

Penerapan Model Windkessel Dua Elemen pada Simulasi Denyut Jantung Menggunakan Pendekatan *Biomodeling*

Zakia Lutfiyani^{#1}, Cut Fiarni^{*2}

[#]Program Studi Teknik Elektro, Politeknik Raflesia

Jln. S. Sukowati No. 28, Air Putih Lama, Bengkulu, Indonesia

¹zakia@polraf.ac.id

^{*}Program Studi Sistem Informasi, Institut Teknologi Harapan Bangsa

Jln. Dipati Ukur No. 80-84, Bandung, Jawa Barat, Indonesia

²cutfiarni@ithb.ac.id

Abstract— Starting from the creation of the CABbaGe Simulator[1] (Coronary Artery Bypass Grafting) as a means of learning media for coronary heart surgery with the concept of virtual reality, the design of heart rate biomodeling begins with an approach to changes in pulse pressure in the mesh area forming the heart object which results in changes in heart volume and ends in changes in heart compressive force. From the design, it is explored to get better results related to heart rate models using the Two-Element Windkessel Model, which describes the dynamics of pressure and blood flow in the cardiovascular system and is more accurate in describing more complex blood flow dynamics. From the test results, it can be concluded that implementing the Two-Element Windkessel Model is effective enough to model and understand the basic mechanics of blood flow in the cardiovascular system. In addition, the algorithm of this modeling is simple enough to facilitate its application in pulse modeling simulation as part of the effort to help cardiovascular surgery learners better analyze the heart's performance.

Keywords— biomodeling, heartbeat, Windkessel Model, heart surgery, pressure changes, simulator, virtual reality

Abstrak— Berangkat dari pembuatan Simulator CABbaGe (Coronary Artery Bypass Grafting) sebagai sarana media pembelajaran bedah jantung koroner yang berkonsep *virtual reality*, perancangan *biomodeling* denyut jantung dimulai dengan pendekatan pada perubahan tekanan pulsa di daerah *mesh* pembentuk obyek jantung yang mengakibatkan perubahan volume jantung, dan berakhir pada perubahan gaya tekan jantung. Dari perancangan tersebut, dieksplorasi untuk mendapatkan hasil yang lebih baik terkait model denyut jantung dengan menggunakan Model *Windkessel* Dua Elemen yang mana model ini menggambarkan dinamika tekanan dan aliran darah dalam sistem kardiovaskular dan lebih akurat dalam menggambarkan dinamika aliran darah yang lebih kompleks. Dari hasil pengujian dapat diperoleh kesimpulan bahwa implementasi Model *Windkessel* Dua Elemen ini cukup efektif untuk memodelkan dan memahami mekanika dasar dari aliran darah dalam sistem kardiovaskular. Selain itu, algoritme dari pemodelan ini cukup sederhana sehingga memudahkan penerapannya dalam simulasi *biomodeling* denyut sebagai bagian dari upaya membantu pembelajar bedah kardiovaskular menganalisis kinerja jantung secara lebih baik lagi.

Kata kunci— biomodeling, denyut jantung, Model *Windkessel*, bedah jantung, perubahan tekanan, simulator, *virtual reality*

I. PENDAHULUAN

Penyakit jantung masih merupakan penyakit nomor satu yang menyebabkan kematian di Indonesia. Data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) 2013 dan 2018 menunjukkan tren peningkatan penyakit jantung yakni 0,5% pada 2013 menjadi 1,5% pada 2018 [1]. Terdapat berbagai jenis penyakit jantung yang dapat dialami oleh manusia. Penanganan penyakit jantung ini bervariasi tergantung jenisnya. Penanganan penyakit jantung yang paling berat adalah melalui tindakan operasi atau pembedahan. Meskipun di masa kini, tingkat kebersihan operasi jantung sudah jauh lebih baik, di mana prosentase keberhasilan bedah jantung ada pada posisi 94,5% di tahun 2020 dan antara 97% sampai dengan 98% di tahun 2023 [2], pembedahan jantung, seperti halnya pembedahan yang lainnya, rentan terhadap kegagalan operasi yang berakibat fatal bagi pasien yang mengalaminya. Hal ini dapat terjadi karena *human error* yang salah satunya disebabkan oleh kurangnya jam terbang atau pelatihan pembedahan.

Kini, metode pembelajaran berbasis simulasi telah menjadi salah satu pendekatan populer untuk memperoleh pengalaman dalam lingkungan kerja nyata [3]. Meskipun perkembangan simulasi medis sangat pesat, tantangan multidisiplin, seperti integrasi visualisasi, pemodelan biomekanik, dan haptik masih menghambat penerapannya secara klinis. Penelitian ini mengusulkan integrasi model *Windkessel* ke dalam SOFA *Framework* sebagai upaya terpadu guna menyederhanakan simulasi hemodinamik dan memperluas adopsinya dalam praktik medis.

Seperti yang juga dilakukan oleh A.I. Wuryandari [4], perancangan pada penelitian ini difokuskan untuk menelaah biomodeling denyut jantung untuk dikembangkan dengan lebih baik lagi dari waktu ke waktu. Penelitian ini sejalan dengan penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Tsanas dkk, yaitu mengembangkan model komputasi komprehensif untuk memperkirakan tekanan arteri dan *cardiac output* manusia

dengan menyempurnakan persamaan teori Windkessel, dengan menggunakan masukan data kualitatif pasien, seperti usia, jenis kelamin, kebiasaan merokok dan olahraga, serta penggunaan obat-obatan tertentu [5]. Berbeda dengan penelitian sebelumnya, pada penelitian ini dikembangkan model simulasi medis pada aplikasi Simulator CABbaGe. Terdapat empat topik yang dikaji dalam pembuatan simulator CABbaGe, yakni *biomodeling* denyut jantung, *tool movement*, *cutting*, dan *bleeding* [6].

Dengan menggunakan pendekatan perubahan tekanan dalam *biomodeling* denyut jantung ini, ditujukan untuk memahami dan mensimulasikan dinamika tekanan darah dalam jantung selama siklus jantung. Metode ini penting untuk memahami fungsi jantung dan secara ideal dapat memprediksi respon jantung terhadap berbagai kondisi fisiologis dan patologis.

II. METODOLOGI

A. Tujuan dan Ruang Lingkup Penelitian

Model yang digunakan pada penelitian ini adalah Model *Windkessel* Dua Elemen. Model *Windkessel* adalah model matematika sederhana yang digunakan untuk menggambarkan dinamika tekanan dan aliran darah dalam sistem kardiovaskular, khususnya dalam pembuluh darah besar, seperti aorta. Model *Windkessel* merupakan model paling dasar yang terdiri dari resistansi (R) yang merepresentasikan tahanan aliran darah di pembuluh dan kapasitansi (C) yang merepresentasikan sifat elastis pembuluh darah yang memungkinkan penyimpanan energi saat tekanan meningkat dan pelepasannya saat tekanan menurun. Model ini telah digunakan dalam berbagai penelitian sebelumnya, termasuk studi oleh E.M. Dewi et al. [7] dalam konteks pemodelan sistem kardiovaskular. Namun, penelitian sebelumnya masih memiliki beberapa keterbatasan, terutama dalam hal representasi geometri dan parameter fisis. Selain itu, pada penelitian sebelumnya pada perhitungan yang melibatkan *mesh* volumetrik dan sifat material yang kompleks sehingga memerlukan daya komputasi tinggi.

Penelitian ini bertujuan untuk mengintegrasikan model *Windkessel* ke dalam *SOFA Framework*, sebuah *platform* simulasi berbasis fisika yang juga menyatukan pemodelan biomekanik dan visualisasi [8]. *SOFA Framework* sebelumnya telah digunakan untuk pemodelan jantung. Integrasi model *Windkessel* diharapkan dapat memberikan representasi yang lebih realistis terhadap interaksi antara jantung dan sistem pembuluh darah sekaligus mengatasi keterbatasan komputasi pada penelitian sebelumnya.

Beberapa aspek yang akan ditingkatkan dari penelitian sebelumnya meliputi:

1. Pemodelan volumetrik, yaitu menggunakan *mesh* tetrahedral untuk representasi yang lebih akurat dibandingkan dengan pendekatan *mesh* permukaan segitiga.
2. Faktor elastisitas dan massa, yaitu memperhitungkan sifat material (elastisitas dan rapat massa) serta interaksi antara beberapa objek dalam simulasi.

3. Parameter dinamik, yaitu tidak hanya tekanan pulsa dan volume, tetapi juga mengintegrasikan resistansi dan kapasitansi pembuluh darah melalui model *Windkessel*.

Dengan demikian, penelitian ini akan memperluas cakupan komputasi sebelumnya yang hanya melibatkan *mesh* permukaan segitiga, parameter frekuensi dan tekanan pulsa, serta simulasi gaya pada permukaan jantung *dummy*.

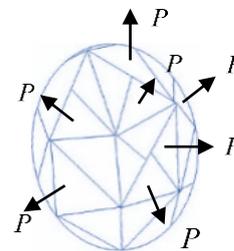
Gambar 1 menunjukkan model *dummy* penampang jantung dengan *mesh* segitiga tersebut. Penelitian juga bertujuan untuk menghasilkan pemodelan denyut jantung yang lebih baik dari segi akurasi dan keandalan *biomodeling* denyut jantung. Terdapat dua elemen yang menjadi batasan pada penelitian ini, yaitu:

1. Kesederhanaan
Model ini terlalu sederhana untuk menangkap kompleksitas penuh dari sistem kardiovaskular, seperti dinamika aliran darah dalam arteri yang bercabang dan interaksi dengan mikrosirkulasi.
2. Asumsi linieritas
Model ini mengasumsikan hubungan linier antara tekanan dan aliran darah yang mungkin tidak selalu akurat dalam kondisi fisiologis yang lebih kompleks.

B. Tahapan Proses Perancangan

Beberapa langkah utama dalam pendekatan perubahan tekanan untuk membuat suatu pemodelan denyut jantung di antaranya adalah sebagai berikut:

1. Pengumpulan data tekanan
Dilakukan dengan menggunakan kateterisasi jantung ataupun teknik pencitraan lainnya. Data tekanan darah di berbagai bagian jantung, yakni dari atrium kiri, ventrikel kiri, atrium kanan, dan ventrikel kanan, dikumpulkan.
2. Pemodelan matematika
Data tekanan yang berhasil dikumpulkan, digunakan untuk membangun model matematika yang merepresentasikan dinamika tekanan dalam jantung. Pada umumnya model ini mencakup persamaan diferensial yang menggambarkan perubahan tekanan seiring waktu.
3. Parameterisasi model
Hasil dari pemodelan matematika selanjutnya dikalibrasi dengan menggunakan data eksperimen dan terlebih dahulu ditentukan data inisialisasi awal yang dibutuhkan untuk membuat suatu model simulasi sehingga dapat



Gambar 1 Model *dummy* penampang jantung dengan *mesh* segitiga yang mendapatkan tekanan di tiap penampangannya.

dipastikan keakuratan serta keandalan model tersebut. Adapun parameter, seperti elastisitas dinding jantung, resistensi vaskular dan kepatuhan vaskular diukur dan dimasukkan ke dalam model.

4. Simulasi komputasi

Model yang telah dihasilkan digunakan untuk simulasi komputasi. Simulasi ini dapat membantu memprediksi bagaimana tekanan darah dalam jantung akan berubah mengikuti berbagai kondisi, seperti aktivitas fisik, stres, atau penyakit jantung.

5. Validasi model

Hasil simulasi dibandingkan dengan data eksperimental tambahan untuk memvalidasi model. Jika model menunjukkan hasil yang konsisten dengan data nyata, model tersebut dianggap valid dan dapat digunakan untuk studi lebih lanjut.

6. Aplikasi klinis

Model yang telah divalidasi dapat digunakan untuk berbagai aplikasi klinis, seperti merancang perawatan yang lebih efektif untuk pasien dengan penyakit jantung, memprediksi risiko kardiovaskular, menguji efek obat baru pada fungsi jantung, dan lainnya. Pada tahapan ini, perancangan sistem beserta deskripsi sistem serta interaksinya dengan *user* menjadi sangat penting. Tahap ini digunakan juga untuk memudahkan *user* untuk melihat jalannya sistem secara keseluruhan [9].

Untuk model dua elemen, persamaan dasarnya adalah:

$$P(t) = P_0 e^{-\frac{t}{RC}} + \frac{R}{RC} \int_0^t Q(t') e^{-\frac{t-t'}{RC}} dt' \quad (1)$$

$P(t)$ adalah tekanan darah sebagai fungsi waktu. P_0 adalah tekanan awal saat $t = 0$. $Q(t)$ adalah aliran darah sebagai fungsi waktu. R adalah resistansi. C adalah kapasitansi. Faktor eksponensial $e^{-\frac{t}{RC}}$ menggambarkan bagaimana tekanan darah menurun secara eksponensial seiring waktu karena resistansi dan kapasitansi dalam sistem. Integral $\int_0^t Q(t') e^{-\frac{t-t'}{RC}} dt'$ menggambarkan akumulasi aliran darah yang masuk ke dalam sistem selama waktu t yang dimodulasi oleh faktor eksponensial.

Adapun untuk model ini, mekanisme kerja dari pemodelan denyut jantung menyangkut:

1. Fase sistolik. Selama fase sistolik, jantung berkontraksi dan memompa darah ke arteri. Aliran darah yang masuk menyebabkan peningkatan tekanan dalam arteri karena darah mengalir ke dalam sistem yang memiliki resistansi dan kapasitansi.
2. Fase diastolik. Selama fase diastolik, jantung beristirahat dan tekanan darah dalam arteri menurun. Elastisitas arteri (kapasitansi) memungkinkan mereka untuk melepaskan darah yang tersimpan dan menjaga aliran darah ke jaringan meskipun jantung tidak berkontraksi.

Sebagai bahan perhitungan, kinerja mekanis jantung, khususnya ventrikel kiri, biasanya ditandai dengan perhitungan

elastansi ventrikel. Jantung merupakan sebuah kantung elastis yang kaku sekaligus rileks dengan setiap detaknya. Elastansi adalah ukuran kekakuan yang didefinisikan sebagai hubungan perbedaan di antara tekanan dan volume.

$$E_v = \frac{dp_v}{dv_v} \quad (2)$$

E_v elastansi jantung berdasarkan volume; dp_v adalah perubahan tekanan berdasarkan volume; dan dv_v adalah perubahan volume berdasarkan volume.

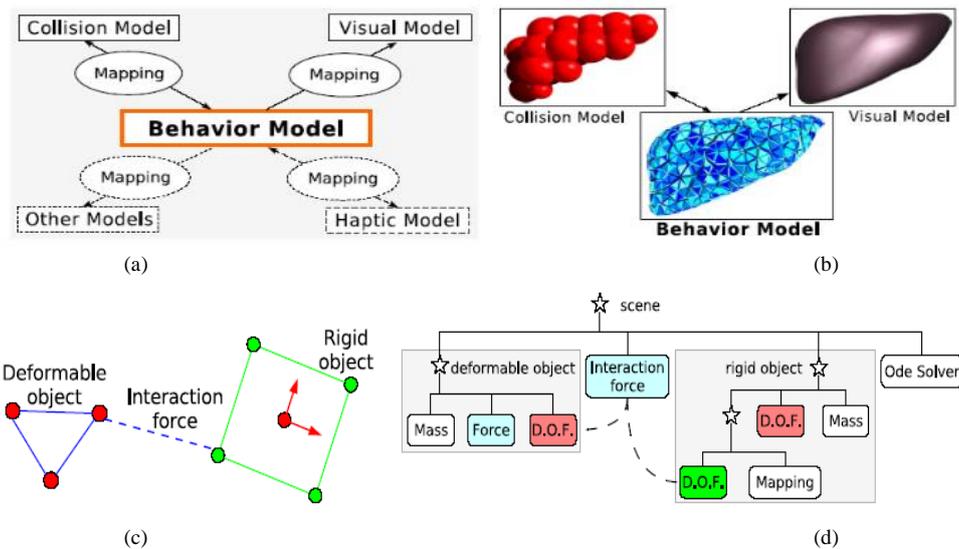
Model *Windkessel* Dua Elemen memberikan wawasan tentang bagaimana tekanan darah di arteri besar dipengaruhi oleh sifat elastisitas arteri dan resistansi vaskular. Ini membantu dalam memahami bagaimana perubahan dalam elastisitas arteri, seperti yang terjadi dalam aterosklerosis, atau peningkatan resistansi vaskular yang biasa terjadi pada kondisi tekanan darah penderita hipertensi.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Setelah perancangan dilakukan, maka konsep yang telah dibuat dituangkan ke dalam implementasinya dengan bantuan *SOFA Framework*. *Framework* ini memiliki beragam *file* yang mendukung pembentukan simulasi medis yang memiliki 41 modul yang di antaranya adalah *sofacomponenforcefield*, *sofacomponenconstraint*, *sofacomponencollision*, dan sebagainya. Masing-masing modul tersebut memiliki tugas tersendiri, seperti modul untuk *cutting*, modul untuk *bleeding*, modul untuk tumbukan, dan lain-lain. Dalam *SOFA*, modul untuk denyut jantung belum diciptakan. Untuk itu dibuatlah modul pembangun denyut jantung. *File* yang dibuat adalah *DetakSinusForceField.cpp*, *DetakSinusForceField.h*, dan *DetakSinusForceField.inl*. Ketiga *file* tersebut diintegrasikan ke dalam modul *sofacomponenforcefield*.

Setiap simulasi melibatkan sampai batas tertentu, perhitungan umpan balik visual, umpan balik *haptic*, serta interaksi antar perangkat medis dan struktur anatomi. Hal ini diterjemahkan ke dalam *loop* simulasi, di mana pada setiap waktu, tabrakan antar obyek terdeteksi, deformasi dan tumbukan dihitung serta bentuk yang dihasilkan dapat diberikan, baik secara visual maupun *haptic*. Untuk masing-masing tindakan ini, berbagai algoritme terlibat dalam simulasi, bergantung secara implisit pada struktur data yang berbeda untuk simulasi obyek. Secara eksplisit *SOFA* menguraikan obyek lainnya ke dalam representasi yang beragam dengan sedemikian rupa sehingga masing-masing representasi tersebut sesuai dengan tugas tertentu, seperti *rendering*, deformasi, atau deteksi tumbukan. Representasi ini kemudian dihubungkan bersama sehingga dapat diperbaharui secara koheren. Hubungan antara representasi ini disebut sebagai pemetaan. Hal ini ditunjukkan pada Gambar 2.

Gambar 2a memperlihatkan representasi yang mungkin untuk simulasi objek dengan model perilaku yang mengendalikan pembaharuan representasi lain melalui serangkaian pemetaan. Gambar 2b adalah contoh representasi model hati. Model visual lebih terperinci dibandingkan dengan model perilaku dan model tumbukan bergantung pada sebuah representasi yang sangat berbeda. Gambar 2c memperlihatkan



Gambar 2 Multi-model dan bentuk *traversal* dalam SOFA [11]

dua interaksi tubuh. DoF ditampilkan sebagai lingkaran, dan gaya sebagai garis. Garis solid menggambarkan suatu gaya internal, sedangkan garis titik-titik merupakan gaya eksternal. Gambar 2d menunjukkan grafik yang terkait dengan adegan di sebelah kiri. Node dari *scene graph* ditampilkan sebagai bintang, memungkinkan untuk komponen grup model terstruktur.

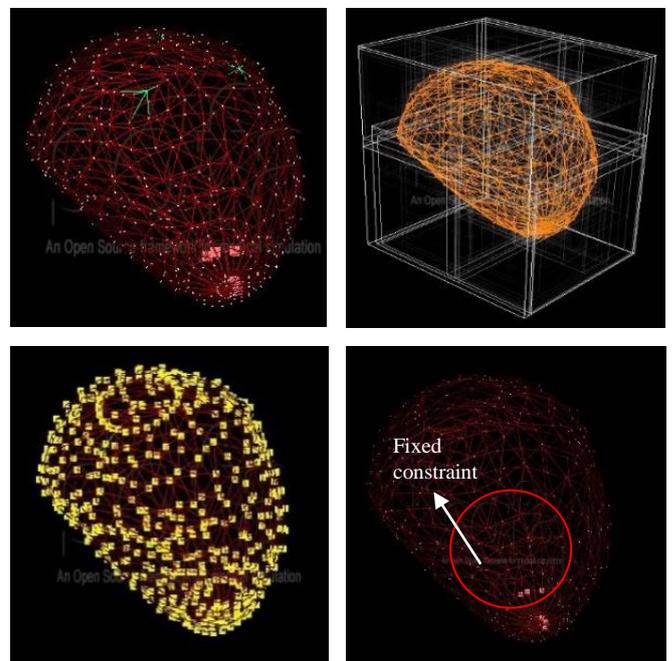
A. Implementasi

Gambar 3 merupakan tampilan obyek jantung dilihat secara detil dari berbagai model. Model denyut jantung dibangun oleh parameter-parameter yang ditentukan berdasarkan literatur yang ada.

Pengujian pertama dilakukan pada aspek *fixed constraint*. Perancangan menetapkan jumlah *fixed constraint* dari *biomodeling* yang dibangun adalah sebanyak enam titik. Titik-titik tersebut dapat dikatakan berfungsi sebagai penahan obyek agar tetap berada pada posisi dasarnya selama obyek berinteraksi. Jika jumlah titik ini dikurangi satu saja dari semua titik yang ada, maka obyek lambat laun akan berubah posisi selama simulasi berlangsung. Jika ditambah titik *constraint*-nya, posisi obyek jantung tidak berubah. Jumlah *fixed constraint* diambil yang paling sedikit, namun tetap dapat menjalankan fungsi sebagaimana mestinya.

Pengujian kedua dilakukan pada nilai *stiffness* (kekakuan) pada obyek jantung. Pada obyek yang dipilih dibuat *default* bernilai 4000. Pengujian dilakukan pada nilai 400, 3999, 4001, dan 40000. Saat *stiffness* berada pada nilai 400, maka obyek jantung berinteraksi tidak beraturan. Pada nilai *stiffness* 3999 dan 4001, obyek jantung berinteraksi hampir mirip dengan obyek yang diberi nilai *default*-nya. Untuk nilai *stiffness* 40000, obyek jantung berinteraksi dengan kualitas denyut sangat lemah. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 4.

Pengujian ketiga dilakukan pada nilai *damping*. Nilai *default* untuk *damping* yang ditetapkan adalah 4. Pengujian dilakukan pada nilai *damping* 10 dan 100. Saat nilai *damping* 10, obyek



Gambar 3 Obyek jantung dilihat dari beberapa model

jantung berinteraksi dengan denyut yang cukup halus. Pada model dengan *damping* yang bernilai 100, obyek jantung berinteraksi dengan denyut jantung yang sangat kasar. Hasil pengujian dapat dilihat pada Gambar 5.

B. Penerapan pada Simulator CABbaGe

Dari implementasi yang telah dilakukan beserta pengujiannya, maka diterapkanlah pada simulator CABbaGe. Dapat dilihat pada Gambar 6, hasil simulasi disajikan secara komprehensif dengan menggabungkan *biomodeling* denyut jantung, *tool movement*, *cutting*, dan *bleeding*. Dari hasil

penerapan, jika ditelaah lebih seksama, obyek jantung berdenyut dengan baik saat digabungkan dengan 3 topik lainnya. Simulasi gabungan ini berlangsung pada *frame rates* 14 fps yang sejalan dengan waktu simulasi dan berkurang secara perlahan sebagai akibat dari penambahan jumlah partikel.

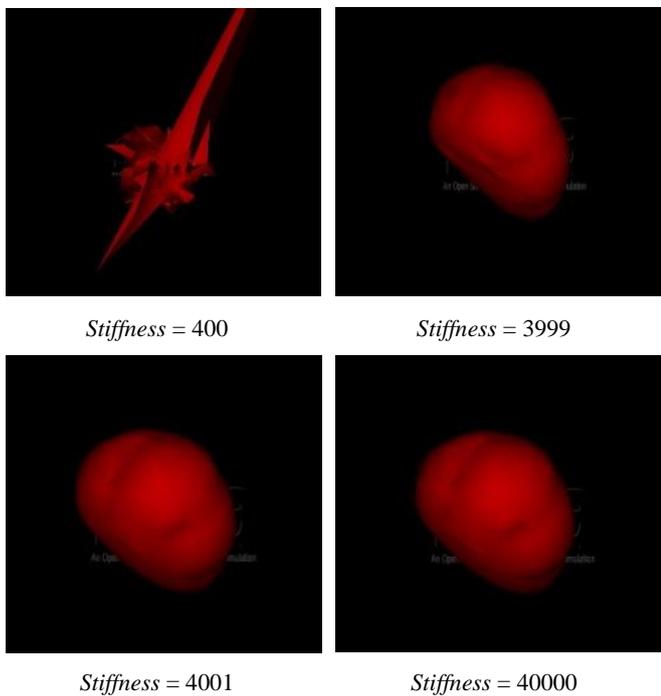
C. Pembahasan

Pada bagian ini dijabarkan hasil pengujian terhadap algoritme yang telah diimplementasikan dalam *biomodeling* denyut jantung. Gambar 7 berikut adalah *scene graph* keseluruhan pembentuk *biomodeling* denyut jantung pada SOFA. Gambar tersebut menampilkan *scene graph* dari model biomedis jantung yang merepresentasikan struktur hierarkis organ jantung beserta komponen-komponennya, seperti katup, pembuluh darah, dan jaringan dalam bentuk relasi *parent-child*.

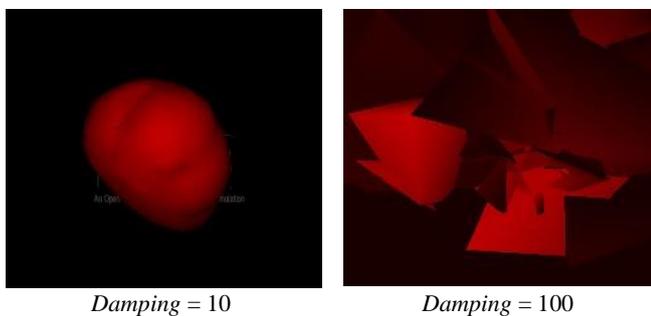
Scene graph berfungsi sebagai kerangka dasar untuk mengorganisir hubungan geometris, properti material, param-

ter biomekanik, serta atribut fisika lainnya yang diperlukan dalam simulasi kesehatan, khususnya dalam *platform* seperti *SOFA Framework*. Dengan struktur ini, simulasi interaktif dapat dilakukan dengan menghubungkan berbagai elemen jantung ke dalam model Windkessel sehingga memungkinkan analisis mendalam terhadap interaksi fisiologis maupun aplikasi simulasi bedah virtual yang lebih akurat. Representasi visual melalui *scene graph* ini sangat penting untuk memudahkan pemodelan kompleksitas anatomi jantung sekaligus mengintegrasikan berbagai aspek komputasi dalam satu lingkungan simulasi yang terpadu. Dengan mengumpulkan data keluaran yang dihasilkan dalam simulasi ini didapat nilai-nilai parameter yang ditunjukkan pada Tabel 1.

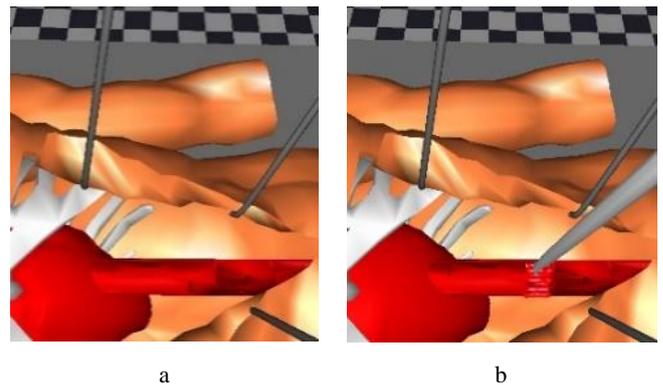
Parameter dan nilai untuk simulasi denyut jantung yang ditunjukkan pada Tabel 1 adalah hasil seleksi terbaik dari nilai-nilai yang telah diujicobakan. Adapun *frame rates* yang digunakan bergantung dengan spesifikasi perangkat komputasi yang ada. Frekuensi yang digunakan adalah frekuensi denyut jantung yang selanjutnya diterapkan dalam persamaan yang telah dituliskan sebelumnya. Meskipun sumber acuan mengenai denyut jantung manusia normal dinyatakan pada nilai 60 – 80 bpm (ada juga yang menyebutkan 60-100 bpm) yang jika dikonversi ke satuan hertz adalah 1 per detik, nilai yang diambil sebagai *default* adalah 2. Hal ini dilakukan untuk mencapai tujuan di awal, yakni menampilkan model denyut jantung yang dapat dikatakan mendekati model aslinya. Nilai



Gambar 4 Perbandingan hasil model dengan nilai *stiffness* yang berbeda



Gambar 5 Perbandingan hasil model dengan nilai *damping* yang berbeda

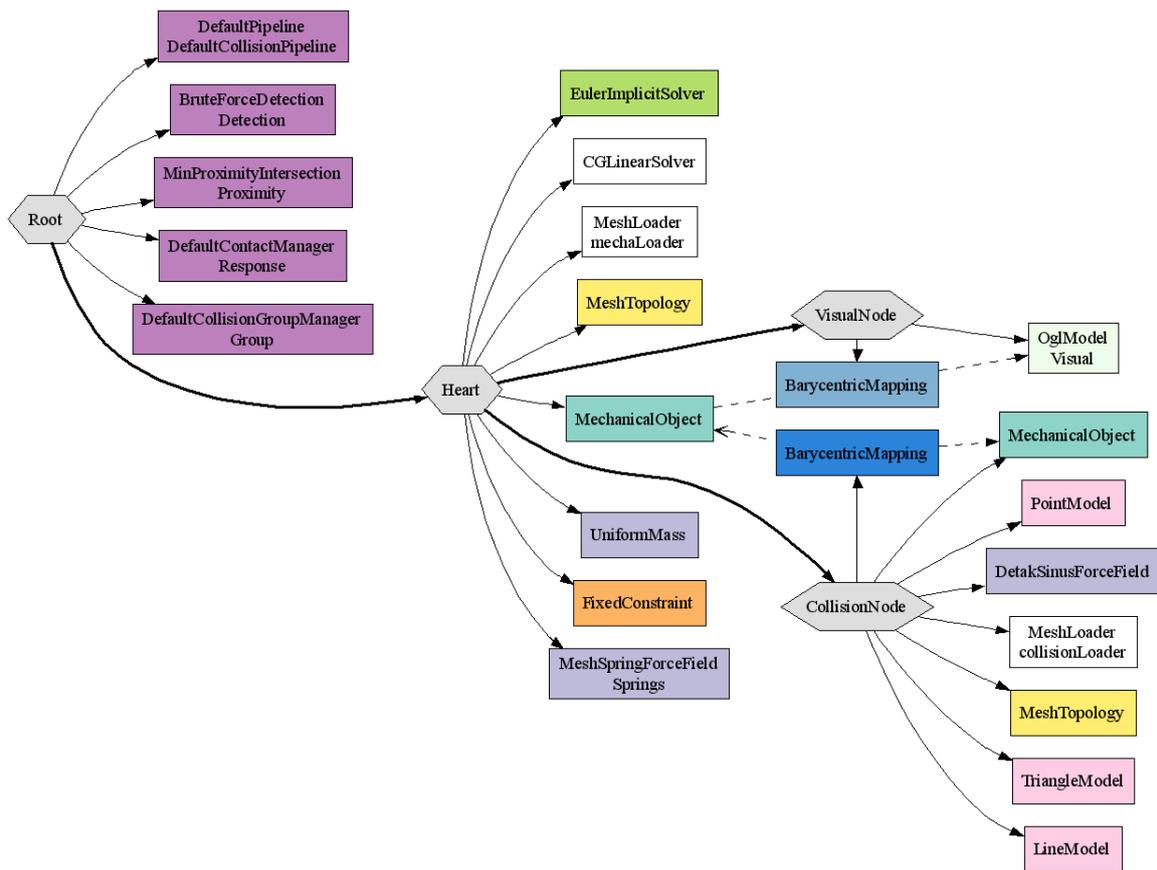


Gambar 6 Visualisasi denyut jantung pada simulator CABbaGe

TABEL I

NILAI PARAMETER YANG TELAH DISESUAIKAN UNTUK SIMULASI DENYUT JANTUNG

Parameter	Nilai Yang Diambil
Titik <i>fixed constraint</i>	6 buah
<i>Stiffness</i>	4000
<i>Damping</i>	4
Frekuensi denyut jantung	2 Hertz
Deviasi gaya tekan jantung	200
<i>Frame rate</i>	60 fps



Gambar 7 Scene graph keseluruhan dari *biomodeling* denyut jantung

ini diubah satuannya sesuai dengan nilai satuan dari suatu frekuensi, yakni hertz (Hz). Frekuensi denyut jantung ini diterapkan ke dalam nilai frekuensi yang ada pada persamaan gelombang yang telah dirancang sebelumnya. Untuk deviasi tekanan denyut jantung, diambil nilai 200. Nilai ini merupakan nilai yang telah diseleksi dari hasil perhitungan pada persamaan sebelumnya yang hasil interaksinya mendekati model nyata denyut jantung. Deviasi tekanan jantung merupakan suatu ukuran penyimpangan posisi obyek jantung terhadap titik *fixed constraint*-nya. Hal ini perlu diperhitungkan untuk mendukung fungsi *fixed constraint*.

IV. SIMPULAN

Berdasarkan hasil implementasi dan pengujian yang telah dilakukan, penelitian ini berhasil mengembangkan *biomodeling* denyut jantung dengan pendekatan model matematis menggunakan algoritme perubahan tekanan pada model Windkessel Dua Elemen (R dan C). Parameter fisiologis dalam model telah diadaptasi dari berbagai sumber referensi medis yang valid, meskipun implementasinya saat ini masih terbatas pada aspek pemodelan matematis tanpa melibatkan perancangan sistem antarmuka yang komprehensif. Hasil simulasi menunjukkan bahwa pendekatan ini mampu merepresentasikan karakteristik dasar denyut jantung, meskipun visualisasi grafis yang mendekati kondisi *real* belum

dapat diwujudkan secara optimal sehingga aplikasi simulator CABbaGe masih memerlukan penyempurnaan lebih lanjut.

Secara teknis, penelitian ini telah berhasil mengintegrasikan model Windkessel ke dalam *SOFA Framework* dan menciptakan dasar komputasi yang efektif untuk simulasi hemodinamik dengan tingkat efisiensi yang lebih baik dibanding metode konvensional. Namun demikian, beberapa keterbatasan masih perlu diatasi, terutama terkait kemampuan simulasi *real-time* dan pengembangan aspek visualisasi yang lebih realistis. Temuan ini memberikan landasan penting bagi pengembangan penelitian selanjutnya, khususnya dalam penyempurnaan antarmuka visual dan perluasan model untuk mencakup lebih banyak variabel fisiologis sehingga dapat menciptakan simulator kardiovaskular yang lebih akurat dan komprehensif untuk keperluan pelatihan medis dan penelitian klinis.

DAFTAR REFERENSI

- [1] Rokom, "Penyakit Jantung Penyebab Utama Kematian, Kemenkes Perkuat Layanan Primer," 29 Sep 2022. [Daring]. Tersedia: <https://sehatnegeriku.kemkes.go.id/baca/rilis-media/20220929/0541166/penyakit-jantung-penyebab-utama-kematian-kemenkes-perkuat-layanan-primer>. [28 Juli 2024].
- [2] PjN, "Laporan Tahunan Rumah Sakit Jantung dan Pembuluh Darah Harapan Kita", Jakarta, 2020. [Daring]. Tersedia:

- <https://www.pjnhk.go.id/storage/uploads/informasi/laporan-tahunan/DB8vsFnK4PP9RwMIS3LhN9csY0ysNINPPCVgbJRO.pdf> [01 Agustus 2024]
- [3] A. Gunawan, C. Fiarni, and G. Lawalata, "Business process learning system," dalam *International Conference on Human Capital and Knowledge Management*, Bandung, 2015.
- [4] A. Wuryandarn dan H. Hindersah, "CABbaGe simulator design as learning media of heart coronary surgeon in virtual reality concept," dalam *The International Conference on Electrical Engineering and Informatics*, Bandung, 2011.
- [5] A. Tsanas, J. Y. Goulermas, V. Vartela, D. Tsiapras, G. Theodorakis, A. C. Fisher, dan S. Petros, "The Windkessel model revisited: A qualitative analysis of the circulatory system," *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, no. 5, hlm. 581-588, 2009.
- [6] Z. Lutfiyani, *Biomodeling Denyut Jantung dengan Metoda Pendekatan Perubahan Tekanan untuk Simulator CABbaGe*, Thesis Magister, STEI, Institut Teknologi Bandung, 2010.
- [7] E. Masita Dewi, S. Hadiyoso, T. Mengko, H. Zakaria, dan K. Astami, "Cardiovascular system modeling using Windkessel segmentation model based on photoplethysmography measurements of fingers and toes," *J Med Signals Sens*, vol. 12, no. 3, hlm. 192-201, 2022.
- [8] H. Talbot, N. Haouchine, I. Peterlik, J. Dequidt, dan E. A. Christian Duriez, "Surgery training, planning and guidance using the SOFA framework," dalam *European Association for Computer Graphics*, Zurich, 2015.
- [9] C. Fiarni, E. Sipayung, dan Y. Martiana, "Perancangan aplikasi pembuatan berkas perkara pidana dan pengelolaan berkas pada sistem informasi Direktorat Reserse Kriminal Umum," dalam *Seminar Nasional Sistem Informasi Indonesia*, 2015.
- [10] J. T. Ottesen, M. S. Olufsen, dan J. K. Larsen, *Applied Mathematical Models in Human Physiology*, Philadelphia: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2004.
- [11] J. Allard, S. Cotin, F. Faure, P. Bensoussan, F. Poyer, C. Duriez, H. Delingette, dan L. Grisoni, "SOFA - an open source framework for medical simulation," *Stud Health Technol Inform.*, vol. 125, hlm. 8-13, 2007.

Zakia Lutfiyani, menerima gelar sarjana sains dari Departemen Fisika FMIPA Institut Teknologi Bandung (ITB) tahun 2004 dan gelar Magister Teknik dari STEI ITB pada tahun 2010. Saat ini aktif sebagai dosen tetap di Prodi Teknik Elektro, Politeknik Raflesia, Bengkulu.

Cut Fiarni, menerima gelar sarjana sains dari Departemen Fisika FMIPA Institut Teknologi Bandung (ITB) tahun 2003 dan gelar Magister Teknik dari STEI ITB pada tahun 2007. Saat ini menjabat sebagai dosen tetap di Departemen Sistem Informasi ITHB, Bandung