

Optimasi Posisi *Cryoprobe* pada Proses *Cryosurgery* Menggunakan Metode *Bubble Packing*

Nurul Fajar Riani¹, Dede Tarwidi², Sri Suryani P.³

^{1,2,3}Prodi Ilmu Komputasi-Telkom University, Bandung

¹nurul.fajarriani@gmail.com, ²dedetarwidi@telkomuniversity.ac.id, ³srisuryani@telkomuniversity.ac.id

Abstrak

Cryosurgery adalah teknik operasi untuk memusnahkan jaringan kanker menggunakan nitrogen cair bersuhu ekstrim (sangat dingin) dengan menggunakan alat yang bernama *cryoprobe*. Tujuan dilakukannya *cryosurgery* adalah untuk memaksimalkan pembekuan di dalam jaringan kanker dan meminimumkan kerusakan pada jaringan sehat. Dalam Tugas Akhir ini dilakukan simulasi pengoptimasian *cryoprobe* pada proses *cryosurgery* kanker prostat menggunakan metode *bubble packing*. Metode *bubble packing* digunakan untuk mengoptimalkan letak *cryoprobe* pada proses *cryosurgery* kanker prostat. Penyebaran panas pada daerah kanker menggunakan metode beda hingga satu dan dua dimensi. Penyebaran panas satu dimensi dilakukan sampai tercapai kondisi *steady state*. Hasil dari solusi numerik satu dimensi dibandingkan dengan solusi eksak sebagai acuan sehingga didapatkan rata-rata *error* relatif. Dengan rata-rata *error* relatif terkecil sebesar 0.0106786%, solusi numerik satu dimensi tersebut dikatakan cukup akurat dan layak diterapkan pada sistem dua dimensi. Dengan menggunakan metode *bubble packing* pada simulasi dua dimensi didapatkan letak 6 *cryoprobe* yang optimal dengan penyebaran panas yang lebih cepat dibandingkan dengan 4 dan 5 *cryoprobe* yaitu selama 168 detik.

Kata Kunci: *cryosurgery*, *bubble packing*, prostat, metode beda hingga

Abstract

Cryosurgery is a surgery technique to combat cancer tissue by utilizing extremely cold liquid nitrogen in an equipment called *cryoprobe*. The purpose of *cryosurgery* is to maximize the coagulation inside the cancer tissue and to minimize the damage in the healthy tissue. In this project, *cryoprobe* optimization by simulation was done in the *cryosurgery* process of prostate cancer by using *bubble packing* method. *Bubble packing* method was used to optimize the *cryoprobe* position in the *cryosurgery* process of prostate cancer. The heat transfer in the cancer area by using finite difference method of one and two dimension. The heat transfer of one dimension was done until *steady state* condition was reached. The results of one dimension numerical analysis was compared with exact solution as a reference, so that average relative error was obtained with the lowest value of average relative error as 0.0106786%, one dimensional numerical solution can be accurately accepted in the two dimensional system. By using *bubble packing* method in the two dimensional simulation, the optimum 6 *cryoprobes* position was obtained with faster heat transfer compared to 4 and 5 *cryoprobes* which was around 168 seconds.

Keyword: *cryosurgery*, *bubble packing*, prostate, finite difference method

1. Pendahuluan

Kanker adalah pertumbuhan sel-sel di dalam tubuh yang tumbuh secara tidak normal. Penyakit kanker bisa menyerang semua golongan usia tanpa terkecuali. Banyak faktor yang dapat menimbulkan kanker, antara lain melalui lingkungan, gen, dan infeksi virus [1]. Kanker prostat merupakan kanker yang bersumber dan berkembang dari kelenjar prostat yang terjadi karena terserang infeksi virus dan biasanya menyerang pria yang sudah berusia lanjut antara usia 50 tahun keatas. Saat ini sedang dikembangkan cara pengobatan kanker yang dinamakan dengan *cryosurgery*. *Cryosurgery* merupakan teknik operasi untuk memusnahkan jaringan kanker menggunakan suhu ekstrim (sangat dingin). Jaringan kanker tersebut dibekukan

menggunakan nitrogen cair bersuhu -200° dengan memanfaatkan sebuah alat yang dinamakan *cryoprobe* dalam bentuk jarum. Tujuan dari dilakukannya *cryosurgery* adalah untuk memaksimalkan pembekuan di dalam jaringan kanker dan meminimumkan kerusakan pada jaringan sehat. Untuk mencapai tujuan tersebut, seorang ahli bedah harus menentukan posisi-posisi *cryoprobe* yang dapat menghasilkan panas (*heat*) yang merata dan optimal. Oleh karena itu, pada tugas akhir ini dilakukan simulasi *cryosurgery* pada kasus kanker prostat dengan mengoptimalkan posisi *cryoprobe* menggunakan metode *bubble packing*. Metode *bubble packing* digunakan oleh M.R. Rossi, D. Tanaka dkk [5] pada penelitiannya. Sedangkan penyebaran panas pada kanker prostat dilakukan oleh M.R. Rossi, D.

Tanaka dkk dengan menggunakan metode numerik beda hingga [5]. Hasil dari simulasi ini bertujuan untuk mendapatkan hasil penyebaran panas berdasarkan letak *cryoprobe* yang optimal dari hasil *bubble packing*.

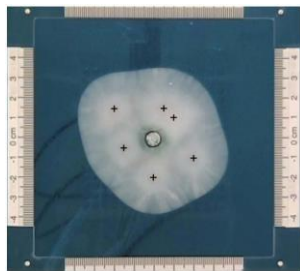
2. Tinjauan Pustaka

2.1 Pengertian Cryosurgery

Cryosurgery merupakan teknik yang digunakan pada bidang kedokteran untuk memusnahkan

jaringan yang tidak diinginkan (tumor atau kanker) menggunakan suhu ekstrim atau suhu yang sangat

dingin. Teknik ini sudah digunakan untuk mengobati jaringan kanker dalam berbagai macam aplikasi klinis, seperti kulit, wasir, otak, tulang, ginjal, hati, payudara, dan kanker prostat [9]. *Cryosurgery* memanfaatkan sebuah *cryoprobe* berbentuk jarum untuk pembekuan pada jaringan tersebut. Ketika *cryoprobe* disuntikkan pada daerah kanker, cairan nitrogen akan menyebar dan membekukan daerah jaringan kanker sampai mati sehingga jaringan kanker dapat diangkat dengan mudah seperti pada Gambar 2.1. Sel-sel kanker akan rusak ketika temperatur sudah mencapai -30°C sampai dengan -20°C .



Gambar Error! No text of specified style in

document..1 Jaringan kanker yang dibekukan; lokasi *cryoprobe* ditandai dengan (+) [5]

Adapun keunggulan dan kelemahan dari *cryosurgery* antara lain *cryosurgery* memerlukan

waktu yang sangat singkat, waktu persiapan yang singkat, resiko terjadi infeksi lebih rendah, dan tidak memerlukan injeksi anestesi. Disamping

Bioheat transfer merupakan perpindahan panas yang terjadi pada sistem biologis baik di dalam maupun di luar tubuh. Persamaan *bioheat transfer* yang digunakan untuk perpindahan panas selama *prostate cryosurgery* [5] adalah

$$C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + w_b C_b (T_b - T) + q_{met} \quad (2.1)$$

Dimana C adalah kalor jenis jaringan, T adalah temperatur, t adalah selang waktu, k adalah

konduktivitas termal jaringan, w_b adalah laju aliran

volumetrik perfusi darah persatuan volume jaringan, C_b adalah volume spesifik panas pada darah, T_b adalah temperatur darah, dan q_{met} adalah pemanasan metabolisme.

Dalam studi kasus ini adalah menggunakan air, oleh karena itu perfusi darah dan efek pemanasan metabolisme (q_{met}) bernilai nol atau dapat diabaikan. Sebagai catatan, pemanasan dikarenakan perfusi darah selama *cryosurgery* merupakan efek orde kedua sehingga metabolisme panas yang dihasilkan dapat diabaikan.

2.3 Solusi Eksak untuk Permasalahan Bioheat Transfer

Pada Tugas Akhir ini, untuk menghasilkan solusi eksak pada permasalahan *bioheat transfer* digunakan pendekatan *steady state*. Kondisi *steady state* adalah kondisi dimana suatu sistem berada dalam kesetimbangan atau tidak berubah lagi seiring berjalannya waktu atau dalam kata lain dalam kondisi tetap. Dari persamaan (2.1) dapat diuraikan ke dalam bentuk persamaan *steady state* sebagai berikut,

$$k \frac{d^2 T}{dx^2} + w_b C_b (T_b - T) = 0$$

$$T(0) = 73K, T(0.1) = 310K \quad (2.2)$$

Maka dari persamaan (2.2) didapatkan hasil persamaan matematika untuk solusi eksak dengan

memasukkan $k = 0.6$, $w_b C_b = 40$, dan $T_b = 310K$ menjadi

keunggulannya, ada beberapa kelemahan dari melakukan *cryosurgery*, yaitu kemungkinan

terjadinya pendarahan pada wilayah pembekuan, dan mengakibatkan kerontokan atau hilang permanen jika *cryosurgery* dilakukan pada wilayah berambut.

2.2 Bioheat Transfer

$$T(x) = -237e^{-258.199x} + 310 \quad (2.3)$$

2.4 Metode Beda Hingga

Salah satu metode penyelesaian untuk permasalahan perpindahan panas adalah menggunakan metode beda hingga atau biasa disebut dengan *finite difference method*. Metode beda hingga merupakan salah satu cara untuk

menyelesaikan persamaan diferensial untuk menentukan penyelesaian secara numerik.

2.4.1 Metode Beda Hingga Satu Dimensi

Untuk persamaan (2.1) penyebaran panas

satu dimensi menggunakan metode beda hingga dapat di tuliskan dalam persamaan matematika sebagai berikut.

$$T_i^{p+1} = \frac{\Delta t}{\Delta V [C_i + (w_b C_b)_i \Delta t]} \frac{T_{i-1} - T_i + T_{i+1} - T_i}{R_{l-i}} + \frac{\Delta t [(w_b C_b)_i T_b] + C_i T_i^p}{C_i + (w_b C_b)_i \Delta t} \quad (2.9)$$

dimana R karena konduksi dari titik i ke titik tetangga l adalah

$$R_{l-i} = \frac{1}{2} \Delta x \left(\frac{1}{k} + \frac{1}{k} \right) = \frac{\Delta x}{k} \quad (2.10)$$

Waktu yang digunakan selama proses penyebaran panas menggunakan persamaan

$$\Delta t \leq \left[\frac{(\Delta VC)_i}{\Sigma (1/R_{l-i})} \right]_{\min} \quad (2.11)$$

dimana ρ adalah kalor jenis jaringan, k adalah konduktivitas termal jaringan, T_i adalah resistansi, T adalah suhu, T_b adalah suhu darah, Δt adalah selang waktu, ΔV adalah kontrol volume, ΔV adalah efek pemanasan perfusi darah (sumber panas darah), ΔV adalah titik pada posisi i dan ΔV adalah ukuran waktu/time level.

2.4.2 Metode Beda Hingga Dua Dimensi

Untuk persamaan penyebaran panas dua dimensi dapat di tuliskan dalam persamaan matematika sebagai berikut [14]:

$$T_{i,j}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\Delta V [C_{i,j} + (w_b C_b)_{i,j} \Delta t]} \frac{T_{i-1,j} - T_{i,j} + T_{i+1,j} - T_{i,j}}{R_{l,m-i,j}} + \frac{T_{i,j-1} - T_{i,j} + T_{i,j+1} - T_{i,j}}{R_{l,m-i,j}} + \frac{\Delta t [(w_b C_b)_{i,j} T_b] + C_{i,j} T_{i,j}^p}{C_{i,j} + (w_b C_b)_{i,j} \Delta t} \quad (2.12)$$

Dimana R karena konduksi dari titik i, j ke titik tetangga l, m adalah

$$R_{l,m-i,j} = \frac{\Delta x}{2k} + \frac{\Delta y}{2k} \quad (2.13)$$

Waktu yang digunakan selama proses penyebaran panas menggunakan persamaan

$$\Delta t \leq \left[\frac{(\Delta VC)_{i,j}}{\Sigma (1/R_{l,m-i,j})} \right]_{\min} \quad (2.14)$$

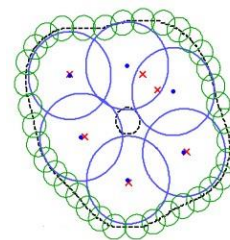
dimana ρ adalah kalor jenis jaringan, k adalah konduktivitas termal jaringan, T_i adalah resistansi, T adalah suhu, T_b adalah suhu darah, Δt adalah selang waktu, ΔV adalah kontrol volume, ΔV adalah efek pemanasan perfusi darah (sumber panas darah), ΔV adalah titik pada posisi i, j dan ΔV adalah ukuran waktu/time level.

adalah efek pemanasan perfusi darah (sumber panas darah), ΔV adalah titik pada posisi i, j dan ΔV adalah ukuran waktu/time level.

level.

2.3 Bubble Packing

Bubble packing menghasilkan unsur-unsur bulat (gelembung) di dalam domain, kemudian titik pusat dari gelembung tersebut adalah titik yang akan dioptimalkan. Batas domain ditandai dengan kumpulan gelembung yang memiliki volume yang sangat kecil [5].



Gambar Error! No text of specified style in document..2 Skema bubble packing [5]

Simulasi van der Walls digunakan untuk pergerakan gelembung sampai kekuatan minimum ditemukan. Pada umumnya model van der Walls menunjukkan gaya tarik dan tolakan antara dua elemen pada domain, dimana gaya tarikan terjadi pada jarak jauh, sedangkan gaya tolakan di jarak dekat. Gaya tarik menarik terjadi ketika dua

gelembung
jaraknya terlalu jauh
satu

$$+ \frac{\Delta t [(w_b C_b)_{i,j} T_b] + C_{i,j} T_{i,j}}{C_{i,j} + (w_b C_b)_{i,j} \Delta t} \quad (2.12)$$

sama lain, sedangkan untuk gaya tolak menolak terjadi ketika jarak antar gelembung saling berdekatan.

Hal tersebut merupakan kekuatan gabungan antara semua gelembung di domain yang menentukan akhir lokasi yang relatif (tata letak

keseimbangan). Setelah gelembung tersebut didefinisikan, gelembung tersebut dipaksa bergerak secara numerik sampai kesetimbangan tercapai. Arti dari kesetimbangan sendiri adalah suatu keadaan di mana tidak ada perubahan yang terlihat seiring berjalannya waktu.

Model van der Waals [5]:

$$f(x) = \begin{cases} \alpha l^3 + \beta l^2 + \gamma l + \varepsilon \\ 0 \end{cases} \quad \begin{matrix} 0 \leq l \leq 1.5l_0 \\ 1.5l_0 < l \end{matrix} \quad (2.15)$$

Sesuai dengan kondisi batas

$$\begin{aligned} f(l_0) &= f(1.5l_0) = 0, & f'(0) &= 0, \\ f'(l_0) &= -k_0 \end{aligned} \quad (2.16)$$

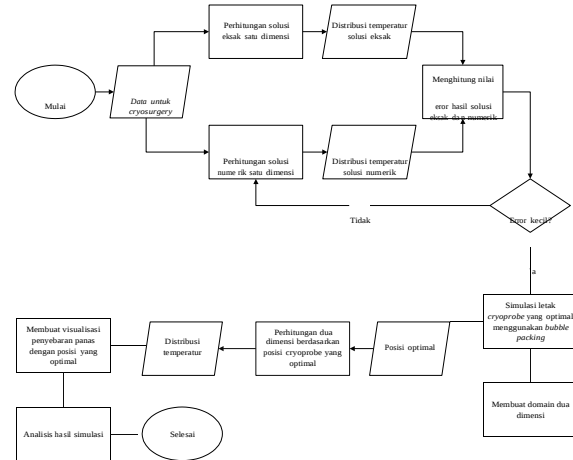
dimana l adalah jarak antar dua gelembung yang saling berinteraksi, l_0 adalah jarak keseimbangan, α adalah konstanta linear pegas pada jarak l , β , γ , ε adalah koefisien konstan yang disederhanakan (fungsi van der Waals). Dimana $\alpha = 1.25$, $\beta = 2.375$, $\gamma = 1.125$ dan $\varepsilon = 0.0034$. persamaan gerak dari gelembung-gelembung di representasikan seperti pada persamaan di bawah ini [9].

$$m \frac{d^2 x(t)}{dt^2} + c \frac{dx(t)}{dt} = f(t) \quad i = 1 \dots n \quad (2.17)$$

dimana $x(t)$ adalah lokasi dari gelembung, m adalah massa dan c adalah koefisien redaman dari masing-masing gelembung. $f(t)$ adalah resultan dari masing-masing konfigurasi pertimbangan, tetapi nilai aktual tidak memiliki arti fisik di dalam konteks cryosurgery.

Sebagai catatan, $f(t)$ adalah resultan dari gaya van der Waals yang bekerja pada gelembung. Persamaan (2.17) merupakan turunan numerik menggunakan metode Runge-Kutta orde empat. Sehingga volume gelembung disesuaikan untuk meminimalkan kesenjangan antar gelembung dan menghindari gelembung yang bertumpukan ketika kekuatan perenggangan berlangsung dengan perubahan ukuran gelembung [9].

3. Perancangan Sistem



Gambar Error! No text of specified style in document..3 Gambaran umum sistem

Dari Gambar 3.1 diatas, dijelaskan proses penentuan letak *cryoprobe* yang optimal menggunakan metode *bubble packing* dan penyebaran panas pada proses *cryosurgery* menggunakan metode beda hingga satu dan dua dimensi. Pada proses penyebaran panas satu dimensi melalui dua skema, yaitu secara eksak dan numerik. Hasil dari solusi eksak dan numerik kemudian dibandingkan dengan solusi eksak sebagai acuan untuk mendapatkan *error*. Jika *error* yang dihasilkan kecil, maka solusi numerik yang

digunakan cukup akurat, namun jika *error* yang

dihasilkan besar, maka proses perhitungan solusi numerik kembali dilakukan hingga didapatkan rata-

rata *error* yang relatif kecil.

Selanjutnya dilakukan perhitungan penyebaran panas dua dimensi menggunakan metode beda hingga. Kemudian, untuk mencari posisi *cryoprobe* yang optimal menggunakan metode *bubble packing*. Dari hasil posisi yang optimal tersebut, proses selanjutnya adalah menyimulasikan penyebaran temperatur berdasarkan letak yang optimal dari hasil *bubble packing*. Hasil dari simulasi penyebaran panas tersebut kemudian divisualisasikan kedalam bentuk video sehingga pergerakan perubahan temperaturnya akan terlihat.

4. Hasil dan Analisis

4.1 Analisis Penyebaran Panas Satu Dimensi

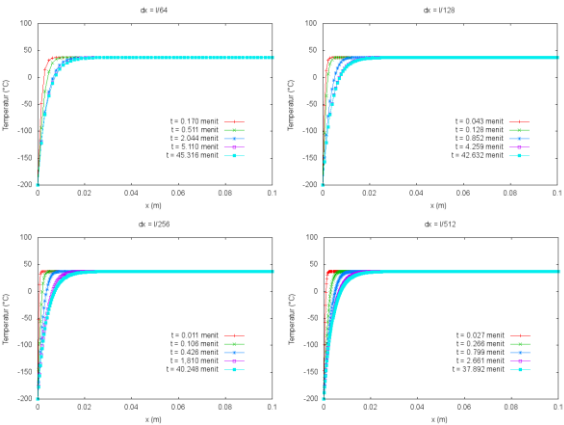
Dengan menggunakan parameter bernilai konstan yang digunakan untuk perhitungan solusi eksak dan numerik satu dimensi, dimana suhu pada titik awal bernilai $T_0 = T_s = 73$ K dan untuk suhu

awal pada titik $T_b = T_1...T_l = 310\text{ K}$ dan panjang domain sepanjang $\Delta x = 0.1\text{ m}$, maka parameter yang digunakan adalah sebagai berikut:

Tabel Error! No text of specified style in document..1 Parameter konstanta

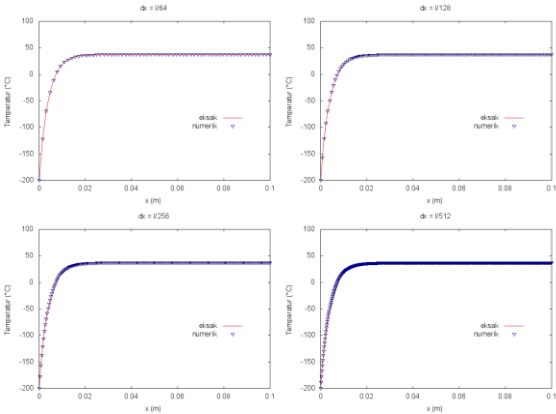
Parameter	Konstanta
Temperatur darah (T_b)	310 K
Temperatur nitrogen cair ($T_0 = T_s$)	73 K
Konduktivitas (k)	$0.6 \times 10^{-3}\text{ kJ/kg/K}$
Perfusi darah ($w_b C_b$)	$40\text{ kW/m}^3\text{ K}$
Kalor jenis (C)	4.1868 kJ/kg/K

Untuk mencari Δt lebih dahulu waktu penyebaran panas ketika sudah mencapai *steady state* dengan tujuan untuk mendapatkan temperatur yang tidak akan berubah lagi setiap perubahan waktu. Maka didapatkan hasil solusi numerik untuk sampai ke keadaan *steady state* seperti pada grafik dibawah ini.



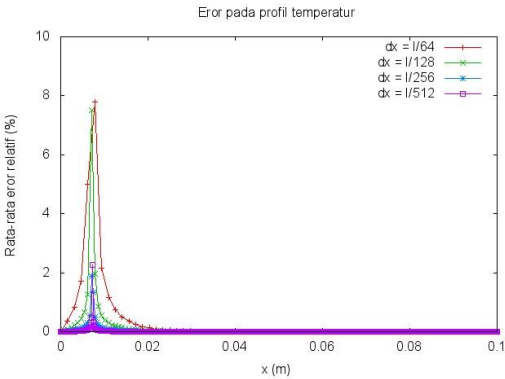
Gambar Error! No text of specified style in document..4 Grafik perubahan temperatur solusi numerik

Kondisi *steady state* terjadi pada saat 37 menit. Hal ini menunjukkan bahwa proses pendinginan sudah terjadi, dimana temperatur sudah tidak lagi mengalami perubahan untuk setiap waktu, dan menandakan bahwa proses pembekuan sudah tidak terjadi lagi. Sehingga, hasil dari ΔT yang sudah mencapai kondisi *steady state* tersebut dapat dibandingkan dengan perhitungan solusi eksak.



Gambar Error! No text of specified style in document..5 Grafik perbandingan solusi eksak dan numerik

Dari grafik tersebut dapat dilihat bahwa data dari hasil perbandingan tersebut mendekati sama atau dengan kata lain hasil dari T_{eksak} dan T_{numerik} menghasilkan selisih yang kecil. Sehingga dapat diartikan bahwa solusi numerik yang digunakan sudah mendekati solusi eksak dan dapat dikatakan cukup akurat. Dari data perbandingan tersebut diperoleh *error* yang menunjukkan perbedaan temperatur pada data hasil solusi numerik beda hingga dengan data solusi eksak yang digunakan sebagai acuan.



Gambar Error! No text of specified style in document..6 Grafik error perbandingan solusi eksak dan numerik

Pada Gambar 4.3 dapat dilihat bahwa terdapat *error* pada posisi kanan. Hal tersebut disebabkan karena adanya penyebaran panas menggunakan metode beda hingga karena diasumsikan hanya terjadi penyebaran panas pada satu fase sedangkan pada batas kiri adalah bagian yang tidak ikut terbekukan sehingga tidak terjadi *error* pada batas

tersebut. *Error* berkurang mendekati 0 seiring dengan perubahan Δ yang digunakan. Hal ini ditunjukkan pada tabel dibawah ini yang menunjukkan bahwa *error* terkecil adalah *error* yang diperoleh pada Δ terkecil yaitu pada saat

$$\Delta x = \frac{l}{512} \text{ dengan nilai rata-rata } error \text{ relatif}$$

sebesar 0.0106786%.

Tabel Error! No text of specified style in document..2 Rata-rata error relatif

Δ	Rata-rata Error Relatif %
$l/64$	0.3296110
$l/128$	0.1244494
$l/256$	0.0293449
$l/512$	0.0106786

Dari Tabel 4.2 dapat disimpulkan bahwa semakin kecil nilai Δ maka akan semakin kecil pula *error* yang didapatkan. Hal ini dikarenakan semakin besarnya jumlah grid yang semakin rapat, penyebaran panasnya pun akan semakin melambat sehingga distribusi temperatur pada setiap titik akan terlihat lebih jelas dan merata. Oleh karena itu

$$\Delta x = \frac{l}{512} \text{ dapat digunakan untuk proses}$$

cryosurgery menggunakan metode numerik beda hingga pada sistem dua dimensi.

4.2 Analisis Simulasi *Cryosurgery* pada Kanker Prostat dan Letak Posisi *Cryoprobe* yang Optimal

Proses simulasi *bubble packing* dilakukan agar letak posisi *cryoprobe* lebih optimal. Dengan menentukan posisi awal pada penyuntikkan *cryoprobe*, didapatkan hasil yang optimal untuk 4, 5, dan 6 *cryoprobe* seperti pada tabel di bawah ini.

Tabel Error! No text of specified style in document..3 Hasil titik optimal 4 cryoprobe

Posisi awal		<i>Bubble packing</i>	
x	y	x	y
0.05	0.05	0.043362	0.063801
0.051	0.049	0.059813	0.055109

0.05	0.048	0.038887	0.038887
0.051	0.048	0.059181	0.037429

Tabel Error! No text of specified style in document..4 Hasil titik optimal 5 cryoprobe

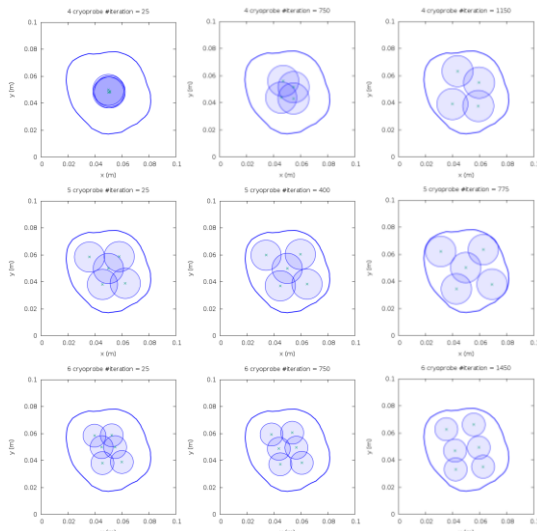
Posisi awal		<i>Bubble packing</i>	
x	y	x	y
0.036	0.0585	0.031099	0.062271
0.058	0.0588	0.062741	0.063648
0.05	0.05	0.049629	0.050331
0.0456	0.0382	0.042597	0.034455
0.0625	0.039	0.069288	0.038053

Tabel Error! No text of specified style in document..5 Hasil titik optimal 6 cryoprobe

Posisi awal		<i>Bubble packing</i>	
x	y	x	y
0.0397	0.0585	0.035162	0.063022
0.0525	0.0588	0.055648	0.066476
0.045	0.05	0.041716	0.047103
0.0456	0.0382	0.042083	0.033124
0.06	0.039	0.062592	0.035096
0.055	0.05	0.059332	0.049346

Pada Tabel 4.3, 4.4, dan 4.5 menunjukkan hasil posisi *cryoprobe* yang optimal. Dapat dijelaskan bahwa, posisi *cryoprobe* ditentukan diawal. Gelembung pada *bubble packing* menandakan *cryoprobe* yang akan dioptimalkan. Diasumsikan posisi awal *cryoprobe* berhimpitan sehingga kondisi gelembung di dalam domain belum stabil. Kondisi gelembung dikatakan belum stabil yaitu jika jarak antar gelembung saling berdekatan sehingga gaya tolak menolak terjadi pada gelembung tersebut sedangkan gaya tarik menarik terjadi jika jarak antar gelembung saling berjauhan. Dan untuk kondisi gelembung dikatakan sudah stabil yaitu jika jarak antar gelembung sudah tidak berdekatan lagi dan masih tetap berada di dalam domain. Kemudian gelembung di dalam domain tersebut bergerak mencari posisi yang optimal sampai kondisinya stabil atau dengan kata lain posisi gelembung sudah

tidak berdekatan lagi sehingga gelembung sudah mencapai kondisi kesetimbangan. Kondisi gelembung yang sudah mencapai kondisi stabil merupakan hasil iterasi terakhir dari program yang digunakan. Proses pergerakan gelembung dapat dilihat pada gambar dibawah ini.



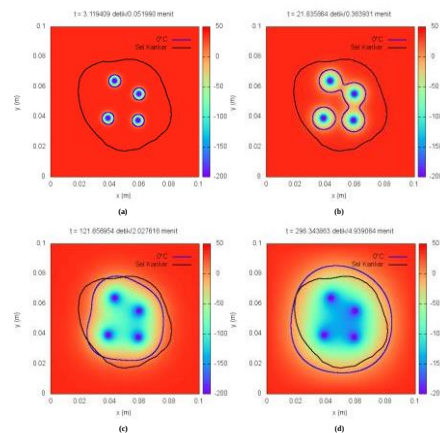
Gambar Error! No text of specified style in document..7 Simulasi bubble packing 4, 5, dan 6 cryoprobe

Dapat dilihat pada Gambar 4.9 dari kiri ke kanan menunjukkan pergerakan gelembung pada proses *bubble packing*. Gambar pertama merupakan posisi awal gelembung, gambar kedua gelembung sudah mulai menjauhi posisi awal untuk mencari posisi yang stabil, dan gambar ketiga gelembung sudah dalam keadaan stabil sehingga posisi gelembung dikatakan sudah optimal. Diameter dan banyaknya gelembung juga sangat berpengaruh untuk pergerakan gelembung yang akan dioptimalkan dalam domain untuk mencapai kondisi kesetimbangan. Oleh karena itu, perlu ketelitian dalam menentukan diameter gelembung. Sehingga hasil dari posisi gelembung yang optimal tersebut dapat di gunakan untuk proses *cryosurgery*.

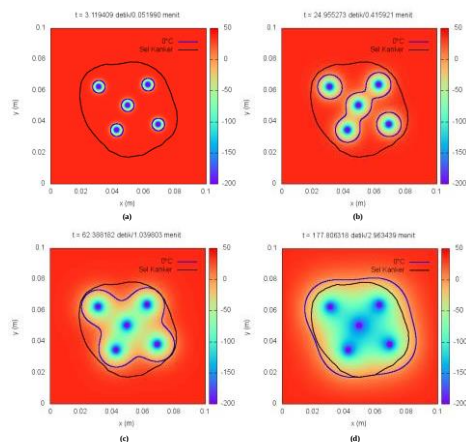
4.3 Hasil Simulasi Cryosurgery Dua Dimensi

Proses simulasi menggambarkan pergerakan temperatur yang ditunjukkan dengan perubahan warna. Batas hitam merupakan batas domain jaringan kanker. Warna biru tua menandakan *cryoprobe* bersuhu -200°C yang menyebarkan suhunya ke daerah berwarna merah. Warna merah

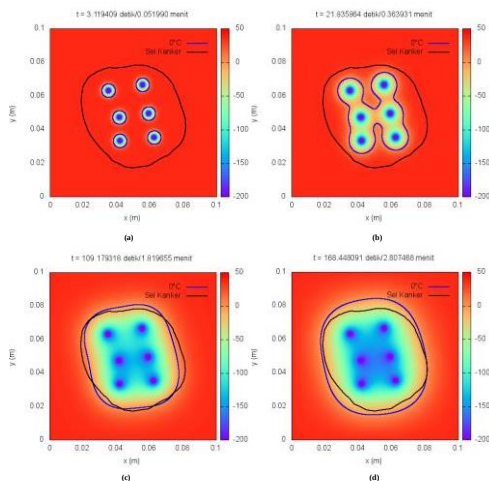
menandakan temperatur awal jaringan kanker dan jaringan sehat yaitu 37°C . Sedangkan batas berwarna biru menandakan kontur 0°C untuk memperlihatkan besarnya bola es yang sudah membekukan jaringan kanker di dalam domain. Gambar hasil simulasi dapat dilihat pada gambar berikut ini.



Gambar Error! No text of specified style in document..8 Simulasi proses penyebaran panas dua dimensi 4 cryoprobe



Gambar Error! No text of specified style in document..9 Simulasi proses penyebaran panas dua dimensi 5 cryoprobe



Gambar Error! No text of specified style in document..10 Simulasi proses penyebaran panas dua dimensi 6 cryoprobe

Tabel Error! No text of specified style in document..6 Waktu pada saat semua domain kanker sudah tertutupi

Cryoprobe	Waktu (detik)
4	296.343863
5	177.806318
6	168.448091

Berdasarkan Gambar 4.10, 4.11, dan 4.12 dapat dilihat bahwa proses pembekuan ketika penyebaran temperatur lebih merata namun waktu yang digunakan untuk penggunaan 4 cryoprobe lebih lama dibandingkan menggunakan 5 dan 6 cryoprobe. Dari Tabel 4.6 juga dapat dilihat bahwa semua jaringan kanker sudah tertutupi ketika mencapai 296 detik untuk 4 cryoprobe, 177 detik untuk 5 cryoprobe, dan 168 detik untuk 6 cryoprobe. Hal ini menunjukkan bahwa semakin banyak cryoprobe yang disuntikkan pada jaringan kanker maka akan semakin banyak bola es yang dihasilkan dari cryoprobe, sehingga proses pembekuan pada jaringan kanker akan semakin cepat. Cepat atau lambatnya proses pembekuan juga bergantung pada seberapa besar kanker yang terdapat pada jaringan sehat dan seberapa besar diameter cryoprobe yang digunakan.

Dari simulasi tersebut juga memperlihatkan adanya bagian luar domain yaitu jaringan sehat yang

ikut terbekukan sehingga jaringan sehat tersebut menjadi ikut hancur. Oleh karena itu, perlu dilakukan simulasi yang lebih teliti pada proses penyebaran panas sebelum dilakukannya cryosurgery agar jaringan kanker dapat dimusnahkan secara maksimal dan jaringan sehat yang ikut terbekukan lebih minimal. Namun dalam tugas akhir ini, untuk efek dari pembekuan yang terjadi pada jaringan sehat tidak dipelajari lebih mendalam.

5. Kesimpulan dan Saran

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan dari hasil pengujian yang dilakukan pada Tugas Akhir ini adalah sebagai berikut:

- (1) Penentuan posisi cryoprobe yang optimal yaitu dengan cara menentukan posisi awal cryoprobe kemudian bubble packing akan mengoptimalkan posisi awal tersebut.
- (2) Penentuan distribusi temperatur menggunakan metode beda hingga satu dimensi menghasilkan data berupa distribusi temperatur di setiap titik. Dengan menghasilkan rata-rata error relatif sebesar 0.0106786% dengan solusi eksak sebagai acuan. Oleh karena itu, persamaan numerik yang digunakan cukup akurat dan dapat digunakan untuk sistem dua dimensi
- (3) Pengaruh jumlah cryoprobe pada kerusakan jaringan kanker dan jaringan sehat berbanding lurus yaitu semakin banyak cryoprobe maka akan semakin cepat pula proses pemusnahan kanker berlangsung. Namun, semakin banyak cryoprobe maka akan semakin banyak pula jaringan sehat yang ikut rusak. Sehingga proses simulasi untuk penyebaran panas sangat dibutuhkan sebelum berlangsungnya proses operasi.
- (4) Hasil simulasi berupa distribusi temperatur berdasarkan pada posisi yang optimal. Hal ini menunjukkan bahwa posisi yang optimal sangat berpengaruh pada proses cryosurgery karena penyebaran temperaturnya lebih merata dan proses pembekuan lebih cepat untuk 6 cryoprobe dibandingkan dengan menggunakan 4 dan 5 cryoprobe yaitu selama 168 detik.

5.2 Saran

Saran untuk Tugas Akhir ini adalah sebagai berikut

- (1) *Error* yang terdapat pada *bubble packing* seharusnya dilakukan agar keakuratan pencarian posisi *cryoprobe* lebih optimal.
- (2) Metode *bubble packing* dapat dilakukan untuk sistem tiga dimensi.
- (3) Komputer dengan kinerja tinggi dibutuhkan untuk melakukan simulasi dengan grid dan waktu yang lebih besar agar hasilnya lebih maksimal. Sehingga waktu percobaan lebih efisien dan lebih mempersingkat waktu.

6. Daftar Pustaka

- [1] Penyakit Kanker, (Tahun), Gejala Kanker, <http://penyakitkanker.org/>, diakses tanggal 24 Oktober 2014.
- [2] Rumah Sakit Kanker Dharmais, (Tahun), Apa itu kanker, <http://www.dharmais.co.id/index.php/what-is-cancer-id.html>, diakses tanggal 24 Oktober 2014.
- [3] Cancer Helps, (Tahun), Cancer Treatment, <http://www.cancerhelps.com/cancer-treatment.htm>, diakses tanggal 30 Oktober 2014.
- [4] Rossi, M. R., Rabin, Y., 2007, Experimental Verification of Numerical Simulations of Cryosurgery with Application to Computerized Planning, *Phys. Med. Biol.*, 52 (15), 4553-4567.
- [5] M.R. Rossi, D. Tanaka, K. Shimada, Y. Rabin., 2008, Computerized planning of cryosurgery using bubble packing: An experimental validation on a phantom material. *International journal of heat and mass transfer*, 51, 5671–5678.
- [6] Baba, M. A., Parrah, J. U., Moulvi, B. A., Fazili, M. U., 2012, Cryosurgery in Veterinary Medicine, *Int. J. Livest. Res.*, 2, 32-36.
- [7] Niu, L., Xu, K., Mu, F., 2012, Cryosurgery for Lung Cancer, *Journal of Thoracic Disease*, 4 (4), 408-419.
- [8] Bicknell, P. G., 1979, Cryosurgery for Allergic and Vasomotor Rhinitis, *The Journal of Laryngology and Otology*, 93, 143-146.
- [9] D. Tanaka, K. Shimada, M.R. Rossi, Y. Rabin, 2008, Cryosurgery planning using bubble packing in 3D, *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, 11, 113–121.
- [10] Sulistiowati, N. M. D., (Tahun), Implementasi Pendingin Termoelektrik Pada Teknologi *Cryosurgery*, Depok, Universitas Indonesia.
- [11] Durmin, Hanafi, L., (Tahun), Studi Perbandingan Perpindahan Panas Menggunakan Metode Benda Hingga dan Crank-Nicholson, Surabaya, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS).
- [12] Rumah Sakit Kanker Dharmais, (Tahun), Kanker Prostat, <http://www.dharmais.co.id/index.php/kanker-prostat.html>, diakses tanggal 24 Oktober 2014.
- [13] Rossi, M.R., Tanaka, D., Shimada, K., Rabin, Y., 2007, An efficient numerical technique for bioheat simulations and its application to computerized cryosurgery planning, *Comput. Meth. Prog. Bio.*, 85 (1), 41–50.
- [14] Y. Rabin, A. Shitzer, Numerical solution of the multidimensional freezing problem during cryosurgery, *J. Biomech. Eng. Trans. ASME* 120 (1) (1998) 32–37.
- [15] <http://www.prostate-cancer-miami.com/page8/prostate-cryotherapy.html> diakses tanggal 14 Agustus 2015
- [16] http://www.medicinenet.com/prostate_cancer_pictures_slideshow/article.htm diakses tanggal 14 Agustus 2015
- [17] <http://fisikaveritas.blogspot.com/2014/01/diskritisasi-dan-listing-program-c.html> diakses tanggal 14 Agustus 2015