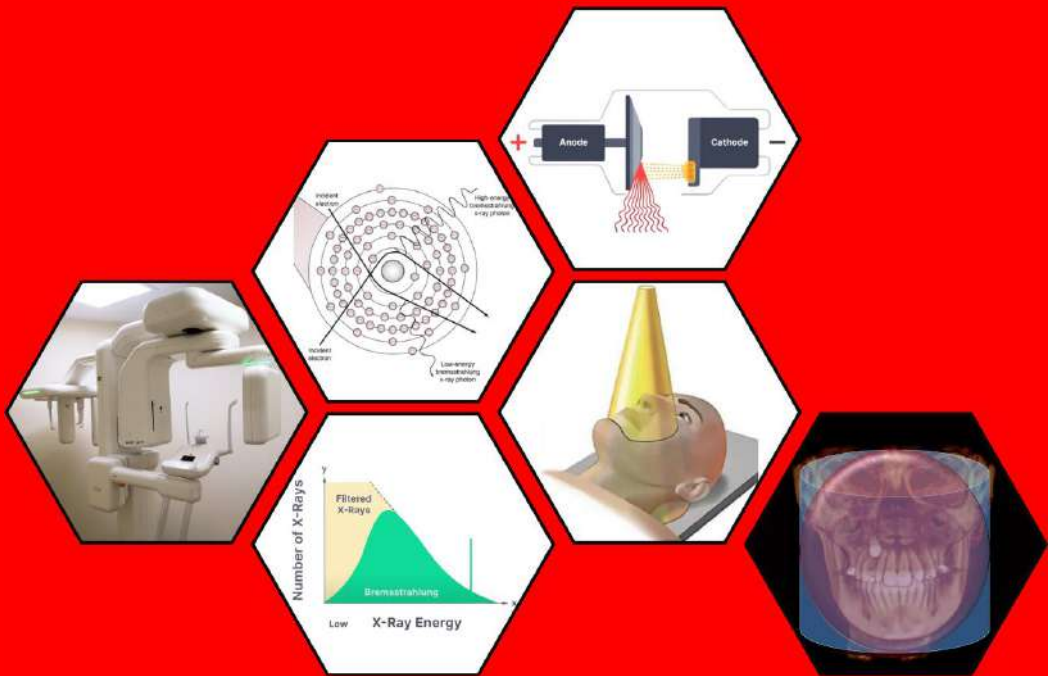


**QUALITY CONTROL (QC) PESAWAT CONE-BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY (CBCT) DENTAL DI RUMAH SAKIT UMUM PUSAT
WAHIDIN SUDIROHUSODO**



**WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH
H021191087**



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

**QUALITY CONTROL (QC) PESAWAT CONE-BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY (CBCT) DENTAL DI RUMAH SAKIT UMUM PUSAT
WAHIDIN SUDIROHUSODO**

**WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH
H021191087**



**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

**QUALITY CONTROL (QC) PESAWAT CONE-BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY (CBCT) DENTAL DI RUMAH SAKIT UMUM PUSAT
WAHIDIN SUDIROHUSODO**

WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH
H021191087

Skripsi

Sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar sarjana

Program Studi Fisika

Pada

**PROGRAM STUDI FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

SKRIPSI

QUALITY CONTROL (QC) PESAWAT CONE-BEAM COMPUTED
TOMOGRAPHY (CBCT) DENTAL DI RUMAH SAKIT UMUM PUSAT
WAHIDIN SUDIROHUSODO

WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH

11021191087

Skripsi,

telah dipertahankan di depan Panitia Ujian Sarjana Fisika pada 30 Juli 2024 dan
dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan
pada

Program Studi Fisika
Departemen Fisika
Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam
Universitas Hasanuddin
Makassar

Menyetujui:

Pembimbing Utama,



Prof. Dr. Syamsul Dewang, MS, F.Med
NIP 19630111 199002 1 001

Pembimbing Pendamping,



Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si
NIP 19750513 199903 2 001

Ketua Program Studi,



Prof. Dr. Arifin, M.T
NIP 19670520 199403 1 002

PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI DAN PELIMPAHAN HAK CIPTA

Dengan ini saya menyatakan bahwa, skripsi berjudul "*Quality Control (QC) Pesawat Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Dental di Rumah Sakit Umum Pusat Wahidin Sudirohusodo*" adalah benar karya saya dengan arahan dari pembimbing utama Bapak Prof. Dr. Syamsir Dewang, MS dan pembimbing pembimbing pertama Ibu Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apa pun kepada perguruan tinggi mana pun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam daftar pustaka skripsi ini. Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan skripsi ini adalah karya orang lain, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut berdasarkan aturan yang berlaku.

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta (hak ekonomis) dari karya tulis saya berupa skripsi ini kepada Universitas Hasanuddin.

Makassar, 30 Juli 2024

Materai dan tandatangan



Ucapan Terima Kasih

Bismillahirrahmanirrahim

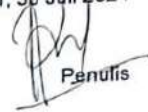
Syukur Alhamdulillah penulis panjatkan kepada Allah SWT atas rahmat dan hidayah-Nya sehingga prproposal penelitian dengan judul “**Quality Control (QC) Pesawat Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Dental di RSUP Wahidin Sudirohusodo**” dapat terselesaikan dengan baik.

Shalawat dan salam penulis kirimkan kepada Nabi Muhammad SAW beserta para sahabat dan keluarga beliau yang telah memberikan tauladan dan inspirasi dalam menjalani kehidupan di dunia dan di akhirat. Sesungguhnya penyusunan skripsi ini tidak akan terselesaikan tanpa adanya bimbingan, bantuan dan kemurahan hati dari berbagai pihak. Oleh karena itu, disamping rasa syukur yang tak terhingga atas nikmat yang telah diberikan oleh Allah SWT penulis juga menyampaikan rasa terima kasih sedalam-dalamnya kepada Bapak **Prof. Dr. Syamsir Dewang, MS, F.Med** sebagai pembimbing utama dan Ibu **Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si** sebagai pembimbing pertama yang telah memberikan ilmu dan senantiasa meluangkan waktu, tenaga dan pikiran serta turut memberikan pendampingan selama proses penyusunan dan penyelesaian skripsi ini. Penulis juga menyampaikan terima kasih sebesar-besarnya kepada:

1. Ketua dan Sekretaris Departemen Fisika, Bapak **Prof. Dr. Arifin, MT** dan Ibu **Dr. Sri Dewi Astuty, S.Si, M.Si** serta seluruh Dosen Fisika yang telah memberikan ilmunya kepada penulis dan Staf Departemen Fisika yang telah banyak membantu penulis.
2. Tim Penguji, bapak **Prof. Dr. Bualkar Abdullah, M.Eng.Sc.** dan bapak **Prof. Dr. Dahlang Tahir, S.Si, M.Si.** Terima kasih atas ilmu, bimbingan dan saran-saran yang diberikan kepada penulisselama penyusunan dan penyelesaian skripsi ini.
3. Seluruh Petugas Fisika Medik Rumah Sakit Umum Pusat Wahidin Sudirohusodo yang membantu penulis dalam penelitian.
4. Orang tua penulis, Ayahanda Achmar dan ibunda Rusmah Liansari Dewi, Terima kasih karena sudah mengantarkanku ke tempat ini dengan segala perhatian, kasih sayang, waktu, materi, pengorbanan, motivasi serta do'a yang tulus yang tiada henti kepada penulis.
5. Untuk teman-teman penulis Nurul, Nabila, Sire, Septia, Ririn, Eni, Alya, Ginola yang selalu menemani dan kebersamai dalam menyelesaikan penelitian.
6. Rekan-rekan **Laboratorium Optik dan Spektroskopi.**
7. teman-teman **Fisika 2019**, terkhusus saudara-saudariku **b19bang** yang selalu melukis cerita bersama, menemani dalam suka dan duka membantu, dan menghiasi perkuliahan.
8. Serta ucapan terima kasih kepada pihak-pihak lain yang telah memberikan bantuan secara langsung ataupun tidak langsung, yang tidak sempat kami sebutkan satu per satu atas segala kebaikan yang telah diberikan oleh berbagai pihak, penulis mengucapkan banyak terima kasih. Semoga Tuhan membalasnya

Penulis sadar bahwa masih banyak kekurangan dan ketidaksempurnaan skripsi ini, maka penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun dalam perbaikan penyempurnaannya. Akhir kata penulis berharap semoga tulisan ini dapat bermanfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan, dapat diterapkan dalam dunia industri, bermanfaat bagi semua pihak dan semoga selalu dalam lindungan Allah SWT.

Makassar, 30 Juli 2024



Penulis

ABSTRAK

WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH. **Quality Control (QC) Pesawat Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Dental di Rumah Sakit Umum Pusat Wahidin Sudirohusodo** (dibimbing oleh Syamsir Dewang dan Sri Dewi Astuty).

Pencitraan radiologi kedokteran gigi 2 dimensi memiliki keterbatasan pada tingkat pembesaran, distorsi dan superimposisi yang dapat menimbulkan kesalahan representasi struktur. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) merupakan teknologi pencitraan kedokteran gigi modern yang dapat memberikan citra 3 dimensi dengan resolusi tinggi tanpa distorsi dan superimposisi tulang dan struktur gigi lainnya dengan tingkat paparan radiasi yang rendah. Quality Control pada CBCT CS 9600 dental dilakukan untuk memperoleh hasil citra 3D untuk pemeriksaan gigi dengan keluaran radiasi yang aman dan sesuai. Penelitian ini menganalisis keluaran berkas radiasi pada pesawat CBCT dental CS 9600 di Ruang Radiologi Instalasi Gawat Darurat RSUP Dr. Wahidin Sudirohusodo menggunakan alat uji detektor Raysafe Xi R/F dengan parameter uji yaitu uji kolimasi; uji generator dan tabung berupa akurasi tegangan, linearitas, reproduktifitas, HVL, dan kebocoran tabung; dan uji Dose Area Product (DAP). Hasil yang diperoleh menunjukkan bahwa CBCT CS9600 dental masih dalam batas normal, hasil pengukuran akurasi tegangan didapatkan error maksimum sebesar 2,75%, linearitas yang diperoleh sebesar CL 0,006. Reproducibility didapatkan CV pada tegangan 0,0007 kv, waktu 0,000018 s dan keluaran radiasi 0,0004 mGy, kualitas berkas sinar-X (HVL) didapatkan pada Al 3,1 mm pada 70 kVp, dan hasil pengukuran kebocoran didapatkan emisi maksimum sebesar 0,11%. Hasil uji Quality Control Cone-Beam CT dental pada 7 parameter uji secara keseluruhan tidak melampaui batas dan memenuhi persyaratan yang ditetapkan dalam peraturan Bapeten nomor 2 tahun 2022.

Kata Kunci: CBCT dental, Pencitraan 3 Dimensi, *Quality Control*, *Dose Area Product* (DAP).

ABSTRACT

WAHYUNI PUTRI ADENINGSIH. **Quality Control (QC) Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Dental at RSUP Dr. Wahidin Sudirohusodo** (supervised by Syamsir Dewang and Sri Dewi Astuty).

2D dental radiology imaging has limitations in magnification, distortion, and superimposition which can cause errors in structural representation. Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) presents itself as an advanced technology in dental examinations through the advantage of high-resolution 3D images, without distortion and superimposition of bones and other dental structures, with a low level of radiation exposure. Quality Control of dental CBCT CS 9600 equipment is carried out to obtain 3D image results for dental examinations with safe and appropriate radiation output. Analysis of the radiation beam output from the CBCT CS 9600 dental unit was measured using the Raysafe Xi R/F detector test instrument based on several test parameters, namely collimation test, generator and tube test voltage accuracy, linearity test, reproducibility test, HVL test, tube leakage test, and Product Area Dose (DAP) test. The results showed that the voltage accuracy test obtained a maximum error of 2.75%, the linearity coefficient obtained was 0.006, reproducibility as a variance coefficient of the voltage is 0.0007 kV, time exposure 0.000018 s and radiation output 0.0004 mGy. X-ray beam quality (HVL) obtained about 3.1 mmAl for 70 kVp, and leakage obtained maximum emissions of 0.11%. All of the Quality Control tests in CBCT dental as a whole do not exceed the limits according to BAPETEN regulation No. 2 year 2022.

Keywords: CBCT dental, 3D Imaging, Quality Control, Dose Area Product (DAP).

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN PENGAJUAN.....	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
PERNYATAAN KEASLIAN SKRIPSI.....	iv
UCAPAN TERIMA KASIH	v
ABSTRAK.....	vi
ABSTRACT	vii
DAFTAR ISI.....	iii
DAFTAR GAMBAR	ix
DAFTAR TABEL	x
LAMPIRAN	xi
BAB I PENDAHULUAN.....	1
I.1 Latar Belakang	1
I.2 Prinsip Kerja CBCT	2
I.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian	3
BAB II METODOLOGI PENELITIAN.....	5
II.1 Waktu dan Tempat Penelitian.....	5
II.2 Alat dan Bahan Penelitian	5
II.3 Prosedur Penelitian.....	5
II.4 Bagan Alir Penelitian	10
BAB III HASIL DAN PEMBAHASAN	11
III.1 Hasil Uji Kolimasi	11
III.2 Uji Generator dan Tabung	13
III.3 Uji Dose Area Product (DAP).....	18
BAB IV PENUTUP	19
IV.1 Kesimpulan.....	19
IV.2 Saran.....	19
DAFTAR PUSTAKA.....	20
LAMPIRAN	25

DAFTAR GAMBAR

Nomor Urut		Halaman
1.	Geometri Pencitraan CBCT	2
2.	Desain Uji Kesesuaian Cone-Beam Computed Tomography, (a) Metode Uji Kolimasi, (b) Metode Uji Generator Tabung.....	5
3.	Titik Uji Kebocoran Tabung	8
4.	Bagan Alir Penelitian.....	10
5.	Hasil berkas sinar-X pada film gafchromic mode Panoramic.....	12
6.	Kurva Linieritas Keluaran Radiasi.....	16

DAFTAR TABEL

Nomor Urut	Halaman
1. Data pengukuran dimensi berkas sinar-X mode Cephalometri	11
2. Data pengukuran jarak SSD	12
3. Hasil data uji kolimasi mode Panoramic	12
4. Data pengukuran akurasi tegangan	14
5. Data pengukuran linieritas keluaran radiasi.....	15
6. Data pengukuran reproduksibilitas	16
7. Data pengukuran HVL.....	16
8. Data Pengukuran kebocoran Tabung	17
9. Data pengukuran DAP	18
10. Data HVL yang terukur oleh alat uji	28

LAMPIRAN

Nomor Urut	Halaman
1. Gambar Alat dan Bahan Penelitian	25
2. Gambar Pengukuran Berkas Sinar-X	25
3. Perhitungan Hasil Data	27

BAB I

PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang

Pemeriksaan radiologi dalam kedokteran gigi mengalami kemajuan dan lebih disempurnakan dengan penambahan teknologi pencitraan dengan sistem mekanik kompleks yang mendorong pengenalan metode pencitraan 3D baru untuk mengatasi tumpang tindih anatomi dan distorsi yang melekat pada hasil pencitraan 2D (Ezhov et al., 2021; Gaêta-Araujo et al., 2020; Urban et al., 2023; Venkatesh & Venkatesh Elluru, 2017). Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) menggunakan sinar-X berbentuk kerucut untuk memaparkan pasien dengan kemampuan memvisualisasikan jaringan keras pada kepala dan leher di semua bidang yang diinginkan dalam tampilan 3 dimensi (Kaasalainen et al., 2021; Venkatesh & Venkatesh Elluru, 2017). CBCT memiliki keunggulan dalam kemampuannya mengkolimasi bidang pandang sinar X-ray primer ke area yang diinginkan sehingga mengurangi ukuran iradiasi. Hal ini menjadikan CBCT sebagai pemeriksaan unggulan dalam menunjang diagnosis dan penilaian tingkat keparahan penyakit, perencanaan dan pemberian pengobatan, serta tindak lanjut klinis dengan tingkat paparan yang lebih rendah dan resolusi spasial yang tinggi (Huang et al., 2021; Urban et al., 2023; Venkatesh & Venkatesh Elluru, 2017).

CBCT saat ini mengalami pertumbuhan pesat dan peningkatan ketersediaan perangkat CBCT khusus yang berdiri sendiri untuk departemen Radiologi (Gaêta-Araujo et al., 2020; Kenny et al., 2020). Perangkat CBCT mulai digunakan di Indonesia secara khusus dalam kedokteran gigi namun masih terbatas, karena biaya dan pengetahuan dokter gigi terkait mekanisme dan prinsip CBCT (Pamadya & Dhartono, 2021). Selain itu terdapat kurangnya panduan profesional yang tersedia untuk fisikawan medis tentang bagaimana menilai dan mengevaluasi kinerja sistem CBCT dan pembentukan tentang pengelolaan program kontrol kualitas (QC) (Mihailidis et al., 2024; Pamadya & Dhartono, 2021).

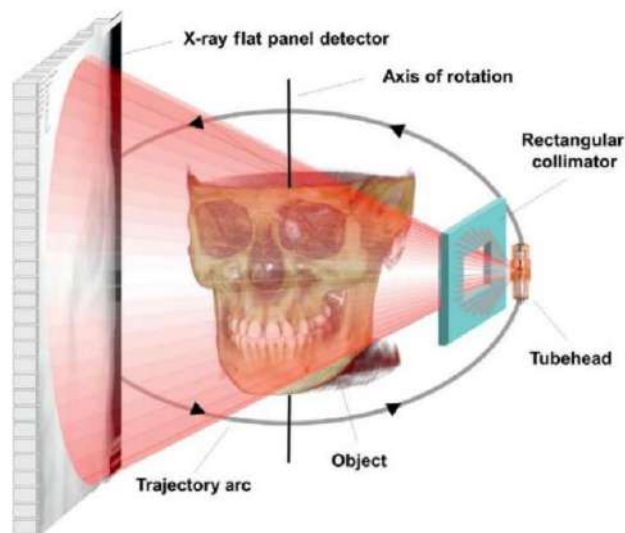
Kemunculan teknologi baru CBCT telah menjadi kemajuan besar dalam pencitraan gigi. Semua pihak yang berkepentingan memiliki kewajiban untuk memberikan teknologi ini dengan bertanggung jawab terhadap pasien, sehingga manfaat diagnostik dapat dioptimalkan dengan dosis radiasi yang dijaga serendah mungkin (Horner et al., 2012). CBCT menghasilkan tingkat paparan radiasi jauh lebih rendah dibanding CT konvensional, sehingga penting untuk dilakukan pengukuran tingkat paparan radiasi dan memastikan bahwa dosis pasien yang terkait dengan pemeriksaan CBCT dijaga serendah mungkin sesuai dengan informasi diagnostik yang diperlukan. Quality Control (QC) pesawat CBCT merupakan bagian penting dari penjaminan mutu untuk pemeriksaan alat secara berkala bahwa persyaratan mutu terpenuhi, mengurangi ketidakpastian dan kesalahan, serta mengurangi kemungkinan kecelakaan (De Las Heras Gala et al., 2019).

Jin Feng Huang, dkk (2021) melakukan penelitian mengenai metode uji kontrol kualitas pesawat CBCT dengan memeriksa hasil citra dan pengukuran Dose Area Product (DAP) pada perangkat CBCT di 10 rumah sakit berbeda (Huang et al., 2021). Andrey Nino Kurniawan, dkk (2023) melakukan penelitian mengenai uji kesesuaian kolimasi, generator, dan tabung pesawat Panoramic Cephalometric menggunakan alat uji film gafchromic dan raysafe dengan batas uji berdasarkan Peraturan Kepala Badan

Pengawas Tenaga Nuklir (Bapeten) No. 2 Tahun 2018 (KURNIAWAN et al., 2023). Emer Kenny, dkk (2020) melakukan penelitian mengenai metodologi alternatif dalam pengukuran dosis berdasarkan IAE, protokol QC EFOMP, dan pengukuran CTDI konvensional pada berbagai sistem CBCT yang digunakan dalam radiologi (Kenny et al., 2020).

1.2 Prinsip Kerja CBCT

Prinsip kerja CBCT mengadaptasi teknik dasar CT scan yaitu, tabung sinar-X mengekspos pasien dari satu sisi dan detektor pencitraan mengukur sinar-X yang dilemahkan di sisi lain pasien, sementara tabung sinar-X dan detektor berputar di sekitar pasien (Kaasalainen et al., 2021; Pauwels et al., 2015). Selama pemindaian CBCT, tabung sinar-X dan detektor berputar sepanjang lintasan melingkar. Selama rotasi, berkas sinar-X berbentuk kerucut atau piramida menghasilkan beberapa ratus proyeksi sinar-X dua dimensi (data mentah) yang diperoleh oleh detektor. Proyeksi ini kemudian dapat direkonstruksi menjadi representasi tiga dimensi dari objek yang dipindai (Pauwels et al., 2015).



Gambar 1. Geometri Pencitraan CBCT (Scarfe & Farman, 2019)

Gambar 1 Geometri pencitraan CBCT menunjukkan berkas sinar-X divergen dipancarkan dari kepala tabung dalam bentuk lingkaran atau persegi, masing-masing menjadi kerucut atau piramida tiga dimensi. Proyeksi sinar-X diarahkan melalui pasien menuju detektor. Setelah proyeksi dua dimensi tunggal diperoleh oleh detektor, sumber sinar-X dan detektor berputar dalam jarak yang kecil di sekitar busur lintasan. Pada posisi sudut kedua ini, gambar proyeksi dasar atau bingkai lainnya ditangkap. Proses ini terus berlanjut mengelilingi objek hingga mencapai 360 derajat (lintasan penuh) atau sepanjang lintasan yang lebih kecil, kemudian menghasilkan ratusan gambar individual (Scarfe & Farman, 2019). Parameter sinar-X CBCT sebanding dengan radiografi panoramik dengan rentang operasi biasa 1 – 5 mA pada 90-120 kVp (Venkatesh & Venkatesh Elluru, 2017). Parameter paparan tidak hanya mempengaruhi kualitas gambar tetapi juga dosis radiasi pasien. Oleh karena itu, parameter tersebut harus disesuaikan untuk pengoptimalan penggunaan CBCT (Gaëta-Araujo et al., 2020).

Bidang pandang (FOV) adalah area pasien yang ditangkap. Pemilihan FOV penting dalam pencitraan CBCT karena ukurannya berkaitan dengan dosis radiasi yang diterima oleh pasien dan penyebaran sinar-X yang meningkat saat ukuran FOV yang lebih besar dapat mengganggu hasil citra yang diperoleh. Salah satu ciri utama CBCT adalah kemampuannya dalam memproduksi pemindaian dengan FOV yang bervariasi sesuai indikasi klinis (Kiljunen et al., 2015). Hal ini menguntungkan dengan memiliki perangkat dengan FOV yang dapat dipilih sehingga dosis radiasi pada pasien dapat dikurangi tergantung indikasi pemeriksaan (Gaëta-Araujo et al., 2020).

Kolimator biasanya terletak diantara tabung sinar-X dan pasien. Bukaian kolimator menentukan ukuran bidang pandang (FOV) gambar CBCT, FOV yang lebih besar akan menghasilkan gambar dengan area yang lebih luas, namun juga akan meningkatkan paparan radiasi. Sebagian besar sistem CBCT memiliki beberapa ukuran FOV yang telah ditentukan sebelumnya. Hal ini memungkinkan pengguna untuk memilih ukuran FOV yang sesuai dengan kebutuhan gambar. Beberapa mesin CBCT memiliki kolimasi yang dapat disesuaikan secara bebas sepanjang arah z, hal ini memungkinkan pengguna untuk memilih FOV pada ketinggian berapa pun. Hal ini bermanfaat untuk mengurangi paparan radiasi, meningkatkan kualitas gambar, dan meningkatkan akurasi diagnosis (Pauwels et al., 2015).

Pesawat CBCT tipe CS 9600 di RSUP Wahidin Sudirohusodo Makassar memiliki sistem 3in1 serbaguna yang memberikan kualitas gambar 2D dan 3D. Sistem ini dapat diskalakan dan menawarkan 14 bidang pandang (FOV) berbeda (Carestream, 2020; Carestream Gigi, n.d.; Dental, n.d., 2018). Berdasarkan Peraturan Kepala Bapeten No.2 Tahun 2022 Pasal 6A ayat (3) bahwa pesawat sinar-x yang memiliki mode pencitraan tomografi tiga dimensi juga memiliki mode pencitraan dua dimensi, maka wajib dilakukan uji kesesuaian pada mode pencitraan dua dimensinya (Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2022; Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No.2 Tahun 2018, 2018).

Berdasarkan latar belakang di atas, penelitian ini berfokus pada uji performa dan quality control pada pesawat dental *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT) terkait sistem generator dan tabung serta informasi dosis pasien. Analisis yang dilakukan berupa parameter kolimasi, akurasi tegangan, linieritas keluaran radiasi, reproduksibilitas, nilai HVL, kebocoran tabung, dan Dose Area Product (DAP), yang selanjutnya diverifikasi berdasarkan ketentuan persyaratan yang diatur dalam Peraturan Kepala Bapeten No. 2 Tahun 2018 dan Peraturan Kepala Bapeten No.2 Tahun 2022.

I.3 Tujuan dan Manfaat Penelitian

Tujuan dari penelitian ini, yaitu :

1. Menganalisis hasil uji kolimasi, generator tabung, dan DAP pesawat CBCT CS 9600.
2. Membandingkan hasil uji kontrol kualitas pesawat CBCT masih dalam batas penerimaan yang ditetapkan pada Peraturan Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No.2 Tahun 2022.

Manfaat dari penelitian ini untuk mendapatkan informasi keunggulan dan efisiensi modalitas terbaru pada radiologi gigi mengenai CBCT serta menjadi pedoman dasar bagi para profesional fisikawan medis yang bertanggung jawab pada pemeriksaan pesawat dental.

BAB II METODOLOGI PENELITIAN

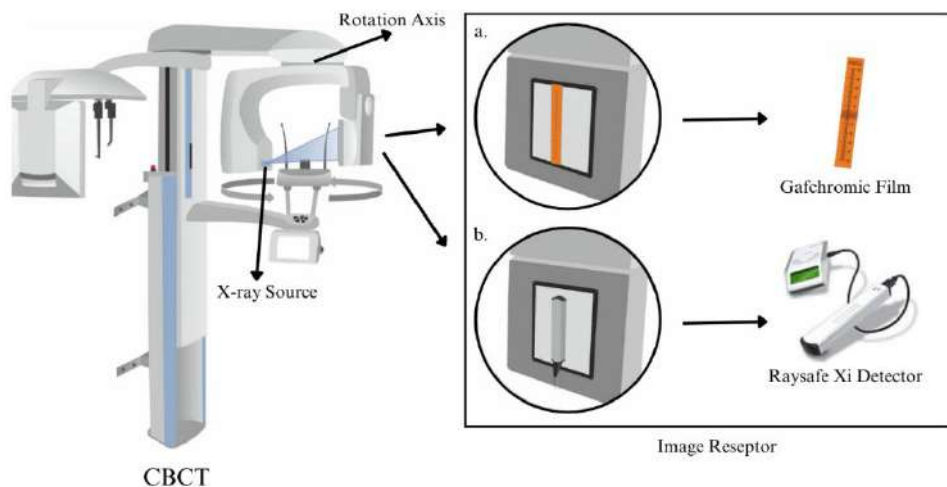
II.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan pada bulan Oktober 2023 bertempat di Instalasi Gawat Darurat (IGD) Radiologi Rumah Sakit Umum Pusat Wahidin Sudirohusodo.

II.2 Alat dan Bahan Penelitian

1. *Cone-Beam Computed Tomography* (CBCT)
Pabrikan/Merk : Carestream Dental
Model/Tipe : CS 9600
Nomor Seri Generator : LDUA008
Tipe Wadah Tabung : CU 268
Nomor Seri Tabung : LCXS009
2. Film Gafchromic
3. Raysafe Xi R/F Detector
4. Selotip
5. Penggaris/Meteran

II.3 Prosedur Penelitian



Gambar 2. Desain Uji Kesesuaian Cone-Beam Computed Tomography, (a) Metode Uji Kolimasi, (b) Metode Uji Generator Tabung.

A. Tahapan Uji Kolimasi

Tahapan pertama penelitian ini dimulai dari uji kolimasi pesawat CBCT ditunjukkan pada **Gambar 2 (a)** sebagai dasar penentuan posisi detektor untuk uji generator, tabung sinar-X, dan informasi dosis pasien. Pesawat CBCT dental CS9600 memiliki 3 fitur yaitu, mode Cephalometric, mode Panoramic, dan mode 3D sehingga dilakukan pengukuran dimensi berkas sinar-X mode Cephalometric non-LBC dan dimensi berkas sinar-X kolimator sekunder pada mode Panoramic. Pengukuran dimensi berkas sinar-X mode Cephalometric dilakukan dengan mengeksposi pesawat CBCT dengan mode Cephalometric dan membandingkan hasil pengukuran dimensi berkas sinar-X dan dimensi reseptor citra pada sumbu x dan y. Setelah itu dilakukan pengukuran jarak titik

fokus ke posisi mid-sagital (SSD) dan jarak titik fokus ke reseptor citra (SID) menggunakan meteran. Selanjutnya, pengukuran dimensi berkas sinar-X mode panoramic ditunjukkan pada **Gambar 2 (a)** dengan menempelkan alat uji film gafchromic pada permukaan reseptor citra di atas penanda/slit menggunakan selotip kemudian ekposi dengan mode panoramic. Uji kolimasi ini bertujuan untuk mengetahui dimensi berkas sinar-X dan kesesuaiannya terhadap penanda dan reseptor citra guna memeriksa bidang radiasi tidak lebih besar daripada dimensi detektor (Holroyd & Walker, 2010).

B. Tahapan Uji Akurasi Tegangan

Tahapan kedua penelitian ini yaitu pengukuran akurasi tegangan yang bertujuan untuk mengetahui kesesuaian antara nilai tegangan hasil pengukuran non-invasive dengan nilai tegangan pengaturan meja kontrol dengan batas maksimal nilai error berdasarkan Bapeten $e \leq 6\%$ (Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2022; Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir No.2 Tahun 2018, 2018; Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250/MENKES/SK/XII/2009 Tentang Pedoman Kendali Mutu (Quality Control) Peralatan Radiodiagnostik, 2009). Uji akurasi tegangan dilakukan dengan menempelkan R/F Xi detektor menggunakan selotip pada permukaan reseptor citra seperti pada **Gambar 2 (b)**. Kemudian, dilakukan pengaturan tetap pada arus 10 mA dan waktu 6,2 sekon. Selanjutnya dilakukan ekposi pada variasi pengaturan tegangan 65 kV, 70 kV, 75 kV, 80 kV, dan 85 kV. Hasil data yang ditampilkan dicatat dan diolah menggunakan persamaan (1) kemudian di analisa sesuai ketentuan Bapeten. Akurasi tegangan diukur menggunakan persamaan berikut (Wiharja et al., 2019):

$$\text{error}(\%) = \left| \frac{(kV_{p(\text{set})} - kV_{p(\text{ukur})})}{kV_{p(\text{set})}} \right| \times 100\% \quad (1)$$

Dengan, $kV_{p(\text{set})}$ adalah tegangan pada panel kendali, $kV_{p(\text{ukur})}$ adalah tegangan yang terbaca pada Kvp meter, dan e adalah presentasi error (%). Batas maksimal nilai error berdasarkan Bapeten $e \leq 6\%$ (Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2022; KEPALA BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR REPUBLIK INDONESIA No. 2 Tahun 2022 Tentang Perubahan Atas Peraturan BAPETEN No. 2 Tahun 2018 Tentang Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik Dan Intervensional, 2022; KURNIAWAN et al., 2023).

C. Tahapan Uji Linieritas Keluaran Radiasi

Tahapan ketiga penelitian ini adalah pengukuran linieritas keluaran radiasi yang bertujuan untuk menguji konsistensi kenaikan nilai keluaran radiasi yang terjadi untuk beberapa interval kenaikan nilai mAs yang relatif sama (KURNIAWAN et al., 2023). Uji linieritas dilakukan menggunakan R/F Xi detektor yang ditempelkan pada reseptor citra ditunjukkan pada **Gambar 2 (b)**. Kemudian dilakukan pengaturan tetap pada tegangan 70 kV dan waktu 6,2 sekon. Selanjutnya, dilakukan ekposi pada variasi nilai arus (mA) 5 mA; 6,3 mA; 8 mA; 10 mA; dan 12 mA. Data yang terbaca pada alat dicatat dan diolah menggunakan persamaan (2), kemudian di analisis sesuai ketentuan Bapeten. Linieritas keluaran radiasi dinilai dengan menghitung koefisien linieritas (*Coefficient Linieritary* (CL)) menggunakan persamaan (2) :

$$CL = \frac{X_{\text{max}} - X_{\text{min}}}{X_{\text{max}} + X_{\text{min}}} \quad (2)$$

Dengan, CL adalah koefisien linieritas, X_{max} adalah keluaran radiasi maksimum, dan X_{min} adalah keluaran radiasi minimum. Batas toleransi koefisien linieritas pesawat CBCT

berdasarkan Bapeten $CL \leq 0,1$ (Kepala Badan Pengawas Tenaga Nuklir, 2022; KEPALA BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR REPUBLIK INDONESIA No. 2 Tahun 2022 Tentang Perubahan Atas Peraturan BAPETEN No. 2 Tahun 2018 Tentang Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik Dan Intervensial, 2022; Wiharja et al., 2019).

D. Tahapan Uji Reproduksiabilitas

Tahapan keempat pada penelitian ini adalah pengukuran reproduksiabilitas pesawat CBCT yang bertujuan untuk memeriksa konsistensi tegangan, waktu, dan keluaran radiasi pada beberapa eksposi dalam pengaturan generator yang tetap. Pengukuran dilakukan menggunakan R/F Xi detektor yang ditempelkan pada reseptor citra seperti pada **Gambar 2 (b)**. Selanjutnya, dilakukam eksposi sebanyak 5 kali pada tegangan 70 kV, arus 8 mA, dan waktu 6,2 sekon. Hasil data yang terbaca pada alat di catat dan diolah menggunakan persamaan (3-6) kemudian di analisis sesuai ketentuan Bapeten. Nilai lolos uji reproduksiabilitas tegangan, keluaran radiasi dan waktu eksposi adalah $CV \leq 0,05$ (Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250/MENKES/SK/XII/2009 Tentang Pedoman Kendali Mutu (Quality Control) Peralatan Radiodiagnostik, 2009; Kurniawan et al., 2023). Hasil uji diolah dengan persamaan berikut (Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250/MENKES/SK/XII/2009 Tentang Pedoman Kendali Mutu (Quality Control) Peralatan Radiodiagnostik, 2009; Wiharja et al., 2019) :

$$CV = \frac{\text{Standar Deviasi}}{\text{Rata-Rata}} \quad (3)$$

Menghitung nilai standar deviasi setiap parameter menggunakan persamaan berikut :

$$\text{Keluaran radiasi} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\mu Gy_i - \overline{\mu Gy})^2}{n-1}} \quad (4)$$

$$\text{Waktu eksposi} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (ms_i - \overline{ms})^2}{n-1}} \quad (5)$$

$$\text{Tegangan puncak} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (kVp_i - \overline{kVp})^2}{n-1}} \quad (6)$$

Dengan, n adalah banyaknya pengukuran, μGy_i adalah keluaran radiasi pengukuran ke- i , $\overline{\mu Gy}$ adalah keluaran radiasi rata-rata seluruh pengukuran, ms_i adalah waktu eksposi pengukuran ke- i , \overline{ms} adalah waktu eksposi rata-rata seluruh pengukuran, dan kVp_i adalah tegangan pengukuran ke- i , dan \overline{kVp} adalah tegangan rata-rata seluruh pengukuran.

E. Tahapan Uji Kualitas Berkas Sinar-X (HVL)

Tahap kelima pada penelitian ini adalah pengukuran nilai Half Value Layer (HVL) bertujuan untuk menilai kualitas berkas sinar-X dan kecukupan filtrasi untuk mereduksi radiasi sinar-X energi rendah. Pada pengukuran ini, alat uji R/F Xi detektor yang digunakan dapat mengukur otomatis nilai HVL setiap pengukuran eksposi yang dilakukan. Sehingga pengukuran HVL dilakukan dengan mengolah data hasil uji pada tegangan 70 kV dengan menggunakan persamaan interpolasi linier, sebagai berikut :

$$\frac{(X-X_1)}{(X_2-X_1)} = \frac{(Y-Y_1)}{(Y_2-Y_1)} \quad (10)$$

Keterangan :

X : Nilai tegangan pada HVL yang dicari

X_1 : Nilai tegangan pembanding 1

X_2 : Nilai tegangan pembanding 2

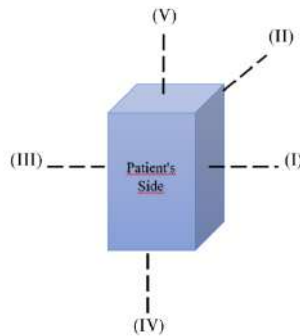
Y : Nilai HVL yang dicari

Y₁ : Nilai HVL pada tegangan pembanding 1

Y₂ : Nilai HVL pada tegangan pembanding 2

Pada penelitian ini dilakukan pengukuran HVL pada tegangan 70 kV dengan menggunakan nilai HVL pembanding pada keluaran tegangan pesawat pada pengaturan 65 kV dan keluaran tegangan pesawat pada pengaturan 70 kV. Hasil data diolah kemudian di analisa berdasarkan ketentuan Bapeten. Berdasarkan Bapeten nilai lolos uji kualitas berkas sinar-X HVL ≥ 2,1 mmAl pada tegangan 70 kV.

F. Tahapan Uji Kebocoran Tabung Sinar-X



Gambar 3 Titik Uji Kebocoran Tabung

Uji kebocoran tabung bertujuan untuk menentukan area kebocoran radiasi yang terjadi pada wadah tabung dan mengukur nilai kebocoran yang terjadi pada pesawat CBCT (Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia No. 1250/MENKES/SK/XII/2009 Tentang Pedoman Kendali Mutu (Quality Control) Peralatan Radiodiagnostik, 2009). Pengukuran ini dilakukan dengan menempatkan alat R/F Xi detektor pada 5 titik uji seperti pada **Gambar 3** yaitu I kanan, II belakang, III kiri, IV bawah, dan V atas, masing-masing dengan jarak 100 cm dari tabung sinar-X pesawat CBCT. Kemudian dilakukan eksposi secara bergantian dengan pengaturan tegangan 90 kV (tegangan maksimum pesawat CBCT) dan arus 2 mA. Hasil data kemudian dicatat dan diolah menggunakan persamaan (8) dan dianalisis berdasarkan ketentuan Bapeten. Hasil pengukuran dengan alat uji diolah menggunakan persamaan berikut (Wiharja et al., 2019):

$$\text{Leakage (L)} = X \cdot \left(\frac{kV_{p(\text{maks})}}{kV_{p(\text{set})}} \right)^2 \cdot \frac{mA_{\text{cont}}}{mA_{\text{set}}} \cdot \frac{1 \text{ mGy}}{1000 \text{ jam}} \quad (8)$$

Dengan, L adalah laju kebocoran tabung sinar-X, X adalah laju dosis terukur ($\mu\text{Gy}/\text{jam}$), $kV_{p(\text{maks})}$ adalah tegangan maksimum pada panel kendali (kV), $kV_{p(\text{set})}$ adalah tegangan pada saat penyinaran dilakukan (kV), mA_{cont} adalah arus *continua* pada panel kendali (mA), mA_{set} adalah pengaturan arus saat eksposi dilakukan (mA). Batas nilai lolos uji kebocoran tabung adalah $L \leq 1 \text{ mGy}/\text{jam}$ (KEPALA BADAN PENGAWAS TENAGA NUKLIR REPUBLIK INDONESIA No. 2 Tahun 2022 Tentang Perubahan Atas Peraturan BAPETEN No. 2 Tahun 2018 Tentang Uji Kesesuaian Pesawat Sinar-X Radiologi Diagnostik Dan Intervensional, 2022; Ramlah et al., 2015).

G. Tahapan Uji Dose Area Product (DAP)

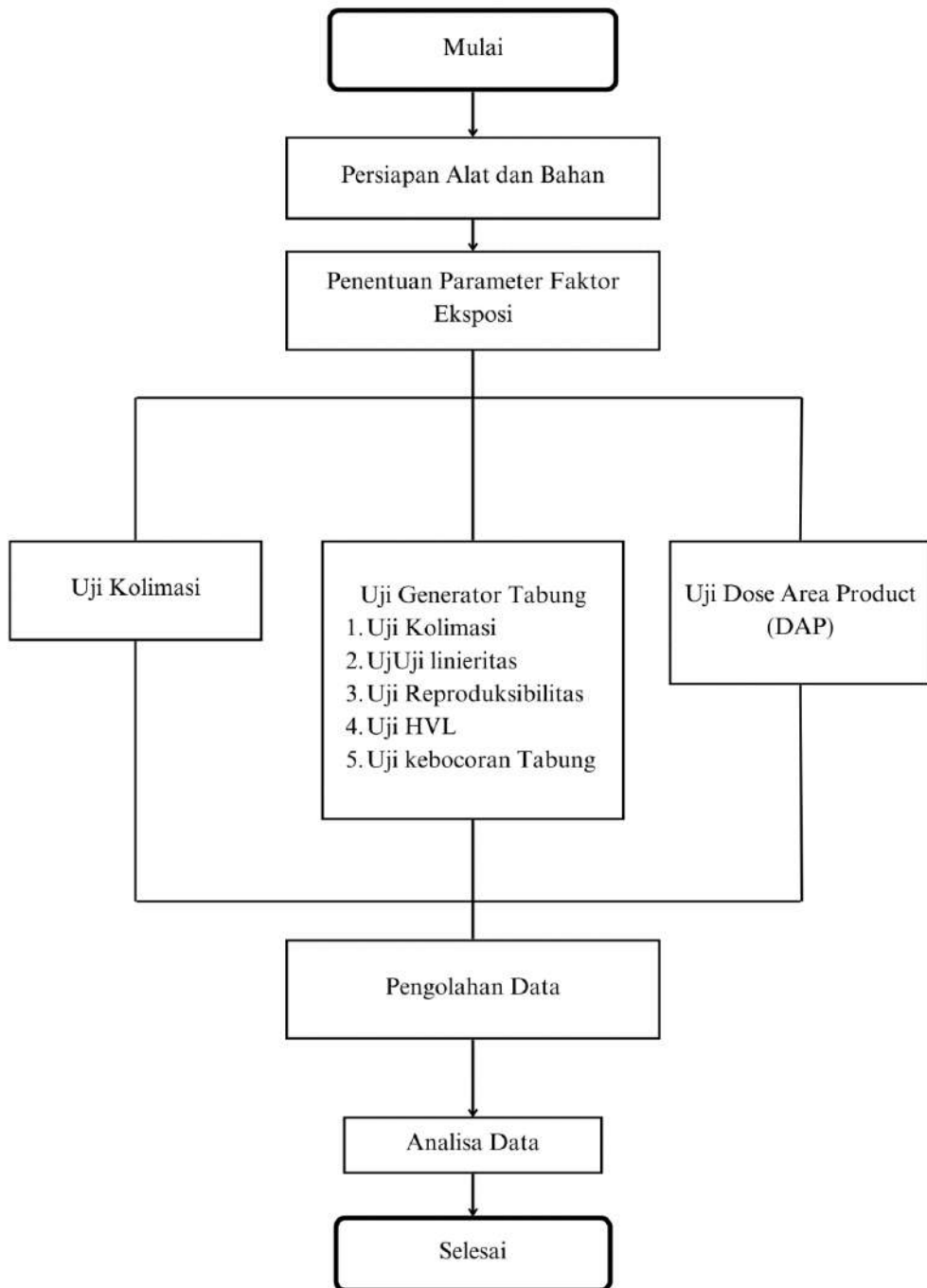
Produk Area Kerma (KAP) dan Produk Area Dosis (DAP) adalah ukuran jumlah total radiasi yang diberikan kepada seseorang, dengan memperhitungkan area jaringan yang disinari (Raysafe, 2020). *Dose Area Product* (DAP) merupakan hasil dosis kerma udara dalam berkas sinar-X dan ukuran dari radiasi yang sampai ke pasien, yang merupakan estimasi dari total energi radiasi sinar-X yang keluar dari tabung pada luasan target tertentu (Dinayawati, 2011).

Tahapan terakhir dalam penelitian ini adalah melakukan pengukuran uji informasi dosis pasien yang bertujuan untuk memperkirakan dosis permukaan kulit rata-rata yang diterima oleh pasien. Pengukuran DAP CBCT dilakukan dengan meletakkan R/F Xi detektor pada reseptor citra seperti pada **Gambar 2 (b)**. Selanjutnya melakukan ekposi sebanyak 3 kali dengan pengaturan parameter FOV 8x5 cm, 8x8 cm, dan 12x10 cm. Hasil data DAP pada console kemudian dibandingkan dengan hasil perhitungan DAP secara manual menggunakan persamaan berikut (Raysafe, 2020):

$$DAP = D \times \text{Luas FOV} \quad (9)$$

Dengan, D adalah Dosis terukur dan FOV adalah luasan daerah yang diiradiasi. Uji DAP pesawat CBCT belum ditetapkan dalam Peraturan Kepala Bapeten sehingga hasil data yang diperoleh kemudian diolah dan dianalisa besar nilai deviasinya.

II.4 Bagan Alir Penelitian



Gambar 4 Bagan Alir Penelitian