

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. *Computed Radiography (CR)*

Pada perangkat *Computed Radiography*, citra *output* mampu dimanipulasi dalam bentuk citra digital. Penggunaan *Computed Radiography (CR)* dinilai lebih banyak manfaatnya dibandingkan dengan menggunakan film-screen karena dalam proses akuisisinya lebih cepat dan memiliki range yang lebar sehingga mampu menghasilkan sebuah citra dengan *exposure index* yang pada praktiknya memudahkan dalam pengolahan citra bagi seorang radiographer [15]. *Computed Radiography (CR)* mengacu pada sistem *photostimulable phosphor detector (PSP)*, yang secara historis disimpan dalam kaset yang mirip dengan kaset film layar. *Screen* tradisional, seperti Gd_2O_2S dan *cesium iodide (CsI)*, secara spontan akan memancarkan cahaya (hampir seketika) saat disinari oleh sinar -X. Pada saat sinar-X diserap oleh *fosfor photostimulable*, beberapa cahaya juga dengan cepat dipancarkan, tetapi sebagian kecil energi sinar-X diserap di layar PSP dan dibaca menggunakan sinar laser. Untuk alasan ini, layar PSP juga disebut sebagai penyimpanan fosfor. CR diperkenalkan pada 1970-an, mengalami peningkatan penggunaannya pada akhir 1980-an, dan digunakan secara luas pada pergantian abad ini karena banyak departemen memasang PACS (*picture archiving computed system*). Kebanyakan pelat pencitra CR terdiri atas campuran BaFBr dan fosfor berbasis halida lainnya, yang sering disebut sebagai *barium fluoroalida*. Pelat *screen* CR bersifat fleksibel dan ditutup dengan kaset kedap cahaya. Kaset CR setelah terkena sinar-X selama pemeriksaan radiografi akan ditempatkan pada alat baca CR *reader*. Kemudian langkah-berikutnya yang dilakukan adalah kaset dipindahkan ke CR *reader*, dan pelat gambar secara mekanis dikeluarkan dari kaset. Kemudian pelat pencitra diterjemahkan secara vertikal ke arah sumbu-y dengan penggulung melintasi tahap bergerak dan dipindai secara horizontal dalam arah sumbu-x dengan sinar laser dengan panjang gelombang sekitar 700 nm. Sinar laser merah akan merangsang emisi energi yang terperangkap di area kecil (lokasi sumbu-x dan y) pelat pencitra, dan cahaya tampak biru-hijau terpancar dari layar PSP sebagai penyimpanan fosfor sebagai akibat dari turunnya elektron berenergi ke keadaan dasar. Cahaya yang dipancarkan melalui pendaran fotostimulasi dikumpulkan oleh serat

pemandu cahaya optik yang dihubungkan ke tabung pengganda foto (PMT). Tabung PMP, melalui proses pemnggandaan foto-elektron, akan mengubah cahaya tersebut menjadi sinyal elektronik yang kemudian diubah menhadi sinyal digital dan disimpan dalam format nilai piksel. Untuk setiap spasial lokasi (x, y) pada pelat pencitraan, ditentukan nilai skala abu-abu yang sesuai. Nilai ini sebanding dengan energi sinar-X yang diserap secara lokal. Kemudian, pelat pencitra dikenakan cahaya tampak untuk menghapus energi sisa yang terperangkap. Pelat pencitra dikembalikan ke kaset dan siap untuk digunakan kembali. Gambar digital yang dihasilkan oleh alat baca CR disimpan sementara di lokal hard disk. Gambar tersebut kemudian dikirim ke PACS untuk diinterpretasikan oleh radiolog dan untuk pengarsipan jangka panjang. Pelat pencitra itu sendiri adalah perangkat yang sepenuhnya analog, tetapi dibaca dengan teknik elektronik digital, seperti yang ditunjukkan pada gambar berikut [8].



Gambar 2. 1 Mekanisme pemindaian sistem CR [8].

2.2. Komponen Pesawat CR

Computed radiography memiliki 3 komponen sistem operasional utama yaitu sistem akuisisi citra (*image acquisition system*), sistem penampilan (*display system*) dan sistem penyimpanan (*storage system*) [10]

2.2.1. Sistem Akuisisi Citra (*image acquisition system*)

a. Kaset

Pada perangkat *Computed Radiography* (CR) kaset dibuat dari bahan karbon fiber dengan bagian belakangnya terdapat alminium, fungsi kaset ini adalah sebagai pelindung dari *Imaging plate* (IP).



Gambar 2. 2 Kaset pada perangkat *Computed Radiography* (CR)

Cara kerja kaset pada perangkat *Computed Radiography* (CR) [10]:

- 1) Kaset *Computed Radiography* (CR) diekspos.
- 2) Fosfor dalam *imaging plate* (IP) akan menyerap energi radiasi, besarnya energi yang diserap berbeda bergantung pada area anatomi mana yang diekspos.
- 3) Energi yang diserap tersimpan dalam fosfor sampai waktunya dihapus.

b. *Imaging Plate* (IP)

Imaging plate (IP) adalah salah satu komponen utama pada sistem *Computed Radiography* (CR) yang memiliki fungsi menyerap serta menyimpan bayangan laten X-ray, bayangan laten terbentuk saat sinar-X diekspos dan melewati pasien lalu ditangkap oleh detektor. *Imaging Plate* (IP) terbuat dari logam atau plastik, pada salah satu sisinya dilapisi oleh *photostimulable phosphor* yang memiliki tebal kurang dari 1 mm. Proses yang terjadi pada *imaging plate* di mulai Ketika sinar x diekspos , *imaging plate* akan menyerap energi lalu disimpan oleh bahan phosphor, kemudian energi

tersebut akan diubah dalam bentuk data digital oleh laser scanner yang berada di dalam CR reader.

Setelah proses reading, proses selanjutnya gambar akan tampil pada layar monitor, dalam waktu yang bersamaan *imaging plate* (IP) masuk ke bagian penghapusan data (*erasure*) untuk proses penghapusan data sehingga *imaging plate* (IP) dapat digunakan kembali untuk pasien yang selanjutnya. Struktur yang tersusun dalam *imaging plate* (IP) dapat dilihat pada gambar berikut [11].



Gambar 2. 3 Struktur *Imaging Plate* [11]

- 1) *Protective layer* : Pelindung kaset yang tipis serta bening.
- 2) *Phosphor Layer* : merupakan lapisan yang menangkap electron saat ekspose, lapisan ini terdiri dari *barium fluorohalide family*
- 3) BaFx: Eu²⁺ Crystal
- 4) *Reflective layer* : berisi banyak partikel yang memiliki kemampuan untuk memantulkan cahaya
- 5) *Conductive layer* : berisi kristal yang bersifat konduktif. Memiliki kemampuan menyerap cahaya yang bertujuan untuk meningkatkan ketajaman citra.
- 6) *Backing layer* : lapisan soft polimer yang berfungsi melindungi *imaging plate* selama proses *reading* di dalam digitizer.
- 7) *Barcode label* : untuk memberikan penomoran yang kemudian dikaitkan dengan data pasien [11].

c. *Imaging Plate Reader*

Image reader merupakan bagian yang penting lainnya dari control akuisisi gambar yang berfungsi sebagai pengubah gambar laten pada IP menjadi gambar dalam format digital [10]. *Computed Radiography Readers* ditunjukkan oleh gambar berikut



Gambar 2. 4 *Computed Radiography (CR) Reader*

2.2.2. Sistem Penampilan (*Display System*)

Pada dasarnya tampilan citra merupakan hasil dari *spasial frequency response* dan *gradation processing*. *Spasial frequency response* mengontrol kontras diantara dua struktur pada densitas yang berbeda, sedangkan *gradation processing* mengontrol rentang densitas yang digunakan untuk menampilkan struktur pada gambar yang sama. Gambar yang ditampilkan pada monitor dapat dimanipulasi karena *computed radiography* menggunakan data digital [10].

Sistem Tampilan atau *display system* terdiri dari dua yaitu *softcopy* dan *hardcopy*. Gambar *softcopy* dapat dimanipulasi untuk mendapatkan hasil yang terbaik seperti mengatur kontras, densitas, dan ketajaman gambar. Selain itu dapat juga dimagnifikasi, dibalik atau diputar [10].

2.2.3. Sistem Penyimpanan (*Storage System*)

Proses penyimpanan gambar pada *computed radiography (CR)* dapat dilakukan pada film sebagai *hardcopy* atau alat penyimpanan elektronik seperti hard disc, magnetic tape, dan optical disk. System penyimpanan gambar digital membutuhkan ruang yang lebih kecil dari pada penyimpanan film [10].

2.3. Faktor Eksposi

Faktor eksposi adalah faktor penentu kuantitas dan kualitas dari suatu penyinaran dalam proses pembuatan citra radiografi. Parameter tegangan tabung (kV) digunakan untuk menentukan kualitas citra sedangkan parameter arus (mA) digunakan untuk mengukur kuantitas. Secara garis besar faktor eksposi dipengaruhi oleh 3 parameter yaitu arus tabung (mA), tegangan tabung (kV), dan waktu penyinaran (s) [12].

2.3.1. Milliamperage (mA)

Milliamperage, disingkat mA, adalah ukuran kuantitas arus listrik yang mengalir melalui suatu rangkaian elektronik. Semakin kecil hambatannya, semakin besar laju aliran listrik yang melalui jalur yang menuju ke tabung sinar-X. Ketika radiografer menetapkan pengaturan mA yang lebih tinggi, maka semakin besar laju aliran listrik yang melalui filamen di katoda tabung sinar-X setiap kali sakelar rotor ditekan. Semakin besar arus yang dialirkan ke kawat filamen tipis, semakin besar hambatannya dan semakin panas filamennya. Karena suhu filamen yang tinggi, maka semakin banyak elektron yang dibebaskan melalui proses emisi termionik. Elektron yang dibebaskan ini membentuk muatan ruang atau awan elektron di sekitar filamen, yang mencapai jumlah tertentu dalam kesetimbangan elektron sesuai dengan pengaturan mA nya. Jumlah elektron yang dipercepat melintasi tabung Sinar-X ke arah anoda saat saklar eksposi sudah full, filamen terus mengisi awan elektron. Dengan demikian, laju elektron per detik yang menabrak anoda dipertahankan kestabilannya selama eksposi. Intensitas sinar-X langsung dikendalikan oleh mA yang diatur di konsol. Jika mA digandakan, "aliran" sinar-X per detik yang dipancarkan dua kali lebih besar. Waktu eksposi, disingkat s untuk detik, adalah jumlah waktu selama berkas diaktifkan dan paparan sinar-X terjadi [7].

2.3.2. Kilovoltage (KV)

Kilovoltage, atau disingkat kV, adalah ukuran daya listrik atau daya dorong muatan listrik, yang menyebabkan mengalirnya energi listrik. Pada pesawat sinar-X, kontrol kilovoltage di konsol merupakan *autotransformer* pada rangkaian tegangan tinggi. Manakala terjadi perbedaan potensial antara dua titik pada konduktor, bila salah satu ujungnya memiliki muatan negatif relatif terhadap ujung lainnya yang memiliki

muatan positif, maka elektron akan mengalir melalui konduktor menuju titik positif. Semakin besar perbedaan potensialnya, semakin banyak pula dorongan diberikan pada elektron untuk mengalir, lebih besar energi yang mendorong arus, dan akan terukur kV yang lebih tinggi. Jika mAs sebagai ukuran besaran listrik, kV adalah ukuran kualitas listrik. Akibat perputaran medan magnet di AC generator listrik yang memberi daya pada sebagian besar peralatan sinar-X, kilovoltage aktual dari arus yang disuplai ke tabung sinar-X bervariasi ke atas dan ke bawah dalam bentuk gelombang sinus dengan pola naik ke puncak dan kemudian turun kembali ke nol berulang ulang. Karena kilovoltage tersebut terus berubah, perlu untuk diukur baik nilai rata-rata atau nilai puncak yang dicapai selama siklus berulang ini [7].

Oleh karena itu ada istilah kilovoltage-peak, atau kVp. Adanya kVp akan mempengaruhi spektrum sinar-X, fungsi kVp adalah untuk mengatur tingkat penetrasi Sinar-X [7].

2.4. Kualitas Citra Radiografi

Gambar radiografi memiliki kualitas yang sama dengan sebagai gambar visual atau fotografi diantaranya intensitas, kontras, *noise*, ketajaman detail, pembesaran dan bentuk distorsi. Perbedaannya dari fotografi, beberapa di antara kategori diberi nama khusus yang berbeda. Beberapa perbedaan juga harus dibuat antara gambar elektronik yang terlihat di layar TV dan gambar dicetak sebagai *print out*. Pemahaman yang mendalam tentang karakteristik radiografi tersebut merupakan inti dari radiografi [7].

2.4.1. Signal-Noise-Ratio (SNR)

Salah satu metode terbaik untuk mengukur keseluruhan visibilitas informasi dalam gambar adalah *sinyal - rasio noise* (SNR). Nilai SNR pertama kali dijelaskan oleh Albert Rose bahwa suatu benda dibedakan dari *background* jika $SNR \geq 5$. Hal ini dapat dikaitkan dengan pengujian sederhana dengan tingkat kesalahan kurang dari 1 dalam 106 yang terjadi ketika perbedaan dalam rata-rata sama dengan lima standar deviasi. Saat ini kriterian penilaian ini disebut sebagai kriteria Rose. Perlu dicatat bahwa persyaratan $SNR \geq 5$ sebenarnya cukup ketat. Tergantung pada gambar yang dihasilkan pada nilai SNR yang lebih rendah. Asumsi model Rose adalah bahwa faktor pembatas dalam deteksi dari suatu objek adalah dosis radiasi (dan karenanya jumlah kuantitas Sinar-X) yang digunakan untuk menghasilkan gambar [8].

Sinyal mengacu pada informasi yang dibawa oleh mekanisme kontras pada citra Sinar-X atau dapat diukur sebagai eksposur total dikurangi bagian eksposur yang berasal radiasi yang tersebar. Sinyal direpresentasikan dalam citra radiografi oleh semua yang berhasil menembus bayangan, sehingga bayangan sedang akan dilemahkan, dan terserap oleh bayangan cahaya yang menjadi informasi diagnostik. *Noise* mencakup semua hal dari sinar-x yang tersebar, bintik, statis elektronik acak, dan disinformasi lainnya pada gambar. SNR adalah angka relatif, dapat digunakan dalam membandingkan satu keterpaparan dengan yang lain. Hal penting dalam aspek SNR yang harus dipahami adalah implikasinya bahwa ada dua cara untuk membuat gambar lebih baik : Cara yang jelas adalah dengan mengurangi *noise* (misalnya radiasi hamburan), tetapi sebaliknya adalah jika sinyal dapat ditingkatkan tanpa menambahkan *noise* [2].

SNR didefinisikan sebagai rasio perbedaan intensitas sinyal wilayah *background* dibagi dengan *noise background* sebagai ditunjukkan pada Persamaan 1 berikut ini:

$$SNR = \frac{N}{\sigma} \dots\dots\dots (1)$$

Dengan N adalah nilai piksel rata-rata (*Mean Gray Value*) dan standar deviasi (*noise*) di atas nilai piksel dalam ROI.

Untuk mendapatkan hasil SNR dengan menggunakan aplikasi ImageJ yaitu dengan mengetahui nilai Mean Gray Value dari wilayah tanpa objek sebagai *background* dan standar deviasinya sebagai nilai *noise*.

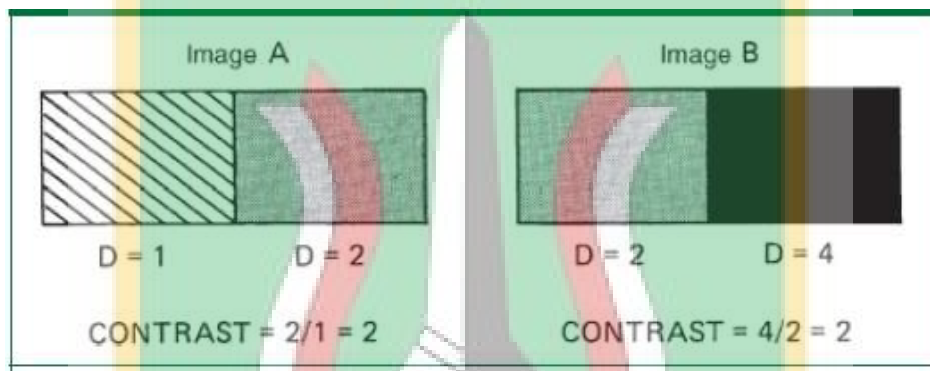
2.4.2. Contrast dan grayscale

Kontras radiografi adalah perbedaan yang mendasar antara rasio dan kecerahan dari dua detail yang berdekatan. Pengukurannya sebagai rasio, dengan cara membagi kecerahan detail yang lebih terang ke detail yang lebih gelap (bukan sebagai file selisih dikurangi). Jika satu detail muncul dua kali gelap seperti di sebelahnya, maka kontrasnya adalah $2/1 = 2.0$.

Gambar yang sangat kontras tampak lebih “hitam dan putih, ”sedangkan gambar dengan kontras yang lebih rendah muncul agak abu-abu secara keseluruhan. Kesalahpahaman yang umum terjadi adalah bahwa gambar yang lebih gelap secara

otomatis akan memiliki lebih sedikit kontras. Ide yang salah ini terutama berasal dari perbandingan kepadatan di dalamnya anatomi dengan kepadatan background gambar, diluar anatomi, dimana tidak ada atenuasi dari Sinar-X. *Background* ini selalu hitam pekat, dan tidak ada hubungannya dengan kontras yang ada di antara struktur anatomi di dalam tubuh bagian. Pada saat kepadatan lainnya mendekati abu-abu gelap, maka perbedaan antara kepadatan tersebut jelas akan lebih kecil dan yang hitam pekat, dan kontras dikurangi.

Dalam rentang diagnostik, gambar dapat dibuat lebih terang atau lebih gelap tanpa mempengaruhi kontras, seperti ditunjukkan pada Gambar 2.5 Sebuah gambar bisa digelapkan sambil tetap mempertahankan kontrasnya.



Gambar 2. 5 Rasio perbedaan antara dua kepadatan yang berdekatan tetap sama meskipun gambar B secara keseluruhan dua kali lebih gelap [7].

Ada beberapa variable dalam radiografi yang mempengaruhi kecerahan dan kontras pada sebuah gambar saat bersamaan, tapi ini tidak berhubungan dengan kualitas citra. Foto kontras itu sendiri dianggap sebagai kualitas citra terpisah dari kecerahan gambar. Skala abu-abu adalah kisaran kepadatan yang berbeda (kecerahan) dalam gambar. Skala abu-abu berlawanan dengan kontras gambar. Dimana ada banyak corak kecerahan yang berbeda di dalam gambar, dikatakan memiliki skala abu-abu yang panjang. Sebaliknya, gambar dengan hanya beberapa tingkat kecerahan hadir memiliki skala abu-abu pendek [7].

2.4.3. Noise

Noise terdiri dari segala bentuk kontribusi yang tidak berguna ke gambar yang mengganggu visibilitas informasi yang berguna. *Noise* dapat mengganggu gambar, jadi kualitas gambar yang baik harus memiliki nilai *noise* seminimal mungkin. Dari

perspektif yang lebih luas, *noise* adalah gambaran yang mengurangi kegunaan klinisnya. Selain *Noise* ada juga yang disebut bintik atau *Mottle*, setidaknya ada enam bentuk non-mottle *noise* dan menyinggung bentuk tambahan lainnya.

Di era digital *mottle* dapat muncul bila ada kombinasi penetrasi sinar Sinar-X rendah (kVp), intensitas sinar rendah (mAs) [7]. Gambar medis umumnya memiliki penampilan kasar, yang disebut *quantum mottle*, yang disebabkan oleh sifat statistic proses akuisisi. Visibilitas *quantum mottle* dapat dikurangi dengan penyaringan spasial operasi yang disebut *smoothing*.

Di sebagian besar algoritma pemulusan spasial, setiap nilai piksel dalam gambar yang dihaluskan diperoleh dengan rata-rata tertimbang dari piksel yang sesuai dalam gambar yang belum diproses. Meskipun *smoothing* mengurangi *quantum mottle*, itu juga dapat mengaburkan gambar. Gambar tidak dapat diperhalus sehingga tidak dapat menampilkan secara klinis detail yang signifikan. Pemfilteran spasial dapat meningkatkan tepi struktur disebuah gambar. Peningkatan tepi meningkatkan *noise* statistik pada gambar [8].

2.4.4. Contrast-Noise-Ratio (CNR)

Rasio kontras terhadap *noise* (CNR) adalah ukuran sinyal yang tidak bergantung pada ukuran objek di tingkat level *noise*. Kontras dalam contoh ini adalah perbedaan antara skala abu-abu rata-rata suatu *region on interest* (ROI) di disk(S_a) dan di ROI di *background* (S_b), dan *noise* (N_{bg}) yang dapat dihitung dari ROI *background* juga.

CNR adalah metrik yang baik untuk menggambarkan amplitudo sinyal relatif terhadap *noise* dalam gambar, dan ini sangat berguna untuk objek sederhana. Karena CNR dihitung menggunakan perbedaan nilai rata-rata antara wilayah sinyal dan *background*, metrik ini paling dapat diterapkan saat menguji objek yang menghasilkan level sinyal homogen, dimana skala abu-abu rata-rata dalam sinyal ROI mewakili keseluruhan objek [9]. CNR didefinisikan sebagai rasio perbedaan intensitas sinyal dari dua wilayah yang diinginkan dengan *noise background* sebagai ditunjukkan pada persamaan 2 berikut ini:

$$CNR = \frac{(S_a - S_b)}{N_{bg}} \dots\dots\dots (2)$$

Dengan S_a adalah intensitas sinyal wilayah a , yang merupakan objek yang terlihat pada citra sedangkan S_b adalah intensitas sinyal wilayah b (*background*) dan N_{bg} adalah *noise background*.

2.4.5. Resolusi Spasial

Resolusi spasial menggambarkan tingkat detail yang dapat dilihat pada sebuah citra. *Resolusi spasial* berkaitan dengan seberapa kecil suatu objek dapat dilihat pada sistem pencitraan tertentu dan ini akan menjadi resolusi spasial yang terbatas. Namun, metode yang digunakan untuk menggambarkan resolusi spasial untuk sistem pencitraan memberikan ukuran seberapa baik kinerja sistem pencitraan pada rentang berkelanjutan dari dimensi objek. Pengukuran *resolusi spasial* umumnya dilakukan pada tingkat dosis tinggi dalam sistem pencitraan Sinar-X dan g-ray, sehingga presisi (*noise* rendah) penilaian dapat dilakukan. Sebagian besar sistem pencitraan dalam radiologi adalah digital, dan dengan jelas ukuran elemen gambar (piksel) dalam gambar penetapan batas.

Objek yang lebih kecil dari ukuran piksel, juga benar bahwa seseorang mungkin dapat mendeteksi objek kontras tinggi yang lebih kecil dari ukuran piksel jika amplitudo sinyalnya cukup untuk secara signifikan mempengaruhi nilai skala abu-abu dari piksel tersebut. Gambar dengan piksel kecil berpotensi menghasilkan resolusi spasial yang tinggi, banyak faktor lain yang juga memengaruhi resolusi spasial, dan dalam banyak kasus, ini bukan piksel ukuran yang merupakan faktor pembatas dalam resolusi spasial [9].

2.5. Hasil Penelitian Terdahulu

Pada 2012 Aktan, dkk menganalisis dan membandingkan dua sistem pelat fosfor menurut waktu penundaan pemindaian dan kinerja kotak plastik pelindungnya. Metode yang dilakukan adalah Dua plat PSP yang menggunakan step wedge aluminium diekspos. Pelat ini ditempatkan dalam tiga kotak plastik pelindung yang berbeda (kotak asli pabrikan, kotak hitam, dan kotak putih), plat di ekspos lalu kemudian diproses segera dan 1, 5, 10, 30, 60, 120, 240, dan 480 menit setelah paparan. Dalam penelitian dapat disimpulkan bahwa penundaan pemindaian menyebabkan pengurangan kualitas gambar, dan menggunakan pelindung asli dari pabrikan akan menghasilkan kinerja PSP yang lebih baik [4].

Penelitian sebelumnya dilakukan oleh Rochmayanti, dkk pada 2018 mengenai faktor determinan kolimasi dan waktu tunda pemindaian terhadap exposure index, dilakukan melalui pendekatan eksperimen dengan bahan penelitian phantom thorax. Ukuran kolimasi yang digunakan adalah 35x35 cm dan 35x43 cm. Untuk luasan kolimasi menggunakan lima variasi ukuran yaitu 30x30 cm, 30x35 cm, 35x35 cm, 19 30x40 cm, dan 35x43 cm. Waktu tunda pemindaian selama 0, 10, 20 dan 30 s setelah paparan. Semua data nilai exposure index dicatat, selanjutnya dilakukan pengolahan data dan analisis dengan uji korelasi. Dari hasil penelitian didapatkan bahwa delay time processing memberikan pengaruh yang dominan dibandingkan dengan variabel yang lain, dengan nilai signifikansi sebesar $0,000 < 0,05$ [14].

Sedangkan pada 2017 Eskandarloo, dkk melakukan penelitian mengenai dampak dari kombinasi yang berbeda dari kondisi penyimpanan dan penundaan yang bervariasi dalam membaca citra digital yang diambil menggunakan PSP. Citra standar dari step wedge diperoleh dengan menggunakan PSP dari sistem digital Digora, plat PSP diekspos dan segera dipindai untuk menghasilkan gold standar. Selanjutnya, plat tersebut diekspos kembali dan disimpan di empat tempat kondisi penyimpanan yang berbeda, pada kondisi cahaya putih, cahaya kuning, lingkungan cahaya alami dan tanpa cahaya. Kemudian masing –masing kondisi dipindai kembali lalu dipindai dalam kurun waktu yang berbeda, 10 menit, 30 menit, 4 jam dan 5 jam setelah dipindai. Analisis obyektif dilakukan dengan pengukuran densitas dan data dianalisis secara statistik menggunakan uji GEE. Hasil penelitian Citra PSP menunjukkan penurunan denistas yang signifikan dalam pelat yang dipindai selama 10 menit atau lebih lama setelah paparan yang mungkin tidak terdeteksi secara klinis [5].