara membuat persamaan, perbedaan serta mengkritisi dan menyimpulkan dari hasil penelitian yang ada dalam jurnal yang diambil.

BAB IV

HASIL PENELITIAN

4.1 Hasil

4.1.1 Seleksi Literatur

Penelitian dengan tema analisis hasil pengukuran dosis radiasi telah banyak dilakukan baik nasional maupun internasional. Pada penelitian studi literatur ini, penulis mengambil 3 literatur tentang hasil pengukuran dosis radiasi sebagai landasan acuan data penulis dalam mengerjakan karya tulis ilmiah (studi literatur) dengan judul “Analisis Pengukuran Dosis Radiasi Menggunakan *Thermolumniscence Dosimeter(TLD)* Dengan Modalitas *CT Scan*”. Terkait kelayakan literatur penulis menggunakan textbook dan jurnal yang di publikasikan 10 tahun terakhir, dari ketiga literatur tersebut didapat dari situs penelitian seperti jurnal ilmiah GIGA Volume, *medical imaging* dan *youngster physics journal* yang dikaji dan ditulis dalam bahasa indonesia maupun bahasa asing serta dapat di akses melalui *google scholar*.

Berdasarkan kelayakan literatur tersebut penulis berpendapat bahwa jurnal-jurnal tersebut sudah memenuhi kriteria dari tahun terbit maupun sumber informasi dari literatur tersebut. Meskipun memiliki tujuan penelitian yang sama yaitu ingin mengetahui hasil pengukuran dosis radiasi menggunakan TLD, akan tetapi terdapat perbedaan dalam melakukan pengujian dengan menetukan jumlah TLD yang digunakan serta obyek dari penelitian tersebut. Pembahasan dan hasil penelitian dari ketiga literatur memiliki karakteristik tersendiri, sehingga membantu penulis dalam menganalisis persamaan, perbedaan, kelebihan, dan

kekurangan dari setiap metode penelitian yang digunakan dalam jurnal-jurnal tersebut.

4.1.2 Pemaparan Jurnal

a.Prosedur pengukuran dosis radiasi di ruang CT Scan Menurut Lutfiana,dkk.

Menurut jurnal yang berjudul “Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermoluminescence Dosimeter” yang dilakukan oleh Lutfiana Desy Saputri,Budi Santoso,Agung Nugroho Oktavianto,Febria Anita (2017). Jurnal ini diterbitkan oleh jurnal imiah GIGA Volume vol 20 no 1 dengan nomor ISSN: 1410 – 8682 dan diakses penulis pada tanggal 22 oktober 2020.

1. Abstrak

Telah dilakukan pengukuran dosis radiasi di ruang pemeriksaan CT Scan pada suatu rumah sakit. Pengukuran dosis radiasi dilakukan pada area *thorax* dengan menggunakan *chips* TLD -100 yang ditempelkan pada area *thorax* pada 9 pasien yang berbeda. *Chips* TLD -100 ditempelkan pada 3 titik yaitu caput humerus kanan, caput humerus kiri dan *sternum*. Hasil penelitian menunjukkan besar dosis radiasi yang diterima pasien selama CT Scan *thorax* sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui besarnya dosis yang diterima pasien dalam menjalani pemeriksaan CT Scan *Thorax* dengan menggunakan TLD-100 dan membandingkan dengan nilai CTDI yang ada dilayar monitor.

2. Pendahuluan

CT Scan pada pemeriksaan *thorax* bertujuan untuk melihat letak dan luas massa *mediastinum*, serta melihat kelainan *mediastinum* lainnya. Pada saat proses *scanning* pasien akan menerima dosis radiasi dari pesawat *CT Scan* dosis radiasi serendah apapun yang diterima pasien akan menimbulkan perubahan pada sistem biologis maupun resiko kanker yang akan diterima pada organ organ yang sensitif terhadap radiasi. Maka dari itu perlu dilakukan pengukuran dosis radiasi untuk mengetahui seberapa besar dosis yang diterima oleh tubuh. Meskipun pada *CT Scan* sudah terdapat nilai CTDI untuk mendeteksi besar nilai dosis radiasi, namun perlu dilakukan pengukuran dosis menggunakan TLD agar menghasilkan besaran nilai dosis radiasi yang akurat.

3. Metode

Penelitian pengukuran dosis radiasi pada pasien di ruang *CT Scan* menggunakan TLD-100 dilakukan pada 3 titik yaitu caput humerus kanan, caput humerus kiri dan *sternum*. Langkah-langkah pengukuran dosis radiasi pada pasien pemeriksaan *CT Scan thorax* dengan pemasangan TLD-100 dilakukan sebelum *scanning* dimulai dan hanya untuk satu kali *scanning* pada satu pemeriksaan. Kemudian pengolahan data hasil dosis radiasi pada pasien dari hasil *scanning* dengan cara menghitung hasil rata-rata dari ketiga bagian marker *phantom* pada tempat pemasangan TLD -100.

4. Hasil

Berdasarkan hasil pengukuran dosis radiasi rata-rata yang diterima pasien selama *CT Scan thorax* yaitu sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy. Dengan rata-rata dosis sebesar 19,85 mGy. Dari ketiga titik yang dilakukan penelitian area yang menyerap dosis radiasi paling besar adalah *sternum*. Sedangkan presentase perbandingan hasil ukur dosis terhadap CTDI vol sebesar 0,06% sampai dengan 70,74 %. Akan tetapi nilai dosis tersebut masih dalam batas aman sesuai dengan ketentuan yang telah ditetapkan oleh *European Commission* yaitu sebesar 30 mGy.

5. Kesimpulan

Nilai dosis pasien yang melakukan pemeriksaan *CT Scan thorax* memperoleh nilai dosis sebesar 16,19 mGy sampai 27,66 mGy. Presentase perbedaan hasil ukur dosis terhadap CTDI vol diperoleh sebesar 0,06%-70,74%. Perbedaan rata-rata dosis pada 3 titik pengukuran yaitu caput humerus kanan sebesar 17,6 mGy, caput humerus kiri 16,52 mGy dan *sternum* sebesar 25,4 mGy. Hasil pengukuran dosis radiasi tersebut masih dibawah batas aman yang ditetapkan oleh *European Commission* yaitu sebesar 30 mGy untuk pemeriksaan *CT Scan thorax* rutin.

- b . Prosedur Pengukuran Dosis Radiasi Di Ruang *CT Scan* Menurut Louise, dkk.

Menurut jurnal yang berjudul “*Organ Doses Evaluation For Chest Computed Tomography Procedures With TL Dosimeters: Comparison With Monte Carlo Simulation*” yang dilakukan penelitian oleh Louise Giassante, Juliana C. Martins, Denise Y. Nersessian, Karen C. Kiers, Fernando U. Kay, Marcio V. Y. Sawamura, Choonsik Lee, Eloisa M.M.S., Gebrim, Paulo R. Costa (2018). Jurnal ini diterbitkan oleh *Medical Imaging*, DOI dengan nomor DOI: 10.1002/acm2. 12505.

1. Abstrak

Untuk mengevaluasi dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan thorax* rutin menggunakan metodologi eksperimental. Kemudian hasil pengujian akan dibandingkan dengan sistem dosimetri NCICT (*National cancer institute dosimetry System for CT*).

2. Pendahuluan

CT Scan telah dikenal secara klinis pada awal tahun 1970-an dan semenjak pengembangan peralatan *CT* yang pertama, modalitas pencitraan *CT* berkembang secara pesat. Dengan perkembangan teknologi *CT*, alat pengukur radiasi juga semakin banyak. Meskipun dalam *CT Scan* telah dilengkapi dengan nilai CTDI vol dan DLP namun perlu keakuratan dalam pengukuran dosis radiasi yang diterima pasien pada pemeriksaan *CT Scan thorax* rutin. Maka dari itu, dalam penelitian ini menggunakan TLD-100 untuk mengukur besar dosis radiasi.

3. Metode

Penelitian ini dilakukan dengan cara menyiapkan *chips* TLD-100 merk Harshaw dan juga TLD *reader* model DA-20. Selama proses kalibrasi, dosimeter dipanaskan pada suhu 350 derajat celcius. Selain itu *phantom antrophomorfik* juga disiapkan sebagai objek penelitian. Pemeriksaan dilakukan dengan menggunakan 2 pesawat *CT Scan* yang berbeda. Pada penelitian *phantom* dewasa menggunakan pesawat *CT Scan* GE Discovery CT 750 HD (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) sedangkan pesawat CT PHILIPS Brilliance 64 CT (Philips Healthcare, Bothell, WA, USA) digunakan untuk pemeriksaan pediatrik.

4. Hasil

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan rata-rata dosis serap paru pada pemeriksaan *CT Scan thorax* dewasa sebagai berikut:

Tabel 4.1 Rata rata dosis serap paru CT Scan Thorax dewasa

SPR	Protokol dada arus tabung konstan			Protokol dada modulasi arus tabung/ TCM	
	Standar	Dosis rendah	Dosis sangat rendah	MA otomatis	Otomatis + smart Ma
Dosis/ mAs (mGy/ mAs)	- ± 0,0009	0,0794 ± 0,001	0,081 ± 0,001	0,078 ± 0,001	- -
Dosis/ mAeff (mGy/ mAeff)	- ± 0,001	0,109 ± 0,001	0,111 ± 0,001	0,107 ± 0,001	- -
Rata-rata dosis serap paru(mGy)	0,19 ± 0,01	14,30 ± 0,70	3,88 ± 0,19	1,24 ± 0,06	11,90 ± 0,60
					9,29 ± 0,46

Sedangkan untuk hasil penelitian dosis serap radiasi paru-paru dan *thyroid* pada *phantom* pediatrik yaitu sebagai berikut:

Tabel 4.2. Hasil dosis serap paru-paru dan *thyroid phantom* pediatrik

Protokol	Dada	pediatrik		
	Arus tabung konstan		Modulasi arus tabung longitudinal	
<i>Thyroid</i>				
Dosis/mAs (mGy/mAs)	0,124 ± 0,004	0,041 ± 0,002	-	-
Dosis/ mAseff (mGy/mAseff)	0,115 ± 0,004	0,037 ± 0,002	-	-
Rata-rata dosis yang diserap (mGy)	6,84 ± 0,25	5,93 ± 0,31	4,05 ± 0,25	3,02 ± 0,13
Paru paru				
Dosis/mAs (mGy/mAs)	0,111 ± 0,005	0,030 ± 0,001	-	-
Dosis/mAseff (mGy/mAseff)	0,133 ± 0,005	0,027 ± 0,001	-	-
Rata rata dosis yang diserap (mGy)	6,12 ± 0,27	4,58 ± 0,22	5,13 ± 0,23	3,66 ± 0,16

Perbandingan hasil pengukuran dosis radiasi menggunakan TLD dan NCICT (*National Cancer Institute dosimetry system for CT*). Perbedaan presentase pengukuran dosis radiasi dengan TLD dan NCICT berada dalam rentang 20% dengan nilai paling tinggi yaitu ($19 \pm 0,8\%$) pada hasil pengukuran nilai dosis *thyroid* pediatrik. Dan perbedaan persentase terendah pada pemeriksaan *CT Scan* dewasa untuk protokol dosis ultra rendah yaitu $[-(2,1 \pm 0,1)\%]$

Tabel 4.3. perbandingan hasil dosis radiasi TLD dan NCICT

Dosis	Paru-paru	paru-paru	Dewasa		
Organ	Pengukuran	Protokol dada	Arus konstan	Protokol dada	Modulasi arus tcm
		standar	Dosis rendah	Dosis sangat rendah	MA otomatis
Paru-paru	TLD (mGy)	14,03 ± 0,72	3,88 ± 0,19	1,24 ± 0,06	11,90 ± 0,60
	NCICT (mGy)	13,24 -(8,0± 0,9)	3,64 -(6,5± 0,3)	1,21 -(2,1± 0,1)	14,11 (15,7± 0,8)
					Otomatis+ smart MA
					11,23 (17,3± 0,9)%
Dosis	Paru-paru	Dan	Tiroid	Pediatrik	
Organ	Pengukuran	Protokol dada	Arus tabung konstan	Protokol dada	Modulasi arus tabung//tcm
Paru-paru	TLD (mGy)	80 kv 4,58 ± 0,22	120 kv 6,12 ± 0,27	80 kv 3,66 ± 0,16	120 kv 5,13 ± 0,23
	NCICT (mGy)	5,60 (18,2± 0,9)	6,99 (12,5±0,6)	4,34 (15,6±0,7)	5,48 (6,3 ±0,3)
Thyroid	TLD (mGy)	5,93 ± 0,31	6,84 ± 0,25	3,02 ± 0,13	4,05 ± 0,25
	NCICT (mGy)	6,22 (4,6±0,2)	7,54 (9,3±0,3)	3,74 (19,3 ±0,8)	4,68 (13,4 ±0,8)

5. Kesimpulan

Penelitian ini dilakukan untuk mengevaluasi hasil dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan thorax* meskipun ada keterbatasan terkait simulasi metode monte carlo, akan tetapi pengukuran menggunakan TLD menjadi pilihan yang tepat untuk

mengetahui nilai dosis yang lebih akurat. Selain itu nilai dosis radiasi yang di dapat dari penelitian sudah sesuai dengan nilai dosis yang di tetapkan dalam pekerjaan pada saat ini.

- c. Prosedur pengukuran dosis radiasi di ruang *CT Scan* Menurut Masdi dkk (2013)

Menurut jurnal yang berjudul “Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan *CT Scan*” yang dilakukan penelitian oleh masdi, evi setiawati dan choirul anam(2013). Jurnal ini diterbitkan oleh Jurusan fisika fakultas sains dan matematika universitas diponegoro, semarang. Vol 1 no.5, *youngster physics journal* dengan nomor ISSN: 2302-7371 dan di akses penulis pada tanggal 22 oktober 2020.

1. Abstrak

Telah dilakukan pengukuran dosis radiasi di ruang *CT Scan* di RSUD Prof. Dr. Margono Soekarjo Purwokerto menggunakan TLD -100. Penelitian diawali dengan pengukuran konsistensi keluaran keluaran tegangan tabung sinar-X (kVp output).Selanjutnya dilakukan pengukuran dosis radiasi pada permukaan organ mata yang di tempeli dengan TLD terhadap 22 pasien yang berbeda dengan scan mode *sequence* dan *spiral*. Hasil penelitian pengukuran dosis di organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* Nasofaring dua fase dengan mode *sequence* memperoleh nilai 83,291 mGy sampai dengan 101,571 mGy. Sedangkan pada mode *spiral* memperoleh nilai dosis

bervariasi antara 89,536 mGy sampai dengan 109,359 mGy. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui besarnya dosis radiasi yang diperoleh pasien ketika melakukan pemeriksaan *CT Scan* nasofaring.

2. Pendahuluan

CT Scan merupakan salah satu pemeriksaan radiologi yang di gunakan untuk menegakkan suatu diagnosa tumor yang berada di daerah nasofaring. *Ct Scan* dapat menentukan daerah tumor dengan akurat dan mengetahui penyebaran tumor ke jaringan sekitarnya. Untuk mengetahui tumor pada daerah nasofaring biasanya dilakukan pemeriksaan *CT Scan* dengan dua kali *scanning* yaitu fase polos dan fase media kontras. Dengan demikian penggunaan dua kali *scanning* pada *CT Scan* berdampak pada besarnya dosis radiasi yang diterima oleh pasien terutama pada organ mata. Lensa mata merupakan salah satu organ yang sangat sensitif terhadap radiasi. Kerusakannya bersifat akumulatif dapat menyebabkan kebutaan karena katarak.

3. Metode

Penelitian pengukuran dosis radiasi dilakukan dengan 22 *chips* TLD-100 merk harshaw yang telah dikalibrasi sedangkan untuk membaca hasilnya menggunakan TLD *reader* merk harshaw seri 200 A/B. Kemudian dilakukan penyeleksian *chips* TLD -100 dipilih yang telah diketahui faktor kalibrasi dan mempunyai keseragaman tanggapan yang sama. Setelah itu

TLD dibersihkan dengan cara proses *annealing* (perlakuan *thermal* TLD sebelum dan sesudah penyinaran agar sifat sifat dosimetri hasilnya tetap seragam). *Annealing* dilakukan pada suhu 400°C selama 1 jam menggunakan *furnace* selanjutnya lakukan pemanasan pada suhu 200°C selama dua jam menggunakan oven. Setelah *chips* TLD -100 mencapai suhu kamar lakukan pengemasan dengan cara membungkus *chips* TLD dengan plastik atau kertas beri nomor serta selotip sebagai perekat. Ketika *chips* TLD siap digunakan maka langkah selanjutnya yaitu pendataan identitas pasien. Kemudian tempelkan *chips* TLD pada organ mata pasien dan lakukan proses pemeriksaan *CT Scan* nasofaring.

4. Hasil dan pembahasan

Hasil dosis yang diterima pada organ mata setiap pasien bermacam-macam. Pada hasil pemeriksaan *CT Scan* nasofaring model *sequence* fase polos dan fase media kontras terlihat pada tabel dibawah ini

Tabel 4.4 hasil dosis pemeriksaan *Ct Scan* nasofaring mode *sequence*

Px	Sex	Umur (Th)	Slice	CTDI vol (mGy)	Hasil ukur dosis (mGy)	% dosis terhadap CTDI vol
R	L	12	24	118,24	100,228	84,766
D	L	60	27	118,24	100,620	85,098
AM	L	55	27	118,24	83,291	70,442
S	L	42	30	118,24	93,692	79,239
MS	L	59	30	118,24	91,399	77,300
M	L	50	33	118,24	100,322	84,846
K	L	36	33	118,24	101,571	85,902
R	P	29	36	118,24	96,340	81,478

W	L	38	36	118,24	87,988	74,415
C	P	72	39	118,24	99,220	83,914
S	L	45	39	118,24	94,838	80,208

Berdasarkan tabel di atas, dosis radiasi yang diterima pasien sangat bervariasi mulai dari 83,291 mGy sampai 101,571 mGy. Penerimaan dosis tersebut lebih kecil dibanding dengan nilai CTDI vol dengan presentase 70,442% sampai 85,902 %.

Sedangkan pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring mode spiral memperoleh nilai dosis seperti di bawah ini

Tabel 4.5. hasil dosis *CT Scan* nasofaring mode spiral

Px	Sex	Umur (th)	slice	CTDI vol (mGy)	Hasil ukur dosis (mGy)	% dosis terhadap CTDI vol
Z	L	19	24	118,52	107,942	91,075
Kh	L	37	27	118,52	103,657	87,460
T	L	32	27	118,52	89,536	75,545
D	L	55	30	118,52	97,686	82,422
AD	P	13	30	118,52	95,381	80,856
P	L	45	33	118,52	102,788	86,726
K	P	73	33	118,52	111,254	93,869
W	L	21	36	118,52	100,798	85,047
S	P	43	36	118,52	102,044	86,098
S	P	51	39	118,52	109,359	92,271
SW	L	44	39	118,52	99,482	83,937

Berdasarkan hasil tabel diatas dapat menunjukkan bahwa dosis radiasi yang di terima pada organ mata ketika melakukan pemeriksaan *CT Scan* nasofaring mode spiral sebesar 89,536 mGy sampai 107,942 mGy. Penerimaan dosis tersebut masih terbilang lebih kecil jika dibandingkan dengan nilai CTDI vol dengan presentase sebesar 75,545% sampai 93,869%.

Berdasarkan data hasil tabel diatas dapat disimpulkan bahwa dosis yang diterima pasien ketika melakukan pemeriksaan *CT*

Scan nasofaring melebihi nilai panduan dosis yang telah ditetapkan oleh BAPETEN sebesar 50 mGy. Hal ini dikhawatirkan akan menimbulkan efek biologi pada pasien. Efek tersebut bisa menyebabkan kerusakan lensa mata, katarak bahkan sampai kebutaan.

e. Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengukuran nilai dosis di organ mata pada pasien yang melakukan pemeriksaan CT Scan nasofaring fase polos dan media kontras dengan mode *sequence* memperoleh nilai dosis sebesar 83,291 mGy sampai 101,571 mGy. Sedangkan pada mode spiral memperoleh hasil dosis antara 89,536 mGy sampai 109,359 mGy. Kedua fase pemeriksaan CT Scan tersebut telah melebihi panduan dosis yang telah ditetapkan oleh BAPETEN yaitu sebesar 50 mGy. Hasil tersebut menunjukkan nilai sekitar 1/5 nilai dosis ambang kerusakan lensa mata yaitu 500 mGy.

d. Ekstraksi Jurnal

Berikut adalah jurnal penelitian yang terkait dengan analisis hasil pengukuran dosis radiasi dengan berbagai metode penelitian di tunjukkan oleh tabel.

Tabel 4.6 Ekstraksi data jurnal

No	Nama peneliti	Tahun	Judul	Tujuan penelitian	Metode penelitian	Hasil penelitian
Jurnal 1	Lutfiana Desy Saputri, Budi Santoso, Agung Nugroho Oktavianto, Febria Anita	2017	Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermolumiscence Dosimeter	Mengetahui dosis yang diterima pasien CT Scan thorax dan membandingkan nilai batas dosis yang ditetapkan European Commission.	Metode kuantitatif pendekatan survey. Peneliti menentukan titik sebagai evaluasi penelitian dengan total titik pengukuran berjumlah 3 titik serta menggunakan chips TLD-100 untuk mengukur dosis radiasi	Hasil pengukuran dosis radiasi pada pasien CT Scan Thorax memperoleh nilai sebesar 16,19 mGy sampai 27,66 mGy dengan rata-rata 19,85 mGy. Nilai dosis masih aman berdasarkan ketetapan nilai batas dosis yang di keluarkan oleh European Commission yaitu sebesar 30 mGy
Jurnal 2	Louise Giassante, Juliana C. Martins, Denise Y. Nersessian, Karen C. Kiers, Fernando U. Kay, Marcio V. Y. Sawamura, Choonsik Lee, Eloisa M.M.S., Gebrim, Paulo R. Costa	2018	Organ Doses Evaluation For Chest Computed Tomography Procedures With TL Dosimeters: Comparison With Monte Carlo Simulation	Mengetahui besar dosis yang diterima pada phantom anthropomorphic pediatric dan dewasa sebagai objek penelitian dan hasil penelitian akan dibandingkan dengan NCICT.	Metode kuantitatif pendekatan survey pengujian diawali dengan survey lokasi serta menyiapkan alat dan bahan diantaranya chips TLD-100, pesawat CT Scan,phantom anthropomorphic dan TLD reader	Perbedaan persentase pengukuran dosis radiasi dengan TLD dan NCICT berada dalam rentang 20% dengan nilai paling tinggi yaitu ($19\pm0,8\%$) pada hasil pengukuran nilai dosis thyroid pediatric. Dan perbedaan persentase terendah pada pemeriksaan CT Scan dewasa untuk protokol dosis ultra rendah yaitu $[-(2,1\pm0,1)\%]$. Nilai dosis tersebut masih dalam batas aman.

Jurnal 3	Masdi, Evi Setiawati Dan Choirul Anam	Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan Scan	Mengetahui besar dosis radiasi yang mengenai organ mata pada CT pemeriksaan CT Scan nasofaring dan membandingkan hasil dosis dengan nilai batas dosis yang ditetapkan oleh BAPETEN	Metode penelitian ini kuantitatif karena peneliti melakukan survey lokasi dan menyiapkan alat dan bahan. Seperti chips TLD-100, TLD reader,pesawat CT Scan. Serta menentukan titik 1 objek yang akan dilakukan penelitian.	Hasil pengukuran pemeriksaan CT Scan nasofaring dengan mode sequence fase polos dan media kontras memperoleh dosis sebesar 83,291 mGy sampai 101,571 mGy dan pada mode spiral fase polos dan media kontras memperoleh 89,536 mGy sampai 109,359 mGy. Nilai dosis tersebut melebihi ketetapan yang telah ditentukan BAPETEN yaitu 50 mGy.
----------	---------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

BAB V

PEMBAHASAN

5.1. Persamaan dan perbedaan jurnal

Pada poin ini penulis akan membahas terkait persamaan dan perbedaan dari ketiga jurnal yang diambil sebagai sumber literatur pada penelitian studi literatur ini.

5.1.1 Persamaan

Ketiga jurnal membahas tentang pengukuran dosis serap radiasi menggunakan TLD dengan modalitas *CT Scan*. Tujuan penelitian dari ketiga jurnal adalah untuk mengetahui seberapa besar dosis serap radiasi yang diterima pasien ketika melakukan pemeriksaan *CT Scan* di unit radiologi maupun radioterapi. Dengan metode penelitian yaitu mengukur dosis radiasi pada titik-titik yang telah ditentukan dengan *chips TLD-100*.

Tabel 5.1 Persamaan Jurnal

Persamaan	Modalitas yang digunakan	Dosimeter yang dipakai
Jurnal 1	<i>CT Scan</i>	TLD
Jurnal 2	<i>CT Scan</i>	TLD
Jurnal 3	<i>CT Scan</i>	TLD

5.1.2 Perbedaan

Masing-masing jurnal yang dibahas oleh penulis memiliki perbedaan masing-masing dengan langkah penelitian yang tidak sama yaitu:

Tabel 5.2 Perbedaan Jurnal

Perbedaan	Titik pengukuran	Objek pengukuran	Standar NBD
Jurnal 1	3 titik pengukuran	Thorax	European Comission

	pada caput humerus kanan, caput humerus kiri, dan sternum		
Jurnal 2	Tidak dijelaskan secara rinci titik pengukurannya	Thorax	Tidak ada standar khusus yang di gunakan
Jurnal 3	Titik pengukuran hanya 1 pada mata	Mata	BAPETEN

5.2 Kekurangan Dan Kelebihan Masing-Masing Jurnal

Berdasarkan hasil *review* dari literatur yang penulis lakukan dengan tema “*Analisis Pengukuran Dosis Radiasi Menggunakan Thermoluminiscence Dosimeter Dengan Modalitas CT Scan*” dalam hal ini penulis menggunakan 3 sumber pustaka meliputi dua jurnal nasional dan satu jurnal internasional adalah sebagai berikut:

5.2.1 Jurnal pertama yang ditulis oleh Lutfiana Desy Saputri dkk,(2017).

Jurnal pertama dengan judul “*Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermoluminiscence Dosimeter*” dilakukan penelitian oleh Lutfiana Desy Saputri, Budi Santoso, Agung Nugroho Oktavianto, Febria Anita (2017). Jurnal ini diterbitkan oleh jurnal Ilmiah GIGA Volume 20 no 1 dengan nomor ISSN 1410-8682.

Pada jurnal ini prosedur metode pengukuran dosis radiasi menggunakan TLD dilakukan pada ruang pemeriksaan *CT Scan*, penelitian diawali dengan menentukan titik-titik pengukuran. Jumlah total pengukurannya sebanyak 3 titik yaitu pada caput humerus kanan, caput humerus kiri dan sternum. Dari hasil pengukuran dosis radiasi pada saat proses scanning di dapati dosis radiasi pada rentang

16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy dengan rata-rata dosis sebesar 19,85 mGy. Sedangkan presentase perbandingan hasil ukur dosis terhadap CTDI vol sebesar 0,06%- 70,74%.

Pada penelitian ini hasil ukur dosis juga dibandingkan dengan DLP akan tetapi hanya dosis ukur ukur pada sternum. Hasil ukur DLP diperoleh nilai sebesar 1,61/cm yang artinya jika DLP meningkat 1 cm maka hasil ukur dosis juga meningkat 1,61 mGy.

Dari pengukuran tersebut terdapat perbedaan dosis radiasi yang terukur pada titik sternum. Hal ini disebabkan karena sternum berada pada pertengahan area penyinaran sepanjang sumbu *scan* dan menyerap dosis radiasi paling besar. Sedangkan caput humerus kanan dan kiri berada di tepi sehingga jumlah dosis radiasi yang diterima lebih kecil dibanding dengan sternum. Penerimaan dosis radiasi yang diterima pasien ketika menjalani pemeriksaan *CT Scan thorax* masih berada dalam batas aman yang telah ditetapkan oleh *European Commission* yaitu sebesar 30 mGy untuk pemeriksaan *CT Scan thorax* rutin.

Kekurangan pada metode pengujian yang ditulis oleh Lutfiana dkk (2017), ini yaitu peneliti hanya memaparkan hasil pengujian pengukuran dosis radiasi saja tanpa ada penjelasan mengenai bagaimana cara menghitung atau mengevaluasi hasil pengukuran dosis radiasi tersebut.

Sedangkan kelebihan pada jurnal ini yaitu adanya perbedaan hasil pengukuran yang terjadi pada area sternum. Hal ini dikarenakan sternum berada pada pertengahan penyinaran sepanjang sumbu *scan*.

5.2.2 Jurnal kedua yang ditulis oleh Louise dkk,(2018).

Jurnal kedua dengan judul “ *Organ Doses Evaluation For Chest Computed Tomography Procedures With TL Dosimeters: Comparison With Monte Carlo Simulations*” yang dilakukan penelitian oleh dilakukan penelitian oleh Louise Giassante, Juliana C. Martins, Denise Y. Nersessian, Karen C. Kiers, Fernando U. Kay, Marcio V. Y. Sawamura, Choonsik Lee, Eloisa M.M.S., Gebrim, Paulo R. Costa (2018). Jurnal ini diterbitkan oleh *Medical Imaging*,DOI dengan nomor DOI: 10.1002/acm2. 12505.

Pada jurnal ini metode pengukuran dosis radiasi dilakukan pada ruang CT Scan Penelitian ini dilakukan dengan cara menyiapkan *chips* TLD-100 merk Harshaw dan juga TLD *reader* model DA-20. Selama proses kalibrasi, dosimeter dipanaskan pada suhu 350 derajat celcius. Selain itu *phantom antrophomorfik* juga disiapkan sebagai objek penelitian.

Pemeriksaan dilakukan dengan menggunakan 2 pesawat CT Scan yang berbeda. Pada penelitian phantom dewasa menggunakan pesawat CT Scan GE Discovery CT 750 HD (GE Healthcare, Waukesha,WI,USA) sedangkan pesawat CT PHILIPS Brilliance 64 CT (Philips Healthcare,Bothell,WA,USA) digunakan untuk pemeriksaan pediatrik. Dan juga dilakukan perbandingan hasil TLD dengan NCICT sehingga memperoleh hasil dalam rentang 20% dengan nilai tertinggi yaitu ($19 \pm 0,8\%$) pada pemeriksaan CT Scan thorax pediatrik dengan 80 kv dan perbedaan persentase terendah yaitu pada pemeriksaan

dosis *CT Scan thorax* dewasa dengan nilai dosis ultra rendah yaitu $[-(2,1 \pm 0,1)\%]$.

Kekurangan pada penelitian ini yaitu tidak dijelaskannya proses dalam penggunaan TLD.

Kelebihan pada pengujian dosis radiasi metode Louise yaitu disebutkannya penggunaan faktor eksposi (*kv,ma*) dan juga pada pengujian ini menunjukkan hasil yang akurat jika menggunakan *chips* TLD di banding NCICT.

5.2.3 Jurnal ketiga yang ditulis oleh Masdi dkk, (2013).

Jurnal ketiga dengan judul “Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan *CT Scan*” yang dilakukan penelitian oleh Masdi, Evi Setiawati dan Choirul Anam (2013). Dan di *publish* oleh Universitas Diponegoro Semarang vol.1 no.5, *youngster physics journal* dengan nomor ISSN: 2302-7371.

Metode pengujian pada jurnal ini yaitu pengujian dosis radiasi dilakukan pada ruang *CT Scan*. Sebelum pengujian dilakukan, peneliti melakukan penyeleksian *chips* TLD-100 dan di bersihkan terlebih dahulu dengan proses *annealing* pada suhu 400°C kemudian dilanjutkan pemanasan dalam oven pada suhu 200°C . Setelah TLD siap digunakan maka TLD ditempelkan pada objek mata yang akan di evaluasi.

Pengujian ini juga menggunakan 2 metode yang berbeda yaitu penggunaan mode *sequence* fase polos dan media kontras yang kedua penggunaan mode *spiral* fase polos dan media kontras. Data hasil penelitian dapat diperoleh bahwa hasil *CT Scan* nasofaring

mode *sequence* fase polos dan media kontras yaitu 83,291 mGy hingga 101,571 mGy. Sedangkan pada pemeriksaan *CT Scan Nasofaring* mode spiral fase polos dan media kontras memperoleh nilai dosis sebesar 89,536 mGy sampai 107,942 mGy.

Pada pemeriksaan ini terjadi perbedaan hasil pada mode spiral dan mode *sequence*. Mode spiral nilai dosis yang diperoleh lebih tinggi dibanding mode *sequence* dikarenakan pada mode *sequence* parameter *slice gap* adalah 1 sehingga tidak terjadi *overlapping scans* sedangkan pada mode spiral parameter *spitch* adalah 0,4 hal ini menyebabkan terjadinya *overlapping scan* yang mempengaruhi meningkatnya dosis radiasi yang diterima pada organ mata pasien. Berdasarkan hasil penelitian nilai dosis radiasi melebihi ambang batas yang telah ditetapkan bapetenya yaitu sebesar 50 mGy untuk *CT Scan* kepala hal ini dikhawatirkan akan memberikan efek biologi kepada pasien akibat radiasi yang diterima pada saat pemeriksaan.

Kekurangan dari metode pengujian yang dilakukan oleh Masdi dkk (2013) adalah penulis hanya memaparkan hasil tanpa ada penjelasan bagaimana cara menghitung data tersebut.

Kelebihan dari metode penelitian ini menggunakan 2 mode yang berbeda yaitu mode spiral dan *sequence* sehingga memperoleh hasil penelitian yang berbeda dan juga penulis menyebutkan penggunaan faktor eksposi (K_v , MA) pada saat proses penyinaran.

5.3. Analisis

Berdasarkan analisis pengukuran dosis radiasi menggunakan TLD, jurnal yang penulis gunakan untuk menjadi bahan Karya Tulis Ilmiah/KTI (studi literatur) sudah sesuai yaitu :

5.3.1 Jurnal pertama membahas tentang pengukuran dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan* dengan menggunakan TLD hal ini sudah sesuai dengan tinjauan teori. Akan tetapi standar nilai batas dosis yang digunakan adalah *European Commission*.

5.3.2 Jurnal kedua yaitu membahas tentang pengukuran dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan* dengan menggunakan TLD hal ini juga sudah sesuai dengan tinjauan teori yang menyebutkan pemeriksaan *CT Scan* dan metode yang digunakan yaitu menggunakan TLD.

5.3.3 Jurnal ketiga yaitu penerimaan dosis radiasi pada pemeriksaan *CT Scan* dengan menggunakan TLD dan efek efek yang dapat terjadi bagi tubuh saat melakukan pemeriksaan *CT Scan* hal ini sudah sesuai pada tinjauan teori, efek yang disebakan akibat dosis radiasi sangat berbahaya bagi tubuh jadi sangat penting untuk mengetahui seberapa besar dosis yang diterima tubuh dengan ketetapan standar nilai batas dosis BAPETEN.

Ketiga jurnal diatas sama-sama membahas tentang pengujian dosis radiasi yang diterima oleh tubuh pada pemeriksaan *CT Scan* dengan metode yang sama menggunakan TLD sesuai pada tinjauan teori yang disampaikan penulis tetapi standar nilai batas dosis yang digunakan berbeda maka penelitian ini dilakukan untuk mengetahui besar dosis yang diterima tubuh

pada pemeriksaan CT Scan. Dosis radiasi tersebut dapat menimbulkan efek-efek bagi tubuh. Jadi, pada pemeriksaan sangat penting untuk memperhatikan asas-asas proteksi radiasi (justifikasi,limitasi dan optimasi).

Menurut penulis metode penelitian yang digunakan ketiga jurnal cukup bagus, akan tetapi penulis lebih tertarik pada metode pengujian yang dilakukan oleh Masdi dkk (2013).Dikarenakan prosedur penelitian cukup lengkap dibandingkan dengan dua jurnal yang lain. Hanya saja kekurangan dari metode pengujian yang dilakukan Masdi dkk (2013) yaitu peneliti hanya memaparkan hasil pengukuran dosis radiasi tanpa adanya bagaimana cara menghitung atau mengevaluasi hasil dosis radiasi tersebut.

Sebaiknya menggunakan pengukuran dengan 3 titik agar mendapatkan hasil yang lebih akurat, Hasil penelitian dan pembahasan yang dapat diusulkan sebagai masukan kepada pihak Instalasi Radiologi adalah untuk meningkatkan proteksi radiasi khususnya asas optimasi yaitu perlunya perhitungan besarnya dosis yang diberikan kepada pasien dan upaya untuk meminimalisir dosis radiasi terhadap pasien juga harus diperhatikan dalam aspek manfaat diagnosis juga menurunkan dosis radiasi terkait kvp,mas, *slice thickness,slice collimation* dan *pitch* serta tetap melaksanakan asas proteksi radiasi (justifikasi,optimasi dan limitasi) pada pemeriksaan CT Scan untuk

tetap menghasilkan kualitas citra yang baik dalam penegakan diagnosis



BAB VI

PENUTUP

6.1.KESIMPULAN

Prosedur pengujian dosis serap radiasi yang menggunakan TLD pada ketiga jurnal yang dibahas yaitu pada jurnal pertama menentukan 3 titik pengukuran dan dilakukan *scanning* hanya satu kali pada obyek *thorax*, jurnal kedua pengukuran dilakukan satu kali *scanning*, penelitian dilakukan pada *phantom* pediatrik dan dewasa dan obyek pada *thorax*, pada jurnal yang ketiga dilakukan 2 kali *scanning* dan menggunakan mode *sequence* dan *spiral* pada obyek mata.

Berdasarkan pengujian dosis radiasi yang menggunakan TLD pada jurnal pertama hasil pengukuran dosis radiasi pemeriksaan CT Scan *thorax* dosis yang diterima tidak melebihi ambang sesuai dengan ketetapan *European Comission* yaitu 30 mGy. Begitu juga pada jurnal kedua dosis yang diperoleh masih dalam batas aman. Akan tetapi jurnal ketiga dosis yang diterima melebihi ambang batas sesuai dengan ketetapan BAPETEN.

Penulis menyimpulkan bahwa meskipun terdapat perbedaan metode yang dilakukan tetapi pengujian dosis radiasi masih dibawah batas toleransi sehingga dosis yang dihasilkan pada pemeriksaan CT Scan aman bagi pasien dan para pekerja radiologi.

6.2.SARAN

Sebaiknya pengukuran dosis serap radiasi yang menggunakan TLD (*Thermoluminescence Dosimeter*) dengan modalitas CT Scan memakai metode 3 titik agar mendapatkan hasil yang lebih akurat. Serta

hasil penelitian dan pembahasan yang dapat diusulkan sebagai masukan kepada pihak Instalasi Radiologi adalah untuk meningkatkan proteksi radiasi khususnya atas optimasi yaitu perlunya perhitungan besarnya dosis yang diberikan kepada pasien dan upaya untuk meminimalisir dosis radiasi terhadap pasien juga harus diperhatikan dalam aspek manfaat diagnosis juga menurunkan dosis radiasi terkait kvp,mas, *slice thickness*,*slice collimation* dan *pitch* serta tetap melaksanakan atas proteksi radiasi (justifikasi,optimasi dan limitasi) pada pemeriksaan CT Scan untuk tetap menghasilkan kualitas citra yang baik dalam penegakan diagnosis.

DAFTAR PUSTAKA

- Giansante, Louise dkk. 2018. *MEDICAL IMAGING: Organ doses evaluation for chest computed tomography procedures with TL dosimeters: Comparison with Monte Carlo simulations*, 20:1:308–320
- Hermawan, Safarudin dkk. 2016. *Jurnal forum nuklir (JFN).Pembuatan dosimeter termoluminisensi dari bahan litium fluorida dan pengotor titanium.* Volume 10 nomor 1
- Indrati, Rini dkk. 2017. *Proteksi Radiasi Bidang Radiodiagnostik & Intervensional*.Magelang: Inti Medika Pustaka.
- Masdi, Evi Setiawati dan Choirul Anam, 2013. *Youngster Physics Journal: Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan Ct Scan*, 1(5), 177- 184
- Nisaul chaira yeni dkk.2019.jurnal ilmu fisika, *kalibrasi tld-100 di udara menggunakan radiasi sinar-x pada rentang radiation qualities in radiodiagnostic (RQR)*
- Perka bapeten no 4 tahun 2013 tentang proteksi dan keselamatan radiasi dalam pemanfaatan tenaga nuklir
- Putu gede agus krisna yogantara dkk. 2018. *Buletin fisika, analisis dosis efektif pada pemeriksaan computer tomography (CT) Scan kepala di RSUD Sanjiwani Gianyar*. Vol 22 no 2 :53-59
- Saputri, Lutfiana Desy dkk. 2017.*Jurnal Ilmiah GIGA, Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermoluminescence Dosimeter*,20(1), 10-14



FORMULIR EKSTRAKSI

Tabel.1 Formulir Ekstraksi Jurnal 1

Tipe Artikel	Jurnal Ilmiah
Nama Peneliti	Lutfiana Desy Saputri,Budi Santoso,Agung Nugroho Oktavianto, Febria Anita.
Tahun terbit jurnal	2017
Judul	<i>Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index dan Thermolumiscence Dosimeter.</i>
No . ISSN:ISBN	ISSN: 1410-8682
Cakupan Jurnal	Nasional
Tujuan penelitian	Mengetahui besarnya dosis yang diterima pasien selama CT Scan thorax, membandingkan besarnya dosis yang diterima pasien dengan menggunakan TLD dan nilai CTDI
Kata kunci	Dosis Thorax, CT Scan, Thermoluminiscence Dosimeter(TLD), CTDI
Metodologi penelitian	Melakukan pengukuran dosis radiasi pada pasien pemeriksaan CT Scan, menentukan titik pengukuran, pengukuran Dosis radiasi menggunakan TLD. Hasil pengukuran dibandingkan dengan ketetapan European Commission.
Hasil penelitian	Hasil pengukuran dosis radiasi yaitu sebesar 16,19 mGy hingga 27,66 mGy.

Tabel.2 Formulir Ekstraksi Jurnal 2

Tipe Artikel	Medical Imaging.
Nama Peneliti	Louise Giassante, Juliana C. Martins, Denise Y. Nersessian, Karen C. Kiers, Fernando U. Kay, Marcio V. Y. Sawamura, Choonsik Lee, Eloisa M.M.S., Gebrim, Paulo R. Costa
Tahun terbit jurnal	2018
Judul	<i>Organ Doses Evaluation For Chest Computed Tomography Procedures With TL Dosimeters: Comparison With Monte Carlo Simulation</i>
No . ISSN:ISBN	DOI:10.1002/acm2.12505
Cakupan Jurnal	Internasional
Tujuan penelitian	Mengetahui besar dosis yang diterima pada <i>phantom anthropomorphic</i> pediatrik dan dewasa sebagai objek penelitian dan hasil penelitian akan dibandingkan dengan NCICT
Kata kunci	<i>Computed tomography,dosimetry/exposure assesment,image quality,monte carlo simulations,organ dose.</i>
Metodologi penelitian	Metode penelitian kuantitatif dengan pendekatan <i>survey</i> pengujian diawali dengan <i>survey</i> lokasi serta menyiapkan alat dan bahan diantaranya chips TLD-100, pesawat <i>CT Scan</i> , <i>phantom anthropomorphic</i> dan <i>TLD reader</i>
Hasil penelitian	Perbedaan persentase pengukuran dosis radiasi dengan TLD dan NCICT berada dalam rentang 20% dengan nilai paling tinggi yaitu ($19\pm0,8\%$) pada hasil pengukuran nilai dosis thiroid pediatrik. Dan perbedaan persentase terendah pada pemeriksaan <i>CT Scan</i> dewasa untuk protokol dosis ultra rendah yaitu $[-(2,1\pm0,1)\%]$. Nilai dosis tersebut masih dalam batas aman.

Tabel 3 Formulir Ekstraksi Jurnal 3

Tipe Artikel	<i>Youngster physics journal</i>
Nama Peneliti	Masdi, Evi Setiawati Dan Choirul Anam
Tahun terbit jurnal	2013
Judul	Analisis Penerimaan Dosis Radiasi Di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan CT Scan
No . ISSN:ISBN	ISSN:2302-7371
Cakupan Jurnal	Nasional
Tujuan penelitian	Untuk mendapatkan besarnya dosis radiasi yang diterima organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan CT Scan Nasofaring.
Kata kunci	Dosis mata, CT Scan, Thermoluminescence dosimeter (TLD).
Metodologi penelitian	Metode penelitian ini kuantitatif karena peneliti melakukan survey lokasi dan menyiapkan alat dan bahan. Seperti <i>chips</i> TLD-100, TLD reader, pesawat CT Scan. Serta menentukan titik 1 objek yang akan dilakukan penelitian.
Hasil penelitian	Hasil pengukuran pemeriksaan CT Scan nasofaring dengan mode <i>sequence</i> fase polos dan media kontras memperoleh dosis sebesar 83,291 mGy sampai 101,571 mGy dan pada mode spiral fase polos dan media kontras memperoleh 89,536 mGy sampai 109,359 mGy. Nilai dosis tersebut melebihi ketetapan yang telah ditentukan BAPETEN yaitu 50 mGy.

Analisis Dosis Serap CT Scan Thorax Dengan Computed Tomography Dose Index Dan Thermoluminescence Dosimeter

Lutfiana Desy Saputri¹, Budi Santoso¹, Agung Nugroho Oktavianto², Febria Anita¹

¹Program Studi Fisika, Universitas Nasional, Pasar Minggu, Jakarta Selatan 12520

²Kemenkes TI Direktorat Pelayanan Kesehatan Masyarakat

Korespondensi : febria.anita85@gmail.com

ABSTRACT. *CT Scan of the thorax are widely used in hospitals to know if there is a disease or disorder in the mediastinum and lungs. During scanning, the patient received radiation from CT Scan. The estimated dose received by patient is already available on the monitor, that is on the CTDI value. But to determine the actual dose, it is necessary to have measurement directly using TLD which are placed on the patient's body during the scanning process. The purpose of this study were (1) to determine the number of doses received by the patient during the thorax CT Scan process by direct measurement with TLD (2) to compare the TLD value with the number of doses CTDI value indicated on the CT Scan monitor, (3) to determine the result of measuring the doses still within the guidelines of doses specified or not, (3) to determine the relationship between the result of measuring the doses with DLP of the patients during thorax CT Scan. The study begins by measuring the consistency of the output voltage X-ray tube (kVp output). Then measured the radiation dose to the thoracic area using TLD-100 chips are placed on the surface of the thorax area of the 9 different patients. TLD-100 chips placed on three points, namely the caput humerus dextra, caput humerus sinistra and sternum. The results of the study shows that (1) The radiation doses received by the patients during the thorax CT Scans is between 16,19 to 27,66 mGy. (2) The difference percentage of the measuring results between TLD and CTDI_{vol} is 0,06% - 70,74%, there are 3 differences in the three measurement point that is in the caput humerus dextra is 17,6 mGy, caput humerus sinistra is 16,52 mGy, dan sternum is 25,4 mGy. (3) The average dose acceptance of the patients on the thorax CT Scan is still within the limit of dose guidance which are define by European Commission, which amounted to 30 mGy for routine CT thorax, but the value of DLP which has been got is above the specified dosage guidelines. (4) The measuring results of the dose is in proportional line to the DLP (Dose Length Product) by patients.*

Keywords: Thorax dose, CT-Scan, Thermoluminescence Dosimeter (TLD), CTDI

ABSTRAK. Pemeriksaan *CT scan thorax* banyak digunakan dirumah sakit untuk mengetahui penyakit atau kelainan yang terdapat pada mediastinum atau paru-paru. Selama scanning, pasien mendapatkan radiasi pada pesawat *CT scan*. Perkiraaan dosis yang diterima pasien sudah ada pada layar monitor yaitu nilai *CTDI*, namun untuk mengetahui dosis sebenarnya yang diterima pasien maka perlu pengukuran langsung menggunakan *TLD* yang di tempelkan pada tubuh pasien selama proses scanning. Tujuan penelitian ini adalah untuk mengetahui besarnya dosis yang diterima pasien selama *CT scan thorax*, membandingkan besar dosis yang diterima pasien dengan menggunakan *TLD* dan nilai *CTDI* yang tertera pada layar monitor selama *CT scan thorax*, mengetahui hasil ukur dosis masih dalam batas panduan monitor selama *CT scan* yang ditetapkan atau tidak, mengetahui hubungan antara hasil ukur dosis dengan *DLP* pada pasien selama *CT Scan thorax*. Penelitian diawali dengan pengukuran konsistensi keluaran tegangan tabung sinar-X (kVp Output). Lalu dilakukan pengukuran dosis radiasi pada area thorax dengan menggunakan chips *TLD-100* yang di tempelkan pada permukaan area thorax terhadap 9 pasien yang berbeda-beda. Chips *TLD-100* di tempelkan pada 3 titik yaitu caput humerus kanan, caput humerus kiri, dan sternum. Hasil penelitian menunjukkan bahwa (1) besarnya dosis radiasi yang diterima pasien selama *CT scan thorax* sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy. (2) persentasi perbedaan hasil ukur terhadap *CTDI_{vol}* sebesar 0,06%-70,74%, adanya perbedaan rerata dosis pada tiga titik pengukuran yaitu *caput humerus kanan* sebesar 17,6 mGy, *caput humerus kiri* sebesar 16,52 mGy, dan *sternum* sebesar 25,4 mGy. (3) penerimaan dosis rata-rata pasien pada *CT Scan thorax* masih dalam batas panduan dosis *CT scan* yang ditetapkan oleh *European Commission*, yaitu sebesar 30 mGy

untuk *CT thorax* rutin, namun nilai DLP yang didapatkan berada diatas panduan dosis yang ditetapkan. (4) hasil ukur dosis berbanding lurus dengan DLP (dose length Product) yang diterima pasien.

Kata kunci: Dosis Thorax, *CT Scan*, Thermoluminescence Dosimeter (TLD), CTDI.

PENDAHULUAN

CT Scan pada pemeriksaan *thorax* bertujuan untuk melihat letak dan luas massa mediastinum, serta melihat kelainan yang terjadi pada mediastinum lainnya. Selain itu digunakan pula untuk menunjukkan nodus limfatis yang membesar sewaktu menentukan stadium pasien dengan penyakit neoplastic, terutama kasus tumor dan limfoma paru. *CT Scan thorax* juga berguna untuk menentukan luas dari carcinoma ataupun tumor yang terdapat pada paru-paru maupun pada mediastinum. Pemeriksaan *CT Scan thorax* banyak dilakukan khususnya pada kasus tumor paru sehingga diagnosis yang didapatkan lebih akurat dari pemeriksaan konvensional biasa karena dapat menentukan letak dan luas dari tumor tersebut dengan tepat.

Pada saat proses *scanning*, pasien akan menerima radiasi dari pesawat *CT Scan*. CTDI digunakan sebagai indeks dosis radiasi yang dihasilkan oleh *CT Scan* untuk mengetahui perkiraan jumlah dosis radiasi yang diterima oleh pasien akibat pemeriksaan menggunakan *CT Scan*. *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) merupakan integral dari profil dosis $D(z)$ sumbu tunggal *scan* sepanjang garis tegak lurus terhadap bidang tomografi (*z-axis*) dibagi dengan produk dari irisan nominal ketebalan (T).

Dosis radiasi serendah apapun yang diterima pasien akan menimbulkan perubahan pada sistem biologis dan risiko kanker yang didapatkan oleh organ-organ sensitif pada tubuh pasien. Untuk itu estimasi dosis radiasi perlu dilakukan untuk mengetahui persentasi risiko kanker yang diterima oleh pasien karena radiasi pengion yang dipancarkan pada pemeriksaan *CT-Scan*. Pada pesawat *CT Scan* sudah terdapat protokol untuk mengetahui perkiraan dosis yang diterima pasien yaitu nilai CTDI. Namun untuk mengetahui dosis yang diterima oleh pasien secara lebih akurat diperlukan pengukuran dosis radiasi dengan menggunakan TLD, yang diletakkan pada tubuh pasien.

Penelitian mengenai estimasi CTDI dan dosis efektif pasien bagian *head*, *thorax* dan *abdomen* pada hasil pemeriksaan *CT-Scan* telah dilakukan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa: CTDI pasien pada pemeriksaan bagian *thorax* sebesar 11,26 mGy hingga 32,55 mGy. Penelitian mengenai analisis dosis serap pada *CT Scan thorax*, dengan nilai CTDI dan DLP mengacu pada *European Commission (2000)*.

Tujuan penelitian ini dilakukan yaitu (1) mengetahui besarnya dosis yang diterima pasien selama *CT Scan thorax*, (2) membandingkan besarnya dosis yang diterima pasien dengan menggunakan TLD dan nilai CTDI yang tertera pada layar monitor selama *CT Scan thorax*, (3) mengetahui hasil ukur dosis masih dalam batas panduan dosis *CT Scan* yang ditetapkan atau tidak, (4) mengetahui perbandingan antara hasil ukur dosis dengan DLP pada pasien selama *CT Scan thorax*.

BAHAN DAN METODE

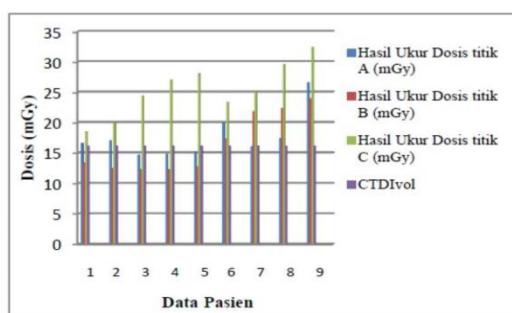
Alat yang digunakan pada penelitian adalah (1) pesawat *CT-Scan* merek *Brilliance Philips* sebagai penghasil radiasi Sinar-x. (2) *TLD-100* untuk mengukur dosis radiasi yang dipancarkan pesawat *CT-Scan* pada pasien.

Pengukuran dosis radiasi pada pasien dilakukan pada 3 titik yaitu *caput humerus* kanan, *caput humerus* kiri, dan sternum. Pemasangan chips *TLD-100* dilakukan sebelum scanning dimulai dan hanya dilakukan untuk satu kali scanning pada satu pemeriksaan. Selanjutnya *TLD-100* dibaca menggunakan *TLD-reader* di PTKMR BATAN, Jakarta. Pengolahan data dosis radiasi pada pasien dari hasil *scanning* dihitung dengan mengambil nilai rata-rata dari ketiga bagian *marker phantom* tempat pemasangan *TLD-100*. Nilai rata-rata tersebut merupakan dosis radiasi yang diterima pasien selama pemeriksaan menggunakan pesawat *CT-Scan*. Sedangkan untuk

data CTDI dan DLP pada pasien yang melakukan pemeriksaan CT *Scan* dapat dilihat pada *consul*. *Consul* merupakan perangkat komputer yang digunakan untuk pengaturan dan rekonstruksi data yang dihasilkan dari pesawat CT *Scan*. Nilai CTDI yang diterima pasien pada setiap pemeriksaan kemudian dibandingkan terhadap hasil ukur dosis yang diterima TLD. Hal ini dilakukan untuk mengetahui perbandingan nilai CTDI yang tertera pada consul dengan dosis sebenarnya yang diterima pasien. Sedangkan nilai DLP pada konsul kemudian dibandingkan dengan hasil ukur dosis pada pasien. Hal ini dilakukan untuk mengetahui hubungan antara hasil ukur dosis pasien dengan DLP pada konsul. Korelasi antara hasil ukur dosis dengan CTDI dapat diketahui dengan membuat grafik antara keduanya, sedangkan untuk hasil ukur dosis dengan DLP pada pasien dapat diketahui dengan melakukan *plot* data dari hasil *scanning*.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Perbandingan dosis yang diterima masing-masing pasien pada *caput humerus* kanan (titik A), *caput humerus* kiri (titik B), *sternum* (titik C) dan nilai CTDI_{vol}.



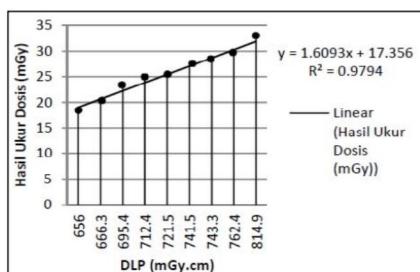
GAMBAR 1. Perbandingan dosis pasien pada *caput humerus* kanan, *caput humerus* kiri, *sternum* dan nilai CTDI_{vol}.

Berdasarkan gambar 1 dapat diketahui bahwa besarnya dosis radiasi rata-rata yang diterima pasien selama CT *thorax* sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy, dengan rerata sebesar 19,85 mGy. Dari ketiga titik yang diukur dosisnya, area yang menyerap dosis radiasi paling besar adalah *sternum*. Hal tersebut diakibatkan karena *sternum* berada di tengah-tengah objek sehingga menerima radiasi hambur yang lebih banyak dibandingkan yang diterima pada *caput humerus* kanan dan *caput humerus* kiri sehingga dosis yang diserap pada area *sternum* lebih besar, selain itu juga disebabkan karena *sternum* berada di titik isosentris (titik awal dan akhir) perputaran gantry sehingga dosis yang diterima lebih besar di bandingkan pada kedua titik pengukuran yang lain karena CT *Scan* yang digunakan merupakan CT *Scan multislice (helical)*.

Prosentase perbandingan hasil ukur dosis terhadap CTDI_{vol} sebesar 0,06 % - 70,74 %. Rata-rata hasil ukur dosis yang diterima pasien hampir semuanya berada di atas nilai CTDI_{vol}, bahkan nilai tertinggi yang diperoleh sangat jauh dari nilai CTDI_{vol}. Namun, hasil ukur dosis yang diperoleh masih berada di bawah batas maksimal untuk CT *Scan thorax* rutin yang ditetapkan oleh European Comission yaitu sebesar 30 mGy. Perbandingan antara hasil ukur dosis *sternum* dengan DLP (*Dose Length Product*) pada pasien.

Pada penelitian ini, hasil ukur dosis yang dibandingkan dengan DLP hanya hasil ukur dosis pada *sternum*. Hal tersebut dikarenakan *sternum* berada pada tengah-tengah area penyinaran sepanjang sumbu scan, karena radiasi terus memancar seluas lapangan penyinaran, atau di dalam CT *Scan* dinamakan DLP. Sedangkan untuk *caput humerus* kanan dan kiri merupakan obyek yang berada di tepi, sehingga jumlah radiasi yang diterima lebih kecil daripada yang didapatkan oleh *sternum* karena obyek tersebut hanya menerima radiasi primer pada area yang kecil dan banyak yang menjadi radiasi hambur di udara. Kontribusi dosis hambur pada udara

sedikit terhadap dosis yang diterima oleh TLD sehingga dosis yang diterima tidak mewakilkan jumlah dosis yang keluar sepanjang sumbu scan selama penyinaran berlangsung.



GAMBAR 2. Perbandingan hasil ukur dosis sternum dengan DLP.

Dari Gambar 2 terlihat bahwa semakin tinggi dosis yang diterima sternum maka semakin tinggi pula DLP yang didapatkan oleh pasien. Hal tersebut dikarenakan semakin luas area penyinaran, maka semakin banyak radiasi yang keluar dari pesawat CT Scan. Hal ini mengakibatkan semakin besar dosis yang diterima sternum karena memperoleh radiasi hambur yang lebih banyak dari area yang terpapar radiasi selama penyinaran berlangsung. Dari grafik diperoleh hubungan regresi linear dengan persamaan $y = 1,61x + 17,36$ yang artinya faktor koreksi antara hasil ukur dosis dengan DLP diperoleh nilai sebesar 1,61/cm. Jika DLP meningkat 1 cm, maka hasil ukur dosis meningkat 1,61 mGy. Hubungan regresi linear ini dapat dipakai untuk mengetahui jumlah dosis terukur pada pasien dengan nilai DLP yang sudah diketahui pada layar monitor sehingga dapat digunakan untuk memperkirakan dosis terukur apabila alat ukur tidak tersedia.

Berdasarkan penelitian, penerimaan dosis rata-rata pasien pada CT Scan thorax masih dalam batas panduan dosis CT Scan yang ditetapkan oleh European Commission, yaitu sebesar 30 mGy untuk CT thorax rutin, namun DLP yang di dapatkan nilainya berada di atas nilai yang ditetapkan oleh European Comission sebesar 650 mGy. Hal tersebut disebabkan karena dosis terukur yang diperoleh berada di atas nilai CTDI_{vol} sehingga hasil DLP yang didapat juga cukup besar.

KESIMPULAN

Hasil pengukuran nilai dosis pada pasien yang menjalani pemeriksaan CT Scan Thorax yang dilakukan dengan menggunakan tegangan tabung 120 kVp, arus waktu tabung 250 mA_s, slice thickness 3 mm memperoleh nilai dosis pada thorax sebesar 16,19 mGy sampai dengan 27,66 mGy. Prosentasi perbedaan hasil ukur dosis terhadap CTDI_{vol} diperoleh sebesar 0,06% - 70,74%. Adanya perbedaan rerata dosis pada tiga titik pengukuran yaitu caput humerus kanan sebesar 17,6 mGy, caput humerus kiri sebesar 16,52 mGy, dan sternum sebesar 25,4 mGy. Penerimaan dosis rata-rata pasien pada CT Scan thorax masih dalam batas panduan dosis CT Scan yang ditetapkan oleh European Commission, yaitu sebesar 30 mGy untuk CT thorax rutin, namun nilai DLP yang di dapat berada di atas panduan dosis yang ditetapkan. Hasil ukur dosis berbanding lurus dengan DLP (Dose Length Product) yang diterima pasien, semakin tinggi hasil ukur dosis maka semakin tinggi pula nilai DLP, begitu pula sebaliknya.

REFERENSI

- [1] Tsalafoutas, I.A. dan Metallidis, S.I. 2011. *A Method for Calculating Dose Length Product from CT DICOM Images*. The British Journal of Radiology. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>. Diakses pada tanggal 20 Januari 2015.

- [2] AAPM. 2010. *AAPM Report No. 111 Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-ray Computed Tomography*. American Association of Physicists in Medicine : College Park Batan, 2009. "Pedoman Keselamatan dan Proteksi Radiasi Kawasan Nuklir Serpong. Badan Tenaga Nuklir Nasional, Tangerang Selatan.
- [3] Batan. 2009. "Pedoman Keselamatan dan Proteksi Radiasi Kawasan Nuklir Serpong. Badan Tenaga Nuklir Nasional, Tangerang Selatan.
- [4] Alatas, Z., 2004, "Efek Radiasi Pengion dan Non Pengion pada Manusia", Puslitbang Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir, BATAN, Jakarta.
- [5] Aprilyanti, Dinda Dyesti, dkk. 2013. "Pengaruh Diameter *Phantom* dan Tebal *Slice* Terhadap Nilai CTDI Pada Pemeriksaan Menggunakan CT-Scan". Jurnal Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas, Padang.
- [6] Sylvia Helga, dkk. 2013. "Estimasi Nilai CTDI dan Dosis Efektif Pasien Bagian Head, Thorax dan Abdomen Hasil Pemeriksaan CT-Scan Merek Philips Brilliance 6. Jurnal Jurusan Fisika FMIPA Universitas Andalas, Padang.
- [7] Masdi, 2013. "Analisis Penerimaan Dosis Radiasi di Organ Mata Pada Pemeriksaan Nasofaring Menggunakan CT-Scan". Skripsi. Jurusan Fisika FMIPA Universitas Diponegoro, Semarang.
- [8] Tappouni, R, Mathers, B. 2013. Scan Quality and Entrance Skin Dose in Thoracic CT: A Comparison between Bismuth Breast Shield and Posteriorly Centered Partial CT Scans. Journals. Radiology Department, Penn State Hershey Medical Center, 500 University Drive, Hershey, PA 17033, USA.
- [9] Ballinger P.W., 1995, "Atlas of Radiographic Positions and Radiologic Procedures", volume III, The Mosby Company, London.
- [10] Seeram, E., 2001, "Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.", W.B.Saunders Company.
- [11] Sprawls P. 1995. *Physical Principles of Medical Imaging*. Edition 2. Rockville Md: Aspen.
- [12] Bontrager, K.L., 2001, "Text Book of Radiographic and Related Anatomy", Fifft Edition, The CV Mosby, London.
- [13] Hendee, W.R., Ritenour, E.R., 2002, "Medical Imaging Physics", Willey-Liss inc. New York, USA

ANALISIS PENERIMAAN DOSIS RADIASI DI ORGAN MATA PADA PEMERIKSAAN NASOFARING MENGGUNAKAN CT SCAN

Masdi, Evi Setiawati dan Choirul Anam

Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang

E-mail: dimas1605@gmail.com

ABSTRACT

The examination of nasopharynx CT Scan for the diagnosis tumors, was performed by two phase, plain phase and contrast medium phase, so will result in a very high radiation dose to the organs in the head especially the eyes. This study aimed to obtain the value of the radiation dose was received organ in the eye in patient who underwent nasopharynx CT Scan.

The study was begun by measuring the consistency of the output X-ray tube voltage (kVp Output). Furthermore, measurement of the radiation dose to the organ eye using TLD-100 chips were placed on the surface of the eye organ of the 22 different patients with sequences and spiral scan mode, and using the slice number between 24 to 39. Measurement technique was done by using a tube voltage and tube current time fixed at 130 kVp, 250 mAs, slice thickness and slice collimation of 4 mm and 6x2 mm.

The result on the eye organ doses of nasopharynx CT Scan two phase with sequence mode to obtain eye organ dose value between 83.291 mGy to 101.571 mGy, whereas the spiral mode to obtain eye organ dose values varied between 89.536 mGy to 109.359 mGy, showing that the value of the eye organ dose spiral modes greater than mode sequence. The results also showed that the value of the eye organ dose received about one fifth of the value of the damage threshold of the eye lens dose of 500 mGy.

Key words: Eye dose, CT Scan, thermoluminescence dosimeter (TLD)

ABSTRAK

Pemeriksaan CT Scan untuk diagnosis tumor pada nasofaring, dilakukan dengan dua kali scanning yaitu fase polos dan fase media kontras sehingga akan berdampak pada dosis radiasi yang sangat tinggi pada organ-organ di daerah kepala terutama mata. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan besarnya dosis radiasi yang diterima organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan CT Scan nasofaring.

Penelitian diawali dengan pengukuran konsistensi keluaran tegangan tabung sinar-X (kVp output). Selanjutnya dilakukan pengukuran dosis radiasi pada organ mata dengan menggunakan chips TLD-100 yang ditempelkan pada permukaan organ mata terhadap 22 pasien yang berbeda-beda dengan scan mode sequence dan spiral, serta dengan menggunakan jumlah slice antara 24 sampai dengan 39. Teknik pengukuran dilakukan dengan menggunakan tegangan tabung tetap arus waktu tabung tetap yaitu 130 kVp, 250 mAs, slice thicknes 4 mm dan slice collimation 6 x 2 mm.

Hasil penelitian dosis di organ mata pada pemeriksaan CT Scan nasofaring dua fase dengan mode sequence memperoleh nilai dosis di organ mata antara 83,291 mGy sampai dengan 101,571 mGy, sedangkan dengan mode spiral memperoleh nilai dosis di organ mata yang bervariasi antara 89,536 mGy sampai dengan 109,359 mGy, menunjukkan bahwa nilai dosis di organ mata dengan mode spiral lebih besar dibandingkan mode sequence. Hasil penelitian juga menunjukkan bahwa nilai dosis yang diterima di organ mata sekitar 1/5 dari nilai dosis ambang kerusakan lensa mata yaitu 500 mGy.

Kata kunci : Dosis mata, CT Scan, Thermoluminiscence Dosimeter (TLD)

PENDAHULUAN

Karsinoma nasofaring merupakan tumor ganas pada daerah kepala dan leher

yang terbanyak ditemukan di Indonesia [6]. Salah satu pemeriksaan radiologi yang dapat memperkuat kecurigaan adanya tumor di daerah nasofaring adalah dengan CT Scan

(Computed Tomography Scanner). *CT Scan* juga dapat digunakan untuk menentukan lokasi tumor dengan akurat dan dapat mengetahui penyebaran tumor ke jaringan sekitarnya. Jika dicurigai terdapat tumor pada nasofaring, biasanya dilakukan pemeriksaan *CT Scan* dengan dua kali *scanning* yaitu fase polos dan fase media kontras. Penggunaan media kontras akan membantu untuk menilai lesi jaringan lunak di leher karena akan menampakkan perbedaan dari pembuluh darah, kelenjar getah bening dan tumor [5].

Dengan demikian, penggunaan dua kali *scanning* dengan *CT Scan* akan berdampak pada dosis radiasi yang sangat tinggi pada organ-organ di daerah kepala terutama mata. Lensa mata merupakan struktur mata yang paling sensitif terhadap radiasi, kerusakan pada lensa diawali dengan terbentuknya titik-titik kekeruhan atau hilangnya sifat transparansi sel serabut lensa yang mulai dapat dideteksi setelah paparan radiasi sekitar 500 mGy, kerusakan ini bersifat akumulatif dan dapat berkembang sampai terjadi kebutaan akibat katarak [2].

Penelitian mengenai dosis radiasi pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* pernah dilakukan dengan pengukuran dosis radiasi dilakukan pada mata, *tiroid* dan *calvaria* dengan menggunakan pesawat *CT Scan* Philips Brilliance 6. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai *Entrance Surface Dose* (ESD) pada beberapa pasien menerima ESD lebih tinggi dari tingkat panduan dosis *CT Scan* yang di rekomendasikan Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN), padahal penelitian tersebut dilakukan pada pasien hanya dengan satu fase pemeriksaan *scanning* [4].

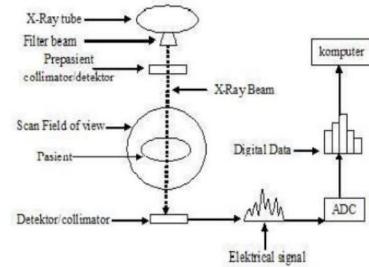
Oleh karena itu, perlu dilakukan penelitian untuk mengetahui seberapa besar dosis radiasi yang diterima di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dengan dua fase *scanning* untuk meminimalkan efek yang akan ditimbulkan dan diperoleh manfaat yang di inginkan. Pada penelitian juga dilakukan variasi *mode*

scanning, yaitu *mode sequence* dan *spiral*. Dua *mode* ini juga sering digunakan untuk pemeriksaan *CT Scan* nasofaring.

DASAR TEORI

CT Scan

CT scan merupakan teknik pengambilan citra dari suatu obyek pada sudut pandang aksial dengan cara berkas sinar-X mengitari obyek. Skema dasar akuisisi data pada pesawat *CT scan* ditampilkan seperti pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Skema dasar akuisisi data *CT scan* [5]

Sinar-X yang mengalami atenuasi setelah menembus objek akan ditangkap oleh detektor yang berhadapan dengan sumber sinar dan terletak dibelakang obyek. Pada saat yang bersamaan detektor menerima berkas sinar-X yang langsung berasal dari sumber, berkas radiasi tersebut oleh detektor diubah dalam bentuk sinyal listrik yang akhirnya oleh *analog digital converter* diubah dalam bentuk digital. Selanjutnya data tersebut dikirim ke komputer, dan melalui proses matematis data-data tersebut direkonstruksi dan ditampilkan kembali pada layar monitor berupa citra dengan skala keabuan [5].

Thermoluminescent Dosimeter (TLD)

Thermoluminescent Dosimeter (TLD) merupakan dosimeter perorangan zat padat yang dapat menghasilkan efek tertentu ketika terpapar radiasi pengion. Peristiwa penyerapan

energi yang diikuti dengan penceran cahaya disebut luminisensi. Dua jenis peristiwa luminisensi adalah fluorisensi dan fosforisensi. Fluorisensi adalah penceran cahaya spontan, dimana penceran ini akan berakhir jika proses eksitasi yang terjadi pada bahan berakhir. Sedangkan pada peristiwa fosforisensi penceran cahayanya berakhir beberapa saat setelah proses eksitasi pada bahan berakhir. Adakalanya peristiwa fosforisensi ini baru terjadi jika suatu bahan mendapatkan energi panas dari luar. Peristiwa luminisensi dengan bantuan energi panas dari luar disebut *thermoluminisensi* dan materialnya disebut materi *thermoluminiscient* atau *thermoluminiscient dosimeter (TLD)* pada saat dipakai sebagai dosimetri. Materi yang mempunyai kesanggupan untuk menyimpan energi dari radiasi yang diterimanya dan jika mendapat rangsangan energi panas akan dipancarkan cahaya tampak dengan intensitas sebanding dengan energi total yang sebelumnya diserap oleh materi tersebut adalah fosfor [1].

TLD dengan bahan fosfor *lithium fluoride (LiF)* lebih banyak digunakan dalam berbagai aplikasi dosimetri medik diantaranya dalam diagnostik radiologi karena sensitivitasnya yang tinggi, stabilitas informasi dosis yang baik dan memiliki ekivalensi jaringan yang baik ($Z_{eff}=8,14$). Dosimeter *lithium fluoride* dengan aktivator *magnesium* dan *titanium* ($LiF:Mg,Ti$, *TLD-100*) memiliki rentang dosis yang cukup lebar antara 10^{-5} - 10 Gy dan *fading* 5%/tahun pada temperatur 20°C terkoreksi. Sehingga, sampai saat ini *TLD LiF:Mg,Ti* telah mendominasi untuk memenuhi kebutuhan dosimeter dalam berbagai aplikasi dosimetri medik, terutama pada pemeriksaan radiodiagnostik [7].

Prinsip kerja *TLD* adalah apabila dosimeter thermoluminisensi disinari dengan radiasi pengion, maka akan terjadi interaksi radiasi dengan fosfor. Proses pemantauan dosis dengan *TLD* dilakukan dengan cara membaca jumlah energi radiasi yang tersimpan di dalam dosimeter tersebut. Energi radiasi

yang diserap fosfor dapat dikeluarkan dalam bentuk cahaya tampak dengan intensitas sebanding dengan jumlah energi radiasi yang diterima fosfor sebelumnya. Karena keluarnya cahaya tampak tersebut sebagai akibat pemanasan fosfor dari luar, maka sistem instrumen pembaca *TLD* dirancang agar mampu memberikan pemanasan pada fosfor dan mendeteksi cahaya tampak yang dipancarkannya [1].

Pemanasan pada *TLD* menyebabkan *TLD* memancarkan cahaya tampak yang ditangkap oleh foto katoda sehingga terjadi pelepasan elektron dari permukaan foto katoda. Elektron-elektron yang dilepaskan selanjutnya diarahkan ke tabung pengganda elektron yang didalamnya terdapat dinoda-dinoda. Setiap kali elektron menumbuk dinoda akan menyebabkan terlepasnya elektron-elektron lain dari dinoda tersebut sehingga terjadi pelipatgandaan jumlah elektron di dalam tabung pengganda elektron. Elektron-elektron itu dapat menghasilkan pulsa listrik yang akan diproses lebih lanjut oleh sistem rangkaian alat pencacah sehingga diperoleh data hasil cacahan radiasi dari *TLD* dalam bentuk *intensitas thermoluminisensi* (intensitas TL), biasanya hasil cacahan radiasi ini dinyatakan dalam satuan arus listrik nano Coulomb (nC) [1].

Efek Radiasi pada Organ Tubuh

Respon dari berbagai jaringan dan organ tubuh terhadap radiasi pengion sangat bervariasi. Selain bergantung pada sifat fisik radiasi juga bergantung pada karakteristik biologi penyusun jaringan/organ tubuh terpajan. Diketahui bahwa setiap organ tubuh paling tidak tersusun dari 3 komponen yaitu pembuluh darah, jaringan ikat atau penunjang dan jaringan parenkim. Tingkat sensitivitas dari jaringan penyusun organ berbeda-beda bergantung antara lain pada tingkat proliferasi atau diferensiasi yang akhirnya akan mempengaruhi tingkat sensitivitas dari organ terhadap paparan radiasi.

Organ mata terkena paparan radiasi baik akibat dari radiasi lokal (akut atau protraksi) maupun paparan radiasi seluruh tubuh. Lensa mata adalah struktur mata yang paling sensitif terhadap radiasi. Kerusakan pada lensa diawali dengan terbentuknya titik-titik kekeruhan atau hilangnya sifat transparansi sel serabut lensa yang mulai dapat dideteksi setelah paparan radiasi sekitar 500 mGy. Kerusakan ini bersifat akumulatif dan dapat berkembang sampai terjadi kebutaan akibat katarak. Tidak seperti efek deterministik pada umumnya, katarak tidak akan terjadi beberapa saat setelah paparan, tetapi setelah masa laten berkisar dari 6 bulan sampai 35 tahun, dengan rerata sekitar 3 tahun [2].

METODE PENELITIAN

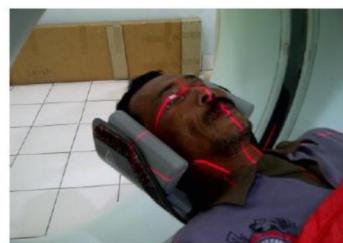
Peralatan yang digunakan pada penelitian ini adalah seperangkat pesawat *CT Scan Multi Slice* merk siemens model somatom emotion 6 dan tipe tabung DURA 422 MV. Pesawat *CT Scan* tersebut di pasang pada tahun 2007 dengan kondisi maksimum 130 kV dan 240 mA yang akan digunakan sebagai sumber radiasi. Untuk memperkirakan dosis radiasi yang diterima dari sumber radiasi digunakan 22 *chips TLD-100* merk Harshaw dengan dimensi 3,175 x 3,175 x 0,889 mm, sedangkan untuk membaca hasil cacahan dari energi yang diserap oleh *chip TLD-100* digunakan *TLD Reader* merk Harshaw seri 2000 A/B. *Chips TLD-100* dikalibrasi dan di evaluasi oleh bagian dosimetri Pusat Teknologi Keselamatan dan Metrologi Radiasi Badan Tenaga Nuklir Nasional (PTKMR-BATAN) Lebak Bulus Jakarta. Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah 22 pasien yang di rujuk oleh dokter pengirim untuk dilakukan pemeriksaan *CT Scan* nasofaring, sebagai objek penelitian.

Seleksi terhadap *chips TLD-100* merupakan langkah awal dilakukannya pengukuran dosis. *Chips TLD-100* dipilih yang telah diketahui faktor kalibrasinya dan mempunyai keseragaman tanggapan yang

sama serta sebelum digunakan dibersihkan dengan cara *annealing*. *Annealing* adalah perlakuan *thermal TLD* sebelum dan sesudah penyinaran untuk menjamin agar sifat-sifat dosimetri tetap seragam. *Annealing* dilakukan pada suhu 400°C selama satu jam menggunakan *furnace*, kemudian dilanjutkan dengan pemanasan pada suhu 200°C selama dua jam menggunakan *oven* [8].

Setelah *chips TLD-100* mencapai suhu kamar dilakukan pengemasan dengan cara membungkus *chips TLD-100* menggunakan plastik dan kertas yang diberi nomor serta selotip sebagai perekat. Masing-masing kemasan terdiri dari tiga buah *chips TLD-100* yang siap digunakan [8]. Proses kalibrasi dan *annealing* *chips TLD-100* ini dilakukan oleh bagian dosimetri PT KMR BATAN Lebak Bulus Jakarta.

Setelah *chips TLD-100* siap digunakan dan Pesawat *CT Scan* yang akan digunakan untuk melakukan pengukuran penerimaan dosis organ mata dalam kondisi baik untuk kegiatan radiologi diagnostik maka tahap selanjutnya adalah pendataan objek penelitian (pasien) yang meliputi inisial pasien, umur, jenis kelamin dan jenis pemeriksaan. *Chips TLD-100* yang sudah dikemas kemudian ditempelkan pada titik pengukuran di organ mata pasien seperti terlihat pada gambar 3.1



Gambar 3.1. Pemasangan *chips TLD-100* pada organ mata

Selanjutnya dilakukan proses pemeriksaan *CT Scan* nasofaring, dimana pengukuran dosis radiasi pada organ mata

dilakukan dengan menggunakan *chips TLD-100*, yang ditempelkan pada permukaan organ mata pasien yang berbeda-beda dengan *scan mode sequence* dan *spiral*, serta dengan menggunakan jumlah *slice* antara 24 sampai dengan 39. Dalam pengukuran penerimaan dosis radiasi yang diterima organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring, dilakukan dengan menggunakan tegangan tabung dan arus waktu tabung tetap yaitu 130 kVp dan 250 mAs. Sedangkan parameter lain yang tetap adalah *slice thickness* 4 mm dan *slice collimation* 6 x 2 mm. Nilai faktor eksposi dan parameter scan tersebut dipilih berdasarkan rentang nilai yang secara standar dilakukan untuk pemeriksaan *CT Scan* nasofaring secara klinik di Instalasi Radiodiagnostik Rumah Sakit Umum Daerah Prof. Dr. Margono Soekarjo Purwokerto.

Radiasi yang diterima oleh *chips TLD-100* selama proses penyinaran berlangsung selanjutnya dibaca intensitas TL dengan menggunakan *TLD Reader* di PT KMR (BATAN) Lebak Bulus Jakarta. Pembacaan TLD dilakukan dua kali untuk setiap *chip TLD-100* yang digunakan. Bacaan pertama merupakan bacaan intensitas TL_{total}, sedangkan bacaan kedua merupakan bacaan intensitas TL_{latar}. Intensitas TL_{bersih} merupakan hasil pengurangan intensitas TL_{total} terhadap intensitas TL_{latar}. Dosis radiasi akumulasi (D) dari beberapa kali penyinaran yang diterima TLD selama proses pemantauan dapat dihitung melalui perkalian antara intensitas TL_{bersih} dengan faktor kalibrasi (FK) TLD terhadap sinar-X dengan satuan mGy/nC [8].

Hasil penerimaan dosis radiasi yang diterima setiap kemasan *chips TLD-100* merupakan rerata dari hasil penerimaan dosis tiga *chip TLD-100* yang terdapat dalam setiap kemasan *chips TLD-100* dan sudah memperhitungkan faktor kalibrasi (FK) TLD terhadap sinar-X [8]. Selanjutnya melakukan pengolahan data dan menganalisa hasil penerimaan dosis di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan*

nasofaring. Pengolahan data dilakukan dengan menganalisa dosis yang diperoleh antara *scan mode sequence* dan *spiral*, membandingkan dengan dosis ambang mulai dapat dideteksinya kerusakan lensa mata serta dengan tingkat panduan dosis CT Scan yang ditetapkan BAPETEN.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil dari uji konsistensi tegangan tabung (kVp) sinar-X terhadap pesawat *CT Scan* Somatom Emotion 6 yang dilakukan oleh Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Jakarta seperti ditampilkan pada tabel 4.1

Tabel 4.1. Hasil nilai uji tegangan tabung (kVp) sinar-X pesawat *CT Scan* Somatom Emotion 6

kVp	Keluaran Tegangan Tabung (kVp)			Rata-Rata kVp	Deviasi
	1	2	3		
80	78,90	78,66	78,76	78,77	-1,53%
110	105,86	106,60	105,50	105,99	-3,65%
130	131,86	132,12	131,62	131,87	1,44%

Dari tabel 4.1 dapat diketahui bahwa dari hasil nilai uji konsistensi tegangan tabung sinar-X pesawat *CT Scan* Siemens Somatom Emotion 6 pada variasi tegangan tabung 80, 110 dan 130 kVp diperoleh nilai deviasi keluaran tegangan tabung sebesar -1,53%, -3,65% dan 1,44%. Pada uji kesesuaian pesawat sinar-X radiodiagnostik dan interventional, nilai tegangan tabung pada pesawat sinar-X dikatakan masih dalam batas konsisten apabila nilai tegangan tabung sinar-X yang terukur tidak melebihi batas toleransi deviasi $\leq \pm 6\%$ [3]. Dengan demikian, dapat dinyatakan bahwa keluaran tegangan tabung (kVp output) dari pesawat *CT Scan* Siemens Somatom Emotion 6 juga masih dalam batas konsisten karena deviasi keluaran tegangan tabung masih berada dalam rentang batas toleransi sebesar $\leq \pm 6\%$.

Penggunaan *mode sequence* merupakan salah satu *mode scan* yang sering digunakan pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring. Tabel 4.2 menunjukkan dosis yang diterima di organ mata pada pasien yang berbeda, yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring fase polos dan fase media kontras dengan jumlah *slice* antara 24 sampai dengan 39.

Tabel 4.2 Dosis di organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring *mode sequence* dengan faktor eksposi 130 kV dan 250 mAs

Px	S e x	Umur (Th)	\sum <i>Slice</i>	<i>CTDI_{Vol}</i> (mGy)	Hasil Ukur Dosis (mGy)	% Dosis terhadap <i>CTDI_{Vol}</i>
R	L	12	24	118,24	100,228	84,766
D	L	60	27	118,24	100,620	85,098
AM	L	55	27	118,24	83,291	70,442
S	L	42	30	118,24	93,692	79,239
MS	L	59	30	118,24	91,399	77,300
M	L	50	33	118,24	100,322	84,846
K	L	36	33	118,24	101,571	85,902
R	P	29	36	118,24	96,340	81,478
W	L	38	36	118,24	87,988	74,415
C	P	72	39	118,24	99,220	83,914
S	L	45	39	118,24	94,838	80,208

Berdasarkan tabel 4.2 dapat diketahui bahwa besarnya dosis radiasi yang diterima di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring fase polos dan media kontras dengan *mode sequence* cukup bervariasi untuk setiap pasien mulai dari 83,291 mGy hingga 101,571 mGy.

Penerimaan dosis radiasi tersebut masih lebih kecil jika dibandingkan dengan nilai *CTDI_{Vol}* yang ditampilkan pada monitor *CT Scan* dengan prosentase antara 70,442 % hingga 85,902 % terhadap nilai *CTDI_{Vol}*. Meskipun pesawat *CT Scan* yang digunakan sama, dosis radiasi yang terima di organ mata tidak sama, hal tersebut disebabkan karena anatomi masing-masing pasien tidak sama serta adanya perbedaan kontur tubuh masing-masing pasien. Disamping itu juga karena *CTDI* digunakan sebagai indeks dosis radiasi yang dihasilkan oleh *CT Scan* namun bukan merupakan estimasi akurat dosis radiasi yang didapatkan oleh masing-masing pasien, walaupun fantom merefleksikan atenuasi yang

hampir sama dengan pasien, namun fantom yang homogen tidak menyerupai tipe berbagai jaringan dan heterogenitas pada pasien. Sedangkan hasil pengukuran *TLD* merupakan hasil pengukuran langsung.

Pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dapat juga menggunakan teknik *spiral*. Hasil dosis yang diterima organ mata pada pasien yang berbeda, yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring fase polos dan fase media kontras dengan jumlah *slice* antara 24 sampai dengan 39 dapat di lihat pada tabel 4.3

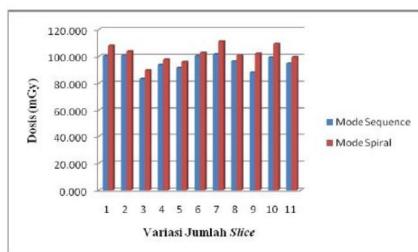
Tabel 4.3 Dosis di organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring *mode spiral* dengan faktor eksposi 130 kV dan 250 mAs

Px	S e x	Umur (Th)	\sum <i>Slice</i>	<i>CTDI_{Vol}</i> (mGy)	Hasil Ukur Dosis (mGy)	% Dosis terhadap <i>CTDI_{Vol}</i>
Z	L	19	24	118,52	107,942	91,075
Kh	L	37	27	118,52	103,657	87,460
T	L	32	27	118,52	89,536	75,545
D	L	55	30	118,52	97,686	82,422
AD	P	13	30	118,52	95,831	80,856
P	L	45	33	118,52	102,788	86,726
K	P	73	33	118,52	111,254	93,869
W	L	21	36	118,52	100,798	85,047
S	P	43	36	118,52	102,044	86,098
S	P	51	39	118,52	109,359	92,271
SW	L	44	39	118,52	99,482	83,937

Berdasarkan tabel 4.3 dapat diketahui bahwa besarnya dosis radiasi yang diterima di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring fase polos dan media kontras dengan *mode spiral* cukup bervariasi untuk setiap pasien mulai dari 89,536 mGy hingga 107,942 mGy. Penerimaan dosis radiasi tersebut masih lebih kecil jika dibandingkan dengan nilai *CTDI_{Vol}* yang ditampilkan pada monitor *CT Scan* dengan prosentase antara 75,545 % hingga 93,869 % terhadap nilai *CTDI_{Vol}*.

Hasil pengukuran penerimaan nilai dosis radiasi yang diterima di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dengan *mode sequence* dan *spiral* dapat dilihat secara grafik pada gambar 4.1. Berdasarkan gambar 4.1 dapat diketahui bahwa besarnya nilai dosis yang diterima di

organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring di RSUD Prof. Dr. Margono Soekarjo Purwokerto dengan *mode spiral* lebih tinggi dibandingkan dengan *mode sequence* yaitu dari 2,458% sampai 15,975%. Hal ini karena pada protokol rutin yang digunakan di RSUD Prof. Dr. Margono Soekarjo Purwokerto pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring *mode sequence*, parameter *slice gap* adalah 1 sehingga tidak terjadi *overlapping scan*, sedangkan pada *mode spiral* parameter *pitch* adalah 0,4 sehingga terjadi *overlapping scan* yang berdampak pada meningkatnya dosis radiasi yang diterima organ mata pasien.



Gambar 4.1 Dosis di organ mata pasien pada *mode sequence* dan *spiral*

Berdasarkan hasil penelitian, penerimaan dosis di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dua fase melebihi nilai tingkat panduan dosis *CT Scan* yang ditetapkan BAPETEN yaitu sebesar 50 mGy untuk *CT Scan* kepala. Hasil penelitian ini hampir sama dengan penelitian sebelumnya mengenai dosis radiasi pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* bagian kepala yang dilakukan oleh Milvita dkk. (2009) dimana hasilnya juga menunjukkan bahwa nilai *Entrance Surface Dose* (ESD) pada beberapa pasien menerima ESD lebih tinggi dari tingkat panduan dosis *CT Scan* yang ditetapkan BAPETEN.

Hal ini tentunya dikhawatirkan akan dapat memberikan efek biologi akibat radiasi pengion bagi pasien yang menjalani

pemeriksaan *CT Scan* nasofaring. Kerusakan pada lensa diawali dengan terbentuknya titik-titik kekeruhan atau hilangnya sifat transparansi sel serabut lensa yang mulai dapat diditeksi setelah paparan radiasi sekitar 500 mGy. Dari hasil penelitian penerimaan dosis organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dua fase baik pada *mode sequence* maupun *spiral* menunjukkan nilai sekitar 1/5 dari 500 mGy yang merupakan dosis ambang mulai di deteksinya potensi kerusakan pada lensa mata.

Oleh karena itu, meskipun nilai dosis masih dibawah dosis ambang yang dapat menyebabkan rusaknya lensa mata, akan tetapi upaya untuk menurunkan dosis yang diterima pasien harus selalu dilakukan dengan tetap memperhatikan aspek manfaat diagnosis pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring. Pengaturan parameter pada pemeriksaan *CT Scan* yang terkait langsung dengan penerimaan dosis radiasi seperti kVp, mAs, *slice thickness*, *slice collimation* dan *pitch* harus selalu diperhatikan dalam upaya menurunkan dosis yang diterima pasien dengan citra yang dihasilkan tetap mampu menegakkan diagnosa pasien. Hal tersebut tentunya juga perlu perhatian oleh pihak terkait untuk selalu melaksanakan asas proteksi radiasi (justifikasi, optimasi dan limitasi) dalam setiap pemanfaatan *CT Scan* untuk kepentingan diagnosis.

KESIMPULAN

Hasil pengukuran nilai dosis di organ mata pada pasien yang menjalani pemeriksaan *CT Scan* nasofaring fase polos dan fase media kontras dengan *mode sequence* yang dilakukan dengan menggunakan tegangan tabung 130 kVp, arus waktu tabung 250 mAs, *slice thickness* 4 mm, *slice collimation* 6 x 2 mm dan jumlah slice antara 24 sampai 39 memperoleh nilai dosis di organ mata antara 83,291 mGy sampai dengan 101,571 mGy, sedangkan dengan *mode spiral* memperoleh nilai dosis di organ mata yang bervariasi

antara 89,536 mGy sampai dengan 109,359 mGy.

Hasil pengukuran dosis di organ mata pada pemeriksaan *CT Scan* nasofaring dua fase baik pada *mode sequence* maupun *spiral* menunjukkan nilai sekitar 1/5 dari nilai dosis ambar kerusakan lensa mata yaitu 500 mGy.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terimakasih kepada RSUD Prof. Dr. Margono Soekarjo Purwokerto atas kesempatan ijin belajar dan penelitian yang diberikan. Penulis juga mengucapkan terima kasih kepada segenap tim peneliti di bagian dosimetri PTKMR BATAN atas diskusi-diskusi ilmiahnya selama proses penelitian dan sumbangsih pemikiran yang telah diberikan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Akhadi, M., 2000, “Dasar-dasar Proteksi Radiasi”, Rineka Cipta, Jakarta.
- [2] Alatas, Z., 2004, “Efek Radiasi Pengion dan Non Pengion pada Manusia”, Puslitbang Keselamatan Radiasi dan Biomedika Nuklir, BATAN, Jakarta.
- [3] BAPETEN, 2011, “Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik dan Intervisional”, Badan Pengawas Tenaga Nuklir, Jakarta.
- [4] Milvita, D., Yana, D., Nuraeni, N., Yuliati, H., 2009, “Analisis Dosis Radiasi yang diterima Mata, Tiroid dan Calvaria pada Pasien yang menjalani Pemeriksaan CT Scan Bagian Kepala”, *Prosiding Seminar Nasional Keselamatan Kesehatan Lingkungan V*, Depok.
- [5] Seeram, E., 2001, “Computed Tomography Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control.”, W.B.Saunders Company.
- [6] Soepardi, E.A., 2007, “Buku Ajar Ilmu Kesehatan Telinga Hidung Tenggorok Kepala dan Leher” Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, Jakarta.
- [7] Sofyan, H., Akhadi, M., Prasetio, H., Budiantari, C.T., Nuraeni, N., 2012, “Uji Karakteristik Dosimeter TL LiF:Mg,Cu,P dan Dosimeter OSL dan Pengembangan Metode Audit Dosimeter Fasilitas Radiologi untuk Peningkatan Layanan dan Keselamatan Pasien Anak”, BATAN, Jakarta.
- [8] Yuliati, H., Kusumawati, D.D., 2006, “Terimaan Dosis Radiasi Foto Thorax oleh Pasien Anak”, *Prosiding Pertemuan dan Presentasi Ilmiah Fungsional Teknis Non Peneliti*, Jakarta.



Organ doses evaluation for chest computed tomography procedures with TL dosimeters: Comparison with Monte Carlo simulations

Louise Giansante¹ | Juliana C. Martins^{1,2} | Denise Y. Nersessian¹ | Karen C. Kiers^{1,3} | Fernando U. Kay⁴ | Marcio V. Y. Sawamura⁴ | Choonsik Lee⁵ | Eloisa M. M. S. Gebrim⁴ | Paulo R. Costa¹

¹Group of Radiation Dosimetry and Medical Physics, Institute of Physics, University of São Paulo (IFUSP), São Paulo, SP, Brazil

²Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Munich, Germany

³Vrije Universiteit Amsterdam (VU), Amsterdam, The Netherlands

⁴Institute of Radiology, School of Medicine, University of São Paulo (InRad), São Paulo, SP, Brazil

⁵Division of Cancer Epidemiology & Genetics, National Cancer Institute, National Institutes of Health (NIH), Bethesda, MD, USA

Author to whom correspondence should be addressed, Paulo R. Costa
E-mail: pcosta@if.usp.br.

Funding information

São Paulo Research Foundation (FAPESP), Grant/Award Number: 2013/09596-3 and 2010/12237-7; National Council of Technological and Scientific Development (CNPq), Grant/Award Number: 132554/2015-1 and 309745/2015-2; Joint CNPq/FAPESP INCT Project, Grant/Award Number: 573659/2008-7

Abstract

Purpose: To evaluate organ doses in routine and low-dose chest computed tomography (CT) protocols using an experimental methodology. To compare experimental results with results obtained by the National Cancer Institute dosimetry system for CT (NCICT) organ dose calculator. To address the differences on organ dose measurements using tube current modulation (TCM) and fixed tube current protocols.

Methods: An experimental approach to evaluate organ doses in pediatric and adult anthropomorphic phantoms using thermoluminescent dosimeters (TLDs) was employed in this study. Several analyses were performed in order to establish the best way to achieve the main results in this investigation. The protocols used in this study were selected after an analysis of patient data collected from the Institute of Radiology of the School of Medicine of the University of São Paulo (InRad). The image quality was evaluated by a radiologist from this institution. Six chest adult protocols and four chest pediatric protocols were evaluated. Lung doses were evaluated for the adult phantom and lung and thyroid doses were evaluated for the pediatric phantom. The irradiations were performed using both a GE and a Philips CT scanner. Finally, organ doses measured with dosimeters were compared with Monte Carlo simulations performed with NCICT.

Results: After analyzing the data collected from all CT examinations performed during a period of 3 yr, the authors identified that adult and pediatric chest CT are among the most applied protocol in patients in that clinical institution, demonstrating the relevance on evaluating organ doses due to these examinations. With regards to the scan parameters adopted, the authors identified that using 80 kV instead of 120 kV for a pediatric chest routine CT, with TCM in both situations, can lead up to a 28.7% decrease on the absorbed dose. Moreover, in comparison to the standard adult protocol, which is performed with fixed mAs, TCM, and ultra low-

Louise Giansante and Juliana C. Martins have made equal intellectual contributions to the manuscript and the associated scientific investigation.

This is an open access article under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits use, distribution and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2018 The Authors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* published by Wiley Periodicals, Inc. on behalf of American Association of Physicists in Medicine.

dose protocols resulted in dose reductions of up to 35.0% and 90.0%, respectively. Finally, the percent differences found between experimental and Monte Carlo simulated organ doses were within a 20% interval.

Conclusions: The results obtained in this study measured the impact on the absorbed dose in routine chest CT by changing several scan parameters while the image quality could be potentially preserved.

PACS

87.53.Bn, 87.57.C, 87.57.Q-, 87.57.uq

KEY WORDS

computed tomography, dosimetry/exposure assessment, image quality, Monte Carlo simulations, organ dose

1 | INTRODUCTION

X-ray computed tomography (CT) became clinically available in the beginning of the 1970s, innovating the practice of Medicine by substantially decreasing the need of exploratory surgery.¹ Since the development of the first CT equipment, this diagnostic imaging modality has been rapidly expanding, mainly due to the speed of image acquisition, and high-quality images.² Surveys such as the conducted in the United States in 1987 estimated that in 1980, only few years after its implementation, 2.2 million CT procedures were performed in general hospitals.³ In 2007, it was estimated that more than 62 million CT procedures had been performed, from which at least 4 million were pediatric examinations.⁴ Chest CT is one of the most common imaging examinations performed, accounting for approximately 16% of all CT procedures.⁵ Notwithstanding, its utilization is increasing due to relatively recent efforts to implement low-dose chest CT for lung cancer screening in high-risk populations. As a consequence of the increasing number of CT examinations, the radiation dose absorbed by patients has become a concern among radiologists, researchers, and manufacturers.^{4,6} Currently, CT utilization faces challenges related to justification of the procedure (i.e., benefits should outweigh potential risks) and dose optimization.^{7,8}

With the development of the CT technology, scanners have become more complex and efficient, challenging the accuracy of traditional dosimetry methods.¹ Although the computed tomography dose index (CTDI) and the dose length product (DLP) are well established metrics nowadays, these quantities only provide the information about how the machine was operated.⁹ However, much more important and complex to assess is the information on the patient dose from any arbitrary examination. This information depends on a number of parameters, such as patient size and the anatomical region scanned.¹⁰

Efforts have been made to develop robust methodologies to allow direct estimation of organ doses from patients undergoing CT exams. New ancillary metrics for CT dose quantification are being developed, such as the effective diameter and water-equivalent diameter, which are adopted to assess the size specific dose

estimates (SSDE).^{11,12} The correlation between the aforementioned quantity and organ doses is still under investigation.¹³

Estimation of organ dose values is not a trivial task. In general, three approaches have been adopted over the past decades: (a) direct measurements with different kinds of dosimeters, anthropomorphic phantoms, and postmortem subjects, (b) calculations using Monte Carlo methods combined with computational human phantoms, and (c) biological dosimetry based on blood samples.¹⁰ Several advantages and disadvantages can be discussed regarding each approach. Anthropomorphic phantoms for dosimetry, for instance, have been in use for more than 30 yr, and researches indicate the ongoing development of phantoms according to new CT technologies.¹⁴ The use of postmortem subjects provides a wide range of different sizes and anatomies. However, they do not replace the use of phantoms. This technique is difficult to perform and dose measurement is limited to some points, thus it is difficult to measure the average dose to a given organ.¹⁰ Monte Carlo simulations generate accurate 3D dose distributions while it is less time-consuming and more flexible. On the other hand, the increasing use of proprietary scanning techniques by CT vendors adds a difficulty on the accurate implementation in Monte Carlo simulations, which is not an issue for direct experimental measurements.¹⁵ Biological dosimetry, based on analyzing patient's blood before and after a CT scanner to evaluate the DNA's damage caused by the exposure to X ray, is time-consuming, costly, and does not provide an evaluation of dose to individual organs.¹⁰ Considering these advantages and disadvantages and taking into account their previous experience on TL dosimetry and Monte Carlo simulations, the authors elected the present approach, which compares organ dose results estimated from both methods.

In this study, an experimental methodology to evaluate organ doses in routine and low-dose chest CT protocols was the approach of choice. This method consists of using Lithium Fluoride doped with Magnesium and Titanium (LiF:Mg,Ti) thermoluminescent dosimeters (TLDs) chips embedded in adult and pediatric anthropomorphic phantoms. Besides the advantages of using anthropomorphic phantoms previously pointed, Lithium Fluoride TLD dosimeters are tissue-equivalent, thus it is not necessary to correct for the energy

dependence in the energy range of radiology and radiotherapy.¹⁶ Moreover, their small sizes provide accurate spatial localization of the doses inside the studied organs. These measurements were compared with dose estimates obtained with Monte Carlo simulations using National Cancer Institute dosimetry system for CT (NCI CT⁹), an organ dose calculator based on Monte Carlo radiation transport technique combined with a series of computational human phantoms.¹⁷ In addition, this investigation also addresses the effects of tube current modulation (TCM) on organ dose in comparison with fixed tube current protocols, particularly in pediatric examinations in which TCM protocols have been recently applied for chest CT irradiations. However, its efficiency has been questioned for pediatric patient irradiations.^{18,19} As the standard protocol for pediatric chest CT in InRad involves TCM, the effects on TCM on organ dose in comparison to protocols with fixed tube current were evaluated.

2 | MATERIALS AND METHODS

2.A | Thermoluminescent dosimeters

Lithium Fluoride doped with Magnesium and Titanium (LiF:Mg,Ti) thermoluminescent dosimeters (TLD), in the format of $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ chips (TLD-100, Harshaw Chemical Company, OH, USA) were used in the present work. These TLD chips were processed by a Risø TL/OSL reader, model DA-20, (DTU Nutech, Inc., Roskilde, Denmark). During the reading process, the dosimeters were heated from room temperature to 350°C at a constant rate of 10°C/s, generating the LiF:Mg,Ti characteristic TL curve (photon counts against temperature). The so-called "TL value" was then obtained by numerically integrating the TL curve and the resulting quantity is directly proportional to the dose deposited by the radiation in the dosimeter.²⁰

In order to correlate the TL value to the Air Kerma (K_{Air}), calibration curves were constructed using both an RQT 9 X ray beam quality²¹ generated by a Philips MCN 421 equipment (Philips, Germany) and a Philips Brilliance 64 CT scanner.²² Two SSDL calibrated ion chambers (30 cc from PTW, Freiburg, Germany, and 0.6 cc from Radcal Corporation, Monrovia, CA, USA) were used to measure the air kerma. These calibration curves were adopted for the organ doses estimations with the anthropomorphic phantoms.

2.B | Anthropomorphic phantoms

Two anthropomorphic phantoms were used in this study. A RANDO Phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) simulates the anatomical characteristics of the Reference Man²³ and it consists of a real human skeleton embedded in soft tissue-equivalent material.²⁴ The other phantom adopted was the CIRS ATOM® dosimetry verification phantom, model 705 (CIRS, Inc., Norfolk, VA, USA), which simulates a pediatric 5-yr-old patient. In every slice of both phantoms, drilled holes enable the introduction of different types of dosimeters.

Dosimeter holders were specially designed using polyoximethylene to accommodate up to 5 TLDs inside the drilled holes

of the anthropomorphic phantoms.²⁵ Figure 1 shows two dosimeter holders together with TLDs and a centimeter scale for perspective.

2.C | CT scanners

The irradiations were performed using two different 64-slice CT scanners from the Institute of Radiology of the School of Medicine of the University of São Paulo. For all the chest protocols, the adult phantom was irradiated in a GE Discovery CT 750 HD (GE Healthcare, Waukesha, WI, USA), whereas a Philips Brilliance 64 CT scanner (Philips Healthcare, Bothell, WA, USA) was used for irradiations of the pediatric phantom, as pediatric examinations were mostly performed in this equipment.

2.D | CT acquisition protocols

2.D.1 | Adult protocols

Data from the picture archiving and communication system/radiology information systems (PACS/RIS) from the Institute of Radiology of the School of Medicine of the University of São Paulo were analyzed regarding the variety and frequency of CT protocols. The results of this frequency study were used for choosing the most relevant CT procedures that totally irradiated chest region and showed to be relevant for lung dose evaluation. Three different chest protocols with constant tube current were identified during the PACS survey, here denominated "Standard" (STD), "Low Dose" (LD), and "Ultra Low Dose" (ULD). The STD protocol is designed for detection and diagnosis of chest wall, pleural, pulmonary, and mediastinal disease. In contrast, LD and ULD are protocols optimized for detection of lung diseases. The LD protocol was designed according to guidelines for lung cancer screening (NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology, version 2.2016) recommending scanning parameters set at 100–120 kV and 40–60 mAs for a standard man.²⁶ The ULD protocol was designed as part of an ongoing investigation approved by the institutional review board to address the diagnostic information of CT scans with doses comparable to chest radiographs.²⁷ Other investigators have previously reported this practice for dose optimization.^{28–30} Both LD and ULD protocols seek to reduce the dose by adjusting the scanner's tube current. LD tube current is set at 120 mA, with 48 mAs, whereas ULD is set at an even lower value of 40 mA, with 16 mAs, which represents a significant decrease compared to the value of 300 mA used for STD chest CT protocol.

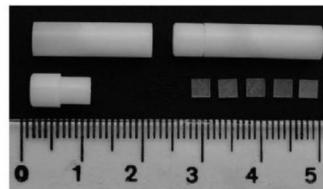


FIG. 1. Thermoluminescent dosimeter holder, specially designed to be introduced into RANDO phantom internal holes, and the TLD chips placed beside a scale for perspective view.

TABLE 1 Acquisition parameters for the adult phantom irradiation using the GE CT scanner. The values for CTDI_{vol} and DLP displayed by the scanner, relative to a 32 cm CTDI phantom, are also shown.

SPR	Constant tube current			Tube current modulation	
	Standard	Low dose	Ultra low dose	Auto mA	Auto + Smart mA
Tube voltage (kV)	120				
Tube current (mA)	10	300	120	40	80–300
Rotation time (s)	–	0.6	0.4	0.4	0.6
Pitch	–	1.375	1.375	1.375	1.375
Collimation (mm)	–	64 × 0.625	64 × 0.625	64 × 0.625	64 × 0.625
CTDI _{vol} (mGy)	–	10.03	2.76	0.92	6.61
DLP (mGy cm)	–	465.90	128.52	42.81	306.96
					259.49

Two phantom irradiations were performed to investigate the impact of TCM on lung dose reduction in the GE scanner. One irradiation consisted of longitudinal TCM ("Auto mA"), whereas the second irradiation consisted of both longitudinal and angular modulation combined ("Auto + Smart mA"). The angular modulation in GE scanners can only be selected in combination with longitudinal modulation.³¹ Acquisition parameters of the studied protocols are presented in Table 1. Since scan projection radiographs (SPR) are often performed before TCM protocols, the imparted doses due to double SPRs were also evaluated.

2.D.2 | Pediatric protocols

Diagnostic pediatric chest CT were also surveyed using information obtained from the institutional PACS, using DICOM header metadata. The target protocol for this study was named "Chest for Children," which is the standard chest protocol for pediatric population. In order to compare doses under different operating conditions, four variations of this protocol were assessed: two values of tube voltage were used (120 and 80 kV), and for each tube voltage, first a fixed

mAs value was chosen and then longitudinal TCM was used. However, this approach differs from clinical practice, as TCM is always selected regardless of tube voltage for dose reduction. The acquisition parameters of the studied protocols are presented in Table 2.

2.E | TLD positioning

TLD groups were positioned inside the phantoms according to the thyroid and lung distributions^{25,32–34} (Tables 3 and 4). In every irradiation, one group of TLD was left outside the examination room in order to estimate the background radiation dose, which was subtracted from all TL values corresponding to the irradiations during data analysis. The placement of the groups inside each phantom is described below.

2.E.1 | Adult phantom

All adult chest irradiations were performed using 40 groups of three TLDs each distributed into the lungs of the adult phantom. The distribution of the groups within each slice of the phantom along with the lung tissue fraction is presented in Table 3. In Table 3, f_i values correspond to the lung mass fraction contained inside each physical slice i of the phantom.

TABLE 2 Acquisition parameters for the pediatric phantom irradiation using the Philips CT scanner. The values for CTDI_{vol} and DLP displayed by the scanner, relative to a 32 cm phantom, are also shown.

	Chest for children			
	Constant tube current		Longitudinal tube current modulation	
Tube voltage (kV)	120	80	120	80
Tube current (mA)	121	323	66–118	168–318
Rotation time (s)	0.45	0.45	0.45	0.45
Pitch	0.922	0.922	0.922	0.922
Collimation (mm)	64 × 0.625	64 × 0.625	64 × 0.625	64 × 0.625
CTDI _{vol} (mGy)	3.7	2.8	2.8	2.2
DLP (mGy cm)	103.6	76.4	85.0	65.3

TABLE 3 TLD groups distributed inside the RANDO Phantom for studied protocols and double SPR, and corresponding lung mass fraction. f_i is the lung fraction contained in i th slices.^{25,33,34}

Slice (i)	f_i lung	Number of TLD groups
11	0.06	2
12	0.09	2
13	0.11	6
14	0.14	6
15	0.14	8
16	0.13	6
17	0.13	4
18	0.11	4
19	0.09	2

TABLE 4 TLD groups distributed inside the CIRS ATOM Phantom for all studied chest protocols, and corresponding organ mass fractions.³²

Slice (i)	Organ	f _i	Number of TLD groups
8	Thyroid	1.00	4
9	Lungs	0.02	2
10		0.14	4
11		0.19	6
12		0.22	6
13		0.23	8
14		0.17	4
15		0.03	2

2.E.2 | Pediatric phantom

All pediatric chest irradiations were performed using 36 groups of three TLDs each, from which 32 were placed in the lungs and 4 were placed in the thyroid.

The distribution of the groups within each slice of the phantom along with the lung and thyroid tissue fraction is presented in Table 4. The determination of the fractions of the total lung mass (f_i) is described elsewhere.³²

In a typical chest CT procedure, the lungs are entirely irradiated and the thyroid is at least partially irradiated, according to the position of the patient on the couch. Since those are radiosensitive organs,² it is important to evaluate the radiation dose absorbed by these organs during such procedures. Thyroid doses evaluation is particularly relevant for pediatric patients due to their long life expectancy. Therefore, the pediatric phantom was irradiated from the middle of the neck through the lung bases and the resulting doses to the lungs and to the thyroid were evaluated.

2.F | Organ doses estimate

In order to convert the TL values into organ-absorbed doses, the following 4-step procedure was adopted:

- The TL values were converted into K_{Air}, using the calibration curve previously described (Section 2.A).
- For each phantom slice i, a mean value of K_{Air} (K_{Air}ⁱ) is calculated, as shown in eq. (1).^{25,35}

$$K_{\text{Air}}^i = \frac{\sum_{n=1}^G (K_{\text{Air}}^n / \sigma_n^2)}{\sum_{n=1}^G (1/\sigma_n^2)}. \quad (1)$$

where G is the total number of TLD groups accommodated into ith slice and σ_n² is the variance of the TL values from TLDs in the nth group. Equation (1) assumes purely statistical uncertainties from each TLD Group, since each group is not affected by partial volume irradiations, and it represents the weighted mean of individual air-kerma means calculated from each TLD group inserted in the ith slice.³⁶

TABLE 5 Mass-energy absorption coefficients obtained for each compound and applied to estimate the organ doses.

	Lung tissue	Thyroid	Air (sea level)
$\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right) \left(\frac{\text{cm}^2}{\text{g}}\right)$	120 kV	0.0365	0.0402
	80 kV	0.0557	0.0610
		0.0521	

- K_{Air}ⁱ values were converted to organ average absorbed dose in the organ fraction present at ith slice, D_i, according to^{25,37,38}:

$$D_i = K_{\text{Air}}^i \frac{(\mu/\rho)_{\text{Organ}}}{(\mu/\rho)_{\text{Air}}}, \quad (2)$$

where $(\mu/\rho)_{\text{Organ}}$ and $(\mu/\rho)_{\text{Air}}$ are the mass-energy absorption coefficients for the target organ and air³⁹ respectively, which vary according to the effective energy of the X ray beam (Table 5). The determination of those values is described elsewhere.^{25,32}

- Last, the mean absorbed dose for the entire organ was estimated by summing up the contributions regarding each slice, where f_i is the organ fraction contained in ith slice.^{40,41}

$$D = \sum f_i \times D_i \quad (3)$$

The uncertainties on organ dose values were considered within a 68.3% interval ($k = 1$) and are described in Appendix A.

2.G | Comparison with NCICT

The results obtained with the experimental method proposed in this study were compared with the organ doses calculated by NCICT software. NCICT is based on a series of pediatric and adult computational human phantoms representing the reference individuals defined in the ICRP Publication 89 with several CT scanner models.^{17,42,43} The program features a graphical user interface so that the user can introduce the scan parameters specific to each examination.¹⁷ Moreover, the software comprises a batch module that enables the calculation of organ doses for a large number of patients and for a TCM protocol.¹⁷ The organ dose calculated from the software has been extensively tested by measurements.^{44,45} Comparison results are presented along with the percent differences between experimental (D_{exp}) and simulated (D_{sim}) values per organ, as follows:

$$\Delta = \left(\frac{D_{\text{sim}} - D_{\text{exp}}}{D_{\text{sim}}} \right) \times 100\% \quad (4)$$

2.H | Statistical evaluation

The agreement between experimental and simulated methods was quantified according to the Bland–Altman analysis.⁴⁶ This analysis is used to evaluate the mean differences between two different methods by estimating an agreement interval, in which 95% of these differences fall.^{46,47} In this study, the percent differences between experimental and simulated doses (D_{exp} and D_{sim} , respectively) were plotted against their means ($\frac{D_{\text{sim}} + D_{\text{exp}}}{2}$) and the limits of agreement were determined using RStudio software (RStudio, Inc. Boston, MA, USA).

3 | RESULTS

3.A | CT acquisition protocols

The evaluation of the CT examinations conducted at InRad showed that more than 50 modalities of CT are performed annually. In 2016, a total of 95,000 patients were identified. About 5% of these patients were pediatric (0–15 yr old). The most frequently applied protocols for both adult and pediatric patients were identified (Fig. 2).

3.B | Organ doses estimate

3.B.1 | Adult lung doses

The lung mean absorbed doses due to the Chest CT protocols previously described are summarized in Table 6, along with further dosimetric quantities (dose/mAs, dose/mAs_{eff}, CTDI_{vol}, and DLP values).

3.B.2 | Pediatric lung and thyroid doses

For the pediatric phantom, doses to the lungs and thyroid were evaluated. These organs were directly irradiated by the primary beam of the chest CT scan. Results are presented in Table 7, along with further dosimetric quantities (dose/mAs, dose/mAs_{eff}, CTDI_{vol}, and DLP values).

3.C | Comparison with NCICT

The experimental acquisition parameters for each phantom and CT scanner were simulated with the software NCICT. TCM protocols were simulated with the batch module of the software.¹⁷

Percent differences between experimental measurements with TLDs and NCICT (eq. 4) were within a 20% interval, with the highest value ($19.3 \pm 0.8\%$) corresponding to the pediatric thyroid dose

measured with the Chest for Children protocol with 80 kV and TCM (Table 8). The lowest percent difference corresponds to the adult lung dose for the Ultra Low-dose protocol [$(-2.1 \pm 0.1)\%$].

The Bland-Altman plot⁴⁶ is presented in Fig. 3. This picture presents the average of the percent differences between both methods (i.e., the bias) along with the 95% limit of agreement (dashed lines), which corresponds to the average dose ($\bar{D} = \frac{D_{exp} + D_{sim}}{2}$) plus or minus 1.96 times the standard deviation ($D \pm 1.96 \times SD$). This means that for any future sample, the differences between both methods should fall within this limit in about 95% of the trials. The upper limit of agreement is higher than the limit adopted in this study (20%): the highest difference found was ($19.3 \pm 0.8\%$) for the thyroid using 80 kV and TCM, which is in agreement with the 20% limit that has been adopted. Therefore, the results presented in both Table 8 and Fig. 3 demonstrate the compatibility between NCICT and the experimental method using TLD as proposed in this investigation within 20%.

4 | DISCUSSION

This study proposes a methodology to determine lung-absorbed doses in an adult anthropomorphic phantom, as well as lung and thyroid-absorbed doses in a pediatric phantom, using thermoluminescent dosimeters in 10 different chest CT protocols. Results obtained with this method were compared within each other and with calculations performed with the NCICT software.

4.A | SPR and chest protocols: adult phantom

4.A.1 | Scan projection radiograph

With the introduction of TCM systems, SPRs are being widely performed once they also serve as a reference of a patient's density

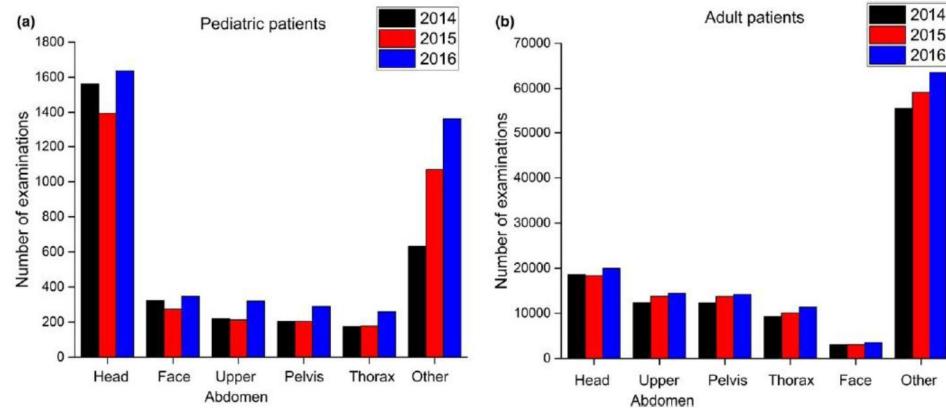


FIG. 2. Five most applied CT protocols for pediatric (left) and adult (right) patients at InRad during the years 2014–2016. Chest CT is the 5th most applied protocol in pediatric patients and the 4th most applied protocol in adult patients.

TABLE 6 Lung-absorbed doses and further dosimetric quantities with respective uncertainties ($k = 1$) for the Chest protocols applied to the adult phantom.

SPR	Chest protocols — constant tube current			Chest protocols — tube current modulation/TCM	
	Standard	Low dose	Ultra low dose	Auto mA	Auto + Smart mA
Dose/mAs (mGy/mAs)	—	0.0794 ± 0.0009	0.081 ± 0.001	0.078 ± 0.001	—
Dose/mAeff (mGy/mAeff)	—	0.109 ± 0.001	0.111 ± 0.001	0.107 ± 0.001	—
Lung mean absorbed dose (mGy)	0.19 ± 0.01	14.30 ± 0.70	3.88 ± 0.19	1.24 ± 0.06	11.90 ± 0.60
					9.29 ± 0.46

TABLE 7 Organ-absorbed doses and further dosimetric quantities with respective uncertainties ($k = 1$) for the Chest protocols applied to the pediatric phantom.

Chest for children protocol					
Constant tube current					
Longitudinal tube current modulation					
Thyroid					
Dose/mAs (mGy/mAs)	0.124 ± 0.004	0.041 ± 0.002	—	—	—
Dose/mAeff (mGy/mAeff)	0.115 ± 0.004	0.037 ± 0.002	—	—	—
Mean absorbed dose (mGy)	6.84 ± 0.25	5.93 ± 0.31	4.05 ± 0.25	3.02 ± 0.13	—
Lungs					
Dose/mAs (mGy/mAs)	0.111 ± 0.005	0.030 ± 0.001	—	—	—
Dose/mAeff (mGy/mAeff)	0.113 ± 0.005	0.027 ± 0.001	—	—	—
Mean absorbed dose (mGy)	6.12 ± 0.27	4.58 ± 0.22	5.13 ± 0.23	3.66 ± 0.16	—

TABLE 8 Comparative evaluation between experimental and simulated organ doses for the adult and pediatric phantom.

Adult lung doses					
Organ	Measurement	Chest protocols — constant tube current			Chest protocols — tube current modulation/TCM
		Standard	Low-dose	Ultra low-dose	
Lungs	TLD (mGy)	14.30 ± 0.72	3.88 ± 0.19	1.24 ± 0.06	11.90 ± 0.60
	NCICT (mGy)	13.24	3.64	1.21	14.11
	Δ (%)	-(8.0 ± 0.9)	-(6.5 ± 0.3)	-(2.1 ± 0.1)	(15.7 ± 0.8)
Pediatric lung and thyroid doses					
Organ	Measurement	Chest protocols — constant tube current		Chest protocols — tube current modulation/TCM	
		80 kV	120 kV	80 kV	120 kV
Lungs	TLD (mGy)	4.58 ± 0.22	6.12 ± 0.27	3.66 ± 0.16	5.13 ± 0.23
	NCICT (mGy)	5.60	6.99	4.34	5.48
	Δ (%)	(18.2 ± 0.9)	(12.5 ± 0.6)	(15.6 ± 0.7)	(6.3 ± 0.3)
Thyroid	TLD (mGy)	5.93 ± 0.31	6.84 ± 0.25	3.02 ± 0.13	4.05 ± 0.25
	NCICT (mGy)	6.22	7.54	3.74	4.68
	Δ (%)	(4.6 ± 0.2)	(9.3 ± 0.3)	(19.3 ± 0.8)	(13.4 ± 0.8)

and thickness for the TCM systems. Even though the imparted dose due to such irradiation is expected to be considerably smaller than for a CT procedure, it is relevant to estimate its value. The mean absorbed lung dose due to both AP and LAT SPR was estimated in 0.19 mGy. This estimation corresponds to about 1.3% of the dose absorbed by the lungs in STD protocol. This fraction increases to

4.9% and 15% when compared with LD and ULD protocols, respectively. For "Auto mA" and "Auto + Smart mA", this contribution is 1.6% and 2.1%, respectively. Therefore, SPR contributes with relatively low doses to the lungs in STD protocols, but in protocols developed with the goal of reducing dose without losing image quality, its contribution may become significant.

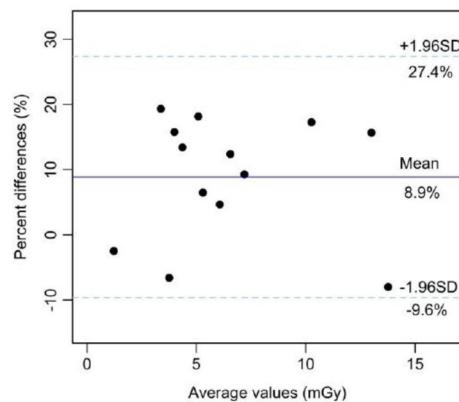


Fig. 3. Bland–Altman plot of the percent differences against the mean of the organ doses obtained with the NCCT software and TLD measurements. The mean of the percent differences is presented in blue (8.9%) and the 95% limits of agreement are presented in the dashed lines.

Although SPR became an essential step prior to CT scans, there are not many published studies in the literature involving dosimetric aspects of SPR scans. Mini et al.⁴⁸ investigated the dose absorbed by several organs due to one single protocol of SPR. The result for the dose absorbed by the lungs due to a chest SPR was 0.18 mGy. Even though Mini and colleagues do not specify in which projection SPR was taken and neither the scanner used, it was shown that the dose due to such procedure is relatively small, when compared with the other studied protocols. Moreover, the value reported is in good agreement with the value estimated in the present work.

4.A.2 | Chest CT with fixed tube current

Huda et al.⁴⁹ proposed a methodology that considers Monte Carlo simulations and the $CTDI_{vol}$ value reported by the scanner console to calculate organ-absorbed doses for a 70 kg patient undergoing chest CT examination. According to proposed by Turner et al.,⁵⁰ organ-specific coefficients f_{organ} relating organ dose and $CTDI_{vol}$ were determined for each tube voltage. For lung with 120 kV, $f_{lung} = 1.50 \pm 0.06$. It was considered that this f_{lung} value is valid for any chest CT performed with tube voltage set to 120 kV for a 70 kg adult. Taking into account the $CTDI_{vol}$ values from the protocols studied in the present work, the lung-absorbed doses may be estimated using the methodology proposed by Huda et al.⁴⁹ (Table 9). The results obtained are in good agreement with the measurements performed with TLDs.

Finally, from Table 9 the comparison of adult protocols with fixed tube current is also extracted. These results show that lung doses could be reduced by $72.9 \pm 0.8\%$ when using the LD protocol, and by $91 \pm 1\%$ when using the ULD protocol, in comparison to the STD protocol.

TABLE 9 Lung-absorbed doses due to the Standard, Low Dose, and Ultra Low-Dose chest CT protocols estimated by the present work (with TLD measurements) and by the methodology proposed by Huda and Sandison.⁴⁹ The relative difference was calculated as the percentage difference between the values estimated by both methodologies.

	Standard	Low dose	Ultra low dose
Dose by TLD measurements (mGy)	14.3 ± 0.2	3.88 ± 0.19	1.24 ± 0.06
$CTDI_{vol}$ (mGy)	10.03	2.76	0.92
Dose by Huda et al. ⁴⁹ (mGy)	15.0 ± 0.6	4.1 ± 0.2	1.38 ± 0.06
Relative difference (%)	4.7 ± 4.0	5.4 ± 4.8	10.1 ± 4.1

4.A.3 | Chest CT with TCM

TCM systems provide dose reduction by adapting the tube current according to patient anatomy and attenuation properties. For both TCM protocols, the tube current was set to rely between 80 and 300 mA, tube current-time product being 48–180 mAs. For reference, the equipment used double SPR (LAT and AP).

The lung dose reduction achieved with "Auto mA" mode was $16.8 \pm 1.2\%$ compared to the STD protocol. Similarly, $35.0 \pm 2.5\%$ reduction was achieved with the "Auto + Smart mA" mode. Similar dose reduction levels for TCM are reported in literature.^{18,51}

4.B | Chest protocols: pediatric phantom

4.B.1 | Fixed tube current

Dose estimates for thyroid and lungs were comparable when the phantom was irradiated with 80 kV and with 120 kV with fixed tube current. Decreasing the tube voltage from 120 to 80 kV while increasing the tube current-time product from 55 to 146 mAs reduces both thyroid dose by $13.3 \pm 0.8\%$ (from 6.84 to 5.93 mGy) and lung dose by $25.2 \pm 1.6\%$ (from 6.12 to 4.58 mGy) (Table 10).

Dose values estimated for the lungs and thyroid are similar, since these organs were irradiated by the primary beam of the CT scanner. Considering the relative quantity $\frac{\text{organ dose}}{\text{mAs}_{\text{eff}}}$ reported in Table 7, in the Chest for children protocol with 120 kV, the thyroid dose per effective mAs was $0.115 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$ for the 5-yr-old phantom. The lung dose per effective mAs was $0.113 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$. Decreasing the tube voltage to 80 kV reduced the thyroid dose to $0.037 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$ and the lung dose to $0.027 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$.

A similar behavior was reported in the study conducted by Fujii et al.⁵² The authors performed organ doses measurements in a 1-yr-old pediatric phantom (ATOM Model 704-C, CIRS, Inc., Norfolk, VA, USA) due to a 120 kV chest CT protocols. According to those authors, dose values for lungs and thyroid were comparable, indicating that the thyroid was irradiated by the primary beam as well as the lungs. In that study the thyroid dose per effective mAs was $0.234 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$ and the lung dose per effective mAs was $0.238 \text{ mGy/mAs}_{\text{eff}}$.

TABLE 10 Comparison among absorbed doses for thyroid and lungs when using fixed mA with 120 and 80 kV.

	Dose (mGy)		
	120 kV, 55 mAs	80 kV, 146 mAs	Percent decrease
Thyroid	6.84 ± 0.25	5.93 ± 0.31	13.3 ± 0.8%
Lungs	6.12 ± 0.27	4.58 ± 0.22	25.2 ± 1.6%

In the study conducted by Mathews et al.,⁵³ the authors evaluated the cancer risk in pediatric patients after their exposure to ionizing radiation from CT examinations. The cohort had examinations performed from 1985 to 2005 and, overall, cancer incidence was 24% higher for exposed people than for unexposed people. In particular, an increased incidence rate ratio (IRR) was reported for several types of cancer (e.g., digestive organs, melanoma, brain), including thyroid. The authors argue that even though modern CT scanners are likely to yield to lower radiation doses, it is essential to limit CT examinations to cases that present a clear clinical indication, particularly for pediatric patients.

4.B.2 | TCM protocols

Table 11 shows the comparison of the absorbed organ doses when TCM modulation was turned on for both tube voltages (80 and 120 kV).

According to the results in Table 11, TCM can reduce the organ doses by 49.1 ± 3.3% in the pediatric phantom when setting a tube voltage of 80 kV and by 40.8 ± 2.9% when using 120 kV. In the clinical practice extracted from the data collected, the majority (>95%) of examinations were performed with 120 kV and TCM, while a few examinations were performed with 80 kV and TCM. From Table 11, switching the kV from 120 to 80 keeping the TCM in both cases would save up to 25.4 ± 1.9% of thyroid doses and up to 28.7 ± 1.8% of lung doses, maintaining the necessary image quality for diagnostic purpose. Therefore, a possibility of optimization was identified, which is in progress of implementation and validation.

In particular, it is essential to evaluate the image quality when aiming at protocol optimization. There are several studies reporting different tools to assess clinical image quality,^{54–57} although on the other hand there are several studies showing that a radiologist tends to select images in which a given objective parameter (e.g., contrast resolution) is higher.⁵⁴ In the study proposed by Rehani⁵⁴ the author presents several arguments supporting the subjective image quality evaluation by a radiologist. In this sense, the images acquired for a number of patients performing routine chest CT at 80 and 120 kV were evaluated by a radiologist from InRad in the present investigation. All important structures were visible in both examinations, thus indicating that 80 kV with TCM might be adequate when performing routine chest examinations in children within this age range.

The overall reduction in absorbed organ dose with TCM adjustments is in good agreement with the literature, although TCM differs per CT scanner and protocol. Coursey et al.⁵⁸ obtained a mean absorbed dose reduction of 53% for the lungs and 56% for the

TABLE 11 The absorbed doses for thyroid and lungs when using fixed mA and TCM with 120 and 80 kV.

	120 kV, 55 mAs	120 kV, 30–54 mAs (TCM)	Percent decrease (%)
Thyroid	6.84 ± 0.25	4.05 ± 0.25	40.8 ± 2.9
Lungs	6.12 ± 0.27	5.13 ± 0.23	16.2 ± 1.0
	80 kV, 146 mAs (TCM)	80 kV, 77–145 mAs (TCM)	Percent decrease (%)
Thyroid	5.93 ± 0.31	3.02 ± 0.13	49.1 ± 3.3
Lungs	4.58 ± 0.22	3.66 ± 0.16	20.1 ± 1.3
	120 kV, 30–54 mAs (TCM)	80 kV, 77–145 mAs (TCM)	Percent decrease (%)
Thyroid	4.05 ± 0.25	3.02 ± 0.13	25.4 ± 1.9
Lungs	5.13 ± 0.23	3.66 ± 0.16	28.7 ± 1.8

thyroid, when using TCM in the z-direction for the same reference phantom. Alibek et al.⁵⁹ reports 32% of dose reduction for chest pediatric CT examinations when using TCM. *In vivo* studies¹⁹ in CT radiation dose show an average body dose reduction of 11% in pediatric patients with similar anatomy as the phantom used in this study.

However, some studies report small increases in absorbed organ dose in pediatric subjects due to TCM.¹⁸ In the study conducted by Karmazyn and colleagues,¹⁹ the authors discourage the use of TCM in very small pediatric patients due to the uniformity of their body shape to preclude the possibility of an unnecessary high current-time product. Therefore, the dose reduction strategy must always be discussed between clinical and physics staff, especially for pediatric patients.

Due to differences in anatomy (e.g., acquisition with arms elevation) the tube current-time product over the longitudinal direction might be higher in patients than in phantoms at the thyroid level, since TCM tries to compensate the difference by increasing the tube current-time product. Figure 4 presents the comparison of the tube current as a function of the table position among the Chest for children protocol applied in the phantom and in a patient with 80 and 120 kV. In both situations, the tube current-time product is higher for the patient than for the phantom in the region around the neck (table position 0). For the patients, the value is decreasing in the direction of the lungs. For the phantom, the tube current-time product starts lower in the neck and increases in the direction of the lungs. Outside the lungs, this value presents a similar trend for patients and for the phantom with both tube voltages.

4.C | Comparative evaluation with NCICT

Experimental and simulated results were in agreement within 20%. Small differences are mainly related to anatomical difference between the computational human phantoms built in NCICT and the physical phantoms used for dose measurements. Despite such differences, the experimental methodology presented in this study showed to be adequate for dose evaluation.

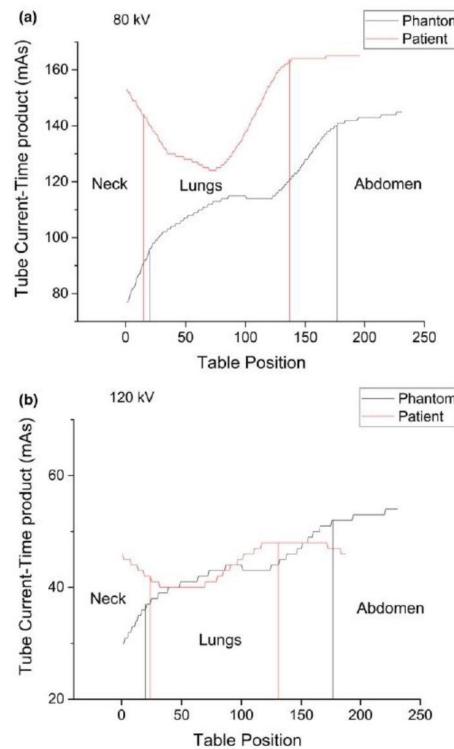


FIG. 4. Variation of the tube current-time product over the longitudinal axis of the patient and the phantom, from the neck (Table position 0) to the abdomen with a tube voltage of 80 and 120 kV. The tube current-time product decreases in the direction of the abdomen of the phantom and increases in the direction of the abdomen of the patient. In both cases, the area within the black vertical lines corresponds to the position of the lungs inside the phantom, and within the red vertical lines to the position of the lungs inside the patient.

Monte Carlo simulations to estimate organ-absorbed doses have become a common subject. In the study conducted by Huang and colleagues, for instance, the authors evaluated the effect of organ based TCM on the reduction in eye lenses dose using Monte Carlo simulation.⁶⁰ Fujii et al.,⁵² for instance, compared the experimental results obtained with silver-activated phosphor glass dosimeter with results simulated by ImpactMC (CT Imaging GmbH, Germany) for an adult physical phantom and a 1-yr-old physical phantom. Percent differences reported by these authors are within 13% for organs that were within the scan range and the authors considered measured and simulated results to be in good agreement. In the study conducted by Dabin et al.,⁴⁴ the authors performed organ dose measurements in a 5-yr-old anthropomorphic phantom for five

different CT scanners from four manufacturers. The authors measured absorbed doses to 22 organs by directly applying TLDs inside the organs of the phantom for head-to-torso acquisitions. These values were compared to calculations performed with the software NCICT and two main results of this study can be highlighted. First, for most organs the difference between measured and simulated absorbed doses was within 20%, similar to results found in this study. In addition, the authors developed a voxelized phantom based on the CIRS ATOM phantom used for the experimental measurements and performed the simulations using this voxelized phantom. Percent differences in this case were within 10.4%. This result confirms that the main cause of differences between simulations and experiments are associated to discrepancies in simulated and measured phantoms anatomies. The length of the necks of the voxelized phantom and the physical phantom are particularly different from each other, which explains the highest percent differences among thyroid doses obtained experimentally and with NCICT (Table 7).

As previously described (Section 1), one of the limitations associated with Monte Carlo simulations of CT scanners is the need of confidential technical parameters, which are not always measurable. In particular, the NCICT code is entirely based on a reference CT scanner and relies on the fact that CTDI_{vol} -normalized organ doses do not depend on the scanner. Although this independency can indeed provide fair dose estimations, NCICT is intrinsically limited to the technical parameters of the reference CT scanner. Therefore, when accurate dose values are required, measurements using TLD and physical anthropomorphic phantoms are more reliable. In particular, besides providing a high spatial resolution because of their small sizes, Lithium Fluoride TLD dosimeters used in these experiments are tissue-equivalent¹⁶ and they were calibrated using the same CT scanner used for the measurements (thus the same X ray beam), therefore it was not necessary to correct for the energy dependence.

4.D | Clinical benefits and limitations

The clinical motivation for this study was the general evaluation of the practices related to CT procedures performed in a clinical institution. The experimental measurements were performed in order to have a more reliable estimate of the organ doses in such procedures. A limitation of this study refers to the use of two sizes of anthropomorphic phantoms and two organs only. However, this is an accurate method that can be applied in a wide range of phantoms and even in *post-mortem* subjects according to a given clinical need by other authors. Additionally, because inherent limitations of Monte Carlo simulations, experimental measurements with TLDs offer more accurate results.

The main challenge related to the clinical translation is due to the image quality of optimized protocols, which needs to be carefully addressed before implementing any kind of adjustment to the clinical routine.

5 | CONCLUSIONS

An experimental approach was applied in this study to evaluate organ doses in anthropomorphic phantoms in different chest CT protocols. This methodology has proven to be efficient for measurements of doses to organs within the scan regions but its applicability to different situations must be evaluated, especially when the organ is not directly irradiated by the primary CT beam. Nonetheless, because of the limitations associated with Monte Carlo simulations, experimental measurements with TLDs should be the approach of choice when more accurate dose values are required. Finally, findings of the present investigation may pave the way to decrease radiation dose whereas the image quality could be potentially preserved with the use of first generation and model based iterative reconstruction methods. In particular, dose reduction in up to 28.7% on the absorbed dose was reported for pediatric protocols with a change from 120 to 80 kV using TCM; TCM and ultra low-dose adult protocols can lead up to 35.0% and 90.0% in dose reduction, respectively, when compared with the standard adult protocol, which is performed with fixed mAs. Further investigations considering other radiosensitive organs and other protocols must be conducted as a step toward the implementation of optimization strategies.

ACKNOWLEDGMENTS

This research project was approved to be conducted at InRad under the research protocol CAAE 55420616.3.0000.0068. This work was partially supported by the São Paulo Research Foundation — FAPESP (grants 2013/09596-3 and 2010/12237-7) and by the National Council

of Technological and Scientific Development — CNPq (grants 132554/2015-1 and 309745/2015-2), in addition to the joint CNPq/FAPESP INCT project — "Metrology of ionizing radiation in medicine" (grant 573659/2008-7). The authors also thank the IAEA: this research was carried out as part of the IAEA CRP E2.40.20 entitled "Evaluation and Optimization of Pediatric Imaging" (contract number 19047).

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that they have no conflict of interest.

ENDNOTE

^a NCICT program can be obtained from National Cancer Institute by contacting Dr. Choonsik Lee at <http://ncidose.cancer.gov>.

APPENDIX A

UNCERTAINTIES ESTIMATION

The uncertainties considered to calculate the overall uncertainties of lung- and thyroid-absorbed dose estimates are summarized in Fig. A1. σ_{M_Q} is the uncertainty in the ionization chamber reading (in Coulombs) for a X ray beam quality Q , $\sigma_{N_{k_0}}$ is the uncertainty of the calibration coefficient given by the IC calibration report, $\sigma_{k_{Q,Q_0}}$ refers to the correction factor for a radiation beam quality Q regarding the ionization chamber's calibration beam quality Q_0 , $\sigma_{k_{TP}}$ is due to the correction factor for temperature and pressure, $\sigma_{k_{air}}$ is the composed uncertainty for air kerma values, σ_n is the uncertainty of the TL values from the

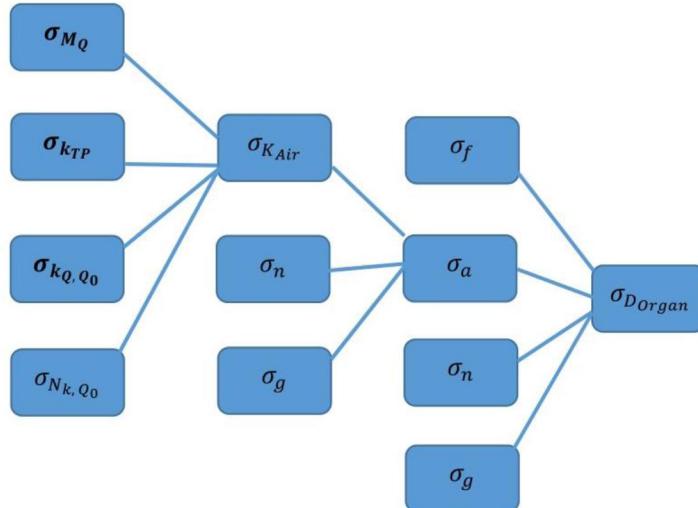


Fig. A1. Scheme illustrating all the uncertainties used to the overall uncertainty for lung-absorbed dose estimation.

different TLDs inside a measuring group, σ_g is the systematic uncertainty regarding the TLD group selection (i.e., 6.5%),²⁵ σ_a refers to the calibration curve of TL values and air kerma, σ_f corresponds to uncertainties on the organ mass fraction inside each physical slice of the phantoms,³² and finally $\sigma_{D_{\text{Organ}}}$ is the overall uncertainty to the organ dose estimates obtained with the propagation of all components. Confidence level considered is 68.3% ($k = 1$).

REFERENCES

- Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM Jr, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*, 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- ICRP. *Managing Patient Dose in Computed Tomography*. ICRP Publication 87. Annals of the ICRP, Vol. 30. Thousand Oaks, CA: SAGE Publications; 2000.
- Bunge RE, Herman CL. Usage of diagnostic imaging procedures: a nationwide hospital study. *Radiology*. 1987;163:569–573.
- Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357:2277–2284.
- Hess EP, Haas LR, Shah ND, Stroebel RJ, Denham CR, Swensen SJ. Trends in computed tomography utilization rates: a longitudinal practice-based study. *J Patient Saf*. 2014;10:52–58.
- IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients*. Vienna: International Atomic Energy Agency. IAEA Human Health Series No. 24; 2014.
- Järvinen H, Vassileva J, Samei E, Wallace A, Vano E, Rehani M. Patient dose monitoring and the use of diagnostic reference levels for the optimization of protection in medical imaging: current status and challenges worldwide. *J Med Imaging*. 2017;4:31214.
- Samei E, Hoeschen C. Special section guest editorial: visions of safety: perspectives on radiation exposure and risk in medical imaging. *J Med Imaging*. 2017;4:31201.
- Smith-Bindman R, Miglioretti DL. CTDlvol, DLP, and effective dose are excellent measures for use in CT quality improvement response. *Radiology*. 2011;261:999–1000.
- Kalender WA. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, 3rd ed. Erlangen: Publicis Publishing; 2011.
- AAPM. *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Report of AAPM Task Group 204*. College Park, MD; 2011.
- AAPM. *Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. Report of AAPM Task Group 220*. College Park, MD; 2014.
- Bostani M, McMillan K, Lu P, et al. Attenuation-based size metric for estimating organ dose to patients undergoing tube current modulated CT exams. *Med Phys*. 2015;42:958.
- Costa PR. Computer tomography phantom applications. In: *The Phantoms of Medical and Health Physics*. New York, NY: Springer; 2014:123–142.
- Winslow JF, Hyer DE, Fisher RF, Tien CJ, Hintenlang DE. Construction of anthropomorphic phantoms for use in dosimetry studies. *J Appl Clin Med Phys*. 2009;10:195–204.
- McKeever SWS. *Thermoluminescence of Solids*, 1st ed. New York, NY: Cambridge University Press; 1985.
- Lee C, Kim KP, Bolch WE, Moroz BE, Folio L. NCICT: a computational solution to estimate organ doses for pediatric and adult patients undergoing CT scans. *J Radiol Prot*. 2015;35:891–909.
- Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. *Med Phys*. 2008;35:4567–4576.
- Karmazyn B, Ai H, Liang Y, Klahr P, Eckert GJ, Gregory Jennings S. Effect of body size on dose reduction with longitudinal tube current modulation in pediatric patients. *Am J Roentgenol*. 2015;204:861–864.
- Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection*, 10th ed. St. Louis, MO: Elsevier Health Sciences; 2013.
- IAEA. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*. Vienna: International Atomic Energy Agency. IAEA Technical Report Series No. 457; 2007.
- Giantsante L, Santos JC, Umistedo NK, Terini RA, Costa PR. Characterization of OSL dosimeters for use in dose assessment in computed tomography procedures. *Phys Med*. 2018;47:16–22.
- ICRP. *Report of the Task Group on Reference Man*. ICRP Publication 23, 1st ed. Elmsford, NY: Pergamon Oxford; 1975.
- Archer BR, Glaze S, North LB, Bushong SC. Dosimeter placement in the Rando phantom. *Med Phys*. 1977;4:315–318.
- Martins JC. *Lung Dose Estimates for Computed Tomography Procedures [Master's Thesis]*. São Paulo, SP: University of São Paulo; 2015. <http://www.teses.usp.br/teses/diponiveis/43/43134/tde-16052016-082136/pt-br.php>.
- National Lung Screening Trial Research Team. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N Engl J Med*. 2011;364:395–409.
- Mettler FA Jr, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology*. 2008;248:254–263.
- Khawaja RDA, Singh S, Blake M, et al. Ultra-low dose abdominal MDCT: using a knowledge-based Iterative Model Reconstruction technique for substantial dose reduction in a prospective clinical study. *Eur J Radiol*. 2015;84:2–10.
- Nagatani Y, Takahashi M, Murata K, et al. Lung nodule detection performance in five observers on computed tomography (CT) with adaptive iterative dose reduction using three-dimensional processing (AIDR 3D) in a Japanese multicenter study: comparison between ultra-low-dose CT and low-dose CT by re. *Eur J Radiol*. 2015;84:1401–1412.
- Widmann G, Dalli Torre D, Hoermann R, et al. Ultralow-dose computed tomography imaging for surgery of midfacial and orbital fractures using ASIR and MBIR. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44:441–446.
- Reina TR. *Evaluation of Automatic Exposure Control Systems in Computed Tomography [Master's Thesis]*. São Paulo, SP: University of São Paulo; 2014. <http://www.teses.usp.br/teses/diponiveis/43/43134/tde-28112014-152409/pt-br.php>.
- Giantsante L. *Organ Doses Evaluation for Computed Tomography Procedures Using TL and OSL Dosimeters [Master's Thesis]*. São Paulo, SP: University of São Paulo; 2017. <http://www.teses.usp.br/teses/diponiveis/43/43134/tde-22012018-133105/pt-br.php>.
- Golikov VY, Nikitin VV. Estimation of the mean organ doses and the effective dose equivalent from Rando phantom measurements. *Health Phys*. 1989;56:111–115.
- Huda W, Sandison GA. Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements. *Health Phys*. 1984;47:463.
- Martins JC, Nersessian DY, Costa PR. Lung Dose Estimation for a Total Body Computed Tomography Protocol. In: *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, June 7–12, 2015, Toronto, Canada. Cham: Springer; 2015:689–691.
- Bevington PR, Robinson DK, Blair JM, Mallinckrodt AJ, McKay S. Data reduction and error analysis for the physical sciences. *Comput Phys*. 1993;7:415–416.
- Gonzaga NB, Mourão AP, Magalhães MJ, da Silva TA. Organ equivalent doses of patients undergoing chest computed tomography: measurements with TL dosimeters in an anthropomorphic phantom. *Appl Radiat Isot*. 2014;83:242–244.

38. Attix FH. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, 2nd ed. Weinheim: John Wiley & Sons; 2004.
39. Hubbell JH, Seltzer SM. *Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (Version 1.4)*. Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology; 2004.
40. Li X, Samet E, Segars WP, et al. Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: part I. Development and validation of a Monte Carlo program. *Med Phys*. 2011;38:397–407.
41. Sinclair L, Griglack TM, Mench A, et al. Determining organ doses from CT with direct measurements in postmortem subjects: part 2 – correlations with patient-specific parameters. *Radiology*. 2015;277:471–476.
42. Lee C, Lodwick D, Hurtado J, Pafundi D, Williams JL, Bolch WE. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. *Phys Med Biol*. 2009;55:339–363.
43. Lee C, Lodwick D, Williams JL, Bolch WE. Hybrid computational phantoms of the 15-year male and female adolescent: applications to CT organ dosimetry for patients of variable morphology. *Med Phys*. 2008;35:2366–2382.
44. Dabin J, Mencarelli A, McMillan D, Romanyukha A, Struelens L, Lee C. Validation of calculation algorithms for organ doses in CT by measurements on a 5 year old paediatric phantom. *Phys Med Biol*. 2016;61:4168–4182.
45. Long DJ, Lee C, Tien C, et al. Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: validation studies of organ doses with physical phantoms. *Med Phys*. 2013;40:013901.
46. Bland JM, Altman D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;327:307–310.
47. Giavarina D. Understanding Bland–Altman analysis. *Biochem Med*. 2015;25:141–151.
48. Mini RL, Vock P, Murry R, Schneeberger PP. Radiation exposure of patients who undergo CT of the trunk. *Radiology*. 1995;195:557–562.
49. Huda W, Sterzik A, Tipnis S, Schoepf UJ. Organ doses to adult patients for chest CT. *Med Phys*. 2010;37:842–847.
50. Turner AC, Zankl M, DeMarco JJ, et al. The feasibility of a scanner-independent technique to estimate organ dose from MDCT scans: using CTDIvol to account for differences between scanners. *Med Phys*. 2010;37:1816–1825.
51. Gubjónsdóttir J, Ween B, Olsen DR. Optimal use of AEC in CT: a literature review. *Radiol Technol*. 2010;81:309–317.
52. Fujii K, Nomura K, Muramatsu Y, et al. Evaluation of organ doses in adult and paediatric CT examinations based on Monte Carlo simulations and in-phantom dosimetry. *Radiat Prot Dosimetry*. 2015;165:166–171.
53. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, et al. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ*. 2013;346:f2360–f2360.
54. Rehani MM. Dose surveys and DRLs: critical look and way forward. *Radiat Prot Dosimetry*. 2015;165:67–69.
55. Badami A. “How much realism is needed?” – The wrong question in silico imagers have been asking. *Med Phys*. 2017;44:1607–1609.
56. Adam K, Richard L, Ricardo O, Kwak J, Tinsu P. Medical imaging data in the digital innovation age. *Med Phys*. 2018;45: e40–e52.
57. Caroline C, Adrien A, Fanny O, et al. Can we trust the calculation of texture indices of CT images? A phantom study. *Med Phys*. 2018;45:1529–1536.
58. Coursey C, Frush DP, Yoshizumi T, Toncheva G, Nguyen G, Greenberg SB. Pediatric chest MDCT using tube current modulation: effect on radiation dose with breast shielding. *Am J Roentgenol*. 2008;190: W54–W61.
59. Alibek S, Brand M, Suess C, Wuest W, Uder M, Greess H. Dose reduction in pediatric computed tomography with automated exposure control. *Acad Radiol*. 2011;18:690–693.
60. Huang Y, Zhuo W, Gao Y, Liu H. Monte Carlo simulation of eye lens dose reduction from CT scan using organ based tube current modulation. *Phys Med*. 2018;48:72–75.