



KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN,
RISET, DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS RIAU

19

LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT

Kampus Bina Widya, Jalan. HR. Soebrantas Km. 12,5 Panam, Pekanbaru 28293

Telp/Fax (0761) 588156, Laman: www.lppm.unri.ac.id

Surel: lppm@unri.ac.id

KONTRAK PENELITIAN DRTPM
PELAKSANAAN PROGRAM PENELITIAN LANJUTAN
SKEMA PENELITIAN DASAR KOMPETITIF NASIONAL
TAHUN ANGGARAN 2023

ANTARA

KETUA LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT
(LPPM) UNIVERSITAS RIAU

DENGAN

KETUA PENELITI

Nomor: ~~11324~~ /UN19.5.1.3/AL.04/2023

Pada hari ini Jumat tanggal Empat Belas bulan April tahun dua ribu dua puluh tiga, kami yang bertandatangan dibawah ini:

1. Prof. Dr. Mubarak, M.Si : Ketua Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Riau, bertindak atas nama Rektor Universitas Riau, selaku penanggung jawab Pelaksanaan Program Penelitian Universitas Riau Tahun Anggaran 2023 yang selanjutnya dalam Surat Perjanjian ini disebut sebagai **PIHAK PERTAMA**;
2. YUSNITA RAHAYU : Dosen Universitas Riau, dalam hal ini bertindak sebagai pengusul dan Ketua Pelaksana Program Penelitian Universitas Riau Tahun Anggaran 2023 untuk selanjutnya disebut **PIHAK KEDUA**.

PIHAK PERTAMA dan **PIHAK KEDUA**, secara bersama-sama sepakat mengikatkan diri dalam suatu Kontrak Penelitian Lanjutan DRTPM Tahun Anggaran 2023, sesuai dengan kontrak DRTPM dengan Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat (LPPM) Universitas Riau Nomor: **052/ES/PG.02.00.PL/2023 Tanggal 12 April 2023** Pelaksanaan Program Penelitian Lanjutan Tahun Anggaran 2023 pelaksanaan tahun ke 2 dari 2 tahun dengan ketentuan dan syarat-syarat sebagaimana diatur dalam pasal-pasal sebagai berikut:

Pasal 1

RUANG LINGKUP KONTRAK

- (1) **PIHAK PERTAMA** memberi tugas kepada **PIHAK KEDUA**, dan **PIHAK KEDUA** menerima tugas tersebut untuk melaksanakan Penugasan Penelitian Sumber Dana DRTPM Tahun Anggaran 2023 dengan judul : **Perancangan alat pendeteksi gula darah noninvasif berbasis biosensor fleksibel antena**
- (2) Pelaksanaan Penugasan Penelitian sebagaimana dimaksud pada ayat (1) dibebankan pada DIPA (Daftar Isian Pelaksanaan Anggaran) SP DIPA-023.17.2.677564/2023 Tanggal 24 November 2022.

M. Lz

VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompeti Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat Berbasis Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau
Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan

Pasal 2

NILAI KONTRAK DAN MEKANISME PENCAIRAN PENDANAAN

- (1) **PIHAK PERTAMA** memberikan dana untuk pelaksanaan kegiatan sebagaimana dimaksud dalam pasal 1 setinggi-tingginya sebesar **Rp. 214.828.000,-**
- (2) Dana Penugasan Pelaksanaan sebagaimana dimaksud pada ayat (1) dibayarkan oleh **PIHAK PERTAMA** kepada **PIHAK KEDUA** secara bertahap dengan ketentuan sebagai berikut:
 1. Pembayaran Tahap Pertama sebesar 70% dari total dana kegiatan, **Rp. 214.828.000,- x 70% = Rp. 150.379.600,-** dengan persyaratan menyerahkan:
 - a. Revisi Proposal diunggah ke laman <https://bima.kemdikbud.go.id> dan <https://e-ppm.unri.ac.id>
 - b. Rencana penggunaan dana tahap pertama
 - c. Surat Pernyataan kesanggupan pelaksanaan penelitian di unggah ke laman <https://bima.kemdikbud.go.id> dan <https://e-ppm.unri.ac.id>
 - d. Surat pernyataan tanggung jawab mutlak (SPTJM) dari **PIHAK KEDUA** atas penggunaan dana
 2. Pembayaran Tahap Kedua sebesar 30% dari total dana kegiatan, **Rp. 214.828.000,- x 30% = Rp. 64.448.400,-** dengan persyaratan telah mengunggah Laporan Kemajuan Kegiatan yang ditandatangani oleh **PIHAK KEDUA**, Laporan Penggunaan Dana tahap Pertama (70%) yang ditandatangani oleh **PIHAK KEDUA**, Surat Pernyataan Tanggung Jawab Belanja (SPTB) dan telah mengikuti kegiatan Monitoring dan Evaluasi. Dokumen tersebut diunggah Kelaman (website) <https://bima.kemdikbud.go.id> dan <https://e-ppm.unri.ac.id> dan Hardcopy 1 (satu) rangkap selambat-lambatnya tanggal **18 Agustus 2023**.
 3. **PIHAK KEDUA** harus menyampaikan Surat Pernyataan Tanggung Jawab Belanja (SPTB), Laporan Akhir Penelitian, Buku catatan harian (*logbook*) dan laporan penggunaan anggaran 100%, Luaran Penelitian (sesuai pada akun bima masing-masing) yang dibuktikan dengan pengunggahan pada laman (*website*) <https://bima.kemdikbud.go.id> dan <https://e-ppm.unri.ac.id> selambat-lambatnya tanggal **27 November 2023**.
 4. **PIHAK KEDUA** bertanggung jawab mutlak dalam pembelanjaan dana tersebut pada ayat (1) sesuai dengan RAB kegiatan yang telah disetujui dan berkewajiban untuk menyerahkan kepada **PIHAK PERTAMA** semua bukti-bukti pengeluaran sesuai dengan jumlah dana yang diberikan oleh **PIHAK PERTAMA**.
 5. **PIHAK KEDUA** berkewajiban mengembalikan sisa dana yang tidak dibelanjakan dan berkoordinasi kepada **PIHAK PERTAMA**.
 6. **PIHAK KEDUA** berkewajiban menyampaikan fotocopy bukti pengembalian Dana kepada Kas Negara dan berkoordinasi dengan **PIHAK PERTAMA**.

mt

VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompeti
Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat
Berbasis Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau
Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan

KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN,
RISET, DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS RIAU

LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT

Kampus Bina Widya, Jalan. HR. Soebrantas Km. 12,5 Panam, Pekanbaru 28293

Telp/Fax (0761) 588156, Laman: www.lppm.unri.ac.id

Surel: lppm@unri.ac.id

7. Dana Penelitian sebagaimana dimaksud dalam Pasal 2 ayat 1 dibayarkan kepada **PIHAK KEDUA** melalui rekening Bank BTN yang diajukan dan atas nama **PIHAK KEDUA**, yaitu:

Nama : YUSNITA RAHAYU
Nomor Rekening : 0032401580005938

Pasal 3

JANGKA WAKTU PELAKSANAAN KONTRAK

- (1) Jangka waktu pelaksanaan dimulai sejak surat perjanjian di tandatangani sampai dengan **27 November 2023**
- (2) **PIHAK KEDUA** wajib menyerahkan Laporan Kemajuan tanggal **18 Agustus 2023**
- (3) **PIHAK PERTAMA** tidak bertanggung jawab atas keterlambatan dan/atau tidak terbayarnya sejumlah dana sebagaimana dimaksud dalam Pasal 2 ayat (1) yang disebabkan karena kesalahan **PIHAK KEDUA** dalam menyampaikan data rekening sebagaimana dimaksud pada pasal 2 ayat (6).

Pasal 4

KEWAJIBAN DAN HAK PIHAK PERTAMA

- (1) Menetapkan Kontrak pelaksanaan kegiatan penelitian.
- (2) Melakukan monitoring dan evaluasi terhadap kegiatan dan penggunaan anggaran.
- (3) Meminta dan menkonfirmasikan segala bentuk dokumen yang terkait dengan kegiatan.
- (4) Mendapatkan akses penuh dari **PIHAK KEDUA** apabila diperlukan terhadap seluruh dokumen penggunaan dana, catatan teknis, pembukuan, dan dokumen atau catatan lain yang berkaitan dengan pelaksanaan kegiatan

Pasal 5

KEWAJIBAN DAN HAK PIHAK KEDUA

- (1) **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk menyampaikan laporan akhir, Luaran Wajib artikel terindeks scopus dengan status minimal *accepted* atau artikel ilmiah populer yang diterbitkan dimedia baik elektronik maupun cetak dengan pembaca internasional, catatan harian pelaksanaan penelitian, ringkasan executive, Hak kekayaan intelektual (KI), SPTJB dan video terkait proses dan hasil penelitian sebagai luaran wajib serta salah satu luaran lain dalam bentuk teknologi tepat guna (TTG)/kebijakan/model/rekayasa sosial/desain/prototipe sebagai luaran tambahan.
- (2) **PIHAK KEDUA** berhak menerima pendanaan tahun 2023 sebagaimana tercantum dalam kontrak ini.
- (3) **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk melaporkan perkembangan perolehan hak paten atau hak

kekayaan intelektual lainnya, serta publikasi ilmiah sebagaimana maksud pada ayat (1) secara berkala kepada **PIHAK PERTAMA**.

- (4) **PIHAK KEDUA** wajib menyerahkan luaran penelitian kepada **PIHAK PERTAMA**
- (5) **PIHAK KEDUA** bertanggung jawab terhadap pembayaran pajak yang timbul dari pelaksanaan kegiatan Penelitian ini
- (6) **PIHAK KEDUA** bertanggung jawab terhadap semua keabsahan dokumen bukti Laporan Keuangan sesuai dengan peraturan yang berlaku

Pasal 6

LAPORAN DAN HASIL PENELITIAN

- (1) **PIHAK KEDUA** harus menyampaikan Surat Pernyataan telah menyelesaikan seluruh pekerjaan yang dibuktikan dengan pengunggahan pada laman (*website*) <https://bima.kemdikbud.go.id> dan <https://e-ppm.unri.ac.id> dan menyerahkan hardcopy kepada **PIHAK PERTAMA** dengan melampirkan dokumen pada tanggal **27 November 2023**
- (2) **PIHAK KEDUA** berkewajiban mengunggah ke laman Bima dokumen sebagai berikut:
 1. Revisi proposal penelitian
 2. Surat pernyataan kesanggupan penyusunan laporan penelitian
 3. Buku Catatan harian(logbook) pelaksanaan penelitian
 4. Laporan kemajuan pelaksanaan penelitian
 5. Surat Pernyataan Tanggungjawab Belanja (SPTJB) atas dana penelitian yang telah ditetapkan
 6. Laporan akhir penelitian;
 7. Luaran penelitian (sesuai pada akun Bima masing-masing)

Dokumen diserahkan dengan rincian sebagai berikut:

No	Jenis	Unit	Ket
1	Laporan Akhir (pdf)	1	Eksemplar
2	Luaran wajib dan Luaran tambahan disesuaikan dengan akun Bima masing-masing	1	Eksemplar
3	Catatan harian pelaksanaan penelitian	1	Eksemplar
4	Ringkasan <i>executive</i> (pdf)	1	Eksemplar
5	Hak Kekayaan Intelektual	1	Eksemplar
6	Surat Pernyataan Tanggungjawab Belanja (SPTJB) atas dana penelitian sesuai kontrak	1	Eksemplar
7	Berita Acara Serah Terima (BAST) Barang	1	Eksemplar
8	Luaran lain dalam bentuk (TTG/ model/ prototype/ desain/ kebijakan rekayasa) → judul luaran dan deskripsi singkat disertai gambar/foto	1	Eksemplar
9	Video terkait proses dan hasil Penelitian	1	durasi 5-8 Menit

mt

VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompeti
Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat
Berkbasis Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau
Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan

(3) Seminar Hasil akan dilaksanakan pada tanggal paling lama pada tanggal **13 November 2023**

Pasal 7

SANKSI

Apabila sampai dengan batas waktu yang telah ditetapkan untuk melaksanakan kontrak penelitian telah berakhir, **PIHAK KEDUA** belum menyelesaikan tugasnya dan atau terlambat mengirim laporan kemajuan dan atau terlambat mengirim laporan akhir, tidak hadir moneyv dan seminar hasil maka **PIHAK KEDUA** dikenakan sanksi:

1. Pemutusan kontrak kegiatan penelitian;
2. Penghentian pembayaran;

Pasal 8

LAPORAN HASIL PENELITIAN

Laporan hasil Penelitian harus memenuhi ketentuan sebagai berikut:

1. Ukuran kertas A4;
2. Warna sampul muka (cover): Penelitian Dasar: Hijau, Penelitian Terapan: Kuning, Penelitian Pengembangan : Merah

Pasal 9

PERUBAHAN DAN PUBLIKASI JUDUL

- (1) Apabila ketua pelaksana sebagaimana dimaksud pada pasal 2 tidak dapat menyelesaikan pelaksanaan penelitian ini, maka **PIHAK KEDUA** wajib menunjuk pengganti ketua pelaksana yang merupakan salah satu anggota tim setelah mendapat persetujuan tertulis dari **PIHAK PERTAMA**;
- (2) Apabila **PIHAK KEDUA** tidak dapat melaksanakan tugas sebagaimana dimaksud dalam pasal 2, wajib mengembalikan dana yang telah diterima nya kepada kas negara serta menyerahkan fotokopi bukti pengembalian pada kas negara kepada **PIHAK PERTAMA**;
- (3) Apabila dikemudian hari terbukti bahwa judul-judul proposal yang diajukan sebagaimana dimaksud dalam pasal 2 ditemukan adanya duplikasi dan/atau ditemukan adanya ketidakjujuran/itikad buruk yang tidak sesuai kaidah ilmiah, maka kegiatan dinyatakan batal dan **PIHAK KEDUA** wajib melaporkan kepada **PIHAK PERTAMA** serta mengembalikan dana yang telah diterima ke kas negara serta menyerahkan fotokopi bukti pengembalian ke kas negara kepada **PIHAK PERTAMA**.

Mta

KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN,
RISET, DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS RIAU

LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT

Kampus Bina Widya, Jalan. HR. Soebrantas Km. 12,5 Panam, Pekanbaru 28293

Telp/Fax (0761) 588156, Laman: www.lppm.unri.ac.id

Surel: lppm@unri.ac.id

Pasal 10

HAK KEKAYAAN INTELEKTUAL

- (1) Hak Kekayaan Intelektual yang dihasilkan dari pelaksanaan kegiatan Penelitian ini diatur dan dikelola sesuai dengan peraturan dan perundang-undangan.
- (2) Setiap Publikasi, makalah, dan/atau ekspos dalam bentuk apapun yang berkaitan dengan hasil penelitian wajib mencantumkan nama Direktorat Riset, Teknologi dan Pengabdian Kepada Masyarakat Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset, dan Teknologi
- (3) Apabila terdapat hal-hal lain yang belum diatur dalam Perjanjian Penelitian ini dan memerlukan pengaturan lebih lanjut, maka akan diatur kemudian oleh **PARA PIHAK** melalui adendum/amandemen Perjanjian Penugasan ini dan/atau melalui pembuatan perjanjian tersendiri yang merupakan bagian tidak terpisahkan dari Perjanjian Penelitian ini.

Pasal 11

PERSELISIHAN

- (1) Apabila terjadi perselisihan antara PARA PIHAK dalam pelaksanaan Perjanjian Penelitian ini akan dilakukan penyelesaian secara musyawarah untuk mencapai mufakat.
- (2) Apabila tidak tercapai penyelesaian secara musyawarah sebagaimana dimaksud pada ayat (1), maka penyelesaian dilakukan melalui proses hukum dengan memilih Domisili Hukum di Pengadilan Negeri Pekanbaru

Pasal 12

KEADAAN KAHAR (*FORCE MAJEURE*)

- (1) Apabila terjadi Keadaan Kahar (*force majeure*) suatu keadaan yang terjadi di luar kehendak kedua pihak dalam kontrak, dan tidak dapat diperkirakan sebelumnya, sehingga kewajiban yang ditentukan dalam kontrak menjadi tidak dapat dipenuhi, maka para pihak sepakat tidak akan saling menuntut pelaksanaan pemenuhan ketentuan dalam Kontrak Penelitian ini.
- (2) Peristiwa atau kejadian yang dapat digolongkan keadaan memaksa (*force majeure*) dalam Perjanjian Penugasan ini adalah bencana alam, wabah penyakit, kebakaran, perang, blokade, peledakan, sabotase, revolusi, pemberontakan, huru-hara, serta adanya tindakan pemerintah dalam bidang ekonomi dan moneter yang secara nyata berpengaruh terhadap pelaksanaan Perjanjian Penelitian ini.
- (3) Apabila terjadi keadaan kahar (*force majeure*) maka pihak yang mengalami wajib memberitahukan kepada pihak lainnya secara tertulis, selambat-lambatnya dalam waktu 7 (tujuh) hari kerja sejak terjadinya keadaan kahar (*force majeure*), disertai dengan bukti – bukti yang sah dari pihak yang berwajib, dan para pihak dengan itikad baik akan segera membicarakan penyelesaiannya.

Mita

VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompeti
Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat
Berbasis Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau
Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan

KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN,
RISET, DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS RIAU

LEMBAGA PENELITIAN DAN PENGABDIAN KEPADA MASYARAKAT

Kampus Bina Widya, Jalan. HR. Soebrantas Km. 12,5 Panam, Pekanbaru 28293

Telp/Fax (0761) 588156, Laman: www.lppm.unri.ac.id

Surel: lppm@unri.ac.id

Pasal 13

PENUTUP

- (1) Kontrak Penelitian ini tidak dapat dipindah tangankan, baik sebagian maupun seluruhnya kepada pihak lain tanpa persetujuan **PIHAK PERTAMA**.
- (2) Perubahan atau hal-hal yang belum diatur dalam Perjanjian Penelitian ini akan diatur kemudian oleh **PARA PIHAK**, dan jika dianggap perlu, maka akan di buat perjanjian tambahan, ditandatangani oleh **PARA PIHAK**, dan merupakan bagian yang tidak terpisahkan dari Perjanjian ini.
- (3) Surat Perjanjian Pelaksanaan Program Penelitian ini dibuat rangkap 2 (dua) asli bermaterai cukup untuk tiap – tiap PIHAK dan memiliki kekuatan hukum yang sama.

PIHAK PERTAMA



Prof. Dr. Mubarak M. Si
NIDN. 0008126504

PIHAK KEDUA

A blue ink signature of YUSNITA RAHAYU.

YUSNITA RAHAYU
NIDN. 0004117504

mtz

VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompeti
Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat
Berkas Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau
Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan



Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat Direktorat Jenderal Riset dan Pengembangan
Kementerian Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi
Gedung BPPT II Lantai 19, Jl. MH. Thamrin No. 8 Jakarta Pusat
<https://simlitabmas.ristekdikti.go.id/>

PROTEKSI ISI LAPORAN AKHIR PENELITIAN

Dilarang menyalin, menyimpan, memperbanyak sebagian atau seluruh isi laporan ini dalam bentuk apapun kecuali oleh peneliti dan pengelola administrasi penelitian

LAPORAN AKHIR PENELITIAN MULTI TAHUN

ID Proposal: 2f0acaaa-07c9-4672-a86c-13b7683c0a5d

laporan akhir Penelitian: tahun ke-2 dari 2 tahun

1. IDENTITAS PENELITIAN

A. JUDUL PENELITIAN

Perancangan alat pendeteksi gula darah noninvasif berbasis biosensor fleksibel antena

B. BIDANG, TEMA, TOPIK, DAN RUMPUN BIDANG ILMU

Bidang Fokus RIRN / Bidang Unggulan Perguruan Tinggi	Tema	Topik (jika ada)	Rumpun Bidang Ilmu
Kesehatan	-		

C. KATEGORI, SKEMA, SBK, TARGET TKT DAN LAMA PENELITIAN

Kategori (Kompetitif Nasional/ Desentralisasi/ Penugasan)	Skema Penelitian	Strata (Dasar/ Terapan/ Pengembangan)	SBK (Dasar, Terapan, Pengembangan)	Target Akhir TKT	Lama Penelitian (Tahun)
Penelitian Kompetitif Nasional			SBK Riset Dasar	3	2

2. IDENTITAS PENGUSUL

Nama (Peran)	Perguruan Tinggi/ Institusi	Program Studi/ Bagian	Bidang Tugas	ID Sinta	H-Index
YUSNITA RAHAYU - Ketua Pengusul	Universitas Riau	Teknik Elektro	Melakukan perancangan antena biosensor, memodelkannya dalam simulasi dan analisa kinerja serta membuat purwarupa	6003701	9
ANHAR - Anggota	Universitas Riau	Teknik Elektro	Membantu ketua merancang alat pendeteksi gula darah dan mengolah	6716125	2

Pengusul			data		
HURIATUL MASDAR - Anggota Pengusul	Universitas Riau	Kedokteran	Membantu ketua dalam menganalisa hasil pengujian biosensor antena secara medis	25097	3

3. MITRA KERJASAMA PENELITIAN (JIKA ADA)

Pelaksanaan penelitian dapat melibatkan mitra kerjasama, yaitu mitra kerjasama dalam melaksanakan penelitian, mitra sebagai calon pengguna hasil penelitian, atau mitra investor

Mitra	Nama Mitra
-------	------------

4. LUARAN DAN TARGET CAPAIAN

Luaran Wajib

Tahun Luaran	Jenis Luaran	Status target capaian (accepted, published, terdaftar atau granted, atau status lainnya)	Keterangan (url dan nama jurnal, penerbit, url paten, keterangan sejenis lainnya)
1	Monograf (Cetak)	Terbit	Unri Press
2	Video Kegiatan		
2	Artikel di Jurnal Internasional Terindeks di Pengindeks Bereputasi	Published	Sensor MDPI

Luaran Tambahan

Tahun Luaran	Jenis Luaran	Status target capaian (accepted, published, terdaftar atau granted, atau status lainnya)	Keterangan (url dan nama jurnal, penerbit, url paten, keterangan sejenis lainnya)
1	Artikel di jurnal internasional	Published	IJEEI
1	Artikel di jurnal internasional	Sedang direview	IJEEI
1	Artikel pada Conference/ Seminar Internasional di Pengindeks Bereputasi	Accepted	ISAP 2022
1	Artikel pada Conference/ Seminar Internasional di Pengindeks Bereputasi	Published	ISAP 2022

2	Paten alat	Draft	alat pendeteksi gula darah
---	------------	-------	----------------------------

5. ANGGARAN

Rencana anggaran biaya penelitian mengacu pada PMK yang berlaku dengan besaran minimum dan maksimum sebagaimana diatur pada buku Panduan Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat

Total RAB 2 Tahun Rp. 0

Tahun 1 Total Rp. 0

Jenis Pembelanjaan	Komponen	Item	Satuan	Vol.	Biaya Satuan	Total
--------------------	----------	------	--------	------	--------------	-------

Tahun 2 Total Rp. 0

Jenis Pembelanjaan	Komponen	Item	Satuan	Vol.	Biaya Satuan	Total
--------------------	----------	------	--------	------	--------------	-------

Tahun 3 Total Rp. 0

Jenis Pembelanjaan	Komponen	Item	Satuan	Vol.	Biaya Satuan	Total
--------------------	----------	------	--------	------	--------------	-------

6. KEMAJUAN PENELITIAN

A. RINGKASAN

Data dari International Diabetes Federation (IDF) tahun 2021 menunjukkan bahwa jumlah pasien diabetes di Indonesia pada tahun 2021 mencapai 19,47 juta orang, yang menempatkan Indonesia di posisi kelima sebagai negara dengan jumlah pengidap diabetes terbanyak. Artinya, dibutuhkan kapasitas kesehatan yang memadai untuk masyarakat. Hal ini berisiko terkena penyakit lain, seperti: serangan jantung, stroke, kebutaan dan gagal ginjal bahkan dapat menyebabkan kelumpuhan dan kematian. Sementara berdasarkan data dari Riset Kementerian Kesehatan 2020, Indonesia saat ini hanya memiliki sekitar 321,544 tempat tidur rumah sakit untuk melayani populasi sekitar 270 juta orang, atau berarti sekitar 1,2 tempat tidur rumah sakit untuk 1000 penduduk. Demikian pula, rasio dokter terhadap populasi hanya 0,38 dokter per 1000 penduduk. Diagnosis dini dari penyakit diabetes dapat dilakukan melalui tes gula darah (glukosa). Pengukuran glukosa darah umumnya menggunakan teknik invasif yang mengambil sampel darah di ujung jari dengan melukai dan dilakukan di klinik, pusat kesehatan, dan rumah sakit dengan biaya tinggi, sehingga orang dengan pendapatan kurang mencukupi tidak dapat melakukan pemeriksaan rutin. Hal ini yang membuat pemantauan glukosa secara invasif tidak banyak dilakukan saat ini karena berbagai hal seperti ketakutan seseorang pada darah, atau rasa sakit yang di timbulkan, maka kami berinisiatif membuat biosensor antena sebagai sensor yang dapat digunakan pada jari dan dapat memonitor glukosa dalam darah secara non-invasif. Teknologi non invasif hadir dan menawarkan tanpa rasa sakit karena tidak perlu melukai ujung jari untuk memperoleh sampel darah sebagai pemantauan kadar gula darah. Penelitian ini dilakukan sebagai upaya menghasilkan biosensor antena yang dapat digunakan untuk pemantauan glukosa darah non-invasif menggunakan sampel jari dan air liur. Antena bekerja dengan baik pada frekuensi 2,4 GHz. Penelitian ini menghasilkan tiga rancangan biosensor antena. Rancang bangun biosensor antena dimulai dengan proses perhitungan dimensi antena secara

teori kemudian proses perancangan model menggunakan CST Studio Suite dan pengujian menggunakan phantom darah untuk melihat pergeseran frekuensi yang dihasilkan. Pergeseran frekuensi ini terjadi akibat perubahan kadar darah dalam phantom untuk memperkirakan konsentrasi glukosa dalam darah. Penelitian ini telah dimulai pada tahun 2020 yang diawali dengan pemahaman konsep teori dan perhitungan serta perancangan biosensor antenna secara teori (TKT 1) kemudian membuat desain secara simulasi (TKT 2). Penelitian kemudian berlanjut tahun 2021 dengan melakukan simulasi serta karakterisasi antenna menggunakan software CST Studio Suite (TKT2) dan analisa hasil. Penelitian tahun 2022 melakukan pemodelan phantom jari dan slot darah sebagai objek penelitian biosensor antenna. Integrasi biosensor antenna dengan phantom dianalisa untuk melihat efek phantom, fabrikasi purwarupa dan pengujian berbasis lab (TKT3), pengujian dilakukan menggunakan VNA untuk mendapatkan frekuensi kerja, dan parameter lainnya. Tahun 2022, dua rancangan biosensor antenna dihasilkan menggunakan sampel jari dan air liur. Target luaran tahun 2022 adalah penerbitan buku monograph (hak cipta), artikel ilmiah prosiding. Pada tahun 2023, biosensor antenna menggunakan bahan substrate PET difabrikasi untuk menguji tingkat keefektifitasan bahan, selain itu tambahan biosensor menggunakan bahan Duroid juga dilakukan sebagai pengembangan hasil penelitian yang didapat. Perancangan elektronik display dan integrasi biosensor antenna sudah dilakukan dalam bentuk GUI sebagai satu sistem utuh untuk pendeteksi gula darah (TKT 3). Validasi alat ukur dengan membandingkan teknik invasive (menggunakan glukosa meter) dengan teknik non- invasif (biosensor antenna) untuk mendapatkan tingkat akurasi dilakukan menggunakan sampel jari yang sebenarnya. Apabila terjadi akurasi yang rendah maka pengujian atau pabrikan ulang purwarupa akan dilakukan sesuai kesalahan yang terjadi.

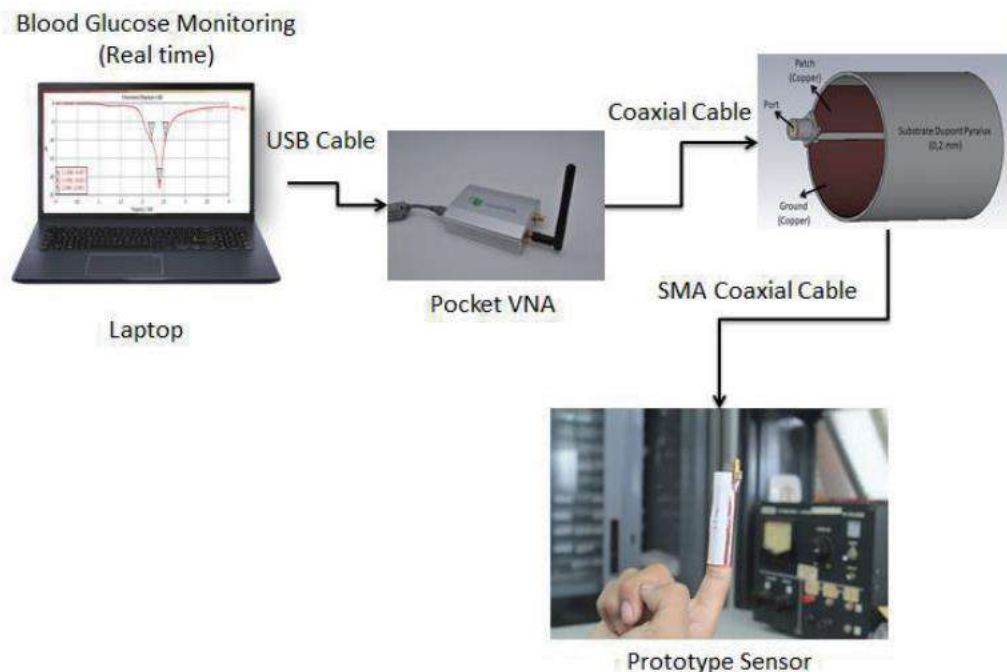
B. KATA KUNCI

Antena fleksibel; Pemantauan Glukosa Darah; Noninvasif; Biosensor antenna

Pengisian poin C sampai dengan poin H mengikuti template berikut dan tidak dibatasi jumlah kata atau halaman namun disarankan ringkas mungkin. Dilarang menghapus/memodifikasi template ataupun menghapus penjelasan di setiap poin.

C. HASIL PELAKSANAAN PENELITIAN: Tuliskan secara ringkas hasil pelaksanaan penelitian yang telah dicapai sesuai tahun pelaksanaan penelitian. Penyajian meliputi data, hasil analisis, dan capaian luaran (wajib dan atau tambahan). Seluruh hasil atau capaian yang dilaporkan harus berkaitan dengan tahapan pelaksanaan penelitian sebagaimana direncanakan pada proposal. Penyajian data dapat berupa gambar, tabel, grafik, dan sejenisnya, serta analisis didukung dengan sumber pustaka primer yang relevan dan terkini.

Pada tahun 2023, prototipe biosensor antenna yang telah difabrikasi sebelumnya diuji menggunakan jari manusia. 25 orang volunteer terlibat dalam pengujian biosensor ini. Hasil pengujian yang dilakukan kemudian dibandingkan dengan pengujian secara invasif menggunakan alat uji yang tersedia di pasaran. Hasil pengujian yang didapat menunjukkan tingkat kesalahan yang cukup kecil sebesar 1,41% dengan tingkat sensitivitasnya adalah 0,43 1/(mg/dL) dibandingkan dengan alat ukur invasif yang dipasaran. Hasil kajian telah dituliskan dalam bentuk jurnal internasional bereputasi PIER M (Q3) dan telah terbit tahun 2023.



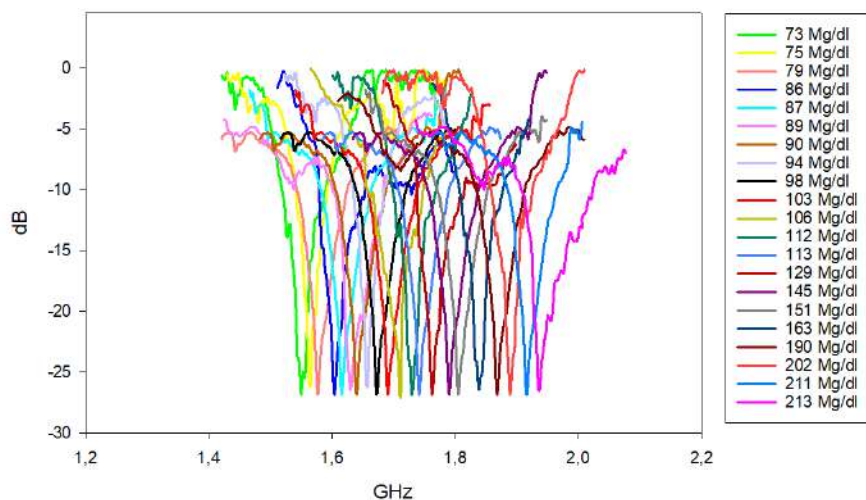
Gambar 1: Setup percobaan pengujian biosensor dengan jari

Gambar 1 menunjukkan setup percobaan pengujian biosensor antenna menggunakan pocket VNA. Dimana sensor terhubung dengan kabel SMA pada port 1 ke pocket VNA. Hasil pengujian akan dianalisa menggunakan perangkat lunak dan laptop melalui kabel USB.



Gambar 2: Proses pengujian biosensor antenna dengan volunteer

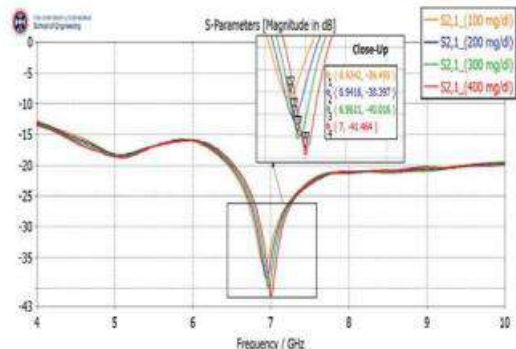
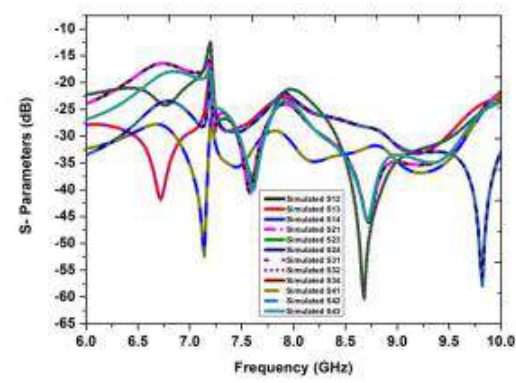
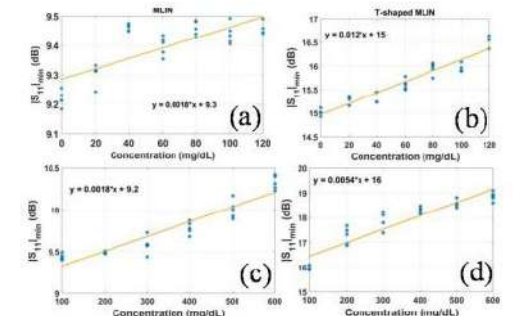
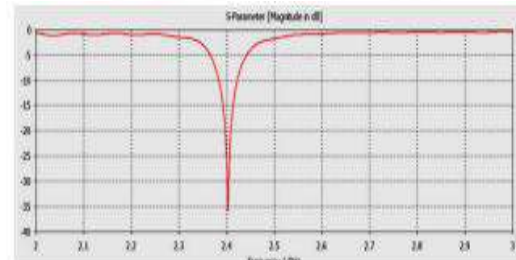
Gambar 2 merupakan proses pengujian sampel darah volunteer dengan menggunakan alat invasiv dan pengujian biosensor antenna menggunakan jari telunjuk. Setiap pengujian dilakukan sebanyak 20x untuk setiap volunteer sehingga terdapat 500x data pengujian untuk 25 orang volunteer yang dianalisa untuk menghitung tingkat sensitivitas dan akurasinya.



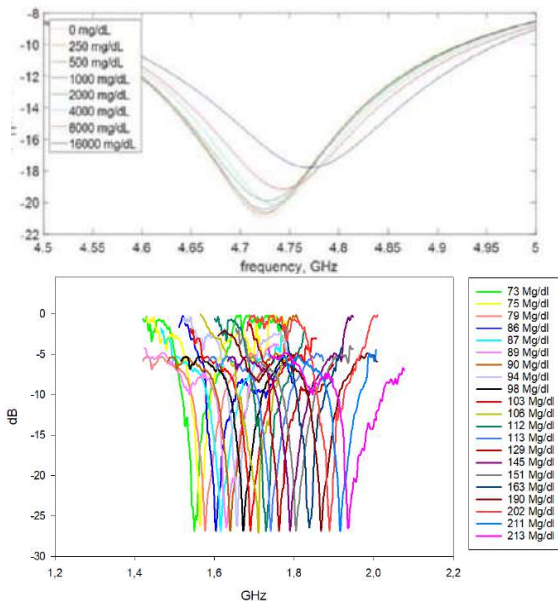
Gambar 3: Hasil pengukuran *return loss* antenna terhadap kadar gula dalam darah

Gambar 3 menunjukkan hasil pengujian menggunakan biosensor antenna untuk kadar gula darah yang berbeda-beda untuk 25 orang volunteer. Validasi pengukuran kadar gula darah melibatkan bantuan *invasive device* dengan 25 sampel pengujian. Terjadi variasi perubahan *return loss* dengan nilai -25,62 dB hingga -26,32 dB, sementara bandwidth yang diperoleh berkisar antara 92,47 MHz - 100,1 MHz, nilai VSWR terendah dipeoleh sebesar 1,121 dan tertinggi sebesar 1,572.

Tabel 1: Perbandingan hasil pendeteksian kadar gula dalam darah pada domain frekuensi

Judul Penelitian	Grafik Domain Frekuensi
<i>Microwave - based Non - invasive Blood Glucose Levels Monitoring using Flexible UWB Antennas, 2018 [1]</i>	
<i>A Stacked Patch MIMO Antenna With Circular Polarization for non-invasive Blood Glucose Sensing Application, 2018 [2]</i>	
<i>T-Shaped Patterned Microstrip Line for Noninvasive Continuous Glucose Sensing, 2018 [3]</i>	
<i>Design of Microstrip Sensor for Non invasive Blood Glucose Monitoring, 2017 [4]</i>	

Cylindrical- Dielectric Resonator Antenna Sensor for Non - invasive Glucose Sensing Application, 2019 [5]



Experimental Based Blood Glucose Monitoring with a Noninvasive Cylindrical Biosensor, 2023 [6] – Penelitian ini

Biosensor antenna ini memiliki keunggulan utama yaitu menggunakan substrat yang *wearable* sehingga memungkinkan untuk digunakan dan ditempatkan pada jari untuk memudahkan pendeteksian kadar gula dalam darah. Sensor yang telah dirancang memiliki beberapa keunggulan diantaranya bekerja pada frekuensi ISM dengan *bandwidth* yang lebih lebar dari standar ISM yaitu > 83,5 MHz, dimana sensor memiliki *bandwidth sebesar* 277 MHz saat simulasi, dan 323 MHz saat pengukuran, selain itu pengujian yang dilakukan menunjukkan secara riil perubahan frekuensi pengukuran terhadap kadar gula dalam darah dengan data yang reliabel, bukan secara simulasi. Konfigurasi dari sensor yang berbentuk *cylinder*, juga memudahkan dalam penggunaannya sebagai pendeteksi kadar gula dalam darah secara non invasif, hasil perancangan secara simulasi dan fabrikasi antenna memberikan detail perubahan frekuensi untuk setiap kadar gula darah yang telah terukur dengan seluruh parameter pengukuran antenna. Hasil penelitian ini sudah menghasilkan jurnal internasional bereputasi Q3, PIER M, 2023.

Selain menggunakan jari, pendeteksian gula darah juga dapat dilakukan dengan sampel air liur yang telah juga peneliti lakukan. Tujuannya adalah untuk mendapatkan alternatif cara non-invasif lain yang juga mudah untuk mendeteksi gula darah menggunakan substrate yang *wearable*. Sampel air liur dan darah merupakan cairan yang digunakan untuk diagnosa kadar gula darah, sehingga dengan melakukan perbandingan kedua hasil dapat dijadikan kajian apakah air liur juga memiliki potensi untuk digunakan. Desain biosensor antenna menggunakan substrate PET sudah dirancang dan disimulasikan. Hasil rancangan dan simulasi sudah dipresentasikan pada internasional IEEE conference ICRAMET 2022.

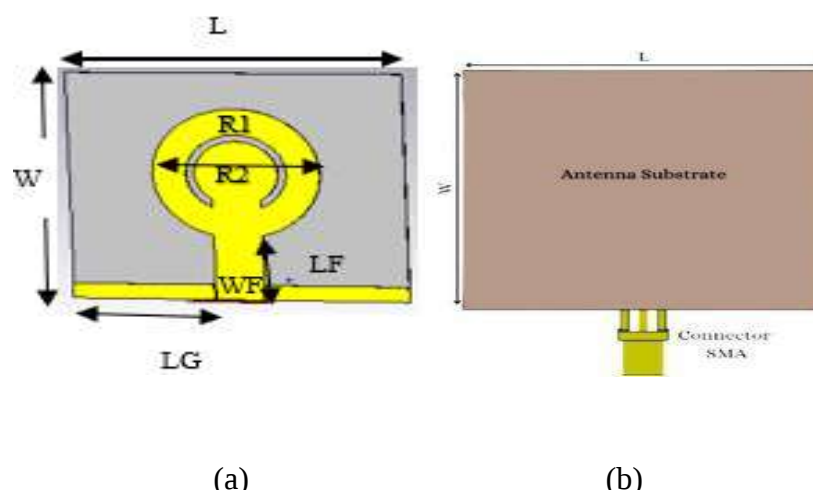
Adapun tabel kegiatan tahun ke 2 penelitian ini adalah sebagai berikut.

Tabel 2: Uraian kegiatan tahun 2023

No	Nama Kegiatan	Bulan											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	Pembuatan biosensor antenna dengan PDMS sebagai alat pembanding efektifitas bahan			x	X								
2	Optimalisasi rancangan dan purwarupa bagi parameter S11 dan frekuensi			x	x	x							
3	Perancangan elektronik display					x	x	x	x	x			
4	Integrasi alat biosensor antenna dengan elektronik display						x	x	x	x	x		
5	Optimasi purwarupa dengan melihat kesalahan dalam fabrikasi						x	x	x	x	X		
6	Perbandingan pengujian dengan glukosa meter								x	x	X		
7	Analisa akurasi hasil pengujian								x	x	x		
8	Penulisan laporan, paten, jurnal internasional, artikel ilmiah prosiding									x	x	x	x

Pada tahun ini pembuatan biosensor antena dilakukan menggunakan bahan substrat lainnya yaitu PDMS. Namun karena keterbatasan fasilitas alat uji yang tersedia maka substrate yang digunakan adalah bahan substrate fleksibel PET. Pemilihan bahan yang berbeda dengan sensor sebelumnya bertujuan untuk menguji tingkat keakurasian kedua sensor. kemudian pembuatan elektronik display dan integrasi biosensor antenna dan elektronik display sebagai satu sistem utuh untuk pendeteksi gula darah (TKT 3). Validasi alat ukur dengan membandingkan teknik invasive (menggunakan glukosa meter) dengan teknik non-invasif (biosensor antenna) untuk mendapatkan tingkat akurasi dilakukan menggunakan sampel air liur Apabila terjadi akurasi yang rendah maka pengujian atau pabrikan ulang purwarupa akan dilakukan sesuai kesalahan yang terjadi. Penggunaan sampel jari pada 25 orang volunteer sudah dilakukan dengan hasil yang cukup baik, sehingga perlu dilakukan dengan menggunakan sampel lain secara non invasif yaitu air liur.

Hasil akhir desain antena yang telah dikarakterisasi ditunjukkan melalui Gambar 4 di bawah ini.



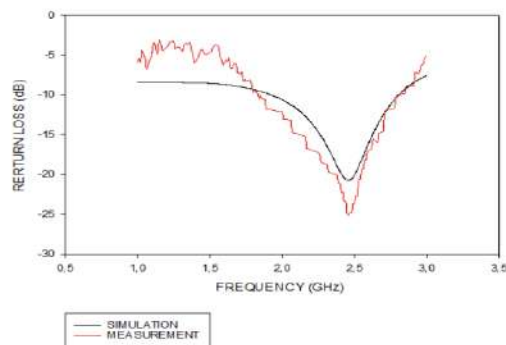
Gambar 4: Hasil akhir biosensor antenna dengan air liur

Dalam proses ini fabrikasi antenna dilakukan dengan hasil fabrikasi antenna mikrostrip untuk pendeteksi Diabetes menggunakan sampel air liur yang terbuat dari bahan substrat PET (*polyethylene*) dengan pencatu CPW (*coplanar waveguide*) dan menggunakan *port* SMA dapat dilihat pada gambar 5.



Gambar 5: Tampilan Antena Fabrikasi tampak samping dan depan

Pemasangan konektor antenna menggunakan timah solder (*solder tin*) yang diletakkan pada tape konduktor dan ditempel pada antenna mikrostrip, Setelah antenna difabrikasi maka dilakukan pengukuran terhadap antenna untuk melihat hasil fabrikasi dengan menggunakan pocket VNA.



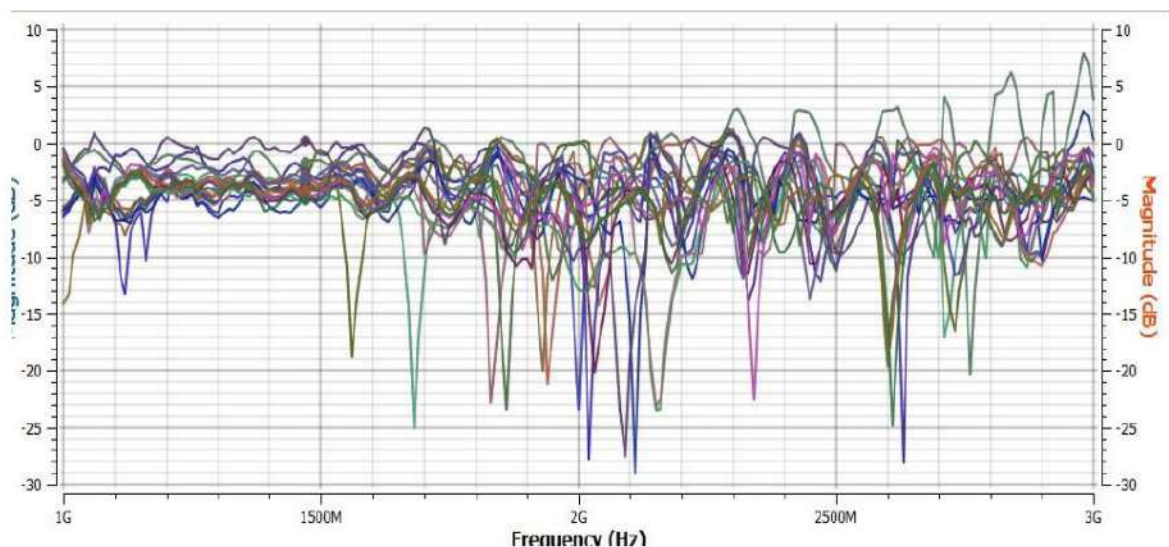
Gambar 6: Hasil Pengujian Antena dengan Pocket VNA

Pada gambar 6 terlihat hasil simulasi yang dilakukan menghasilkan nilai return loss sebesar -20,76 dB pada frekuensi 2,458 GHz yang ditunjukkan dengan grafik berwarna hitam, sedangkan hasil pengukuran prototype antenna didapatkan nilai return loss antenna sebesar -25,14 dB pada frekuensi 2.462GHz yang ditunjukkan dengan garis grafik berwarna merah. Dari hasil pengukuran yang dilakukan dapat diketahui bahwa terdapat pergeseran frekuensi tengah antenna dibandingkan dengan hasil simulasi yang semula pada frekuensi 2,458 GHz menjadi 2,462 GHz. Nilai error antara hasil pengukuran fabrikasi antenna dengan hasil simulasi memiliki nilai 0.16 %, nilai error ini masih dapat ditoleransi, juga dikarenakan nilai error tersebut mengarah ke frekuensi yang diinginkan, sehingga hasil pengukuran dinyatakan mendekati hasil pada simulasi atau lebih baik dari hasil simulasi. Dari hasil perbandingan yang telah dilakukan terdapat error antara hasil simulasi dengan pengukuran antenna yang menyebabkan perubahan frekuensi kerja, return loss maupun bandwidth yang dihasilkan antenna. Pergeseran frekuensi dapat disebabkan akibat dari ketidaksamaan dimensi antenna hasil fabrikasi dengan dimensi antenna pada simulasi. Perbedaan nilai tersebut dapat disebabkan oleh besarnya reflection yang muncul saat pengukuran antenna, selain itu dapat disebabkan oleh loss dari port konektor maupun peralatan pengukuran yang digunakan.

Pengujian antena menggunakan sampel air liur dengan 20 volunteer dan masing-masing volunteer dilakukan pengujian sebanyak 20 kali agar mendapatkan hasil dan data yang akurat. Selain itu pengujian juga dilakukan menggunakan alat medis invasive agar dapat membandingkan hasil uji terhadap sampel air liur maupun darah.



Gambar 7: Proses Pegujian Antena dengan Air Liur



Gambar 8: Hasil Pengukuran Antena Menggunakan Air Liur untuk 20 Volunteer

Dari hasil yang didapat pergeseran frekuensi yang menunjukkan semakin tinggi kadar glukosa volunteer maka semakin tinggi fekuensi yang dihasilkan. Pengujian juga dilakukan dengan melihat besar kadar gula dalam darah melalui bentuan invasive device. Hasil pengukuran menunjukkan perubahan yang signifikan, bahwa setiap perubahan kadar gula darah akan membuat terjadinya pergeseran frekuensi menjadi lebih besar, serta return loss dan bandwidth yang bervariasi. Pada percobaan yang dilakukan dapat dilihat bahwa untuk kadar gula normal yaitu diatas dibawah 100 mg/dl range frekuensi yang didapat adalah sebesar 1,5 ghz sampai frekuensi 2 ghz, untuk kadar gula prediabetes dengan rentang 100-125 mg/dl menunjukkan frekuensi 2,1 ghz sampai frekuensi 2,2 ghz. Sedangkan untuk kadar gula diabetes yaitu diatas 125 mg/dl rentang frekuensi yang didapat adalah sebesar $\geq 2,3$ ghz. Hal ini membuktikan bahwa semakin tinggi kadar gula darah seseorang maka akan menunjukkan frekuensi yang tinggi pada penelitian ini. Selain itu pada penelitian ini, peneliti ingin membuktikan bahwa

hasil yang didapat valid dan tidak jauh berbeda jika sampel yang dipakai berbeda pada tubuh Volunteer.

Tabel 3: Pengujian Sampel Darah Volunteer

No	Kadar Gula Darah (Mg/dl)	Sampel Darah		
		Frekuensi (Ghz)	Returnloss (Db)	Bandwidth (Mhz)
1	74	1,67885	-20,405	115,1
2	78	1,83145	-21,355	76,45
3	82	1,864	-17,62	66,05
4	83	1,93475	-15,43	65,3
5	87	1,94345	-18,45	84,8
6	88	2,00495	-17,355	70,5
7	89	2,0171	-17,814	79,45
8	90	2,0242	-14,67	54,1
9	91	2,077	-26,208	84,25
10	92	2,11205	-18,004	71,25
11	102	2,1601	-24,34	84,4

12	105	2,1733	-21,9315	88,6
13	112	2,33615	-14,4	53,15
14	145	2,59145	-16,855	53,55
15	200	2,60095	-13,495	54
16	202	2,6085	-15,43	89,7
17	202	2,625	-22,32	52,4
18	215	2,6314	-18,021	54,25
19	216	2,7151	-20,5	83,8
20	230	2,75565	-17,365	56,4

Pada pengujian yang dilakukan dengan sampel darah terhadap volunteer yang sama menunjukkan hasil yang tidak jauh berbeda dengan sampel air liur yakni semakin tinggi kadar gula dalam tubuh seseorang maka semakin tinggi frekuensi yang ditunjukkan pada grafik

penelitian, hal ini membuktikan bahwa perbedaan sampel dalam tubuh seseorang akan tetap menunjukkan bagaimana reaksi kadar gula dalam tubuh volunteer, seperti beberapa penelitian sebelumnya yang menggunakan sampel-sampel berbeda akan tetapi hasil yang didapat menunjukkan bahwa kadar gula dalam sebuah sampel mempengaruhi frekuensi yang didapat pada pengukuran penelitian. Selain dari pengujian yang telah dilakukan, peneliti juga menguji sampel dengan volume air liur yang sama secara berulang serta pengujian menggunakan sampel air liur berbeda.

Tabel 4: Pengujian Menggunakan Sampel Air Liur yang Berbeda

No	Kadar Gula Darah (Mg/dl)	Percobaan 1	Percobaan 2	Percobaan 3	Percobaan 4	Percobaan 5
1	83	1,873	1,883	1,865	1,890	1,856
2	216	2,760	2,7238	2,7432	2,7151	2,713
3	80	1,765	1,769	1,761	1,753	1,723

Berdasarkan tabel tersebut dapat dilihat bahwa pergeseran frekuensi tidak jauh berbeda jika menggunakan sampel berbeda dalam pengujian. Selain itu terdapat pengujian sampel air liur menggunakan berbagai volume yang berbeda diantaranya 0,1 cc/ml, 0,2 cc/ml, 0,3 cc/ml, 0,4 cc/ml. Perbandingan penelitian ini dengan penelitian terkait lainnya yang sudah dipublikasi dapat di lihat pada tabel 4.5 – tabel 4.9 yang merujuk pada referensi [7-18].

Tabel 5: Pengujian Menggunakan Volume Sampel Air Liur yang Berbeda

No	Kadar Gula Darah (Mg/dl)	Percobaan 0,1 cc/ml	Percobaan 0,2 cc/ml	Percobaan 0,3 cc/ml	Percobaan 0,4 cc/ml
1	83	1,862	1,878	1,869	1,859
2	216	2,719	2,7732	2,7349	2,756
3	80	1,722	1,716	1,752	1,754

Tabel 4.5 Perbandingan hasil penelitian sebelumnya

No	Judul	Penulis	Substrate	Sampel	Analisa
1	<i>A Low-Cost Multiple Complementary Split-Ring Resonator Based Microwave Sensor For Contactless Dielectric Characterization of Liquids</i>	Ahmed Javed, dkk	FR-4 dengan frekuensi 2,45 Ghz	Liquids	Pada penelitian ini peneliti mendeteksi liquid dengan kadar <i>ethanol</i> yang berbeda beberapa persen. Hasil menunjukkan bahwa kadar <i>ethanol</i> yang semakin tinggi mempengaruhi frekuensi sehingga semakin besar.
2	<i>Modified Planar sensor for measuring dielectric constant of liquid materials</i>	M.karami, dkk	Ro4003 dengan frekuensi 166,4–287,5 MHz.	Etanol	Pada penelitian ini peneliti melakukan pengujian terhadap etanol dan hasil yang didapat adalah pergeseran frekuensi saat kadar etanol yang digunakan semakin tinggi maka frekuensi yang dihasilkan juga semakin tinggi
3	<i>Design Flexibel PET microstrip Antenna for non-invasive blood glucose detection</i>	Yusnita Rahayu, dkk	PET dengan frekuensi 2,45	Air liur	Pada penelitian ini penelit menggunakan sampel air liur untuk mendeteksi glukosa akan tetapi hanya pada design antenna sebelum pendeteksian.
4	<i>Broadband Wireless Sensing System for Non-Invasive Testing of Biological Samples</i>	Abhishek K. Jha, dkk	FR-4 dengan frekuensi 1-18 Ghz	cairan glukosa	Pada penelitian ini dipilih pengujian sampel berbasis cairan. Dengan larutan glukosa berbasis air dengan berbagai konsentrasi diuji. Hasil menunjukkan bahwa kadar glukosa yang semakin tinggi mempengaruhi frekuensi antena bergeser semakin besar.

Tabel 4.6 Perbandingan hasil penelitian sebelumnya (Lanjutan)

5	<i>Nanostrrip flexible microwave enzymatic biosensor for noninvasive epidermal glucose sensing</i>	Qiannan, dkk	PET dengan frekuensi >1GHz	keringat	Pada penelitian ini menggunakan substrate PET dengan beberapa bahan uji, salah satunya keringat dan hasil yang didapat berupa pergeseran frekuensi
6	<i>Wearable flexible body matched electromagnetic sensors for personalized non-invasive glucose monitoring</i>	Jessica Hanna, dkk	PET dengan frekuensi 0,5 - 4 GHz	Kulit	Pada penelitian ini menggunakan bahan PET dengan sampel kulit, hasil yang didapat adalah pergeseran fekuensi jika kadar gula semakin tinggi maka fekuensi yang dihasilkan juga semkin tinggi.

Tabel 4.7 Perbandingan hasil penelitian sebelumnya (Lanjutan)

7	<i>Permittivity Extraction of Glucose Solutions Through Artificial Neural Networksand Non-invasive Microwave Glucose Sensing</i>	Turgul, dkk	Rogers RO3006 dengan frekuensi 0,3-15 GHz.	liquids sampel	metode ekstraksi nilai permitivitas kompleks larutan berair glukosa pertama kali diukur oleh peneliti dari 100 mg/dl hingga 500 mg mg/dl dalam frekuensi 1-8 GHz pita frekuensi seperti yang dilaporkan dalam Nilai-nilai tersebut dipasang pada model Debye dan parameter yang relevan diusulkan. hal ini menunjukkan pergeseran frekuensi yang semakin besar jika kedar glukosa pada suatularutan semakin besar
8	<i>A Glucose Sensing System Based on Transmission Measurements at Millimetre Waves using Micro strip Patch Antennas</i>	Shimul Saha, dkk	Rogers 5880 dengan frekuensi 60 Ghz	sampel cairan glukosa	Sensor dimodelkan dalam bentuk antenna patch mikrostrip didemonstrasikan pada larutan air DI dan FBS disiapkan dengan konsentrasi Dglukosa berbeda mulai dari 0 hingga 400 mg/dL. Itu faktor sensitivitas berbasis multi-parameter baru disebut sebagai GlucoSense juga didefinisikan untuk mengevaluasi sensitivitas sensor terhadap perubahan konsentrasi glukosa.

Tabel 4.8 Perbandingan hasil penelitian sebelumnya (Lanjutan)

9	<i>Blood Glucose Level Monitoring Using an FMCW Millimeter-Wave Radar Sensor</i>	Ala Eldin Omer, dkk	solu dengan frekuensi 300 MHz to 67 GHz	larutan glukosa dan sampel darah	Dalam pengukuran DAK-TL untuk larutan glukosa pada rentang frekuensi tinggi gelombang-mm, terlihat bahwa dengan peningkatan konsentrasi kandungan glukosa dalam larutan encer, bagian nyata dari permitivitas relatif (yaitu, konstanta dielektrik) sedikit meningkat sementara tangen kerugian berkurang sesuai (penurunan implisit dari bagian imajiner dari permitivitas dan konduktivitas relatif).
10	<i>Microwave-Based Microfluidic Sensor for Non-Destructive and Quantitative Glucose Monitoring in Aqueous Solution</i>	Thomas Chretiennot, dkk	TFMS substrate dengan frekuensi 7,5 GHz	larutan glukosa	penelitian ini menunjukkan secara eksperimental operasi microwave dan sensor berbasis mikrofluida yang didedikasikan untuk kuantifikasi konsentrasi glukosa (hingga 0,4 g/L) dilarutan glukosa.

Tabel 4.9 Perbandingan hasil penelitian sebelumnya (Lanjutan)

11	<i>Noninvasive glucose monitoring using saliva nano-biosensor</i>	Zhang, dkk	silicon oxide substrate	Air liur	Pada penelitian ini, para peneliti melakukan penelitian berupa pemantauan glukosa non-invasif menggunakan <i>nano-biosensor saliva</i> . Keterbatasan penelitian ini adalah hanya individu sehat yang dimasukkan sehingga tidak ada nilai glukosa ekstrim tinggi/rendah yang terdeteksi. Studi tentang hubungan antara glukosa darah dan glukosa saliva berdasarkan usia, jenis kelamin, medis, dan kondisi kesehatan sangat diperlukan.
12	<i>A thin film polyethylene terephthalate (PET) electrochemical sensor for detection of glucose in sweat</i>	Wang, dkk	PDMS (polydimethylsiloxane) substrate	keringat dan minuman mengandung gula	Peneliti melakukan penelitian dengan menggunakan antena <i>polyethylene terephthalate</i> (PET) sebagai substrat. hasil yang diperoleh dalam pengujian ini menunjukkan selektivitas yang baik dan tidak terganggu oleh asam laktat urea, asam urat asetaminofen, asam askorbat, dan dopamin.

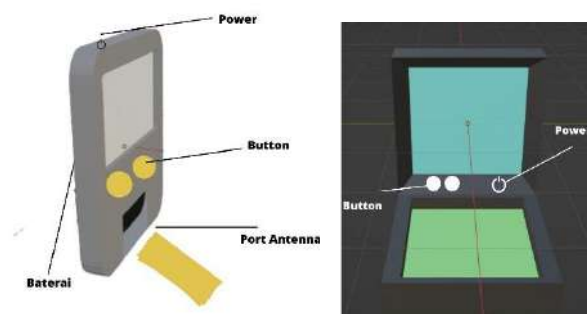
Berdasarkan pencarian yang penulis lakukan terhadap penelitian ini, belum ada peneliti sebelumnya yang menggunakan substrate PET dengan sampel air liur dan frekuensi ISM terhadap penelitiannya. Oleh karena itu perbandingan yang peneliti lakukan menggunakan jurnal-jurnal yang sama menggunakan sample liquids, diantaranya ada yang menggunakan PET tapi sampel nya berupa keringat dan kulit, serta ada juga yang menggunakan liquid lainnya dengan substrate berbeda. Pada penelitian yang dilakukan oleh (Qiannan, dkk) peneliti menggunakan bahan PET akan tetapi frekuensi yang digunakan berbeda dengan sampel berupa keringat sedangkan penelitian yang dilakukan oleh (Jessica, dkk) peneliti menggunakan frekuensi yang hampir sama dengan penelitian yang dilakukan sekarang yakni sebesar 0,5-4 Ghz dengan sampel uji nya berupa kulit. Pada penelitian yang dilakukan Jessica, dkk peneliti melakukan pengujian dengan cara meletakkan antenna pada kulit sehingga terlihatlah pergeseran frekuensi pada antenna yang memperlihatkan semakin tinggi kadar glukosa maka semakin tinggi frekuensi yang dihasilkan. Pada penelitian tersebut terdapat kelebihan pada segi bahan uji karena menggunakan kulit dengan cara hanya menempelkan dikulit sedangkan kekurangannya adalah penelitian tersebut tidak membandingkan hasil ujinya dengan alat yang telah diakui dipasaran sehingga tidak dapat terlihat berapa keakurasian pada pengujian tersebut.

Sementara pada penelitian yang dilakukan saat ini peneliti menggunakan air liur sehingga terlihat pergeseran frekuensi dimana semakin tinggi kadar glukosa seseorang maka semakin tinggi frekuensi yang dihasilkan dengan sebelum pengujian peneliti telah melakukan pengetesan kadar glukosan pada setiap sampel menggunakan alat invasive. Hasil penelitian yang

didapat memiliki kecenderungan yang sama dengan penelitian sebelumnya dimana semakin tinggi kadar glukosa maka semakin tinggi frekuensi yang dihasilkan. Selain itu, pada penelitian ini untuk mendapatkan validasi yang akurat peneliti juga membandingkan penelitian menggunakan sampel lain yaitu darah, dengan volunteer yang sama dan 20 kali percobaan untuk setiap volunteer bahwa hasil yang didapat sama yaitu semakin besar kadar glukosa seseorang maka semakin tinggi frekuensi yang dihasilkan. Sementara pada penelitian lainnya yang menggunakan sampel liquids dengan substrate yang berbeda juga mendapatkan hasil yang sama yakni pergeseran frekuensi semakin besar jika kadar glukosa semakin besar, seperti pada penelitian yang dilakukan (Ahmed Javed et al, 2020) mendapati kadar etanol dengan kadar glukosa 10% maka frekuensi yang didapat sebesar 2,14 Ghz, pada etanol 30% frekuensi yang dihasilkan sebesar 2,18 Ghz, pada etanol 50% frekuensi yang ditampilkan 2,24 Ghz, pada etanol 70% frekuensi yang dihasilkan sebesar 2,3 Ghz sedangkan pada etanol 90% frekuensi yang ditunjukkan sebesar 2,37 Ghz. Sehingga didapat bahwa, jika suatu sampel memiliki kandungan glukosa yang lebih tinggi maka frekuensi yang dihasilkan semakin tinggi walaupun menggunakan sampel yang berbeda dengan substrate yang juga berbeda. Selain itu terdapat penelitian yang dilakukan oleh (Jha, A et al, 2018) didapat saat pengujian menggunakan air frekuensi yang dihasilkan sebesar 2,89 Ghz, pada pengujian menggunakan sampel dengan kadar glukosa 20% frekuensi yang dihasilkan sebesar 2,97 Ghz, pada sampel glukosa 25% frekuensi yang didapat sebesar 2,99 Ghz sedangkan pada glukosa dengan kadar 30% frekuensi yang dihasilkan sebesar 3 Ghz.

Pada penelitian yang dilakukan oleh (M.karami et al, 2017) yang melakukan pengujian dengan mempertimbangkan frekuensi pada S11 pada sampel ethanol yang didalamnya telah dilakukan pencampuran kadar glukosa beberapa persen, diantaranya 0% etanol menghasilkan frekuensi 165 Mhz, etanol 10% menghasilkan frekuensi 170 Mhz, 20% etanol menghasilkan frekuensi 180 Mhz, 30% etanol menampilkan frekuensi 190 Mhz, 40% etanol menghasilkan frekuensi 200 Mhz, 50% etanol menghasilkan 220 Mhz, 60% etanol menghasilkan 230 Mhz, 70% etanol menghasilkan 240 Mhz, 80% etanol menghasilkan 250 Mhz, 90% etanol menghasilkan 270 Mhz, dan 100% etanol menghasilkan frekuensi 290 Mhz. Hal ini membuktikan bahwa semakin besar kadar glukosa dalam suatu liquids maka semakin tinggi pula frekuensi yang dihasilkan saat melakukan pengujian. Selain itu juga penelitian yang dilakukan oleh (Turgul et al, 2018) menunjukkan hasil yang sama, yaitu saat pengujian menggunakan 0 mg/dl glukosa frekuensi yang dihasilkan sebesar 3,52 Ghz sedangkan pada saat 2000 mg/dl frekuensi yang ditampilkan sebesar 3,55 Ghz. Hal ini membuktikan serta memvalidasi bahwa semakin besar kadar glukosa maka semakin tinggi frekuensi yang dihasilkan.

Beberapa desain elektronik display telah dilakukan, namun belum dipastikan bentuk mana yang sesuai tergantung bagaimana peletakan biosensor antenna serta cara pengujiannya nanti. Komponen elektronik juga belum berhasil semuanya diidentifikasi karena keterbatasan literatur. Berikut adalah beberapa model elektronik display yang telah dirancang untuk sensor yang diusulkan.



Gambar 9: Bentuk elektronik display sensor

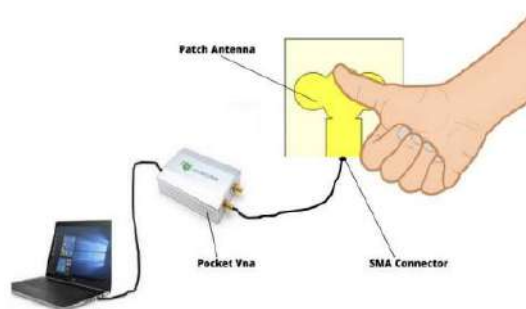
Gambar 9 adalah elektronik display yang digunakan untuk menampilkan hasil pengujian kadar gula darah oleh biosensor yang diusulkan. Ada dua bentuk yang dirancang, yang bentuk pertama berbentuk seperti display pada umumnya sedangkan bentuk yang ke dua seperti tas laptop yang kecil dan bisa dibuka tutup.



Gambar 10: Hasil GUI Glukometer

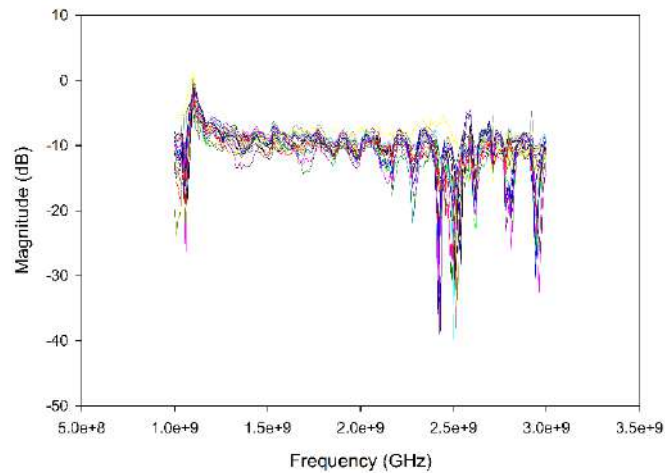
Gambar 10 adalah rancangan GUI untuk glukometer yang sudah dihasilkan menggunakan biosensor antena. Namun belum diintegrasikan karena program merubah hasil uji menggunakan pocket VNA menjadi nilai kadar gula darah belum berhasil ditampilkan. Program hanya bisa berjalan bila diinput secara manual, namun belum secara otomatis.

Tambahan lain, tim peneliti juga menghasilkan biosensor antena menggunakan sampel jari melalui penempelan jari pada permukaan sensor seperti yang ditunjukkan pada gambar 11.



Gambar 11: Biosensor dengan Sentuhan Jari

Gambar 12 memperlihatkan grafik berupa frekuensi dan magnitudo yang dihasilkan dari pengukuran kadar gula darah menggunakan sentuhan jari pada resonator antena. Pengukuran dilakukan kepada 20 orang volunteer.



Gambar 12. Hasil Frekuensi Pengukuran Gula Darah dengan Sentuhan Jari pada Resonator Antena

Nilai frekuensi yang ditampilkan pada gambar diatas memiliki besaran nilai seperti pada tabel berikut

Tabel 7: Hasil Pengukuran Kadar Gula Darah

Frekuensi (GHz)	Kadar Gula Darah (Mg/dl)
2.51	LO
2.49	75
2.43	104
2.5	LO
2.43	107
2.5	57
2.5	81
2.5	83
2.51	97
2.49	50
2.52	108
2.42	90
2.43	104
2.42	92
2.5	156
2.54	118
2.49	125
2.6	71
2.42	130
2.42	90

Untuk resonator ini masih dalam tahap analisa dan kajian hasil yang didapatkan sebagai perbandingan kadar gula darah dengan frekuensi yang didapatkan.

Hasil rancang bangun resonator ini sudah ditulis dalam artikel ilmiah Konferensi Internasional IEEE yang telah diterima dan akan dipresentasikan pada 29 Nov 2023.

D. **STATUS LUARAN:** Tuliskan jenis, identitas dan status ketercapaian setiap luaran wajib dan luaran tambahan (jika ada) yang dijanjikan. Jenis luaran dapat berupa publikasi, perolehan kekayaan intelektual, hasil pengujian atau luaran lainnya yang telah dijanjikan pada proposal. Uraian status luaran harus didukung dengan bukti kemajuan ketercapaian luaran sesuai dengan luaran yang dijanjikan. Lengkapi isian jenis luaran yang dijanjikan serta mengunggah bukti dokumen ketercapaian luaran wajib dan luaran tambahan melalui BIMA.

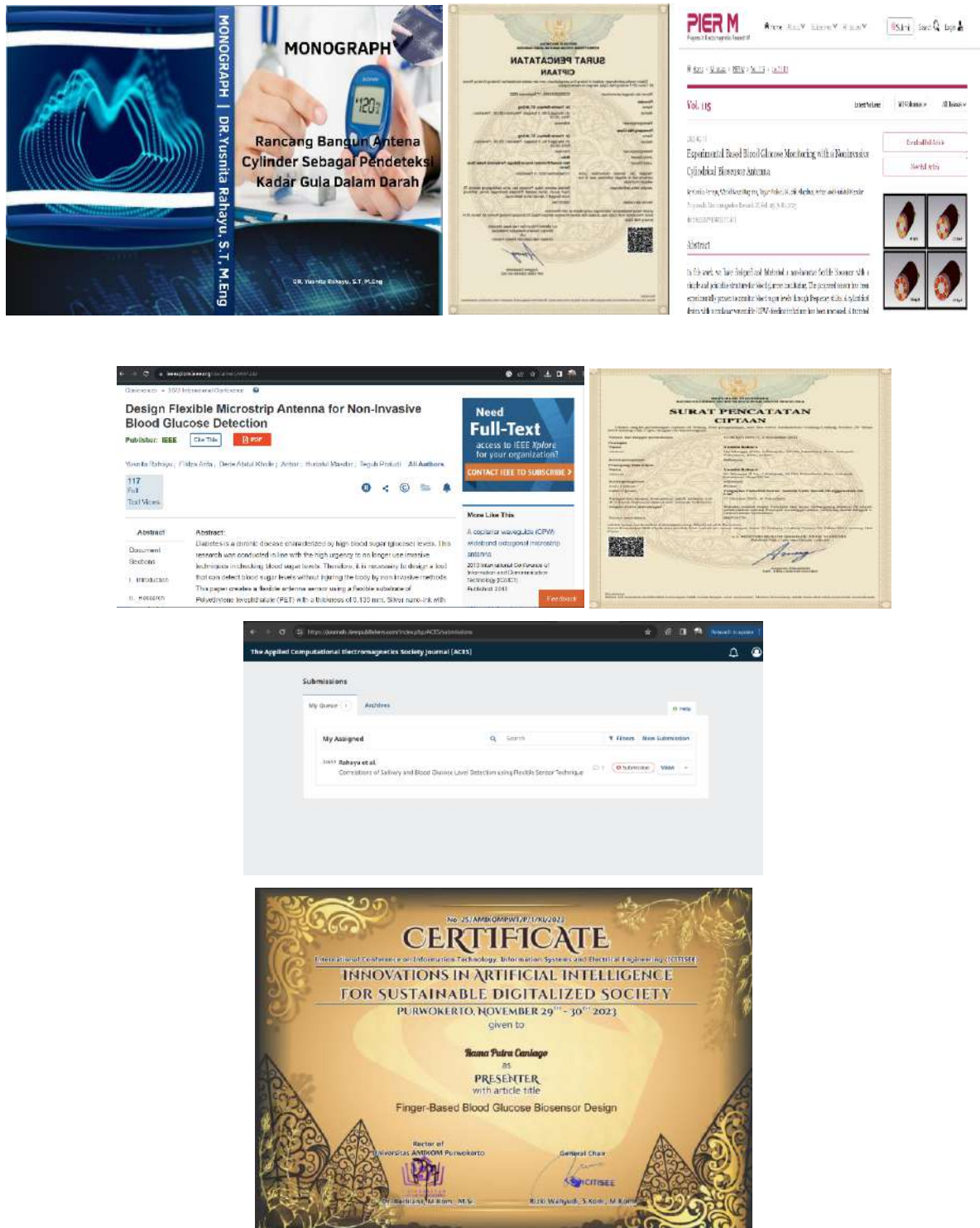
Luaran Wajib

Tahun Luaran	Jenis Luaran	Status target capaian (<i>accepted, published, terdaftar atau granted, atau status lainnya</i>)	Keterangan (<i>url dan nama jurnal, penerbit, url paten, keterangan sejenis lainnya</i>)
1	Monograf (Cetak)	HKI granted dan buku terbit ber ISBN	Penerbit Taman Karya https://takargroup.com/
2	Artikel di Jurnal Internasional Terindeks di Pengindeks Bereputasi	Artikel terbit pada jurnal internasional bereputasi (Q3) terindeks Schimago dan Scopus	PIER-M https://test.jpier.org/PIERM/pier.php?paper=22110409

Luaran Tambahan

Tahun Luaran	Jenis Luaran	Status target capaian (<i>accepted, published, terdaftar atau granted, atau status lainnya</i>)	Keterangan (<i>url dan nama jurnal, penerbit, url paten, keterangan sejenis lainnya</i>)
1	Artikel pada Conference/Seminar Internasional di Pengindeks Bereputasi	Artikel sudah terbit dalam prosiding yang terindeks IEEE	ICRAMET 2022 https://ieeexplore.ieee.org/document/9991242
1	Artikel di jurnal internasional	IEEE Sensors Letters (Rejected)	https://drive.google.com/file/d/1g9sFn51TeI8CmLGXHaeqRurXsvuhDdzR/view?usp=sharing
2.	Poster	Hak Cipta Granted	https://drive.google.com/file/d/1KmidhpWh_Pmqan0a7j3UWNvUAw13kZOJ/view?usp=sharing
2	Paten alat	Draft	Sistem pendeteksi gula darah
2	Artikel di Jurnal Internasional	Submitted	Submitted to https://drive.google.com/file/d/1_F02k4sQf-4tkRk9Om0Mb8_90CSdCVIx/view?usp=sharing
2	Artikel pada Conference/Seminar Internasional di Pengindeks Bereputasi	Artikel sudah dipresentasikan pada ICITISEE 2023 pada 29-30 Nov 2023	ICITISEE 2023 https://icitisee.amikompuwokerto.ac.id/ https://drive.google.com/file/d/1aE4e5xXN3MkKlcnJCOMSFpgH-lzQ4VeV/view?usp=sharing

Target luaran wajib pada tahun 2023 adalah berupa jurnal internasional bereputasi yang telah diterima. Status saat ini jurnal yang dihasilkan telah di terbitkan pada PIER-M Q3. Sehingga target luaran wajib tahun ke 2 sudah terpenuhi. Untuk luaran tambahannya adalah artikel ICRAMET 2022 sudah terbit di IEEE Explore, paten alat yang masih dalam bentuk draft, artikel yang disubmit pada jurnal IEEE sensor letters di reject, dan saat ini sudah submit ke jurnal ACES yaitu jurnal bereputasi lainnya. Tambahan artikel pada internasional konferensi sudah dipresentasikan pada 29-30 Nov 2023 secara online.



Gambar 7: Luaran wajib dan tambahan yang telah dihasilkan

E. PERAN MITRA: Tuliskan realisasi kerjasama dan kontribusi Mitra baik *in-kind* maupun *in-cash* (untuk Penelitian Terapan, Penelitian Pengembangan, PTUPT, PPUPT serta KRUPT). Bukti pendukung realisasi kerjasama dan realisasi kontribusi mitra dilaporkan sesuai dengan kondisi yang sebenarnya. Bukti dokumen realisasi kerjasama dengan Mitra diunggah melalui BIMA.

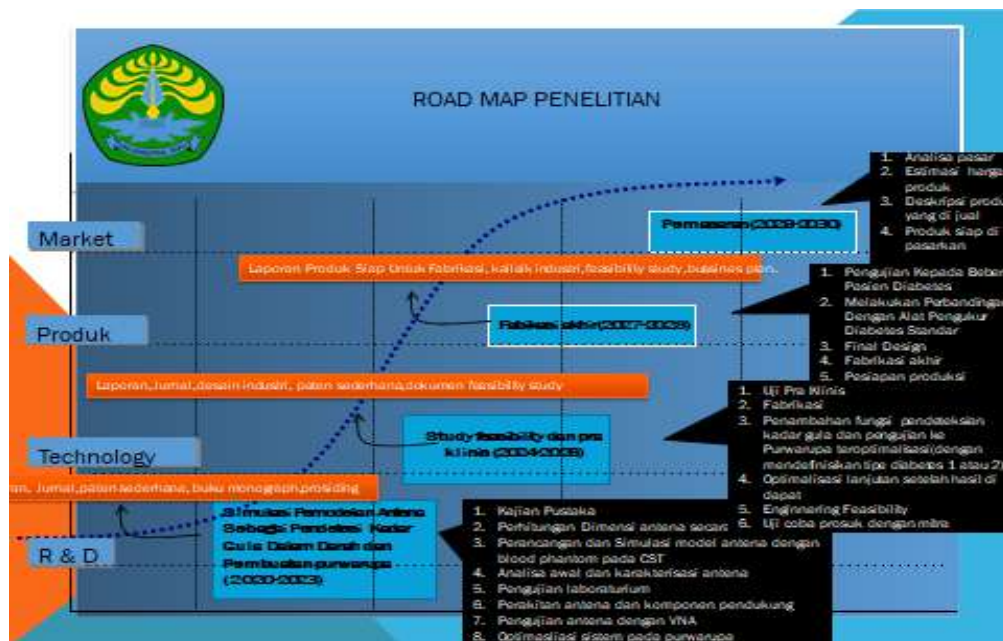
.....Tidak ada.....

F. KENDALA PELAKSANAAN PENELITIAN: Tuliskan kesulitan atau hambatan yang dihadapi selama melakukan penelitian dan mencapai luaran yang dijanjikan, termasuk penjelasan jika pelaksanaan penelitian dan luaran penelitian tidak sesuai dengan yang direncanakan atau dijanjikan.

Bahan substrate PDMS digantikan dengan bahan substrate PET karena keterbatasan fasilitas alat uji yang dimiliki dan kesulitan mendapatkan bahan dasar material. Namun bahan substrate yang digunakan ini merupakan bahan substrate yang memang digunakan untuk pembuatan biosensor antenna. Elektronik display masih dalam bentuk sederhana, penampilan hasil menggunakan poket VNA telah berhasil dilakukan menggunakan GUI.

Untuk paten sederhana yang awalnya direncanakan berupa desain biosensor antenna menggunakan sampel jari, kemungkinan akan berubah karena desain biosensor antenna tersebut telah dipublikasikan melalui jurnal internasional Q3 tahun 2023, sehingga sedang diusahakan untuk merancang satu sistem utuh yang dapat dipatenkan atau biosensor antenna lainnya.

G. RENCANA TAHAPAN SELANJUTNYA: Tuliskan dan uraikan rencana penelitian di tahun berikutnya berdasarkan indikator luaran yang telah dicapai, rencana realisasi luaran wajib yang dijanjikan dan tambahan (jika ada) di tahun berikutnya serta *roadmap* penelitian keseluruhan. Pada bagian ini diperbolehkan untuk melengkapi penjelasan dari setiap tahapan dalam metoda yang akan direncanakan termasuk jadwal berkaitan dengan strategi untuk mencapai luaran seperti yang telah dijanjikan dalam proposal. Jika diperlukan, penjelasan dapat juga dilengkapi dengan gambar, tabel, diagram, serta pustaka yang relevan. Jika laporan kemajuan merupakan laporan pelaksanaan tahun terakhir, pada bagian ini dapat dituliskan rencana penyelesaian target yang belum tercapai.



Gambar 8: Roadmap penelitian

Peta jalan kegiatan penelitian dapat dilihat pada gambar 8. Kegiatan penelitian dilakukan dalam 4 tahapan yang dimulai dengan tahap awal (2020-2023) pemahaman kosep teori, pemodelan matematis dan pemodelan antena Cylinder sebagai pendeteksi kadar gula dalam darah dengan perangkat lunak CST, kemudian (2023- 2025) adalah proses Study Feasibility dan permohonan hak paten berlanjut kemudian tahun 2026-2028 adalah proses fabrikasi akhir produksi siap jual, dan terakhir (2029- 2030) adalah tahapan komersialisasi dan pemasaran. Keempat tahapan ini saling berkaitan satu sama lain dan merupakan long term road map. Kegiatan awal penelitian sudah penulis lakukan sejak 2020 sampai saat ini. Pada tahap awal telah berhasil membuat rancang bangun antena Cylinder yang dapat beroperasi pada frekuensi ISM (2.4 GHz) baik secara pemodelan matematis maupun simulasi. Tujuan kegiatan tahap awal ini adalah untuk menghasilkan rancang bangun antena dengan variasi bentuk elemen orisinal yang dapat bekerja pada frekuensi kerja yang dapat sensitif terhadap perubahan konsentrasi darah saat dilakukan pengujian, selain itu pada tahapan awal ini akan dilakukan proses fabrikasi purwarupa dan melakukan analisis awal menggunakan Vector Network Analyzer (VNA) untuk menguji seberapa baik kinerja antena. Pada tahap

kedua, kegiatan penelitian mulai diarahkan kepada studi kelayakan purwarupa, dimana akan dilakukan uji pra klinis, pengujian ke Purwarupa teroptimisasi(dengan mendefinisikan tipediabetes 1 atau 2) dan juga pengujian dengan mitra. Pada tahap ketiga, kegiatan penelitian lebih ditekankan untuk menghasilkan produk yang siap dikomersilkan, dan dipasarkan, dengan melakukan langsung pengujian terhadap pasien penderita diabetes, dan melakukan perbandingan dengan alat standar yang digunakan saat ini sebelum akhirnya di fabrikasi sesuai dengan final desain produknya.. Tahap ke empat yaitu proses pemasaran,dimana dalam proses ini dilakukan analisa pasar dan estimasi harga jual produk sebelum di pasarkan.Proposal penelitian ini menfokuskan diri pada kegiatan tahap awal dengan hasil yang diharapkan pada penelitian ini adalah inovasi antena non invasif berbentuk tabung yang kompatibel dengan jari dan dapat digunakan sebagai pendeteksi kadar gula dalam darah yang akurat. Pada tahun 2023, biosensor antenna akan dirancang menggunakan bahan substrat PDMS dan difabrikasi untuk menguji tingkat keefektifitasan bahan, kemudian pembuatan elektronik display dan integrasi biosensor antenna dan elektronik display sebagai satu sistem utuh untuk pendeteksi gula darah (TKT 3). Validasi alat ukur dengan membandingkan teknik invasive (menggunakan glukosa meter) dengan teknik non-invasif (biosensor antenna) untuk mendapatkan tingkat akurasi dilakukan menggunakan sampel jari yang sebenarnya. Apabila terjadi akurasi yang rendah maka pengujian atau pabrikan ulang purwarupa akan dilakukan sesuai kesalahanyang terjadi. Target luaran wajib tahun 2022 adalah penerbitan bukumonograph (hak cipta) , dan luaran ambahan berupa artikel ilmiah konferensi internasional yang terbit dalam prosiding dan jurnal internasional bereputasi yang telah diterima. Untuk HKI buku monograph telah granted dan buku sudah terbit dengan ISBN sehingga capaiannya sudah 100% untuk luaran wajib. Untuk luaran tambahan, pencapaiannya sudah 100% dimana artikel pada konferensi internasional sudah diterbitkan dan terindeks IEEE explore, dan jurnal sudah disubmit dan dalam proses in review. Pada tahun 2023, target luarannya adalah jurnal bereputasi yang telah diterima dan pendaftaran paten alat. Untuk luaran wajib berupa artikel jurnal bereputasi sudah tercapai 100% dan terbit di PIER-M. Sementara untuk paten sistem pendeteksian gula masih dalam bentuk draft. Target untuk mencapai luaran tambahan berupa paten alat adalah merancang satu sistem utuh yaitu alat dan perangkat lunak agar dapat didaftarkan atau alternatif lainnya adalah merancang biosensor antena bentuk lainnya yang sejenis dan sesuai. Beberapa tambahan luaran juga dihasilkan seperti hak cipta poster, artikel internasional konferensi yang sudah dipresentasikan pada ICITISEE, jurnal internasional yang sudah disubmit ke ACES.

H. DAFTAR PUSTAKA: Penyusunan Daftar Pustaka berdasarkan sistem nomor sesuai dengan urutan pengutipan. Hanya pustaka yang disitasi pada laporan kemajuan yang dicantumkan dalam Daftar Pustaka.

1. Wang F. Microwave-based non-invasive blood glucose levels monitoring using flexible UWB antennas. In12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018) 2018 Apr 9 (pp. 1-4). IET.
2. Raj S, Upadhvay G, Kishore N, Tripathi S, Tripathi VS. A Stacked Patch MIMO Antenna With Circular Polarization for non-invasive Blood Glucose Sensing Application. In2018 5th IEEE Uttar Pradesh Section International Conference on Electrical, Electronics and Computer Engineering (UPCON) 2018 Nov 2 (pp. 1-4). IEEE.
3. Yu W, Huang SY. T-shaped patterned microstrip line for noninvasive continuous glucose sensing. IEEE Microwave and Wireless Components Letters. 2018 Sep 30;28(10):942-4.
4. Sen K, Anand S. Design of microstrip sensor for non invasive blood glucose monitoring. In2017 International Conference on Emerging Trends & Innovation in ICT (ICEI) 2017 Feb 3 (pp. 5-8). IEEE.
5. Hasan MN, Tamanna S, Singh P, Nadeem MD, Rudramuni M. Cylindrical dielectric resonator antenna sensor for non-invasive glucose sensing application. In2019 6th International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN) 2019 Mar 7 (pp. 961-964). IEEE.
6. Rahayu Y, Nugraha WN, Praludi T, Alaydrus M, Masdar H. Experimental Based Blood Glucose Monitoring with a Noninvasive Cylindrical Biosensor. Progress In Electromagnetics Research M. 2023 Jan 1;115.
7. Javed, A., Arif, A., Zubair, M., Mehmood, M. Q., & Riaz, K. (2020). A low-cost

- multiple complementary split-ring resonator-based microwave sensor for contactless dielectric characterization of liquids. *IEEE Sensors Journal*, 20(19), 11326-11334.
8. Karami, M., Rezaei, P., Kiani, S., & Sadeghzadeh, R. A. (2017). Modified planar sensor for measuring dielectric constant of liquid materials. *Electronics Letters*, 53(19), 1300-1302.
 9. Rahayu, Y., Arifa, F., Kholik, D. A., Masdar, H., & Praludi, T. (2022, December). Design Flexible Microstrip Antenna for Non-Invasive Blood Glucose Detection. In 2022 International Conference on Radar, Antenna, Microwave, Electronics, and Telecommunications (ICRAMET) (pp. 179-182). IEEE
 10. Jha, A. K., Akhter, Z., Tiwari, N., Shafi, K. M., Samant, H., Akhtar, M. J., & Cifra, M. (2018). Broadband wireless sensing system for non-invasive testing of biological samples. *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, 8(2), 251-259
 11. Xue, Q., Li, Z., Wang, Q., Pan, W., Chang, Y., & Duan, X. (2020). Nanostrip flexible microwave enzymatic biosensor for noninvasive epidermal glucose sensing. *Nanoscale Horizons*, 5(6), 934-943.
 12. Hanna, J., Tawk, Y., Azar, S., Ramadan, A. H., Dia, B., Shamieh, E., ... & Eid, A. A. (2022). Wearable flexible body matched electromagnetic sensors for personalized non-invasive glucose monitoring. *Scientific Reports*, 12(1), 14885.
 13. Turgul, V., & Kale, I. (2018). Permittivity extraction of glucose solutions through artificial neural networks and non-invasive microwave glucose sensing. *Sensors and Actuators A: Physical*, 277, 65-72.
 14. Saha, S., Cano-Garcia, H., Sotiriou, I., Lipscombe, O., Gouzouasis, I., Koutsoupidou, M., ... & Kallos, E. (2017). A glucose sensing system based on transmission measurements at millimetre waves using micro strip patch antennas. *Scientific reports*, 7(1), 6855.
 15. Omer, A. E., Safavi-Naeini, S., Hughson, R., & Shaker, G. (2020). Blood glucose level monitoring using an FMCW millimeter-wave radar sensor. *Remote Sensing*, 12(3), 385.
 16. Chretiennot, T., Dubuc, D., & Grenier, K. (2016). Microwave-based microfluidic sensor for non-destructive and quantitative glucose monitoring in aqueous solution. *Sensors*, 16(10), 1733.
 17. Zhang, W., Du, Y., & Wang, M. L. (2015). Noninvasive glucose monitoring using saliva nano-biosensor. *Sensing and Bio-Sensing Research*, 4, 23-29.
 18. Wang, Y., Wang, X., Lu, W., Yuan, Q., Zheng, Y., & Yao, B. (2019). A thin film polyethylene terephthalate (PET) electrochemical sensor for detection of glucose in sweat. *Talanta*, 198, 86-92.

Deskripsi

MODEL ANTENA CYLINDER WEARABLE UNTUK PENDETEKSIAN KADAR GLUKOSA DALAM DARAH SECARA NON INVASIF

Bidang Teknik Invensi

Invensi ini termasuk dalam bidang teknologi kesehatan, dalam hal ini untuk mendeteksi kadar glukosa pada pasien non diabetes sebagai pendeteksian dini dengan kemudahan dalam penggunaan karena bersifat *wearable* (dapat dikenakan) dan non invasif (tanpa memerlukan sampel darah) serta memiliki tingkat keandalan yang tinggi dalam menentukan kadar glukosa.

Latar Belakang Invensi

Perkembangan ilmu kesehatan dan Kemajuan teknologi yang semakin pesat mengakibatkan kebutuhan akan penggunaan teknologi yang efisien semakin meningkat, hal ini mendorong terjadinya pengembangan teknologi khususnya dibidang kesehatan. Saat ini terdapat dua metode untuk mendeteksi kadar glukosa diantaranya; invasif dan non invasif. Metode invasif masih terdapat batasan baik dari segi biaya, penggunaan, maupun keandalan. teknologi invasif memerlukan sampel darah sebagai bahan pengujian yang membuat kebanyakan masyarakat yang mengalami gejala awal diabetes enggan untuk mendiagnosa penyakitnya demi memastikan kebenaran tentang penyakit diabetes tersebut dikarenakan penggunaan sampel darahnya sebagai bahan untuk diagnosis. Sehingga langkah untuk mengantisipasi perkembangan diabetes di indonesia lebih besar tidak dapat diatasi.

Solusi terbaik untuk penyakit diabetes adalah dengan mengetahui lebih awal mengenai gejala-gejala penyakit dan kadar glukosa dalam darah pasien tersebut sehingga dapat ditentukan langkah selanjutnya untuk menghambat meningkatnya kadar glukosa tersebut. agar terwujudnya hal tersebut diperlukan suatu teknologi yang

memiliki keunggulan baik dari segi biaya yang rendah serta tingkat keandalan yang tinggi. Teknologi yang memenuhi kriteria tersebut adalah Radio Frequency Identification. Teknologi RFID merupakan teknologi yang menggunakan sistem pencitraan gelombang mikro yang menyediakan spesifikasi teknologi dengan biaya rendah, konsumsi daya rendah, serta kemampuan transmisi tinggi, sehingga dapat meningkatkan akurasi dan semua itu dapat diwujudkan dengan antena berbentuk cylinder yang dapat digunakan pada jari dengan metode non invasif.

10

Uraian Singkat Invensi

Invensi ini bertujuan untuk mengatasi kelemahan-kelemahan invensi terdahulu, dan tujuan khususnya untuk menyediakan suatu antena menggunakan mikrostrip *patch* rektangular pada antena cylinder pada frekuensi 2.8 Ghz, dengan perwujudan terdiri dari 1 buah elemen antena *patch* dalam bentuk rektangular berbahan konduktor, yang sekaligus menjadi saluran transmisi terintegrasi dengan substrat, sedangkan bagian *groundplane* berada pada sisi kiri saluran transmisi berbahan konduktor. Bagian saluran transmisi utama dihubungkan dengan konektor jenis SMA (Sub Miniature Version A) yang berfungsi untuk menghubungkan perangkat lainnya. Substrat yang digunakan untuk percetakan fleksibel antena lebih disukai adalah Dupont Pyralux dengan nilai permitivitas 3.5 dan ketebalan substrat 0,2 mm. Bahan konduktor yang digunakan untuk percetakan fleksibel antena lebih disukai adalah tembaga dengan ketebalan 0.035 mm.

Uraian Singkat Gambar

Gambar 1 adalah gambar tampak depan antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular yang sesuai dengan invensi ini;

Gambar 2 adalah gambar tampak samping antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular yang sesuai dengan invensi ini;

Gambar 3 adalah gambar perspektif antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular jika dibentuk dalam bidang datar yang sesuai dengan invensi ini;

Gambar 4 adalah grafik hasil simulasi dari parameter koefisien refleksi $S(1,1)$ dari fleksibel antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular yang sesuai dengan invensi ini;

Gambar 5 adalah grafik hasil simulasi dari parameter VSWR dari antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular yang sesuai dengan invensi ini;

Gambar 7 adalah hasil simulasi dari parameter gain dari antena cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular yang sesuai dengan invensi ini;

Uraian Lengkap Invensi

Suatu fleksibel antena menggunakan mikrostrip *patch array* rektangular *Delta-Y slot* pada frekuensi 3.7Ghz yang diterapkan pada sistem pendeteksian tumor pada payudara, menurut invensi ini terdiri dari:

- substrat (1) menggunakan *Dupont Pyralux* yang memiliki kemampuan fleksibel;
- patch antena (2) yang berbentuk persegi panjang dengan ukuran panjang 60 mm dan lebar 11,55 mm sebagai elemen peradiasi yang terletak diatas dari lapisan substrat (2);
- *groundplane*(3) yang terletak pada bagian kiri patch yang memiliki panjang 60mm dan lebar 20,35mm,

- konektor sma (4);

Untuk memahami invensi ini lebih lanjut, maka invensi ini dideskripsikan suatu antena berbentuk cylinder dengan *patch* rektanguler dengan mengacu pada gambar 1, gambar 2, dan gambar 3 yang terdiri dari substrat(1) kemudian *patch* berbentuk persegi panjang (2), dan *groundplane* (3) menggunakan bahan konduktor yang berada di sisi kiri(gambar 1). Substrat (1) menggunakan bahan dielektrik. Deskripsi masing-masing elemen yakni bentuk peradiasi terdiri dari 1 elemen *patch* antena berbentuk persegi panjang (1). Pada bagian tengah *patch* terdapat celah berbentuk pemisah antara *patch* dan ground. Agar antena ini dapat terhubung ke perangkat lainnya, maka konektor (4) diintergasikan pada pencatu antena (2) yang juga terhubung dengan lapisan *grounplane* (3) dan disolder menggunakan *tape* tembaga dan ditempelkan ke pencatu antena (2) dan *groundplane* (3). Pada Invensi ini jenis konektor (4) lebih disukai jenis konektor SMA (*Sub Miniature Version A*) yang bekerja pada frekuensi 2.8GHz.

Mengacu pada gambar 3 adalah keseluruhan modul tampak depan antena yang ditunjukkan pada tabel berikut ini:

Nama Variabel	Nilai (mm)	Keterangan
A	70,33	Panjang substrat
B	60	Lebar substrat
C	11,55	Lebar <i>patch</i>
D	60	Panjang <i>patch</i>
E	20,35	Lebar <i>groundplane</i>
F	60	Panjang <i>groundplane</i>
G	1,5	Jarak pemisah <i>patch</i> dan ground

Fleksibel antena mikrostrip *patch* rektanguler *Delta-Y slot* mempunyai spesifikasi sebagai berikut:

- Frekuensi kerja 3.7GHz
- $VSWR \leq 1.2$
- Koefisien refleksi $\leq -33.26\text{dB}$
- gain $\sim 4.7\text{dBi}$

Hasil simulasi koefisien refleksi $S(1,1)$ pada frekuensi 2.8GHz sebagaimana ditunjukkan oleh gambar 4 adalah -33.26dB. Hasil simulasi parameter VSWR pada 2.8GHz sebagaimana ditunjukkan oleh gambar 5 adalah 1,0025. Hasil simulasi parameter gain pada 3.7GHz sebagaimana ditunjukkan oleh gambar 6 adalah 4.7dBi.

Hasil karakterisasi keseluruhan fleksibel antenna mikrostrip *patch* rektangular *Delta-Y slot* ditunjukkan sebagai berikut:

Parameter	Nilai
Frekuensi kerja	2.8 GHz
Koefisien Refleksi $S(1,1)$	-33.26 dB
VSWR	1,0025
Gain	4.7 dBi

Berdasarkan hasil karakterisai antenna cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular pada tabel diatas dapat disimpulkan bahwa antenna cylinder menggunakan *patch* rektangular telah memenuhi spesifikasi yang diinginkan sehingga dapat diaplikasikan untuk sistem pendeteksian kadar glukosa dalam darah.

Klaim

1. Suatu fleksibel antena cylinder menggunakan *patch* rektangular pada frekuensi 2.8 Ghz yang diterapkan pada sistem pendeteksian kadar glukosa pada darah, terdiri dari:

- 5 • *patch* antena (2) yang berbentuk persegi panjang dengan ukuran panjang 60mm dan lebar 11.25mm sebagai elemen peradiasi yang terletak diatas dari lapisan substrat (1);
- substrat (1) menggunakan *Dupont Ppyralux* yang memiliki kemampuan fleksibel;
- 10 • pencatu antena (2) dengan menggunakan teknik *Coplanar waveguide*;
- *groundplane*(3) yang terletak pada bagian kiri pencatu antena (2),
- konektor sma (4);

15 2. Antena Cylinder menggunakan mikrostrip *patch* rektangular pada frekuensi 2.8 Ghz yang diterapkan pada sistem pendeteksian kadar glukosa dalam darah sesuai dengan klaim 1, dimana di tengah antara *patch* antena(2) terhubung dengan *ground*(3) yang dihubungkan dengan konektor SMA, dimana konektor

20 SMA terhubung juga dengan lapisan *groundplane*.

**MODEL ANTENA CYLINDER WEARABLE UNTUK PENDETEKSIAN KADAR GLUKOSA
DALAM DARAH SECARA NON INVASIF**

5

Penelitian ini mengusulkan desain, model dan metode dalam mendeteksi kadar glukosa dalam darah dengan menggunakan antenna berbentuk cylinder yang bersifat wearable. Antena dirancang agar dapat bekerja pada frekuensi 2.8 GHz, dimana dalam frekuensi
10 tersebut termasuk kedalam rentang frekuensi microwave yang baik untuk kesehatan. Desain antenna dirancang berdasarkan bentuk dasar yaitu Cylinder yang diperoleh dengan melakukan perhitungan dasar dengan mengatur diameter antenna serta panjang dan lebar patch pada antenna. Kemudian dilakukan optimisasi dan
15 karakterisasi dengan menambah dimensi ukuran pada patch agar diperoleh hasil yang lebih maksimal. Selanjutnya antenna hasil perancangan dan simulasi difabrikasi dan kemudian diletakkan pada model Jari sebagai alat uji pendeteksian kadar glukosa. Pada metode pendeteksian Kadar glukosa, 1 port elemen antenna
20 dihubungkan ke switching network. Kemudian switching network terhubung ke pulse generator dan vector network analyzer (VNA), sedangkan VNA terhubung ke laptop/PC. Pada VNA dihasilkan grafik sinyal pantul dari elemen antenna yang letakkan pada model jari. Sinyal tersebut kemudian dianalisa dan diolah melalui program
25 komputer dan didapat hasil berupa gelombang elektromagnetik dan analisa kadar glukosa sesuai gelombang elektromagnetik tersebut yang ditampilkan dalam gambar 2D.

Experimental Based Blood Glucose Monitoring with a Noninvasive Cylindrical Biosensor

Yusnita Rahayu^{1, *}, Wahid N. Nugraha¹, Teguh Praludi², Mudrik Alaydrus³, Anhar¹, and Huriatul Masdar⁴

Abstract—In this work, we have designed and fabricated a noninvasive flexible biosensor with a simple and printable structure for blood glucose monitoring. The proposed sensor has been experimentally proven to monitor blood sugar levels through frequency shifts. A cylindrical design with a coplanar waveguide (CPW) feeding technique has been proposed. A targeted frequency of 2.4 GHz with the best S_{11} at -22.623 dB and a bandwidth of 323 MHz was obtained. However, after propagating through the finger phantom, the signal is sensitive to the blood glucose levels with a significant frequency shift. The biosensor worked well at 1.55–1.88 GHz, representing a finger, without a phantom in the ISM band of 2.4 GHz. There is a bit of shifted frequency during the biosensor measurement with less than a 1.41% error. The overall size of the biosensor is 50.66 mm $\times$ 60.31 mm. The biosensor uses a flexible Dupont Pyralux substrate; thus, the index finger is easy to insert. 25 volunteers were involved in this experimental blood glucose. For this, we use an invasive device to measure the volunteers' blood glucose levels. The invasive measurement results obtained are used as a reference for the blood sugar levels of each sample. The test results using a cylindrical biosensor show a frequency shift at 7.5 MHz for every mg/dl of blood sugar levels, with a sensitivity of 0.43 1/(mg/dL). This frequency shift can be used to observe changes in the concentration of sugar levels in the blood. This flexible sensor is a good alternative biosensor for measuring blood glucose levels due to its low cost and printable structure.

1. INTRODUCTION

Diabetes is a rapidly growing global problem that affects many people. According to the International Diabetes Federation (IDF) 2021 data, the number of diabetic patients in Indonesia would reach 19.47 million in 2021, putting the country in the fifth place as the country with the highest number of diabetic patients [1]. This increases the risk of other diseases, such as heart attack, stroke, blindness, and kidney failure, and can even result in paralysis and death. Diabetes affects 537 million adults between the ages of 20 and 79. This figure is expected to rise to 643 million by 2030 and 783 million by 2045 [2]. Therefore, blood glucose monitoring is a must as an early action to prevent diabetes from getting worse. The fingerpricking process to measure blood glucose is a popular invasive method today. However, this causes pain to the patient. Another alternative is to use a painless, noninvasive method.

A healthy individual's blood glucose level should be within the normal range, or between 70 and 100 mg/dL in the fasting state and 70 and 140 mg/dL after eating. Both high blood sugar (hyperglycemia) and low blood sugar (hypoglycemia) are harmful. Hypoglycemia might result in weakness or even unconsciousness. On the other hand, hyperglycemia in the blood can potentially constitute a medical emergency or lead to diabetes-related issues [3].

Received 4 November 2022, Accepted 7 February 2023, Scheduled 17 February 2023

* Corresponding author: Yusnita Rahayu (yusnita.rahayu@lecturer.unri.ac.id).

¹ Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Universitas Riau, Indonesia. ² National Research and Innovation Agency, Indonesia. ³ Department of Electrical Engineering, Universitas Mercubuana, Jakarta, Indonesia. ⁴ Medical Faculty, Universitas Riau, Indonesia.

Electromagnetic wave (EM-wave) technology is the most suitable for developing noninvasive sensors. This is because of its penetration depth to biological tissue [4]. Numerous nonresonant (wide band) [5–7] and resonant (narrow band) [8, 9] techniques for evaluating EM characteristics based on microwave and millimeter waves have been developed. Resonant technologies have grown in popularity, particularly for applications requiring great speed, precision, and sensitivity. Increasing the number of sensor resonances is one way to improve the accuracy of EM parameter detection by microwave resonant sensors because a wider frequency range can be used to measure the EM parameters of the materials and obtain more detailed information about the EM properties of the sample under test (SUT) [3]. Recently, many researchers have worked on noninvasive antenna design as a sensor for blood glucose monitoring [3–25, 28, 3–32].

The feasibility study on monopole antenna for blood glucose monitoring was reported in [4]. In [10] two mm-wave antennas operating at 37 GHz were proposed, with absorbers strategically placed around the antenna sensors. As a result, the sensing system's sensitivity to changes in glucose was increased. [11] designed a patch resonator with a two-port structure operating at 2.40–2.48 GHz, and the energy was capacitively coupled to the patch via two feeding lines. SMA connectors were used to feed the feeding lines. A sensor inspired by metamaterials was created for noninvasive blood glucose monitoring [12]. The sensor integrated three resonant cells of single split rings with a microstrip line and operated at 3–4 GHz. The authors in [13] also proposed an antenna design for noninvasive glucose concentration measurement in blood plasma, which included a complementary split-ring resonator (CSRR) loaded truncated patch and an electromagnetic band gap structure etching on the ground plane. [14] reported another CSRR antenna using a different technique. [15] investigated a small flexible ultra-wideband (UWB) monopole antenna fed by a coplanar waveguide (CPW) that operated from 4 to 10 GHz. A commercial Kapton substrate was used as antenna material. Another planar UWB antenna was developed for this system [16]. A narrowband antenna consisting of four spiral arms fed by a coaxial line through the substrate was discussed in [17]. [18] investigated a flexible slot antenna that can be integrated inside a wearable glove to allow enough electromagnetic wave penetration to monitor blood glucose variations wirelessly. [19] describes the use of spoof surface plasmon polariton (SSPP) end-fire sensor-based structures (meta-materials antennas) for measuring glucose concentrations in aqueous glucose solutions as well as on-body measurements. The textile material adopted as the dielectric substrate for the antenna sensor was developed in [20]. The authors in [3, 21] proposed planar sensors with substrate-integrated waveguide (SIW) technology for blood glucose monitoring using volunteers' fingertips. Finger placement and the influence of fingerprints affect the sensor sensitivity [21]. However, most researchers employed rigid substrates (FR4, RT/Duroid, Roger 3210, Arlon) for their antenna substrate materials [3, 4, 10–14, 16, 17, 19, 21]. A limited number of studies employed flexible/textile substrates in their antenna designs [15, 18, 20]. Microstrip line and coaxial probe are the mostly feeding techniques applied in many works of literature.

[14] summarized several microwave/RF transmission and/or reflection techniques, such as transmission lines and free-space, resonant. Method selection is influenced by the operating frequency, physical state (solid or liquid) of the material under test (MUT), losses, and volume [14]. [22] described a microstrip line (MLIN)-based glucose sensor with a T-shaped pattern for blood glucose monitoring using fingers as the object. This technology bridges the gap between transdermal and microwave/RF techniques. This is because blood glucose concentrations can change the dielectric properties of the blood [23–25]. By constructing the MLIN around the subject under sensing, such as a finger, the main field of an MLIN can be used for glucose sensing. Because of the high intensity of the main field, the sensitivity is significantly higher than that when the fringing field is used [22]. The fingertip is a common measuring site because a good amount of fresh blood is stored there [32]. Based on this idea, we propose a cylindrical biosensor with Dupont Pyralux as the flexible substrate to measure the blood glucose concentration by detecting the variation of the dielectric changes of different blood glucose concentrations. We employ CPW feeding technique to optimize the structure. This method will not harm the patient's body. It only simply inserts the finger into the sensor rather than presses onto it [31].

This paper is organized as follows. First, Section 2 presents the materials and methods used in the proposed system. Next, measurement and simulation results are discussed in Section 3. Finally, Section 4 concludes the paper.

2. MATERIALS AND METHOD

2.1. Biosensor Design Structure

The purposes of the noninvasive biosensor design are as follows. 1) A fingertip must be easily placed on the sensor sensing area. 2) It should be compact and flexible. 3) It must have easy and cost-effective fabrication. To achieve these purposes, a cylindrical biosensor with a CPW feed line is selected with Dupont Pyralux material used as a sensor to measure glucose levels in this paper. A biosensor can both transmit and receive electromagnetic waves. Figs. 1(a)–(c) presents the cylindrical biosensor with Dupont Pyralux as the substrate with the size (Table 1). Table 1 lists the biosensor with the cylindrical phantom dimension. For the housing, the thickness of the wall is 0.2 mm, and the total height is 60.31 mm with $\epsilon_r \approx 3.5$.

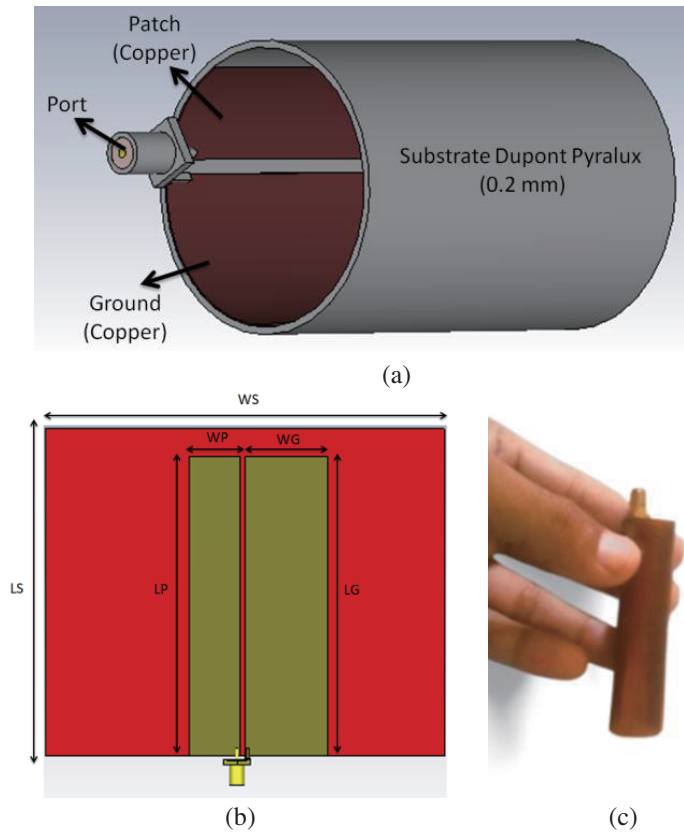


Figure 1. Configuration and prototype of the proposed biosensor: (a) 3D View; (b) biosensor geometry; (c) biosensor prototype.

Dupont Pyralux is a double-sided copper-coated polyimide laminate made in sheets and rolls with global availability that is ideal for medical and automotive applications and compatible with conventional flexible circuit fabrication processes. It has good physical, chemical, and electrical balance over a wide frequency range, with a low loss factor. Furthermore, Dupont Pyralux has a very low dimension profile (5.66×60.31 mm) but is very strong, with a tensile strength of 165 MPa at 73 F and a dielectric strength of 3500–7000 V/mil, as well as a Glass Transition Temperature rating of 280 [26]. The biosensor is fabricated using the Brother DCP-T310 printer with ink (Durabrite). The fabrication begins by entering the sensor design into Corel draw software and then printing with Dupont Pyralux substrate. The next stage is Etching, a metal dissolving process using strong acid on the unprotected part of the metal surface to make the planned design using ferric chloride (FeCl_3). Then connect the SMA connector using soldering tin. The final fabrication process is folding the sensor into a cylinder with insulating tape.

Table 1. Dimension of proposed cylindrical biosensor and cylindrical phantom.

Parameter	Value (mm)
WS	50.66
LS	60.31
WP	15.35
LP	38.82
WG	20.56
LG	39.32
D	20
DS	20
DF	175
DBL	52
DBO	13.8

2.2. Finger Phantom Design

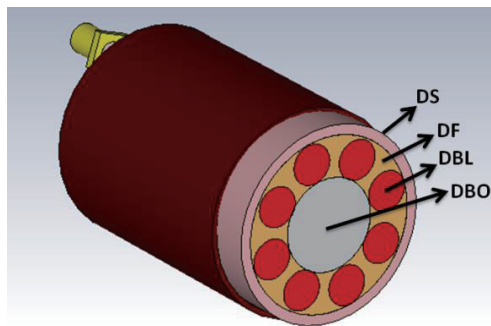
The dielectric quantity in the body tissue used to analyze glucose levels changes at a specific frequency. The characteristics of these changes in several body tissues have been studied and modeled using the Cole-Cole equation [23]. In addition, variations in permittivity caused by changes in glucose concentration can impact a sensor's nearfield coupling and electromagnetic wave transmission [28].

Blood glucose level detection will be carried out on cylindrical phantom modeling as a finger will be used as a medium for testing the penetration depth of the sensor. The phantom modeling is made up of finger elements such as skin (DS), fat (DF), blood (DBL), and bone (DBO). Because it contains sufficient blood, the fingertip model is frequently used to measure invasive sugar levels. The fingertip, however, is attached to the biosensor's surface in its noninvasive measurement application. As a result, a finger model with a length of 60 mm and a diameter of 20 mm was created for this study.

To investigate the effects of blood density, a voxel-based finger phantom with varying numbers of cylinder-shaped blood slots is used. Each slot of the blood cylinder represents 30 mg/dl of blood density. It makes the blood slot easier to model the blood vessel on the finger phantom. Assuming that each blood slot is 30mg/dl, it is easier to perform a simulation to see the shift in the frequency resonance to the increase in blood sugar levels.

There are 8 blood slots in this finger phantom with a total of 240 mg/dl, as presented in Fig. 2. This is based on a predetermined blood glucose setting; diabetes is diagnosed at a blood sugar of greater than or equal to 200 mg/dl [27].

From the literature [3, 4, 10–21], the diagnostic method using a noninvasive antenna is through reflection coefficient, input impedance, and resonance frequency. Two diagnostic methods, reflection

**Figure 2.** Finger phantom design.

coefficient and resonance frequency, are used in this paper. The cylindrical sensor works well at a frequency of 2.4 GHz without phantom and shifts to 1.5–1.8 GHz with phantom at different blood glucose concentrations.

2.3. Experimental Setup

Figure 3 shows an illustration of the experimental setup. The SMA connector was connected to Port 1 of a pocket vector network analyzer (VNA). The measurements were conducted 20x for each volunteer so that the real test for all samples was 500 times. The results were averaged for further analyses. 25 volunteers were involved in this research.

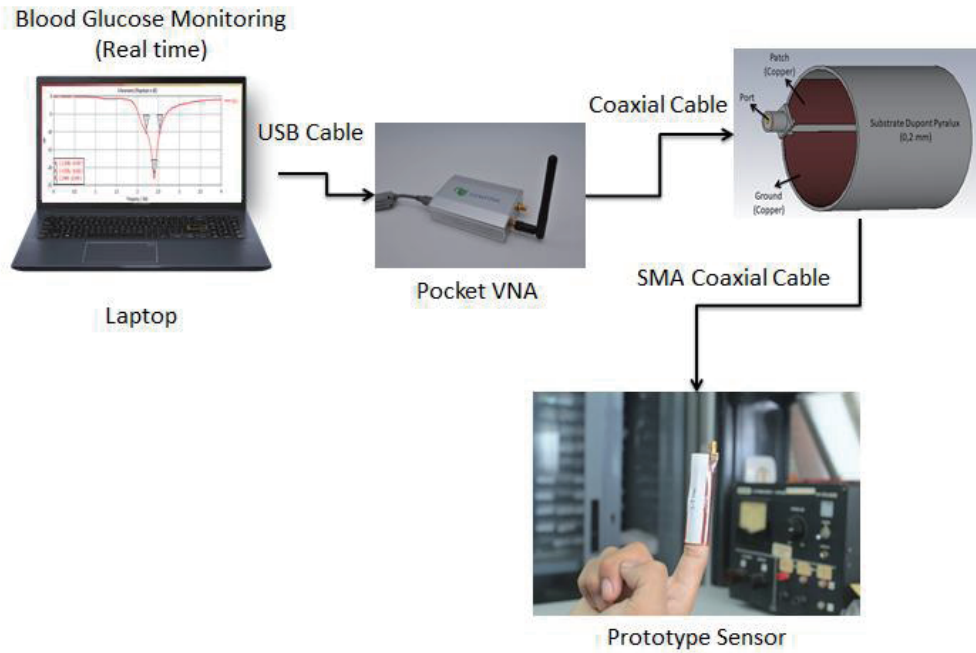


Figure 3. Experimental setup.

The process begins with measuring blood sugar levels from 25 volunteers using an Invasive Device. The measurement results obtained are used as a reference for the blood sugar levels of each sample. The sensor requirements for biological measurement applications differ from those for free space sensors in a number of ways. The inhomogeneity of the sensor environment and significant variation depending on the humidity of the patient's skin and the measurement point are the most difficult [28, 30].

3. RESULT AND DISCUSSIONS

Figure 4 shows the cylindrical biosensor's simulated and measured S_{11} using Dupont Pyralux. From the results, the simulated bandwidth is 323 MHz in the frequency range of 2.210 GHz to 2.533 GHz, while in the frequency range of 2.264 GHz to 2.541 GHz, the measured bandwidth is 277 MHz. The error of 1.41% is obtained during the sensor measurement and calculated using Eq. (1).

$$Error(f) = \left| \frac{fm - fs}{fs} \right| \times 100(\%) \quad (1)$$

where f is the error obtained in the measurement, and fm and fs are for the measurement and simulation resonant frequency, respectively.

The signal is sensitive to blood glucose levels after passing through the finger phantom with a significant frequency shift. The simulated S_{11} of a cylindrical biosensor tested with the finger

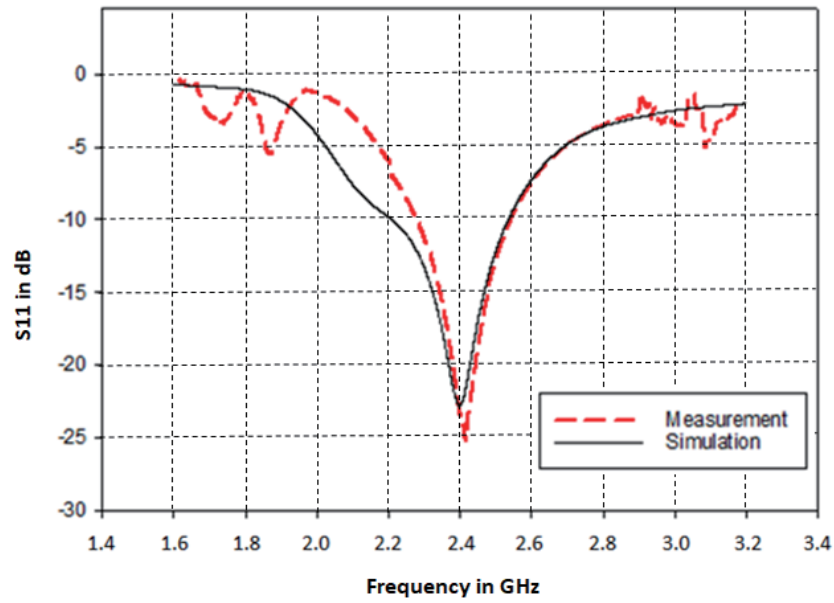


Figure 4. Measured and simulated S -parameters of the proposed biosensor.

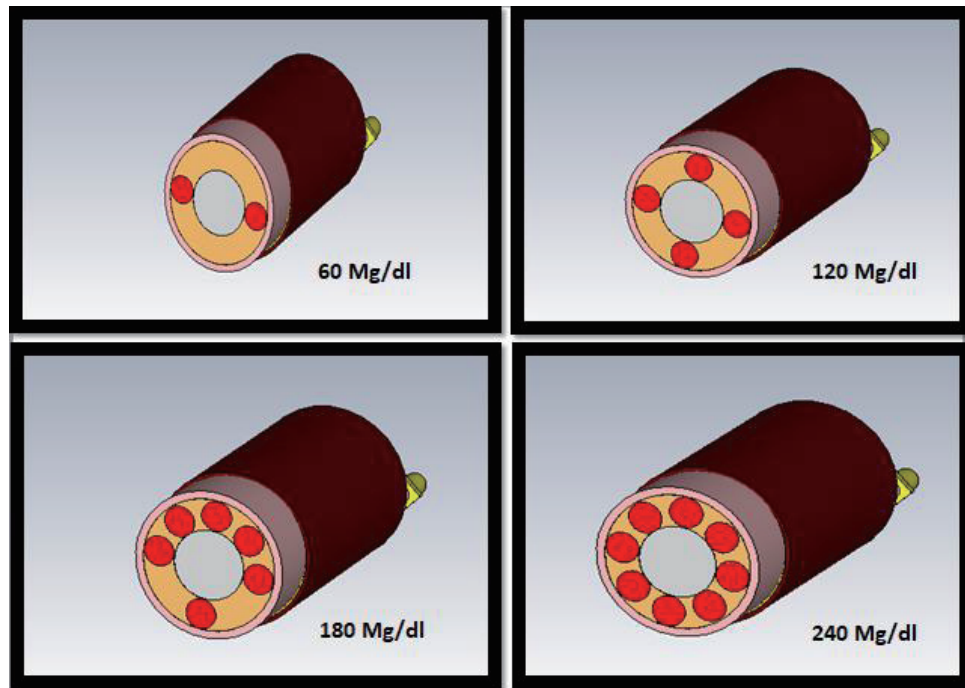


Figure 5. Cylindrical biosensor with finger phantom.

phantom is presented in Fig. 6. The simulated results obtained a change in frequency according to the addition of phantom blood slots, as shown in Fig. 5. As illustrated in Fig. 6, combining two simulated phantom blood slots provides a frequency of 1.552 GHz with a bandwidth of 86.3 MHz. In comparison, a combination of 4 phantom blood slots gets a frequency of 1.663 GHz with a bandwidth of 91.2 MHz. A combination of 6 blood slots shows a change in S_{11} at a frequency of 1.772 GHz with a bandwidth of 94.5 MHz. Last, a combination of 8 phantom blood slots results from 1.879 GHz, a

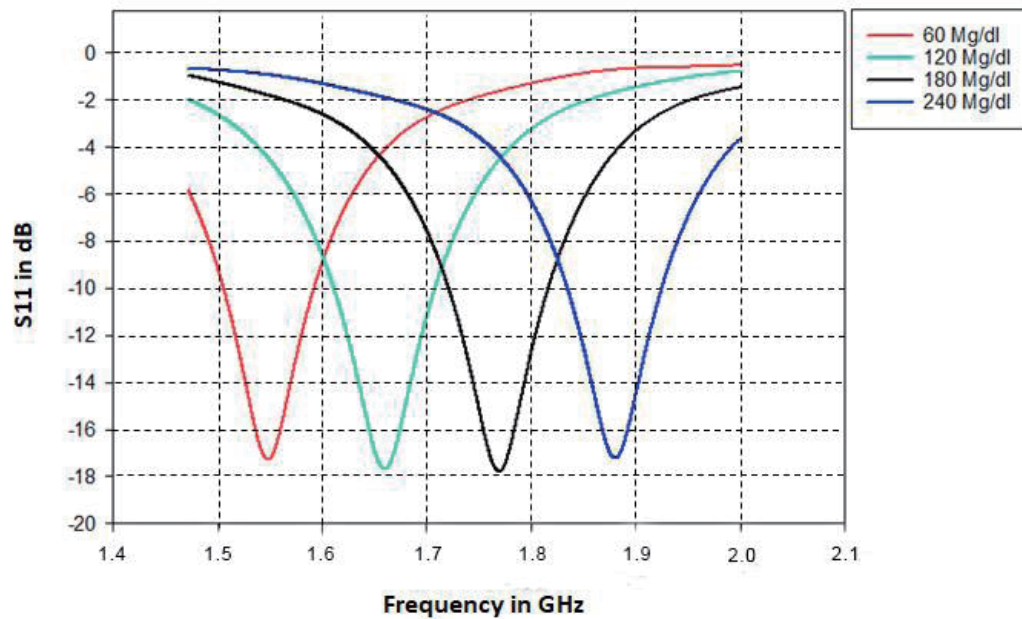


Figure 6. Simulated S_{11} of a cylindrical biosensor tested with finger phantom.

bandwidth of 89.4 MHz. By examining the results obtained for different concentrations of blood glucose, it can be found that the resonant frequency of the proposed sensor shifts for every increase in glucose concentration.

On the other hand, low frequencies have more penetration inside the tissues than higher frequencies due to the inherent conductivity of biological tissues. Therefore, when the finger is in contact with the sensing area, EM waves penetrate the fingertip and disturb the EM fields. Furthermore, noticeable changes are induced in the sensor transmission response because of the change in the effective permittivity at the sensing area [3].

Table 2. Comparative study of different types of flexible sensors.

Characteristic	Proposed cylindrical sensor	Flexible polyester antenna [15]	Wearable antenna [20]	MLIN [22]
Size (mm)	50.66×60.31	19.2×17.8	4×4	11×20
Thickness (mm)	0.02	3	0.01	1.5
Band/F (GHz)	Single/2.4	Dual/5.76 and 10.1	Single/2.4	Dual/0.95 and 2.99
Substrate	Pyralux $\epsilon_r = 3.5$	flexible polyester $\epsilon_r = 2.8$	Denim Material $\epsilon_r = 1.6$	NaCl $\epsilon_r = 4.4$
Tensile Strength (MPa)	High 165	High 860		
Flexural strength (p.s.i)	High 50000	High 11117		
Deformability	Low	Low	Low	Low
Thermal Stability	High	low	High	High
Fabrication Complexity	Simple/Printable	Complex/Non-printable	Complex/Non-printable	Complex/Non-printable

Given the applications envisioned in this paper, this paper compares various flexible antennas reported in [15, 20, 22]. Compactness (size and thickness), electrical properties, and robustness are all compared in the study. The term “robustness” refers to the mechanical properties of flexible/conformal electronic devices such as tensile strength, flexural strength, deformability, and thermal stability. This comparative study takes into account the fabrication complexity criteria as well. Table 2 demonstrates that the proposed sensor provides extremely robust and flexible designs. This sensor is also printable and offers low-cost, roll-to-roll production.

Table 3. Experiment results with invasive and noninvasive devices.

No	Blood Glucose (mg/dl) (Invasive)	NonInvasive (proposed sensor)			
		Blood Glucose (mg/dl)	$\bar{f}$ (GHz)	S_{11} (dB)	Bandwidth (MHz)
1	73	73	1.5343	−26.32	93.61
2	86	86	1.6045	−26.05	98.65
3	90	90	1.6301	−26.12	95.65
4	103	103	1.7031	−26.04	96.72
5	112	112	1.7478	−25.71	98.32
6	129	129	1.7857	−25.92	100.1
7	151	151	1.832	−26.34	97.29
8	163	163	1.8605	−26.71	99.54
9	190	190	1.8921	−25.92	96.48
10	213	213	1.9712	−25.90	97.54

Table 3 represents the 10 experimental results of the blood glucose test for volunteers. The test is performed for invasive and noninvasive devices. For a noninvasive device, measurements were made using a VNA operating at 1–4 GHz. Before testing with a cylindrical sensor, calibrate the VNA with a frequency setting of 1–4 GHz, then insert a finger on the sensor and measure it using VNA. Fig. 7 shows the experimental blood glucose detection using the cylindrical sensor. The test results using a cylinder sensor show that the S_{11} values range from −25.62 dB to −26.32 dB, while the bandwidth obtained ranges from 92.47 MHz to 100.1 MHz. Therefore, the testing for blood sugar levels of 73 mg/dl–98 mg/dl or belonging to the non-diabetic category, carried out with a cylindrical sensor, will display results at a frequency of 1.5343 GHz–1.6712 GHz, for 100 mg/dl–123 mg/dl, or pre-diabetes category will display test results in the frequency range 1.7031 GHz–1.7857 GHz, and 129 mg/dl–213 mg/dl or diabetes category the test results obtained at a frequency of 1.7857 GHz–1.9712 GHz.

The tests using a cylindrical sensor showed a significant change, where an increase in blood sugar levels made a frequency shift towards a larger one. The test results using a cylindrical sensor obtained a frequency shift of 7.5 MHz for every mg/dl blood sugar level. Glucose is present in blood vessels and interstitial fluid (ISF). The change in glucose levels in these two parts and their interaction with the EM waves that penetrate the skin shifts the resonance frequency of the sensor and leads us to controlling the blood glucose levels of the user [3]. The frequency shift distribution can be seen in Fig. 8.

The stability sensing of the sensor indicates sensitivity. Sensitivity is used to determine the accuracy of the sensors that is expressed with Eq. (2) [3].

$$S = \frac{\text{FDR}}{f_{FL}} \times 100 \text{ (1/(mg/dL))} \quad (2)$$

where FDR is the frequency detection resolution (7.5 MHz/(mg/dL)) and is f_{FL} for freeloading resonance frequency of the sensor (2.4 GHz). Thus, the sensitivity of the proposed sensor is 0.43 1/(mg/dL).

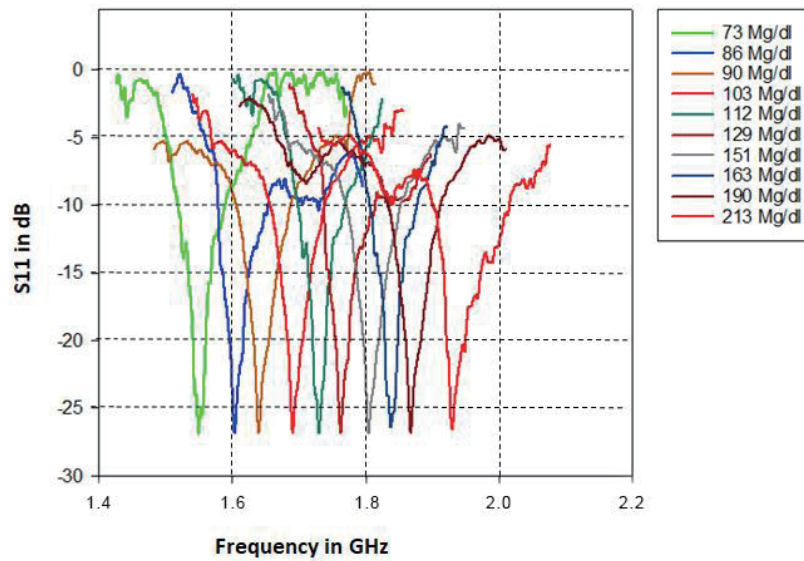


Figure 7. Result of blood sugar levels tested by the cylindrical biosensor.

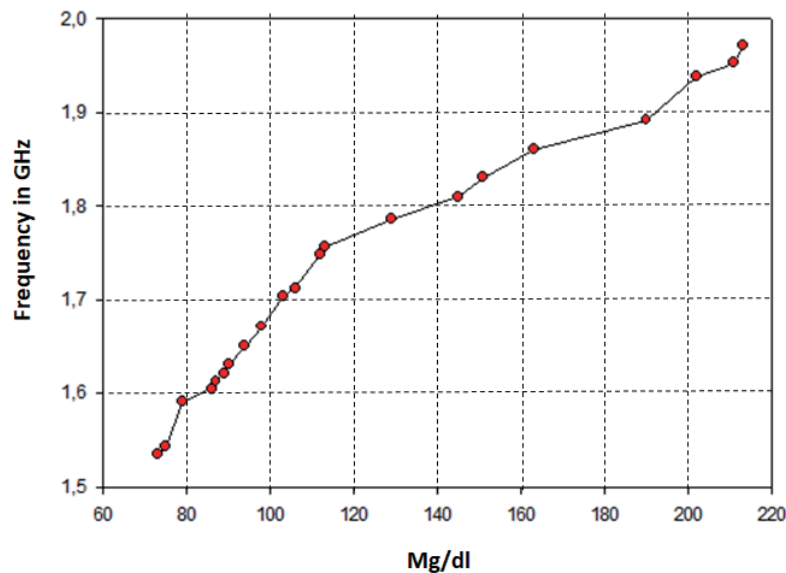


Figure 8. Blood glucose level versus frequency.

4. CONCLUSION

In this paper, a cylindrical biosensor with CPW feeding technique was designed to work at a targeted frequency of 2.4 GHz with the best S_{11} at -22.623 dB and a bandwidth of 323 MHz. Comparatively, the prototype's measurement findings yield an S_{11} value of -25.02 dB at 2.411 GHz with a bandwidth of 277 MHz and an error of less than 1.41%. Changes in frequency occur when detection is carried out using a finger phantom ranging from 1.55 GHz to 1.88 GHz for each slot test. Blood glucose values between 73 and 213 mg/dL have been determined for 25 individuals. In addition, the proposed noninvasive blood glucose sensor's measured findings were analyzed and compared to the invasive approach. The proposed flexible biosensor may be a promising option for application in a glucose monitoring system based on the obtained results and comparisons with similar studies due to its simple design, robustness, ease of integration, simplicity of fabrication, and low cost.

ACKNOWLEDGMENT

The Directorate General of Higher Education Ministry of Education and Culture, the Republic of Indonesia financially supports this work under the fundamental research grant project 2022. In addition, The authors would like to thank the Research and Community Service Agency (LPPM) Universitas Riau for research management and motivation.

REFERENCES

1. Indonesia diabetes report 2000–2045, diabetes report 2000–2045, (n.d.) Retrieved Mar. 4, 2022, from <https://diabetesatlas.org/data/en/country/94/id.html>.
2. Tenth edition, IDF Diabetes Atlas, (n.d.), Retrieved Mar. 4, 2022, from <https://diabetesatlas.org/>.
3. Kiani, S., P. Rezaei, and M. Fakhr, “Dual-frequency microwave resonant sensor to detect non-invasive glucose-level changes through the fingertip,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 70, 1–8, 2021.
4. Freer, B. and J. Venkataraman, “Feasibility study for non-invasive blood glucose monitoring,” *2010 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, 1–4, Jul. 2010.
5. Tiwari, N. K., A. K. Jha, S. P. Singh, and M. J. Akhtar, “Estimation of broadband complex permeability using SIW cavity-based multimodal approach,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 69, No. 9, 6571–6581, Sep. 2020.
6. Mirjahanmardi, S. H., A. M. Albishi, and O. M. Ramahi, “Permittivity reconstruction of nondispersive materials using transmitted power at microwave frequencies,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, Vol. 69, No. 10, 8270–8278, Oct. 2020.
7. Bteich, M., et al., “A non-invasive flexible glucose monitoring sensor using a broadband reject filter,” *IEEE J. Electromagn., RF Microw. Med. Biol.*, early access, Sep. 9, 2020, doi: 10.1109/JERM.2020.3023053.
8. Lee, C.-S., B. Bai, Q.-R. Song, Z.-Q. Wang, and G.-F. Li, “Microwave resonator for eye tracking,” *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, Vol. 67, No. 12, 5417–5428, Dec. 2019.
9. Hamzah, H., A. A. Abduljabar, and A. Porch, “High Q microwave microfluidic sensor using a central gap ring resonator,” *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, Vol. 68, No. 5, 1830–1838, May 2020.
10. Koutsoupidou, M., H. Cano-Garcia, R. L. Pricci, S. C. Saha, G. Palikaras, E. Kallos, and P. Kosmas, “Study and suppression of multipath signals in a non-invasive millimeter wave transmission glucose-sensing system,” *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, Vol. 4, No. 3, 187–193, 2019.
11. Yilmaz, T., R. Foster, and Y. Hao, “Broadband tissuemimicking phantoms and a patch resonator for evaluating non-invasive monitoring of blood glucose levels,” *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, Vol. 62, No. 6, 3064–3075, 2014.
12. Omer, A. E., G. Shaker, and S. Safavi-Naeini, “PCA-assisted blood glucose monitoring using metamaterial-inspired sensor,” *IEEE Sensors Letters*, Vol. 5, No. 9, 1–4, 2021.
13. Raj, S., S. Tripathi, G. Upadhyay, S. S. Tripathi, and V. S. Tripathi, “An electromagnetic band gap-based complementary split ring resonator loaded patch antenna for glucose level measurement,” *IEEE Sensors Journal*, Vol. 21, No. 20, 22679–22687, 2021.
14. Omer, A. E., G. Shaker, S. Safavi-Naeini, G. Alquié, F. Deshours, H. Kokabi, and R. M. Shubair, “Non-invasive real-time monitoring of glucose level using novel microwave biosensor based on triple-pole CSRR,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, Vol. 14, No. 6, 1407–1420, 2020.
15. Wang, F., “Microwave-based non-invasive blood glucose levels monitoring using flexible UWB antennas,” *12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018)*, 1–4, IET, Apr. 2018.
16. Xiao, X. and Q. Li, “A non-invasive measurement of blood glucose concentration by UWB microwave spectrum,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, Vol. 16, 1040–1043, 2016.

17. Shao, J., et al. "A novel miniature spiral sensor for non-invasive blood glucose monitoring," *2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, IEEE, 2016.
18. Hanna, J., J. Costantine, R. Kanj, Y. Tawk, A. H. Ramadan, and A. A. Eid, "A vasculature anatomy inspired flexible slot antenna for continuous non-invasive glucose monitoring," *2021 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation and USNC-URSI Radio Science Meeting (APS/URSI)*, 803–804, Dec. 2021.
19. Kandwal, A., Z. Nie, T. Igbe, J. Li, Y. Liu, L. W. Liu, and Y. Hao, "Surface plasmonic feature microwave sensor with highly confined fields for aqueous-glucose and blood-glucose measurements," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 70, 1–9, 2020.
20. Costanzo, S., and V. Cioffi, "Dielectric models for the accurate design of wearable diabetes sensors," *2019 23rd International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECOM)*, IEEE, 1–3, Sep. 2019.
21. Kiani, S., P. Rezaei, and M. Fakhr, "Dual-frequency microwave resonant sensor to detect noninvasive glucose-level changes through the fingertip," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 70, 1–8, 2021.
22. Omkar and W. Yu, "T-shaped patterned microstrip line for noninvasive continuous glucose sensing," *IEEE Microwave And Wireless Components Letters*, Vol. 28, No. 10, Oct. 2018.
23. Karacolak, T., E. C. Moreland, and E. Topsakal, "Cole-cole model for glucose-dependent dielectric properties of blood plasma for continuous glucose monitoring," *Microwave and Optical Technology Letters*, Vol. 55, No. 5, 1160–1164, 2013.
24. Cordero, J. Camille, et al. "Quantifying blood glucose level using S_{11} parameters," *TENCON 2017 — 2017 IEEE Region 10 Conference*, IEEE, 2017.
25. Turgul, V. and I. Kale, "Characterization of the complex permittivity of glucose/water solutions for non-invasive RF/Microwave blood glucose sensing," *2016 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings (I2MTC)*, 1–5, 2016.
26. Dupont Pyralux ap-plus — CIREXX circuits, (n.d.), Retrieved Mar. 1, 2021, from https://www.cirexx.com/wp-content/uploads/Pyralux_AP-Plus_DataSheet1.pdf.
27. Understanding A1C, Diagnosis, American Diabetes Association, Retrieved May 16, 2022, from <https://www.diabetes.org/diabetes/a1c/diagnosis>.
28. Hofmann, M., T. Fersch, R. Weigel, G. Fischer, and D. Kissinger, "A novel approach to non-invasive blood glucose measurement based on RF transmission," *2011 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*, 39–42, May 2011.
29. Radio Frequency Safety, Federal Communications Commission, Jul. 22, 2021, Retrieved Mar. 2, 2021, from <https://www.fcc.gov/general/radio-frequency-safety-0>.
30. Costanzo, S., "Loss tangent effect on the accurate design of microwave sensors for blood glucose monitoring," *2017 11th European Conference on Antennas and Propagation (EUCAP)*, IEEE, 661–663, Mar. 2017.
31. Buford, R. J., E. C. Green, and M. J. McClung, "A microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement," *2008 IEEE Sensors Applications Symposium*, 4–7, Feb. 2008.
32. Turgul, V. and I. Kale, "Influence of fingerprints and finger positioning on accuracy of RF blood glucose measurement from fingertips," *Electron. Lett.*, Vol. 53, No. 4, 218–220, Feb. 2017.

Correlations of Salivary and Blood Glucose Level Detection using Flexible Sensor Technique

Yusnita Rahayu¹, Fildza Arifa², Mudrik Alaydrus³, Anhar⁴, Teguh Praludi⁵, Huriatul Masdar⁶, Syah Alam⁷

^{1,2,4} Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering
Universitas Riau, Pekanbaru, 28290, Indonesia
yusnita.rahayu@lecturer.unri.ac.id, fildza@graduate.utm.my, anhar@lecturer.unri.ac.id

³ Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering,
Universitas Mercu Buana, Jakarta 11650, Indonesia
mudrikalaydrus@mercubuana.ac.id.

⁵ National Research and Innovation Agency, Indonesia
teguhpraludi@gmail.com.

⁶ Medical Faculty, Universitas Riau,
Pekanbaru, 28133, Indonesia
huriatul.masdar@gmail.com.

⁷ Department of Electrical Engineering, Universitas Trisakti
Jakarta Barat, 11440, Indonesia
syah.alam@trisakti.ac.id

Abstract — Indonesia had a total of 19.47 million individuals diagnosed with diabetes in 2021, the fifth position globally, as reported by the International Diabetes Federation (IDF). Diabetes requires periodic exams, yet several individuals are hesitant to utilize invasive medical devices. The Ring Slot Circular Resonator (RSCR) inspired this sensor's design. Non-invasive glucose measurement was done with flexible 2.45 GHz sensors. The reflection coefficient (S11) simulation result is -20.76 dB at 2.458 GHz and 894.8 MHz bandwidth. Saliva samples obtained from 20 individuals were subjected to 20 separate tests. Before collecting saliva samples, the volunteers' blood sugar levels were assessed. Research indicates that the appropriate frequency range for average blood sugar levels (less than 125 mg/dl) is 1.55 GHz to 2.16 GHz, while diabetes patients with blood glucose levels above 125 mg/dl had frequencies above 2.3 GHz. Test results show a positive correlation between glucose level and testing frequency. In addition to blood samples, saliva samples can serve as alternate specimens for assessing an individual's blood glucose levels.

Index Terms — Blood glucose, Flexible sensor, Non-invasive, Ring slot circular resonator, Salivary.

I. INTRODUCTION

Elevated blood sugar (glucose) leads to diabetes. The International Diabetes Federation (IDF) estimates that one in ten people globally suffers from diabetes. The IDF estimate has grown by 16%, or 74 million people, since 2019. The projected populations are 643 million in 2030 and 784 million in 2045. 19.47 million Indonesians are expected to have diabetes in 2021, according to IDF forecasts [1]. An increase in blood sugar due to decreased insulin secretion by pancreatic beta cells and/or impaired insulin function [2].

Diabetics need to monitor and control their blood glucose levels to keep their levels within normal ranges. To monitor blood sugar levels, a finger prick is used to extract blood, which is then placed on a blood strip. Some diabetics fear blood, so they avoid regular checkups [3]. This work was driven by the desire to eliminate the use of invasive blood sugar testing. Thus, the requirement for a non-invasive blood sugar monitor arises.

The diagnostic criteria for diabetes mellitus, as outlined in the guidelines, involve the measurement of fluctuating venous plasma glucose [4]. The diagnostic criteria for diabetes include the following thresholds: a plasma glucose value of ≥ 200 mg/dl (≥ 11.1 mmol/l) on an occasional basis, a fasting plasma glucose level of

≥ 126 mg/dl (7.0 mmol/l) after a fasting period of 8-12 hours, and a 2-hour value in venous plasma during an oral glucose tolerance test (OGTT) of ≥ 200 mg/dl (≥ 11.1 mmol/l).

According to scientific literature, fasting plasma glucose concentrations below 6 mmol/L (100 mg/dL) are considered within the normal range. On the other hand, fasting plasma glucose concentrations ranging from 6.1 to 6.9 mmol/L (100-125 mg/dL) indicate impaired fasting glucose. Furthermore, fasting plasma glucose concentrations equal to or exceeding 7.0 mmol/L (126 mg/dL) are diagnostic criteria for diabetes, as supported by reference [5].

RF transmission, breath analysis, fluorescence, interstitial fluid chemistry, and ocular spectroscopy are the most widely used non-invasive techniques [6]. A saliva nano-biosensor with a polyvinylidene fluoride (PVDF) membrane was used by Zhang et al. (2015) to monitor glucose non-invasively [7]. In 2019, Wang et al. also investigated antennas using commercial beverages and sweat samples on polyethylene terephthalate (PET) substrates [8]. A six-element dipole arm antenna was constructed by Bakkali et al. in 2021 [9] to monitor glucose. Deshmukh et al. created microstrip antenna configurations as microwave sensors in 2020, including spiral, narrowband, and ultrawideband antennas. They quantified return loss by observing the antenna test frequency response for a specific blood glucose level (BGL) [10]. A 50 mg/dl glucose solution was used by Firdausi et al. in 2019 to build a proximity couple-based microstrip antenna that operates at 50–60 GHz [11].

This study involved conducting extensive research on saliva testing with volunteers to ascertain its viability as an alternate sample for detecting an individual's blood sugar levels. The disparity in sugar levels in saliva between those with diabetes and those without diabetes is the reason behind this. The sensor is composed of a circular resonator with a ring slot, which is printed on a flexible PET substrate. It operates within the frequency range of 2.4-2.48 GHz, with the center of the ring slot as the sensing hotspot. This could be a promising solution to detect a person's saliva sugar levels that correlate with blood sugar levels with high accuracy.

II. MATERIAL AND METHODS

A. Flexible Sensor Design

This research involves the construction of a flexible sensor that utilizes a PET substrate and a CPW feed mechanism. The PET substrate has a relative dielectric constant of 3, a dielectric loss tangent of 0.001, and a thickness of 0.13 mm [12]. The conductive film on the PET substrate uses silver nano ink. The PET substrate is chosen due to its ease of processing in various forms, such as molding and cutting. This facilitates the manufacturing of sensors according to the desired design and expected quantity. PET has a relatively stable dielectric constant at various

frequencies and temperatures [13][14]. The dielectric stability of PET contributes to the long-term performance of the sensor by minimizing the impact of temperature changes. This stability improves the sensitivity of the glucose sensor. Additionally, PET provides effective electrical isolation, reducing interference between the sensor elements and the surrounding structure. Table I presents the dimensions of the sensor that has been proposed. Fig. 1 illustrates the geometry of the sensor with the measurement scenario.

This sensor operates at a frequency of 2.45 GHz, in accordance with the Industrial Science and Medical (ISM) Band standard. It adheres to health standards and is specifically designed to detect glucose using non-invasive techniques.

The error value for measuring the sensor's frequency is calculated using equation (1) as follows:

$$\text{Error} = \left| \frac{f_{\text{simulated}} - f_{\text{measured}}}{f_{\text{simulated}}} \right| \times 100\% = \quad (1)$$

Table 1. Dimensions of sensor design

Dimension	Parameters (mm)
L (Substrate length)	35
W (Substrate width)	40
h (Substrate thickness)	0.135
WF (Feedline width)	5.8
LF (Feedline length)	12
WG (Ground width)	2.3
LG (Ground length)	16.9
R1	20
R2	17

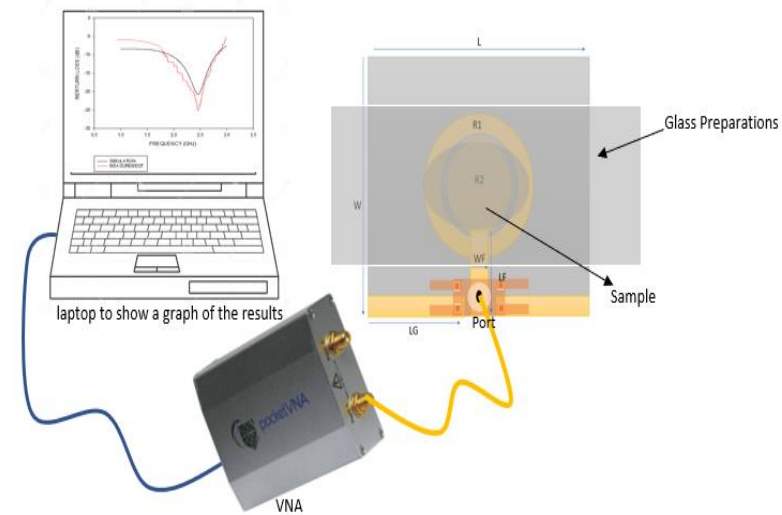


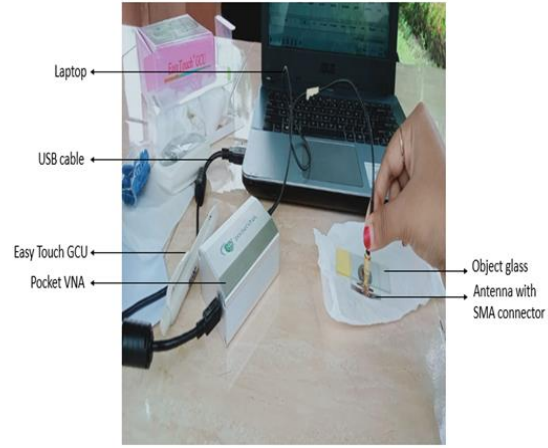
Fig. 1. RSCR Sensor and Measurement Scenario

B. Research Methods

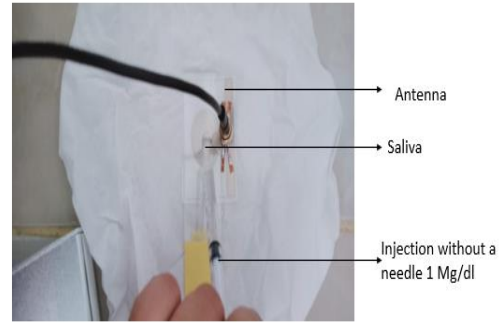
This study involved 20 participants who had different blood sugar levels. The blood sugar levels were initially assessed using an intrusive medical tool called an easy-touch glucometer, which involved pricking the volunteer's finger with a specialized needle to obtain a blood sample. The levels were categorized as low, normal, or high. Then, a total of 20 tests were carried out on each volunteer using saliva samples for non-invasive sensor testing. To ensure accurate measurements, volunteers were instructed to fast for 8 hours before testing. After fasting for at least 8 hours, subjects were tested before eating for more reliable findings. This study was conducted in accordance with the principles of the Declaration of Helsinki, and all patients provided verbal informed consent prior to enrollment.

As of [15] the correlation between saliva glucose and blood glucose was found to be relatively high and stable before breakfast. In general, unstimulated parotid salivary glucose before breakfast presents an ideal saliva collection method to replace blood glucose used to detect diabetes mellitus, providing a reference for the prediction of diabetes mellitus. This study uses invasive medical devices to analyze saliva and blood test results.

Similar to previous research analysis, frequency was used to enable blood sugar sensor feasibility, with a particular focus on examining variations in testing frequency. Fig. 2 shows the measurement procedure of the saliva glucose sensor. The testing technique utilizes needleless injection equipment, glass slides, sensors, a pocket Vector Network Analyzer (VNA), and a laptop. The initial stage of examination involves placing an individual saliva specimen and positioning it close to the sensor on the slide. This is achieved by employing a needle-free injection of 1mg/dl with a uniform sample volume for every measurement. Positioning the sample directly on the object glass, which is situated above the sensor. In this work, the author employed a sensor equipped with a disposable glass preparation to ensure the safety of volunteers from potential biomolecular effects present in the saliva of other participants. The glass preparation was used only once by each volunteer and subsequently discarded. After connecting the SMA connector and pocket VNA, the measurement signal can be directly checked on the laptop. The impact of saliva on a sensor with a PET substrate is mainly visible from the frequency shift caused by the spillage of saliva on the sensor.



(a)



(b)

Fig. 2 (a) Sensors measurement process for detecting glucose levels with saliva samples using a vector network analyzer (VNA), (b) Injection saliva sample on flexible sensor process

III. RESULT AND DISCUSSIONS

A. Sensor performance on saliva samples

Fig. 3 shows the S-parameter of the flexible sensor, both measured and simulated. The CPW feeding line is connected to the sensor using a SMA connector. The simulation yielded an S11 value of -20.76 dB at a frequency of 2.458 GHz, with a bandwidth of 894.8 MHz, as shown by the black curve in Fig. 3. By contrast, the prototype sensor's measurement yielded a red curve with an S11 value of -25.14 dB at a frequency of 2.462 GHz and 1200 MHz bandwidth. The measurements were conducted solely on the sensor, without any samples being used.

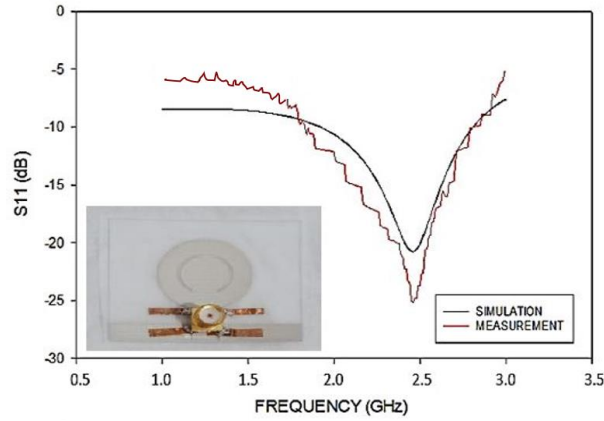


Fig. 3. Measured and simulated S-parameters of the proposed flexible sensor.

According to the results of the conducted comparisons, there are discrepancies between the simulation results and the sensor measurements, which result in variations in the working frequency, S11, and bandwidth of the sensors. The frequency shift may result from a large reflection when measuring the sensors and loss from the connector port and the measuring apparatus. The error value for both results is 0.16% as calculated using equation (1).

To analyze and measure the electric field (E-field) of the proposed resonator, we conducted an E-field simulation at the resonant frequency of 2.45 GHz. This simulation was done for the circular resonator both before and after the ring slot was added. Fig. 4(a) presents the E-field of the circular resonator without a ring slot added. Fig. 4(b) shows the circular resonator with a ring slot added. The results clearly demonstrate that the ring slot yields the highest electric field intensity in the central area. However, the electric field of a circular resonator without a ring slot is located near the edge of the patch. Consequently, the region with the strongest electric field, which includes the ring slot, can serve as a precise location for detecting hotspots and placing the saliva sample. It should be noted that the saliva placement on the hot spot area greatly affected the frequency shift, sensitivity, and performance of the sensor. The maximum E-field was observed at 13 kV/m.

Table 2 lists the experiment results using saliva samples from 20 volunteers. Studies have shown that the frequency range for blood sugar levels below 125 mg/dl is between 1.5 GHz and 2.16 GHz. Diabetic frequency occurs when blood sugar levels exceed 125 mg/dl and go beyond 2.3 GHz. This demonstrates that the frequency of high blood sugar levels rises.

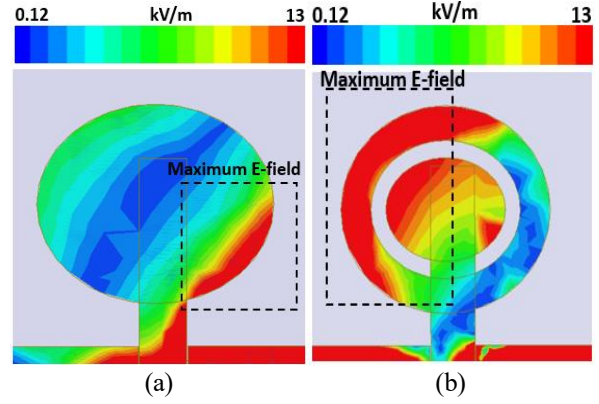


Fig. 4. (a) E-field of the circular resonator (b) E-field of the circular resonator with a ring slot added.

Table 2. Experiments using saliva samples on the RSCR sensor

No	BGL (Mg/dl)	Frequency (GHz)	S11(dB)	Bandwidth (MHz)
1	74	1.5588	-19.98	84.05
2	78	1.6801	-27.35	111.6
3	82	1.8316	-22.39	75.4
4	83	1.8582	-25.42	65.1
5	87	1.9274	-19.82	64.9
6	88	1.9338	-20.00	83.75
7	89	1.9903	-19.56	66.1
8	90	2.0209	-26.14	73.8
9	91	2.0314	-19.71	54
10	92	2.0812	-36.33	82.6
11	102	2.1109	-26.54	68.8
12	105	2.1505	-25.99	80.85
13	112	2.1615	-24.62	87.7
14	145	2.3387	-21.46	51.55
15	200	2.6022	-18.01	52.65
16	202	2.6071	-19.45	52
17	202	2.6075	-19.34	87.8
18	215	2.6196	-28.03	50.7
19	216	2.6318	-27.66	53.2
20	230	2.7596	-20.57	52.95

Fluctuations in blood glucose levels can alter the permittivity of saliva, which is a bodily sample similar to blood. Consequently, the sensor exhibits high sensitivity to changes in permittivity. This is supported by Turgul's research [16], which demonstrates that the frequency shift is more pronounced when liquid samples containing high concentrations of glucose are used. In addition, Jha's research [17] demonstrated that higher concentrations of glucose led to an increase in frequency. Specifically, samples with 20% glucose levels had a frequency of 2.97 GHz, whereas samples with 30% glucose levels had a frequency of 3 GHz. This demonstrates that the frequency moves towards higher values when the glucose level in a sample is high. This aligns with the research findings we acquired, as illustrated in Fig. 5.

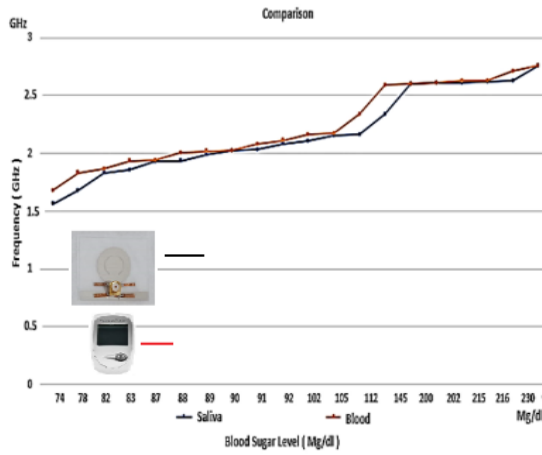


Fig. 5. Saliva and blood samples correlation graph

Fig. 5 depicts a correlation graph illustrating the relationship between exams conducted using saliva and blood samples. Both samples underwent testing using the proposed RSCR sensor. The graph clearly demonstrates that both samples exhibit identical characteristics. The frequency of occurrence rises in direct correlation with the elevation of sugar levels. Furthermore, we conducted experiments utilizing various quantities of saliva through a needle without injection, as detailed in Table 3.

Table 3. Saliva experiments use different volumes of saliva

No	Mg/dl	0.1 cc/ml	0.2 cc/ml	0.3 cc/ml	0.4 cc/ml
1	80	1.722 GHz	1.716 GHz	1.752 GHz	1.754 GHz
2	83	1.862 GHz	1.878 GHz	1.869 GHz	1.859 GHz
3	216	2.719 GHz	2.7732 GHz	2.7349 GHz	2.756 GHz

Table 3 presents the findings of experiments conducted on saliva samples with varying sample volumes. The experiments examined three different glucose levels: 80 Mg/dl, 83 Mg/dl, and 216 Mg/dl. The results indicate that there was no notable variation in frequency when sample volumes ranged from 0.1 cc/ml to 0.4 cc/ml for these glucose levels. This finding shows that the large volume of a sample does not have a significant influence.

Furthermore, as stated in reference [18], diabetics exhibited significantly elevated amounts of glucose in their saliva compared to the control group. A significant positive correlation was found between salivary glucose level (SGL) and BGL in diabetics as well as controls. SGL is directly influenced by glycemia and thus can be used to monitor BGL in diabetics. No positive correlation was found between SGL and HbA1c, nor was any correlation found between SGL, age, sex, and duration of disease.

Through the findings obtained, saliva can be used as a routine potential diagnostic tool in assessing diabetes mellitus. It is a simple and noninvasive technique for screening and monitoring this disease. Repeated painful pricks, the hazard of getting infections, complications in hemophiliac patients, and various other disadvantages that involve the blood tests currently used for diagnosis and monitoring of this widely prevalent Diabetes mellitus disease, can be replaced by noninvasive tests involving Saliva, which is also cost-effective. Therefore, this research focuses on saliva samples.

B. Comparison of the past research results

In this paper, we introduce a flexible ring slot circular resonator as a sensor for salivary glucose testing. The proposed sensor has a sensing hot spot at the center, allowing it to detect and respond to any sample placed on top of the sensing area, resulting in a significant frequency change. Table 4 shows a comparison between the proposed work and the existing sensors. Table 4 presents the novelty of the proposed sensor by the introduction of the flexible ring slot circular resonator. Another novelty, the ring slot circular resonator has independent characteristics, it is suitable for detecting glucose levels in saliva. Moreover, this study also presents the correlation between the BGL and salivary by involving 20 volunteers with 20 times separated test. Additionally, the study involved trials utilizing varying volumes of saliva. Based on the measurements, the frequency of saliva secretion increased in direct correlation with the rise in glucose levels.

Previously, sweat and skin samples have been utilized by researchers. In a study conducted by [19], the skin was subjected to frequencies ranging from 0.5 to 4 GHz. Similarly, [20] utilized PET material in conjunction with sweat samples for their research. The

antenna was positioned on the skin by the researcher to unveil a frequency shift that exhibited a positive correlation with the concentration of glucose. This study utilized a skin adhesion method for data collection, but it did not include a comparison of the obtained results with established industry-standard instruments. Consequently, the correctness of the findings remains undetermined.

Authors [21] discovered that the frequency was 2.14 GHz at 10% glucose levels, 2.18 GHz at 30% ethanol, 2.24 GHz at 50%, 2.3 GHz at 70%, and 2.37 GHz at 90%. Therefore, a sample with a higher glucose concentration generates a larger frequency even with varied substrates. According to [17], the frequency of water was 2.89 GHz, 20% of glucose samples had a frequency of 2.97 GHz, 25% had a frequency of 2.99 GHz, and 30% had a frequency of 3 GHz. Two percent glucose in ethanol samples produced frequencies at S11 of 165 MHz, 170 MHz, 180 MHz, 190 MHz, 200 MHz, 220 MHz, 230 MHz, and 240 MHz, and eighty percent

ethanol produced 240 MHz in the study [2]. This demonstrates that as liquid glucose levels rise, so does the test frequency. According to [17], the frequency was 3.52 GHz at 0 mg/dl and 3.55 GHz at 2000 mg/dl of glucose. This attests to the frequency increase in glucose levels. Table 4 provides a summary of all the comparisons.

IV. CONCLUSION

In this article, we have successfully developed a flexible ring slot circular resonator for salivary glucose detection. The proposed sensor operates at 2.45 GHz for unloaded frequency and shifts to 1.55 GHz for loaded frequency. In addition, the proposed device has independent characteristics with the center sensing area, so that it can be used for biological liquid samples measurements such as saliva and blood. From the measurements, the frequency range for blood sugar levels below 125 mg/dl is from 1.5 GHz to 2.16 GHz. Diabetic frequency arises when blood sugar levels

Table 4. Comparison of the results of previous studies.

Ref	Model	Resonance Frequency (GHz)	Material Under Test (MUT)	Sample Under Test (SUT)	Measured Parameter
[7]	NA	NA	Flexible	Saliva	NA
[8]	NA	NA	Flexible	Sweat and sugary drinks	NA
[19]	NA	0.5 - 4	Flexible	Skin	S11
[20]	NA	>1	Flexible	Sweat	S11
[21]	Multiple Complementary Split-Ring Resonator	2.45	Solid	Liquids	S21
[17]	NA	1-18	Solid	Glucose liquid	S21
[22]	Planar U-shaped Resonator	0.1664 – 0.2875	Solid	Ethanol	S11
[16]	NA	0.3-15	Solid	Liquids	S11
[23]	NA	2.45	Flexible	Saliva	S11
[24]	NA	60	Solid	glucose liquid sample	S21
[25]	NA	0.3-67	Solid	glucose solution and blood samples	S21
[26]	NA	7.5	Flexible	glucose solution	S21
[27]	Cylindrical Biosensor	2.4	Flexible	Finger	S11
[28]	Microstrip Ring Resonator	0.0855	Solid	Constration of glucose	S11
This Work	Ring Slot Circular Resonator	2.45	Flexible	Saliva	S11

surpass 125 mg/dl and exceed 2.3 GHz. The error of 0.16% was obtained for the S11 simulation and measurement results. This sensor can be recommended as an alternative solution for BGL detection. The findings indicate that the quantification of 20 saliva samples was successfully accomplished. In addition, throughout the testing process utilizing blood samples, the findings were mostly similar to those obtained from saliva samples. Furthermore, there was a noticeable shift towards higher frequencies when the blood sugar levels of the volunteers were elevated.

ACKNOWLEDGMENT

The Directorate General of Higher Education Ministry of Education and Culture, the Republic of Indonesia, financially supports this work under the fundamental research grant project 2022-2023. In addition, The authors would like to thank the Research and Community Service Agency (LPPM) Universitas Riau for research management and motivation

REFERENCES

- [1] Federation, I. D. (2021). IDF Diabetes Atlas, tenth.
- [2] Fatimah, R. N. (2015). Diabetes melitus tipe 2. *Jurnal Majority*, 4(5), 93-101.
- [3] Tang, L., Chang, S. J., Chen, C. J., & Liu, J. T. (2020). Non-invasive blood glucose monitoring technology: a review. *Sensors*, 20(23), 6925.
- [4] Petersmann, A., Müller-Wieland, D., Müller, U. A., Landgraf, R., Nauck, M., Freckmann, G., ... & Schleicher, E. (2019). Definition, classification, and diagnosis of diabetes mellitus. *Experimental and Clinical Endocrinology & Diabetes*, 127(S 01), S1-S7.
- [5] Mohan, V., Deepa, R., & Rema, M. (2000). Correlation between fasting plasma glucose and two-hour plasma glucose during oral glucose tolerance test in South Indians. *Metabolism*, 49(4), 455-457.
- [6] Sang-Joon Kim and others, 'Innovative Nanosensor for Disease Diagnosis,' *Acc.Chem.Res.*, 50.1 (2017), 1587-96
- [7] Zhang, W., Du, Y., & Wang, M. L. (2015). Non-invasive glucose monitoring using saliva nano-biosensor. *Sensing and Bio-Sensing Research*, 4, 23-29.
- [8] Wang, Y., Wang, X., Lu, W., Yuan, Q., Zheng, Y., & Yao, B. (2019). A thin film polyethylene terephthalate (PET) electrochemical sensor for the detection of glucose in sweat. *Talanta*, 198, 86-92.
- [9] Bakkali, A., Buisson, C., Mounien, L., Landrier, J., Tishkova, V., & Sabouroux, P. (2021). First Microwave Tomography Approach Towards a Truly Non-invasive, Pain-Free, and Wearable Blood Glucose Monitoring Device. *Progress In Electromagnetics Research M*, 102, 193-206.
- [10] Deshmukh, V. V., & Chorage, S. S. (2020, May). Microstrip antennas are used for the non-invasive determination of blood glucose levels. 2020 4th International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS) (pp. 720-725). IEEE.
- [11] Firdausi, A., Hakim, G. P., Kurniawan, F. A., Septiyana, D., & Alaydrus, M. (2019, October). Development of a microstrip antenna for glucose detection at millimeter waves. In 2019 IEEE Conference on Antenna Measurements & Applications (CAMA) (pp. 181-183). IEEE.
- [12] Carlson, T., & Asp, L. E. (2013). Structural carbon fibre composite/PET capacitors—effects of dielectric separator thickness. *Composites Part B: Engineering*, 49, 16-21.
- [13] Chisca, S., Sava, I., Musteata, V. E., & Bruma, M. (2011, October). Dielectric and conduction properties of polyimide films. In *CAS 2011 Proceedings (2011 International Semiconductor Conference)* (Vol. 2, pp. 253-256). IEEE.
- [14] Li, H., Zhou, Y., Liu, Y., Li, L., Liu, Y., & Wang, Q. (2021). Dielectric polymers for high-temperature capacitive energy storage. *Chemical Society Reviews*, 50(11), 6369-6400.
- [15] Cui, Y., Zhang, H., Zhu, J., Liao, Z., Wang, S., & Liu, W. (2022). Correlations of salivary and blood glucose levels among six saliva collection methods. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(7), 4122.
- [16] Turgul, V., & Kale, I. (2018). Permittivity extraction of glucose solutions through artificial neural networks and non-invasive microwave glucose sensing. *Sensors and Actuators A: Physical*, 277, 65-72.
- [17] Jha, A. K., Akhter, Z., Tiwari, N., Shafi, K. M., Samant, H., Akhtar, M. J., & Cifra, M. (2018). Broadband wireless sensing system for non-invasive testing of biological samples. *IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems*, 8(2), 251-259.
- [18] Vagish Kumar, L. S. (2014). Salivary glucose levels and its correlation with serum glucose and glycemic status in diabetic patients. *Cukurova Med J*, 39, 7-18.
- [19] Hanna, J., Tawk, Y., Azar, S., Ramadan, A. H., Dia, B., Shamieh, E., ... & Eid, A. A. (2022). Wearable flexible body-matched electromagnetic sensors for personalized non-invasive glucose monitoring. *Scientific Reports*, 12(1), 14885.
- [20] Xue, Q., Li, Z., Wang, Q., Pan, W., Chang, Y., & Duan, X. (2020). Nanostrip flexible microwave enzymatic biosensor for non-invasive epidermal glucose sensing. *Nanoscale Horizons*, 5(6), 934-943.

- [21] Javed, A., Arif, A., Zubair, M., Mehmood, M. Q., & Riaz, K. (2020). A low-cost multiple complementary split-ring resonator-based microwave sensor for contactless dielectric characterization of liquids. *IEEE Sensors Journal*, 20(19), 11326-11334.
- [22] Karami, M., Rezaei, P., Kiani, S., & Sadeghzadeh, R. A. (2017). Modified planar sensor for measuring the dielectric constant of liquid materials. *Electronics Letters*, 53(19), 1300-1302.
- [23] Rahayu, Y., Arifa, F., Kholik, D. A., Masdar, H., & Praludi, T. (2022, December). Design Flexible Microstrip Antenna for Non-Invasive Blood Glucose Detection. In 2022 International Conference on Radar, Antenna, Microwave, Electronics, and Telecommunications (ICRAMET) (pp. 179-182). IEEE.
- [24] Saha, S., Cano-Garcia, H., Sotiriou, I., Lipscombe, O., Gouzouasis, I., Koutsoupidou, M., ... & Kallos, E. (2017). A glucose sensing system based on transmission measurements at millimeter waves using microstrip patch antennas. *Scientific reports*, 7(1), 6855.
- [25] Omer, A. E., Safavi-Naeini, S., Hughson, R., & Shaker, G. (2020). Blood glucose level monitoring using an FMCW millimeter-wave radar sensor. *Remote Sensing*, 12(3), 385.
- [26] Chretiennot, T., Dubuc, D., & Grenier, K. (2016). Microwave-based microfluidic sensor for non-destructive and quantitative glucose monitoring in aqueous solution. *Sensors*, 16(10), 1733.
- [27] Rahayu, Y., Nugraha, W. N., Praludi, T., Alaydrus, M., & Masdar, H. (2023). Experimental Based Blood Glucose Monitoring with a Non-invasive Cylindrical Biosensor. *Progress In Electromagnetics Research M*, 115.
- [28] Jiang, F., Li, S., Yu, Y., Cheng, Q. S., & Koziel, S. (2017, August). Sensitivity optimization of antenna for non-invasive blood glucose monitoring. In 2017 International Applied Computational Electromagnetics Society Symposium (ACES) (pp. 1-2).



Yusnita Rahayu was born in Pekanbaru, Indonesia. She received B.Eng degree in Electrical Engineering from the Department of Electrical Engineering, National Institute of Science and Technology Jakarta, in 1999. She received

her M.Eng and Ph.D degrees from Universiti Teknologi Malaysia in 2004 and 2009, respectively. She is currently a Senior Lecturer in the Department of Electrical Engineering, at Universitas Riau. She is a Senior Member of IEEE. Her research interests include antenna

and propagation, microwave and millimeter wave components, sensors, and wireless communication.



Fildza Arifa currently is a Master of Philosophy student, in the Faculty of Electrical Engineering at Universiti Teknologi Malaysia. She earned a B.Eng degree from the Universitas Riau, in 2023. She is very interested and is studying the field of antennas and propagation. She was a presenter at the international conference on radars, antennas, microwaves, electronics, and telecommunications (ICRAMET) with the research title "Design Flexible Microstrip Antenna For Non-Invasive Blood Glucose Detection" on 7 December 2022 besides publishing a journal with the title "A WDM Scheme to Analyze the Performance of Rof Systems by Giving Various Bits Rates" in the journal of informatics and telecommunication engineering, July 28, 2023.



Mudrik Alaydrus was born in Jakarta, Indonesia. He received the Dipl.-Ing. and Dr.-Ing. degrees in Electrical Engineering from Universitaet Hannover and Universitaet Wuppertal, in 1997 and 2001, respectively. Since 2003, he has worked at Universitas Mercu Buana, Jakarta. Dr. Alaydrus is

Senior Member of IEEE and member of Verein der Deutschen Elektroingenieure (VDE). His current researchs include microwave and millimeter wave components, wireless power transfers, wireless sensor networks, interaction between electromagnetics and materials, and mathematical modeling in signal processing.



Anhar has been a lecturer at the University of Riau since 2002. He took his PhD level at Brunel University London, UK, and finished in 2019. Currently, he is a senior lecturer and has been teaching many subjects such as Data Communication, Traffic

Engineering, Wireless Sensor Networks, Electrical Measurement, and signals and systems. In terms of research, he has been supervising many students and publishing many articles related to the performance analysis of sensor networks. He is also interested in investigating the performance of Medium Access Control (MAC) and routing protocols in sensor networks, the Internet of Things (IoT), and Wifi.



Teguh Praludi has been a researcher at the telecommunications research center of the National Research and Innovation Agency since 2003. He completed his master's program at Bandung Institute of Technology in 2013, study program of Radar. He currently conducts research in the field of telecommunications,

especially for radio frequency modules such as filters, and antennas. He is currently a member of the Indonesian Engineers Association (PPI). Various research results in the form of journals and conference proceedings have been published.



Huriatul Masdar was born in Limapuluh Kota, West Sumatra, Indonesia in 1979. She received her S.Ked and Dr degrees from the Faculty of Medicine, Universitas Andalas, in 2004, and her M.Sc degree in biomedical sciences from Vrije Universiteit Amsterdam in

2009. She is currently a senior lecturer and researcher at the Faculty of Medicine, Universitas Riau (UR). In addition, she conducts various research projects through national grants. Her research interests included histology and immunology. She has published more than five articles and four national and international symposia.



Syah Alam, was born in Jakarta, Indonesia. He received Bachelor Education of Engineering (S.Pd) degree in electrical engineering from Universitas Pendidikan Indonesia (UPI) and M.Eng (M.T) degree in telecommunication engineering from Graduate Programe of Electrical Engineering

Universitas Trisakti in 2010 and 2012, respectively. In 2018, he joined the Department of Electrical Engineering Universitas Trisakti as a researcher and lecturer. In 2021, he is pursuing his PhD at Universiti Teknikal Melaka Malaysia (UTeM) in the field of Electronic Engineering (RF and Microwave). His research interests include microstrip antenna, and microwave sensor for various applications.



Yusnita Rahayu <yusnita.rahayu@lecturer.unri.ac.id>

[ACES] Editor Decision

1 message

Sami Barmada via River Publishers <noreply@journals.riverpublishers.com>

Sun, Sep 8, 2024 at 6:09 AM

Reply-To: Sami Barmada <sami.barmada@unipi.it>

To: Yusnita Rahayu <yusnita.rahayu@lecturer.unri.ac.id>, Fildza Arifa <fildza@graduate.utm.my>, Mudrik Alaydrus <mudrikalaydrus@mercubuana.ac.id>, anhar <anhar@lecturer.unri.ac.id>, Teguh Praludi <teguhpraludi@gmail.com>, Huriatul Masdar <huriatul.masdar@gmail.com>

Dear Dr Yusnita Rahayu, Fildza Arifa, Mudrik Alaydrus, anhar, Teguh Praludi, Huriatul Masdar:

We have reached a decision regarding your submission to Applied Computational Electromagnetics Society Journal (ACES), "Correlations of Salivary and Blood Glucose Level Detection using Flexible Sensor Technique".

Our decision is to: Accept Submission subject to any required editorial corrections

We will be in touch shortly with details of your publication fees, and any other information we may need before we start the preparation of your paper proof.

Authors are encouraged to check ACES Journal publications, which are freely available on ACES archival site at

[Archives | The Applied Computational Electromagnetics Society Journal \(ACES\) \(riverpublishers.com\)](https://www.riverpublishers.com)

and then reference in their revised paper the appropriate related published ACES Journal articles.

Reviewer B:Recommendation: See Comments

Please provide details on where this submission falls short of the ideal (*Automatically required if the total score for the questions above is less than 20*)

The resolution Fig.2 and Fig.5 should be improved especially the caption of axis in Fig.5

Please provide details on what the strengths, unique qualities of this paper are (*Automatically required if the total score for the questions above is greater than 20*)

Please provide any specific and detailed comments for the authors to consider:

[Applied Computational Electromagnetics Society Journal \(ACES\)](https://www.riverpublishers.com)



Perancangan Alat Pendeteksi Gula Darah Non-Invansif Berbasis Biosensor Fleksibel Antena

Nama Pengusul / Tim Peneliti :

Ketua : Dr. Yusnita Rahayu, ST., M.Eng. (0004117504)

Anggota : Anhar, ST., MT., PhD (0009047603)

dr. Huriatul Masdar, M.Sc (0003087903)

Mahasiswa terlibat:

Wahid N. Nugraha, S.T.

Fildza Arifa, S.T.

Rama Putra Caniago

Aris Septiawan

Lokasi Penelitian:

Lab. Dasar Teknik Elektro, Fakultas Teknik

UNIVERSITAS RIAU
PEKANBARU
2023

LATAR BELAKANG, TUJUAN, KEBARUAN PENELITIAN.

LATAR BELAKANG

Terdapat data pada International Diabetes Federation (IDF) Diabetes Atlas edisi 10 pada tahun 2021 ialah, diperkirakan 537 juta orang menderita diabetes, dan jumlah ini diproyeksikan mencapai 643 juta pada tahun 2030, sedangkan pada tahun 2045 ialah 783 juta. Selain itu, diperkirakan pada tahun 2021 ada 541 juta orang mengalami gangguan toleransi glukosa. Hal ini juga memperkirakan pada tahun 2021 bahwa lebih dari 6,7 juta orang berusia 20–79 tahun akan meninggal karena penyebab terkait diabetes. Banyak di antara orang yang mengidap diabetes tidak menyadari bahwa mereka menderita diabetes (Federation, I. D, 2021). Bagi penderita diabetes miletus diperlukan untuk terus memantau kadar glukosa dalam darah untuk memastikan selalu dalam kisaran normal. Pemeriksaan yang umum di lakukan di kalangan masyarakat untuk penderita diabetes ini ialah dengan teknik invasive. Teknik ini di lakukan dengan cara mengambil darah pada jari pasien, kemudian di letakkan pada blood strip lalu di masukkan ke dalam portable glucometer untuk mengetahui berapa kadar gula darah pasien (Lee, H, et al. 2018). Hal ini menimbulkan trauma dan ketakutan pada pasien karena rasa sakit yang ditimbulkan. Teknik noninvasif yang diusulkan tidak menimbulkan rasa sakit dan lebih simple.

TUJUAN

Adapun Tujuan dari penelitian ini :

1. Merancang bangun alat pendeteksi gula darah non invasif berbasis biosensor fleksibel antenna
2. Menganalisa hasil pergeseran frekuensi sebagai fungsi kadar gula darah pada biosensor fleksibel antena

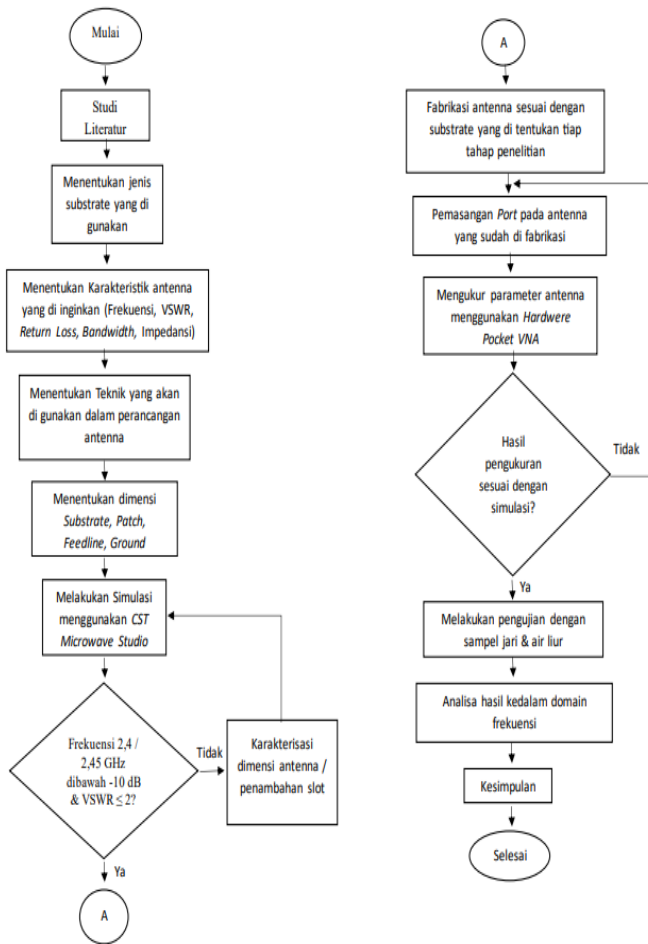
KEBARUAN PENELITIAN

Kebaruan dari pada penelitian ini ialah :

Biosensor yang dihasilkan dapat digunakan untuk mendeteksi kadar gula darah menggunakan sampel jari dan air liur dengan bentuk simpel dan mudah di produksi.



Metode & Hasil Utama



Hasil Tahap 1

No	Blood Glucose (mg/dl) (Invasive)	NonInvasive (proposed sensor)			
		Blood Glucose (mg/dl)	$\bar{f}$ (GHz)	S_{11} (dB)	Bandwidth (MHz)
1	73	73	1.5343	-26.32	93.61
2	86	86	1.6045	-26.05	98.65
3	90	90	1.6301	-26.12	95.65
4	103	103	1.7031	-26.04	96.72
5	112	112	1.7478	-25.71	98.32
6	129	129	1.7857	-25.92	100.1
7	151	151	1.832	-26.34	97.29
8	163	163	1.8605	-26.71	99.54
9	190	190	1.8921	-25.92	96.48
10	213	213	1.9712	-25.90	97.54

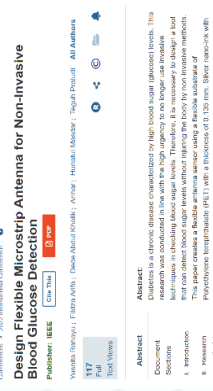
Tabel. Hasil Pengukuran Kadar Gula Darah Tahap 3

Frekuensi (GHz)	Kadar Gula Darah (Mg/dl)
2.51	LO
2.5	LO
2.49	50
2.5	57
2.6	71
2.49	75
2.5	81
2.5	83
2.42	90
2.42	90
2.42	92
2.51	97
2.43	104
2.43	104
2.43	107
2.52	108
2.54	118
2.49	125
2.42	130
2.5	156

Hasil Tahap 2

No	Kadar Gula Darah (Mg/dl)	Frekuensi(GHz)	Returnloss(Db)	Bandwidth(Mhz)
1	74	1,5588	-19,988	84,05
2	78	1,6801	-27,355	111,6
3	82	1,8316	-22,395	75,4
4	83	1,85825	-25,425	65,1
5	87	1,9274	-19,82	64,9
6	88	1,93385	-20,005	83,75
7	89	1,99035	-19,5675	66,1
8	90	2,02095	-26,1465	73,8
9	91	2,0314	-19,71	54
10	92	2,08125	-36,332	82,6
11	102	2,1109	-26,5465	68,8
12	105	2,1505	-25,9985	80,85
13	112	2,16155	-24,62	87,7
14	145	2,3387	-21,465	51,55
15	200	2,6022	-18,011	52,65
16	202	2,60715	-19,449	52
17	202	2,60755	-19,3415	87,8
18	215	2,61965	-28,028	50,7
19	216	2,63185	-27,656	53,2
20	230	2,75965	-20,5745	52,95

HKI Buku dan Poster



Yusita Rahayu Faculty of Electrical Engineering Universitas Riau, Indonesia yusita.rahayu@lecturer.unri.ac.id	Fidra Arif Faculty of Electrical Engineering Universitas Riau, Indonesia fidra.arif1440@student.unri.ac.id	Dede Abdul Kadir Faculty of Electrical Engineering Universitas Riau, Indonesia dede.abdul354@student.unri.ac.id
--	---	--



IEEE Int. Conference (Published)



The cover features a decorative border with intricate, symmetrical patterns in shades of gold and brown. The central text is white and reads: "No. 75, 60002097 (2023) 1" at the top, followed by "CERTIFICATE" in large, bold letters. Below this is the subtitle "International Conference on Information Technology, Information Science and Electrical Engineering (IT-ISEE)", then the main title "INNOVATIONS IN ARTIFICIAL INTELLIGENCE FOR SUSTAINABLE DIGITALIZED SOCIETY" in bold, and finally the date "PURWOKERTO November 29th – 30th 2023" and "given to". The bottom section contains the recipient's name "Rusma Putri Candaga" and her affiliation "PRISAMITA, with article title" followed by "Finger-Based Blood Glucose Biosensor Design". At the bottom, the logos of the organizing institutions are shown: "Rector of Universitas Jember Purwokerto" with its logo, "General Chair" with the "iComS" logo, and "Rector of Universitas Widyadarmas" with its logo.

IEEE Int. Conference (Presented)



(CPW) sensors. Saliva samples from 20 people were tested 20 times. Sensors measured samples and showed a shift in vibrational frequency that was previously found in glucose levels using an invasive device. Based on samples with variations in glucose levels from 74 mg



Int. Journal (Submitted)

Kesimpulan :
Biosensor antenna bekerja dengan baik
dengan luaran wajib dan tambahan
terpenuhi.

Saran:
Penelitian ini dilanjutkan untuk uji layak alkes

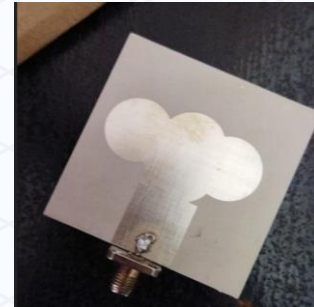
Rekomendasi:
Kerjasama mitra untuk hilirisasi produk

1. INTRODUCTION

Q3 Int. Journal (Published)



Aktivitas Penelitian (Dokumentasi)



Hasil Penelitian (Biosensor Antena)



SURAT PERNYATAAN TANGGUNG JAWAB BELANJA

Yang bertanda tangan dibawah ini :

1. Nama : DR. Yusnita Rahayu, ST.,M.Eng
2. Alamat : Jln. Mangga II No. 3 Sukajadi, Pekanbaru 28126

Berdasarkan Surat Keputusan Nomor 052/E5/PG.02.00.PL/2023 dan Kontrak Penelitian Nomor 11324/UN19.5.1.3/AL.04/2023 mendapatkan Anggaran Penelitian Perancangan alat pendeteksi gula darah noninvasif berbasis biosensor fleksibel antena sebesar 214,828,000 (Dua Ratus Empat Belas Juta Delapan Ratus Dua Puluh Delapan Ribu Rupiah).

Dengan ini menyatakan bahwa :

1. Biaya kegiatan penelitian di bawah ini meliputi :

No	Uraian	Jumlah
01	Bahan Bahan substrate Duroid, PET, Konektor SMA, Kabel, Solder, Timah dll	61,922,000
02	Pengumpulan Data FGD penelitian Pengujian prototype Transportasi Honor tenaga lapangan dan pembantu peneliti rapat tim dan konsumsi dll	36,430,000
03	Analisa Data (Termasuk Sewa Peralatan) Sewa alat peralatan pengujian, transportasi pengujian dan penginapan, Rapat koordinasi tim, Honor Sekretariat dan pengolahan data, Objek penelitian dll	46,676,000
04	Pelaporan, Luaran Wajib dan Luaran Tambahan Penyusunan laporan dan ATK, biaya proofread, graphical abstract, jurnal fee, HKI, rapat koordinasi Tim dan konsumsi dll	69,800,000
	JUMLAH	214,828,000

2. Jumlah uang tersebut pada angka 1, benar-benar dikeluarkan untuk pelaksanaan kegiatan penelitian dimaksud.

Demikian surat pernyataan ini dibuat dengan sebenarnya.

Pekanbaru 30 Oktober 2023

Ketua Peneliti,

DR. Yusnita Rahayu, ST.,M.Eng



VISI:

Mewujudkan Sivitas Akademika yang Kreatif, Inovatif, Kompetitif
Melalui Riset dan Pengabdian Kepada Masyarakat
Berbasis Sains dan Teknologi Tahun 2035

LPPM Universitas Riau

Meneliti, Berkarya dan Mengabdikan