

Analisis keakuratan verifikasi dosis dengan menggunakan perbandingan phantom standar dan phantom replika

Ardian Handoko¹⁾, Hidayatullah¹⁾, Eko Hidayanto¹⁾ dan Very Richardina¹⁾
Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Matematika, Universitas Diponegoro, Semarang
E-mail: widihandoko@ymail.com

ABSTRACT

In the medical and radiology, phantom used as a simulator for the human body for radiotherapy activities. Most of them use homogeneous or standard phantom that have density same as water. This research was done because in real case, in the human body not only consists of soft tissue, but also there are other tissues such as lung and bone. By measuring using a non-homogeneous phantom or replica phantom with different materials densities, we compared the dose accuracy results from planning by this two phantom types. Replica phantom uses materials such as pine wood instead of lungs, polypropylene as a substitute for fat, acrylic instead of cartilage and solid silicon can change the bone. The study was conducted by varying the standard field area i.e., 3x3 cm, 5x5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm and the mix area field. Obtained accurate results in standard phantom, i.e., 95.2%, 86.7%, 94.3%, 94.8%, 93.1% and 97.3%. Then on replica phantom accuracy is 94.7%, 95.6%, 96.2%, 86.0%, 91.6% and 96.6%.

Keywords: Treatment planning system (TPS), Dose, Standard phantom, Non-homogeneous phantom, Replica phantom, Non-homogeneous tissue

ABSTRAK

Pada dunia medis dan radiologi, diketahui phantom digunakan sebagai pengganti tubuh manusia saat dilakukan kegiatan radioterapi. Phantom yang digunakan selama ini adalah phantom standar berdensitas seperti air. Penelitian ini dilakukan karena pada kenyataannya dalam tubuh manusia tidak hanya terdiri dari jaringan lunak, tetapi juga terdapat jaringan-jaringan lain seperti paru-paru dan tulang. Dengan melakukan pengukuran menggunakan phantom replika dengan material yang mempunyai densitas yang berbeda-beda, akan dibandingkan hasil keakuratan dosis dari TPS terhadap kedua jenis phantom. Phantom replika menggunakan material seperti kayu pinus sebagai pengganti paru-paru, polypropilene sebagai pengganti lemak, akrilik sebagai pengganti tulang rawan dan silikon padat sebagai pengganti tulang. Penelitian dilakukan dengan memvariasikan luas lapangan standar yaitu, 3x3 cm, 5x5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm dan luas lapangan campuran. Diperoleh hasil keakuratan pada phantom standar secara berturut-turut seperti luas lapangan yaitu, 95,2%, 86,7%, 94,3%, 94,8%, 93,1% dan 97,3%. Serta pada phantom replika keakuratan sebesar 94,7%, 95,6%, 96,2%, 86,0%, 91,6% dan 96,6%.

Kata Kunci: Treatment Planning system (TPS), Dosis, Phantom standar, phantom non-homogen, Phantom replika, ketidakhomogenan jaringan.

PENDAHULUAN

Penggunaan radiasi sebagai salah satu modalitas pengobatan penyakit kanker telah berkembang dengan sangat pesat. Radioterapi mempunyai prinsip yaitu memberikan dosis maksimum pada daerah sel kanker dan seminimal mungkin pada daerah sel sehat. Hal ini lebih dimudahkan karena sifat sel kanker yang lebih sensitif terhadap radiasi dibandingkan dengan sel tubuh yang sehat [1]. Dikarenakan telah banyak

digunakan radioterapi pada pengobatan, masyarakat perlu diberikan informasi tentang adanya jaminan kualitas untuk radioterapi. Jaminan kualitas adalah semua prosedur yang dapat menjamin konsistensi pada tahapan medik, diantaranya adalah keamanan dalam pemberian dosis untuk organ target. Dosis sebisa mungkin diberikan dengan porsi seminimal mungkin untuk jaringan normal dan paparan pada personil serta pemantauan yang cukup pada pasien setelah tindakan. Untuk

pembuktian adanya jaminan kualitas diperlukan penilaian kualitas (*quality assessment*) sebagai kegiatan untuk mengukur atau mengevaluasi kinerja proses radioterapi dan kontrol kualitas (*quality control*) sebagai ukuran yang diambil untuk menilai, merawat dan atau memperbaiki kualitas [2].

Tubuh manusia sendiri terdiri dari berbagai jaringan dan rongga yang memiliki perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi. Untuk mendapatkan manfaat yang maksimal dari radioterapi, penting untuk memperhatikan dosis serap yang dikirimkan ke semua jaringan yang dikenai radiasi. Pengobatan menggunakan radioterapi dibutuhkan akurasi yang tinggi dalam perencanaan sebelum melakukan penanganan atau perlakuan agar dosis optimal diterima oleh sel kanker tanpa melukai jaringan sehat disekitarnya. TPS digunakan untuk mengetahui distribusi dosis yang akan diterima sebelum dilakukan penyinaran pada pasien. Pada kenyataannya dalam tubuh pasien tidak hanya berupa jaringan lunak, tetapi juga ada jaringan-jaringan lain seperti jaringan tulang, udara, paru-paru dll. Adanya jaringan lain pada tubuh, akan mengubah dosis pada tubuh pasien [3]. Perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 10% sampai 20% pada kemungkinan kontrol tumor maupun kanker. Demikian pula perubahan 5% dosis dapat mengakibatkan perubahan 20% sampai 30% pada tingkat komplikasi jaringan normal. International Commission on Radiation Unit and Measurement (ICRU) merekomendasikan bahwa dosis yang diberikan dalam terapi pasien mempunyai ketidakakuratan yang diperbolehkan berada pada jangkauan -5 % sampai +7%. Untuk mengikuti rekomendasi ini, setiap langkah yang terlibat dalam radioterapi seperti perhitungan dosis radiasi, peletakan pasien, kalibrasi pesawat, dan kalibrasi keluaran radiasi harus memiliki akurasi yang kurang lebih 5%, sehingga dalam perhitungan dosis sedapat mungkin memiliki keakuratan 2-3%. Penerapan koreksi inhomogenitas jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian dosis [1].

Dalam perspektif dosimetri radiasi, keberadaan medium tidak homogen seperti paru-paru, tulang, dan jaringan lunak harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium homogen (air). Dari eksperimen yang telah dilakukan oleh beberapa peneliti menunjukkan bahwa keberadaan medium tidak homogen seperti paru-paru akan mengubah data dosis pada medium air lebih dari 30%, sehingga dosis harus dihitung dengan asumsi pertama semua target adalah air dan kemudian dikoreksi dengan keberadaan medium tidak homogen [4]. Dari TPS yang telah dilakukan akan diperoleh prediksi dari distribusi dosis pada volume target maupun jaringan normal disekitarnya. Hasil yang didapat akan diverifikasi terlebih dahulu dengan membandingkan hasil distribusi dosis pada *planning* terhadap hasil pada phantom sebelum digunakan pada pasien [5].

Penelitian kali ini memverifikasi keakuratan distribusi dosis dengan membandingkan dua jenis phantom yaitu phantom standar dan phantom replika. Phantom buatan ini berupa beberapa replika *slab phantom* yang terbuat dari beberapa material dan memiliki beberapa massa jenis yang berbeda yang mendekati beberapa densitas organ tubuh.. Perhitungan dosis pada penelitian ini dilakukan menggunakan menggunakan detektor 2D-Array Octavius 729. Hasil perhitungan dan pengukuran yang didapat kemudian dibandingkan menggunakan software PTW *Verisot*. Hasil penelitian ini dapat dijadikan langkah alternative pada perhitungan dosis menggunakan phantom.

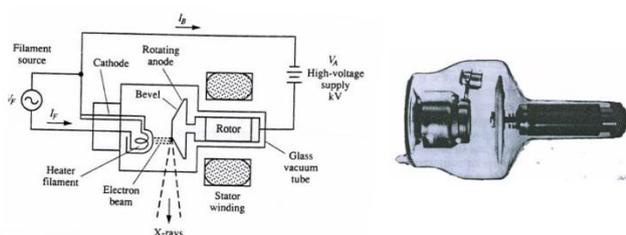
DASAR TEORI

Sinar-X

Pada tahun 1895 seorang fisikawan Jerman, W. K. Roentgen meneliti tentang gelombang elektromagnetik berenergi tinggi yang disebut sinar-X. Energi sinar-X sangat tinggi sehingga dalam penggunaannya harus

sesuai dengan aturan yang telah dianjurkan sehingga tidak merusak jaringan yang sehat. Sinar-X dihasilkan oleh tumbukan elektron yang dipercepat sehingga menghasilkan energi yang besar terhadap suatu bahan atau material. Elektron akan menumbuk atom dari material sehingga dihasilkan sinar-X dari proses eksitasi, deeksitasi dan bremsstrahlung. Proses ini akan menghasilkan panas yang sangat tinggi sehingga dibutuhkan material yang memiliki titik leleh tinggi. Material yang digunakan pada umumnya adalah logam tungsten yang memiliki titik leleh 3370°C dan logam molibdenum [6].

Proses tumbukan antara elektron berenergi tinggi dengan logam tungsten dan molybdenum terjadi pada tabung ruang vakum. Elektron dari filamen dialiri arus listrik sehingga elektron dari filamen dapat terlepas. Elektron kemudian masuk dalam tabung dan dipercepat menggunakan tegangan tinggi mencapai 25KeV . Ketika elektron dipercepat, dia akan memiliki energi kinetik yang sangat besar untuk menumbuk atom material target [6].



Gambar 1. Tabung pembangkit sinar-X [6]

Filamen pemanas dipanaskan dengan mengalirkan arus listrik IF dari sumber tegangan VF. Filamen akan berpendar dan pada tingkat pendar tertentu, elektron pada permukaan filamen akan terlepas dan masuk pada tabung pemercepat yang terdiri dari katoda dan *rotating anode*. Dalam tabung ini diberikan beda potensial yang besar antara katoda dan *rotating anode* sehingga elektron yang bergerak dari katoda ke anoda akan mengalami percepatan [6].

Konfigurasi katoda dan *rotating anode* ditunjukkan pada Gambar 1. *Rotating anode* merupakan material target yang terbuat dari

tungsten atau molybdenum. Elektron yang telah dipercepat akan menumbuk *rotating anode* sehingga terjadi proses eksitasi, deeksitasi maupun bremsstrahlung. Karena energi elektron sangat besar sehingga dapat dihasilkan sinar-X. Material tungsten dibuat dengan bentuk seperti piringan agar sinar-X dapat dihasilkan secara kontinu dan homogen. Piringan tungsten dibuat berputar sehingga panas yang dihasilkan dari proses tumbukan tidak terkonsentrasi pada satu titik [6].

Proses untuk menghasilkan sinar-X dari tumbukan elektron dengan *rotating anode* disebut dengan *general radiation* atau *white radiation* atau radiasi bremsstrahlung (menghasilkan sinar-X yang kontinu). Elektron yang dipercepat dapat pula bereaksi dengan elektron orbital dari atom tungsten yang kemudian menghasilkan sinar X yang diskrit atau *characteristic radiation*. Kedua jenis radiasi inilah yang dihasilkan oleh tabung sinar-X [6].

Radioterapi

Radioterapi adalah tindakan medis dengan menggunakan radiasi pengion berenergi tinggi untuk mematikan sel kanker sebanyak mungkin dengan menekan kerusakan sel normal sekecil mungkin. Tindakan terapi ini menggunakan sumber radiasi pesawat sinar-X dan berkas elektron. Terapi ini memiliki dua teknik yang berbeda, yaitu teleterapi dan brakiterapi. Perbedaan dari kedua teknik tersebut terletak pada penempatan sumber radiasinya. Teleterapi adalah radiasi yang sumbernya berasal dari luar tubuh (eksternal) dan brakiterapi adalah radiasi yang sumbernya diletakkan di dalam tubuh (internal). Pada tindakan teleterapi, posisi sumber sinar gamma energi tinggi yang berasal dari Cobalt-60 (Co-60) yang disimpan dalam kontainer metal yang tebal pada alat, dapat diatur sedemikian rupa sehingga kanker dapat diradiasi dari berbagai arah yang

ditujukan setepat mungkin pada jaringan tumor [7].



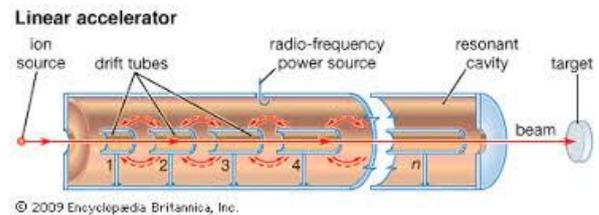
Gambar 2. Pesawat teleterapi dengan posisi sumber Co-60 yang dapat diatur posisinya [7]

Linear Acceleration (LINAC)

Linear Acceleration (LINAC) merupakan sebuah alat yang menggunakan gelombang elektromagnetik yang mempunyai frekuensi tinggi untuk mempercepat partikel bermuatan melalui tabung linear. Berkas partikel yang berupa elektron energi tinggi tersebut dapat digunakan untuk mengobati tumor dangkal, atau dapat dimodifikasi dengan dibenturkan material lainnya agar menghasilkan sinar-X sehingga dapat digunakan untuk mengobati tumor yang berada jauh dari permukaan tubuh [8].

Dalam bidang kedokteran, partikel yang dipercepat biasanya adalah elektron berenergi antara 3 sampai 18 MeV. Partikel biasanya dipercepat oleh medan listrik yang ditimbulkan oleh gelombang elektromagnetik di dalam tabung gelombang pemercepat (*accelerating waveguide*) [9].

Tabung gelombang pemercepat terdiri dari sederetan rongga-rongga resonansi yang dihampakan. Untuk mempertahankan tingkat kehampaan yang tinggi, diperlukan sebuah pompa hampa ion yang selalu bekerja sekalipun pesawat tidak digunakan.



Gambar 3. Proses pada Linear Acceleration [10]

Dosis Serap

Jumlah penyerapan energi oleh bahan atau jaringan hidup dapat menyebabkan perubahan fisik maupun perubahan biologi. Dosis serap suatu titik dalam suatu bahan adalah hasil bagi antara jumlah energi yang diserahkan oleh radiasi pengion kepada bahan yang ada dalam suatu elemen volume di sekitar titik yang dimaksud, dengan massa bahan yang ada di dalam volume itu [11]. Dapat dijelaskan pula dosis serap (*D*) adalah energi rata-rata yang diberikan oleh radiasi pengion sebesar *dE* kepada bahan yang dilaluinya dengan massa *dm*. Satuan yang digunakan sebelumnya adalah rad. Satu rad adalah energi rata-rata sebesar 100 erg yang diserap bahan dengan massa 1 gram. yang didefinisikan sebagai:

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg/gr} \quad (1)$$

$$1 \text{ gray (Gy)} = 100 \text{ rad} \quad (2)$$

Satuan dosis serap dalam SI adalah Joule/kg atau sama dengan gray (Gy). Satu gray adalah dosis radiasi yang diserap dalam satu joule per kilogram.

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ joule/kg} \quad (3)$$

Secara matematis dosis serap dapat ditulisi berikut:

$$D = dE/dm \quad (4)$$

dE adalah energi yang diserap oleh bahan yang mempunyai massa *dm* [12].

Ketidakhomogenan Jaringan

Tubuh manusia tersusun dari berbagai jaringan dan rongga dengan perbedaan bentuk fisik dan sifat radiologi. Keberadaan medium tidak homogen seperti jaringan lunak, paru-paru dan tulang ini sangat penting dalam perspektif dosimetri radiasi. Jaringan-jaringan tersebut harus diperhitungkan mengingat pada awalnya dosimetri dilakukan dengan medium air [13].

Langkah awal dalam perhitungan dosis konvensional, diasumsikan pasien terdiri dari jaringan homogen dengan kerapatan seperti air. Hal ini dikarenakan tubuh manusia sebagian besar terdiri dari air. Kemudian dilakukan koreksi adanya ketidakhomogenan jaringan dengan Faktor Koreksi Ketidakhomogenan (ICF) untuk pengaturan perbaikan dalam perhitungan distribusi dosis pada berbagai kerapatan jaringan. Koreksi ketidakhomogenan dapat dituliskan:

$$ICF = \frac{D_{nh}}{D_h} \quad (5)$$

dengan D_h adalah dosis dalam medium homogen dan D_{nh} adalah dosis dalam medium non-homogen. Penerapan koreksi ketidakhomogenan jaringan dapat mengurangi ketidakpastian pemberian dosis [13].

METODE PENELITIAN

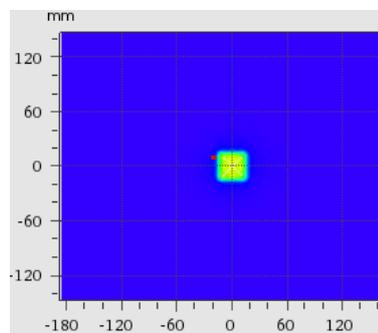
Penelitian ini bertujuan untuk memverifikasi keakuratan dan besar deviasi dosis *planning* antara phantom standar dan phantom replika. Pada phantom standar bahan yang digunakan adalah *slab phantom* dengan ketebalan 1 cm yang memiliki densitas seperti air dan mendekati densitas rata-rata organ tubuh manusia yaitu 1000 kg/m^3 . Sedangkan pada phantom replika berasal dari beberapa material yang mempunyai kemiripan pada tiap densitas organ tubuh seperti, kayu pinus yang berdensitas sekitar $350\text{-}560 \text{ kg/m}^3$ hampir setara dengan densitas paru-paru (400 kg/m^3), *polypropylene* (910 kg/m^3) sebagai pengganti lemak (910 kg/m^3), akrilik (1180 kg/m^3) sebagai pengganti tulang

rawan (1100 kg/m^3), dan silikon padat ($1600\text{-}1900 \text{ kg/m}^3$) sebagai pengganti dari tulang (1800 kg/m^3). Perhitungan dosis pada penelitian ini dilakukan menggunakan menggunakan detektor 2D-Array Octavius 729. Hasil perhitungan dan pengukuran yang didapat kemudian dibandingkan menggunakan software PTW *Verisoft*.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan 3x3 cm

Hasil evaluasi dosis pada phantom standar homogen dengan luas lapangan 3x3 cm mempunyai tingkat keakuratan hingga 95,2%. Hasil ini diperoleh dari total titik yang dievaluasi yaitu 21 dan yang sesuai sebesar 20 titik dan titik gagal hanya 1 titik (*failed point*). Perbedaan dosis ini mempunyai titik tertinggi sebesar 0,185 Gy dan titik terendah 0,003 Gy.

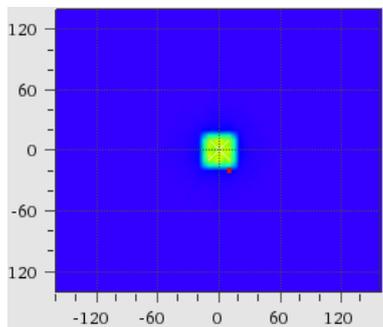


Gambar 4. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada *phantom* standar dengan luas lapangan penyinaran 3x3cm

Satu *failed point* dapat dilihat pada Gambar 4, dilambangkan dengan warna merah yang terdapat pada sisi samping pada lapangan penyinaran.

Pada luas lapangan 3x3 cm menggunakan *phantom* replika (Gambar 5), terdapat 19 titik yang dievaluasi. Dari semua titik, didapatkan 1 *failed point* pada pengukuran tersebut, sehingga persentase

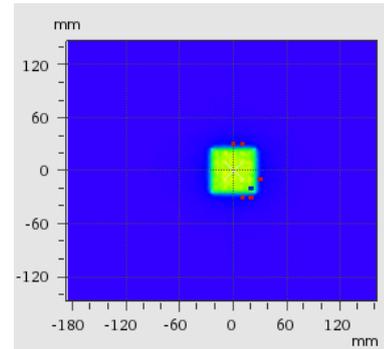
tingkat keakuratan pada luas lapangan 3x3 cm mencapai 94,7%. Dari 19 jumlah titik evaluasi yang diukur, didapatkan hasil perbedaan dosis terkecil sebesar 0,003 Gy dan perbedaan dosis terbesar mencapai 0,161 Gy. Berbeda dengan hasil perbandingan pada phantom standar sebelumnya, pada phantom replika tak homogen ini meskipun terdapat persamaan dalam jumlah *failed point*, tetapi pada hasil perbandingan ini titik yang mempunyai perbedaan lebih dari 3% dari *planning* terdapat pada sisi bawah pada lapangan penyinaran.



Gambar 5. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran 3x3cm

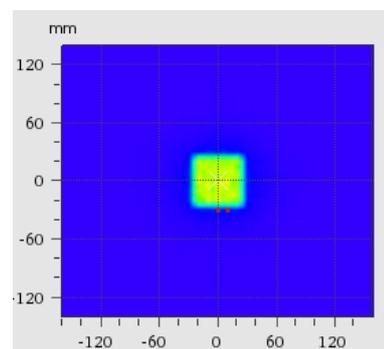
Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan 5x5 cm

Pada luas lapangan 5x5 cm dengan menggunakan phantom standar (Gambar 6), terdapat 6 *failed point* dari 45 titik yang dievaluasi dengan perbedaan dosis tertinggi hingga 0,187 Gy. Dari perbandingan *planning* dan dosis yang diukur ini didapat hasil persentase keakuratan sebesar 86,7%. Bila dilihat dari hasil distribusi dosis pada Gambar 6 titik-titik merah yang terdeteksi, seluruhnya terdapat pada ujung lapangan pengukuran dan hanya mempunyai 1 titik biru di dalam lapangan pengukuran yang berarti pada titik tersebut mempunyai perbedaan yang kecil antara hasil *planning* dan hasil pengukuran.



Gambar 6. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom standar dengan luas lapangan penyinaran 5x5cm

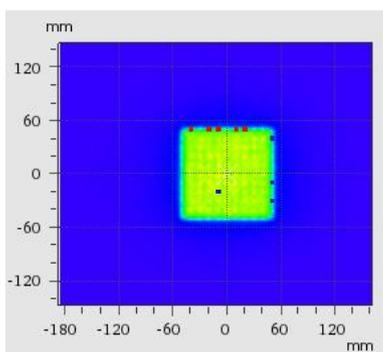
Pada luas lapangan 5x5 cm phantom replika (Gambar 7) diperoleh hasil keakuratan sebesar 95,6% dengan rincian dosis yang dievaluasi sebanyak 45 titik dan mempunyai *passed point* sebanyak 43 titik serta *failed point* sebanyak 2 titik atau sebesar 4,4%. Pada luas lapangan ini didapat perbedaan dosis tertinggi sebanyak 0,235 Gy dan dosis minimal 0 Gy yang dapat diartikan hasil ini sama antara *planning* dan hasil pengukuran. Dua *failed point* yang terdapat pada luas lapangan ini dapat diartikan mempunyai perbedaan yang cukup tinggi dari hasil *planning*. Keduanya tersebar di sisi bawah dari lapangan.



Gambar 7. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran 5x5cm

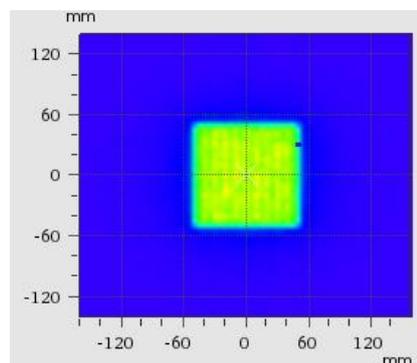
Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan 10x10 cm

Pada luas lapangan 10x10 cm menggunakan phantom standar homogen (Gambar 8), terdapat 157 titik yang dievaluasi. Dari semua titik, didapatkan 9 *failed point* pada pengukuran tersebut atau sebesar 5,7% sehingga persentase tingkat keakuratan pada luas lapangan ini adalah 94,7%. Dari 157 jumlah titik evaluasi yang diukur, didapatkan hasil perbedaan dosis terkecil sebesar 0,002 Gy dan perbedaan dosis terbesar mencapai 0,240 Gy. *Failed point* yang terdeteksi hampir semua tersebar di sisi kanan dan atas lapangan. Titik yang gagal atau *failed point* pada sisi atas mempunyai perbedaan dosis yang cukup tinggi dibanding pada sisi kanan.



Gambar 8. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada *phantom* standar dengan luas lapangan penyinaran 10x10cm

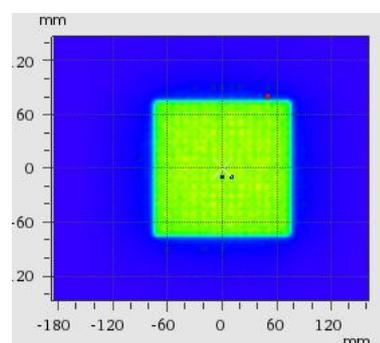
Hasil evaluasi dosis pada phantom replika tak homogen dengan luas lapangan 10x10 cm (Gambar 9), mempunyai tingkat keakuratan hingga 96,2%. Hasil ini diperoleh dari total titik yang dievaluasi yaitu 157 titik dan yang sesuai atau *passed point* sebesar 151 titik dan titik gagal sebanyak 6 titik (*failed point*) atau sebesar 3,8%. Dari hasil ini terdapat perbedaan dosis tertinggi sebesar 0,185 Gy dan titik terendah 0,003 Gy. Pada lapangan ini *failed point* hanya terdeteksi di salah satu sisi yang mempunyai perbedaan tidak terlampau besar.



Gambar 9. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran 10x10cm

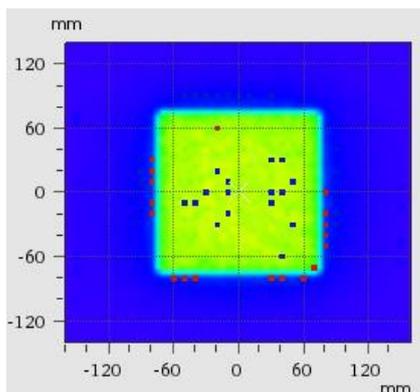
Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan 15x15 cm

Hasil perbandingan pada luas lapangan 15x15 cm dengan menggunakan *phantom* standar (Gambar 10), didapat keakuratan dengan nilai presentase 94,8%. Total titik yang dievaluasi adalah sebanyak 343 dengan nilai keberhasilan sebanyak 325 titik dan titik yang gagal atau *failed point* sebanyak 18. Dalam perbandingan ini, perbedaan dosis tertinggi mencapai 0,198 Gy. Dengan melihat Gambar 10 dapat diketahui beberapa *failed point* dengan deviasi tidak terlampau besar berada pada tengah lapangan dan deviasi yang cukup besar terdapat pada sisi lapangan penyinaran pada *phantom* standar.



Gambar 10. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada *phantom* standar dengan luas lapangan penyinaran 15x15cm

Pada luas lapangan 15x15 cm dengan menggunakan *phantom* replika (Gambar 11), didapat hasil keakuratan sebesar 86,0%. Hasil ini dibandingkan dengan hasil yang lain dapat dibidang cukup rendah. Dari 343 titik yang dievaluasi, terdapat 48 titik *failed*. 48 titik gagal tersebut tersebar di hampir seluruh lapangan. Dosis yang melebihi 3,0% yang berdeviasi tinggi yang dilambangkan dengan titik merah hampir semuanya berada pada pinggir lapangan. Sisi-sisi yang ditempati titik-titik merah ini antara lain sisi kanan, kiri dan bawah. Sedangkan dosis yang melebihi 3,0% yang berdeviasi rendah atau titik-titik berwarna biru terdeteksi berada di sisi lapangan maupun di dalam lapangan. Kedua warna bila dilihat pada Gambar 11, dapat dikatakan hampir mempunyai jumlah yang sama.

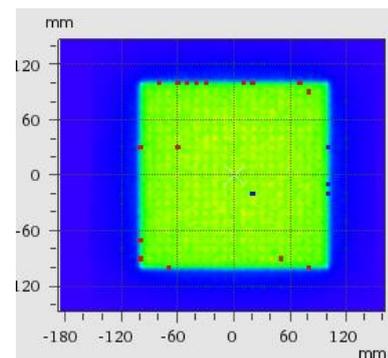


Gambar 11. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran 15x15cm

Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan 20x20 cm

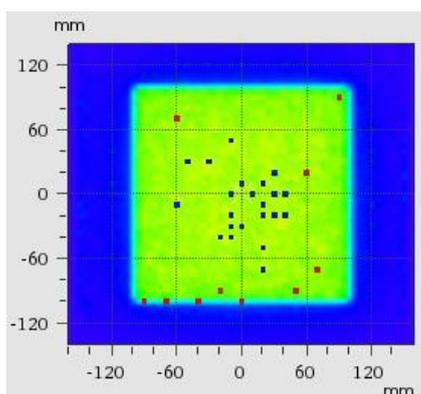
Pada luas lapangan 20x20 cm menggunakan phantom standar homogen (Gambar 12), terdapat 590 titik yang dievaluasi. Dari semua titik, didapatkan sebanyak 41 *failed point* atau sebesar 6,9% titik kesalahan pada pengukuran tersebut, sehingga persentase tingkat keakuratan pada luas lapangan ini sebesar 93,1%. Dari total 41 jumlah *failed point* yang diukur, didapatkan hasil perbedaan dosis terbesar mencapai 0,269 Gy. Pada hasil perbandingan ini

sebanyak 41 titik mempunyai perbedaan dosis lebih dari 3% dari *planning*. Kebanyakan dari *failed point* mempunyai deviasi dosis yang cukup tinggi dan hanya sedikit deviasi dosis bersimbol titik biru, yang mana titik-titik tersebut tersebar hampir keseluruhannya berada di sisi lapangan.



Gambar 12. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom standar dengan luas lapangan penyinaran 20x20cm

Hasil perbandingan pada luas lapangan 20x20 cm dengan menggunakan phantom replika (Gambar 13), didapat keakuratan dengan nilai persentase 91,6%. Total titik yang dievaluasi adalah sebanyak 596 dengan nilai keberhasilan sebanyak 540 titik dan titik yang gagal atau *failed point* sebanyak 50 atau sebesar 8,4%. Dalam perbandingan ini, perbedaan dosis tertinggi mencapai 0,539 Gy. Pada Gambar 13 dapat dilihat beberapa *failed point* lebih dominan tersebar di dalam lapangan dan beberapa berada di sisi bawah lapangan penyinaran. Titik-titik berdeviasi rendah atau yang berwarna biru, semuanya berada dalam lapangan dan cenderung terpusat pada tengah lapangan. Sedangkan titik-titik berdeviasi lebih tinggi lebih condong berada pada sisi bawah dan sebagian juga berada di dalam dan terdeteksi secara acak.



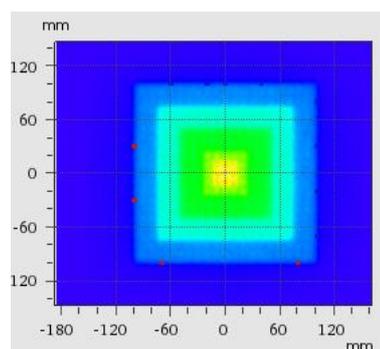
Gambar 13. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran 20x20cm

Pengukuran pada Tiap Phantom dengan Luas Lapangan Campuran

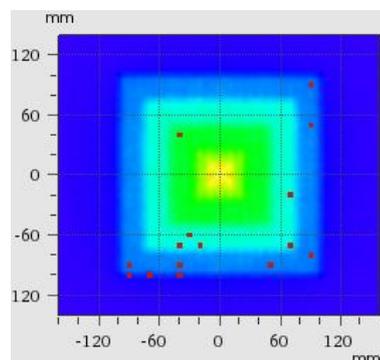
Hasil perbandingan pada luas lapangan campuran yang meliputi luas lapangan 3x3, 5x5, 10x10, 15x15 dan 20x20, dengan menggunakan phantom standar (Gambar 14), didapat keakuratan dengan nilai persentase 97,3%. Total titik yang dievaluasi adalah sebanyak 441 dengan nilai *passed point* sebanyak 429 titik dan *failed point* sebanyak 12. Dalam perbandingan ini, perbedaan dosis tertinggi mencapai 0,591 Gy. *Failed point* tersebar di penjuru sisi lapangan. *Failed point* dengan deviasi tidak terlampaui besar dengan simbol titik berwarna biru berada pada sisi lapangan atas dan kanan, serta deviasi yang cukup besar dengan disimbolkan titik merah berada pada sisi kiri dan bawah lapangan penyinaran pada phantom standar.

Pada luas lapangan campuran atau *mix* ini, terdapat 441 titik yang dievaluasi. Dari semua titik, didapatkan 15 *failed point* atau sebesar 3,4% titik yang gagal, sehingga persentase tingkat keakuratan pada luas lapangan ini mencapai 96,6%. Dari 441 jumlah titik evaluasi yang diukur, didapatkan hasil perbedaan dosis terbesar mencapai 0,542 Gy. Berbeda dengan hasil perbandingan pada *phantom* standar sebelumnya, pada *phantom* replika ini *failed point* tersebar secara acak. Tidak ada *failed point* dengan deviasi yang sedikit atau berwarna biru, pada

phantom replika semua deviasi dapat dikatakan mempunyai nilai yang cukup besar. Penyebaran titik-titik yang gagal tersebut lebih dominan tersebar di bagian bawah serta samping kanan pada lapangan penyinaran.



Gambar 14. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada *phantom* standar dengan luas lapangan penyinaran campuran



Gambar 15. Perbandingan distribusi dosis antara hasil *planning* dan pengukuran pada phantom replika dengan luas lapangan penyinaran campuran

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan diperoleh beberapa kesimpulan bahwa pada medium phantom standar yang berupa *slab phantom* homogen berketebalan 1 cm untuk variasi luas lapangan standar 3x3 cm, 5x5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm dan luas lapangan campuran, didapatkan persentase hasil keakuratan perbandingan antara *planning* dan pengukuran secara

berturut-turut sebesar: 95,2%, 86,7%, 94,3%, 94,8%, 93,1% dan 97,3%. Kemudian pada medium phantom replika yang terdiri dari beberapa material yang berketebalan 1 cm (kayu pinus, polypropylene, akrilik dan silikon padat) untuk variasi luas lapangan standar 3x3 cm, 5x5 cm, 10x10 cm, 15x15 cm, 20x20 cm dan luas lapangan campuran, didapatkan persentase hasil keakuratan perbandingan antara *planing* dan pengukuran secara berturut-turut sebesar: 94,7%, 95,6%, 96,2%, 86,0%, 91,6% dan 96,6%.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Ramdani, R. & Haryanto, F., 2016. Perbandingan Dosis Serap Berkas Foton 16MV pada Berbagai Jenis Phantom menggunakan Metode Monte Carlo - EGSnrc. Wahana Fisika, pp. 129-139.
- [2] Zaroh, Sunaryati, S. I. & Rajagukguk, N., 2006. Penerapan Jaminan Kualitas untuk Radioterapi. *Seminar Keselamatan Nuklir*, 2-3 Agustus. pp. 383-397.
- [3] Kurniawan, R., Gunawan, V. & Anam, C., 2014. Koreksi Kurva Isodosis 2D untuk Jaringan Nonhomogen Menggunakan Metode TAR (Tissue Air Ratio). *Youngster Physics Journal*, pp. 227-233.
- [4] Pawiro, S. A., S. & Wahono, T., 2009. Pengaruh Ketidakhomogenan Medium pada Radioterapi.
- [5] Thwaites, D. I., Mijnheer, B. J. & Mills, J. A., 2003. Chapter 12 QUALITY ASSURANCE OF EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY. Dalam: *Quality Assurance*. United Kingdom: s.n., pp. 407-450.
- [6] Saragih, H., 2015. *Physics in Biology and Medicine*. s.l.:Course Outline.
- [7] Alatas, Z. dkk., 2009. *Buku Pintar Nuklir*. I penyunt. Jakarta: Pusat Disemenasi Iptek Nuklir BATAN.
- [8] Jusmawang, Dewang, S. & Armynah, B., 2015. Analisis Karakteristik Percentage Depth Dose (PDD) dan Profil Dose Pesawat Linear Accelerator (LINAC) untuk Berkas Sinar-X dengan Variasi Luas Lapangan Penyinaran. pp. 1-8.
- [9] Barozi, R. & Kartawiguna, D., 2015. *Radiologi Kedokteran Nuklir dan Radioterapi*. Ke-1 ed. Yogyakarta: Graha Ilmu.
- [10] Encyclopedia Britannica, Inc. *Particle Accelerator Instrument*. [Online]. Tersedia pada: <https://www.britannica.com/technology/particle-accelerator/Constant-voltage-accelerators> [Diakses 23 Agustus 2017]
- [11] Suratman, 1996. *Introduksi Proteksi Radiasi bagi Siswa/Mahasiswa Praktek*. 1 ed. Yogyakarta: Puslitbang Teknologi Maju
- [12] BAPETEN, 2006. *Dosimetri*. Dalam: *Dosimetri*. Jakarta: BAPETEN, pp. 1-31.
- [13] Rizani, A., Budi, W. S. & Anam, C., 2012. Simulasi *Monte Carlo* untuk Menentukan Dosis Sinar-X 6 MV pada Ketakhomogenan Medium Jaringan Tubuh. *Berkala Fisika*, pp. 49-56.