

# **PENINGKATAN KEMAMPUAN UKUR KALIBRASI SUMBER FREKUENSI DI BAWAH 10 HZ DAN SIMULASI DISEMINASINYA DALAM HEART RATE ELECTROCARDIOGRAM (ECG)**

## ***IMPROVEMENT MEASURING CAPABILITY OF THE FREQUENCY SOURCE CALIBRATION BELOW 10 HZ AND SIMULATION OF ITS DISSEMINATION IN HEART RATE ELECTROCARDIOGRAM (ECG)***

**Asep Hapiddin<sup>1</sup>, A.M. Boynawan<sup>2</sup>, Ratnaningsih<sup>2</sup>, Yulita Ika Pawestri<sup>2</sup>, Brillyana Githanadi<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Pusat Riset Teknologi Pengujian dan Standar, Badan Riset dan Inovasi Nasional

<sup>2</sup>Direktorat Standar Nasional Satuan Ukuran Termoelektrik dan Kimia, Badan Standardisasi Nasional

Email: a.hapiddin@gmail.com

### **ABSTRAK**

Dalam upaya membangun ketertelusuran pengukuran alat dan fasilitas kesehatan, khususnya yang memiliki parameter pengukuran frekuensi, telah dilakukan penelitian dan kajian kalibrasi sumber frekuensi rendah dalam rentang (0,1~10) Hz di Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu BSN. Terdapat banyak alat kesehatan yang memiliki parameter pengukuran frekuensi dalam rentang di bawah 10 Hz, salah satunya elektrokardiogram. Kemampuan pengukuran dan kalibrasi di Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu, untuk sumber frekuensi adalah 10 Hz ~ 3,2 GHz. Oleh karena itu, sangatlah penting untuk membangun sistem kalibrasi dan ketertelusuran untuk sumber frekuensi pada rentang di bawah 10 Hz. Dalam penelitian ini, telah dibangun sistem kalibrasi sumber frekuensi dalam rentang (0,1~10) Hz yang tertelusur ke Standar Nasional Frekuensi (NaFS), jam atom Cesium 133 HP5071A. Kemampuan pengukuran terbaik (BMC) didapatkan pada nilai  $2,2 \times 10^{-4}$  Hz ~  $3,2 \times 10^{-5}$  Hz. Untuk mendiseminasikan kemampuan pengukuran tersebut, dilakukan kajian studi kasus tentang kalibrasi elektrokardiogram (EKG) dan simulatonya sebagai alat kesehatan yang memiliki parameter frekuensi rendah. Namun, perlu dilakukan kalibrasi ECG simulator atau sumber frekuensi rendah lainnya secara langsung menggunakan sistem kalibrasi yang telah dibangun.

**Kata Kunci:** pengukuran frekuensi rendah, Standar Nasional Frekuensi, elektrokardiogram, ECG simulator

## **ABSTRACT**

*In an effort to build traceability of measuring tools and health facilities, particularly in frequency measurement parameters, research and study on low-frequency source calibration in the range (0.1~10) Hz have been carried out at the Electricity and Time Laboratory SNSU BSN. Many medical devices have frequency measurement parameters in the range below 10 Hz, one of which is an electrocardiogram. Measurement and calibration capabilities at the Electricity and Time Laboratory SNSU, for frequency source, is 10 Hz ~ 3.2 GHz only. Therefore, it is very important to establish a calibration and traceability system for frequency sources in the range below 10 Hz. Low-frequency source (0.1~10) Hz calibration system has been established that traceable to SI unit through National Frequency Standard (NaFS), Cs 133 atomic clock HP5071A in SNSU BSN. Best measurement capability (BMC) was obtained at  $2,2 \times 10^{-4}$  Hz ~  $3,2 \times 10^{-5}$  Hz. Type A uncertainty source significantly contributed to the combined uncertainty. To disseminate its measurement capability, case studies have been carried out on the calibration of the electrocardiogram (ECG) and its simulator as an ECG calibrating instrument. However, it is necessary to calibrate the ECG simulator or other low-frequency source directly using the calibration system that has been built.*

**Keywords** : *low-frequency measurement, National Frequency Standard, electrocardiogram, ECG simulator*

## **1. PENDAHULUAN**

Ketertelusuran pengukuran merupakan salah satu aspek penting dalam berbagai kehidupan saat ini, salah satunya dalam bidang kesehatan. Pada peringatan Hari Metrologi Dunia 2021, “Pengukuran untuk Kesehatan” dijadikan sebagai tema untuk menciptakan kesadaran akan pentingnya peran pengukuran dan ketertelusurannya dalam bidang Kesehatan. Di dalam ISO/IEC 17025:2017 dan ISO/IEC *Guide* 99, ketertelusuran metrologi didefinisikan sebagai sifat dari hasil pengukuran di

mana hasilnya dapat dikaitkan dengan peralatan referensi melalui rantai kalibrasi tak terputus dan terdokumentasi, masing-masing berkontribusi terhadap ketidakpastian pengukuran (Iec, 2017). Proses kalibrasi merupakan kunci utama dalam membangun ketertelusuran pengukuran. Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 62 Tahun 2017 dalam Pasal 43 menyebutkan bahwa “Untuk menjamin mutu, keamanan, dan kemanfaatan alat kesehatan elektromedik dan radiologi perlu dilakukan kalibrasi alat secara

periodik sesuai dengan ketentuan peraturan perundang-undangan (Kemenkes, 2017)

Salah satu besaran ukur yang erat kaitannya dengan peralatan ukur bidang kesehatan adalah besaran frekuensi, khususnya parameter frekuensi dalam rentang lebih kecil dari 10 Hz. Terdapat berbagai jenis peralatan kesehatan yang memiliki parameter frekuensi dalam sistem operasinya, di antaranya alat elektrokardiogram (EKG) dan *pulse oximeter*. Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu BSN berupaya membangun ketertelusuran besaran frekuensi yang terdapat pada peralatan kesehatan. Saat ini, Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu – Badan Standardisasi Nasional (BSN) telah memiliki kemampuan pengukuran frekuensi dalam rentang ukur 10 Hz – 1 GHz untuk lingkup sumber frekuensi (*frequency source*) dan 10 Hz – 3,2 GHz untuk lingkup alat ukur frekuensi (*frequency meter*).

Upaya dalam membangun sistem kalibrasi EKG telah banyak dilakukan. Penggunaan penguat elektrik untuk mengamati bentuk gelombang dari parameter EKG, seperti amplitudo dan frekuensi (Benitez & Uresti, 2017). Namun, sistem tersebut memerlukan kajian yang cukup kompleks dalam analisis ketidakpastiannya. Selain itu,

sangatlah penting untuk membangun sumber ketertelusuran pengukuran untuk semua parameter dalam EKG. Untuk itu, dalam penelitian ini dibangun sistem pengukuran dan kalibrasi frekuensi rendah di bawah 10 Hz yang tertelusur ke Sistem Internasional satuan melalui standar nasional frekuensi serta dilakukan kajian tentang diseminasinya, khususnya untuk peralatan kesehatan. Studi kasus dilakukan untuk alat EKG dengan melakukan simulasi kalibrasi sumber frekuensi rendah yang selaras dengan parameter frekuensi pada EKG.

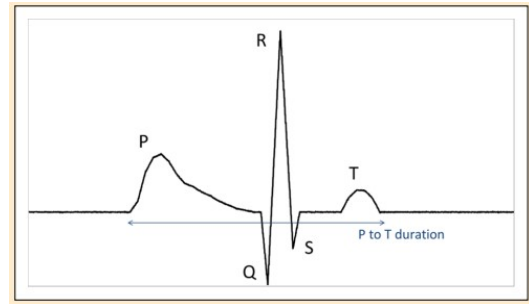
## 2. METODOLOGI

Tahap awal dalam penelitian ini adalah melakukan kajian terkait sistem kerja dari *ECG Simulator* yang digunakan untuk mengkalibrasi EKG. *ECG Simulator* merupakan divais yang menghasilkan sinyal EKG untuk mensimulasikan fungsi jantung (Cho, Lee, & Chang, 2016). Selanjutnya mengidentifikasi parameter fisis dari *ECG Simulator* sebagai acuan untuk melakukan simulasi kalibrasi sumber frekuensi sesuai dengan rentang ukur frekuensi pada *ECG Simulator*. Simulasi kalibrasi dilakukan dengan metode pengukuran langsung menggunakan alat yang tertelusur ke Sistem Internasional satuan melalui standar utama waktu dan frekuensi di SNSU-BSN.

## 2.1 ECG Simulator

*ECG Simulator* biasanya digunakan di rumah sakit untuk mengkalibrasi peralatan ECG (*recorder*). Sebagian besar EKG merekam sinyal yang diukur pada kertas grafik, dengan waktu sebagai sumbu x dan amplitudo sebagai sumbu y. Instrumen EKG berfungsi memonitor pasien, dan menampilkan data pengukuran *real-time* pada layar dengan kemampuan untuk menyimpan data pengukuran ke memori divais untuk dilakukan analisis. Oleh karena *ECG* digunakan oleh praktisi medis untuk diagnosis, fungsinya harus diperiksa dan dikalibrasi secara teratur untuk memastikan kinerjanya memenuhi spesifikasi yang ditentukan (Benitez, Uresti, & Solorzano, 2017).

ECG 12-lead konvensional menggunakan sepuluh elektroda yang ditempelkan pada dada pasien untuk mengukur potensial listrik jantung. Setiap detak jantung yang sehat memiliki perkembangan depolarisasi dan repolarisasi yang teratur (Tsouri & Ostertag, 2014). Komponen utama detak jantung dapat diidentifikasi secara grafis luaran dari EKG, yang umumnya disebut irama sinus normal. Contoh dari detak jantung sinus tunggal normal ditunjukkan pada Gambar 1.



**Gambar 1.** Sinyal EKG normal yang berbentuk sinusoidal.

Sinyal EKG normal, terdapat lima defleksi yang dapat dilihat yaitu gelombang P, Q, R, S dan T. Gelombang P merupakan suatu lengkungan kecil. Gelombang Q adalah defleksi awal yang menurun setelah gelombang P. Gelombang R adalah defleksi yang menitik naik. Gelombang S adalah defleksi negatif atau menurun setelah gelombang R. Gelombang T yang menunjukkan repolarisasi ventrikel. Umumnya berbentuk asimetris (Valais et al., 2014). Untuk detak jantung 60 *beats per minute* (bpm), durasi waktu dari P ke T adalah sekitar 560–640 ms, dan durasi waktu dari Q hingga S adalah sekitar 80-100 ms (Bak, Choi, & Pan, 2020).

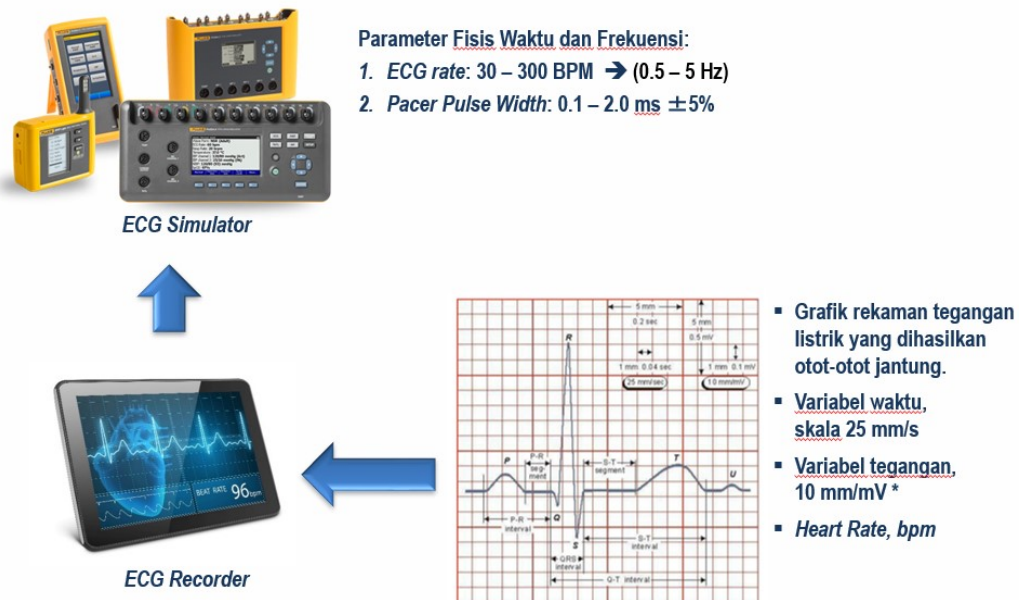
*Electrocardiograph* bekerja dengan prinsip mengukur perbedaan potensial listrik. Tubuh manusia menghasilkan listrik walaupun dengan jumlah yang sangat kecil. Apabila ada listrik, maka pasti ada perbedaan potensial atau tegangan listrik. Tegangan listrik ini dapat menggambarkan atau meng-

ilustrasikan keadaan denyut jantung manusia. Pemasangan lead EKG standar terdiri dari 5 elektroda, yaitu tangan kanan (RA), tangan kiri (LA), kaki kanan (RL), kaki kiri (LL) dan dada (C). Dari kelima elektroda tersebut, maka akan menghasilkan selisih atau perbedaan bentuk gelombang dan amplitude. *Bipolar lead limb* merupakan disain yang dapat mendeteksi lead I, II, dan III biasa disebut segitiga Einthoven (Shirzadfar & Khanahmadi, 2018).

## 2.2 Parameter Fisis Waktu dan Frekuensi pada ECG Simulator

Terdapat dua parameter fisis utama dalam EKG, yaitu waktu dan tegangan. Dalam implementasinya, kecepatan

denyut jantung di dalam EKG dinyatakan sebagai *heart rate*, yaitu jumlah denyut per menit (*beats per minute*, bpm) yang dihitung dari jumlah gelombang puncak R dalam satu menit (Willa Olivia, 2017). Sebagai alat untuk mengkalibrasi ECG recorder, ECG simulator yang secara prinsip kerja merupakan sumber sinyal yang diupayakan memiliki kemiripan atau sebanding dengan sinyal dari denyut jantung (Yang, Lam, & Ng, 2018). Hirarki ketertelusuran ECG recorder serta parameter-parameter fisis terkait waktu dan frekuensi yang terdapat di dalam ECG simulator ditampilkan pada Gambar 2.



**Gambar 2. Ketertelusuran ECG recorder terhadap ECG simulator. Besaran frekuensi merupakan salah satu parameter fisis dalam ketertelusurannya.**

Sumber Gambar: <https://www.flukebiomedical.com/products/biomedical-test-equipment/patient-monitor-simulators/prosim-2-3-vital-signs-patient-simulators>, (Willa Olivia, 2017).

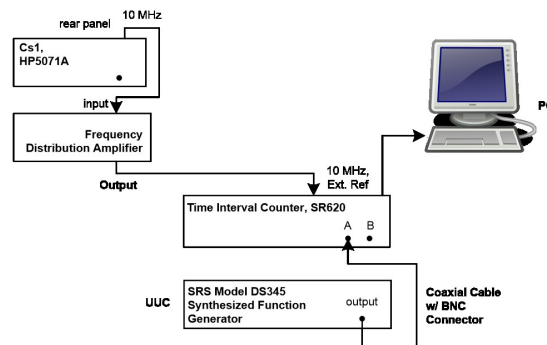
### 2.3 Simulasi Pengukuran Frekuensi Rendah yang Selaras dengan Nilai Frekuensi pada ECG Simulator

Di dalam *ECG simulator*, terdapat parameter fisis *ECG rate* dengan rentang ukur 30~300 bpm (*beat per minute*). Jika dikonversi ke parameter frekuensi maka rentang ukur tersebut berada pada nilai 0,5~5 Hz. Oleh karena belum tersedianya akses untuk melakukan pengukuran dan kalibrasi langsung menggunakan *ECG simulator*, maka dalam upaya membangun ketertelusuran pengukuran frekuensi rendah untuk alat *ECG simulator*,

dilakukan simulasi pengukuran frekuensi rendah yang tertelusur ke Standar Nasional Satuan Ukuran Waktu dan Frekuensi, Jam Atom Cesium 5071A di Laboratorium SNSU Waktu dan Frekuensi dengan skema rangkaian pengukuran, seperti ditunjukkan pada Gambar 3. *Universal Time Interval Counter* model SR620, *Stanford Research Systems* digunakan sebagai alat ukur frekuensi memiliki spesifikasi yang ditampilkan pada Tabel 1. Adapun artefak yang digunakan sebagai sumber sinyal frekuensi adalah generator sinyal frekuensi SRS DS345 sebagai pengganti dari *ECG simulator*.

**Tabel 1. Spesifikasi *Universal Time Interval Counter* SR620 (Time & Counter, 2003)**

Rentang Ukur	0,001 Hz ~ 300 MHz melalui input komparator 40 MHz ~ 1,3 GHz melalui <i>internal UHF prescaler</i> <i>Ratio A/B</i> rentang: $10^{-9} \sim 10^3$
Penyimpangan	$<\pm ((100 \text{ ps typ } [350 \text{ ps max}]) / \text{Gate} + \text{Timebase Error}) \times \text{Frequency}$
Gates	<i>External, 1 period, 1 ms to 500 s in 1, 2, 5 sequences. Gates may be externally triggered with no delay. Gates may be delayed relative to an External trigger. The delay from trigger may be set from 1 to 50,000 gate widths.</i>
Display	16-digit fixed point with $LSD = \text{Freq} \times 4 \text{ ps/Gate}$ . 1 $\mu\text{Hz}$ max Resolution (1 nHz with $\times 1000$ for frequencies $\leq 1 \text{ MHz}$ ).



**Gambar 3. Setup simulasi pengukuran frekuensi rendah di Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu - BSN**

### 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Generator sinyal frekuensi SRS DS345 sebagai *unit under calibration* (UUC) memiliki spesifikasi sebagai berikut (*Stanford Research System, 2009*):

- rentang frekuensi 1  $\mu\text{Hz}$  ~ 30.2 MHz;
- resolusi 1  $\mu\text{Hz}$ ;
- input referensi 10 MHz; dan
- interface RS-232 and GPIB.

Pengukuran sinyal frekuensi SRS DS345

menggunakan SR620 dilakukan secara otomatis menggunakan sistem antarmuka RS-232. Perekaman data hasil pengukuran dilakukan dalam 10 kali pengukuran untuk setiap titik ukur. Dari simulasi ini, diperoleh hasil pengukuran untuk rentang 0,1 ~ 10 Hz dengan standar deviasi yang didapatkan dari 10 kali pengukuran yang ditampilkan dalam Tabel 2.

**Tabel 2. Hasil Kalibrasi Sumber Frekuensi 0,1 ~ 10 Hz**

Nominal UUT (Hz)	Penunjukan Standar (Hz)	Standar Deviasi (Hz)
0,1	0,0999996	0,000012
0,2	0,2000011	0,000025
0,5	0,5000184	0,000110
0,7	0,6999869	0,000152
1	1,0000115	0,000247
2	1,9999891	0,000043
5	4,9999994	0,000234
7	7,0000021	0,000246
10	9,9999679	0,000096

Langkah selanjutnya dari hasil simulasi pengukuran ini, akan dilakukan analisis ketidakpastian pengukuran untuk mengetahui keandalan dari sistem pengukuran yang dibangun berdasarkan ketidakpastian pengukuran yang didapat. Selain itu, salah satu target dari kegiatan penelitian, yaitu tersusun instruksi kerja untuk pengukuran dan kalibrasi

frekuensi rendah di bawah 10 Hz yang salah satu aplikasinya untuk mengkalibrasi parameter fisis frekuensi pada peralatan kesehatan.

Analisis ketidakpastian pengukuran frekuensi rendah terdiri atas ketidakpastian tipe A dan ketidakpastian tipe B (JCGM, 2008).

- a. Ketidakpastian tipe A didapatkan dari pengukuran berulang menggunakan persamaan *Allan Variance*:

$$\sigma^2 y(\tau) = \frac{1}{2(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} [f_{i+1} - f_i]^2 \quad [1]$$

$N$  = jumlah pengukuran

- b. Adapun ketidakpastian tipe B bersumber dari ketidakpastian pembacaan pengukuran frequency counter SR620, ketidakpastian standar frekuensi referensi dalam hal ini frekuensi dari standar nasional waktu dan frekuensi (*National Frequency Standard*, NaFS) jam atom Cs HP-5071A, ketidakpastian *frequency distribution amplifier*, dan ketidakpastian *coaxial cable* yang digunakan dalam sistem pengukuran.

- Ketidakpastian kemampuan pembacaan *frequency counter* SR620 diestimasi memiliki *semi range* bernilai  $a = \pm 0,5 \times \text{resolusi}$  dengan distribusi persegi

$$u_{(\text{NaFS})} = \sqrt{u_{(\text{UTC})}^2 + u_{(\text{link})}^2 + u_{(\text{UTC(KIM)})}^2 + u_{(\text{Stability})}^2} \quad [3]$$

- Ketidakpastian UTC berdasarkan hasil perhitungan dari nilai terburuk deviasi fraksional (*fractional deviation*, FD) sebesar  $6,7 \times 10^{-16}$  dan ketidakpastian standar (*standard uncertainty*, SU) sebesar  $2,1 \times 10^{-16}$

(*rectangular*). Dengan demikian, nilai ketidakpastian baku kemampuan pembacaan *frequency counter* SR620 dinyatakan dengan persamaan:

$$u_{\text{res}} = \frac{0,5 \times \text{resolusi}}{\sqrt{3}} \quad [2]$$

- Ketidakpastian NaFS diperhitungkan dari ketidakpastian UTC (*Coordinated Universal Time*, waktu universal terkoordinasi) yang merupakan sumber ketertelusuran dari UTC(INA), ketidakpastian dari link UTC-UTC(INA), ketidakpastian UTC(INA) dan kestabilan dari NaFS yang didapat dari Circular T, yang dinyatakan dengan persamaan:

<sup>16</sup> dalam kurun waktu Juli 2019 – Maret 2020, yang dinyatakan dengan persamaan:

$$u_{(\text{UTC})} = \sqrt{\text{FD}^2 + \text{SU}^2} \quad [4]$$

Sehingga didapatkan ketidakpastian UTC,  $u_{(\text{UTC})} = 7,0 \times 10^{-16}$



- Ketidakpastian link UTC-UTC(INA) dinyatakan dengan persamaan:

$$u_{(link)} = \frac{UTC - UTC(INA) link (tipe A)}{86400 \times 5} \cdot \sqrt{2} \quad [5]$$

Maret 2020 adalah 0,7 ns sehingga didapatkan nilai ketidakpastian link UTC-UTC(INA),  $u_{link}$  sebesar  $2,3 \times 10^{-15}$ .

Ketidakpastian UTC(INA) dari perhitungan perbedaan frekuensi (dF) antara UTC dan UTC(KIM) setiap hari yang didapatkan dari Circular T melalui persamaan:

$$u_{UTC(INA)} = \sqrt{(\overline{dF})^2 + (stdev dF)^2} \quad [6]$$

Dalam kurun waktu Juli 2019 – Maret 2020 diperoleh nilai  $dF = 2,4 \times 10^{-14}$  dan  $stdev dF = 2,6 \times 10^{-14}$ . Dengan demikian didapatkan nilai  $u_{UTC(INA)}$  sebesar  $3,5 \times 10^{-14}$ .

Adapun kestabilan dari NaFS sendiri berdasarkan hasil yang diperoleh dari Circular T yang diterbitkan oleh BIPM (dalam kurun waktu Juli 2019 – Maret 2020) adalah  $5,9 \times 10^{-14}$  selama satu hari. Dengan demikian tabulasi perhitungan ketidakpastian NaFS yang dinyatakan dengan berdasarkan persamaan [3] dapat dinyatakan dalam Tabel 3.

Nilai ketidakpastian tipe A yang paling besar dalam kurun waktu Juli 2019 –

**Tabel 3. Tabulasi Perhitungan Ketidakpastian NaFS**

Ketidakpastian	Nilai (relatif)
$u_{UTC}$	$7,0 \times 10^{-16}$
$u_{Link}$	$2,3 \times 10^{-15}$
$u_{UTC(INA)}$	$3,5 \times 10^{-14}$
$u_{Stability}$	$5,9 \times 10^{-14}$
$u_{NaFS}$	$5,9 \times 10^{-14}$

Frekuensi referensi 10 MHz dari NaFS didistribusikan ke alat ukur *Frequency Counter* melalui *frequency distribution amplifier* (FDA), seperti ditunjukkan pada Gambar 3. Oleh karena itu, sangatlah penting untuk memperhitungkan ketidakpastian dari FDA (Microsemi 4036B S/N: He-96011-02) dengan koefisien suhu 10 ps/derajat yang ditempatkan dalam ruangan dengan maksimum perubahan suhunya sebesar 6 °C untuk rentang waktu setengah hari. Ketidakpastian dari FDA dinyatakan dengan persamaan [7] (NICT, 2013):

$$u_{FDA} = \sqrt{\left(\frac{(\text{Temp Coeff})(\text{Temp Variation})}{\text{Variation Time}}\right)^2}$$

[7]

Dengan demikian, didapatkan nilai ketidakpastian FDA sebesar  $1,4 \times 10^{-15}$  (relatif).

NaFS dengan output 10 MHz didistribusikan ke FDA menggunakan kabel koaksial yang panjangnya 25 m dan memiliki koefisien suhu 0,3 ps/m/derajat. Ketidakpastian dari kabel

koaksial dinyatakan dengan persamaan (8) (NICT, 2013):

$$u_{(Cx)} = \frac{(\text{Temp Coeff})(\text{Temp Variation})(\text{Cable Length})}{\text{Variation Time}}$$

[8]

sehingga didapat nilai ketidakpastian kabel koaksial sebesar  $1,0 \times 10^{-15}$  (relatif).

Dengan demikian didapatkan nilai-nilai dari setiap sumber ketidakpastian, seperti ditunjukkan dalam budget ketidakpastian pada Tabel 4.

**Tabel 4 Tabulasi Perhitungan Ketidakpastian Pengukuran Sumber Frekuensi**

Ketidakpastian	Nilai (relatif)	Koefisien Sensitivitas	Distribusi	Nilai Ketidakpastian
<b>Type A</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>Normal</b>	<b>0</b>
<b>Resolusi SR620</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>Rectangular</b>	<b>0</b>
$u_{NaFS}$	$5,9 \times 10^{-14}$	<b>1</b>	<b>Normal</b>	$5,9 \times 10^{-14}$
$u_{FDA}$	$1,4 \times 10^{-15}$	<b>1</b>	<b>Normal</b>	$1,4 \times 10^{-15}$
$u_{Cx}$	$1,0 \times 10^{-15}$	<b>1</b>	<b>Normal</b>	$1,0 \times 10^{-15}$
<b>Ketidakpastian Gabungan</b>				$6,4 \times 10^{-11}$
<b>Ketidakpastian Bentangan</b>				$1,3 \times 10^{-10}$

Berdasarkan budget ketidakpastian pada Tabel 3, didapatkan nilai ketidakpastian pengukuran dari simulasi kalibrasi sumber

frekuensi dalam rentang (0,1~10) Hz dengan tingkat kepercayaan 95%, ditunjukkan pada Tabel 5.

**Tabel 5. Ketidakpastian Pengukuran untuk Rentang 0,1 Hz ~ 10 Hz**

Nominal UUT (Hz)	Penunjukan Standar (Hz)	Type A (Hz)	Resolusi Counter (Hz)	u NaFS (Hz)	u FDA (Hz)	u Cx (Hz)	Ucomb (Hz)	Uexp (Hz)
<b>0,1</b>	<b>0,0999996</b>	<b>1,6E-05</b>	<b>2,9E-08</b>	<b>5,9E-15</b>	<b>1,4E-16</b>	<b>1,0E-16</b>	<b>1,6E-05</b>	<b>3,2E-05</b>
<b>0,2</b>	<b>0,2000011</b>	<b>2,6E-05</b>	<b>2,9E-08</b>	<b>1,2E-14</b>	<b>2,8E-16</b>	<b>2,0E-16</b>	<b>2,6E-05</b>	<b>5,3E-05</b>
<b>0,5</b>	<b>0,5000184</b>	<b>1,5E-04</b>	<b>2,9E-08</b>	<b>3,0E-14</b>	<b>7,0E-16</b>	<b>5,0E-16</b>	<b>1,5E-04</b>	<b>2,9E-04</b>

0,7	0,6999869	2,0E-04	2,9E-08	4,1E-14	9,8E-16	7,0E-16	2,0E-04	4,0E-04
1	1,0000115	3,3E-04	2,9E-08	5,9E-14	1,4E-15	1,0E-15	3,3E-04	6,6E-04
2	1,9999891	4,9E-05	2,9E-08	1,2E-13	2,8E-15	2,0E-15	4,9E-05	9,9E-05
5	4,9999994	3,1E-04	2,9E-08	3,0E-13	7,0E-15	5,0E-15	3,1E-04	6,2E-04
7	7,0000021	3,3E-04	2,9E-08	4,1E-13	9,8E-15	7,0E-15	3,3E-04	6,5E-04
10	9,9999679	1,1E-04	2,9E-08	5,9E-13	1,4E-14	1,0E-14	1,1E-04	2,2E-04

Dari hasil analisis ketidakpastian tersebut, ketidakpastian tipe A merupakan sumber ketidakpastian yang paling signifikan terhadap ketidakpastian gabungan dan ketidakpastian bentangan. Kemampuan pengukuran terbaik (*Best Measurement Capability*, BMC) pada kalibrasi sumber frekuensi rendah (0,1~10) Hz berada pada rentang  $2,2 \times 10^{-4}$  Hz ~  $3,2 \times 10^{-5}$  Hz.

Simulasi kalibrasi sumber frekuensi rendah 0,1 Hz ~ 10 Hz yang telah dilakukan menjadi acuan peningkatan kemampuan ukur Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu SNSU BSN untuk sumber frekuensi di bawah 10 Hz. Sistem kalibrasi yang dibangun tersebut akan menjadi referensi ketertelusuran pengukuran frekuensi rendah yang dapat pada berbagai alat kesehatan, seperti EKG, *Pulse Oxymeter*, dan tensimeter digital.

#### 4. KESIMPULAN

Telah dibangun sistem kalibrasi sumber frekuensi rendah dengan rentang ukur 0,1 Hz ~ 10 Hz yang tertelusur ke standar utama frekuensi di Laboratorium SNSU Kelistrikan dan Waktu Badan Standardisasi Nasional. Sistem kalibrasi tersebut dibangun dalam upaya membangun ketertelusuran pengukuran frekuensi rendah lebih kecil dari 10 Hz, di mana dalam bidang kesehatan terdapat banyak instrumen pengukuran yang memiliki parameter frekuensi pada rentang tersebut. Kemampuan pengukuran terbaik (*Best Measurement Capability*, BMC) pada kalibrasi sumber frekuensi pada rentang 0,1 Hz ~ 10 Hz di SNSU BSN berada pada rentang  $2,2 \times 10^{-4}$  Hz ~  $3,2 \times 10^{-5}$  Hz

Berdasarkan hasil analisis ketidakpastian, ketidakpastian tipe A merupakan sumber ketidakpastian yang paling signifikan terhadap ketidak-

pastian gabungan pada sistem pengukuran yang telah dibangun. Dalam penelitian ini, telah dilakukan kajian tentang kalibrasi EKG dan simulatornya sebagai instrumen pengalibrasi ECG recorder. Simulasi pengukuran telah dilakukan sebagai bukti dibangunnya ketertelusuran pengukuran sumber frekuensi rendah. Sistem yang dibangun dapat menjadi acuan ketertelusuran alat kesehatan, seperti ECG simulator. Namun, perlu dilakukan kalibrasi ECG simulator secara langsung menggunakan sistem kalibrasi yang telah dibangun. Sebagai tindak lanjut dari hasil penelitian dan kajian yang telah dihasilkan, akan dilakukan kerja sama dengan stakeholder terkait. Salah satunya Badan Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Jakarta.

## 5. UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada manajemen SNSU-BSN dan Pusat Riset dan Pengembangan Sumber Daya Manusia-BSN yang telah memfasilitasi pelaksanaan kegiatan penelitian ini.

## DAFTAR PUSTAKA

Bak, E., Choi, G. H., & Pan, S. B. (2020). ECG-Based Human Identification System by Temporal-

Amplitude Combined Feature Vectors. *IEEE Access*, 8, 42217–42230.

<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.2976688>

Benitez, R., & Uresti, R. (2017).

Development of an alternative method for the calibration of ECG simulators Development of an alternative method for the calibration of ECG simulators, (October).

<https://doi.org/10.1051/metrology/201710005>

Benitez, R., Uresti, R., & Solorzano, C.

(2017). Development of an alternative method for the calibration of ECG simulators, (January), 10005.

<https://doi.org/10.1051/metrology/201710005>

Cho, S., Lee, Y., & Chang, I. (2016).

Designing a Novel ECG Simulator: Multi-Modality Electrocardiography into a Three-Dimensional Wire Cube Network. *IEEE Technology and Society Magazine*, 35(1), 75–84.

<https://doi.org/10.1109/MTS.2016.2518253>

Iec, I. S. O. (2017). INTERNASIONAL, 2017, 1–63.

- JCGM. (2008). Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement, 50(September), 134. Retrieved from <http://www.bipm.org/en/publications/guides/gum.html>
- Kemenkes. (2017). Izin edar alat kesehatan, alat kesehatan diagnostik in vitro dan perbekalan kesehatan rumah tangga.
- NICT. (2013). *APMP Guideline of Uncertainty Calculation for Time and Frequency* (Vol. 211\_1).
- Shirzadfar, & Khanahmadi. (2018). Design and Development of ECG Simulator and Microcontroller Based Displayer. *Journal of Biosensors & Bioelectronics*, 09(03). <https://doi.org/10.4172/2155-6210.1000256>
- Stanford Research System. (2009). MODEL DS345 Synthesized Function Generator, 9(408).
- Time, U., & Counter, I. (2003). Model Sr620. *Time*, 4(408).
- Tsouri, G. R., & Ostertag, M. H. (2014). Patient-specific 12-lead ECG reconstruction from sparse electrodes using independent component analysis. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 18(2), 476–482. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2294561>
- Valais, I., Koulouras, G., Fountos, G., Michail, C., Kandris, D., & Athinaios, S. (2014). Design and Construction of a Prototype ECG Simulator. *Journal of Science & Technology*, (June 2016).
- Willa Olivia, A. A. (2017). Rancang Bangun Kalibrator Elektrokardiogram. *Sinusoida*, 19(2).
- Yang, S., Lam, B., & Ng, C. M. N. (2018). Calibration of Electrocardiograph (ECG) Simulators. *NCSLI Measure*, 12(1), 46–53. <https://doi.org/10.1080/19315775.2017.1335586>