



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**VERIFIKASI PENYINARAN IMRT MENGGUNAKAN FILM  
GAFCHROMIC**

**SKRIPSI**

**DEVI KRISTINA**

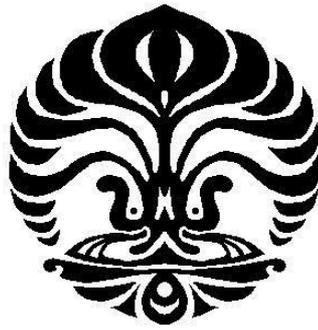
**0906601973**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**PROGRAM FISIKA MEDIS**

**DEPOK**

**DESEMBER 2011**



**UNIVERSITAS INDONESIA**

**VERIFIKASI PENYINARAN IMRT MENGGUNAKAN FILM  
GAFCHROMIC**

**SKRIPSI**

**Diajukan sebagai salah satu syarat untuk memperoleh sarjana sains**

**DEVI KRISTINA**

**0906601973**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM**

**PROGRAM FISIKA MEDIS**

**DEPOK**

**DESEMBER 2011**

## HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

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

Nama : Devi Kristina

NPM : 0906602194

Tanda tangan



Tanggal : 12 Desember 2011

## HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh  
Nama : Devi Kristina  
NPM : 0806401971  
Program studi : Filsafat Media  
Judul skripsi : Verifikasi Penyiaran MRT Menggunakan Film  
CekKeramik

Telah berhasil dipertahankan dibatas Dewan Pengaji dan diterima sebagai bagian dari persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Filsafat Media, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia.

### DEWAN PENGRAJ

Pembimbing I	Dwi Seto K. Faboni, M.Si	
Pembimbing II	Ilana Pratiwi, M.Si	
Pengaji I	Prof. DR. Dharwan S. Setiawan	
Pengaji II	Denny Ardiarty, M.Si	

Ditandatangani : Depok  
Tanggal : (12 Desember 2011)

## KATA PENGANTAR

Puji syukur saya panjatkan kepada Allah yang mempunyai otoritas atas segala sesuatu, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan skripsi ini. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka memenuhi salah satu syarat mencapai gelar Sarjana Sains Jurusan Fisika Medis pada Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Indonesia. Saya menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi saya untuk menyelesaikan skripsi ini. Oleh karena itu, saya mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah mendukung dan membantu terselesaikannya skripsi ini.

1. Bapak dan ibu yang setia berdoa untuk saya, yang selalu memberikan dukungan penuh dalam penyelesaian tanggung jawab kuliah di UI.
2. Dwi Seno K. Sihono, M.Si sebagai pembimbing 1 yang telah membimbing dalam penulisan skripsi ini dan sebagai pembimbing akademik.
3. Heru Prasetio, M.Si sebagai pembimbing 2 yang telah membimbing, meluangkan waktu, serta memberikan arahan dan memberi ilmu yang baru dalam penulisan skripsi ini.
4. Prof. DR. Djarwani S. Soejoko sebagai penguji 1 yang telah memberikan masukan dalam perbaikan skripsi ini.
5. Dessy Arianty, M.Si sebagai penguji 2 yang telah memberikan masukannya dalam perbaikan skripsi ini.
6. Seluruh dosen dan staff Departemen Fisika Universitas Indonesia yang telah banyak membantu.
7. Kekasihku Adhi Setyabudi trimakasih atas dukungannya yang selalu membantu translate karena sangat membantu sekali.
8. Teman-teman di jurusan fisika, khususnya fisika medis trimakasih atas kerjasamanya selama di UI, trimakasih untuk Pak Yahya, Ka Eunike, Ka Misbah, Ka Merischa, Aden, Cahyo, Pak Suharsono, Adi, Pak Zunu, Bu Nia.
9. Seluruh dosen dan staff Departemen Fisika Universitas Indonesia dalam membantu proses perkuliahan selama penulis menjadi mahasiswa.

10. Rumah Sakit MRCCC Siloam yang telah memberikan ijin untuk melakukan penelitian ini.
11. Unit radioterapi rumah sakit MRCCC yang telah memberikan ijin, waktu untuk penelitian ini, khususnya kepada dr. Fielda, Ka Rina Taurusia, Ka Andreas, Mas Fadli yang telah memberikan waktu untuk membimbing penulis dalam penelitian ini.

Dan trimakasih untuk semua pihak yang sudah membantu dan tidak dapat disebutkan satu persatu. Dan besar harapan saya agar skripsi ini dapat dimanfaatkan dan dapat membantu pihak yang membutuhkan khususnya dibidang fisika medis.

**Penulis**  
**2011**

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS AKHIR  
UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

---

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Devi Kristina  
NPM : 0906601973  
Program Studi : Fisika Medis  
Departemen : Fisika  
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Judul karya : Skripsi

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

**Verifikasi Penyinaran IMRT Menggunakan Film Gafchromic**

Beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat dan memublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok  
Pada tanggal : 12 Desember 2011  
Yang menyatakan



(Devi Kristina)

## ABSTRAK

Nama : Devi Kristina  
Program Studi : Fisika  
Judul : Verifikasi Penyinaran IMRT Menggunakan Film Gafchromic

Tindakan terapi bertujuan untuk memperoleh hasil yang optimal berupa kematian jaringan kanker sebanyak mungkin dan kerusakan minimal pada jaringan sehat sehingga dilakukan upaya untuk mengoptimalkan hasil pengobatan radiasi. Dengan perkembangan teknologi, teknik radioterapi juga berkembang dari konvensional, 3D conformal ke *Intensity Modulated Radiotherapy* (IMRT). IMRT merupakan teknik menggunakan banyak lapangan radiasi dalam penyinarannya dengan intensitas yang tidak seragam pada setiap arah lapangan radiasi. Sebelum dilakukan penyinaran pada pasien perlu dilakukan verifikasi penyinaran IMRT antara perhitungan pada TPS dan pada keadaan sebenarnya di lapangan. Verifikasi dilakukan dengan menggunakan film gafchromic EBT2. Pada penelitian ini dilakukan verifikasi penyinaran IMRT dengan klinis Glioblastoma Multiforme pada 5 pasien distribusi dosis akumulasi dan 3 pasien untuk distribusi dosis per lapangan penyinaran menggunakan film gafchromic EBT2. Didapatkan kesesuaian piksel untuk semua pasien dengan kriteria  $\gamma \leq 1$  dengan 3% *dose different* dan 3 mm DTA. Hasil verifikasi untuk distribusi dosis akumulasi pada 5 pasien didapat kesesuaian piksel 100% pada 4 pasien dan hanya 1 pasien yang mempunyai kesesuaian 99,8%. Kesesuaian piksel  $\gamma$  untuk verifikasi setiap lapangan penyinaran pasien pada pasien 1, 87%; 85,4%; 85,9%; 80,5%; 92,3%; 100%; pasien 2; 91,1%; 89,9%; 89,4%; 87,8%; 80,5%; 100%; pasien 3; 79,3%; 88,5%; 77,5%; 84,9%; 83,1%; 99,8%. Hasil kesesuaian piksel pada distribusi dosis per lapangan penyinaran kurang baik karena dosis per lapangan penyinaran rendah maka tingkat kehitaman film gafchromic EBT2 rendah. Film gafchromic EBT2 memberikan hasil yang baik pada lapangan penyinaran akumulasi. Evaluasi *dose difference* dengan kriteria 3% memberikan hasil banyak daerah yang tidak cocok (tidak lolos) sehingga kesesuaian piksel rendah karena dosis pada film di setiap piksel cukup fluktuatif dan adanya perbedaan resolusi film dengan dose matrix. Evaluasi menggunakan DTA saja tidak dapat digunakan untuk mengevaluasi verifikasi IMRT karena pada tiap pikselnya mempunyai kecocokan (lolos) pada kriteria 3mm sehingga mempunyai kesesuaian pixel yang baik. Sehingga untuk mengevaluasi verifikasi IMRT harus menggunakan gabungan DTA dan *dose difference* yaitu menggunakan evaluasi nilai  $\gamma$ .

Kata kunci : IMRT, verifikasi, film gafchromic EBT2

## ABSTRACT

Name : Devi Kristina  
Program Study : Physics  
Judul : Verification Irradiation IMRT using Gafchromic Film

Therapy aims is to obtain optimal results to kill cancer tissue with minimal damage in healthy tissue, so we need to optimize the radiation treatment. Technology has developed from conventional radiotherapy, 3D conformal to Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT). IMRT is a technique which has many radiation field with non uniform intensity in every from many directions. Before the irradiation done in patients we need to verify the IMRT delivery between TPS and the calculations on the actual conditions the field using gafchromic EBT2 film. In this study IMRT verification were done on glioblastoma multiforme on 5 patients verification with are 2 patient verified using composite field 3 patients were verified using per-field radiation using film gafchromic EBT2. Pixel passing level criteria for all patients using gamma criteria of  $3\% \leq 1$  with a different dose and 3 mm DTA. Verification for the distribution of the accumulated dose on 5 patients are 100% pixel passing on 4 patients and 1 patient 99.8%. Verification of each pixel passing gamma radiation field in patients 1 patient, 87%, 85.4%, 85.9%, 80.5%, 92.3%; patient 2; 91.1%, 89.9 %, 89.4%, 87.8%, 80.5%; patient 3; 79.3%, 88.5%, 77.5%, 84.9%, 83.1%. The results of passing pixel per field radiation distributions is not good because of low radiation doses per field. Gafchromic EBT2 film give good results in the accumulation of radiation field. Evaluation of dose difference with the criteria of 3% give the results of many areas that do not pass resolution between with the dose matrix from TPS. Evaluation using DTA can not be used to evaluate IMRT verification because at each pixel a pass on 3mm criteria so as to have a good fit pixel. So the evaluation should IMRT verification using a combined DTA and dose difference is using the evaluation value of gamma.

Keywords: IMRT, verification, Gafchromic EBT2 film

## DAFTAR ISI

<b>HALAMAN JUDUL SAMPUL.....</b>	<b>i</b>
<b>HALAMAN JUDUL.....</b>	<b>ii</b>
<b>HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS.....</b>	<b>iii</b>
<b>HALAMAN PENGESAHAN.....</b>	<b>iv</b>
<b>KATA PENGANTAR.....</b>	<b>v</b>
<b>HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS</b>	
<b>AKHIR.....</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRAK .....</b>	<b>viii</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>ix</b>
<b>DAFTAR ISI.....</b>	<b>x</b>
<b>DAFTAR GAMBAR.....</b>	<b>xi</b>
<b>DAFTAR TABEL .....</b>	<b>xiii</b>
<b>BAB 1 PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah.....	1
1.3 Tujuan Penelitian.....	1
1.4 Batasan Masalah.....	2
1.5 Sistematika Penulisan.....	2
<b>BAB 2 TEORI DASAR .....</b>	<b>3</b>
2.1 Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) .....	3
2.2 Perencanaan Radioterapi.....	4
2.3 Treatment Planning System (TPS).....	4
2.4 Evaluasi Verifikasi IMRT.....	5
2.5 Dosimetri Film.....	8
2.6 Film Gafchromic EBT2.....	8

<b>BAB 3</b>	
<b>EKSPERIMEN.....</b>	<b>10</b>
3.1 Kalibrasi Film Gafchromic EBT2.....	10
3.2 Referensi Perencanaan .....	11
3.3 Paparan Radiasi Film Gafchromic Tipe EBT2 sesuai dengan Referensi Perencanaan.....	12
3.4 Scanning Film Gafchromic Tipe EBT2.....	13
3.5 Analisa Menggunakan Film QA.....	13
<b>BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN .....</b>	<b>15</b>
4.1 Hasil .....	15
4.1.1. Kalibrasi Film Gafchromic EBT2.....	15
4.1.2. Verifikasi Penyinaran IMRT.....	16
4.1.2.1. Hasil distribusi dosis perlapangan.....	16
4.1.2.2. Distribusi dosis akumulasi.....	39
4.2 Pembahasan.....	42
4.2.1. Analisa Kalibrasi Film Gafchromic EBT2.....	42
4.2.2. Analisa Distribusi Dosis.....	42
<b>BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>45</b>
5.1 Kesimpulan.....	45
5.2 Saran.....	45
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>46</b>
LAMPIRAN 1.....	47
LAMPIRAN 2.....	48
LAMPIRAN 3.....	53

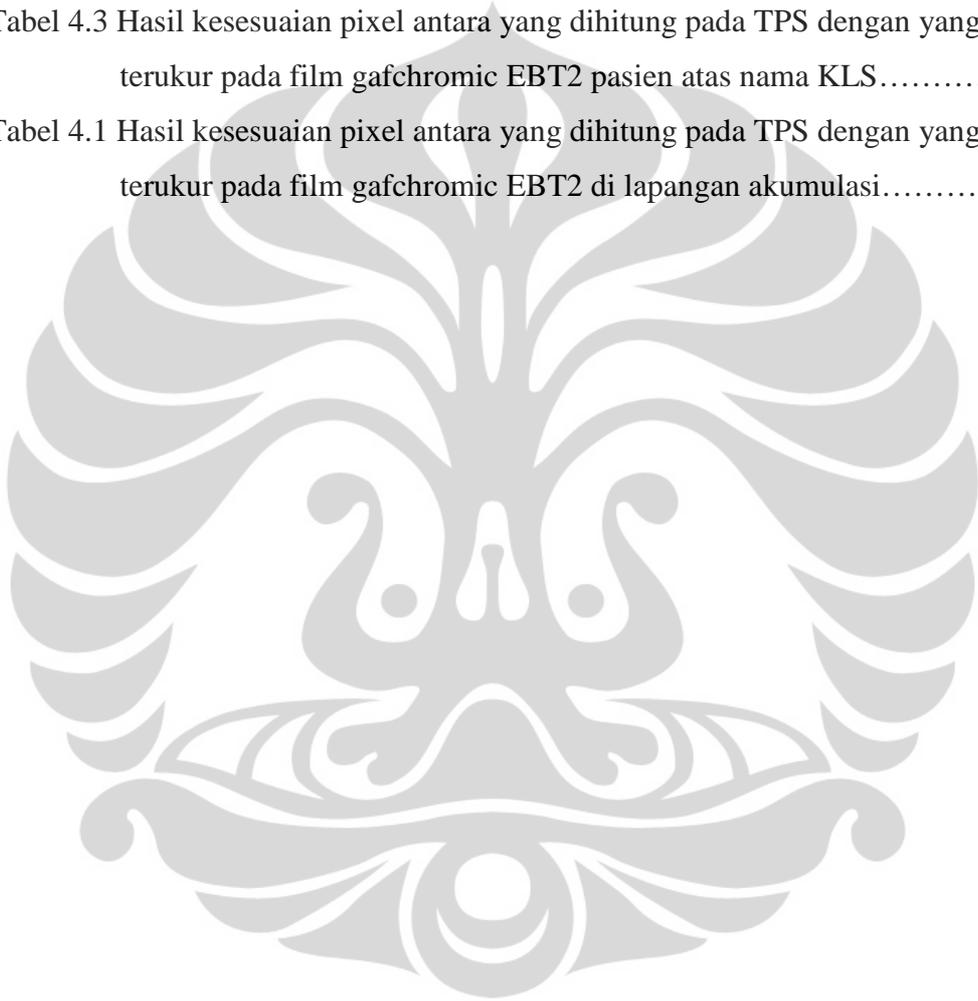
## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Penyinaran menggunakan teknik IMRT pada TPS.....	6
Gambar 2.2	Representasi skematik konsep evaluasi gamma.....	7
Gambar 2.3	Konfigurasi film gafchromic EBT2.....	8
Gambar 3.5	Paparan radiasi pada kalibrasi film gafchromic EBT2.....	11
Gambar 3.1	Perubahan arah penyinaran pada teknik IMRT.....	12
Gambar 4.1	Hasil kalibrasi film gafchromic EBT2 .....	15
Gambar 4.2	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 1...17	
Gambar 4.3	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 2...18	
Gambar 4.4	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 3...19	
Gambar 4.5	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 4...20	
Gambar 4.6	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 5...21	
Gambar 4.7	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien AS Lapangan 6...22	
Gambar 4.8	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 1...24	
Gambar 4.9	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 2...25	
Gambar 4.10	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 3...26	
Gambar 4.11	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 4...27	
Gambar 4.12	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 5...28	
Gambar 4.13	Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien HAJ lapangan 6...29	

Gambar 4.14 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 1..	33
Gambar 4.15 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 2..	34
Gambar 4.16 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 3..	35
Gambar 4.17 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 4..	36
Gambar 4.18 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 5..	37
Gambar 4.19 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien KLS lapangan 6..	38
Gambar 4.20 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien BS.....	40
Gambar 4.21 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT 2 pada pasien YM.....	41
Gambar 4.22 Grafik kalibrasi film gafchromic EBT2.....	42

## DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama AS.....	23
Tabel 4.2 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama HAJ.....	30
Tabel 4.3 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama KLS.....	32
Tabel 4.1 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 di lapangan akumulasi.....	39



# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Radioterapi merupakan salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker bersama dengan modalitas lain seperti pembedahan dan kemoterapi, baik sebagai kombinasi ataupun sebagai modalitas yang berdiri sendiri. Semua tindakan ini bertujuan untuk memperoleh hasil yang optimal berupa kematian jaringan kanker sebanyak mungkin dan kerusakan minimal pada jaringan sehat. Sebagai tolok ukur keberhasilan tujuan ini digunakan parameter rasio terapeutik.

Rasio-terapeutik merupakan perbandingan antara tingkat kemungkinan eradikasi sel tumor dan kemungkinan terjadinya kerusakan jaringan sehat pada lapangan radiasi dan dosis yang sama. Apabila kurva kematian jaringan kanker dan jaringan sehat dan kaitannya dengan dosis serta tingkat kerusakan yang terjadi digambarkan dalam satu diagram, makin lebar jarak antara kedua kurva maka makin sensitif jaringan kanker, jaringan kanker akan mengalami kematian sebelum terjadi kerusakan serius pada jaringan sehat. Sehingga dilakukan upaya untuk mengoptimalkan hasil pengobatan radiasi.

Akhirnya didesainlah sebuah perangkat pesawat teleterapi dengan teknik pasien tetap dan sumber radiasi yang disesuaikan terhadap pasien. Dengan perkembangan teknologi, teknik radioterapi juga berkembang dari konvensional, 3D conformal, *Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT)*, dan *Image Guided Radiotherapy (IGRT)*. Skripsi ini khusus membahas teknik penyinaran dengan IMRT. Untuk menjamin kebenaran nilai dosis yang diterima pasien dengan perencanaan *Treatment Planning System (TPS)* perlu dilakukan verifikasi pada IMRT. Karena hal tersebut penulis melakukan penelitian verifikasi pada IMRT dengan film gafchromic EBT2.

### 1.2 Perumusan Masalah

Penelitian ini untuk verifikasi pada IMRT agar dapat mengetahui apakah perhitungan TPS sama dengan lapangan pada IMRT .

### **1.3 Tujuan Penelitian**

Tujuan dari dilakukannya penelitian ini adalah untuk memverifikasi distribusi dosis yang diperoleh melalui TPS menggunakan film gafchromic tipe EBT2.

### **1.4 Batasan Masalah**

Dalam penyusunan skripsi ini, penulis membatasi pokok-pokok permasalahan yang hanya berkaitan dengan verifikasi penyinaran IMRT menggunakan film gafchromic EBT2.

### **1.5 Sistematika Penulisan**

Untuk mempermudah dalam memahami dan mempelajari skripsi ini, maka penulis menyajikan skripsi ini menjadi beberapa BAB yaitu:

#### **BAB I : PENDAHULUAN**

Memberi gambaran singkat mengenai latar belakang, pembatasan masalah, tujuan penulisan, metode penulisan dan sistematika penulisan dari skripsi.

#### **BAB II : DASAR TEORI**

Pada bab ini penulis menguraikan teori-teori dasar yang digunakan pada penulisan dan analisa dalam skripsi ini.

#### **BAB III : EKSPERIMEN**

Bab ini berisi mengenai langkah-langkah proses selama penelitian dilaksanakan.

#### **BAB IV : HASIL DAN PEMBAHASAN**

Hasil yang didapatkan dalam pelaksanaan penelitian dipaparkan dalam bab ini. Bab ini juga berisi analisa mengenai hasil yang didapatkan.

#### **BAB V : KESIMPULAN DAN SARAN**

Menyajikan kesimpulan dari hasil eksperimen dan saran untuk pengembangan penelitian lebih lanjut.

#### **DAFTAR PUSTAKA**

## BAB 2 TEORI DASAR

### 2.1. Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)

*Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) merupakan teknik modern dalam radioterapi yang menggunakan banyak lapangan radiasi dalam penyinarannya dengan intensitas yang tidak seragam pada setiap arah lapangan radiasi untuk mendapatkan distribusi dosis yang optimum. Perubahan intensitas radiasi pada pesawat linear akselerator diatur dengan membuat beberapa segmen pada setiap lapangan. Radiasi yang berbentuk target tumor dan batasan organ beresiko disekitar tumor dibentuk melalui *Multi Leaf Collimator* (MLC).

Pada teknik 3D Conformal juga menggunakan MLC yang digunakan untuk mengkolimasi radiasi yang keluar sesuai bentuk target tumor, membutuhkan filter wedge untuk mengatenuasi radiasi pada daerah yang dibutuhkan. Di IMRT MLC digunakan untuk mengkolimasi dan mengatenuasi radiasi yang keluar dari pesawat linear akselerator sesuai distribusi dosis yang dibutuhkan.

Dibutuhkan komputer TPS yang dapat melakukan perhitungan untuk beberapa lapangan radiasi yang tidak seragam intensitasnya dari masing-masing arah penyinaran, pesawat radiasi yang dapat memberikan radiasi dengan intensitas yang tidak seragam sesuai dengan apa yang direncanakan komputer.

Pergerakan MLC pada teknik IMRT ada dua macam yaitu : *dynamic* MLC (*sliding window*) dan *static* MLC (*step and shoot*). Dynamic MLC merupakan teknik dimana MLC bergerak kontinu selama radiasi berlangsung pada setiap arah sudut gantri, mempunyai waktu yang lebih singkat dibandingkan metode *static* MLC. Metode static MLC merupakan metode dimana MLC bergerak membentuk segmen ketika radiasi berhenti dan MLC berhenti selama radiasi berlangsung untuk masing-masing sudut gantri dan MLC berhenti selama radiasi berlangsung begitu seterusnya untuk masing-masing sudut gantri.

## 2.2. Perencanaan Radioterapi

Komputer yang dilengkapi dengan perangkat lunak TPS digunakan untuk perencanaan radioterapi, perencanaan ini ditentukan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima pasien sebelum dilakukan penyinaran pada pasien. Di TPS ditentukan energi radiasi, luas lapangan, jumlah lapangan radiasi, arah penyinaran, perhitungan MU dan asesoris yang digunakan. Perencanaan radio terapi bersifat individual untuk masing-masing pasien yang akan diterapi.

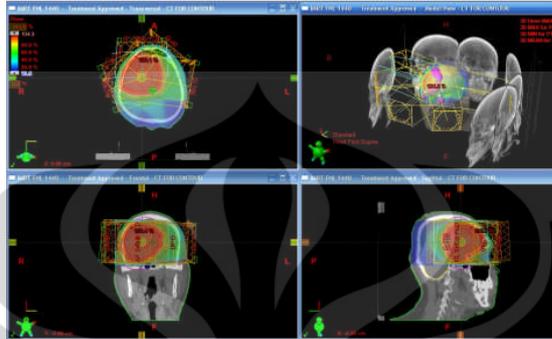
Proses pembuatan perencanaan radioterapi terdiri dari beberapa tahap. Sebelum dilakukan perencanaan, terlebih dahulu diambil data citra CT scan pasien dan memastikan posisi pasien akan selalu sama pada setiap hari penyinaran. Selanjutnya pada citra CT Scan pasien digambar target tumor dan organ beresiko disekitarnya. Ketepatan penggambaran target, organ beresiko dan jumlah dosis yang akan diberikan, kemudian dilakukan proses perencanaan di TPS.

## 2.3. Treatment Planning System (TPS)

TPS merupakan perangkat lunak yang digunakan untuk menggambarkan dan menghitung distribusi dosis yang akan diberikan ke pasien. TPS sebelumnya hanya digunakan menghitung distribusi dosis pada satu arah penyinaran dengan dua dimensi, Selanjutnya TPS dapat digunakan untuk menghitung dengan banyak lapangan. Sedangkan pada IMRT untuk melakukan perhitungan lapangan radiasi yang intensitasnya berbeda pada masing – masing arah yang berbeda.

Perencanaan radioterapi ini dengan memanfaatkan CT scan . melalui CT scan ini didapatkan citra 3 dimensi. Metode perencanaan teknik IMRT ini terlebih dahulu ditentukan jumlah dan arah penyinaran. Dan melalui citra hasil CT scan digambar target tumor dan organ disekitarnya yang berisiko, penggambaran ini tergantung pada jenis kanker dan dengan memaksukkan batasan dosis pada target tumor dan organ beresiko yang ada disekitarnya pada TPS dibagian optimisasi. Optimisasi diharapkan untuk menghasikan intensitas yang tidak homogen pada penyinaran sehingga penyinaran sesuai dengan distribusi dosis yang diharapkan. Melalui TPS ini diatur jumlah lapangan, luas lapangan dan arah penyinaran serta

pemberian intensitas radiasi yang berbeda-beda lapangan penyinaran pada pesawat linear accelerator. Pada TPS juga ditentukan energi radiasi yang digunakan. Sehingga melalui pengaturan ini dapat memberikan dosis yang optimal pada target tumor dan seminimal mungkin pada organ sehat.



Gambar 2.1 Penyinaran menggunakan teknik IMRT pada TPS

#### 2.4. Evaluasi Verifikasi IMRT

Implementasi dari berkas termodulasi ke dalam radioterapi rutin secara klinis kepada tiap pasien tergantung dari distribusi dosis pada target volum atau seminimal mungkin di organ normal. Intensitas lapangan termodulasi dikirim menggunakan dMLC dan membutuhkan verifikasi dua dimensi, verifikasi ini untuk mengetahui kesesuaian pengiriman dosis dari perhitungan pada TPS dan pengukuran yang terukur pada film dengan teknik penyinaran IMRT.

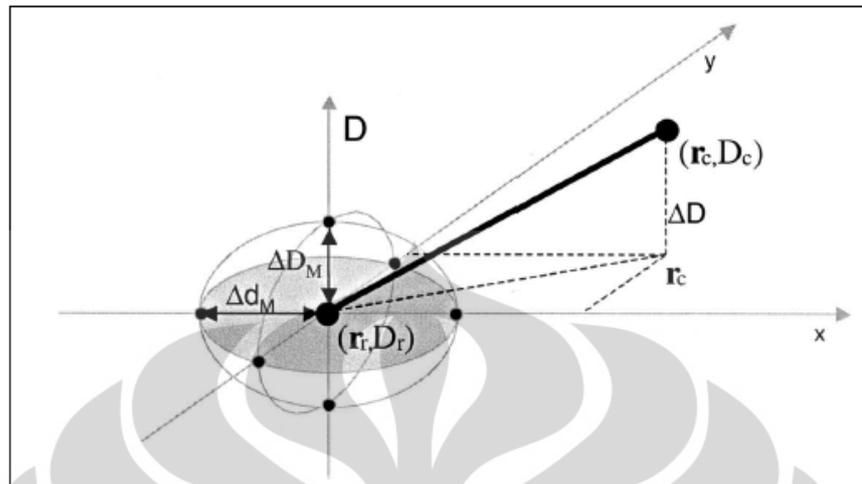
Evaluasi kualitatif yang sederhana dibuat melalui distribusi isodose. Memberikan isodose yang relevan yg mana telah dipilih untuk evaluasi ini dapat memberikan tanda pada daerah yang tidak cocok (*agreement*) tetapi penilaian kualitatif untuk akhir yang dapat diterima sesuai dengan yang diinginkan. Evaluasi yg lebih kuantitatif yang diinginkan untuk mencapai integrasi penuh ke dalam klinikal setiap hari secara rutin. Upaya pertama untuk mendefinsikan metode kuantitatif adalah penggunaan perbedaan dosis dengan kriteria yang dapat diterima. Kriteria ini dapat digunakan pada area gradient rendah tetapi tidak memadai untuk evaluasi pada daerah gradient tinggi dimana pergeseran spasial kecil akan menghasilkan *dose difference* (perbedaan dosis) yang besar.

Perbandingan distribusi dosis dibagi menjadi daerah dosis gradient tinggi dan rendah, masing-masing dengan perbedaan kriteria yang dapat diterima. Pada daerah gradient dosis rendah dibandingkan secara langsung, dengan toleransi yang dapat diterima pada perbedaan antara pengukuran dan perhitungan dosis. Penggambaran dari perbedaan distribusi dosis yang tidak cocok dapat diidentifikasi. Karena perbedaan dosis pada daerah dosis gradient tinggi memungkinkan untuk meleset maka menggunakan konsep DTA, DTA (*Distance To Agreement*) adalah jarak antara referensi titik data dan titik terdekat pada perbandingan distribusi dosis yang menunjukkan dosis yang sama. Evaluasi gambar menampilkan perbedaan dosis (*dose difference*) dan DTA saling melengkapi dalam menentukan penerimaan perhitungan dosis dibandingkan pengiriman. Jika dilakukan pengaturan pada kriteria DTA 3 mm dan perbedaan dosis 3% sehingga diluar batas kriteria ini maka nilai yang dihasilkan dari perbandingan yang dihitung dan terukur tidak dapat diterima.

Untuk menggabungkan kedua gambar menjadi satu evaluasi, gabungan analisa digunakan kesesuaian, kegagalan kriteria pada kedua perbedaan dosis dan DTA, titik yang gagal pada kedua kriteria diidentifikasi kedalam campuran distribusi. *Dose difference* ditampilkan dengan campuran distribusi biner menandai daerah yang tidak cocok. Kekurangan teknik ini adalah tampilan dose difference mungkin saja menunjukkan tampak kegagalan pada daerah dose gradient tinggi. Dan juga hal ini menghasilkan pengukuran yang tidak kuantitatif pada besarnya ukuran ketidakcocokan. Secara bersamaan menggabungkan kriteria dosis dan jarak. Metode ini memberikan kualitas indeks secara numerik, disebut sebagai nilai gamma yang berfungsi untuk mengukur ketidakcocokan pada daerah yang gagal menerima kriteria dan menandakan perhitungan kualitas pada daerah yang sesuai.

Metode gamma di disain untuk perbandingan dua distribusi dosis: pertama didefinisikan sebagai informasi referensi ( $\mu$ ) dan satunya lagi sebagai hasil evaluasi ( $\sigma$ ). Gambar 2.2 memperlihatkan skema dari gamma analisis untuk dua dimensi evaluasi distribusi dosis. Kriteria yang diterima dilambangkan dengan  $\Delta$  untuk *dose difference* dan  $\Delta$  adalah sebagai jarak yang cocok. Untuk titik referensi pada posisi  $\mu$  dan dosis yang diterima pada permukaan

memperlihatkan kriteria yang diterima pada elips ditentukan dengan rumus dibawah ini.



Gambar 2.2 Representasi skematik konsep evaluasi gamma<sup>[1]</sup>

$$1 = \frac{\Delta}{\Delta} + \frac{\Delta}{\Delta}$$

dimana

$$\Delta = | - |$$

$\Delta$  adalah jarak antara titik referensi dengan pembanding

$$\Delta = ( ) - ( )$$

$\Delta$  adalah perbedaan dosis pada posisi relatif untuk referensi dosis di . Untuk perbandingan distribusi guna mencocokkan dosis referensi dalam , ini memerlukan paling tidak satu titik ( , ) dengan daerah elip misalkan satu titik yang mana :

$$( , ) = \frac{\Delta}{\Delta} + \frac{\Delta}{\Delta} \leq 1$$

Pengukuran kuantitatif dari keakuratan yang berhubungan ditentukan oleh titik dengan penyimpangan terkecil dari titik referensi misalkan titik yang mana

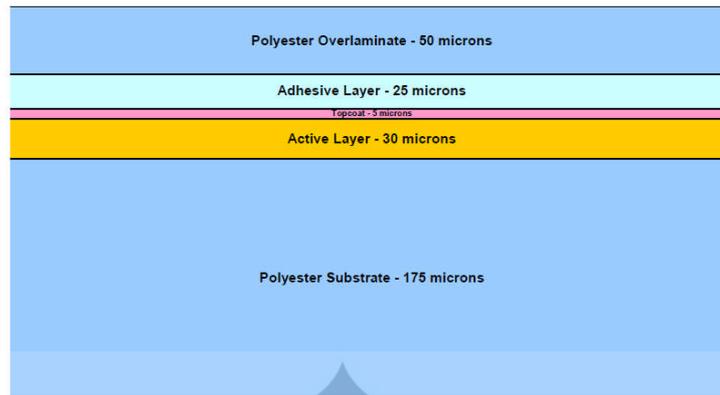
( , ) adalah minimal. Nilai minimal disebut sebagai indeks kualiti  $\gamma( )$  dari titik referensi.  $\gamma( ) \leq 1$  disebut cocok dengan kriteria sedangkan  $\gamma( ) > 1$  tidak cocok tidak dengan kriteria

## 2.5. Dosimetri Film

Penggunaan film untuk dosimetri merupakan salah satu metode paling awal sejak ditemukannya sinar-X oleh Wilhelm Rontgen (1895). Perkembangan dosimetri film dibidang radiodiagnostik cukup pesat, hal ini dibuktikan dengan banyaknya perubahan metode film radiografi konvensional menjadi film radiografi digital. Dosimetri film adalah dosimeter yang mengukur distribusi dosis dalam satu kali paparan saja. Film memiliki peranan yang penting dalam radiodiagnostik, terapi dan proteksi radiasi, karena film dapat berfungsi sebagai detektor, dosimeter relatif, ataupun media penyimpan informasi.<sup>1</sup> Beberapa aplikasi dosimeter film adalah sebagai alat ukur dosis relatif dari sumber energi sinar gamma, foton ataupun elektron, pengukuran kesesuaian berkas radiasi dengan indikator cahaya lapangan, profil distribusi dosis, verifikasi dosis, alat uji kebocoran pelindung sumber dan lain

## 2.6. Film Garchromic EBT2

Film merupakan salah satu cara untuk mengukur dosis radiasi. Film dapat digunakan untuk menentukan distribusi dosis karena dapat berpondar pada energy tinggi. Film Gafchromic EBT 2 strukturnya terdiri dari beberapa lapisan yaitu : polyester overlamine dengan ketebalan 50  $\mu\text{m}$ , polyester substrate dengan ketebalan 175  $\mu\text{m}$  yang melapisi active layer dengan ketebalan 30  $\mu\text{m}$ , lapisan top coat dengan ketebalan 5  $\mu\text{m}$  dan lapisan bahan adhesive layer dengan ketebalan 25  $\mu\text{m}$ . Untuk lebih jelasnya lihat gambar dibawah ini.



Gambar 2.3 Konfigurasi film gafchromic EBT2<sup>[1]</sup>

Lapisan pertama film Gafchromic merupakan polyester overlamine. Polyester overlamine melindungi lapisan active layer / topcoat dari kerusakan dan kerusakan dari air dan cairan lainnya. Film ini dapat direndam dalam air untuk jangka waktu pendek dengan tebal 1-2 mm dan efek film hanya pada tepi film.

Film ini mempunyai karakteristik diantaranya Film EBT2 memiliki respon energy foton terhadap dengan range 50 keV sampai dengan MeV film gafchromic tipe EBT2 dirancang untuk kebutuhan bidang radioterapi. Memiliki sensitifitas pada rentang dosis dari 1 cGy sampai dengan 1000 cGy, memiliki serapan maksimum pada panjang gelombang sekitar 636 nm dan 585 nm, memiliki ukuran yang lebih besar yaitu 8" x 10" dan 14" x 17".

Pada komposit atom film gafchromic EBT2 terdapat elemen *chlorine* (Cl). Elemen chlorine ini diketahui dapat menyebabkan perubahan serapan energi rendah kisaran keV, sehingga film gafchromic EBT2 tidak hanya dikhususkan pada respon sumber energi yang memiliki rentan energi yang tinggi (MeV) saja. Pada film gafchromic EBT2 terdapat lapisan zat warna sehingga dapat terpolarisasi apabila terkena radiasi. Film ini mengembang sendiri sehingga tidak membutuhkan pengembang ataupun penguat.

## **BAB 3**

### **EKSPERIMEN**

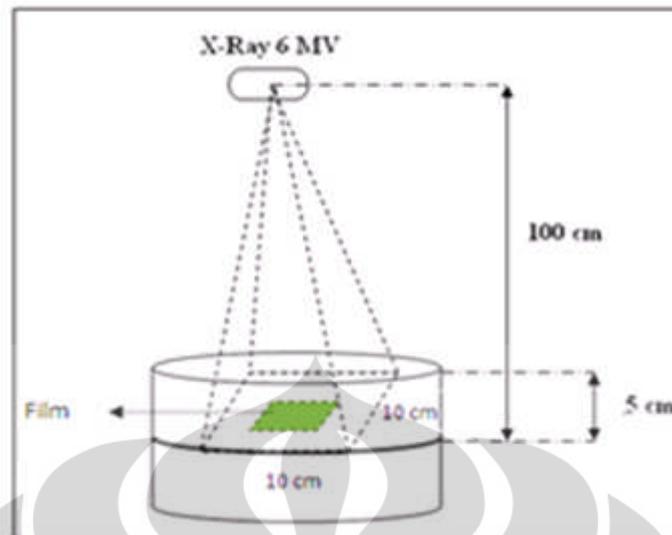
Penelitian ini menggunakan pesawat terapi yang sudah terkalibrasi. Setelah dilakukan kalibrasi film kemudian metode eksperimen ini dibagi menjadi beberapa tahap yaitu : tahap pertama dengan mengkalibrasi film gafchromic EBT2, tahap kedua membuat acuan perencanaan pada *Treatment Planning System* (TPS), tahap ketiga melakukan paparan radiasi film gafchromic tipe EBT2 sesuai dengan perencanaan dan tahap empat pemindaian serta menganalisa menggunakan perangkat lunak filmQA.

#### **3.1. Kalibrasi Film Gafchromic EBT2**

Film gafchromic EBT2 yang akan digunakan dalam penelitian dipotong-potong sesuai kebutuhan. Tiap potongan diberi tanda yaitu ditulis KA pada bagian kanan atas film ini dimaksudkan untuk kekonsistensi ketika proses scan berlangsung.

Potongan film sebanyak 15 yang akan digunakan untuk mengukur dosis dengan variasi 10 cGy, 20 cGy, 40 cGy, 60 cGy, 80 cGy, 100 cGy, 125 cGy, 150 cGy, 175 cGy, 200 cGy, 225 cGy, 250cGy, 300 cGy, 350 cGy, 375 cGy, 400cGy. Kemudian sebuah potongan kecil film gafchromic EBT2 diletakkan kedalam phantom dan diberi paparan radiasi dalam Monitor Unit yang telah ditentukan sebelumnya sesuai dengan dosis yang diberikan. Proses paparan radiasi ini dilakukan sebanyak 15 kali sesuai variasi dosis untuk melakukan paparan radiasi secara satu persatu pada potongan film dengan dosis yang berbeda untuk setiap energi sumber radiasi.

Proses pemberian paparan radiasi pada energi X-Ray 6 MV dengan jarak dari sumber X-ay ke film 100 cm, dengan luas lapangan penyinaran 10 cm x 10 cm. jarak dari permukaan IMRT phantom ke film 5 cm. Untuk lebih jelasnya lihat gambar 3.5 dibawah ini.

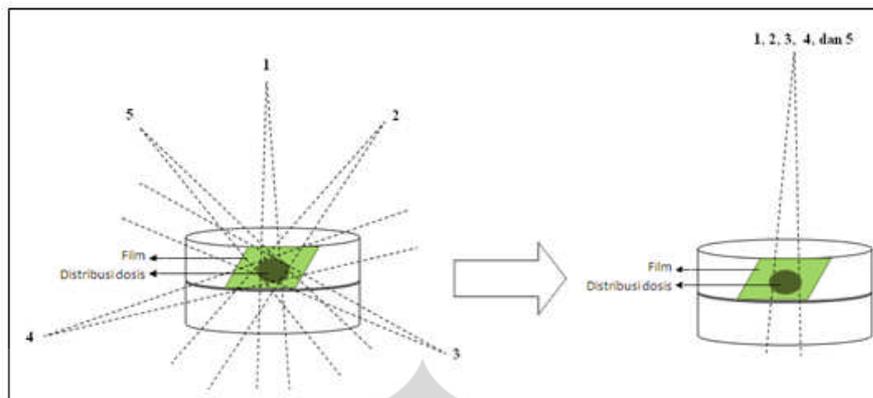


Gambar 3.5 Paparan radiasi pada kalibrasi film gafchromic EBT2

### 3.2. Referensi Perencanaan

Pada penelitian ini digunakan lima pasien untuk verifikasi metode penyinaran IMRT dari lima pasien tersebut yang dianalisa distribusi dosis perlapangan hanya tiga pasien dan dua pasien hanya dianalisa distribusi dosis total.

Pada setiap lapangan penyinaran untuk distribusi dosis total dilakukan perencanaan sebagai berikut. Dilakukan scan pada phantom untuk mendapatkan image phantom. Setelah itu pada image ini lakukan normalisasi pada kedalaman referensi 5cm. Pada IMRT metode perhitungan pada TPS ada lebih dari satu arah penyinaran dilakukan perhitungan ulang merubah menjadi satu arah penyinaran yaitu pada posisi gantri  $0^\circ$  tanpa merubah fluence map sehingga dihasilkan distribusi dosis dari arah  $0^\circ$ . lihat gambar dibawah ini.

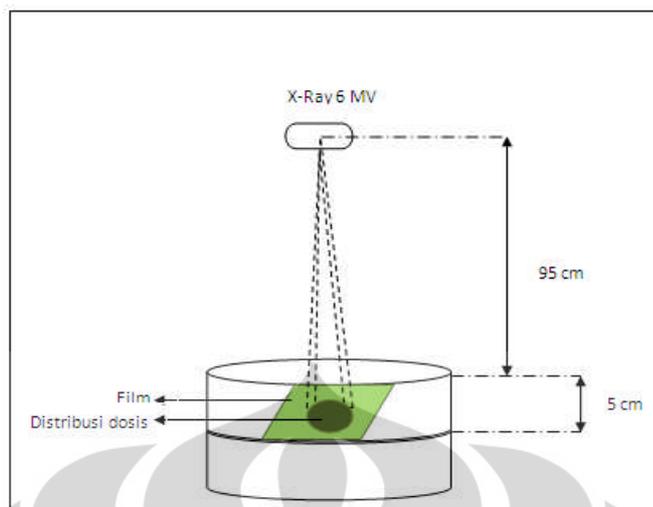


Gambar 3.1 Perubahan arah penyinaran pada teknik IMRT

Dan untuk perencanaan tiga pasien yang dianalisa perlapangan penyinaran, penyinaran pada sudut gantri tertentu dilakukan normalisasi dan perhitungan ulang pada arah  $0^\circ$  tanpa merubah fluence map sehingga dihasilkan distribusi dosis dari arah  $0^\circ$ . Pada IMRT,MLC bergerak untuk membentuk modulasi dosis baik pada *organ at risk* dan target volume yang telah ditentukan batasannya.

### 3.3. Paparan radiasi film gafchromic tipe EBT2 sesuai dengan referensi perencanaan

Modalitas energi yang digunakan dalam penelitian ini X-Ray 6 MV. Setelah dilakukan perencanaan diatas kemudian film gafchromic EBT2 diberi paparan radiasi sesuai perhitungan ulang pada posisi gantri  $0^\circ$ . Dengan jarak yang tetap dari sumber ke permukaan phantom yaitu 95 cm, jarak dari permukaan ke film 5cm sesuai dengan jarak referensi pada saat normalisasi, setiap penyinaran dilakukan dengan cara yang sama, untuk lebih jelasnya lihat gambar 3.2 dibawah ini.



Gambar 3.2 Penyinaran phantom dengan film

#### 3.4. Scanning Film Gafchromic Tipe EBT2

Pada penelitian untuk melakukan proses scanning (pemindaian) film menggunakan scanner Microtek 9800XL. Scanner ini digunakan untuk pemindaian film gafchromic tipe EBT2, film yang sudah di-*scan* disimpan dalam bentuk citra digital “TIFF”. *Image* yang disimpan dalam bentuk TIFF Image ini kemudian digunakan untuk pengolahan melalui perangkat lunak berikutnya.

#### 3.5. Analisa menggunakan filmQA

Setelah gambar dalam format TIFF dianalisa menggunakan perangkat lunak filmQA. Pada filmQA proses dilakukan tiga tahap penting, yaitu proses registrasi film, kalibrasi film, dan evaluasi.

Diawali dengan membuka hasil scanning film dalam bentuk TIFF dan hasil referensi perencanaan dari TPS dalam bentuk DCM. Kemudian dilakukan registrasi yang bertujuan untuk mengatur kesesuaian posisi antara film hasil scanning dengan hasil gambar dari TPS. Kemudian dilakukan kalibrasi film, melalui kalibrasi ini diketahui nilai pixel dari setiap nilai dosis yang diberikan pada setiap potongan film kalibrasi. Hasil kalibrasi dan gambar kurva kalibrasi dalam perangkat lunak filmQA. Kemudian hasil scanning dalam bentuk TIFF ini dievaluasi dengan cari membandingkan dengan hasil dari TPS dalam bentuk

“DCM” sehingga dapat diketahui kesesuaian antara keduanya. Hasil analisa ini dapat ditampilkan dalam bentuk histogram.



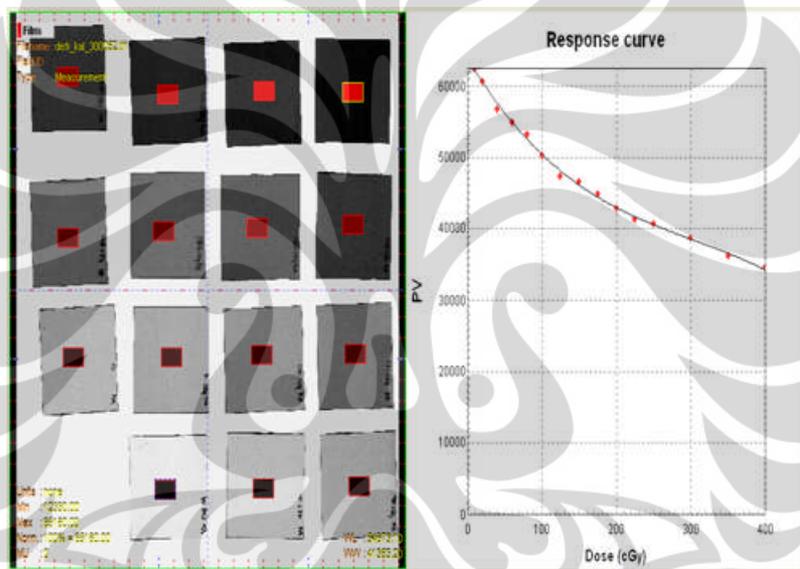
## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1. Hasil

##### 4.1.1. Kalibrasi Film Gafchromic EBT2

Hasil kalibrasi film gafchromik EBT2 yang digunakan pada penelitian digambarkan dalam gambar dibawah ini.



Gambar 4.1 Hasil kalibrasi film gafchromic EBT2

Dari gambar 4.1 Hasil kalibrasi film gafchromic EBT2 pada grafik tersebut dihasilkan hubungan antara dosis dan nilai pixel menunjukkan bahwa dosis berbanding terbalik dengan nilai pixel. Dan ketika dosis semakin besar, warna film gafchromic lebih gelap. Semakin gelap citra yang dihasilkan maka nilai pixel semakin kecil dan sebaliknya. Jika nilai dosis semakin kecil maka warna juga semakin terang sehingga nilai pixel semakin besar. Citra digital disajikan dengan RGB (red, green, blue) 16 bit, 16 bit merupakan  $2^{16}$  atau 2 kombinasi 8 bit dengan 65.536 variasi warna.

#### 4.1.2. Verifikasi Penyinaran IMRT

Penelitian ini melakukan verifikasi 5 pasien dengan kasus *Glioblastoma Multiforme* (GBM) merupakan jenis tumor pada otak, 3 pasien dengan inisial AS, KLS dan HAJ distribusi dosis dianalisa perlapangan penyinaran dan distribusi dosis total. Dan 2 pasien dengan inisial BS dan YM distribusi dosis dianalisa hanya distribusi dosis total saja. Adapun hasil penelitian sebagai berikut.

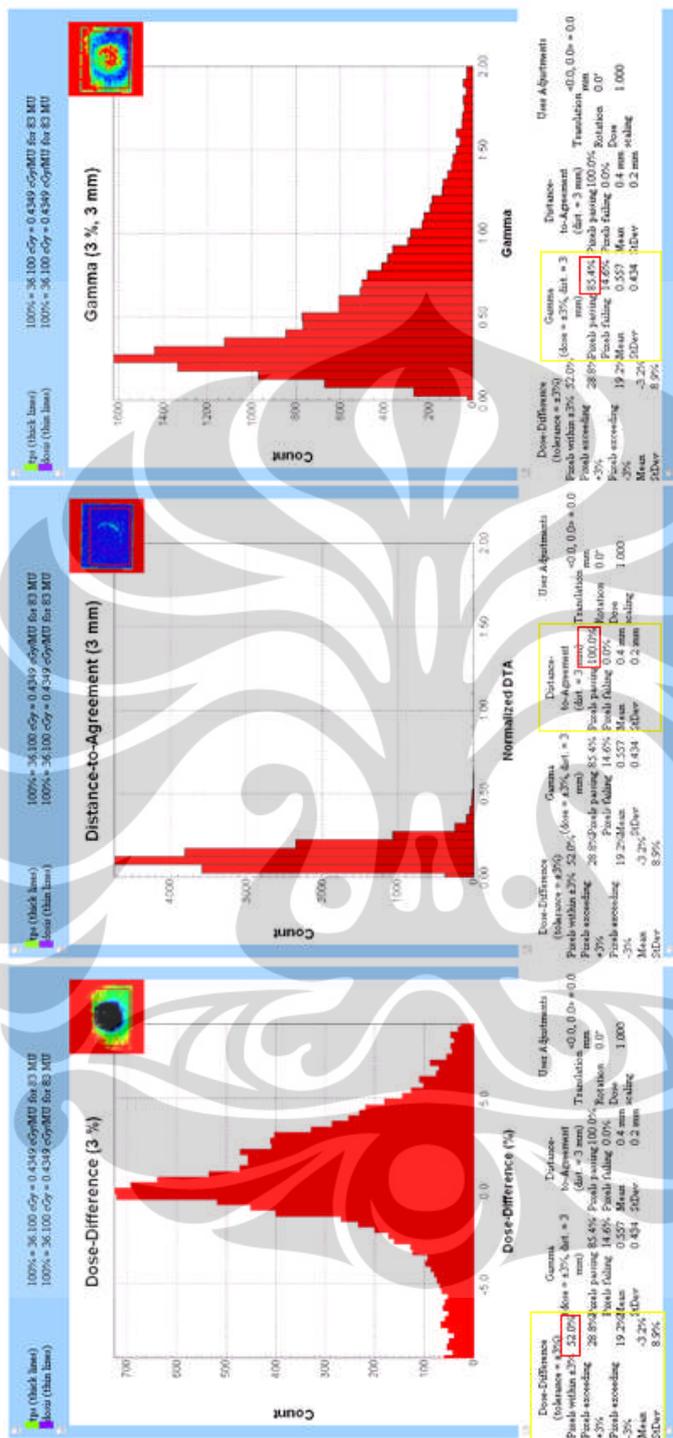
##### 4.1.2.1. Hasil distribusi dosis perlapangan

###### 4.1.2.1.1. Pasien atas nama AS

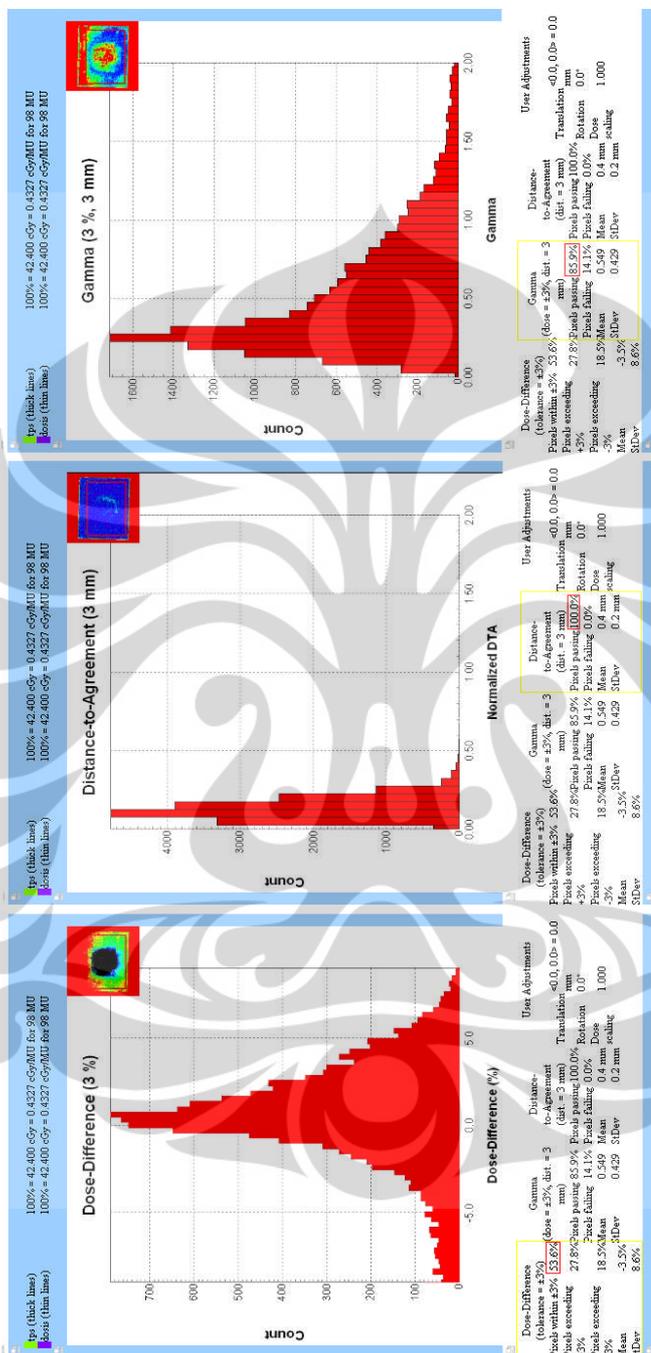
Hasil pengukuran pasien dengan inisial AS yang diukur dengan tiap lapangan penyinaran dari lapangan 1 sampai 5 sesuai dengan perencanaan lampiran 21 dan distribusi dosis akumulasi dilapangan 6 hasilnya ditampilkan dalam gambar 4.2 sampai gambar 4.7 dibawah ini dalam bentuk histogram. Dari masing-masing gambar terdiri dari 3 histogram, kiri menggambarkan histogram perbedaan dosis (*dose difference*), gambar tengah histogram *Distance to Agreement* (DTA) dan gambar sebelah kanan histogram gamma antara hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchomic EBT2. Pada setiap histogram dapat diketahui *count* (banyaknya nilai) yang sesuai pada sumbu vertical.

Pada gambar 4.2 sampai sampai 4.6 histogram *dose difference*, sumbu horizontal merupakan persentasi perbedaan dosis nilai dengan nilai -6% sampai +60%, perbedaan dosis yang diharapkan seharusnya 0%, dan dari pasien AS yang memiliki perbedaan dosis 0% dengan jumlah *count* paling tinggi yaitu mencapai 800 *count* (di lapangan 3) sehingga kesesuaian paling tinggi ada pada lapangan 3. Dan perbedaan dosis dengan range -6% sampai 6% dengan count yang paling banyak pada lapangan 5, sehingga dihasilkan kesesuaian 34,9% paling rendah pada pasien AS di lapangan 5. Dan untuk histogram DTA sumbu horizontal mempunyai nilai 0 sampai 0,5 sehingga dihasilkan DTA dari tiap lapangan penyinaran dengan kesesuaian pixel 100%. Histogram gamma dari pasien AS, pada sumbu horizontal dapat dilihat nilai gamma antara 0 sampai 2, seharusnya nilai gamma yang dipenuhi  $\leq 1$ , nilai gamma  $>1$  paling banyak terbaca pada 260



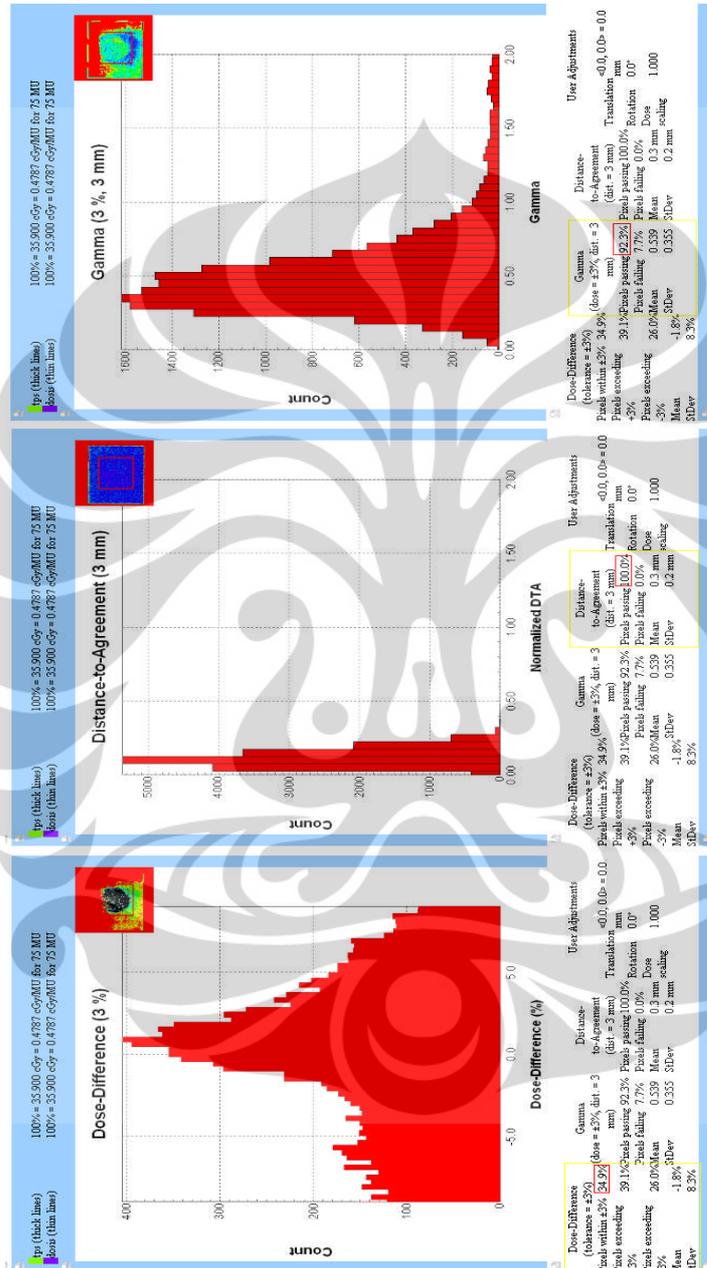


Gambar 4.3 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2 pada pasien AS Lapangan 2

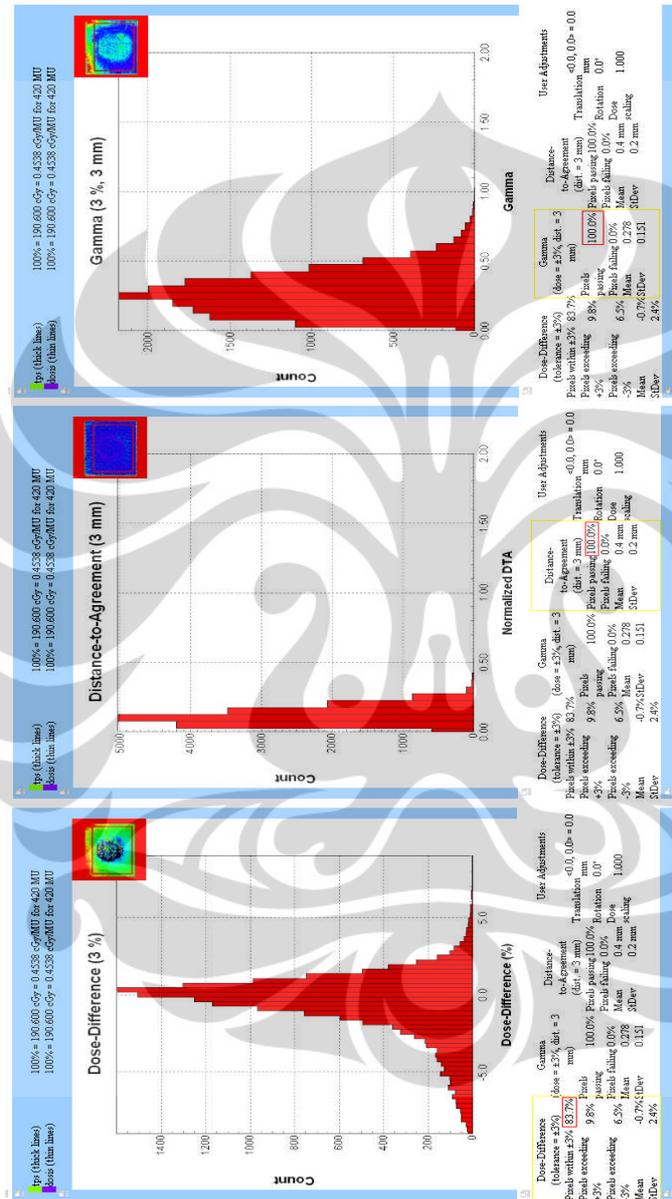


Gambar 4.4 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2





Gambar 4.6 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



Gambar 4.7 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

Untuk lebih jelasnya hasil pengukuran pasien atas nama AS yang diukur dengan tiap lapangan penyinaran dari 1 sampai 5 dan distribusi dosis akumulasi dilapangan 6 hasilnya ditampilkan dalam table 4.1.

Tabel 4.1 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama AS

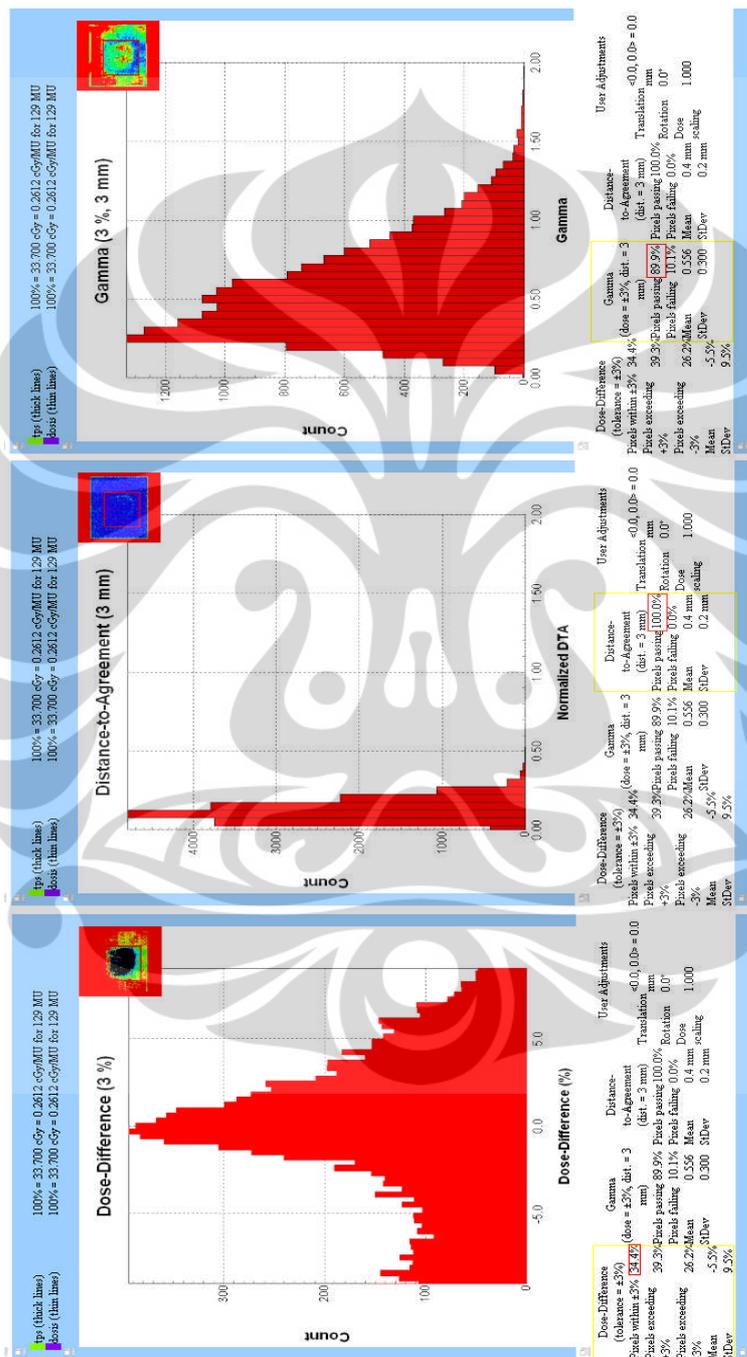
Lapangan Penyinaran	Kesesuaian pixel (%)			Keterangan gambar	Keterangan dosis (cGy)
	Dose Dfference (kriteria 3%)	DTA (kriteria 3mm)	Gamma, ( kriteria 3%&3mm)		
1	41,9	100	87	gambar 4.2	40,9
2	52	100	85,4	gambar 4.3	36,1
3	53,6	100	85,9	gambar 4.4	42,4
4	43	100	80,5	gambar 4.5	35,2
5	34,9	100	92,3	gambar 4.6	35,9
6 (akumulasi)	83,7	100	100	gambar 4.7	190

Melalui tabel diatas dapat diketahui dari tiga hal yang di amati yaitu *dose difference* (perbedaan dosis) dengan kriteria 3%, *distance to agreement* (DTA) dengan kriteria 3 mm dan gamma dengan kriteria 3% dan 3 mm. Pada DTA nilai yang kesesuaian yang dihasilkan dari setiap pengukuran adalah 100%. Dari ketiga parameter tersebut, pengukuran *dose difference* memiliki penyimpangan yang tinggi pada dosis kurang dari 50 cGy, adapun kesesuaiannya yang paling tinggi hanya 53,6 % sedangkan pada distribusi dosis total (190 cGy), melalui dosis yang lebih tinggi ini dihasilkan kesesuaian yang lebih tinggi yaitu 83,7%. Untuk kesesuaian nilai gamma pada distribusi dosis lapangan 1 sampai lapangan ke 5 kesesuaiannya sebesar 80,5% - 92,3% pada distribusi dosis terakumulasi pada dosis 190 cGy kesesuaiannya mencapai 100%.

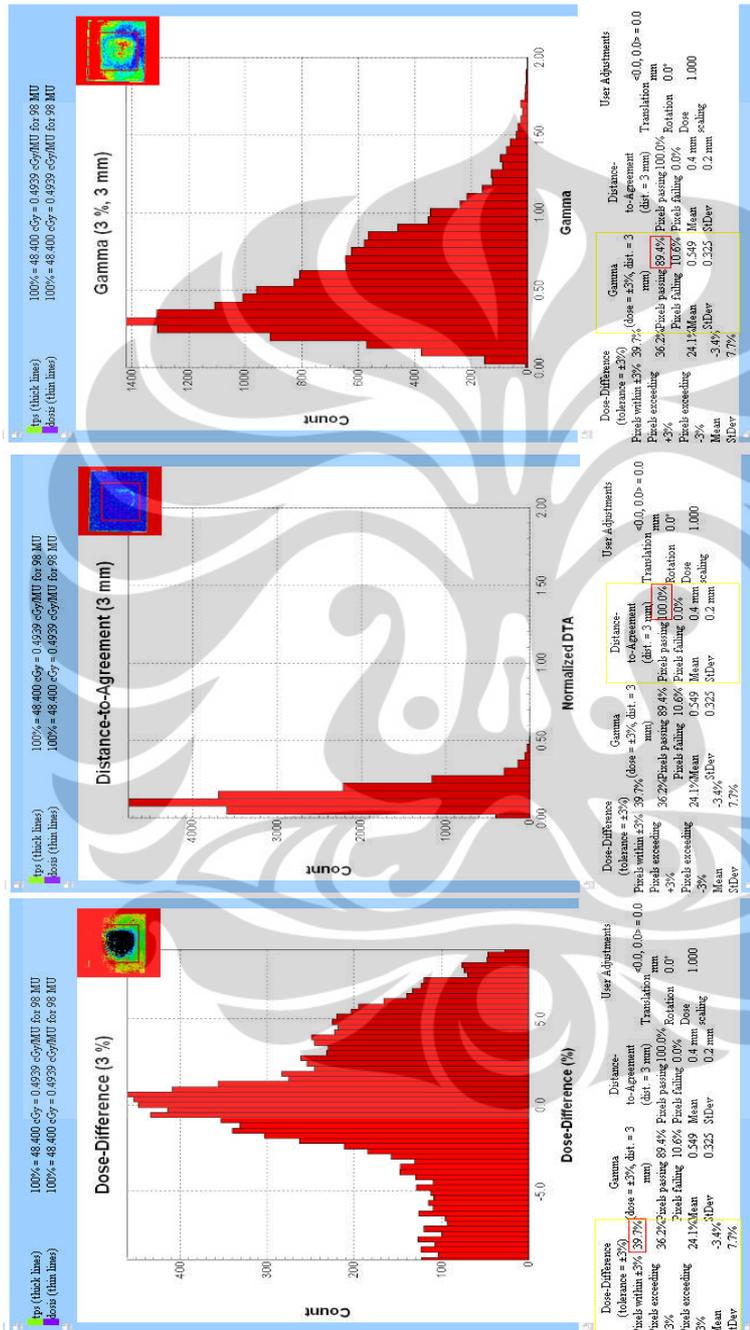
#### 4.1.2.1.2. Pasien atas nama HAJ

Hasil histogram pasien atas nama HAJ dapat dilihat dalam gambar dibawah ini.

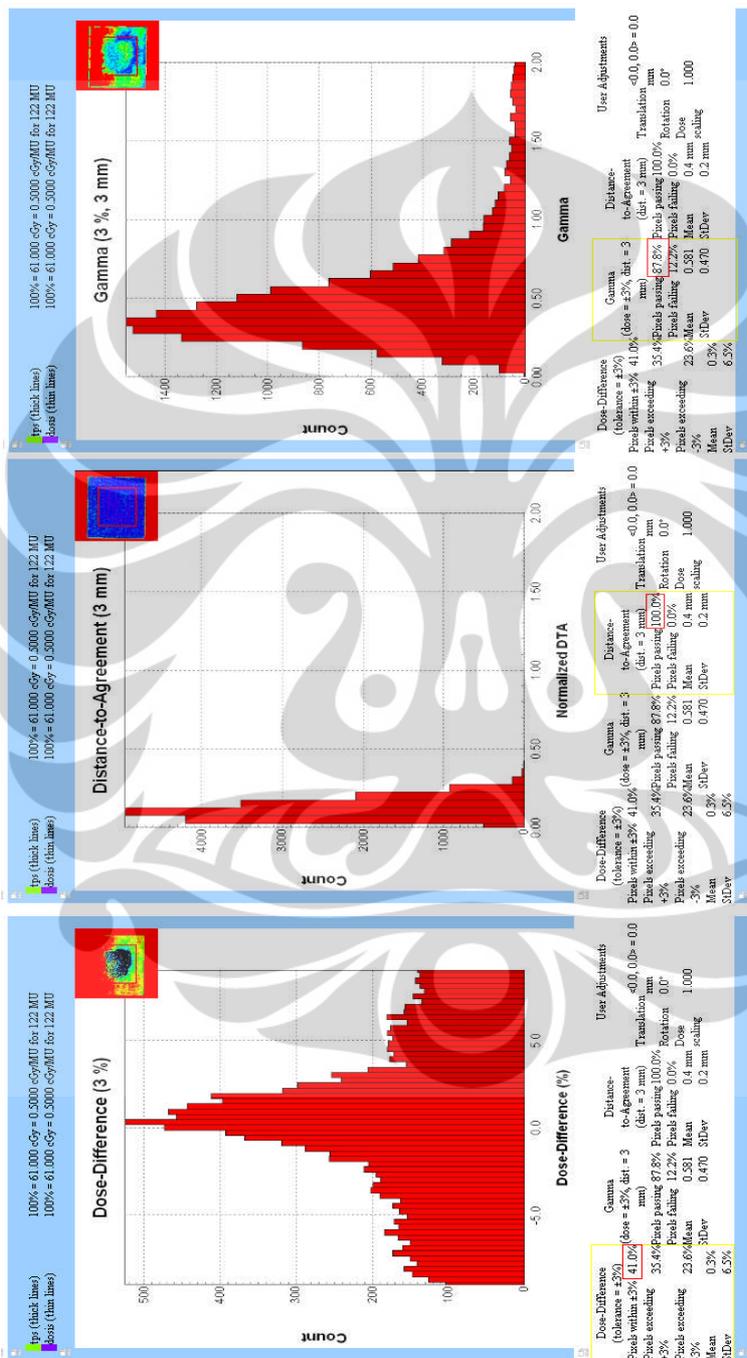




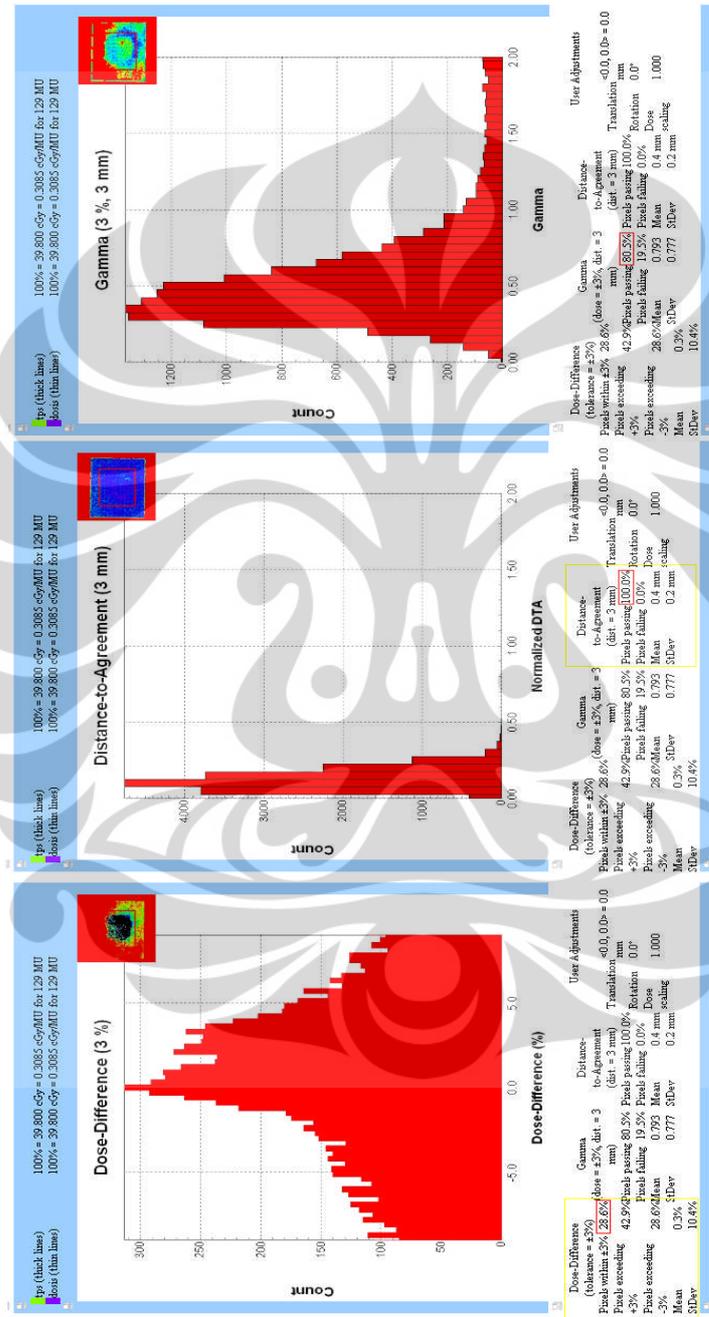
Gambar 4.9 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



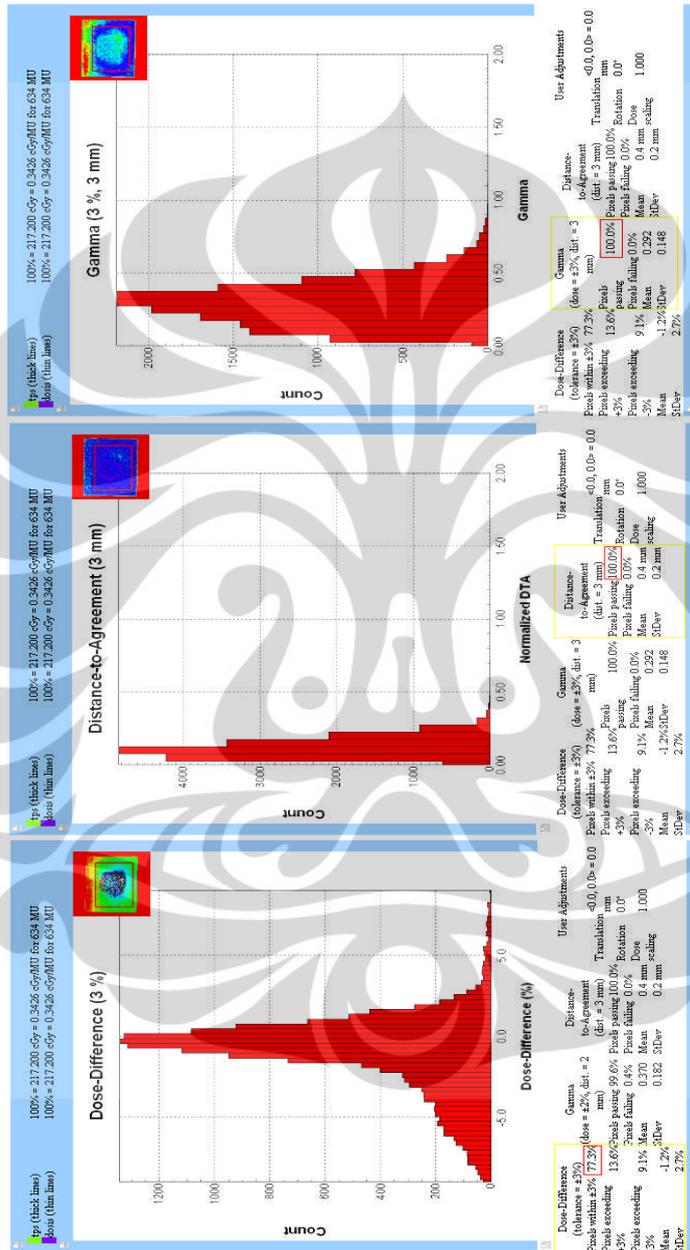
Gambar 4.10 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



ambar 4.11 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



Gambar 4.12 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



Gambar 4.13 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

Pada gambar 4.8 sampai gambar 4.12 histogram *dose difference*, sumbu horizontal merupakan persentasi perbedaan dosis nilai dengan nilai -6% sampai +60%, perbedaan dosis yang diharapkan seharusnya 0%, dan dari pasien HAJ yang memiliki perbedaan dosis 0% dengan jumlah *count* paling tinggi yaitu mencapai 530 *count* (di lapangan 4) sehingga kesesuaian pixel paling tinggi ada pada lapangan 4. Dan perbedaan dosis dengan range -6% sampai 6% dengan *count* yang paling banyak pada lapangan 1 yaitu 150 *count*, sehingga dihasilkan kesesuaian 26,5% paling rendah pada pasien HAJ di lapangan 1. Dan untuk histogram DTA sumbu horizontal mempunyai nilai 0 sampai 0,5 nilai yang seharusnya  $\leq 1$ , sehingga dihasilkan DTA dari tiap lapangan penyinaran dengan kesesuaian 100%. Histogram gamma dari pasien HAJ, pada sumbu horizontal dapat dilihat nilai gamma antara 0 sampai 2, seharusnya nilai gamma yang dipenuhi  $\leq 1$ , tetapi nilai gamma  $>1$  paling banyak terbaca dalam pada lapangan 5 sehingga nilai gamma paling kecil juga terdapat pada lapangan 5 dengan kesesuaian pixel 80,5%. Hasil pengukuran pasien HAJ yang diukur dengan tiap lapangan penyinaran dari lapangan penyinaran pertama sampai kelima sesuai dengan perencanaan lampiran halaman 22 dan distribusi dosis akumulasi dilapangan 6, hasilnya ditampilkan dalam table 4.2 dibawah ini.

Tabel 4.2 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama HAJ

Lapangan penyinaran	Kesesuaian pixel (%)			Keterangan gambar	Keterangan dosis (cGy)
	Dose Dfference (kriteria 3%)	DTA (kriteria 3mm)	Gamma, ( kriteria 3%&3mm)		
1	26,5	100	91,1	gambar 4.8	34,3
2	34,4	100	89,9	gambar 4.9	33,7
3	39,7	100	89,4	gambar 4.10	48,4
4	41	100	87,8	gambar 4.11	61
5	28,6	100	80,5	gambar 4.12	39,8
6 (akumulasi)	77,3	100	100	gambar 4.13	217,2

Melalui tabel diatas dapat diketahui dari tiga hal yang di amati yaitu *dose difference* (perbedaan dosis) dengan kriteria 3%, *distance to agreement* (DTA) dengan kriteria 3 mm dan gamma dengan kriteria 3% dan 3 mm. Pada DTA nilai yang kesesuaian yang dihasilkan dari setiap pengukuran adalah 100%. Dari ketiga parameter tersebut, pengukuran *dose difference* memiliki penyimpangan yang tinggi pada dosis kurang dari 50 cGy, adapun kesesuaiannya yang paling tinggi hanya 41 % sedangkan pada distribusi dosis terakumulasi (217,2 cGy), melalui dosis yang lebih tinggi ini dihasilkan kesesuaian yang lebih tinggi yaitu 77.3%. Untuk kesesuaian nilai gamma pada distribusi dosis lapangan 1 sampai lapangan ke 5 kesesuaiannya sebesar 80,5 % – 91,1 % pada distribusi dosis terakumulasi pada dosis 217,2 cGy kesesuaiannya mencapai 100%. Gambar histogram dari tiap lapangan pada pasien HAJ dapat dilihat pada gambar dibawah ini.

#### 4.1.2.1.3. Pasien atas nama KLS

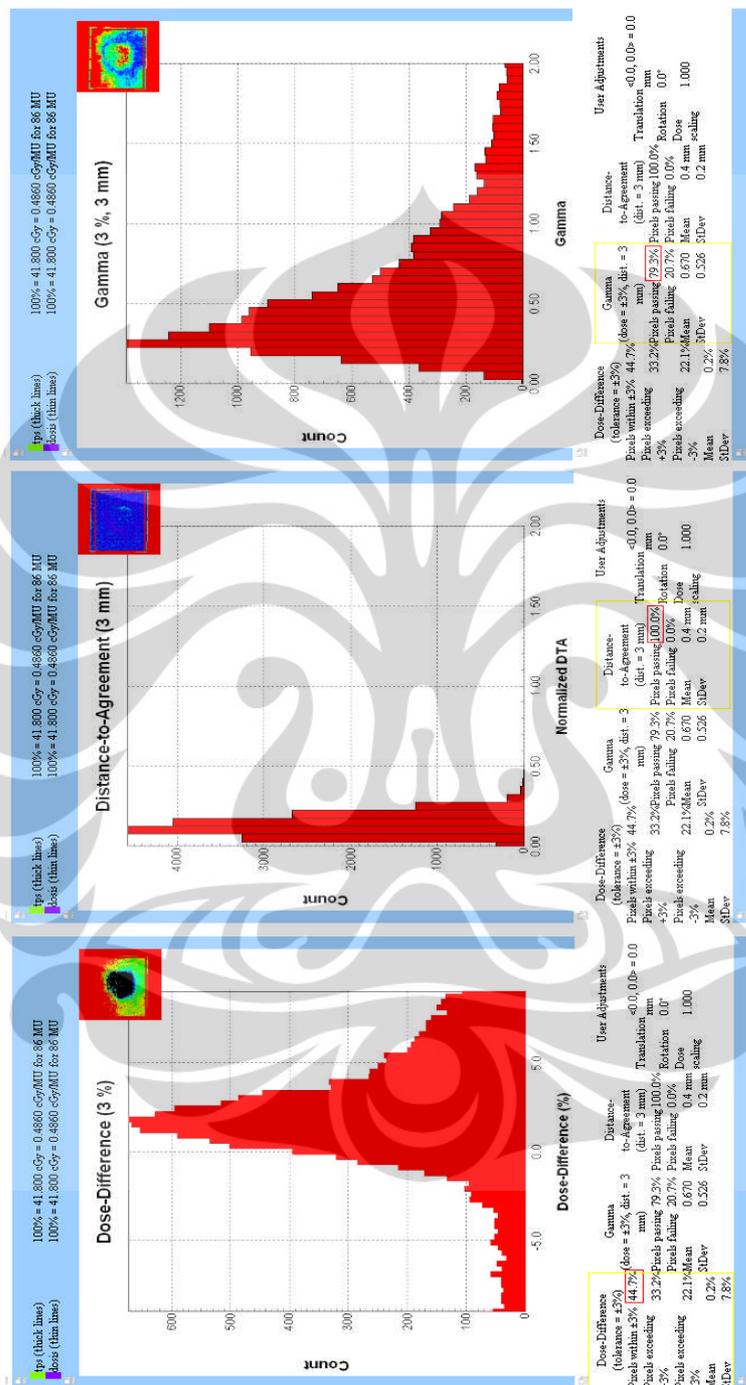
Pada gambar 4.14 sampai sampai 4.18 dibawah ini, histogram *dose difference*, sumbu horizontal merupakan persentasi perbedaan dosis nilai dengan nilai -6% sampai +60%, perbedaan dosis yang diharapkan seharusnya 0%, dan dari pasien KLS yang memiliki perbedaan dosis 0% dengan jumlah *count* paling tinggi yaitu mencapai 1000 *count* (di lapangan 3) sehingga kesesuaian paling tinggi ada pada lapangan 3. Dan perbedaan dosis dengan range -6% sampai 6% dengan *count* yang paling banyak pada lapangan 1, sehingga dihasilkan kesesuaian pixel 44,7% merupakan kesesuaian paling rendah pada pasien KLS di lapangan 5. Dan untuk histogram DTA sumbu horizontal mempunyai nilai 0 sampai 0,5 nilai yang seharusnya  $\leq 1$ , sehingga dihasilkan DTA dari tiap lapangan penyinaran dengan kesesuaian 100%. Histogram gamma dari pasien KLS, pada sumbu horizontal dapat dilihat nilai gamma antara 0 sampai 2, seharusnya nilai gamma yang dipenuhi  $\leq 1$ , nilai gamma  $\geq 1$  paling banyak terbaca pada 180 *count* pada lapangan 1 sehingga nilai gamma paling kecil juga terdapat pada lapangan 3 dengan kesesuaian pixel 79,3%. Hasil pengukuran pasien dengan inisial KLS yang diukur dengan tiap lapangan penyinaran dari

lapangan penyinaran 1 sampai lapangan penyinaran 5 dan distribusi dosis akumulasi dilapangan 6, hasilnya ditampilkan dalam table 4.3 dibawah ini.

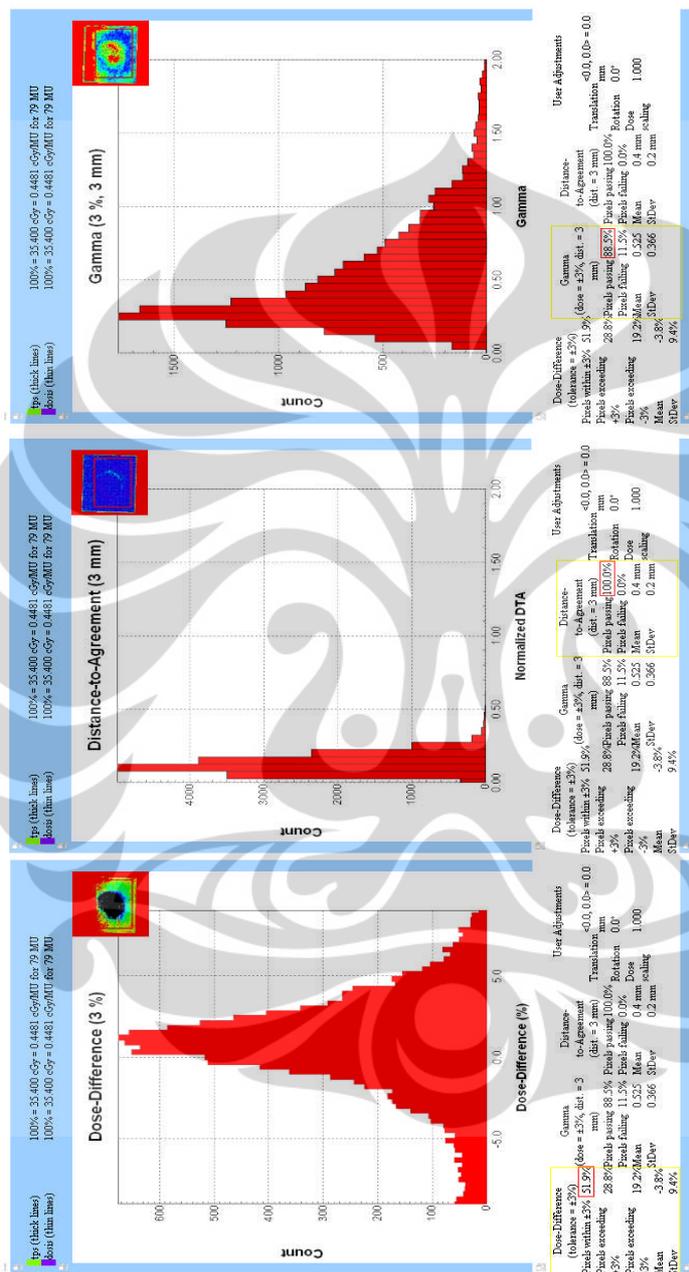
Tabel 4.3 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 pasien atas nama KLS

Lapangan penyinaran	Kesesuaian pixel (%)			Keterangan gambar	Keterangan dosis (cGy)
	Dose Dfference, kriteria 3%	DTA, kriteria 3mm	Gamma, kriteria 3%&3mm		
1	44,7	100	79,3	gambar 4.14	41,8
2	51,9	100	88,5	gambar 4.15	35,4
3	56,5	99,8	77,5	gambar 4.16	57,1
4	50,7	100	84,9	gambar 4.17	36,6
5	41,7	100	83,1	gambar 4.18	25,2
6 (akumulasi)	81,5	100	99,8	gambar 4.19	193

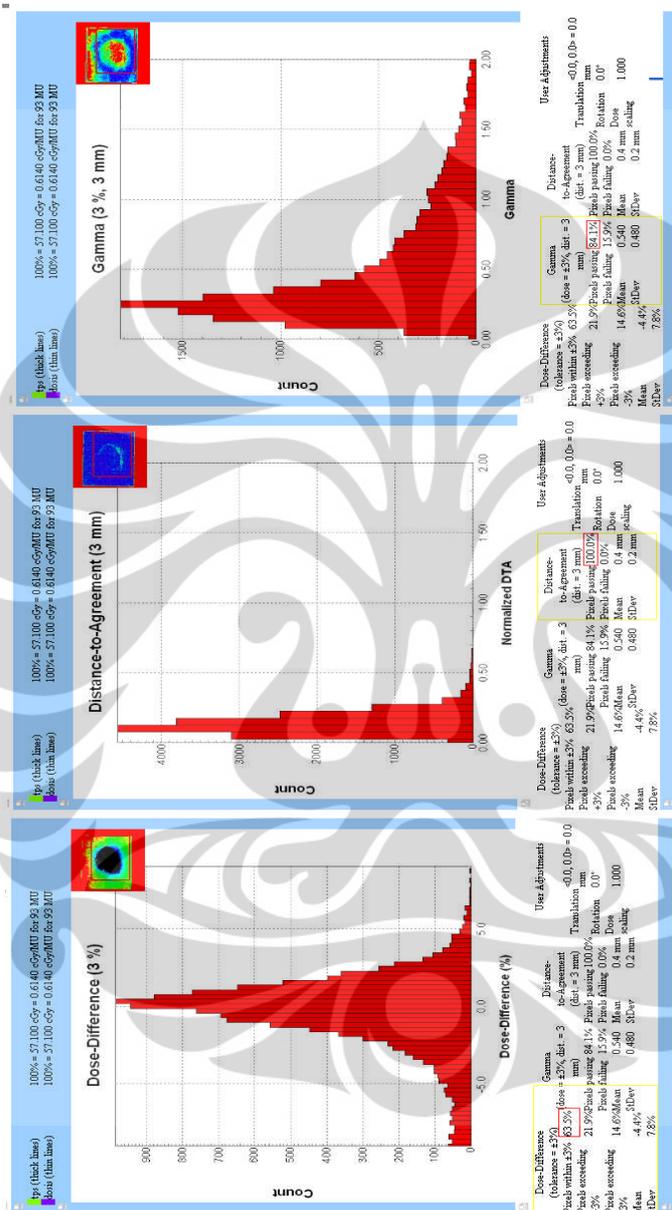
Melalui tabel diatas dapat diketahui dari tiga hal yang di amati yaitu *dose difference* (perbedaan dosis) dengan kriteria 3%, *distance to agreement* (DTA) dengan kriteria 3 mm dan gamma dengan kriteria 3% dan 3 mm. Pada DTA nilai yang kesesuaian yang dihasilkan dari setiap pengukuran adalah 100%. Dari ketiga parameter tersebut, pengukuran *dose difference* memiliki penyimpangan yang tinggi pada dosis kurang dari 60 cGy, adapun kesesuaiannya yang paling tinggi hanya 56,5 % sedangkan pada distribusi dosis akumulasi (193 cGy), melalui dosis yang lebih tinggi ini dihasilkan kesesuaian yang lebih tinggi yaitu 81,5%. Untuk kesesuaian nilai gamma pada distribusi dosis lapangan 1 sampai lapangan ke 5 kesesuaiannya sebesar 77% - 88,5 % pada distribusi dosis terakumulasi pada dosis 193 cGy kesesuaiannya mencapai 100%.



Gambar 4.13 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

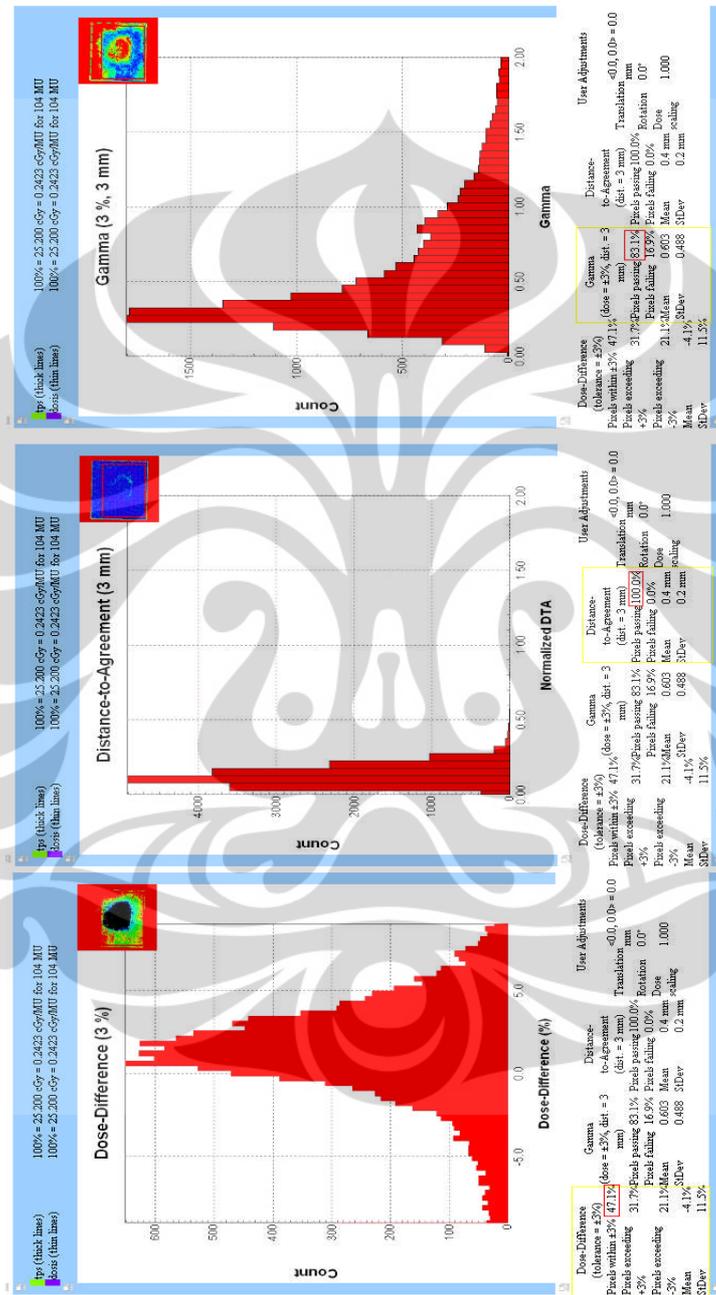


Gambar 4.15 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

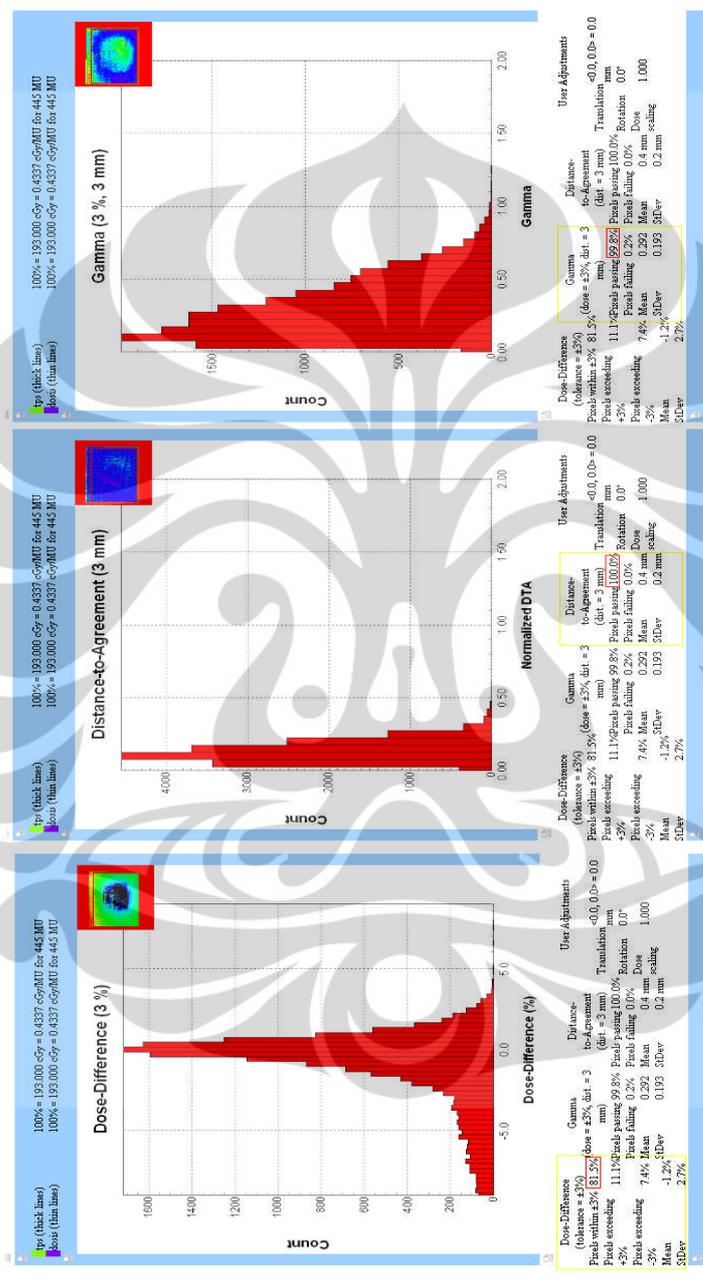


Gambar 4.16 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2





Gambar 4.18 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2



Gambar 4.19 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

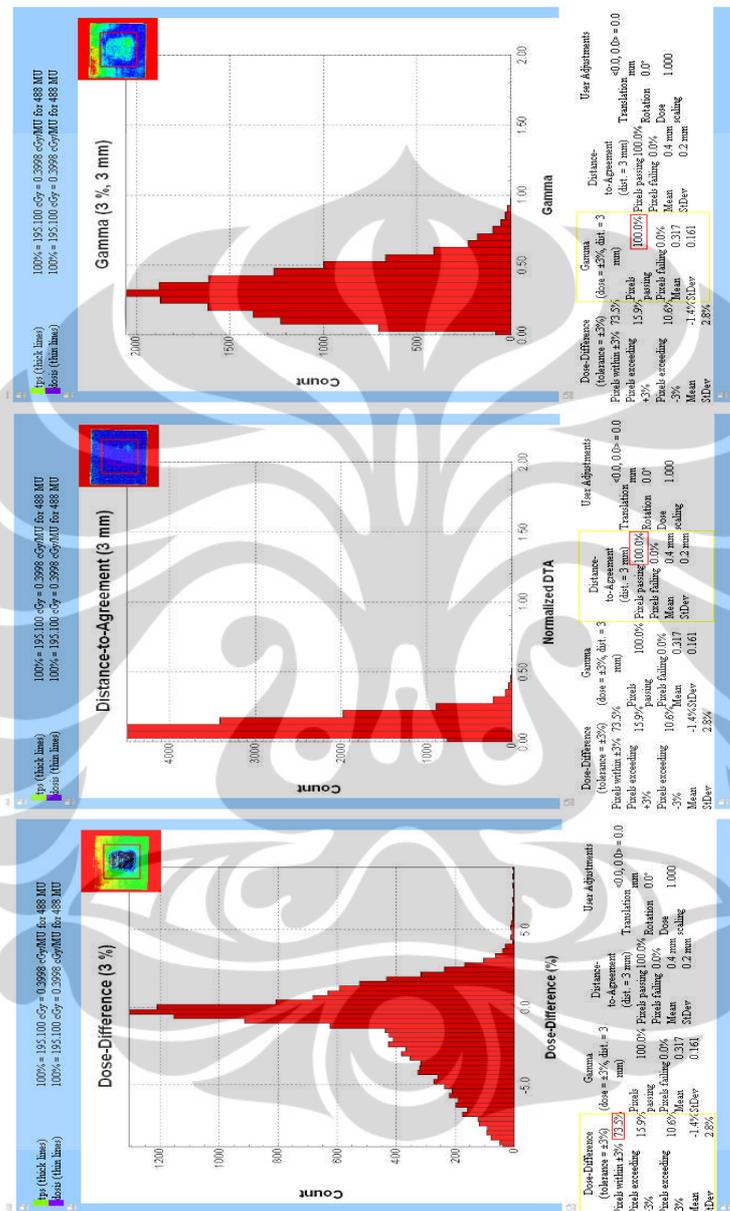
#### 4.1.2.2. Hasil distribusi dosis akumulasi

Hasil kesesuaian pixel distribusi dosis akumulasi hasilnya ditampilkan dalam table 4.4 dibawah ini.

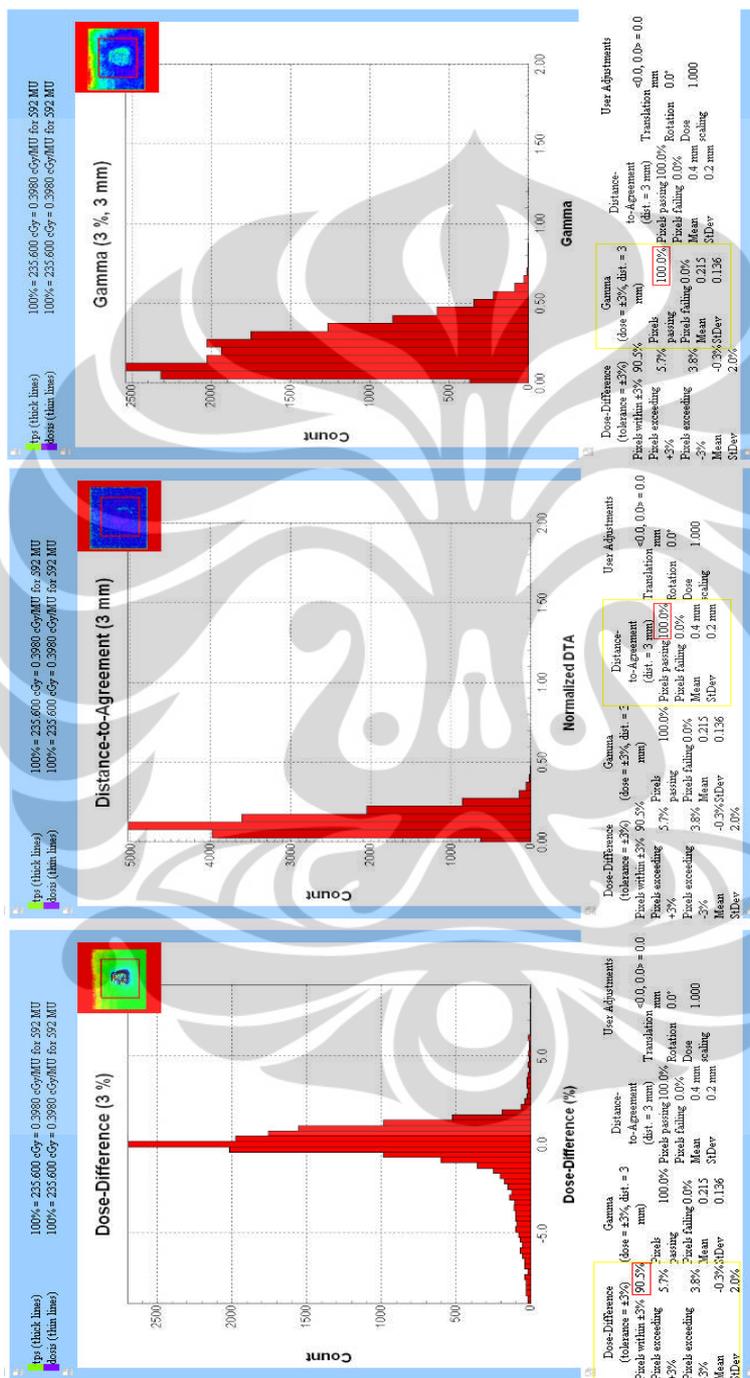
Tabel 4.4 Hasil kesesuaian pixel antara yang dihitung pada TPS dengan yang terukur pada film gafchromic EBT2 di lapangan akumulasi

Nama Pasien	Kesesuaian pixel (%)			Keterangan gambar	Keterangan dosis (cGy)
	Dose Dfference (kriteria 3%)	DTA (kriteria 3mm)	Gamma, ( kriteria 3%&3mm)		
AS	83,7	100	100	gambar 4.8	190
HAJ	77,3	100	100	gambar 4.9	217,2
KLS	81,5	100	99,8	gambar 4.10	193
BS	73,5	100	100	gambar 4.11	195,1
YM	90,5	100	100	gambar 4.12	235,6

Melalui tabel dan grafik diatas dapat diketahui dari tiga hal yang di amati yaitu *dose difference* (perbedaan dosis) dengan kriteria 3%, gamma dengan kriteria 3% dan 3 mm dan *distance to agreement* (DTA) dengan kriteria 3mm. DTA dihasilkan nilai kesesuaian pixel 100% atau tidak ada penyimpangan sesuai dengan yang diharapkan. *Dose difference* dari tiap distribusi dosis total kesesuaiannya pixel antara 73,5% - 90,5%. Evaluasi gamma dihasilkan kesesuaian pixel antara 99,8% - 100%. Distribusi dosis akumulasi pada pasien atas nama BS dan YM dapat dilihat pada gambar histogram dibawah ini.



Gambar 4.20 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2 pada pasien BS

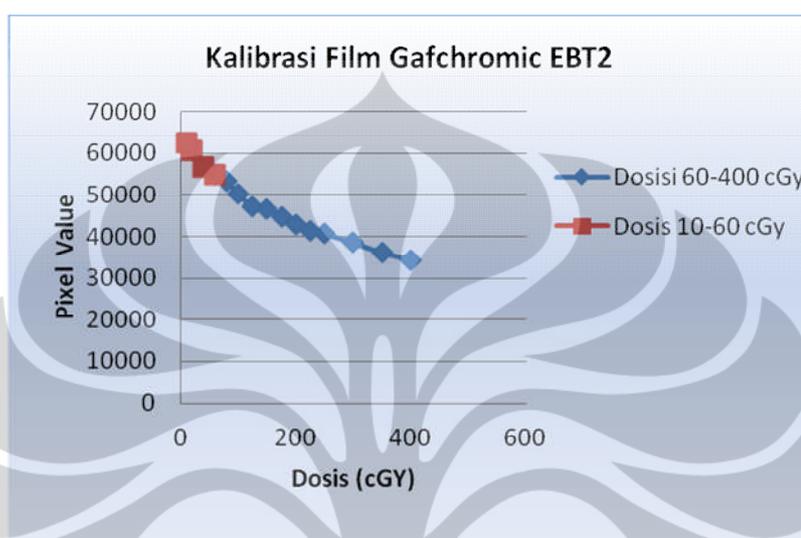


Gambar 4.21 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2

## 4.2. Pembahasan

### 4.2.1 Analisa hasil kalibrasi film gafchromic EBT2

Hasil kalibrasi film gafchromic EBT2 dihasilkan grafik seperti gambar dibawah ini.



Gambar 4.22 Grafik kalibrasi film gafchromic EBT2

Dari grafik diatas respon film gafchromic EBT2 pada dosis yang rendah tergambar dengan warna merah dan dosis yang lebih tinggi tergambar dengan warna biru. Respon film pada dosis yang rendah kurang baik. Hal ini disebabkan pada dosis rendah pada film gafchromic EBT2 tergambar distribusi dosis yang tingkat kehitamannya kurang cukup baik apabila dilihat oleh scanner dengan nilai pixel yang dihasilkan tinggi sedangkan pada dosis akumulasi dihasilkan nilai pixel rendah distribusi dosis tergambar dengan tingkat kehitaman yang cukup hitam untuk dilihat dengan *scanner*. Hasil distribusi dosis dalam dosis yang rendah atau dosis yang lebih tinggi telah dijelaskan dalam sub bab sebelumnya.

### 4.2.2 Analisa distribusi dosis

Dan dari hasil tiap kasus diatas perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film gafchromic EBT2 pada pasien tiap-tiap pasien baik evaluasi penyinaran perlapangan ataupun evaluasi penyinaran dari distribusi dosis terakumulasi dievaluasi dengan nilai gamma. Nilai gamma ini

digunakan untuk mengukur ketidakcocokan pada daerah yang gagal menerima kriteria dan menandakan daerah yang sesuai. Dimana evaluasi gamma merupakan penggabungan dari analisis kesesuaian dan kegagalan kriteria pada perbedaan dosis dan DTA.

Pada hasil eksperimen perlapangan diatas dapat diketahui bahwa pada dengan daerah dosis gradien yang tinggi menunjukkan nilai kesesuaian perbedaan dosis yang rendah. Kesesuaian nilai DTA mencapai 100% pada tiap pengukuran lapangan penyinaran. Kedua nilai kesesuaian perbedaan dosis dan DTA ini mempengaruhi nilai gamma. Pada daerah gradient tinggi khususnya pada dosis yang rendah nilai gamma ada yang terbaca  $\geq 1$  yang menandakan ketidakcocokan antara perhitungan TPS dan pengukuran pada film gafchromic EBT2, banyaknya nilai gamma  $> 1$  dapat dilihat pada *count* di histogram.

Distribusi dosis akumulasi dari setiap pasien yang diamati mempunyai nilai gamma  $\leq 1$  menunjukkan kecocokan distribusi dosis antara yang dihitung pada TPS dan yang terukur pada film gafchromic EBT2 dengan kesesuaian pixel yang dihasilkan 99,8%-100%. Nilai gamma pada distribusi akumulasi lebih baik dari nilai gamma per-lapangan penyinaran. Hal ini juga memenuh jika ditinjau dari hasil kalibrasi film gafchromic EBT2 pada grafik diatas bahwa pada dosis yang relatif rendah dihasilkan gambar yang tingkat kehitamannya kurang jika dilihat dalam *scanner*, dan sebaliknya pada dosis akumulasi tingkat kehitamannya cukup baik jika dilihat dari hasil scanner. Jadi sebaiknya film gafchromic EBT2 sebaiknya digunakan untuk verifikasi penyinaran IMRT pada dosis yang tinggi.

Selain hal tersebut diatas yang merupakan penyebab dari kesesuaian pixel pada perbedaan dosis mempunyai nilai kesesuaian pixel yang rendah dikarenakan resolusi film yang tinggi dengan area per pixel yang relatif kecil sehingga ketika hasil citra dibandingkan dengan citra hasil perhitungan pada TPS dengan kriteria 3% akan menghasilkan banyak ketidakcocokan (tidak lolos) pada tiap-tiap pixel. Tetapi pada DTA, film yang mempunyai resolusi tinggi ini pada tiap-tiap pixelnya mempunyai kecocokan (lolos) pada kriteria 3mm sehingga kegagalannya kecil dan untuk kesesuaian pixelnya tinggi bahkan pada penelitian ini semua mencapai kesesuaian 100% kecuali pada 1 pasien saja yang nilainya 99,8%. Sehingga salah satu parameter hanya perbedaan dosis atau hanya DTA saja tidak dapat digunakan

untuk mengevaluasi pada penelitian ini. Sehingga untuk mengevaluasi verifikasi IMRT harus menggunakan gabungan DTA dan *dose difference* yaitu menggunakan evaluasi nilai gamma.



## BAB 5

### KESIMPULAN DAN SARAN

#### 5.1 Kesimpulan

Setelah dilakukan verifikasi IMRT menggunakan film gafchromic EBT2 dapat disimpulkan beberapa hal sebagai berikut.

- Film gafchromic EBT2 tidak cocok digunakan untuk verifikasi IMRT perlapangan penyinaran karena tingkat kehitaman yang rendah akibat dosis perlapangan penyinaran yang rendah.
- Film gafchromic EBT2 memberikan hasil yang baik untuk verifikasi lapangan penyinaran akumulasi.
- Evaluasi menggunakan *dose different* memberikan hasil tidak baik karena dosis pada film disetiap film fluktuatif dan perbedaan resolusi film dengan dose matrix. Dan DTA tidak dapat digunakan untuk evaluasi verifikasi IMRT karena tiap daerah dianggap lolos.
- Evaluasi verifikasi IMRT menggunakan film gafchromic EBT2 harus menggunakan evaluasi gamma yang merupakan gabungan *dose difference* dan DTA. Pada evaluasi nilai gamma harus memenuhi kriteria *dose difference* dan DTA.

#### 5.2 Saran

Dengan hasil pengukuran dan perhitungan didapatkan masih banyak kekurangan dalam melakukan penelitian sehingga disarankan beberapa hal sebagai berikut.

- Perlu dilakukan tindak lanjut penelitian dalam upaya pengembangan yang dapat diaplikasikan dibidang medis, perlu dilakukan penelitian lebih lanjut untuk mendapatkan nilai kesesuaian perbedaan dosis yang lebih akurat.
- Jika melakukan penelitian menggunakan film Gafchromic EBT2 sebaiknya tidak melakukan scan ulang karena mempengaruhi hasil citra.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Peter Metcalfe, Thomas Kron and Patter Hoban.(2007).*The Physics of Radiotherapy X-Ray and Electrons* . USA
- [2] Podgorsak E.B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA, Vienna, 2005
- [3] Journal of the ICRU. ICRU Report 83.*Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)*.(2010)
- [4] Depudt Tom, Ann Van Esch, Dominique Pierre Huykens. *A quantitative evaluation of IMRT dose distributions : refinement and clinical assessment of gamma evaluation*.2001.Belgium
- [5] Palta, Jatinder R,Siyong Kim,Jonathan,Chihray Liu. *Tolerance Limits And Action Levels For Planning And Delivery Of IMRT*.Florida
- [6] International Specialty Products.(2007).*Gafchromic EBT Self –Developing Film for Radiotherapy Dosimetry*, ISP, Wayne, NJ 07470
- [7] International Specialty Products.(2009).*Gafchromic EBT Self –Developing Film for Radiotherapy Dosimetry*. Revision 1.ISP,1361 Alps Road Wayne, Wayne, NJ 07470, 973-B 628-3831/-3531, USA
- [8] International Specialty Products.(2009).*User Guide’s FilmQA Verification Software*.Software Version.2.2.0113.USA
- [9] Budgell Geoff, Joe Berresford, Michael Trainer, Ellie Bradshaw, Peter Sharpe, Peter Williams. *A national dosimetric audit of IMRT*.May 20011.UK

Tabel hasil kalibrasi film gafchromic EBT2

Dosis (cGy)	Nilai Pixel
400	34447,41
350	36216,93
300	38576,64
250	40714,3
225	41208,91
200	42871
175	44838,63
150	46516,15
125	47247,2
100	50310,1
80	53227,38
60	54950,34
40	56755,36
20	60661,03
10	62452,55

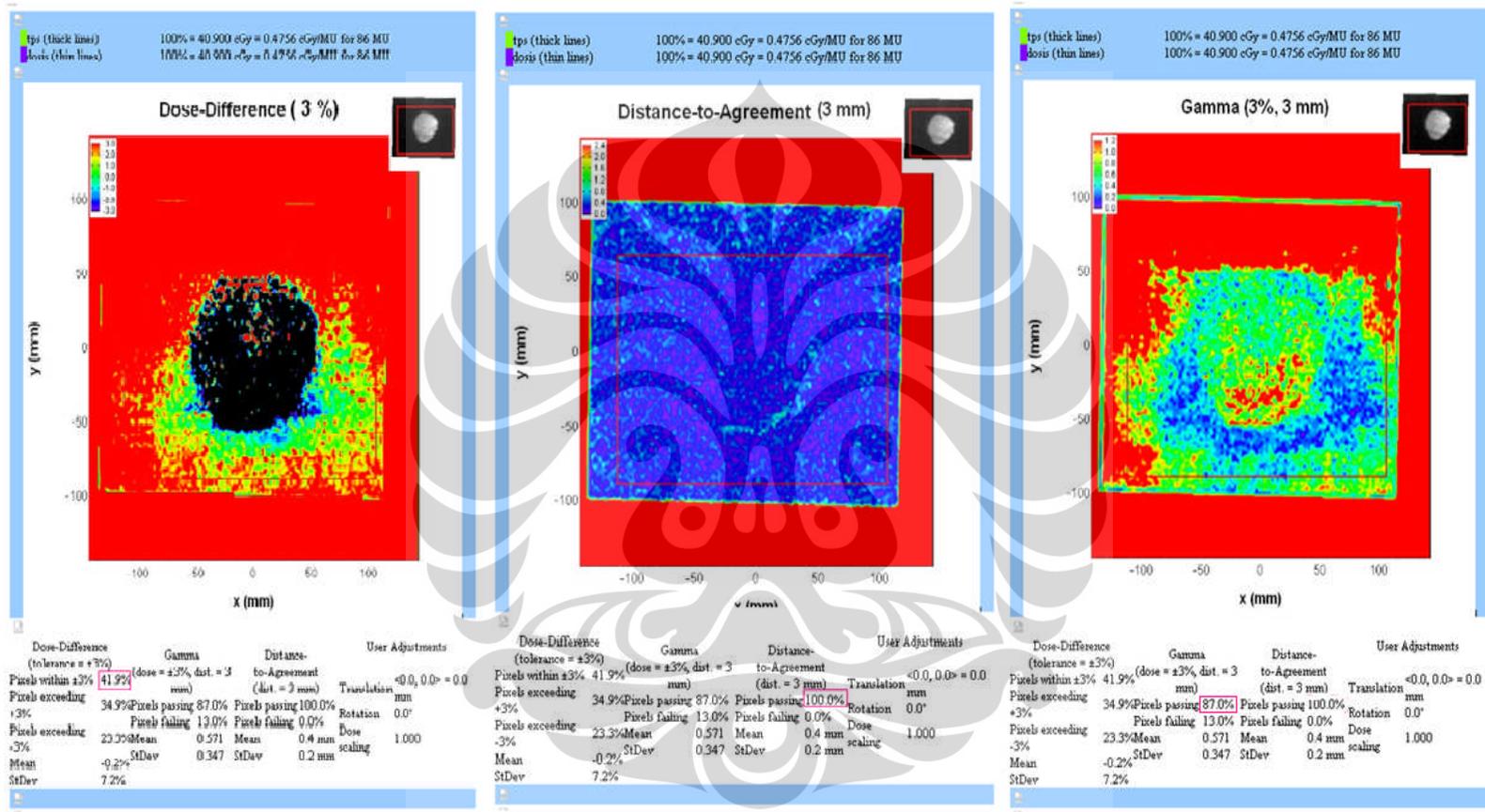




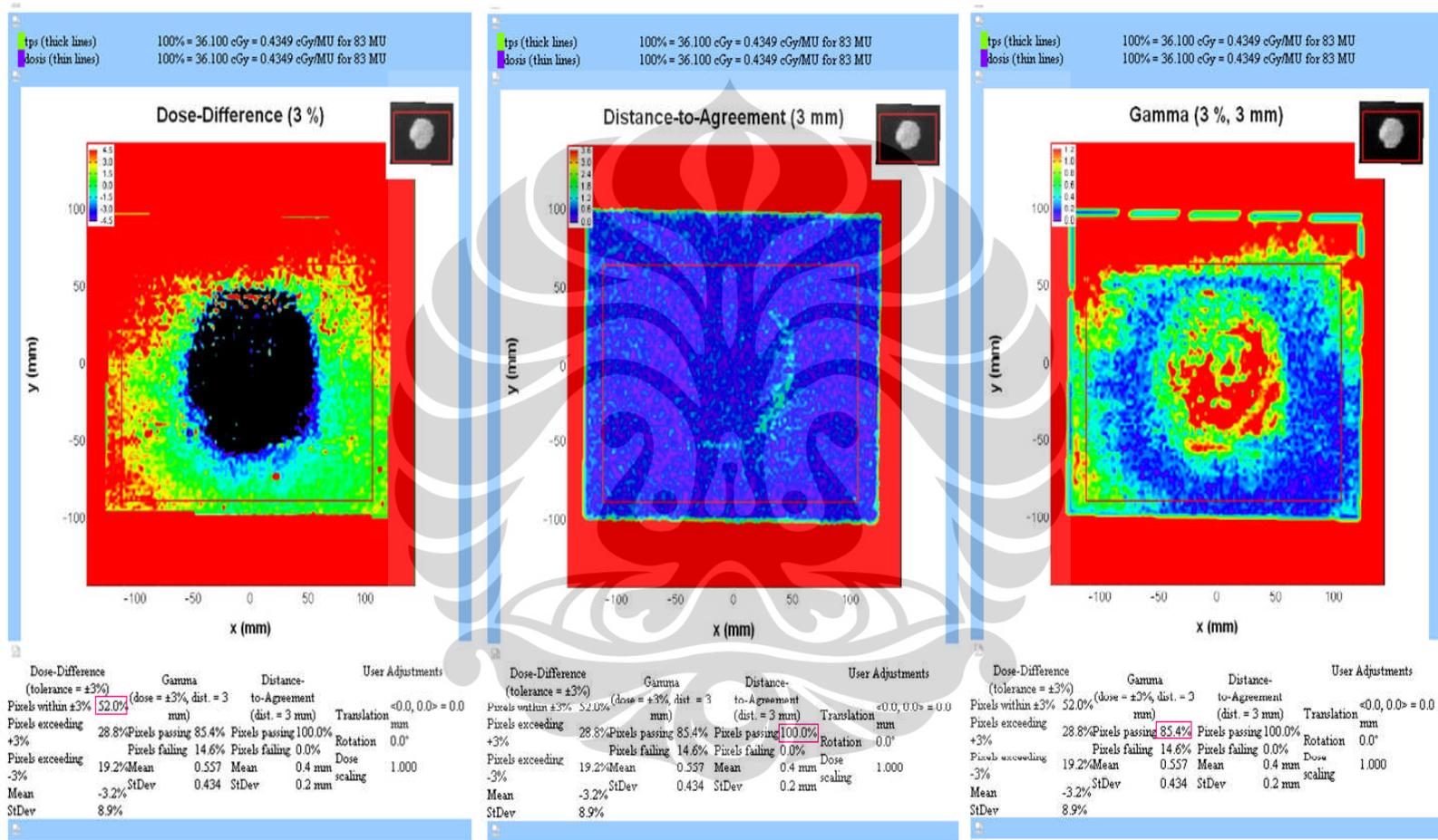




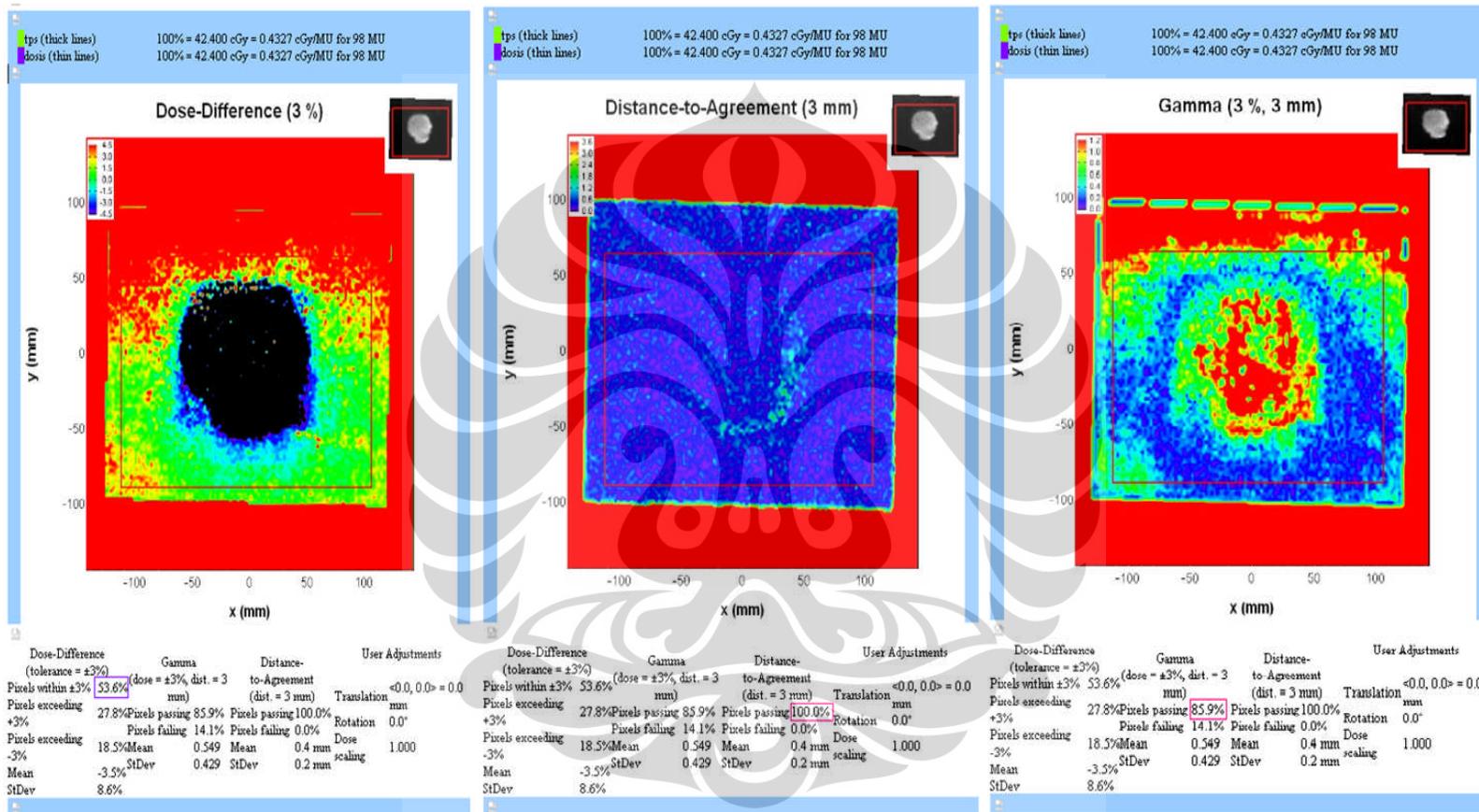




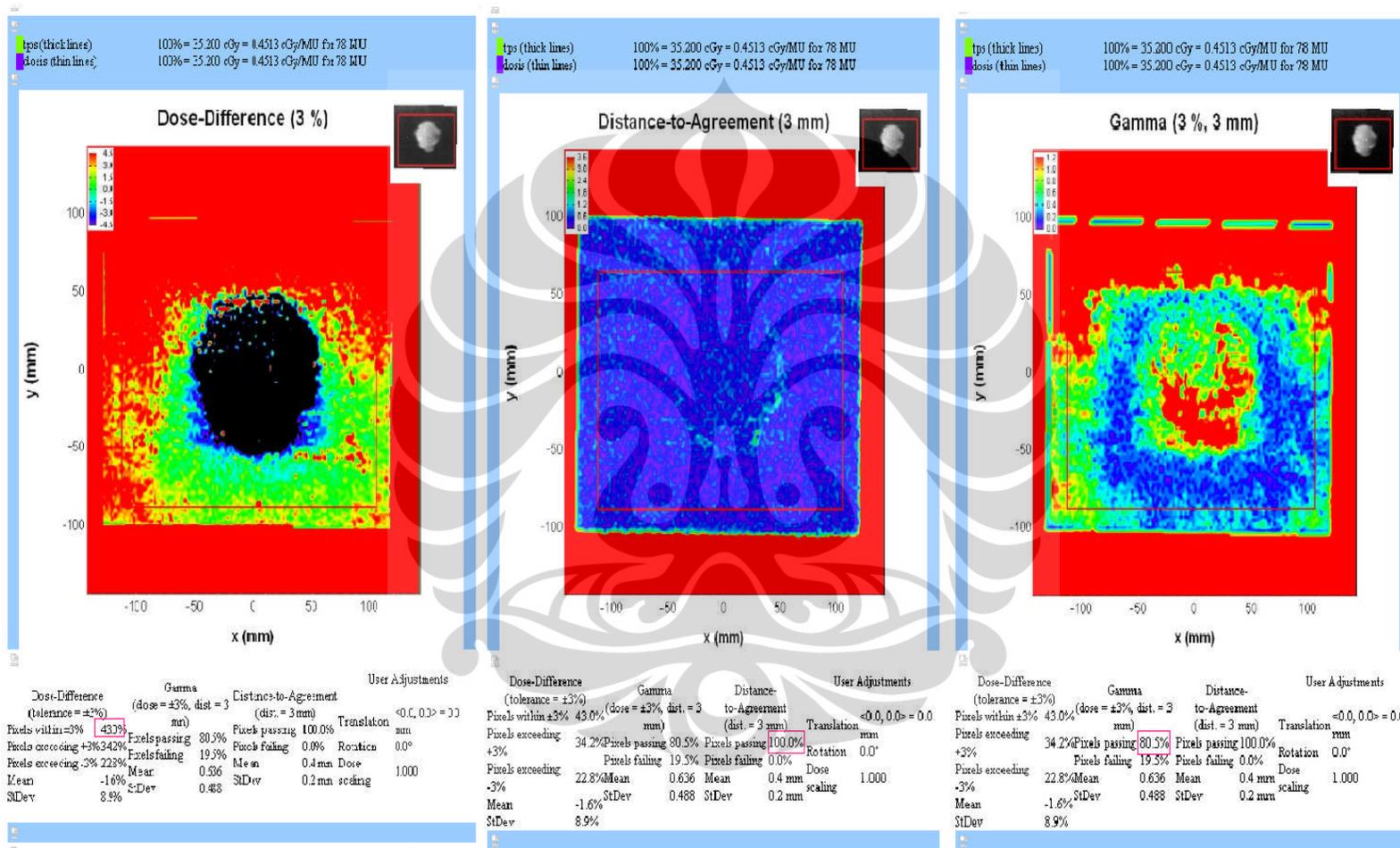
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 1



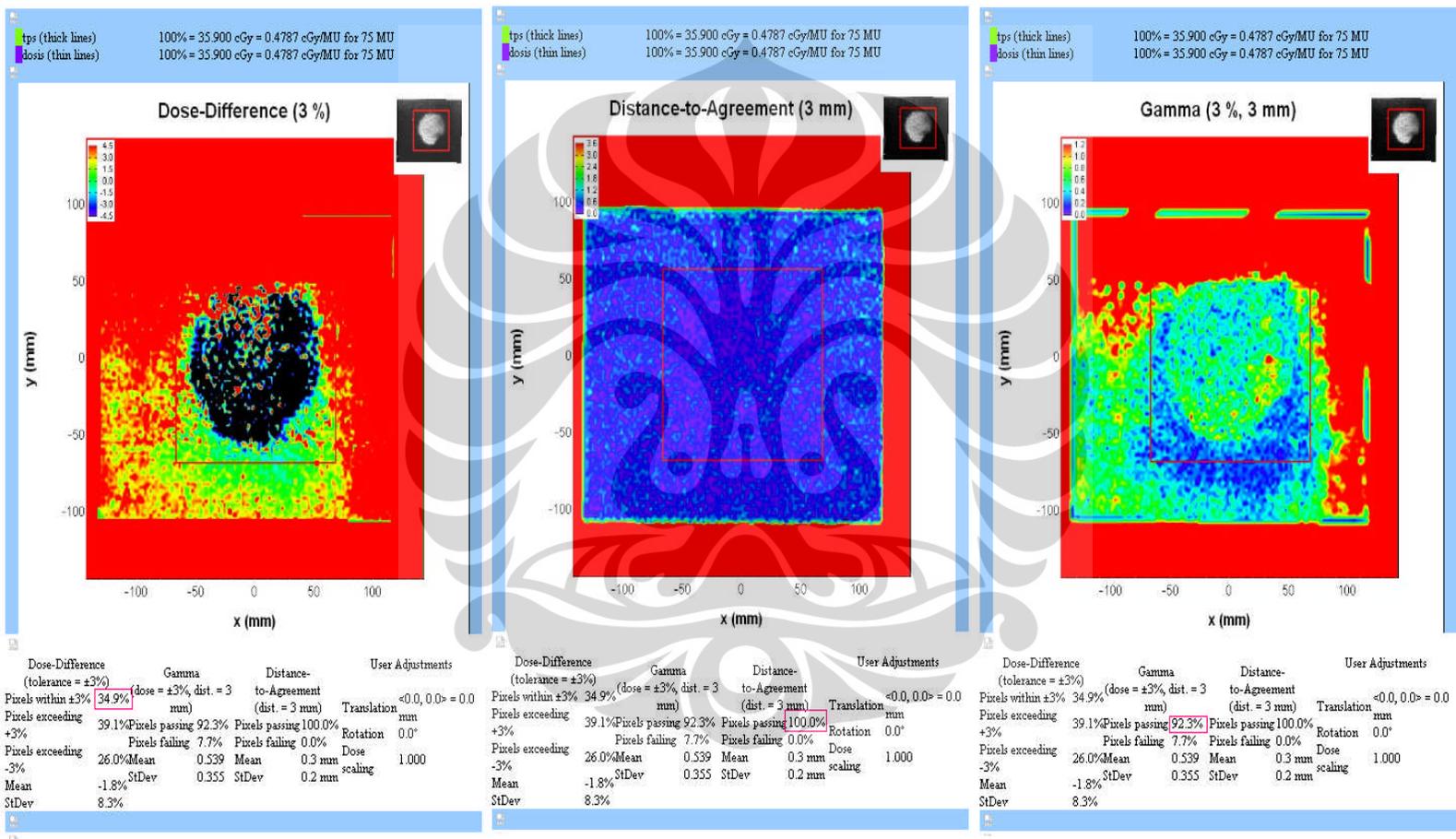
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 2



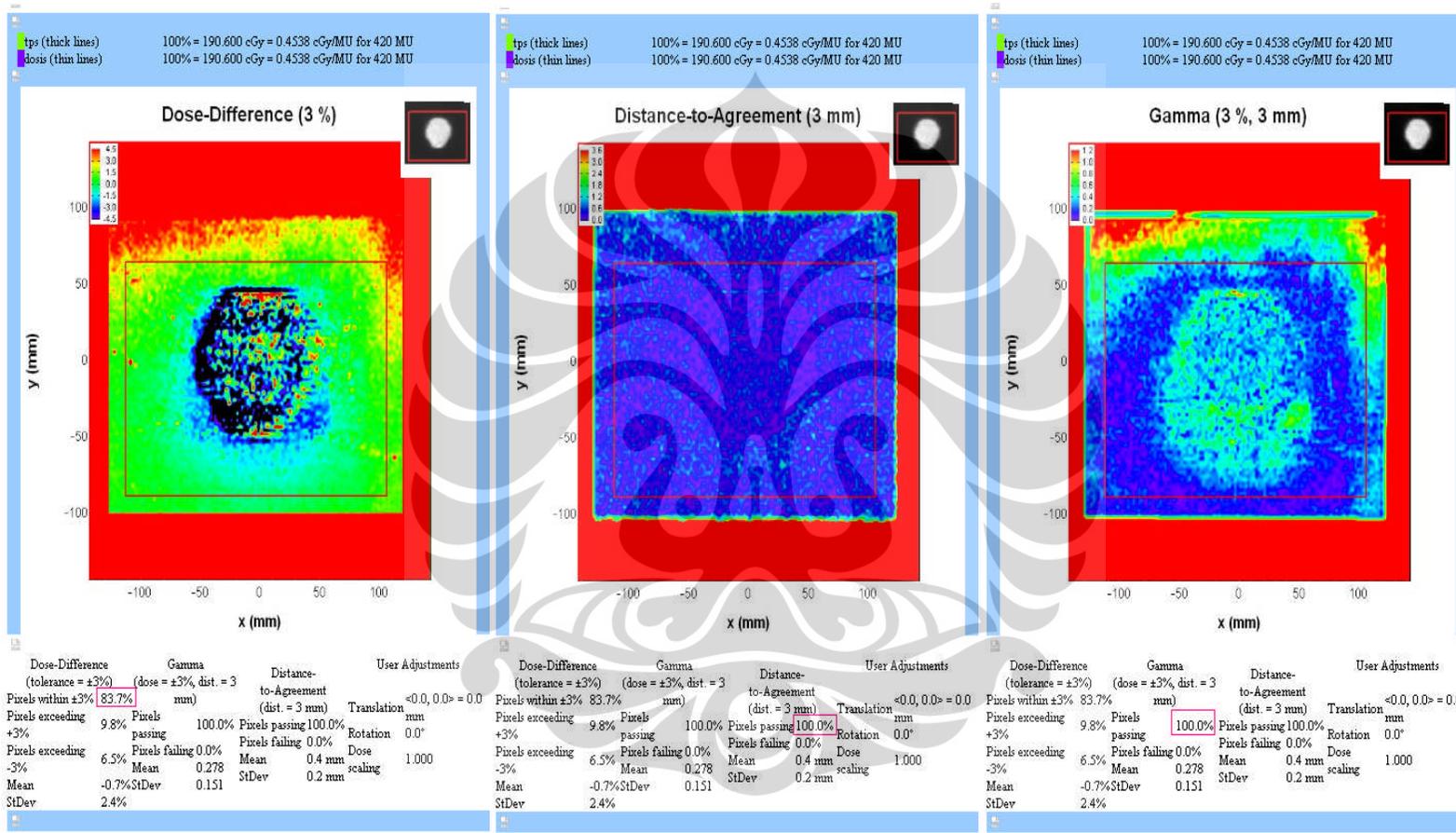
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 3



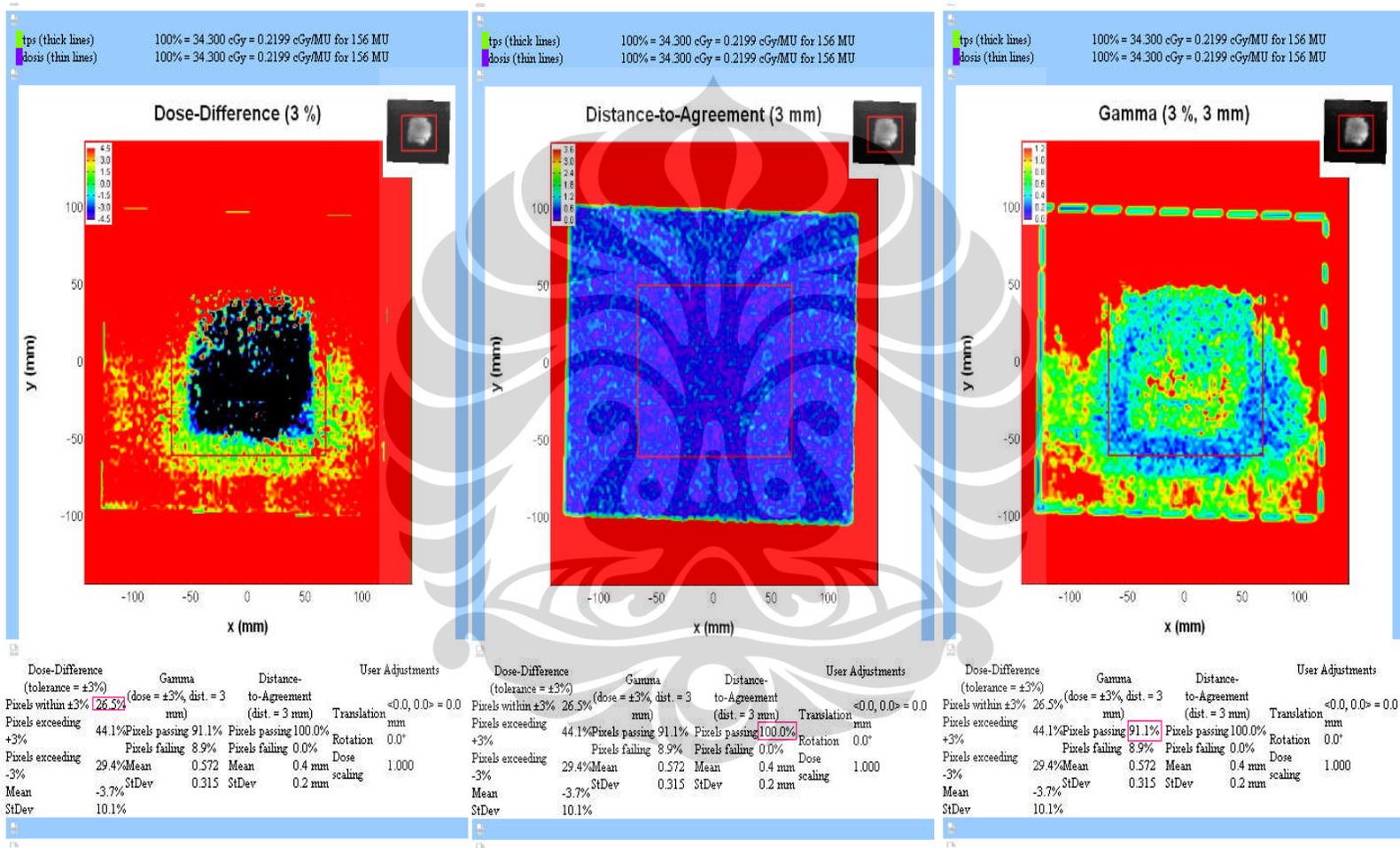
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 4



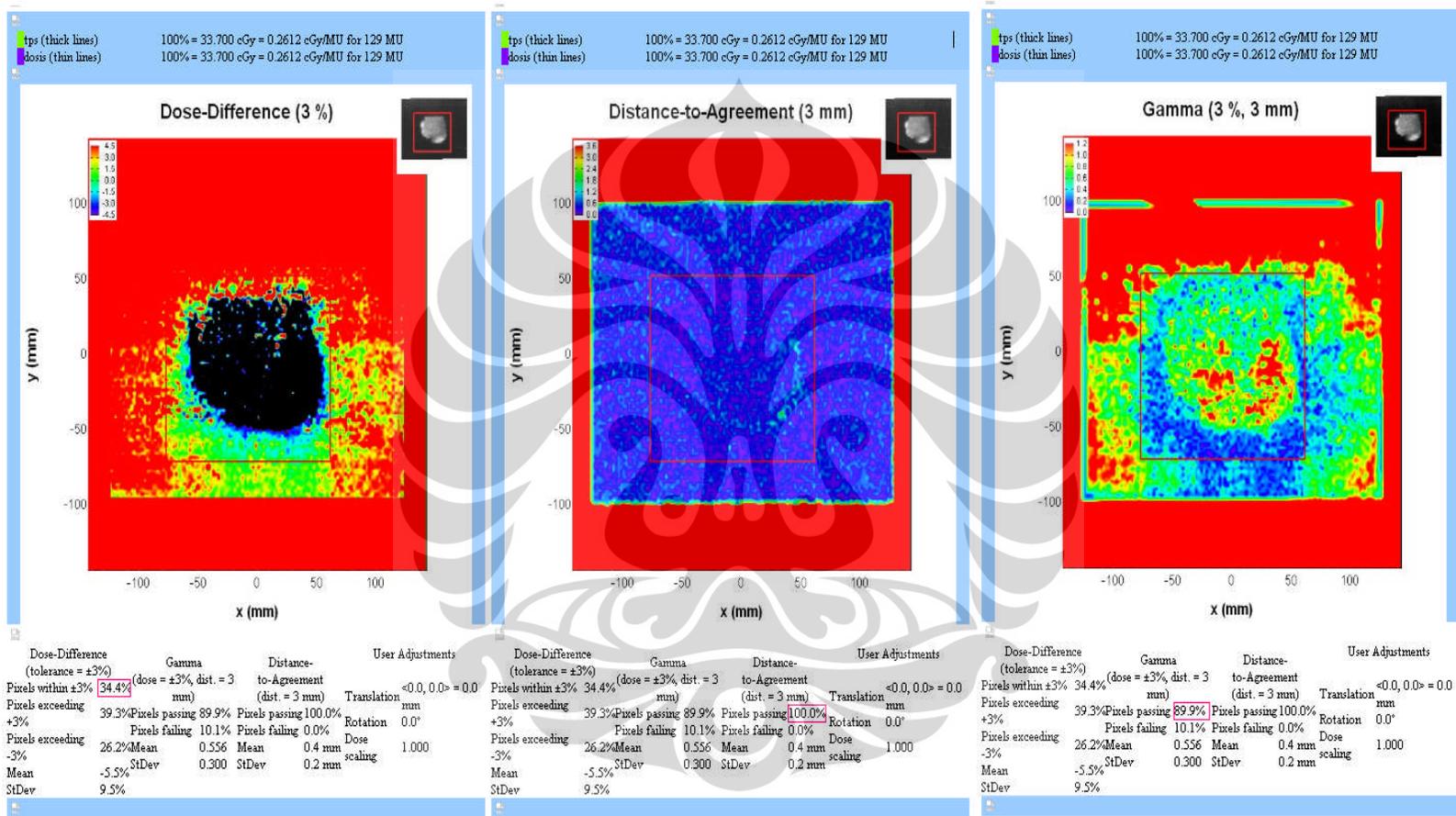
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 5



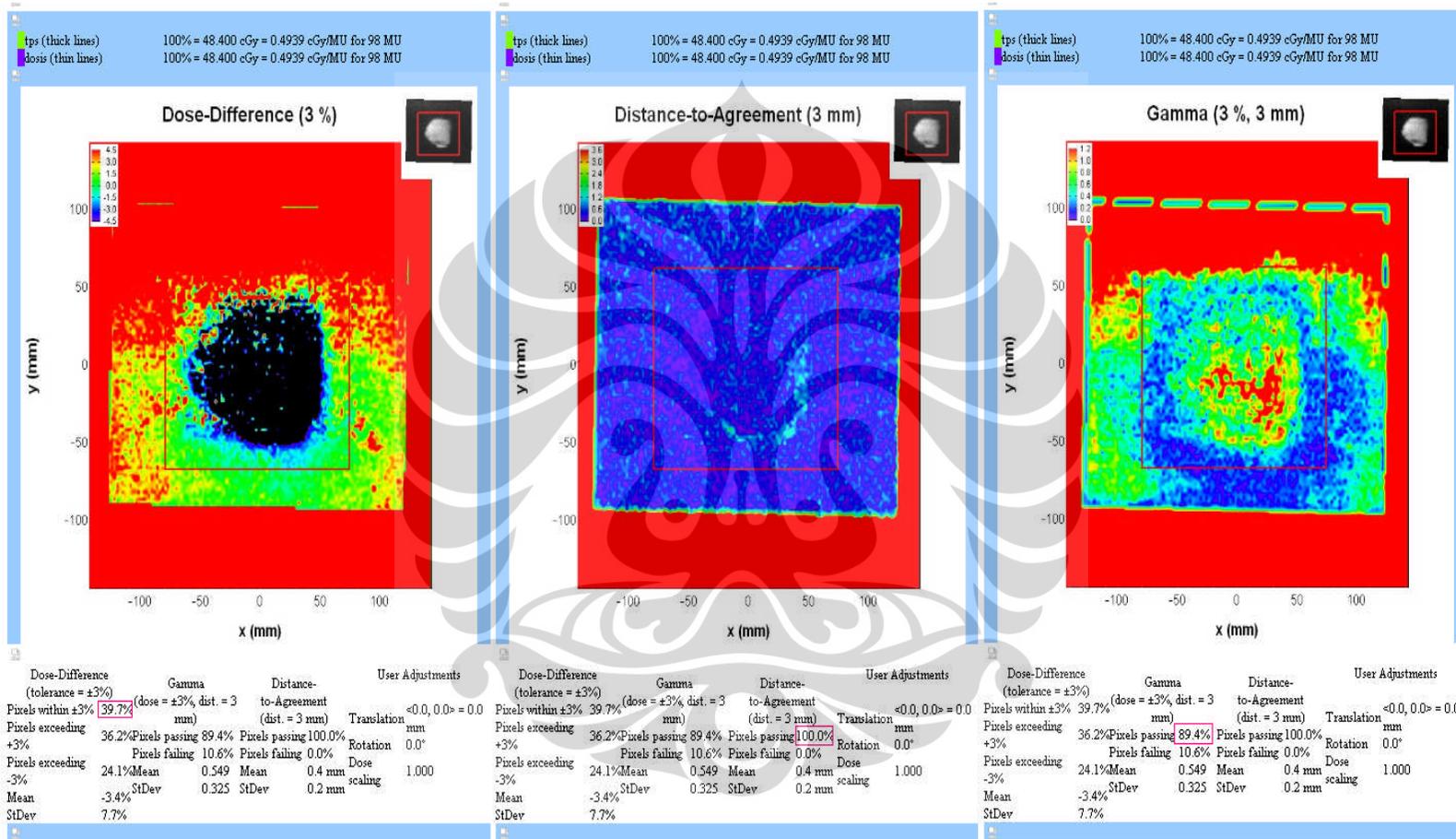
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien AS lapangan 6



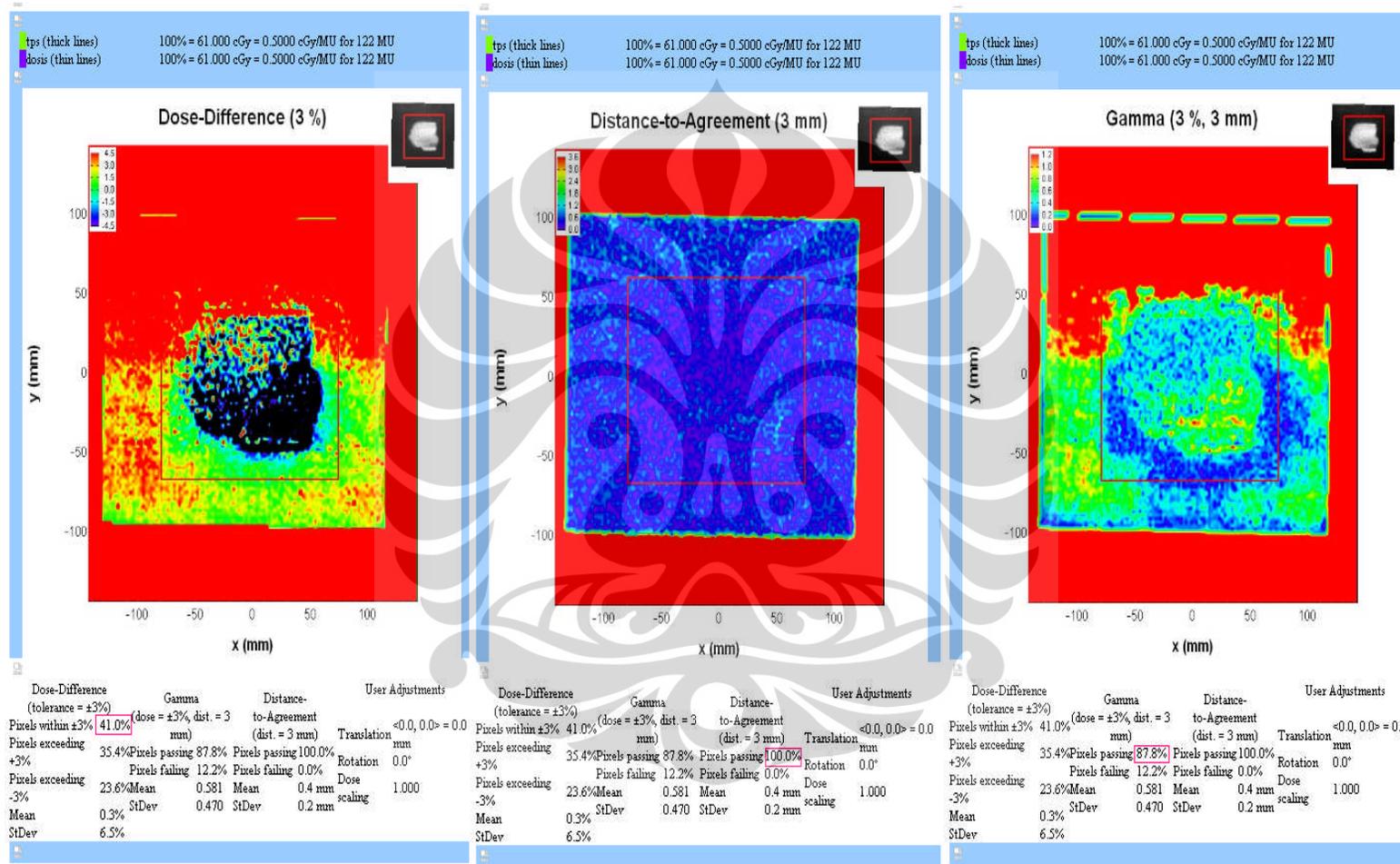
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 1



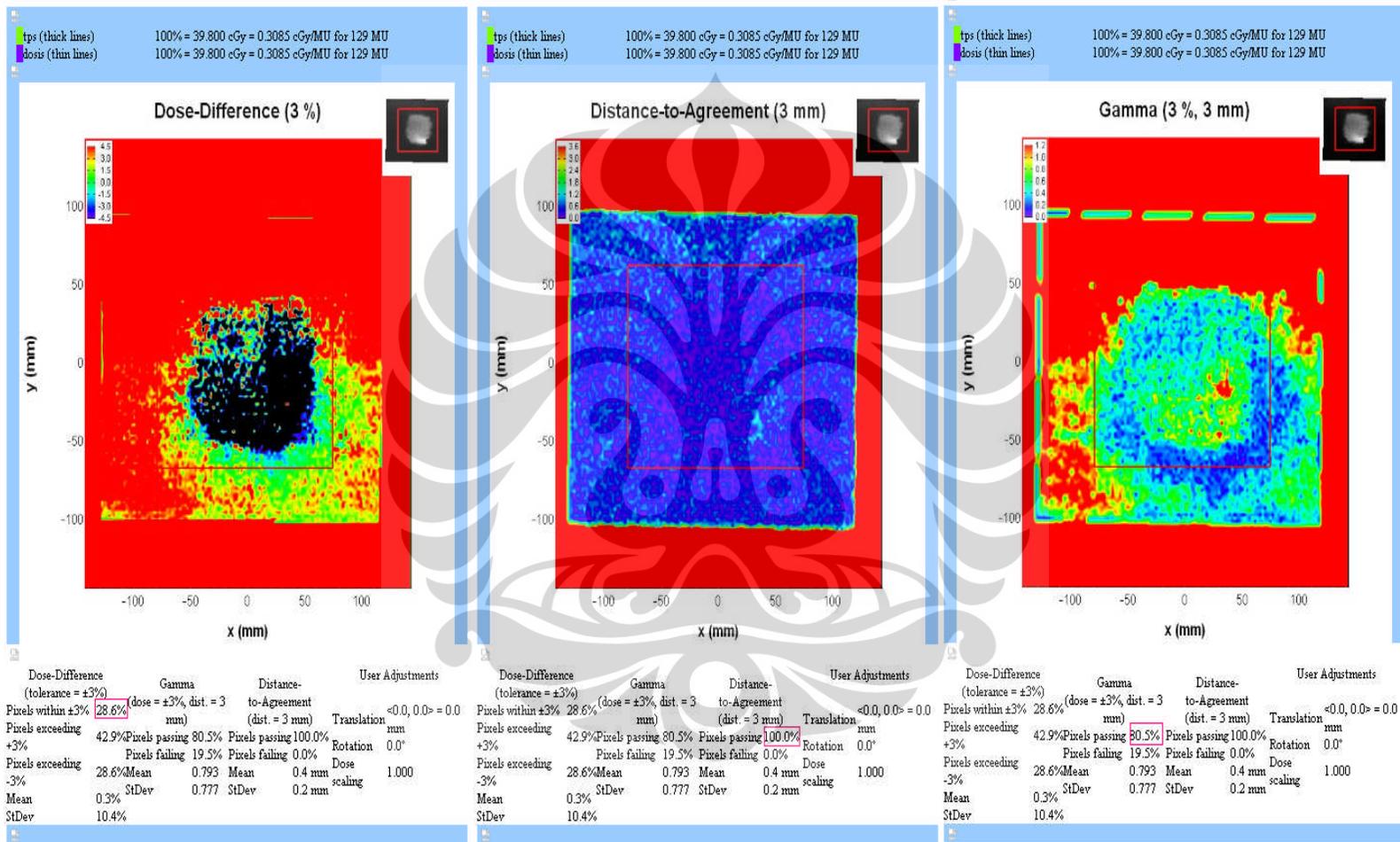
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 2



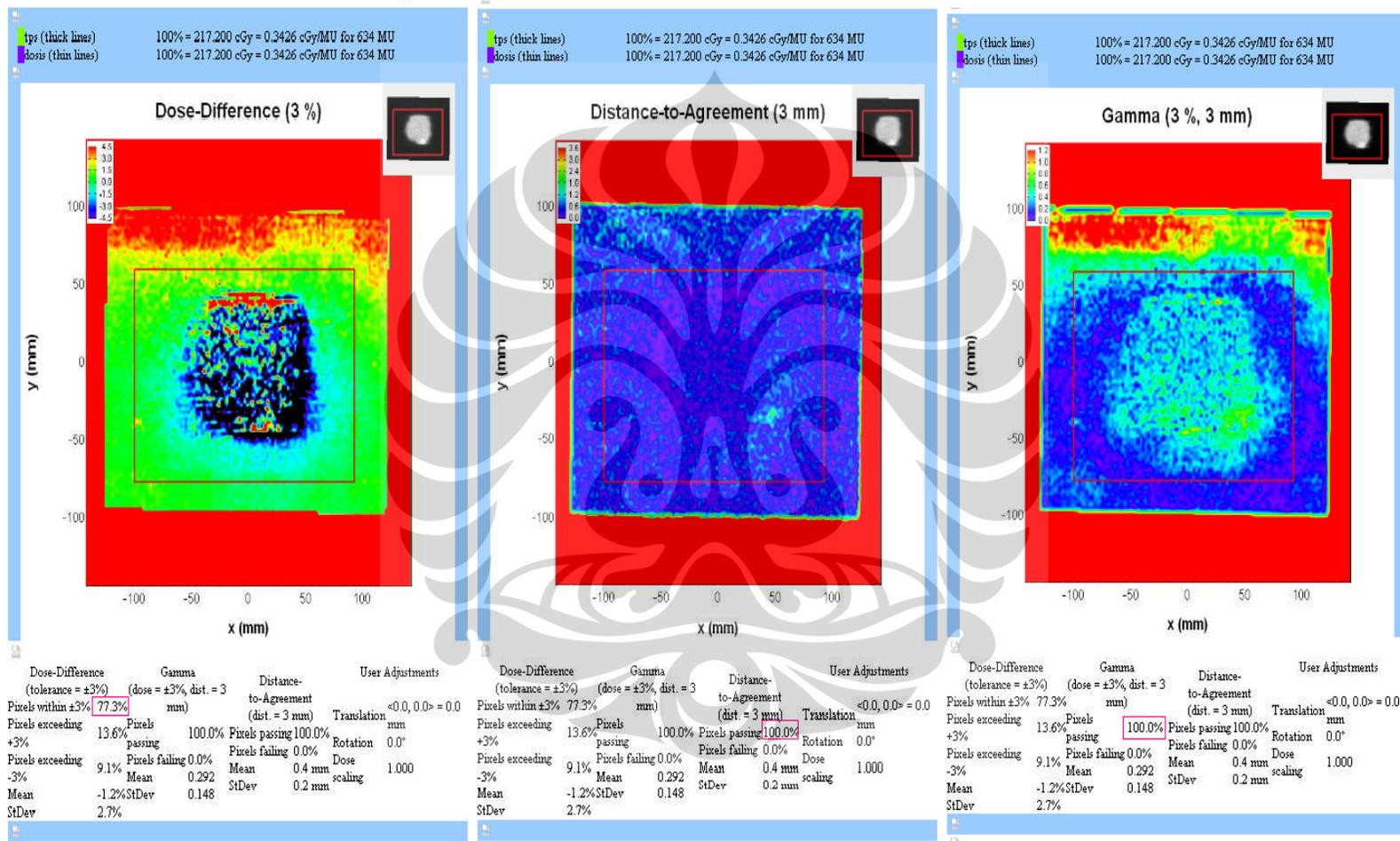
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 3



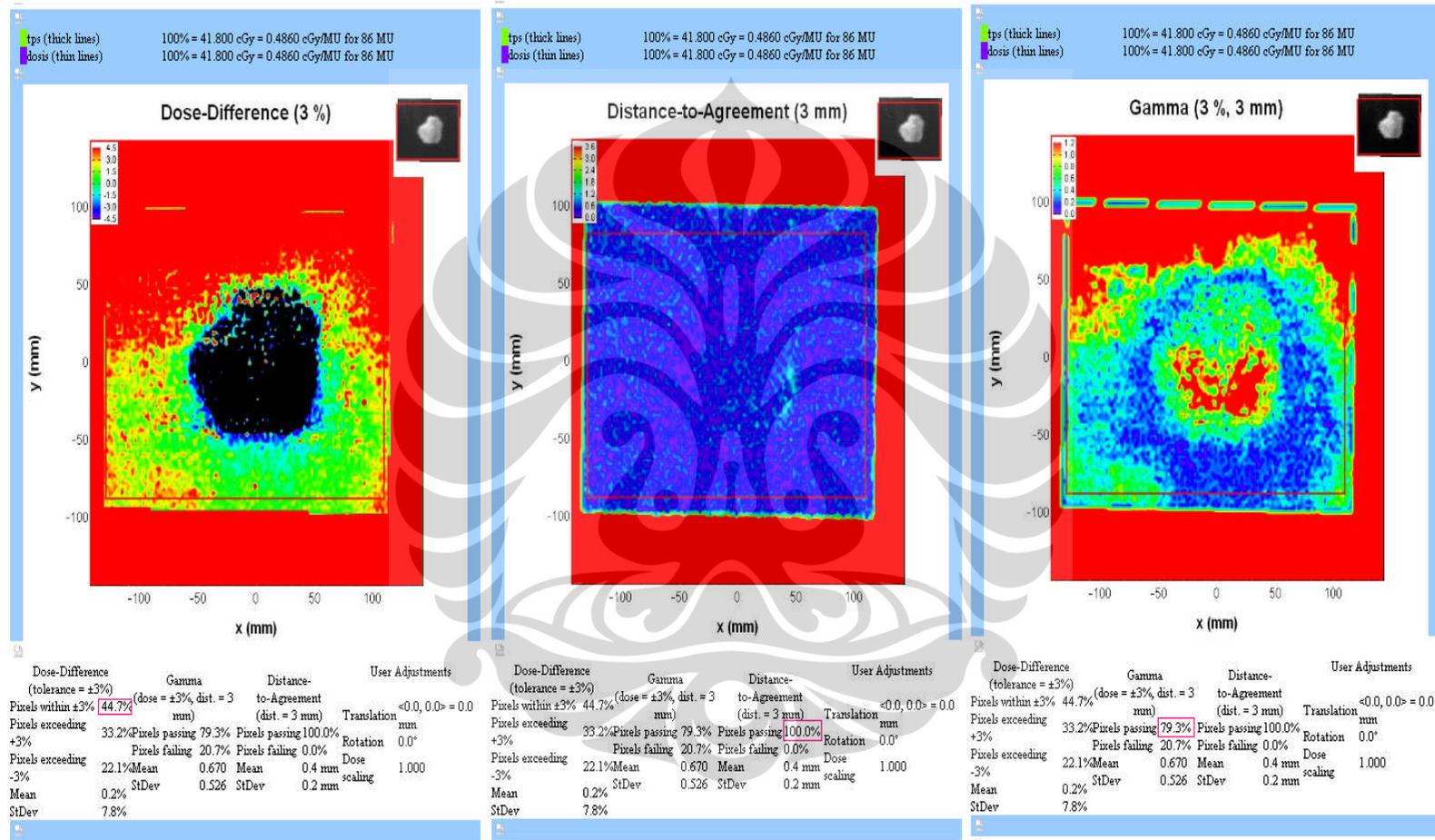
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 4



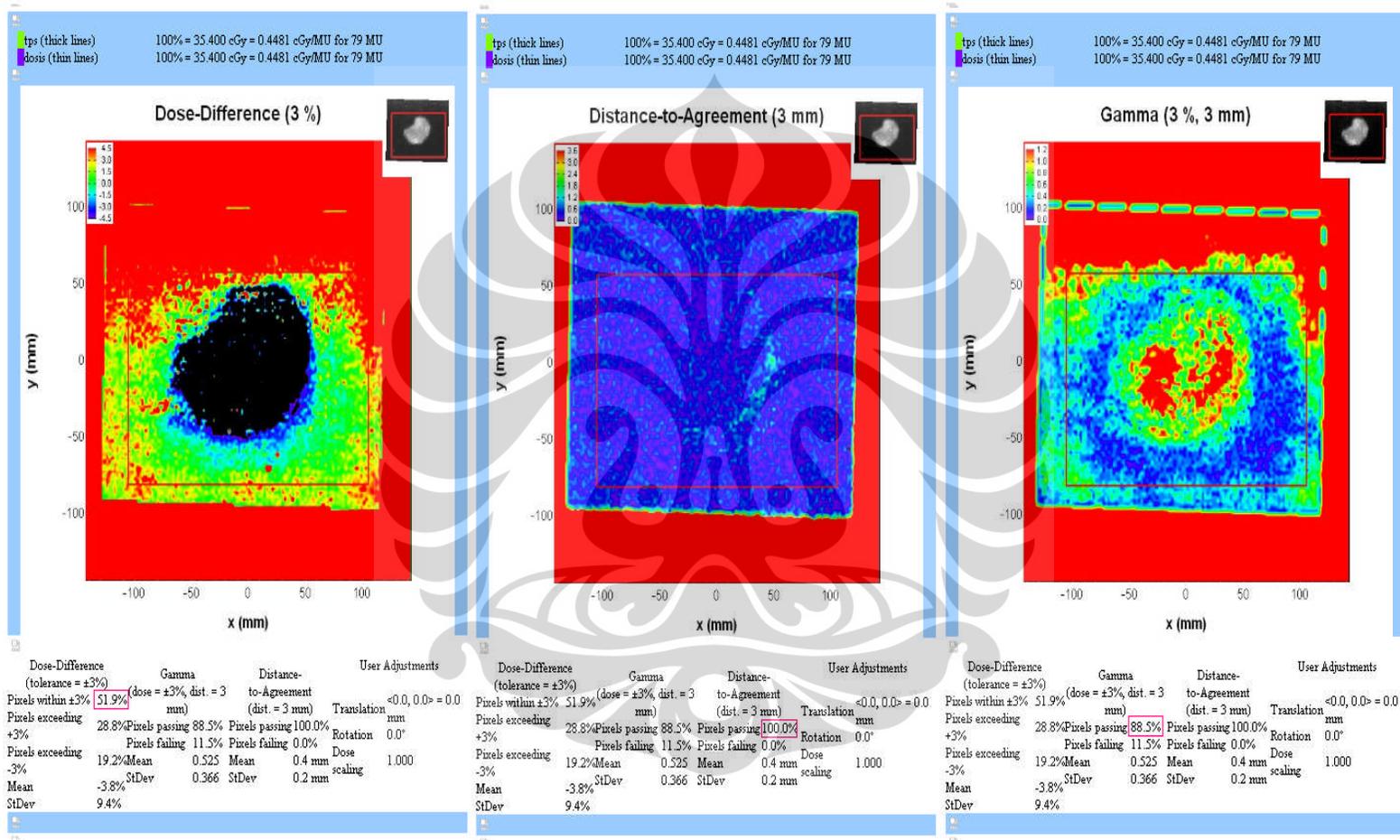
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 5



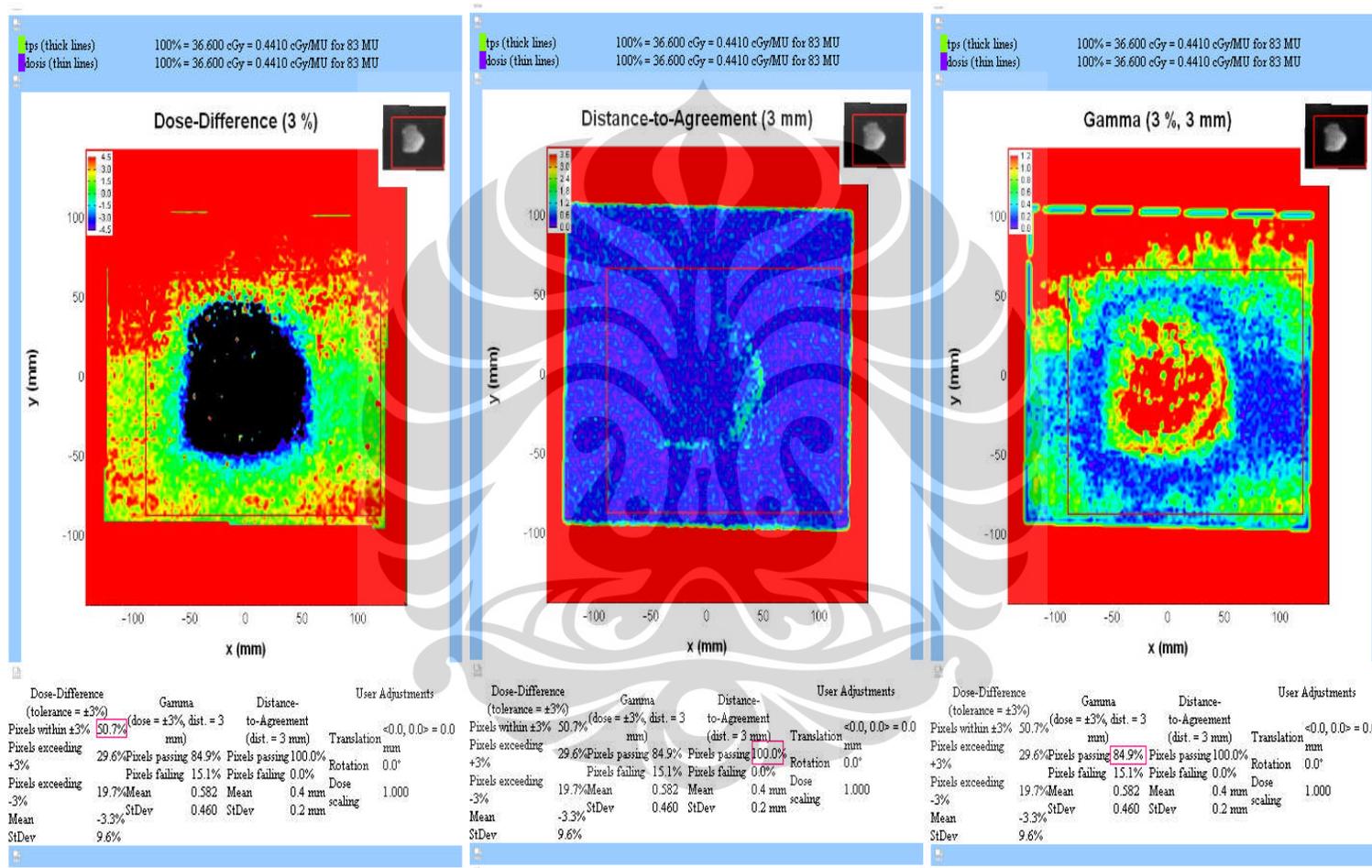
Gambar 4.13 Hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien HAJ lapangan 6



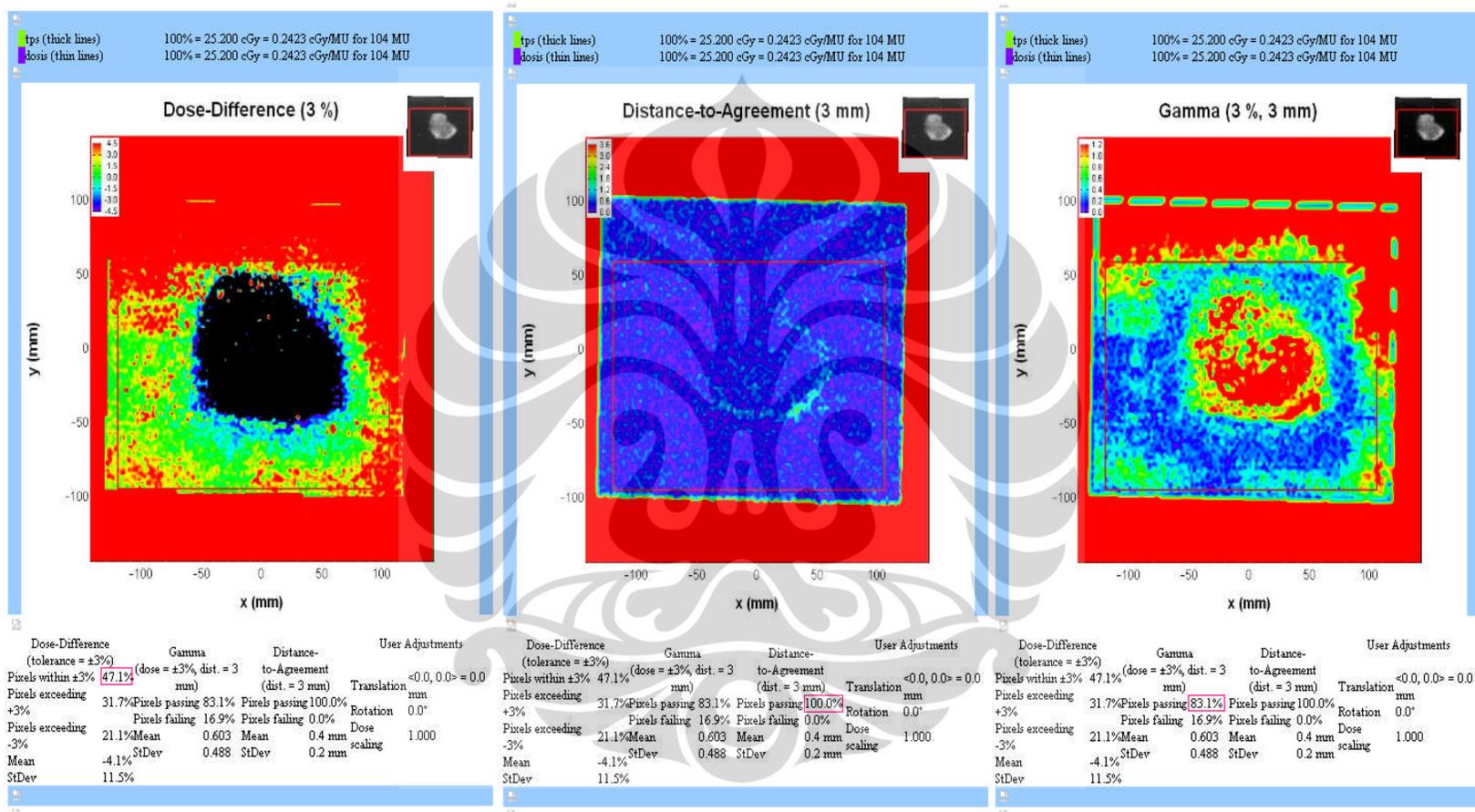
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien KLS lapangan 1



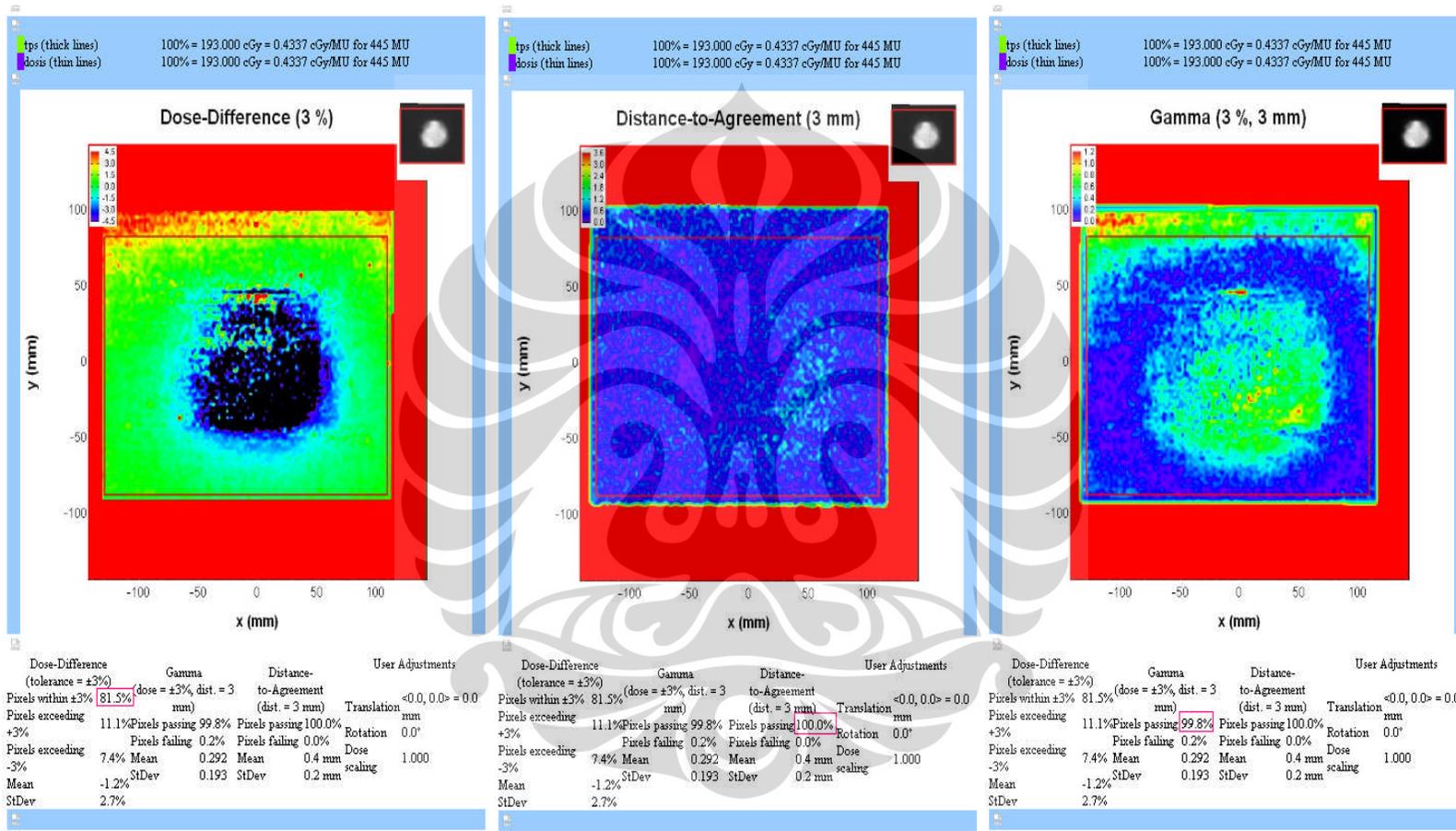
Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien KLS lapangan 2



Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien KLS lapangan 4

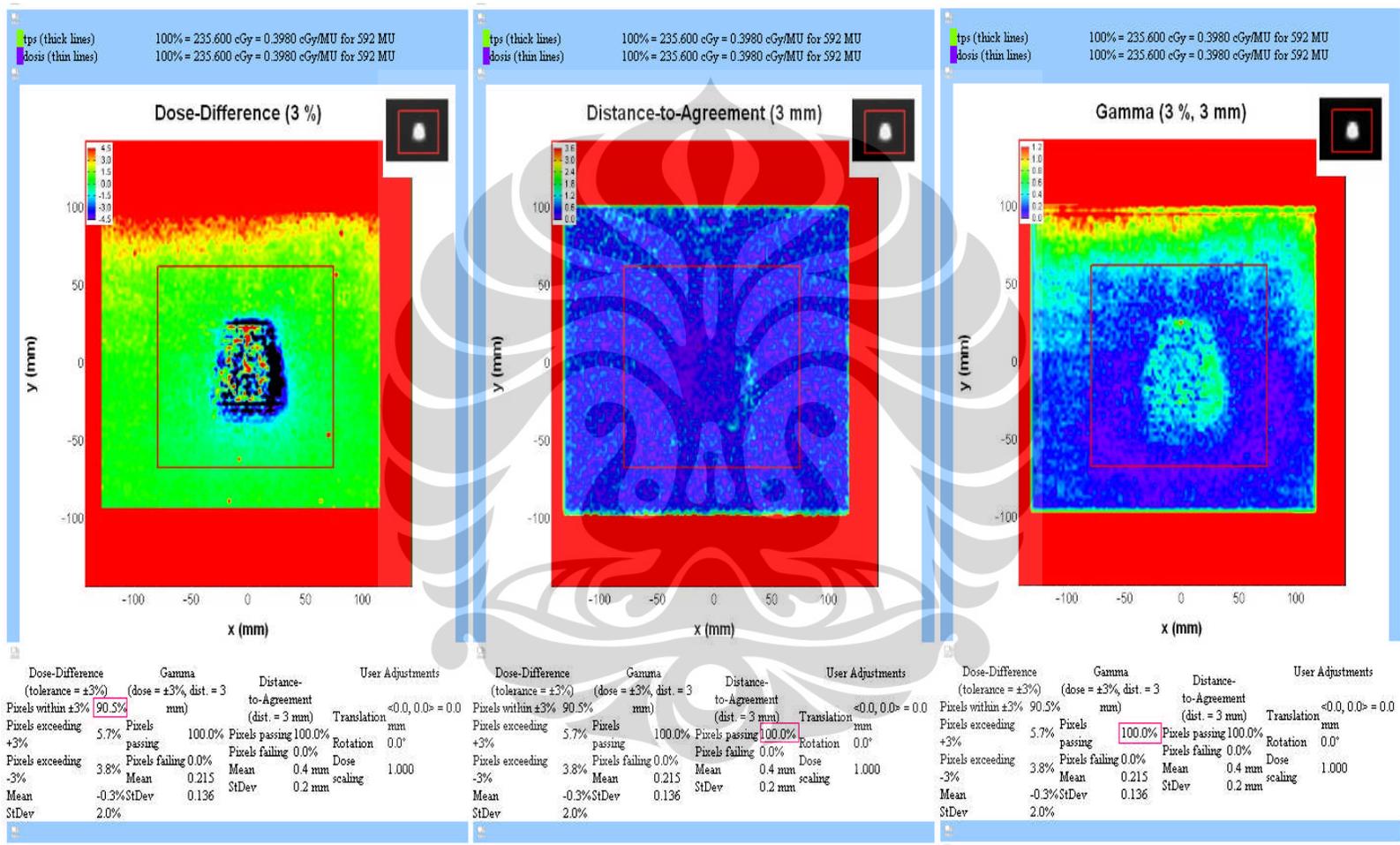


Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien KLS lapangan 5



Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien KLS lapangan 6





Gambar hasil perbandingan distribusi dosis dari perhitungan TPS dan pengukuran film pada pasien YM