

## **BAB II**

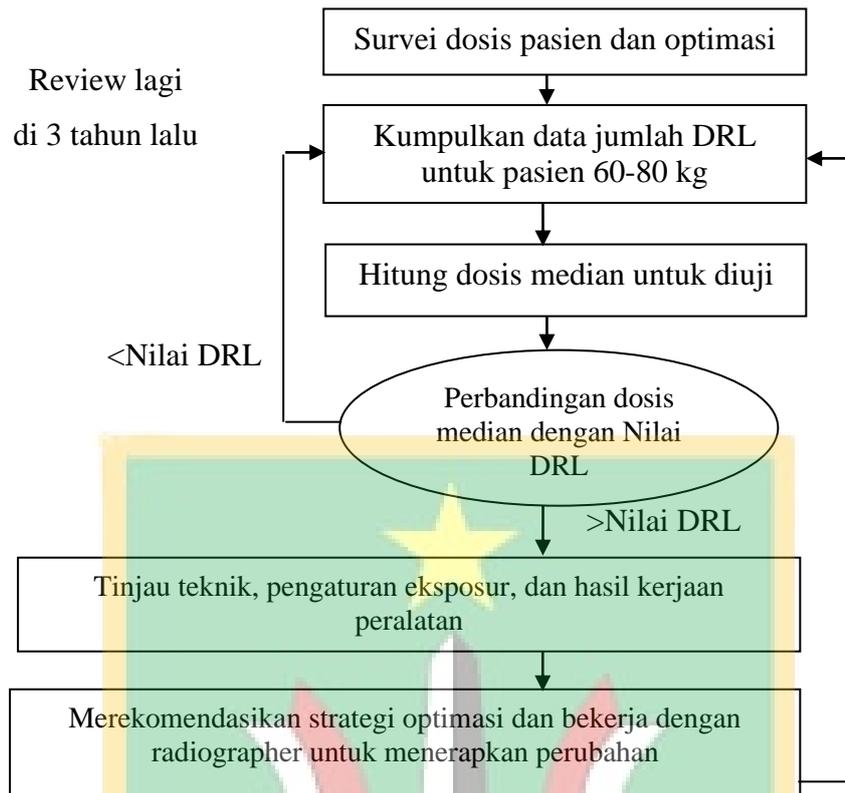
### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1 Landasan Teori**

##### **2.1.1 *Diagnostic Reference Level***

*Diagnostic Reference Level* dalam *International Commission on Radiation Protection (ICRP)* publikasi 135 merupakan acuan tingkat investigasi yang berguna membantu mengoptimalkan proteksi terhadap paparan radiasi pasien dalam bentuk diagnostik dan intervensi. DRL adalah sebagai angka dosis yang telah ditetapkan dan menjadi acuan batas untuk menentukan paparan medis radiasi berdosisi tinggi yang diterima pada pasien untuk jenis pemeriksaan tertentu. Dasar DRL sebagai petunjuk mengidentifikasi nilai dosis yang tidak lazim. Tujuan menentukan DRL bukan hanya sekadar pengoptimalisasi proteksi melainkan harus menjaga kualitas diagnostik tetap optimal dengan menggunakan dosis serendah mungkin [1].

Penetapan nilai DRL berdasarkan jenis modalitas pencitraan tertentu dan jenis pemeriksaan tertentu pada radiologi diagnostik dan intervensional. Perhitungan nilai DRL didasari pada pengukuran kondisi dosis pasien tertentu atau phantom standar pada fasilitas kesehatan yang representatif. Nilai DRL ditetapkan pada persentil ke-75 dari distribusi pengukuran dosis pasien atau phantom. Maka prosedur yang dilakukan pada 75% dari fasilitas kesehatan yang di survei tingkat dosisnya berada pada nilai DRL atau dibawahnya. Peran DRL dapat membantu mengidentifikasi praktik yang siap digunakan. Perhitungan dilakukan dengan menganalisa dan memilih data yang tersedia dari profil dosis pasien dari panel kontrol perangkat. Penyeleksian dilakukan dengan pengambil data terbaik dengan deviasi kecil, lalu data frekuensi rendah dengan deviasi besar tidak dipakai, selanjutnya DRL akan dianggap sebagai data terbanyak di suatu kawasan terbatas dengan tingkat kepercayaan tertentu [10].



**Gambar 2.1** Contoh uraian dan diagram optimasi [10].

Pada gambar 2.1 menjelaskan survei serta optimisasi dosis pasien dengan standarisasi berat badan untuk pasien dewasa termasuk survei prosedur diagnostik (misalnya pasien dengan berat badan 60-80 kg dengan berat rata-rata  $70 \pm 5$ kg). Jumlah DRL pada pemeriksaan tertentu di fasilitas harus melibatkan setidaknya 20-30 pasien dengan pengecualian diperuntukkan pada jenis pemeriksaan yang pasiennya jarang diperbolehkan yaitu 10 pasien [10].

Menentukan nilai DRL nasional dilakukan survei untuk mengumpulkan data dari beberapa fasilitas kesehatan yang berbeda sesuai pada pemeriksaan tertentu. Maka nilai DRL nasional direkomendasikan pada nilai (Q3) atau persentil ke-75 dari sebaran data dosis yang diperoleh dari fasilitas kesehatan atau nilai median. Sedangkan nilai DRL lokal direkomendasikan pada nilai median dari karakteristik sebaran data optimisasi yang di miliki fasilitas kesehatan [3]. DRL nasional dan regional di haruskan revisi secara berkala 3-5 tahun atau lebih sering pada saat adanya perubahan substantial dalam teknologi, protokol pencitraan baru, atau peningkatan pasca pemrosesan gambar tersedia [10].

### 2.1.2 Konsep DRL

Komisi yang pertama kali mengumumkan istilah ‘tingkat referensi diagnostik (DRL) di Publikasikan 73(ICRP, 1996). Merupakan konsep tersebut dikembangkan lebih lanjut, menjadi saran lebih praktis diberikan dalam Panduan Pendukung pada (ICRP, 2001a). DRL tidak dimaksudkan untuk digunakan dalam terapi radiasi, tetapi harus dipertimbangkan percitraan untuk perencanaan perawatan, Setelah parameter data dosis diperoleh dan dicatat, oleh sebab itu dilakukan analisis dengan menggunakan sebaran data yang ada ditentukan nilai kuartil ke-3 atau persentil ke-75. Nilai yang diperoleh pada kuartil ke 3 tersebut yang kemudian disebut dengan nilai DRL. DRL pun merupakan alat investigasi sebagai mengidentifikasi situasi di saat dosis pasien amat tinggi dan yang sangat dibutuhkan yaitu pengurangan. Jika dosis terhadap pasien ditemukan melebihi ketentuan DRL yang berlaku, harus dilakukan reviu penyebabnya dan melakukan tindakan perbaikan yang sesuai.

Dalam publikasi ini, Komisi merekomendasikan penggunaan empat istilah DRL yang berbeda :

1. DRL ialah suatu bentuk tingkat investigasi yang digunakan sebagai alat untuk membantu optimalisasi perlindungan dalam paparan medis pasien untuk prosedur diagnostik dan intervensi.
2. Kuantitas DRL yaitu metrik radiasi yang umum dan mudah diukur atau ditentukan yang menilai jumlah radiasi pengion yang digunakan untuk melakukan tugas pencitraan medis.
3. Nilai DRL adalah nilai nasional arbitrer dari kuantitas DRL, ditetapkan pada persentil ke-75 dari disitribusi median kuantitas DRL yang diperoleh dari servei atau cara lain.
4. Proses DRL merupakan siklus untuk menetapkan nilai DRL, menggunakannya sebagai alat untuk pengoptimalan, dan kemudian menentukan nilai DRL yang diperbarui sebagai alat untuk pengoptimalan lebih lanjut.

Dengan publikasi ini dimaksudkan sebagai sumber informasi dan panduan lebih lanjut tentang isu-isu ini. Publikasi ini pun merekomendasikan jumlah DRL untuk berbagai modalitas pencitraan, memberikan informasi tentang penerapan DRL

untuk prosedur intervensi, menyoroti kesalahan umum dalam penentuan dan penerapan nilai DRL, menyarankan modifikasi dalam survei untuk menetapkan nilai DRL yang mengambil nilai DRL.

### 2.1.3 Pedoman DRL (ICRP, 2001).

Tujuan *Diagnostic Reference Level* untuk membantu menghindari dosis radiasi pada pasien yang tidak perlu. Hal ini dicapai dengan perbandingan antara nilai numerik DRL (berasal dari data nasional, regional, atau lokal yang relevan) dan nilai rata-rata atau nilai lain yang diamati dalam praktik untuk kelompok referensi yang sesuai dari pasien atau phantom. Kelompok referensi dari pasien ditentukan dalam parameter fisik tertentu (misal berat badan, tinggi badan, dan lain-lain).

Kegunaan DRL untuk meningkatkan distribusi nasional, regional atau lokal dari hasil pengamatan tugas pencitraan medis dengan mengurangi frekuensi nilai tinggi ataupun nilai rendah yang tidak wajar, membantu pencapaian rentang nilai yang lebih sempit untuk pencitraan medis yang lebih spesifik serta mencapai protokol pencitraan medis dengan kisaran nilai yang optimal.

Analisis yang dilakukan nilai yang diamati dalam praktik di luar tingkat atas atau bawah yang dipilih. Dalam proses ini hal yang tepat untuk membantu menghindari dosis jaringan yang tidak perlu terhadap pasien.

Berikut contoh besaran dan penerapan untuk meningkatkan distribusi nilai pengamatan nasional, regional, atau lokal untuk pencitraan medis umum :

1.  $K_i$  atau  $K_e$  dalam mGy untuk proyeksi pada radiografi tertentu. Contoh dada *Posteroanterior* (AP),
2. DAP dalam mGy untuk jenis pemeriksaan fluoroskopi tertentu yang mempunyai wilayah / area klinis anatomis yang jelas. Contoh barium enema, dan
3. Aktifitas yang diberikan (A) dalam MBq untuk pencitraan kedokteran nuklir tertentu menggunakan radiofarmasi. Contohnya perfusi paru-paru dengan Tc-99m MAA.

Berikut contoh besaran dan penerapannya untuk mendorong pencapaian

kisaran nilai yang optimal untuk protokol pencitraan medis yang ditentukan.

1. mAs untuk protokol CT spesifik. Tujuan klinis, jenis peralatan, faktor teknik dan karakteristik pasien ditentukan.
2. Aktifitas yang diatur (A) dalam MBq untuk protokol pencitraan khusus untuk tomografi terkomputasi emisi foton tunggal (SPEC). Tujuan klinis, jenis peralatan, faktor teknik dan karakteristik pasien ditentukan.

DRL harus digunakan oleh badan yang berwenang untuk membantu mengelola dosis radiasi pada radiasi pada pasien sehingga dosisnya sepadan dengan tujuan klinis. Konsep DRL mengharuskan badan yang berwenang memenuhi tujuan yang relevan. Prinsip-prinsip untuk menetapkan DRL sebagai berikut :

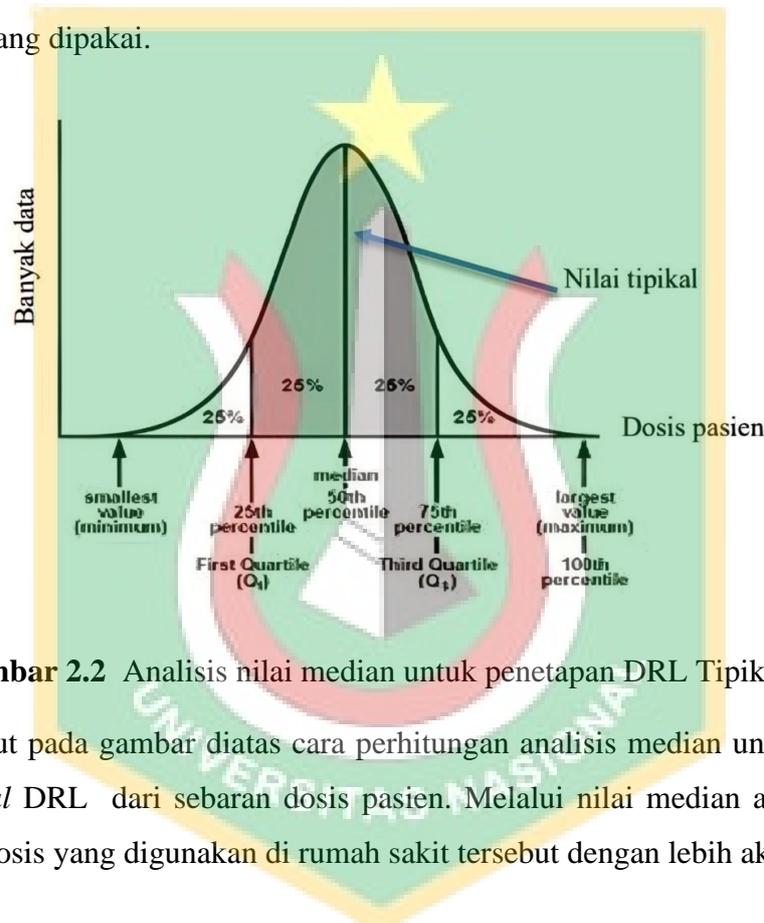
1. Tujuan nasional, regional, atau lokal didefinisikan/ diuraikan dengan jelas, mencakup tingkat spesifikasi kondisi klinis dan teknis untuk pencitraan medis,
2. Nilai DRL yang dipilih didasari pada data nasional, regional, atau lokal yang relevan.,
3. Kuantitas yang digunakan untuk DRL dapat dicapai dengan cara yang begitu praktis,
4. Kuantitas yang digunakan untuk DRL ialah ukuran yang sesuai untuk perubahan relatif dalam dosis jaringan pasien, maka perubahan relatif dalam risiko pasien untuk tugas pencitraan medis yang diberikan,
5. Cara penerapan DRL dalam praktik diilustrasikan dengan jelas.

Badan-badan yang berwenang serta badan medis profesional lainnya didorong untuk menetapkan DRL yang paling sesuai dengan kebutuhan spesifik mereka dan serta konsistensi untuk wilayah nasional, regional, atau lokal dimana pun tempat mereka berlaku[1].

#### **2.1.4 Typical DRL**

Tingkat referensi diagnostik tipikal atau *Typical Value* adalah nilai dosis atau yang digunakan aktivitas radiofarmaka yang diperoleh dari perhitungan persentil ke-50 (Q<sub>2</sub>) atau mediandari sebaran data dosis pasien untuk jenis pemeriksaan tertentu

dalam kelompok umur tertentu untuk satu modalitas disuatu rumah sakit. Penggunaan DRL Tipikal di rumah sakit sangatlah penting untuk metode pedoman praktik klinis yang baik dalam pencitraan medis, untuk mencapai nilai optimal sebagai protokol pencitraan medis, dan untuk mencegah paparan radiasi pasien yang tidak perlu. DRL Tipikal digunakan sebagai nilai tipikal dosis ini digunakan untuk membandingkan dengan nilai DRL Nasional atau pun DRL Lokal. Jika diperoleh nilai tipikal dosis yang lebih besar dan signifikan maka diperlukan upaya reviu pada proses pelaksanaan penyinaran ke pasien dan prosedur yang digunakan pada modalitas yang dipakai.



**Gambar 2.2** Analisis nilai median untuk penetapan DRL Tipikal[11].

Berikut pada gambar diatas cara perhitungan analisis median untuk penetapan nilai *Typical* DRL dari sebaran dosis pasien. Melalui nilai median akan diperoleh hasil nilai dosis yang digunakan di rumah sakit tersebut dengan lebih akurat[11].

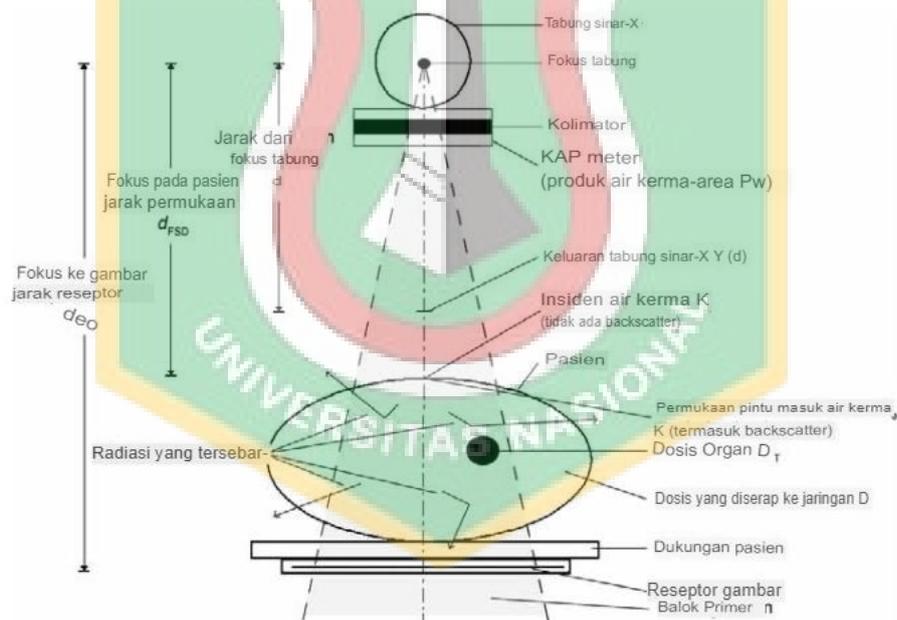
### 2.1.5 DRL Mamografi

Pada nilai tingkat acuan diagnostik telah diberlakukan oleh Badan Pengawas Tenaga Nuklir (BAPETEN) untuk bagian radiografi diagnostik diantaranya CT, mamografi, dan Fluroskopi. Maka itu tercantum dalam Keputusan Kepala BAPETEN No. 01-P/Ka-BAPETEN/I-03 mengenai Pedoman Dosis Pasien Radioagnostik. Berikut di bawah ini tabel 2.1.4 mengenai tingkat panduan diagnostik yang berlaku di seluruh dunia[3].

**Tabel 2.1** Tingkat Panduan Lokal yang Diperoleh dengan Nilai yang di Laporkan oleh Penelitian Sebelumnya di berbagai Negara [12].

Penulis dan Tahun	Negara/Wilayah	Nilai DRL (mGy)
Mudadkk. [2002]	Britania Raya	3,5
SMA dkk. [2005]	Belgium	2,37
Bjelac dkk. [2010]	Serbia	2,1
Baldellidkk. [2011]	Irlandia	1,75
Bahreni Tossidkk. [2013]	Iran, Khorasan	1,33
Akbardkk. [2021]	Iran, Kashaan	1,72

### 2.1.6 Dosis pada Mamografi



**Gambar 2.3** Diagram teriologi dalam penentuan dosis pasien [4].

*Incident Air Kerma* (IAK),  $K_i$ , adalah kerma udara dari berkas sinar-X insiden yang diukur, hanya insiden radiasi pasien atau phantom dan tanpa radiasi hamburan balik. Detektor diatur sekitar  $\pm 23$  cm s/d 40 cm di atas meja pasien, untuk itu mereduksi adanya hamburan balik (backscatter). Maka IAK adalah kerma udara

tanpa backscatter. Faktor paparan diekstraksi dari setiap header DICOM mammogram nilai mAs, kVp, CBT, usia, anoda/filter. udara permukaan masuk berhubungan dengan kerma udara masuk oleh faktor hamburan balik  $B$ , dengan demikian :

$$K_e = K_i \cdot B \dots \dots \dots (2.1)[4]$$

*Entrance Surface Air Kerma* (ESAK),  $K_e$ , merupakan kerma udara yang diukur pada sumbu sinar pusat pada posisi pasien atau phantom dengan koreksi backscatter factor (BSF) dengan mengalikan INAK faktor hamburan balik disertakan pada tegangan potensial tabung, total filtrasi, ukuran kolimasi.

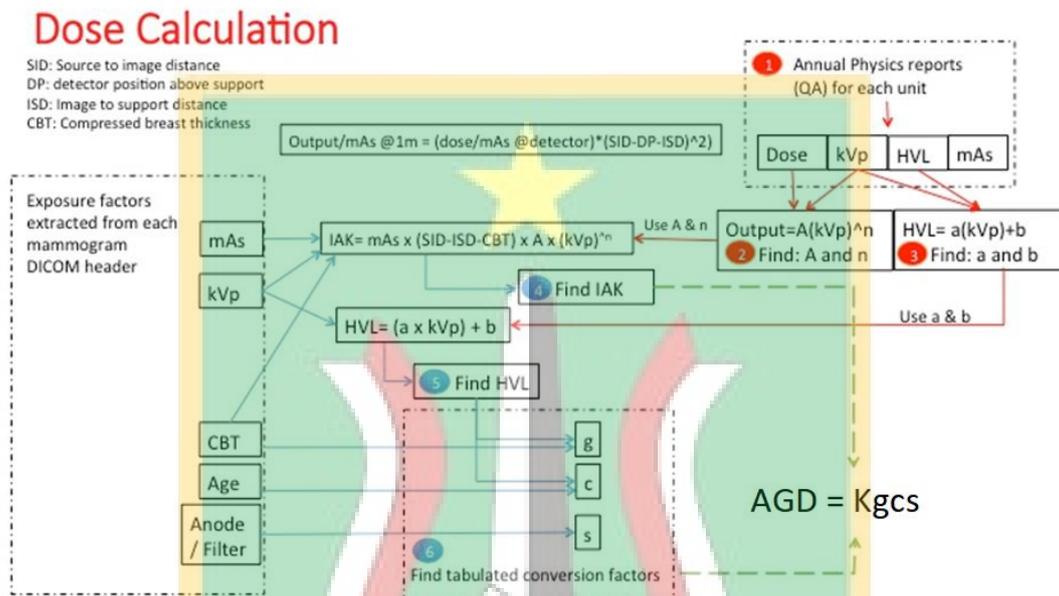
### 2.1.7 Average Glandular Dose

Dosis rata – rata kelenjar (AGD) adalah perkiraan dosis rata – rata yang diserap ke kelenjar jaringan payudara selama pemeriksaan mamografi berlangsung. Dengan satuan yang di gunakan miligray (mGy). Untuk dosimetri mamografi menggunakan faktor konversi yang berhubungan insiden kerma udara dengan dosis kelenjar rata – rata AGD didalam payudara. Faktor konversi saat ini digunakan dan diperoleh simulasi computer model payudara dengan komposisi 50% adiposa dan 50% jaringan kelenjar. Faktor konversi relatif telah dihitung yang memungkinkan perluasan protokol payudara dengan berbagai kelenjar dan untuk a rentang spektrum sinar-x mamografi yang lebih luas. Maka menurut Dance (1990),  $D$ , ialah dosis kelenjar payudara dihitung menggunakan persamaan :

$$D = K \cdot g \cdot c \cdot s \dots \dots \dots (2.2)[13]$$

Dimana  $K$  adalah dosis masuk insiden kerma udara di permukaan atas payudara, diukur tanpa hamburan balik,  $g$  adalah faktor konversi yang berdasarkan ketebalan payudara kelenjar 50%,  $c$  adalah faktor koreksi berdasarkan glandularitas/ketebalan kelenjar payudara asli dari proporsi jaringan kelenjar 50%, sedangkan  $s$  adalah untuk koreksi penyimpangan berdasarkan pilihan kombinasi filter target dengan signifikan pada spektrum sinar-X[5]. Kombinasi kVp, HVL, dan anoda/filter akan semua berpengaruh pada jumlah dosis yang diserap ke payudara. Ukuran payudara dan komposisi kelenjar juga akan mempengaruhi dosis yang diserap.

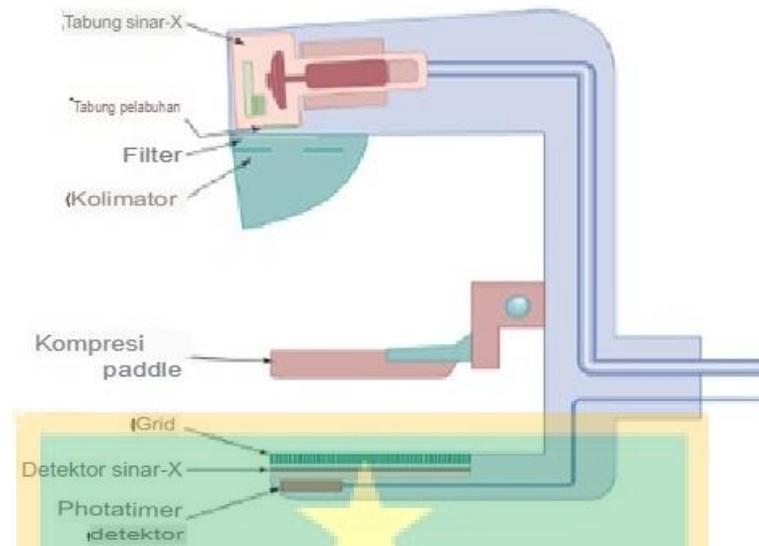
Pemindaian AGD memberikan indikasi risiko radiasi pada payudara selama pemaparan dilakukan. Pedoman keselamatan radiologi nasional, regional, maupun lokal akan menggunakan AGD sebagai ukuran untuk menentukan diagnostik tingkat referensi. Untuk payudara standar (didefinisikan setebal 4,2 cm saat dikompresi, dengan rasio kelenjar 50:50 jaringan menjadi lemak). AGD biasanya 3 mGy per tampilan.



**Gambar 2.4** Dosis kalkulasi AGD [14].

### 2.1.8 Prinsip dasar Mamografi

Mamografi adalah pemeriksaan radiografi menggunakan sinar-X energi rendah yang umumnya berkisar 0,7 mSv yang dirancang khusus untuk mendeteksi kelainan pada payudara. Mamografi terdiri dari generator tabung sinar-X yang berisi target dan bahan filter, serta kompresi [15].



**Gambar 2.5** Komponen pesawat mamografi [16].

Berikut bagian-bagian komponen khusus pesawat mamografi sebagai berikut :

a. Kapasitas Pesawat

Generator tabung sinar-X pesawat mamografi menggunakan berkas energi foton yang rendah berkisar antara 20-35 kVp, untuk mengoptimalkan interaksi efek fotolistrik kontras gambar dengan arus sebesar 80-100 mAs. Berikut jenis mAs total keseluruhan pada mamografi :

1. *Low speed film* berkisar 2000 mAs,
2. *Intermediate non screen film* berkisar 500 mAs, dan
3. *Convensional non scree film* berkisar 200 mAs.

Menggunakan faktor eksposi kV rendah harus dengan peningkatan pada mAs, agar menghasilkan kontras yang tinggi dalam radiografi.

b. Ukuran fokal spot

Terdapat filamen ganda pada tabung sinar-X mamografi yang menghasilkan ukuran fokal spot kecil dengan filter bernilai 0,1mm dan fokal spot besar nilainya 0,3 mm. Ukuran fokal spot kecil digunakan untuk mendapatkan ketajaman gambar yang baik dari organ. Target anoda pada pesawat mamografi menggunakan target rhodium, molybdenum atau tungsten. Biasanya dilakukan sistem anoda putar dan bahan dari tungsten atau molybdenum pada pesawat mamografi, agar memungkinkan

penggunaan fokus kecil pada pembebanan arus tabung.

c. Kolimator

Yang mengarahkan sinar-X dengan tepat adalah conus. Kolimator sebagai pembatas radiasi hambur serta melindungi dinding dada dan paru-paru terhadap radiasi yang tidak diperlukan.

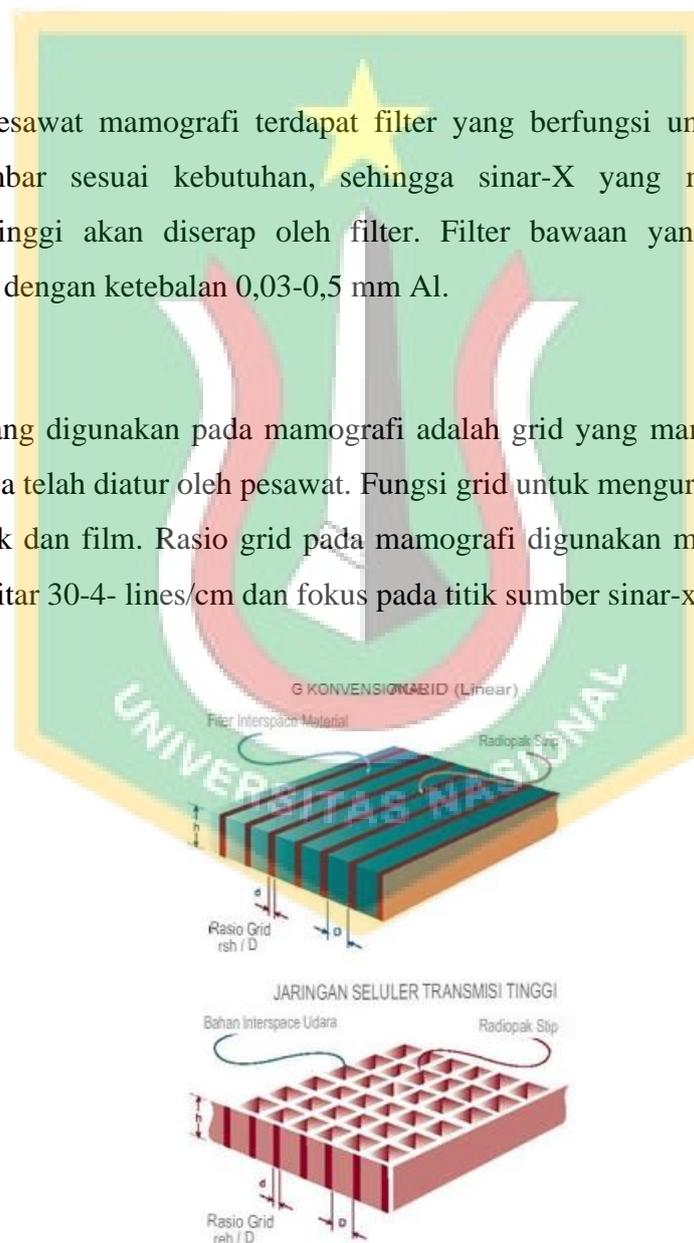
*Source Image Distance* (SID) pada mamografi yaitu berkisar 50 – 80 cm. Maka ditetapkanlah setidaknya minimum SID pada mamografi ialah 55cm oleh FDA.

d. Filter

Pada pesawat mamografi terdapat filter yang berfungsi untuk mendapatkan kualitas gambar sesuai kebutuhan, sehingga sinar-X yang memiliki panjang gelombang tinggi akan diserap oleh filter. Filter bawaan yang dipakai adalah molybdenum dengan ketebalan 0,03-0,5 mm Al.

e. Grid

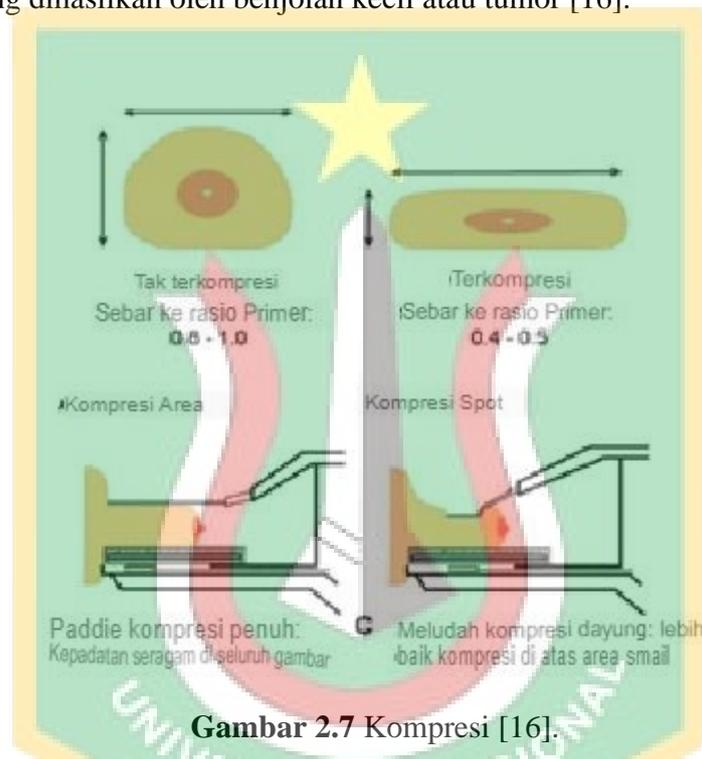
Grid yang digunakan pada mamografi adalah grid yang mampu bergerak dan pergerakannya telah diatur oleh pesawat. Fungsi grid untuk mengurangi sinar hambur diantara objek dan film. Rasio grid pada mamografi digunakan mulai 3,5:1 dengan frekuensi sekitar 30-4- lines/cm dan fokus pada titik sumber sinar-x [15].



**Gambar 2.6** Grid pesawat mamografi [17].

f. Alat kompresi

Kompresi pada payudara merupakan hal penting dalam optimalisasi mamografi. Bahan alat kompresi mamografi terbuat dari bahan plastik. Manfaat dari kompresi untuk memberikan imobilisasi kepada objek pada saat dilakukannya penyinaran, sehingga menghasilkan rentang paparan yang lebih kecil dengan kepadatan yang seragam, mengurangi radiasi hambur dan meningkatkan kontras menjadi lebih tinggi, mengurangi ketidaktajaman gambar pada objek serta distorsi gambaran yang dihasilkan oleh benjolan kecil atau tumor [16].

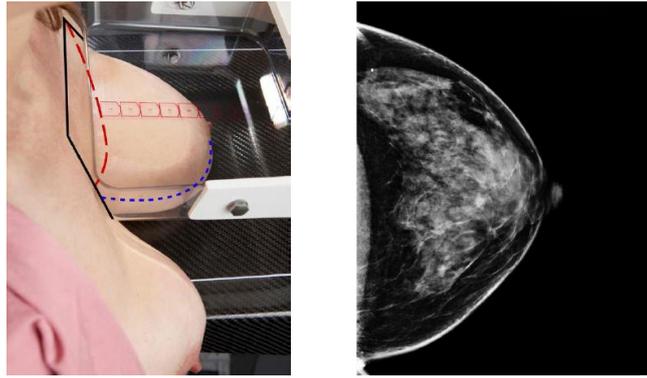


**Gambar 2.7** Kompresi [16].

Ada dua teknik posisi hal yang dilakukan selama pemeriksaan *Oblique-transversal* pada mamografi yaitu *Caudo cranial (CC)* dan *Medio-Lateral Oblique (MLO)* yang memperlihatkan jaringan lunak didalamnya meliputi otot dan kelenjar. Berikut dua jenis kompresi pada payudara yang dilakukan :

1. Proyeksi *Craniocaudal (CC)*

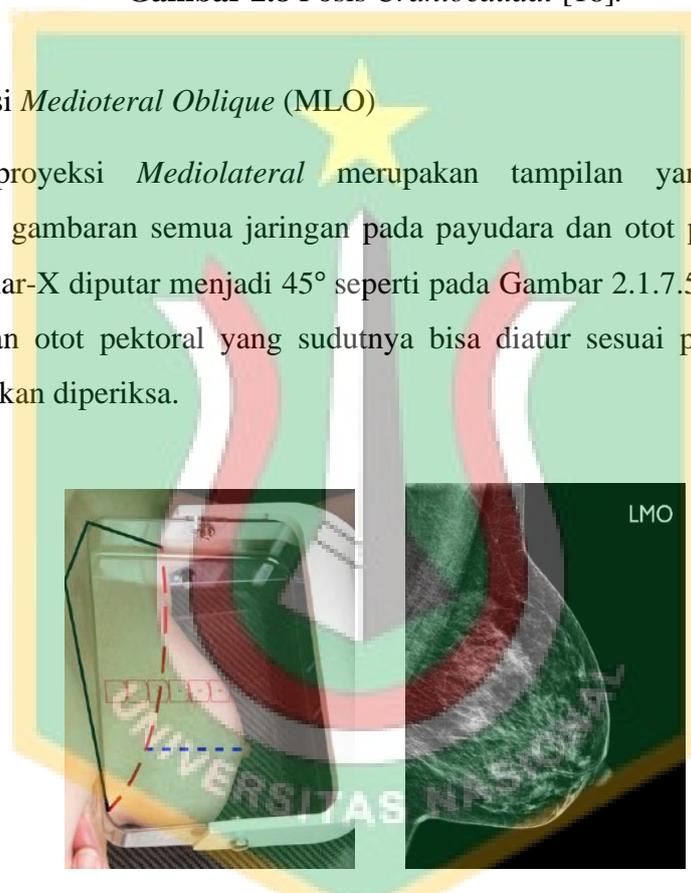
Untuk proyeksi *Craniocaudal* diharuskan memposisikan bagian medial dan lateral dari payudara. Tampilan proyeksi CC yang sesuai seperti pada Gambar 2.1.7.4 yang dapat menampilkan otot pektoral pada pinggiran posterior dari payudara.



**Gambar 2.8** Posis *Craniocaudal* [18].

## 2. Proyeksi *Medioteral Oblique* (MLO)

Pada proyeksi *Mediolateral* merupakan tampilan yang benar untuk menunjukkan gambaran semua jaringan pada payudara dan otot pektoral. Proyeksi ini tabung sinar-X diputar menjadi  $45^\circ$  seperti pada Gambar 2.1.7.5 Kaset diletakkan paralel dengan otot pektoral yang sudutnya bisa diatur sesuai porsi tinggi badan pasien yang akan diperiksa.

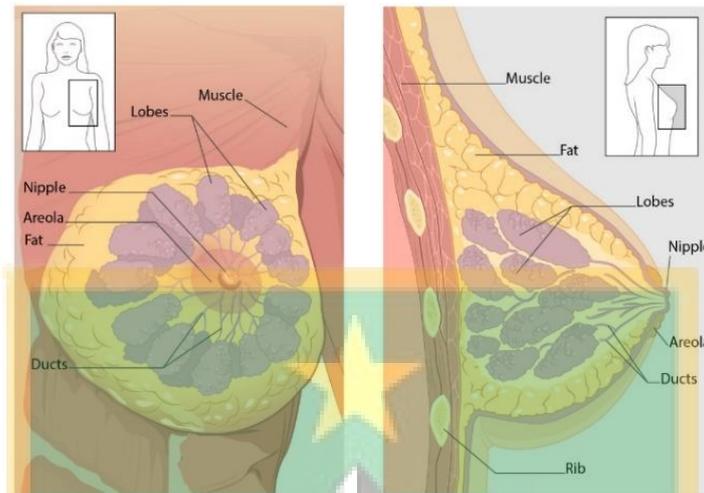


**Gambar 2.9** Posisi *Medio-Lateral Oblique* [18].

### 2.1.9 Anatomi Payudara

Payudara pada wanita terdiri dari tiga jenis jaringan yakni jaringan fibrosa, jaringan kelenjar, dan jaringan adiposa (lemak). Jaringan fibrosa sebagai yang menahan jaringan payudara di posisi tempatnya. Bagian payudara yang memproduksi susu adalah jaringan ikat yang sering disebut lobus. Mammae atau payudara memiliki 15 lobus hingga 25 lobus. Banyaknya struktur yang lebih kecil

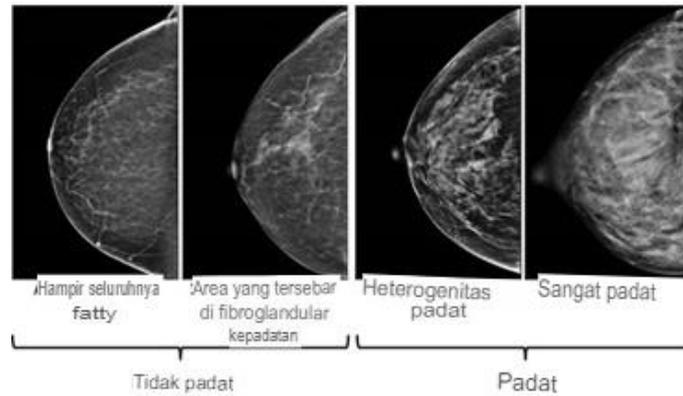
dari lobus adalah lobulus. Jaringan lemak sebagai yang mengisi ruang antara lobulus dan saluran lainnya dengan menentukan ukuran, bentuk dan tekstur organ [19].



**Gambar 2.10** Struktur anatomi payudara bagian luar dan dalam [19].

Gambar di atas merupakan struktur anatomi payudara yang sebagian besarnya dari kumpulan jaringan-jaringan lemak yang dilapisi oleh kulit dan serat otot polos. Struktur anatomi payudara dapat dilihat dengan mata telanjang yaitu anatomi luar payudara sedangkan anatomi dalam payudara terletak di bagian dalam yang merupakan bagian penyusun payudara. Area kulit berpigmen disekitar puting susu disebut areola. Bagian melingkar yang dapat mengalami pembesaran disebut korpus atau badan payudara.

Densitas payudara merupakan gambaran jumlah relatif dari jaringan ikat, jaringan lemak, dan epitel yang terlihat pada citra mamografi. Ciri payudara padat yang memiliki jumlah jaringan kelenjar dan jaringan ikat fibrosa yang relatif lebih tinggi sedangkan jumlah jaringan lemaknya relatif lebih rendah [20].



**Gambar 2.11** Pencitraan Payudara [20].

Pada gambar di atas menunjukkan sebelah kiri jaringan lemak di payudara dan sebelah kanan tingkat kepadatan di payudara. Karena payudara dapat berlemak ataupun padat [20].

### 2.1.10 *Full-Field Digital Mammography*

Digital mamografi atau nama lain dari *Full-Field Digital Mammography* (FFDM) merupakan sistem film sinar-X yang digantikan oleh detektor solid-state dengan mengubah sinar-X menjadi sinyal listrik. FFDM juga merupakan sistem pertama di setujui oleh FDA karena memiliki TFT deteksi tidak langsung flat panel array dengan 18 X 23 cm area aktif, garis lintang paparan detektor film serta menghasilkan kualitas gambar yang lebih baik pada dosis yang lebih rendah. Digital mamografi menghasilkan gambar dari sinyal listrik yang dapat di lihat dimonitor ataupun dicetak pada film mammogram konvensional. Digital mamografi menciptakan gambar digital yang bisa dimanipulasi dengan cara meningkatkan resolusi dan kontras. Gambar yang lebih meningkatkan interpretasi, akan lebih mudah untuk melihat jaringan payudara yang padat dan tumor kecil.

Sistem deteksi berbantuan komputer (CAD) menggunakan gambar digital mamografi yang dapat diperoleh dari mammogram film konvensional. Selanjutnya perangkat lunak komputer mencari area abnormal massa, kepadatan, atau kalsifikasi yang mungkin terjadi adanya kanker [15].

## 2.2 Hasil Penelitian Sebelumnya

Ditahun 2021, Chatsuda dkk melakukan penelitian DRL lokal untuk skrining

payudara pada mamografi di Songklanagarind Thailand. Data yang digunakan retrospektif yang dikumpulkan sebanyak 400 pasien, 200 pasien dari Tanyawej Breast Center dan 200 pasien dari Premium Diagnostic Imaging Center. Usia pasien yang diambil antara 40-75 tahun dengan ketebalan payudara terkompresi antara 41-65 mm. data pasien serta parameter paparan yang dikumpulkan adalah nilai AGD, ESAK, CBT, gaya kompresi (CF), kVp, mAs, dan target serta filter (W/Rh, W/Al). Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa rata-rata kelenjar FFDM (mode 2D) dan DBT (mode 3D) untuk kompresi payudara dengan ketebalan 41-65 mm berturut-turut adalah  $1,41 \pm 0,43$  mGy dan  $1,68 \pm 0,39$  mGy dan persentil ke-75 FFDM (mode 2D) adalah 1,65 mGy dan DBT (mode 3D) adalah 1,89 mGy. Nilai rata-rata ESAK adalah  $4,93 \pm 1,96$  mGy dalam FFDM (mode 2D) dan  $5,31 \pm 1,55$  mGy dalam DBT (mode 3D). Persentil ke-75 nilai ESAK dalam FFDM (mode 2D) adalah 6,03 mGy dan dalam DBT (mode 3D) adalah 6,17 mGy. Ada 24,88% dan 24,63% menerima dosis kelenjar rata-rata selama persentil ke-75 dalam FFDM (mode 2D) dan DBT (mode 3D)[21].

Dzidzornu dkk pada tahun 2020 meneliti tingkat referensi diagnostik pada mamografi di tiga pusat rumah sakit di Ghana menggunakan data retrospektif 1.071 pasien 19anita berusia 35 tahun keatas. Rekam medik tiap pasien dicatat ketebalan jaringan payudara terkompresi (CBT), usia pasien, paparan permukaan masuk (ESE), kVp, mAs dan dosis kelenjar rata-rata (MGD). Nilai persentil ke-75 adalah 2,3 mGy diperoleh pada payudara terkompresi rata-rata  $60 \pm 5$  mm. Pada rumah sakit pusat pertama 1,8 mGy; pada rumah sakit kedua 2,1 mGy dan rumah sakit ketiga 2,0 mGy[22].

Penelitian yang dilakukan Bahreini dkk pada tahun 2012 menetapkan DRL lokal mamografi di Provinsi Khorasan Iran. Dalam penelitian ini 100 wanita setiap pemeriksaan terdiri dari satu proyeksi CC dan MLO. Usia rata-rata pasien adalah 46,5 dari 30 tahun-70 tahun. Ketebalan payudara rata-rata 47 mm untuk proyeksi CC dan 53 mm untuk proyeksi MLO. Rata-rata ESD adalah 5,32 mGy untuk proyeksi CC dan 7,21 mGy untuk proyeksi MLO. Nilai rata-rata MGD per gambar 0,88 mGy untuk CC dan 1,11 mGy untuk tampilan MLO. Hasil yang didapat nilai MGD per Wanita adalah 3,23 mGy[23].

Penelitian lain dilakukan oleh Moayyad dkk dengan mengambil data retrospektif menggunakan sampel data pasien dari 50 pusat di New South Wales yaitu 11.029 wanita dengan usia rata-rata 60 tahun. Nilai MGD median 1,39 mGy, minimum 0,19 mGy dan maksimum 10,00 mGy. Persentil ke-75 dan persentil ke-95 adalah 2,06 mGy dan 2,69mGy[24].

Akbar dkk di tahun 2021 melakukan penelitian pengukuran MGD di tiga pusat di Kashan untuk menentukan nilai DRL lokal. Nilai rata-rata MGD per gambar diperoleh  $2,39 \pm 1,46$  mGy untuk proyeksi RCC;  $2,64 \pm 1,67$  mGy untuk proyeksi;  $2,82 \pm 1,89$  mGy untuk proyeksi RMLO;  $3,09 \pm 1,90$  mGy, untuk proyeksi LMLO. Maka diperoleh nilai DRL lokal dari median keseluruhan nilai MGD adalah 1,72 mGy (1,91 mGy untuk digital mamografi dan 1,32 mGy untuk mamografi analog)[25].

