

## Kajian proses kontrol kualitas gambar *magnetic resonance imaging* (MRI) pada simulasi *treatment planning gamma knife*

Irhas<sup>1\*</sup>, Elia Soediatmoko<sup>2</sup>, dan Freddy Haryanto<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departemen Fisika, Matematika dan Ilmu Pengetahuan, Institut Teknologi Bandung, Jl. Ganesha no 10, Bandung

<sup>2</sup> Gamma Knife Center Indonesia, Jl. Siloam No. 6 Siloam Hospitals Lippo Village, Tangerang 15810

E-mail: irhashasbiullah1@gmail.com

Naskah Masuk 11 Agustus 2017

Naskah Revisi 10 Agustus 2018

Naskah Terima 26 Oktober 2018

Naskah Terbit 16 November 2018

---

**Abstrak:** Tahapan perencanaan tindakan *Gamma Knife* (GK) *Radiosurgery* membutuhkan registrasi gambar pada sistem aplikasi perencanaan tindakan. Registrasi gambar berkaitan dengan kualitas gambar untuk *Treatment Planning System* (TPS). Tujuan dari penelitian yang dilakukan adalah menentukan jumlah gambar optimal untuk dilakukannya registrasi. Gambar yang dihasilkan oleh *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) *scan* digunakan sebagai acuan posisi tumor. Salah satu prosedur dari perencanaan tindakan adalah melakukan registrasi gambar potongan aksial menggunakan penanda yang muncul pada setiap potongan gambar. Penanda adalah jalur cairan tembaga sulfat yang dimasukkan pada helm khusus selama tindakan MRI berlangsung. Penelitian dilakukan dengan sampling dari 30 pasien. Setiap pasien memiliki 110 potongan gambar dengan tebal 1mm dan tanpa rentang antar potongan. Jumlah gambar yang divariasikan dalam studi ini adalah 40 sampai 110 potongan. Proses optimasi dilakukan dengan tetap memenuhi kriteria deviasi kurang dari 1 mm baik deviasi rerata maupun deviasi maksimum. Hasil yang didapat adalah deviasi rerata bervariasi antara 0.39 sampai 0.58 dan deviasi maksimum bervariasi antara 0.67 sampai 1.65 mm. Kesimpulannya adalah pengambilan jumlah registrasi gambar agar memenuhi kriteria, optimal pada 80 potongan dimana semua deviasi rerata memenuhi kriteria walaupun kemungkinan deviasi maksimumnya masih dalam ambang keberterimaan adalah 97%.

**Abstract:** *Treatment planning in Gamma Knife (GK) Radiosurgery needs imaging registration for treatment planning system. Image registration is related with quality of imaging Treatment Planning System (TPS). The Aim of this research is to find number of slices used for optimum registration. The image from magnetic resonance Imaging (MRI) scan are used for tumor reference. A part of treatment planning procedure is registering image in axial orientation with marker used. Marker made by copper sulfite liquid track filled in special helmet used by patient during MRI procedure. Research uses 30 patients for sampling. Every patient has 110 slices with 1mm thickness and no gap. Number of image varied in this study is 40 till 110 slices. Optimization is done and still agree with criteria below 1mm in mean and maximum error. Result from sample is 0.39 till 0.58 in mean error and 0.67 till 1.65 in maximum error. Conclusion in number of slices used as definition and agreed with criteria is 80 slices where deviation in mean and maximum accepted with possibility to exceed the limit 97%.*

---

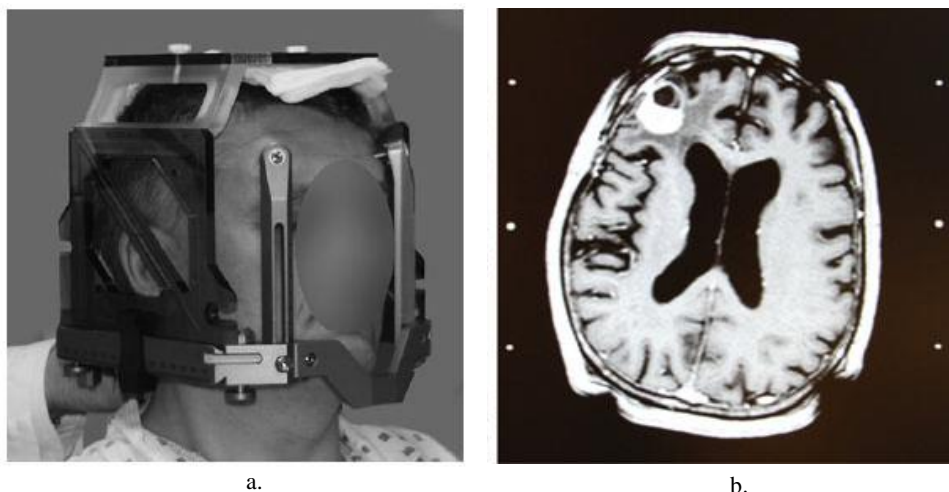
**Kata kunci:** *Gamma Knife Radiosurgery, deviasi, penanda.*

**Keywords:** *Gamma Knife Radiosurgery, deviation, marker*

## 1. Pendahuluan

Pengobatan *Gamma Knife Radiosurgery* menggunakan 192 sumber radiasi *cobalt-60* yang disusun melingkari kolimator. Rangkaian *treatment* meliputi pemasangan *frame* khusus, pengambilan gambar pasien, perencanaan, dan tindakan penyinaran.<sup>1</sup> Area sekitar yang dimaksud adalah area kritis dari struktur otak. Pencitraan secara akurat dilakukan dalam menentukan bentuk dan posisi dari lesi dan anatomi saraf sesuai dengan *frame* sebagai referensi menggunakan modalitas *Magnetic Resonance Imaging (MRI)*, *Computed Tomography (CT)* atau angiografi.<sup>2</sup> Tahapan perencanaan tindakan *Gamma Knife Radiosurgery* membutuhkan koreksi posisi yang mana berkaitan dengan kualitas gambar simulasi terapi. Tujuan dari penelitian yang dilakukan adalah menentukan jumlah gambar optimal untuk digunakan yang dibandingkan dengan acuan. Berkenaan dengan toleransi *profile dose* dari keluaran alat yang dikeluarkan khusus untuk modalitas *Gamma Knife* toleransi distorsi yang digunakan adalah 1 mm<sup>3</sup>. Sinar yang difokuskan pada satu titik memungkinkan diberikannya dosis tinggi pada satu fraksi. Pemberian intensitas tinggi akibat superposisi banyak berkas radiasi hanya diterima pada volume kecil sehingga dosis sebaran yang diterima area sekitarnya sangat kecil.<sup>4</sup>

Penelitian sebelumnya yang terkait dengan kontrol kualitas pada proses pencitraan dilakukan dengan penggunaan fantom untuk akurasi dari MRI yang digunakan untuk simulasi terapi.<sup>1</sup> Tindakan kontrol kualitas dari modalitas pencitraan telah dilakukan sebagai kegiatan rutin oleh pabrikan MRI dan Departemen Radiologi. Selanjutnya, dengan menggunakan penanda yang dipasang sebagai helm khusus pada *frame* menjadi perbandingan dengan posisi virtual pada sistem.<sup>4</sup> Pada sistem aplikasi perencanaan tindakan, ditolak karena gambar keluar toleransi adalah penggunaan metode lainnya saat registrasi gambar. Penelitian selanjutnya dengan cara membandingkan kualitas perencanaan tindakan dengan variasi metode registrasi gambar hasil pencitraan. Metode registrasi sendiri dapat dilakukan dengan definisi (menggunakan penanda berupa helm khusus) atau mencocokkan dengan geometri otak. Terdapat perbedaan posisi dalam orde yang relatif kecil (di bawah 10%), tetapi memungkinkan akan menghasilkan efek yang berbeda terkait pemberian dosis tinggi pada satu fraksi.<sup>5</sup> Penyebab dari deviasi yang ditemukan pada hasil pencitraan adalah distorsi yang muncul pada penggunaan pencitraan MRI. Sistem transportasi hasil pencitraan dilakukan antar komputer melibatkan *server (online)* atau dilakukan tanpa menggunakan media secara manual. Hal ini telah diteliti sehingga dapat meningkatkan kinerja dari bagian terapi radiasi.<sup>6</sup> Penelitian lain melakukan studi menentukan apakah penggunaan helm khusus dan sistem dosimetri gel polimer akan memberikan dampak distorsi dimana cairan penanda terdapat. Hasil yang diberikan adalah pergeseran dari penanda akibat penggunaan helm khusus tidak memiliki pergeseran yang signifikan pada hasil pencitraan MRI.<sup>7,8</sup> Penelitian selanjutnya dengan digunakannya *marker* pada helm khusus bertujuan untuk menghindari benturan antara *frame* dengan kolimator yang digunakan. Penentuan posisi *frame* akan benar jika proses registrasi gambar pada sistem komputer perencanaan dilakukan dalam batas kriteria. Penelitian tersebut akan membantu dokter yang bekerja dalam penentuan posisi pemasangan *frame*.<sup>9</sup>



**Gambar 1.** (a) Penggunaan *frame* dan helm pada pasien, (b) Irisan aksial MRI kepala dengan penanda<sup>1</sup>

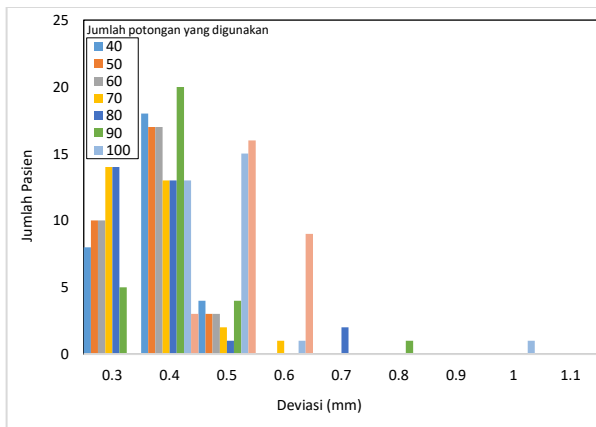
## 2. Bahan dan metode

Pengambilan citra dilakukan dengan menggunakan *sequence* T1 3D *Fast Field Echo* yang direkonstruksi sebanyak irisan yang dibutuhkan dengan ketebalan 1mm dan tanpa jarak antar irisan. *Time echo* (TE) adalah 9.2 ms dan *time repetition* (TR): 20 ms dengan matriks  $512 \times 512$ . Diagnosis yang diambil secara acak dengan paling banyak kasus meningioma (tumor pada selaput otak) sesuai dengan prosentase paling banyak (46%) dari kasus yang terapi *Gamma Knife*.

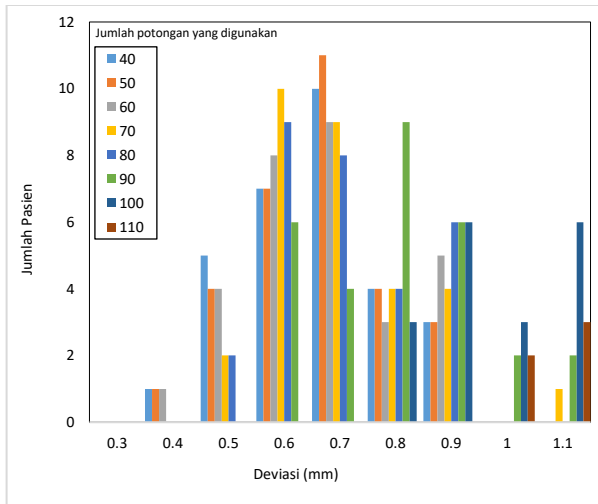
Salah satu prosedur dari perencanaan tindakan adalah meregistrasikan gambar potongan aksial berdasarkan atas penanda yang digunakan. Penanda adalah cairan tembaga sulfat yang dimasukkan pada helm khusus. Helm khusus yang dimaksud adalah bagian yang dipasang ke pasien dan berisi cairan tembaga sulfat. Metode pengukurannya adalah perhitungan perbedaan posisi titik-titik pada potongan aksial MRI terhadap posisi sebenarnya dari penanda. Penelitian dilakukan dengan sampel dari 30 pasien. Setiap pasien memiliki 110 potongan gambar dengan tebal 1 mm. Jumlah gambar yang dilakukan perhitungan divariasikan dalam studi ini adalah 40 sampai 110 potongan. Titik awal perhitungan diawali dari bagian atas helm. Hal ini dilakukan karena bagian atas akan memiliki gangguan terkecil akibat penggunaan logam baik pada *frame* maupun implant gigi permanen yang digunakan pasien. Proses optimasi dilakukan dengan cara menggunakan sebanyak mungkin potongan gambar yang diregistrasikan dengan memenuhi kriteria deviasi kurang 1 mm baik pada deviasi rerata dan deviasi maksimum yang ditemukan.<sup>3</sup>

Nilai sebaran dalam studi ini adalah selisih posisi dari setiap potongan terhadap posisi titik acuan virtual pada aplikasi TPS yang merupakan posisi titik yang sebenarnya. Deviasi rerata adalah nilai rerata dari setiap perbedaan titik gambar MRI dan titik virtual dari sekelompok gambar yang digunakan dalam proses registrasi. Sekelompok gambar yang dimaksud sejumlah dengan variasi yang dilakukan. Deviasi maksimum menunjukkan satu potongan dari sekelompok gambar yang diregistrasikan memiliki nilai deviasi terbesar.

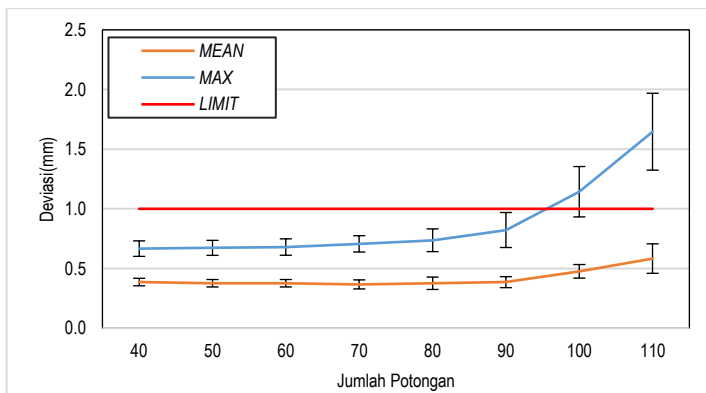
Gambar 1(a) menunjukkan penggunaan *frame* dan helm yang berisi cairan penanda dimana pasien akan dimasukkan ke dalam modalitas MRI untuk dilakukan pencitraan. Bagian bawah helm dipastikan tidak ada jarak dengan *frame*. Gambar 1(b) digunakan sebagai evaluasi jarak antar penanda yang bersesuaian. Jarak arah horizontal diperoleh ukuran sebesar 19 cm. Jarak antar penanda terluar arah vertikal diperoleh ukuran sebesar 12 cm. Kemudian jarak diagonal diperoleh ukuran sebesar 22.5 cm. Gambar dari MRI dikirim dengan menggunakan fasilitas *server* sehingga dapat diakses dari TPS. Penelitian ini menggunakan gambar yang sudah terdapat di TPS. Gambar yang digunakan telah digunakan sebelumnya pada proses *treatment* sehingga studi yang dilakukan tidak akan mengubah program pengobatan pasien.



**Gambar 2.** Sebaran nilai deviasi rerata pada registrasi TPS *GammaPlan* GK



Gambar 3. Sebaran nilai deviasi maksimum proses registrasi TPS *GammaPlan* GK



Gambar 4. Diagram rata-rata deviasi dari proses registrasi TPS GK

Tabel 1. Probabilitas jumlah irisan gambar dengan presentasi deviasi

Jumlah irisan gambar	Pengukuran (mm)		Probabilitas dalam toleransi (%)	
	deviasi rerata	deviasi maksimum	deviasi rerata	deviasi maksimum
50	0.38 ± 0.06	0.67 ± 0.13	100	100
60	0.38 ± 0.06	0.68 ± 0.14	100	100
70	0.37 ± 0.08	0.71 ± 0.14	100	97
80	0.38 ± 0.10	0.74 ± 0.19	100	97
90	0.41 ± 0.09	0.85 ± 0.29	100	83
100	0.48 ± 0.11	1.14 ± 0.42	97	30
110	0.58 ± 0.25	1.65 ± 0.64	93	0

### 3. Hasil dan Pembahasan

Analisis hasil dari temuan pada sampel adalah deviasi rerata yang berkisar antara 0.39 sampai 0.58 dan deviasi maksimum bervariasi antara 0.67 sampai 1.65 mm. Dari nilai tersebut masih ditemukan nilai diluar kriteria 1 mm kemudian dilakukan pemilihan jumlah gambar untuk perhitungan agar deviasi yang ditemukan memenuhi kriteria. Potongan gambar yang dihindari untuk diregistrasi adalah gambar yang berada di bagian bawah yang mendekati logam *stereotactic frame*.

Kontrol kualitas dari gambar yang dihasilkan akan menunjukkan keselarasan gambar dari setiap potongannya. Keselarasan semakin tinggi membuat proses perencanaan akan semakin dipercaya sehingga dapat menekan kemungkinan pergeseran dari target penyinaran. Deviasi rerata dapat pula diukur secara manual dengan melakukan pengukuran antar penanda bersesuaian. Data yang diperoleh dari studi sebaran nilai deviasi rerata terhadap 30 pasien dan ditampilkan dalam diagram.

Pada Gambar 2, sebaran nilai deviasi rerata proses registrasi TPS *GammaPlan* memiliki nilai maksimum pada angka 0.4 mm. Angka ini menunjukkan bahwa sejumlah potongan gambar yang diregistrasi memiliki nilai deviasi yang masih dalam batas toleransi. Dengan kata lain gambaran yang dipergunakan untuk perencanaan tindakan, berkualitas dan baik untuk dipergunakan sebagai patokan posisi maupun patokan ukuran tumor. Hal ini akan terjadi karena alat yang terpelihara dengan baik dan selalu dilakukan kontrol kualitas yang berkelanjutan. Kerusakan lebih lanjut pada modalitas MRI dapat diantisipasi dan perbaikan terhadap deviasi yang ditemukan segera dilakukan koreksi.

Gambar 3 menunjukkan sebaran nilai deviasi maksimum sampel akibat peningkatan jumlah potongan gambar yang diikutsertakan pada proses kontrol kualitas dimana nilai deviasi yang ditunjukkan sebagian besar pada angka 0.7 mm. Legenda pada Gambar 3 adalah keterangan jumlah potongan gambar yang dipergunakan pada studi sehingga menghasilkan nilai deviasi dari sumbu horizontal. Secara umum pada Gambar 3 menunjukkan bahwa sebagian besar nilai deviasi maksimum yang didapat berada dibawah ambang batas nilai 1 mm. Terdapat beberapa kondisi dimana kondisi melewati batas (deviasi diatas 1 mm) saat dilakukan perhitungan lebih dari 80 potongan. Pada Gambar 4 tampak diagram batang yang berwarna hijau, biru tua dan coklat yang merupakan penggunaan 90, 100 dan 110 potongan diperoleh nilai deviasi 1 dan 1.1 mm ini terjadi karena dipergunakannya proses registrasi secara otomatis pada gambaran MRI. Selain itu juga ditambahkan adanya kontribusi gangguan gambar dari logam dari gigi palsu yang permanen dan *plate and screw* dari tindakan bedah.

Tabel 1 dapat dilakukan evaluasi mengenai probabilitas kesalahan yang terjadi pada proses registrasi. Nilai dari pengukuran juga ditampilkan pada Gambar 4 dalam format diagram. Gambar 4 menunjukkan tiga seri sebaran data dari Tabel 1. *Mean* menunjukkan nilai deviasi rerata yang didapatkan pada penggunaan jumlah potongan gambar yang diregistrasikan. *Max* menunjukkan rerata deviasi maksimum yang ditemukan dari seluruh sampel. Limit menandakan 1 mm yang merupakan syarat keberterimaan pengukuran yang dilakukan. Secara umum peningkatan deviasi maksimum yang signifikan seiring dengan peningkatan jumlah irisan yang digunakan, walaupun rerata deviasi masih dalam batas toleransi namun angka ketidakpastian semakin tinggi sehingga penggunaan irisan yang lebih dari 90 berpotensi meningkatkan deviasi di atas toleransi.

### 4. Kesimpulan

Penarikan kesimpulan dilakukan dengan peninjauan peningkatan nilai deviasi dari Gambar 3 dan Gambar 4 sehingga pengambilan jumlah potongan gambar yang registrasikan agar memenuhi kriteria optimal pada 80 gambar dimana semua deviasi reratanya akan memenuhi kriteria. Pertimbangan selanjutnya dengan kemungkinan deviasi maksimumnya memenuhi kriteria adalah 97%. Oleh karena itu, rekomendasi yang diberikan adalah jumlah potongan gambar sebagai definisi adalah sebanyak 80 (72% dari seluruh irisan) dan dipastikan deviasi yang didapatkan di bawah 1 mm.

### Referensi

- 1 J.C. Ganz, "Gamma Knife Neurosurgery", Springer, ISBN 978-3-7091-0342-5 (2011).
- 2 M.C. Schell, F.J. Bova, D.A. Larson, "AAPM Report no 54 Stereotactic Radiosurgery", ISBN 1-56396-497-X, (1995).

- <sup>3</sup> E.D. Jones, W.W. Banks, L.E. Fischer. "Quality Assurance for Gamma Knives", Livermore National Laboratory (1995).
- <sup>4</sup> L. Vorndran, "Spatial Accuracy Considerations in the Development of a Gamma Knife Quality Assurance Program". Med. Phy.38(6) : 3530, (2011).
- <sup>5</sup> G. Prentou, E. Pappas, E. Koutsouveli. "Geometric, DVH and Plan Quality Differences Induced from Different Patient Image Registration Methods Used in Gamma Knife Applications". Med. Phy. 32 (3):324, (2016).
- <sup>6</sup> A. Torresin, M.G. Brambilla, A.F. Monti, "Review of Potential Improvement using MRI in the Radiotherapy Workflow". Med. Phy. 25 (3), (2005).
- <sup>7</sup> W. Li, S. Yee, D. A. Bassano, L. Liu, "Study on MRI Image Distortions Caused by Leksell Gamma Knife Stereotactic Localization Box" . Med. Phys. 37(6), (2010).
- <sup>8</sup> Y. Watanabe, G.M. Parera, R.B. Mooij, "Image Distortion in MRI-based Polymer Gel Dosimetry of Gamma Knife Stereotactic Radiosurgery System". Med. Phy. 28(5) : 792-802 (2002).
- <sup>9</sup> M. Lay, A. Movahed.,S. Ahmad, Mardirossian, "rediction and Optimization of Stereo Tactic Frame Placement for Collision Avoidance in Gamma Knife Radio Surgery". Med. Phy. 32(6), (2005).