

# Antena Pada MICS Band Aplikasi Simulasi Model Untuk Monitoring Detak Jantung

Untung Priyanto<sup>\*\*\*1</sup>, Adhi Mahendra<sup>#2</sup>

# Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik Universitas Pancasila, Indonesia

<sup>1</sup>[untung.priyanto@univpancasila.ac.id](mailto:untung.priyanto@univpancasila.ac.id)

<sup>2</sup>[adhi\\_mahendra@univpancasila.ac](mailto:adhi_mahendra@univpancasila.ac)

## Article information

Accepted : 17/07/2021

Revised : 24/07/2021

Approved :29/07/2021

**Abstract -- Medical Implant Communications Service (MICS) is one of the emerging technologies in the field of health. Where Implant Devices in this case is the antenna, inserted into the human body between the layers of skin and fat. One application is to monitor the patient's condition such as heart rate monitors, blood pressure and temperature. Working system of implantable antenna is an antenna will transmit signal information to be captured by an RF receiver that are around (External RF Receiver). Microstrip antenna on MICS applications work on the low frequency range is 402-405 MHz. Implants designed antenna is simulated by software based on the Finite Element Method (FEM) and works at a frequency of 403 MHz, using miniaturization techniques, biocompatibility and biomaterials. Antenna will be implanted in the upper arm model.**

**The simulation results with a model of human upper arm, the result of antenna specifications as follows: the physical size of the antenna is 40 mm x 32 mm with a working frequency of 403 MHz, Bandwidth: 17 Mhz, Return Loss: -20.7 dB, VSWR:1.2 Gain: -27.4 dBi, and SAR: 12.7 W// Kg**

**Keywords: MICS applications, Antenna Implants, miniaturization, Microstrip Antenna**

**Abstrak – Medical Implantable Communications System (MICS) adalah salah satu teknologi yang sedang berkembang dalam bidang kesehatan. Dimana Implant Device dalam hal ini antena, ditempatkan ke tubuh manusia diantara lapisan kulit dan lemak. Salah satu aplikasinya yaitu untuk memonitoring kondisi pasien seperti memonitor detak jantung, tekanan darah. Antena mikrostrip pada aplikasi MICS bekerja pada rentang frekuensi yang rendah yaitu 402-406 MHz. Antena implan yang dirancang disimulasikan dengan menggunakan perangkat lunak High Frequency Simulator Software (HFSS) berbasis Finite Element Method (FEM) dan bekerja pada frekuensi 403 MHz, dengan menggunakan teknik miniaturisasi, biocompatibility dan biomaterial. Antena akan direkatkan pada model lengan bagian atas. Hasil simulasi didapat hasil spesifikasi antena sebagai berikut : ukuran fisik antena sebesar 32 x 40 x 4 mm dengan frekuensi kerja 403 MHz, Bandwidth : 17 MHz, VSWR : 1,2; Gain : -27 dBi, dan SAR : 12,7 W/Kg per 1-gram.**

**Kata Kunci : Aplikasi MICS, Antena Implan, Miniaturisasi, Mikrostrip Antena**

\*\* Correspondence Author : Mobil Phone: +62 813-1455-5146  
email address: [untung.priyanto@univpancasila.ac.id](mailto:untung.priyanto@univpancasila.ac.id)

## I. PENDAHULUAN

Kebutuhan akan perangkat komunikasi yang dapat ditanamkan ke dalam tubuh manusia untuk keperluan aplikasi medis berkembang cepat akhir-akhir ini. Aplikasi penting yang membutuhkan perangkat telekomunikasi seperti terapi, monitoring dan diagnosa dengan pengiriman data antara alat yang ditanamkan dalam tubuh dengan sebuah base station yang bertugas menganalisa data.

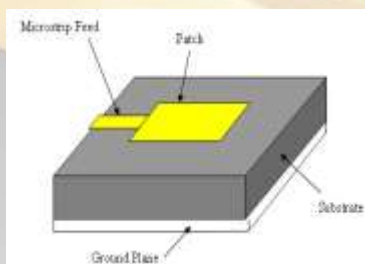
*Implantable Medical Devices* (IMDs) saat ini digunakan untuk melakukan diagnostik, monitoring dan fungsi terapi. Dan dengan sistem implan *wireless* dapat menjanjikan perbaikan besar dalam perawatan pasien dan kualitas hidup. Komunikasi yang umumnya dipakai yaitu *Medical Implantable Communication System* (MICS) yang memiliki band 402 – 406 Mhz

## II. LANDASAN TEORI

### A. Antena Mikrostrip

Antena Mikrostrip sebagai salah satu antena gelombang mikro yang digunakan sebagai peradiasi pada sejumlah sistem telekomunikasi modern karena memiliki bentuk yang sederhana, kecil, ringan, efisien, ekonomis serta cenderung lebih mudah dalam pembuatan. Secara umum, antena mikrostrip terdiri atas tiga bagian, yaitu *patch*, *substrate*, dan *ground plane*.

Antena Mikrostrip terdiri dari berbagai macam bentuk salah satunya adalah *Rectangular Patch*, seperti pada gambar 1.



Gambar 2. Mikrostrip Rectangular Patch

Untuk menghitung nilai  $W$  dan  $L$  dapat menggunakan rumus :

$$W = \frac{c}{2f} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (1)$$

$$L = L_{\text{eff}} - 2\Delta L \quad (2)$$

Dengan  $\Delta L$  :

$$\frac{\Delta L}{h} = 0,412 \frac{(\epsilon_{\text{reff}} + 0,3) \left( \frac{w}{h} + 0,264 \right)}{(\epsilon_{\text{reff}} - 0,258) \left( \frac{w}{h} + 0,8 \right)} \quad (3)$$

Dengan  $\epsilon_{\text{reff}}$  :

$$\epsilon_{\text{reff}} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left( 1 + 12 \frac{h}{w} \right)^{-\frac{1}{2}} \quad (4)$$

Keterangan :

$\epsilon_{\text{reff}}$  : konstanta dielektrik efektif (F/m)

$\epsilon_r$  : konstanta dielektrik bahan (F/m)

$h$  : tinggi bahan *substrate* (m)

$W$  : lebar elemen radiasi (m)

$L$  : panjang elemen radiasi (m)

### B. Implantable Medical Devices (IMDs)

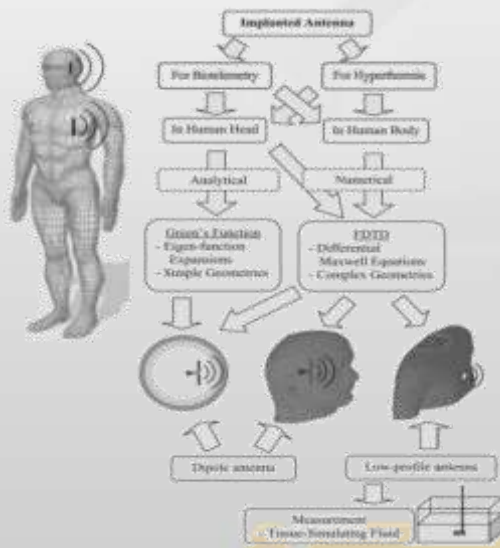
*Implantable Medical Devices* (IMDs) menggunakan komunikasi nirkabel untuk melaporkan fungsi sistem dan melaporkan status pasien. Dengan sistem implan *wireless* dapat mempengaruhi berbagai hal seperti pemantauan jarak jauh perawatan pasien. Pemantauan detak jantung, glukosa adalah beberapa contoh keuntungan dari kontrol nirkabel ini.



Gambar 1. Implementasi WIMD

### C. Medical Implantable Communication System (MICS)

Alokasi frekuensi global yang digunakan pada implan alat kesehatan menurut *Federal Communications Commission* (FCC) adalah sebesar 402-406 Mhz atas rekomendasi *International Telecommunication Union-Radio* (ITU-R) SA1346 tahun 1998.



Gambar 3. Skema penelitian implan antena

Namun penggunaan pita frekuensi MICS digunakan (*shared*) pada *Meteorological Aids Service (METAIDS)*, oleh sebab itu frekuensi MICS hanya digunakan di dalam ruangan

### III. PERANCANGAN SISTEM

Simulasi antena menggunakan software HFSS 13.0. Dalam melakukan desain antena implant ada beberapa aspek yang harus diperhitungkan antara lain, bentuk fisik, biokompatibel bahan material karena posisi antena berada dalam jaringan tubuh manusia.



Gambar 4. Flow Chart Pemodelan Antena

#### A. Miniaturisasi

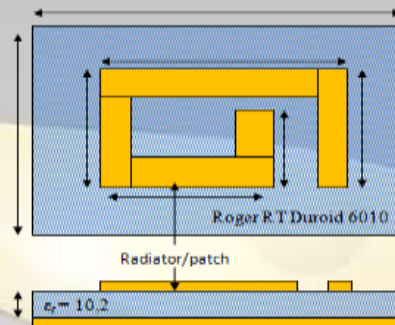
Dengan adanya teknik miniaturisasi, teori setengah panjang gelombang ( $2\lambda$ ) pada antena rectangular menjadi tidak berlaku. Penggunaan desain patch menggunakan beberapa teknik miniaturisasi dengan tujuan untuk mengurangi ukuran antena namun tetap mempertahankan kinerja elektromagnetik. Beberapa teknik miniaturisasi antena meliputi :

1) Penggunaan material dengan permitivitas dielektrik tinggi.

Teknik sederhana yaitu dengan mengubah nilai dielektrik konstan pada material. Beberapa material dengan dielektrik konstan tinggi seperti *Ceramic Alumina*  $\epsilon_r = 9,4$  atau *Rogers 3210*  $\epsilon_r=10,2$ . Dengan demikian bahan dielektrik konstan tinggi dan lapisan dielektrik yang tipis digunakan dalam teknik ini.

2) Modifikasi Bentuk Dasar Antena

Modifikasi geometri antena dapat diperoleh pengurangan ukuran antena yang signifikan. Berbagai bentuk seperti spiral, meandered, waffle dapat digunakan agar efektivitas jalur arus patch dapat mengurangi frekuensi resonansi sehingga mencapai ukuran yang kompak



Gambar 5. Modifikasi Geometri Antena

#### B. Biokompatibel Dan Bimaterial

Penggunaan material dalam jaringan tubuh manusia harus diperhitungkan, mengingat jaringan tubuh bersifat konduktif dan dapat menyebabkan hubungan pendek jika kontak langsung dengan metal (*patch*), dengan tujuan mencegah hal tersebut jika antena digunakan untuk implementasi jangka panjang. Pendekatan sederhana adalah menutupi struktur dengan lapisan dielektrik *layer* atau



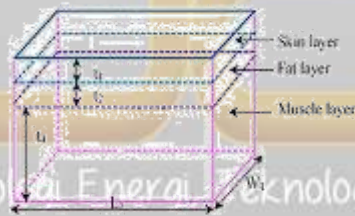
superstrate untuk memisahkan radiator (patch) dari human body.



Gambar 6. Biokompatibel Material

C. Human Tissues Model

Pemodelan jaringan tubuh manusia menggunakan bentuk kotak (box) menurut referensi penelitian dan memudahkan dalam analisa. Antena ditanamkan pada atas lengan yang terdiri atas 3 layer yaitu kulit, lemak, dan otot.



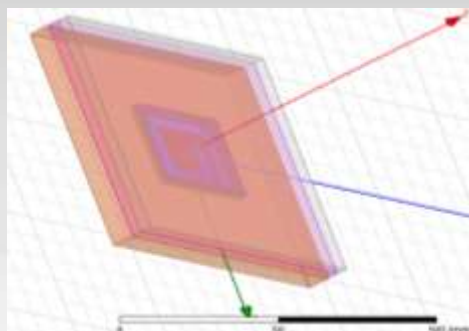
Gambar 7. Desain 3 layer human tissues

Dengan data dielektrik biologi tissues pada 403 MHz menurut *The Foundation For Research On Information Technologies In Society (IT'IS)*.

Tabel 1. Data Elektrik Biologis Tissues

Biological Tissues	Permittivity (εr)	Conductivity (σ · S/m)	Mass Density (kg/m <sup>3</sup> )
Fat (lemak)	11.6	0.08	911
Skin (kulit)	46.7	0.69	1109
Muscle (otot)	57.1	0.79	1090

D. Hasil Simulasi Implan Antena



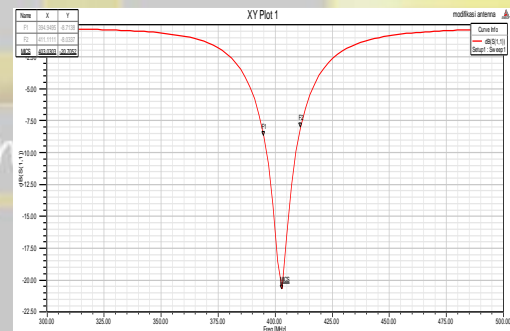
Gambar 8. Hasil Simulasi Antena

Dimana dimensi dari antena dipaparkan dalam tabel 2

Tabel 2. Dimensi Implan Antena

Nama Elemen	Panjang (mm)	Lebar (mm)	Tinggi/Tebal (mm)
Substrat	32 mm	40 mm	4 mm
L1	24 mm	4 mm	0 mm
L2	32 mm	4 mm	0 mm
L3	24 mm	4 mm	0 mm
L4	24 mm	4 mm	0 mm
L5	15 mm	4 mm	0 mm
W1	0 mm	4 mm	0 mm

Nilai *Return Loss* antena pada frekuensi 403 MHz adalah -20,7 dB seperti yang ditunjukkan pada gambar 9

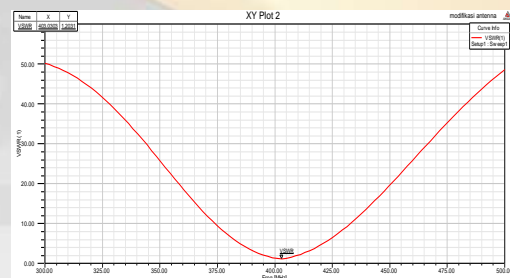


Gambar 9. Return Loss 403 MHz

Pada gambar diatas terlihat *Bandwidth* antena sebesar 17 MHz. Dari perolehan nilai *Return Loss* maka dapat dihitung efisiensi *Bandwidth* antena simulasi yaitu :

$$BW = \frac{411 - 394}{402,5} \times 100\% = 4,22\%$$

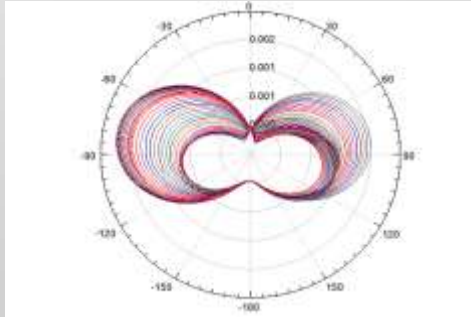
Untuk perolehan *VSWR* dari simulasi ditunjukkan pada gambar 10



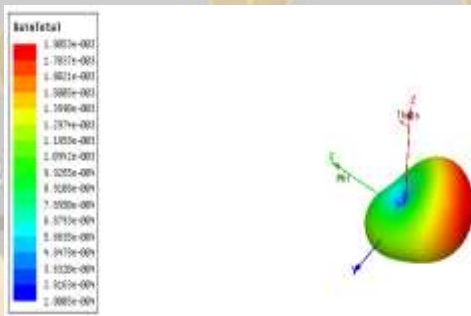
Gambar 10. Hasil VSWR Antena

Hasil VSWR antena didapat nilai 1,2 pada frekuensi 403,03 MHz, nilai tersebut dianggap baik dimana pada simulasi antena nilai VSWR ≤ 2.

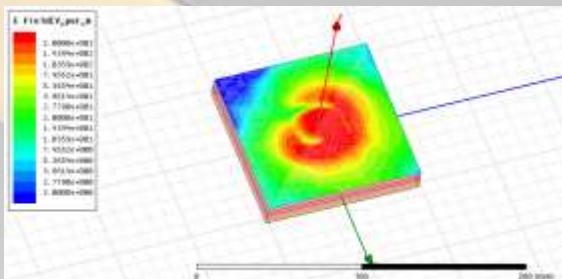
Gain pada antena dari hasil simulasi antena memperoleh pencapaian tertinggi sebesar -34,36 dBi pada posisi 180 derajat.



Gambar 11. Pola Radiasi Gain Antena



Gambar 12. Hasil Simulasi 3D Polar.



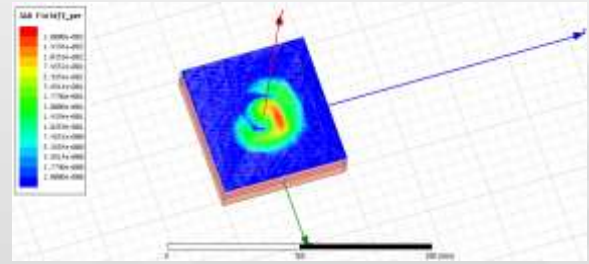
Gambar 13. Hasil Simulasi E\_Field Antena

Pada perancangan antena, hal yang sangat vital dalam simulasi adalah radiasi, dimana besarnya radiasi dapat mengganggu atau berbahaya bagi jaringan tubuh manusia.

Hasil *Electric Field* Antena memperoleh nilai sebesar 143 V/m, sehingga melalui perumusan SAR didapat hasil SAR sebesar 12,7 W/Kg per 1g.

$$SAR(r_0) = \int \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (5)$$

Sedangkan hasil simulasi SAR *Field* dipaparkan dalam gambar 3.12



Gambar 14. Hasil Simulasi SAR Field

#### IV. IMPLEMENTASI DAN ANALISA

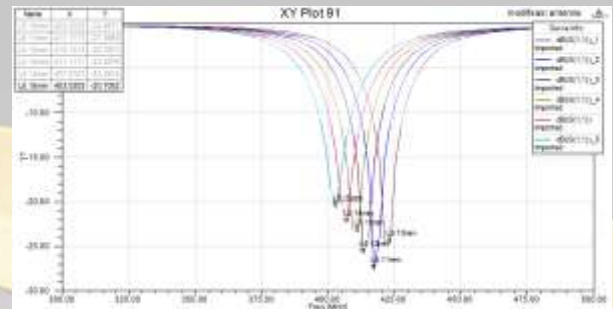
Percobaan Antena Mikrostrip yang akan dianalisis dan dibahas dalam pengukuran adalah :

- Perubahan Dimensi Antena
- Perubahan Kombinasi Material
- Perubahan Letak Kedalaman Implan

Dalam usaha untuk memperoleh suatu spesifikasi antena yang diinginkan dibutuhkan percobaan berulang-ulang dalam hal *iterasi* ukuran dimensi antena, perbedaan material dengan konstanta dielektrik untuk *substrat* dan *superstrate* dan letak kedalaman implan. *Iterasi* tersebut diuraikan sebagai berikut :

- Iterasi Boundaries* terhadap panjang *tail patch* L5

Pada analisa *boundaries* ini dicoba untuk mengubah ukuran panjang ekor (*tail*) pada *shape* L5, dimana ukuran *boundaries* lainnya tetap.



Gambar 15. Grafik perubahan dimensi patch

Sedangkan tabel perubahan dimensi dipaparkan dalam tabel berikut :

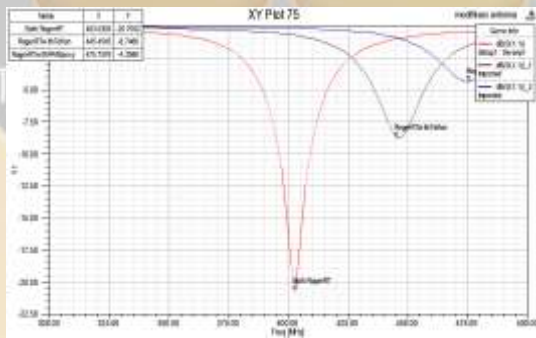
Tabel 3. Hasil Simulasi perubahan dimensi

Ukuran tail L5	Frekuensi	Return Loss	VSWR
10 mm	423,2 Mhz	-24 dB	1,12
11 mm	417,17 Mhz	-27 dB	1,08
12 mm	413,13 Mhz	-25 dB	1,10
13 mm	411,11 Mhz	-23 dB	1,14
14 mm	407,07 Mhz	-22 dB	1,16
15 mm	403,0 Mhz	-20 dB	1,2

Perubahan dimensi *patch tail L5* dengan radius 1 mm dimana terjadi pengurangan dimensi antena maka frekuensi yang didapat semakin besar.

b. Iterasi Boundaries terhadap kombinasi material Substrat dan Superstrate

Pada analisa ini *boundaries* diubah pada kombinasi penggunaan material dengan beberapa material lain.



Gambar 16. Simulasi Penggunaan Material Yang Berbeda

Data tabel perubahan material dipaparkan dalam tabel dibawah ini

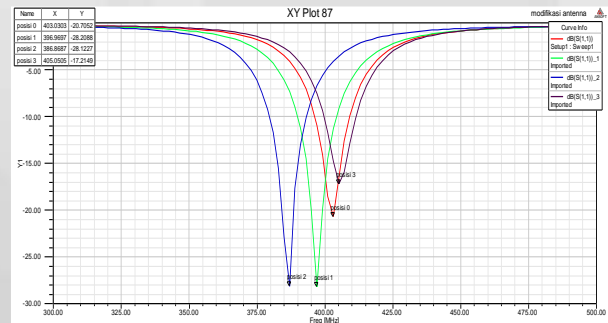
Tabel 4. Hasil simulasi perubahan material

Material Substrate-Superstrate	Frekuensi	Return Loss
Roger RT6010(10,2) - Teflon (2,1)	403,0 Mhz	- 20 dB
Roger RT6010(10,2) - FR4Epoxy(4,4)	475,7 Mhz	- 8 dB
Roger RT6010(10,2) – Roger RT6010(10,2)	445,4 Mhz	- 4 dB

Hasil perubahan penggunaan material untuk kombinasi *substrat* dan *superstrate* dimana berbeda material yang juga berbeda konstanta dielektrik( $\epsilon_r$ ). Dengan konstanta dielektrik yang rendah dapat menyebabkan frekuensi meningkat dan efisiensi yang tinggi.

c. Iterasi Boundaries terhadap letak kedalaman implant.

Dalam analisa ini, perubahan dalam letak kedalaman *implant* antena dengan posisi ditunjukkan dalam gambar dibawah



Gambar 17. Simulasi Letak Kedalaman Implan

Grafik hasil perubahan dalam posisi letak kedalaman antena *implant* dimana perubahan tersebut dapat mempengaruhi frekuensi dari antena dan juga mempengaruhi efisiensi dari *return loss* antena.

A. Perbandingan Hasil Simulasi Dengan Standar Regulasi ITU Untuk MICS Band

Tabel 5. Perbandingan Hasil Simulasi

Parameter Antena	NILAI	
	Standar Regulasi ITU	Simulasi
Frekuensi Kerja (Mhz)	(402-405 Mhz)	403 Mhz
Return Loss	-15 hingga -30 dB	-20,7 dB
VSWR	$\leq 2$	1,2
Gain (dBi)	-31,5 dBi	-27,4 dBi
Bandwidth	300 KHz	17 Mhz
SAR(W/Kg)	1,6 W/Kg per 1g	12,7 W/Kg

Dari Tabel diatas, dapat diketahui bahwa simulasi pemodelan antena *implant* pada frekuensi MICS yang dirancang telah mampu memenuhi pencapaian mendekati parameter dari regulasi standar untuk antena pada implantasi medis. Pada saat simulasi, nilai *Return Loss* sebesar -20,7 dB dimana dalam regulasi sebesar -15 hingga -30 dB sehingga telah memenuhi hasil pencapaian parameter pada standar regulasi. Besarnya nilai tersebut dikarenakan memang jaringan tubuh bukanlah *medium* yang ideal atau baik untuk gelombang radio frekuensi.

Selanjutnya pada nilai VSWR, diketahui sebelumnya bahwa nilai VSWR yang paling baik adalah ketika VSWR tersebut bernilai 1 (VSWR=1) yang berarti dimana tidak ada refleksi ketika saluran



dalam keadaan *matching* sempurna. Namun pada kondisi ini masih sulit untuk didapatkan. Dalam regulasi atau pada umumnya nilai VSWR yang masih dianggap baik adalah saat nilai  $VSWR \leq 2$ . Nilai VSWR yang didapatkan pada simulasi sebesar 1,2 dan nilai VSWR tersebut dapat berubah disebabkan perubahan yang terjadi pada dimensi *patch* dan saluran pencatu.

Pada hasil *gain*, didapatkan pada saat simulasi adalah sebesar -27,4 dBi sedangkan *gain* dari standar regulasi yaitu sebesar -31,5 dBi dan beda selisih 4,1 dBi dari standar regulasi. Hal tersebut dapat disebabkan karena simulasi masih kurang teliti dimana tidak memperhitungkan tingkat temperatur kondisi tubuh karena memang kondisi lingkungan sekitar antena terutama lapisan jaringan dapat mempengaruhi kinerja antena.

Pada hasil SAR, didapatkan pada saat simulasi sebesar 12,7 W/Kg, sedangkan standar SAR untuk implantasi medis adalah sebesar 1,6 W/Kg per 1g dan 2 W/Kg per 10g, dimana hasil simulasi tersebut lebih besar daripada standar regulasi yang ditetapkan American National Standards Institute (ANSI), sehingga kemungkinan dapat mengganggu pada jaringan tubuh.

## V. KESIMPULAN

Rancangan simulasi model *implanted* antena pada MICS Band untuk aplikasi monitoring detak jantung dengan *patch* berbentuk *rectangular spiral*, dapat diperoleh kesimpulan, yaitu :

1. Perancangan simulasi antena menghasilkan nilai frekuensi sebesar 403,03 Mhz, sesuai dengan standar pada frekuensi MICS sebesar 402-405 Mhz.
2. Besarnya *Length* (L) dan *Width* (W) sangat mempengaruhi kerja antena, semakin besar nilai L dan W semakin kecil nilai frekuensi antena.
3. Nilai *Return Loss* antena menghasilkan nilai sebesar -20,7 dB.
4. Hasil simulasi VSWR sebesar 1,2; sudah dapat memenuhi pencapaian regulasi yang pada umumnya nilai  $VSWR \leq 2$  dianggap baik pada antena *rectangular*.
5. Perolehan *Gain* pada antena didapat hasil -27,4 dBi, nilai tersebut dianggap baik dari standar regulasi sebesar -31,5 dBi.

6. Simulasi SAR didapatkan nilai sebesar 12,7 W/Kg per 1g, dimana nilai tersebut belum memenuhi standar regulasi dari ANSI sebesar 1,6 W/Kg per 1g dan 2 W/Kg per 10g.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Balanis, C. A. (2005). *Antenna Theory: Analysis and Design* (3rd ed.). (A. J. Wiley, Penyunt.) USA: Wiley Interscience.
- [2] Blanos, P. (2013). *Miniaturization of Implantable Antennas for Medical Applications*, Master's Dissertations. Athens: European Postgraduate Programme on Biomedical Engineering.
- [3] Brinda, R., & Preethy, S. S. (2014). Miniaturized Antenna with Combination of Meander and Square Spiral Slot for Biomedical Applications. *International Journal of Computer Applications* , 85 (4), 21-24.
- [4] Johansson, A. J. (2004). *Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation* PhD Dissertations. Lund: Lund University.
- [5] Kim, J., & Samii, Y. R. (2004). *Implanted Antennas Inside a Human Body: Simulations, Designs, and Characterizations*. *IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES* , 52 (8), 1934-1943.
- [6] Kiourti, A., Costa, J. R., Fernandes, C. A., Santiago, A. G., & Nikita, K. S. (2012). *Miniature Implantable Antennas for Biomedical telemetry: From Simulation to Realization*. *IEEE TRANSACTION ON BIOMEDICAL ENGINEERING* , 59 (11), 3140-3147.
- [7] MERLI, F. (2011). *Implantable Antennas for Biomedical Applications*. Suisse: ECOLE POLYTECHNIQUE FEDERALE DE LAUSANNE.
- [8] Soontompipit, P. (2012). *An Implantable BioTelemetry Review: Technology for a Cardiac Pacemaker Device*. *Asia Journal of Public Health* , 3 (3), 111-120.
- [9] Soontompipit, P. (2012). *Effects of Radiation and SAR from Wireless Implanted Medical Devices on the Human Body*. *Journal Medical Association Thailand* , 95 (6), S189-S197.
- [10] Nalam, M., Rani, N., & Mohan, A. (2014). *Biomedical Application of Microstrip Patch Antenna*. *International Journal of Innovative Science and Modern Engineering (IJISME)* , 2 (6), 6-8.