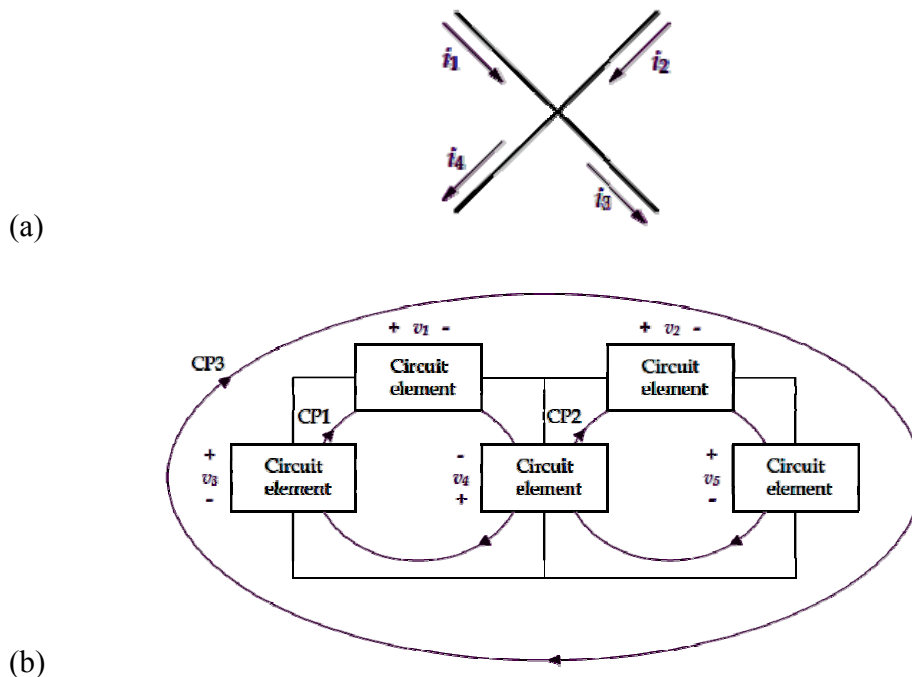


BAB 2

DASAR TEORI

2.1 Dasar Rangkaian Listrik

Sebagai dasar dari konsep elektronika yaitu tentang rangkaian listrik yang dapat disederhanakan dengan menggunakan *thevenin* dan *norton*. Serta konsep penggunaan KVL dan KCL sebagai dasar pengantar rangkaian elektronik. Berdasarkan hukum pertama Kirchoff yang dikemukakan bahwa besar jumlah arus yang masuk sama dengan jumlah arus yang keluar dari sebuah titik pertemuan. Hukum kedua yaitu pada rangkaian tertutup maka besar jumlah tegangan yang diberikan pada rangkaian tersebut sama dengan tegangan yang dikeluarkan pada rangkaian tersebut. Gambar tentang KVL & KCL tampak pada Gambar 2.1.

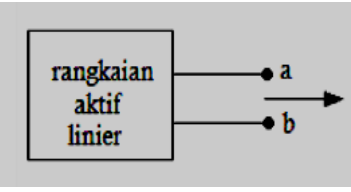
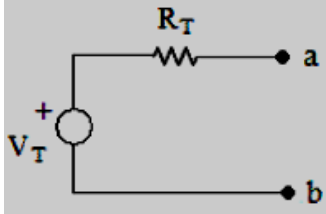
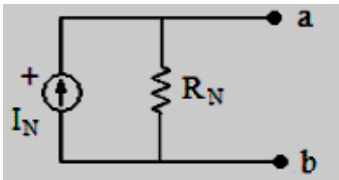


Gambar 2.1 (a). Rangkaian KVL [4]

(b). Rangkaian KCL [4]

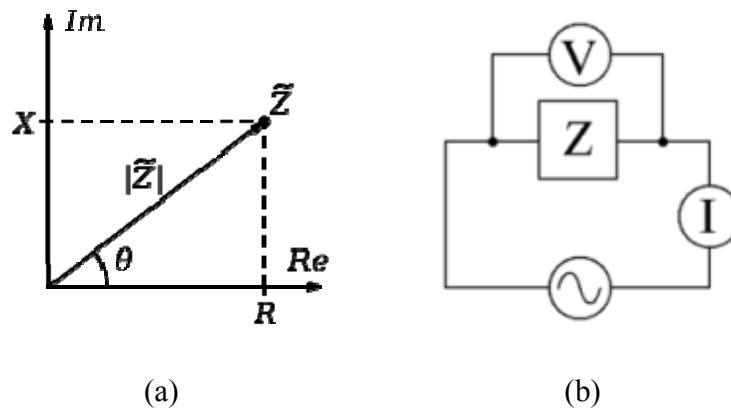
Untuk menyederhanakan beberapa rangkaian listrik diperlukan beberapa teori untuk menyederhanakannya yaitu teori *thevenin & norton*. Teori *Thevenin & Norton* dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 *Thevenin & Norton* [5]

Rangkaian Dasar	<i>Thevenin</i>	<i>Norton</i>
 <p>rangkaian aktif linier</p>		
V_{ab} , R resultan	$V_T = V_{ab}$ $R_T = R$ resultan	$I_N = \frac{V_T}{R}$ $R_N = R$ resultan

2.2 Impedansi dan Admittansi

Impedansi adalah suatu nilai *phasor* / resultan yang didapatkan dari nilai real dan imajiner resistansi pada arus listrik. Admittansi adalah nilai kebalikan dari nilai impedansi. Dimana satuan untuk impedansi adalah Ohm dan admittansi adalah siemens (terkadang disebut juga mho / \mathcal{U}). Nilai impedansi yang berupa *phasor* ini lebih dijelaskan pada Gambar 2.2. Nilai impedansi merupakan resultan dari semua nilai *reactance* sebagai nilai real dan nilai *capacitance* atau *inductance* sebagai nilai imajiner.



Gambar 2.2 (a). Impedansi [6]
(b). Rangkaian Impedansi pada AC sources [6]

Admittansi merupakan kebalikan dari nilai impedansi, konversi dari nilai impedansi yang terdiri dari rangkaian series antara R dan C menjadi nilai admittansi yang terdiri dari rangkaian paralel R dan C tampak pada Persamaan 2.2. Dikarenakan impedansi dan admittansi merupakan nilai *phasor* maka mempunyai sudut phase yaitu seperti pada Persamaan 2.3.

$$Z = R + jX \quad (2.1)$$

$$Y = \frac{1}{R+jX} = \frac{1}{R+jX} \cdot \frac{R-jX}{R-jX} = \frac{R-jX}{R^2+X^2} = \frac{R}{R^2+X^2} - j \frac{X}{R^2+X^2}$$

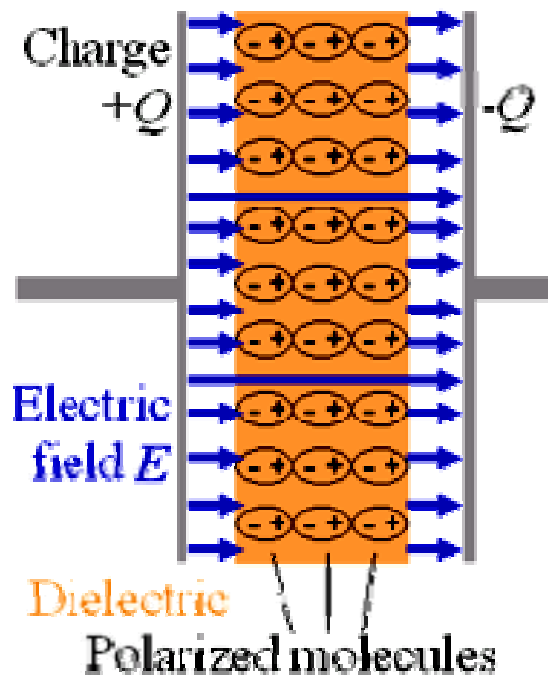
$$G = \frac{R}{R^2+X^2}$$

$$B = \frac{X}{R^2+X^2} \quad (2.2)$$

$$\angle Y = \theta = \arctan\left(\frac{B}{G}\right) = \arctan\left(-\frac{X}{R}\right) \quad (2.3)$$

2.3 Dielectric Relaxation

Dielectric relaxation adalah kondisi dimana terjadi *delay* atau *lag* pada suatu nilai *dielectric constant* dari suatu material. Pada umumnya terjadi pada kondisi molekular yang terpolarisasi terhadap perubahan medan listrik pada suatu bahan *dielectric*. *Relaxation* pada umumnya digambarkan pada kondisi permittivitas terhadap fungsi *frequency* [6]. Untuk menggambarkan suatu rangkaian yang memiliki sifat dielectric, model yang ekuivalen yaitu *capacitor* yang tampak pada Gambar 2.3. Pada *capacitor* dengan 2 plat paralel yang sejajar. Besarnya nilai *capacitor* menunjukkan besarnya muatan yang tersimpan diantara kedua plat yang diberi beda potensial.



Gambar 2.3 *Capacitor Model* [6]

Pada kapasitor yang ideal, besaran *capacitance* dapat menunjukkan besaran yang terbalik yaitu besaran *inductance*. Hal ini ditunjukkan sifat mutual *capacitance* pada dua buah konduktor yang didefinisikan adanya arus yang mengalir dari sisi yang satu menuju lainnya yang disebabkan adanya perbedaan potensial [6]. *Capacitor* atau nilai

dari permittivitas sendiri memiliki sifat kebergantungan terhadap nilai *frequency* yang dirumuskan pada Persamaan 2.4

$$X_C = \frac{1}{2\pi f \cdot C} ; C = k \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \dots\dots\dots (2.4)$$

2.4 Konduktivitas & Permittivitas

Resistansi dan konduktansi dirumuskan sebagai nilai yang dapat mengkonduksi. Beberapa ringkasan rumusan yang dipergunakan pada bidang *biomedical* yaitu tampak pada Tabel 2.2. Tabel *tissue properties*. Dipergunakan yaitu unsur ϕ yaitu loss factor [4]. Dimana *loss factor* disebut juga *loss tangent* atau *dissipation factor*. Rumusan *loss factor* $\phi = \tan^{-1} \left(\frac{B}{G} \right)$. Dan besaran *phase* dari *capacitor* yaitu sebesar $\delta = 90^\circ - \phi$.

Tabel 2.2 Tabel Parameter [7]

Parameter	Symbols	Units	Equations
conductivity	σ, κ	S/cm	$Y = G + jB = K(\sigma + j\omega\epsilon); \sigma = G/K$
permittivity	ϵ	F/cm	$Y = G + jB = K(\sigma + j\omega\epsilon); \epsilon = B/(\omega K)$
relative permittivity	ϵ_r	no units	$\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0$
resistivity	ρ	$\Omega \cdot \text{cm}$	$Z = 1/Y = (R + jX); R = (1/K) \cdot \rho; \rho \neq 1/\sigma$

Sedangkan untuk beberapa rumusan dasar yang dipergunakan untuk menganalisa perhitungan tampak pada Tabel 2.3. Beberapa konsep yang digunakan yaitu tentang impedansi dan admittansi dimana masing-masing mengandung unsur nilai permittivitas dan konduktivitas.

Tabel 2.3. Tabel Rumus Dasar

Keterangan	Impedansi	Admittance	S function	note
Resistor	$R = \frac{\rho}{k}$	$G = k \cdot \sigma$	$R ; G$	
Capacitor	$C = k \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon_r$	$B = \omega \cdot C$	$\frac{1}{s \cdot (\omega C)} ; s \cdot B$	$\epsilon_r = 8,8 \cdot 10^{-12} F/m$

Untuk memperhitungkan besaran dari unsur *conductivity* dan *permittivity* perlu mengetahui besaran luasan area yang akan diukur dengan menghitung besar luasan area yang dilalui sinyal listrik / muatan listrik. Luasan area yang diukur ini dilambangkan dengan “*k*” yang dirumuskan pada persamaan 2.5 [7]

$$R = \frac{1}{k} \cdot \rho = \frac{l}{A} \cdot \rho \quad (2.5)$$

Dalam konduktivitas dan permittivitas masing-masing terdiri dari bilangan kompleks dimana masing-masing merupakan bilangan *phasor*. Pada admittansi bilangan konduktivitas merupakan bilangan real dari nilai kompleks konduktivitas tersebut, persamaan admittansi dan persamaan konduktivitas kompleks pada Persamaan 2.6

$$\text{Admittansi } Y = k(\sigma' + j\omega\epsilon')$$

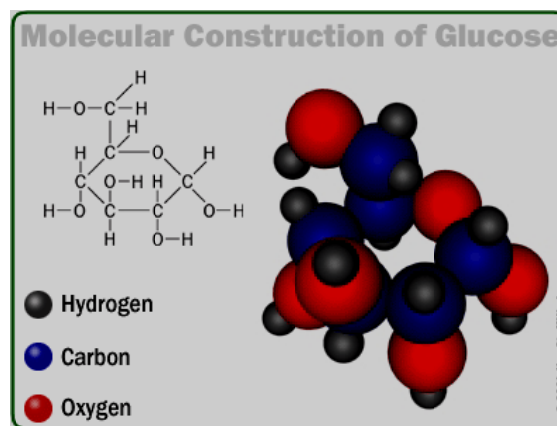
$$\text{Conductivity Kompleks } \sigma = \sigma' + j\sigma''$$

$$\text{Permittivity kompleks } \epsilon = \epsilon' - j\epsilon''$$

$$\epsilon'' = \frac{\sigma'}{\omega} \quad \text{dan} \quad \sigma'' = \omega\epsilon' \quad (2.6)$$

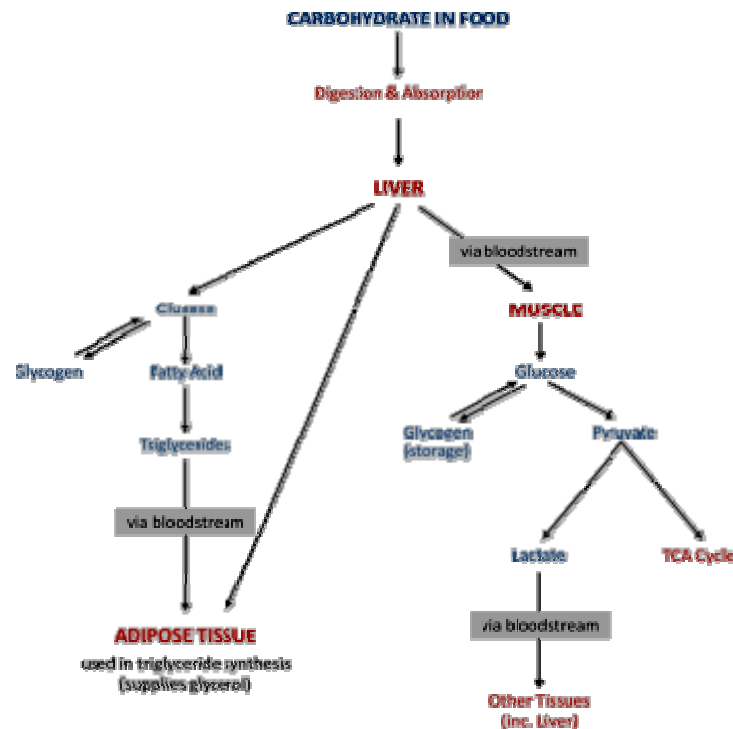
2.5 Glukosa

Glukosa darah merupakan ikatan kimia 6 atom karbon ($C_6H_{12}O_6$). Kadar Glukosa darah diukur dengan satuan mg/dl atau mmol/l. Standard nilai basal 100mg/dl [8]. Glukosa darah merupakan energi utama untuk tubuh manusia. Glukosa darah ini dibentuk dari makanan yang masuk ke dalam tubuh. Terkadang glukosa darah sering disebutkan sebagai gula darah. Struktur ikatan kimia glukosa tampak pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Molekul Atom Glukosa[9]

Jika dalam karakteristik fisik glukosa bersifat molekul maka dalam karakteristik elektrik glukosa berada pada β dispersion [7]. Glukosa sendiri di dalam tubuh tidak dipergunakan semuanya untuk diubah menjadi energi melainkan disimpan pada suatu sistem tertentu yang dapat dipergunakan kembali pada saat diperlukan. Dalam sistem jaringan glukosa darah dihasilkan oleh hati dan otot yang tampak pada Gambar 2.5.

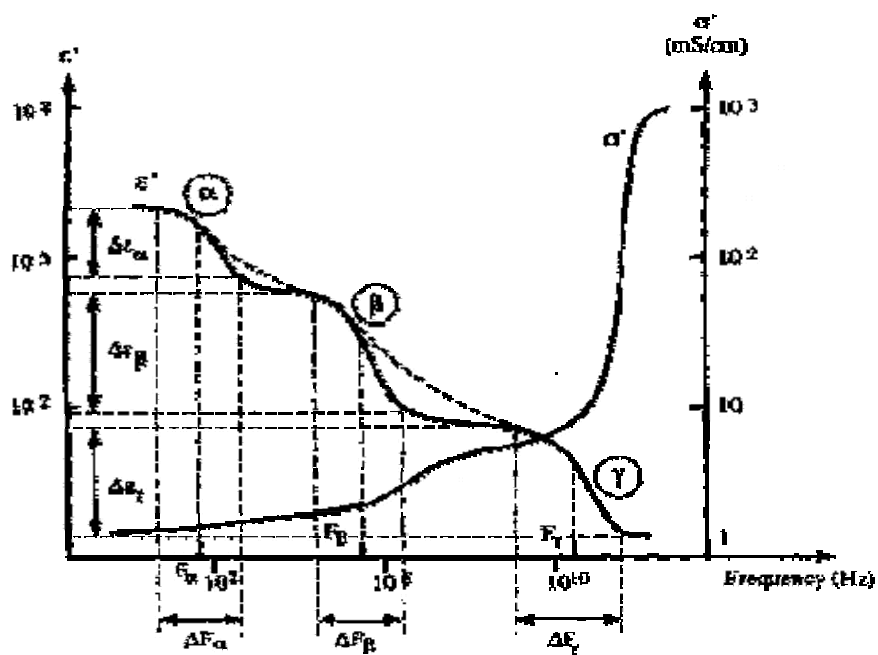


Gambar 2.5 sistem proses pembentukan glukosa dalam darah [8]

Pada sistem metabolisme tubuh terdapat hormon yang dapat mengurangi kadar glukosa dalam darah yaitu insulin. Hormon insulin ini berfungsi sebagai kunci pintu gerbang dari masuknya glukosa ke dalam darah. Apabila jumlah insulin meningkat maka jumlah kadar glukosa dalam darah berkurang. Akan tetapi apabila jumlah insulin sedikit maka kadar glukosa dalam darah akan meningkat. Dalam beberapa kasus penyakit diabetes, dibagi atas 2 kategori yaitu Diabetes tipe 1 dan Diabetes tipe 2, yaitu :

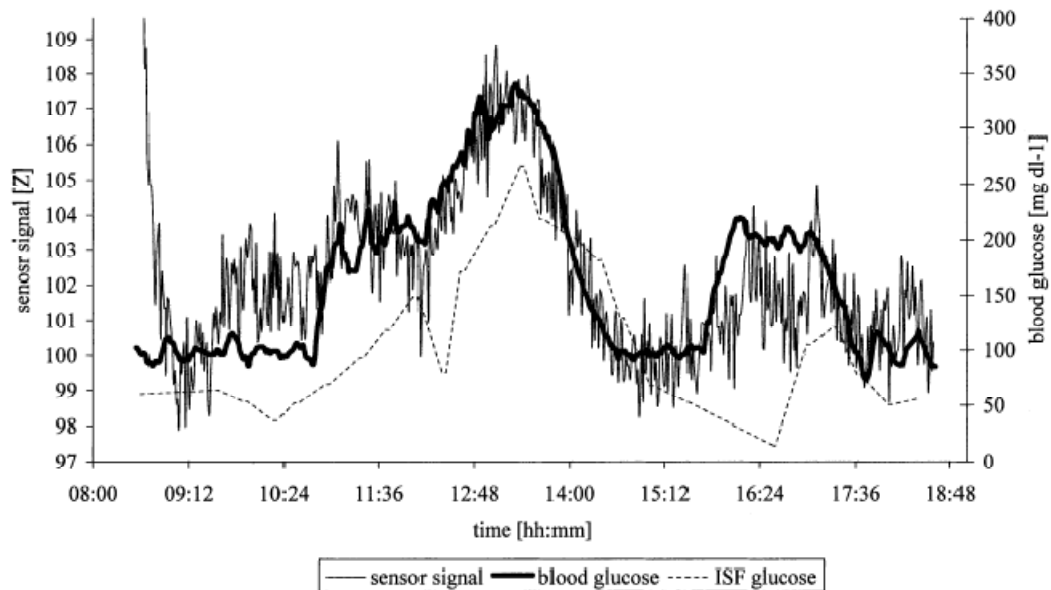
- 1) Diabetes tipe 1 merupakan penyakit yang disebabkan tubuh tidak menghasilkan hormon insulin secara normal. Sehingga jumlah insulin di dalam tubuh sedikit yang menyebabkan kadar glukosa darah meningkat.
- 2) Diabetes tipe 2 merupakan penyakit yang disebabkan menurunnya fungsi tubuh terutama sensor tubuh terhadap hormon insulin. Sehingga tubuh tidak peka terhadap kadar insulin yang mengakibatkan kadar glukosa darah tetap dalam jumlah yang besar.

Karakteristik glukosa jika dilihat dari elektronik properties berdasarkan *dielectric dispersion* berada pada karakteristik β *dispersion*. Pada karakteristik ini glukosa dianggap sebagai bagian molekul jika nilai permittivitasnya berkisar $10^2 - 10^5$ satuan permittivity [7]. Penggambaran karakteristik *dispersion* dielectric secara umum tampak pada Gambar 2.6.



Gambar 2.6 Karakteristik *dispersion dielectric* [7]

Pada Gambar 2.6, dibagi 3 bagian *dispersion* dielectric yaitu α , β , γ [10]. α *dispersion* merupakan bagian *dispersion* yang bersifat ionic. Sedangkan β bersifat molekular dan γ *dispersion* hanya bersifat polar dan mengandung banyak air. Glukosa dengan sifat molekular berada pada β *dispersion* juga dipengaruhi secara tidak langsung oleh bagian jaringan di atasnya yaitu α *dispersion* sehingga ada beberapa ionic yang mempengaruhi yaitu Na^+ dan Cl^- . Untuk karakteristik glukosa berdasarkan pengukuran dengan menggunakan gelombang suara secara langsung dari penderita maka digambarkan pada Gambar 2.7. Glukosa memiliki ciri khas yang bersifat *responsive* ketika makanan atau glukosa masuk ke dalam darah dan akan menurun secara bertahap kembali ke normal [11].



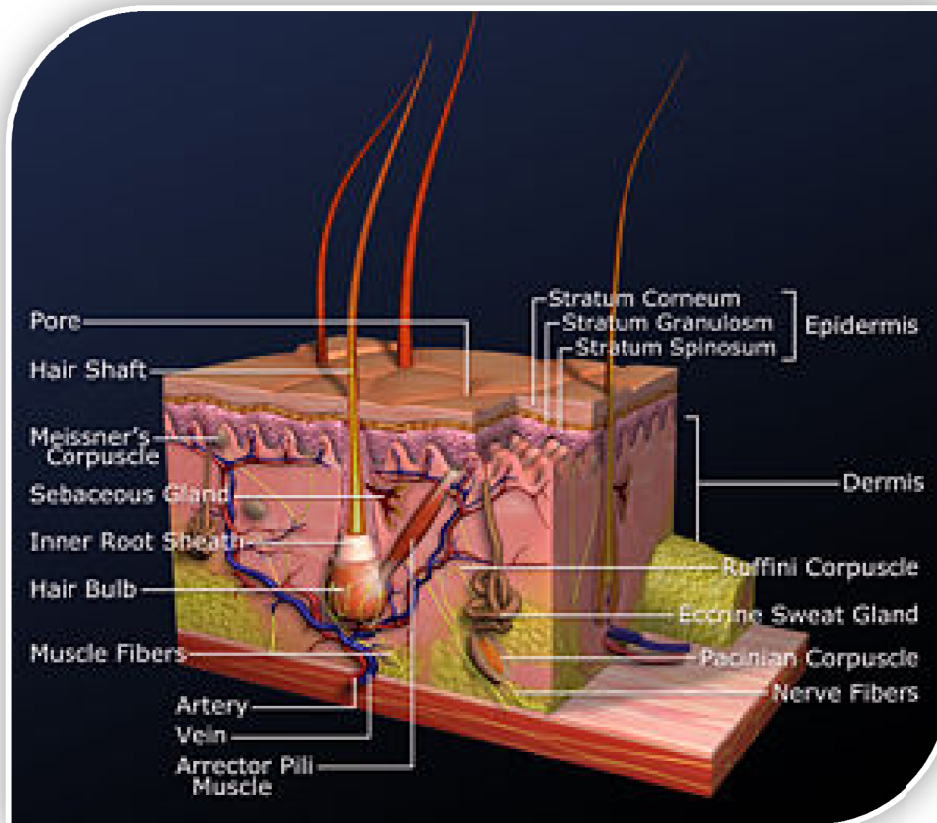
Gambar 2.7 Karakteristik Glukosa dengan Impedansi [12]

2.6 Skin Properties

Pada jaringan kulit pada tubuh manusia sangat kompleks. Namun pada umumnya jaringan kulit manusia dikategorikan menjadi 3 bagian yaitu epidermis, dermis, dan endodermis (subkutan). Jaringan kulit ini memiliki karakteristik yang berbeda-beda antara setiap lapisan jaringan kulit. Pada lapisan jaringan kulit terluar yaitu epidermis memiliki jaringan sel kulit mati pada bagian terluarnya dan memiliki jaringan sel padat berbentuk kubus. Namun jaringan epidermis ini tidak memiliki jaringan pembuluh darah sehingga glukosa yang terdapat dalam darah tidak dapat diukur pada jaringan ini [13].

Jaringan dibawah jaringan epidermis yaitu jaringan dermis, dimana pada jaringan ini memiliki banyak jaringan sel hidup dan jaringan pembuluh darah, saraf sensor, kelenjar rambut, dan lain-lain. Dermis yang memiliki jaringan pembuluh darah dapat digunakan sebagai media untuk mengetahui kadar glukosa dalam darah yang dianggap mempengaruhi nilai karakteristik dari bagian dermis [14]. Susunan

jaringan kulit dapat dilihat pada Gambar 2.8. serta data ketebalan masing-masing jaringan kulit pada Tabel 2.4.



Gambar 2.8. Jaringan pada Kulit [6]

Tabel 2.4 Data ketebalan Jaringan Kulit dan Resistance [3]

Jaringan Kulit	Ketebalan	Keterangan
Epidermis	0,1 hingga 1,0 mm	
Dermis	0,3 hingga 3,0 mm	
<i>Resistance</i> 1 Finger	500 Ohm	Nilai dianggap sebagai nilai <i>resistance</i> murni [7]