

## BAB II

### TINJAUAN PUSTAKA DAN DASAR TEORI

#### 2.1 Tinjauan Pustaka

Zhao dkk., (2018) mengatakan bahwa kitosan berukuran nanopartikel dapat mempengaruhi jumlah penyerapan dan distribusi *antigen* (zat yang merangsang respon imun) pada kekebalan tubuh. Selain itu kitosan nanopartikel juga dapat meningkatkan fungsi kekebalan tubuh untuk mencapai aktivitas antitumor. Karena bersifat *biokompatible*, *biodegradable* dan kemudahan dalam modifikasi, kitosan nanopartikel digunakan sebagai *drug delivery*.

Ngadiman dkk., (2015) melakukan penelitian tentang pengaruh berat molekul PVA terhadap sifat mekanis membran nanofiber. Pva dengan berat molekul 60.000 g/mol, 124.000 g/mol, 145.000 g/mol dan 200.000 g/mol dilarutkan menjadi 5% dan 10%. Larutan yang telah jadi selanjutnya di *electrospinning* menjadi membran *nanofiber* untuk diuji sifat mekanisnya. Hasil pengujian menunjukkan nilai kuat tarik dan modulus elastisitas tertinggi dimiliki oleh PVA konsentrasi 10% dengan berat molekul 200.000 g/mol (29,8 MPa dan 78 MPa).

Septiaji (2018) melakukan pembuatan membran *nanofiber* NeCs/PVA menggunakan metode *electrospinning*. Penelitian diawali dengan membuat PVA yang dilarutkan dengan aquades menjadi 10% wt. Kemudian PVA dicampur NeCs dengan konsentrasi 0%, 5%, 10%, dan 15% w/w. Optimasi *electrospinning* yang digunakan adalah TCD 12 cm, diameter jarum 0,6 mm, dan tegangan 11kV. Hasil penelitian ini adalah membran memiliki nilai kuat tarik 7,099-8,64 MPa, regangan 36,487-42,109 dan modulus elastisitas 83,04-89,48 MPa.

Sundaramurthi dkk., (2012) membuat membran *nanofiber* Kitosan/PVA dengan metode *electrospinning* yang akan digunakan sebagai bahan pengganti kulit. Membran hasil penelitian ini akan dibandingkan dengan *film* 2D Kitosan/PVA yang dibuat menggunakan metode *solvent casting*. Variasi kitosan yang digunakan 2%-4% dan Kitosan 6%-8% yang dilarutkan

secara terpisah dalam campuran asam dan air dengan perbandingan 8:2. Kemudian kitosan dan PVA di *blend* menggunakan perbandingan 2:8, 3:7, 4:6, 5:5, dan 9:1 selama 5 jam. Hasilnya adalah *nanofiber* berukuran seragam ( $133 \pm 23\text{nm}$ ) saat pengoperasian *electrospinning* dengan tegangan 20kV, *flow rate* 0,003 mL/min, TCD 10 cm. Diameter rata-rata membran *nanofiber* Kitosan/PVA berukuran  $151 \pm 14\text{nm}$ . Setelah diaplikasikan pada luka mencit, luka yang dibalut menggunakan membran *nanofiber* Kitosan/PVA lebih cepat tertutup dan lebih cepat berkurang ukuran lukanya daripada membran Kitosan/PVA hasil *solvent casting*.

Membran *nanofiber* Kitosan/PVA hasil penelitian Darmawan dkk., (2017) menunjukkan bahwa semakin banyak konsentrasi kitosan pada campuran Kitosan/PVA akan meningkatkan jumlah bead yang muncul pada membran. Sedangkan peningkatan konsentrasi PVA pada larutan campuran Kitosan/PVA akan meningkatkan nilai viskositasnya. Variasi yang digunakan dalam penelitian ini 1:9, 2:8, 3:7, dan 4:6 (v/v) dengan parameter tegangan 15kV, diameter jarum 0,5 mm dan TCD 15 cm. Hasilnya adalah keseragaman ukuran *nanofiber* terjadi pada campuran larutan Kitosan/PVA dengan perbandingan 2:8 (ukuran diameter 201-250 nm dan 251-300 nm) dan 4:6 (ukuran diameter 150-200 nm dan 201-250 nm). Hasil analisis FT-IR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*) menunjukkan bahwa interaksi intermolekular PVA dan kitosan melalui ikatan hidrogen menyebabkan peningkatan kemampuan campuran larutan dalam membentuk *nanofiber* saat proses *electrospinning* berlangsung.

Koosha dan Hamid (2015) melakukan penelitian tentang sifat mekanis dan fisis membran PVA/Kitosan sebagai pembalut luka (*wound dressing*). Penambahan konsentrasi kitosan menyebabkan ukuran diameter rata-rata menurun ( $257-172\text{nm}$ ) dan viskositas naik. Dengan peningkatan konsentrasi kitosan juga memunculkan *bead* pada morfologi membran. Nilai mekanis yang didapatkan juga menurun saat konsentrasi kitosan bertambah (*tensile strength* dari 7,4 menjadi 5,26 MPa; modulus elastisitas 280 MPa menjadi 190 MPa).

Jia dkk., (2007) membuat membran *nanofiber* PVA/Kitosan menggunakan metode *electrospinning*. PVA dilarutkan menggunakan aquades dengan konsentrasi 20% dengan konsentrasi larutan 90/10, 80/20, 75/25, dan 70/30. Hasil penelitian menunjukkan bahwa diameter rata rata dari *fiber* menurun dengan meningkatnya konsentrasi kitosan dari 10% sampai 30%. Namun peningkatan konsentrasi kitosan lebih dari 30% wt mengakibatkan proses *electrospinning* sulit dipertahankan karena nilai viskositas larutan yang tinggi. Analisis FT-IR, XRD, dan DSC menunjukkan bahwa ada ikatan hidrogen intermolekuler yang kuat antara molekul kitosan dan PVA. Mikrokristalin dari serat membran tidak berkembang dengan baik karena serat cepat dipadatkan selama proses *electrospinning* dan juga karena keberadaan kitosan di dalam campuran.

Ratnawati dkk., (2013) membuat membran kolagen/kitosan untuk digunakan sebagai pembalut luka. Membran dicetak di atas plat kaca dengan ketebalan  $\pm 1$  mm. Variasi kolagen/kitosan yang digunakan adalah 0:1, 1:1, 3:1 dan 6:1 (w/w). Hasil uji tarik membran menunjukkan bahwa penambahan konsentrasi kolagen akan menurunkan nilai kuat tarik membran. Sedangkan membran dengan perbandingan 1:1 adalah yang paling optimal untuk digunakan sebagai pembalut luka.

Pada penelitian yang telah banyak dilakukan, pembuatan membran *nanofiber* menggunakan PVA dengan HMW (*high molecular weight*) akan menyebabkan membran memiliki nilai modulus elastisitas yang sangat tinggi (diatas 70 MPa). Dengan modulus elastisitas yang tinggi, membran *nanofiber* memiliki kesesuaian yang buruk dengan kulit karena tidak memiliki nilai yang sama. Hal ini juga yang menyebabkan membran *nanofiber* belum dapat memberikan efek yang terlalu signifikan pada penyembuhan luka.

## 2.2 Dasar Teori

### 2.2.1 Penyembuhan Luka

Proses penyembuhan luka merupakan suatu hal yang kompleks dan dinamis, hal ini dikarenakan banyaknya proses biologis yang terlibat dalam proses tersebut. Perawatan luka harus dilakukan dengan baik agar proses regenerasi jaringan terjadi secara optimal, sehingga penyembuhan luka tidak meninggalkan komplikasi berupa infeksi, inflamasi (peradangan), atau adanya bekas luka fungsional (Morison, 2003).

Proses penyembuhan luka terbagi dalam 3 fase yaitu fase inflamasi (peradangan), fase proliferasi (pembentukan jaringan baru), dan fase remodeling (regenerasi jaringan). Pada fase inflamasi akan terjadi respon tubuh yang cepat karena adanya hemostasis (mekanisme alami tubuh untuk mengurangi kehilangan darah yang berlebih) untuk mencegah terjadinya kolonisasi bakteri penyebab infeksi. Setelah fase inflamasi kemudian akan terjadi aktivasi sel fibroblast untuk pembentukan jaringan kolagen serta juga terjadi pembentukan pembuluh darah baru sehingga proses penyembuhan luka dapat berjalan dengan normal, jika ada kelainan pada fase ini maka dapat mengganggu proses penyembuhan luka. Fase proliferasi akan terhenti jika kolagen yang dibutuhkan untuk penyembuhan luka telah terpenuhi yang kemudian akan dilanjutkan dengan fase remodeling sebagai proses terakhir dalam penyembuhan luka (Gurtner, 2007).

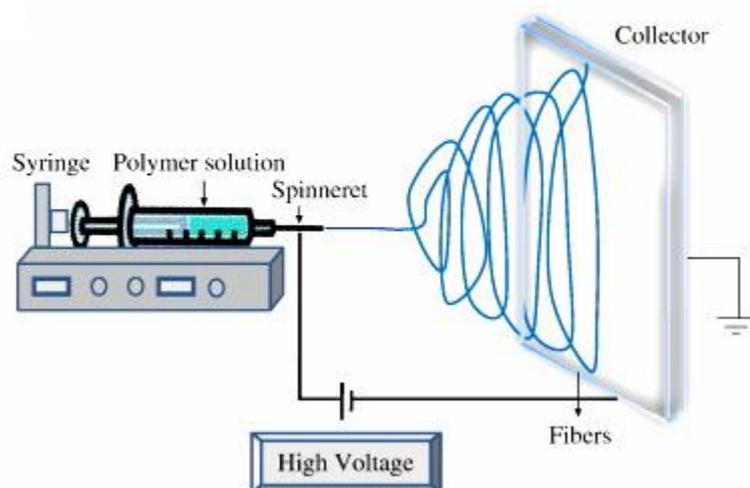
### 2.2.2 *Sofra-Tulle*

*Sofra-Tulle* merupakan kain kassa yang diresapi framisetin sulfrat BP 1% dalam basis *lano-parafin*. *Sofra-Tulle* bersifat anti bakteri dan dapat segera digunakan untuk menutup luka seperti luka bakar, luka gigit dan infeksi sekunder. Dalam satu lembar *Sofra-Tulle* (10 cm x 10 cm) mengandung 2,1 gram salep, dan didalam setiap gram salep terkandung *framisetin sulfrat* dan bahan tambahan *wool fat* (BP) dan *white soft paraffin*.

Banyaknya penggunaan *Sofra-Tulle* sebagai pembalut luka dikarenakan keefektifannya dalam pembentukan jaringan baru pada luka. Hal ini disebabkan karena terdapat kandungan antibiotik framisetin sulfat dalam *Sofra-Tulle*. Namun dibalik keefektifannya, *Sofra-Tulle* termasuk kedalam golongan obat keras. Selain itu, kasa antibiotik (*Sofra-Tulle*) juga menyebabkan timbulnya alergi pada pasien apabila digunakan dalam waktu yang lama dan resistensi dari bakteri (Worster dkk., 2015).

### 2.2.3 *Electrospinning*

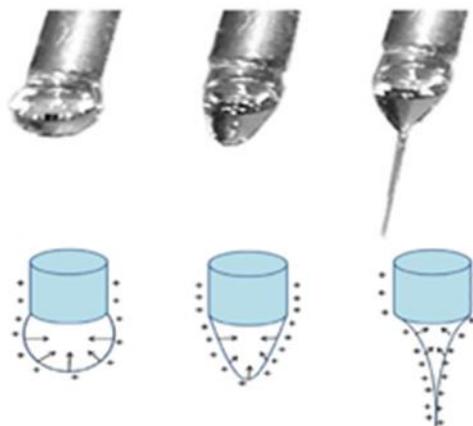
*Electrospinning* merupakan proses pembuatan serat dalam skala nano yang paling banyak dan sukses digunakan. Pada metode ini, larutan polimer diberi listrik bertegangan tinggi (*high voltage* (10-20 kV)) dari mesin *electrospinning* sehingga menghasilkan serat halus (Yin dkk., 2013). Karakteristik dari *nanofiber* tergantung dari sifat polimer, konsentrasi polimer, voltase yang digunakan dll. Skema dari *electrospinning* dapat dilihat pada Gambar 2.1. Pada dasarnya ada 3 komponen dasar dalam mesin *electrospinning*: (i) penyuplai listrik tegangan tinggi (*high voltage supplier*) 1-50 kV, (ii) tabung kapiler dengan pipet berdiameter kecil atau suntikan dengan jarum, (iii) plat kolektor logam atau tabung silinder (Garg dkk., 2014).



Gambar 2.1 Skema *electrospinning* (Rafiei dkk., 2013)

Selama proses pembuatan *nanofiber*, listrik tegangan tinggi dihubungkan dengan suntikan sehingga menghasilkan larutan polimer bermuatan negatif. Jarum dari suntikan berfungsi sebagai elektroda satu dan plat kolektor berfungsi sebagai elektroda kedua yang terletak pada rentang jarak 5-25cm. Medan listrik terdapat pada ujung jarum suntik yang memiliki tegangan antara 1 sampai 50kV dengan muatan negatif.

Dalam proses *electrospinning* terdapat 3 tahap yang biasa disebut dengan *jet modelling* (Gambar 2.). Pertama adalah pada ujung jarum terbentuk tetesan sampai larutan memancar menuju kolektor atau biasa disebut *initiation*. Kedua adalah proses menipisnya diameter *nanofiber* (*thinning fiber*). Pada tahap ketiga terjadi pembekuan fiber dan penguapan pelarut (*jet solidification*) (Sosiati dkk., 2014).



Gambar 2.2 *Jet modelling*

### 2.2.3.1 Faktor yang mempengaruhi proses *electrospinning*

Meskipun *electrospinning* adalah metode yang sederhana, pembuatan membran *nanofiber* juga mempertimbangkan beberapa parameter untuk optimasi. Membran *nanofiber* yang terbentuk dari *electrospinning* dapat dirancang sesuai dengan morfologi, struktur dan fungsi yang diinginkan dengan memanipulasi beberapa parameter seperti operasional, material dan lingkungan (Tijing dkk., 2017).

### a. Faktor operasional

- Tegangan listrik yang digunakan

Tegangan listrik memberikan muatan pada permukaan jet *electrospinning*. Tegangan tinggi yang diterapkan akan meningkatkan ketidakstabilan dan menyebabkan jet mengalami peregangan sehingga menghasilkan diameter serat yang kecil. Dengan meningkatkan tegangan akan menyebabkan diameter rata-rata *nanofiber* menjadi lebih kecil (Zakaria dkk., 2013).

- Laju alir larutan

Pada penelitian, larutan biasanya ditempatkan dalam suntikan yang dimasukkan kedalam *syringe pump*. Pada tempat inilah laju aliran dari larutan akan diatur. Laju alir larutan yang optimal akan membuat pelarut memiliki cukup waktu untuk menguap sebelum mencapai kolektor. Hal ini akan membuat membran *nanofiber* menjadi halus dan berukuran seragam. Laju alir larutan yang lambat akan menyebabkan tidak terbentuknya jet dan *Taylor cone*. Sedangkan laju aliran yang terlalu cepat akan menyebabkan larutan menetes karena tidak cukup waktu bagi *jet* untuk mengeluarkan *nanofiber* secara konstan dan berganti sangat cepat. Selain terjadinya tetesan, *bead* juga akan muncul sebagai efek dari tidak stabilnya *jet stream*.

- Jarak ujung jarum dengan kolektor (TCD)

Struktur, morfologi dan ukuran nanofiber membran dipengaruhi oleh jarak antara ujung jarum dan kolektor (TCD). TCD mempengaruhi kekuatan medan listrik sistem, dengan TCD yang pendek akan menghasilkan medan listrik yang kuat. Selain medan listrik, penguapan pelarut dalam larutan juga terpengaruh TCD. TCD yang terlalu pendek menyebabkan waktu yang sangat singkat bagi pelarut untuk menguap. Sedangkan waktu penguapan yang terlalu lama (TCD panjang) akan memunculkan *bead*. Pada umumnya TCD yang lebih panjang akan

menghasilkan diameter *nanofiber* yang lebih kecil. Oleh karena itu sama dengan tegangan dan laju aliran larutan, jarak yang cukup juga diperlukan.

- Model kolektor

Model dan desain kolektor juga dapat mempengaruhi membran *nanofiber* yang dihasilkan. Biasanya plat datar dan drum kolektor digunakan dalam laboratorium. Plat datar terbatas dalam area terbentuknya membran *nanofiber* kecuali jarum digerakkan ke samping untuk memperluas area. Drum kolektor lebih ideal untuk membuat membran *nanofiber* dalam ukuran yang lebih luas karena dapat berputar pada porosnya.

## **b. Faktor material**

- Konsentrasi larutan

Konsentrasi larutan merupakan salah satu faktor yang penting dalam *electrospinning*. Untuk campuran larutan, konsentrasinya bervariasi dari 1% berat sampai 50% berat tergantung pada jenis polimer yang digunakan. Konsentrasi yang terlalu rendah akan memunculkan *bead*, dan laju aliran yang tidak stabil. Sementara konsentrasi yang terlalu tinggi akan menyebabkan penyumbatan pada jarum dan sehingga *nanofiber* tidak terbentuk.

- Berat molekul polimer

Berat molekul ( $M_w$ ) dari polimer menggambarkan tentang rantai polimer dalam larutan.  $M_w$  mempengaruhi sifat rheologis larutan (viskositas, tegangan permukaan) dan sifat listrik (konduktivitas, sifat dielektrik). Untuk membentuk membran *nanofiber* yang baik,  $M_w$  tinggi biasanya digunakan. Namun apabila melebihi ambang batas, membran *nanofiber* yang terbentuk akan menjadi pipih.  $M_w$  rendah akan memunculkan *bead* pada membran *nanofiber*.

- Viskositas larutan

Viskositas larutan memiliki peran yang penting dalam menghasilkan ukuran dan morfologi membran *nanofiber*. Larutan dengan viskositas rendah atau larutan encer cenderung terbentuk nanofiber yang tidak stabil dan munculnya *bead*. Hal ini terjadi karena putusannya rantai keterikatan selamat jet terbentuk. Peningkatan viskositas larutan menyebabkan naiknya ukuran *nanofiber*. Namun peningkatan viskositas larutan diluar ambang batas akan memunculkan *bead*, deformasi *nanofiber*, dan tersumbatnya ujung jarum.

- Konduktivitas larutan

Sebagian besar polimer bersifat konduktif dan dapat dibuat menjadi membran *nanofiber*. Studi menunjukkan bahwa konduktivitas larutan yang tinggi akan menyebabkan *nanofiber* dari membran mengecil dan meningkatnya kemampuan daya dukung muatan (meningkatnya daya tolak muatan dan regangan larutan) pada medan listrik yang tinggi. Namun sebaliknya pada larutan dengan konduktivitas rendah, regangan yang terbentuk kecil dan meningkatkan kemunculan *bead*.

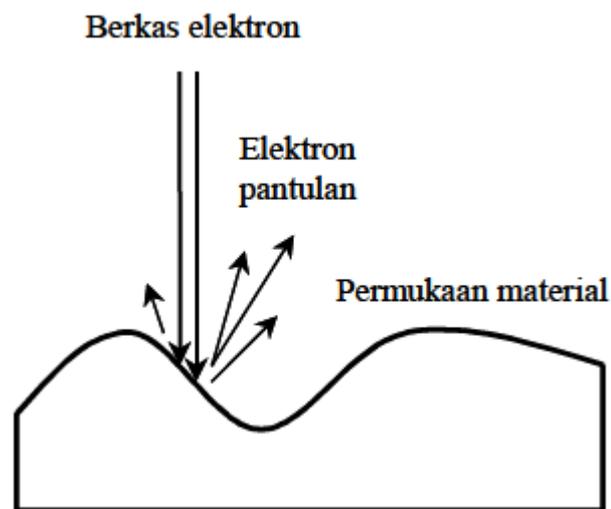
**c. Faktor lingkungan**

- Kelembaban

Kelembaban yang terdapat selama proses *electrospinning* mempengaruhi morfologi dan struktur *nanofiber* membran. Hal ini terjadi karena kelembaban berhubungan dengan penguapan pelarut larutan selama proses *jet stream*. Efek kelembaban tergantung pada polimer yang digunakan. Semakin tinggi kelembaban dapat menurunkan diameter *nanofiber*, namun apabila terlalu tinggi akan menyebabkan kolektor menjadi basah akibat penguapan yang kurang sempurna.

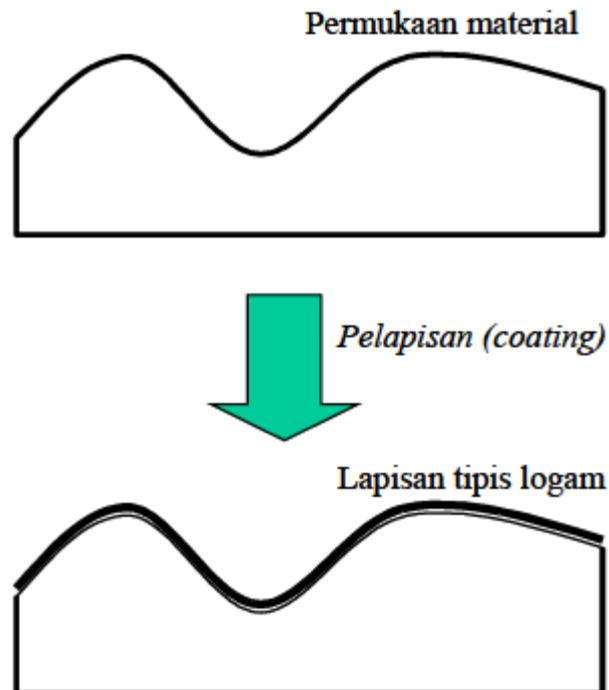
### 2.2.4 Scanning Electron Microscope (SEM)

*Scanning Electron Microscope* (SEM) merupakan salah satu jenis mikroskop yang menggunakan berkas elektron sebagai media pengamatan profil permukaan benda. Prinsip kerja dari SEM adalah berkas elektron berenergi tinggi ditembakkan menuju permukaan benda (sampel) seperti pada Gambar 2.3. Berkas elektron yang mengenai permukaan benda (sampel) akan dipantulkan kembali atau menghasilkan elektron sekunder ke semua arah. Namun, ada satu arah yang akan mendapatkan pantulan elektron dengan intensitas tertinggi. Arah inilah yang akan memberikan informasi tentang profil permukaan benda (Abdullah dan Khairurrijal, 2008).



Gambar 2.3 Berkas elektron mengenai permukaan benda (sampel)  
(Abdullah dan Khairurrijal, 2008)

Syarat agar SEM mendapatkan hasil yang bagus adalah permukaan benda (sampel) harus bisa memantulkan elektron atau bisa melepaskan elektron sekunder saat ditembak dengan berkas elektron. Logam adalah material yang memiliki sifat tersebut. Material lain yang bukan berwujud logam harus mendapatkan perlakuan khusus (diberi lapisan logam) agar dapat diamati dengan jelas, seperti pada Gambar 2.4. Lapisan tipis logam dibuat pada permukaan benda (sampel) agar dapat memantulkan berkas elektron.



Gambar 2.4 Pelapisan (*coating*) pada bahan (sampel) agar mendapatkan hasil yang jelas pada bahan nonlogam (isolator)  
(Abdullah dan Khairurrijal, 2008)

### 2.2.5 Kitosan

Polimer pada dasarnya dibedakan menjadi tiga jenis yaitu polimer natural (alam), polimer sintetis dan polimer semi-sintetis. Salah satu polimer alam yang banyak terdapat di bumi adalah kitin (terbanyak kedua setelah selulosa). Kitin pertama kali ditemukan pada tahun 1884. Kitin memiliki sifat keras, tidak elastis dan memiliki kandungan nitrogen. Kitin dapat dijumpai pada cangkang krustasea, serangga dan cacing seperti pada tabel 2.1. Kitosan merupakan polisakarida yang terbentuk saat deasetilasi asam kitin (Rafique dkk., 2016).

Kitosan banyak digunakan dalam bidang biomedis seperti tissue *engineering*, drug delivery dan pembalut luka (*wound dressing*). Banyaknya aplikasi dari kitosan adalah karena memiliki sifat biokompatibel dan biodegradabel (Sundaramurthi dkk., 2012; Jia dkk., 2007); anti bakteri dan tidak beracun (Rafique dkk., 2016).

Tabel 2.1 Sumber dari kitin dan persentasenya (Taufan dan Zulfahmi, (2010)

Sumber	Persentase Kandungan Kitin
Jamur ( <i>Fungi</i> )	5-20%
Cacing ( <i>Worms</i> )	3-20%
Gurita ( <i>Octopus</i> )	30%
Laba-laba ( <i>Spiders</i> )	38%
Kalajengking ( <i>Scorpio</i> )	38%
Kecoa ( <i>Cockroaches</i> )	35%
Cacing Sutra ( <i>Silk worm</i> )	44%
Kumbang air ( <i>Water Beetle</i> )	37%
Kelomang ( <i>Hermit Crab</i> )	69%
Kepiting ( <i>Crab</i> )	71%
Udang ( <i>Shrimp</i> )	20-30%

### 2.2.6 Polyvinyl Alcohol (PVA)

*Polyvinyl Alcohol* (PVA) merupakan adalah polimer sintesis yang diproduksi secara industri dengan hidrolisis dari *poly(vinyl acetate)*. Secara komersial PVA terbagi menjadi dua jenis yaitu: PVA yang dihidrolisis dengan tinggi (diatas 98.5%) dan terhidrolisis sebagian, tergantung pada jumlah kelompok asetat yang tersisa. Stabilitas kimia dari PVA pada suhu yang normal dengan sifat fisis dan mekanisnya yang sangat baik telah menyebabkan aplikasi yang luas (Zhang dkk., 2005). PVA memiliki sifat biokompatibel, biodegradabel, tidak beracun, mudah larut dalam air (Zheng dkk., 2006).

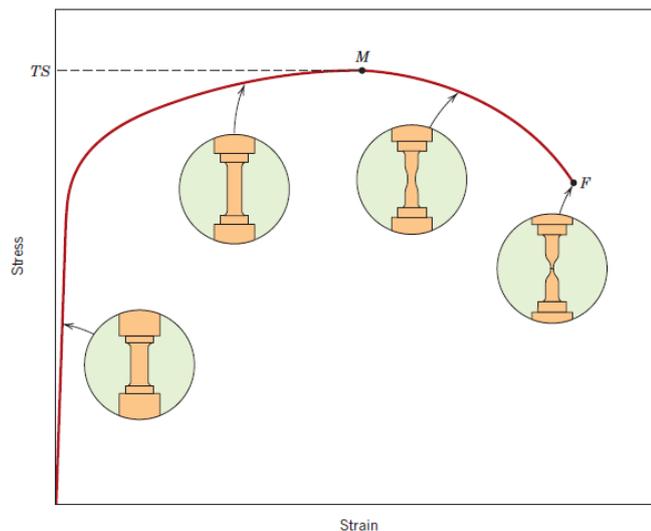
Dalam beberapa tahun terakhir penggunaan PVA sebagai material biomedis (*wound dressing*, *drug delivery*, dan *scaffold for tissue engineering*) banyak digunakan dalam aplikasi biomedis. *Wound dressing* banyak dibuat dari membrane PVA/kitosan (Septiaji,2018; Sundaramurthi dkk.,2012; Jia dkk.,2007; Darmawan dkk, 2016). PVA banyak dipilih sebagai campuran dari kitosan karena dua sebab : (i) PVA berinteraksi

sangat kuat dengan kitosan melalui ikatan hidrogen pada tingkat molekul,  
(ii) PVA dapat *dielectrospinning* dari larutan yang encer (Ohkawa dkk., 2004).

### 2.2.7 Sifat Mekanis

Perilaku material atau respon terhadap pembebanan (torsi, gaya dan gabungan dari keduanya) yang diberikan disebut sebagai sifat mekanis. Untuk mendapatkan nilai mekanis dari suatu material biasanya dilakukan pengujian mekanis. Pengujian mekanis akan menghasilkan kurva atau data dari material yang telah diuji.

Salah satu pengujian mekanis yang paling banyak digunakan adalah uji tarik (*tensile strength*). Dari pengujian ini akan didapatkan banyak data dari suatu material (*tensile strength*/ kekuatan tarik, *elongation*/elongasi dan *elasticity*/elastisitas). Selama pengujian, spesimen akan mengalami deformasi, biasanya patah, dengan peningkatan beban tarik secara bertahap yang diterapkan secara uniaksial sepanjang sumbu panjang suatu spesimen pada Gambar 2.4 (Callister, 2007). Deformasi pada material dapat dibedakan menjadi dua yaitu deformasi plastis (tidak dapat berubah ke bentuk asal/*irreversible*) dan deformasi elastis (dapat kembali ke bentuk asal/*reversible*).



Gambar 2.4 Grafik deformasi pada sampel uji tarik

(Callister, 2007)

Nilai kuat tarik (tegangan) bisa didapatkan dari hasil pengujian tarik dengan cara menganalisa pembebanan ( $F$ ) per satuan luas ( $A$ ). Dengan demikian nilai dari tegangan dan regangan dapat dicari menggunakan rumus persamaan :

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots\dots\dots(2.1)$$

Saat pengujian tarik, spesimen akan mengalami perpanjangan dan putus setelah mendapat penambahan beban. Apabila pada awalnya spesimen mempunyai panjang awal  $l_1$ , maka setelah terjadi pembebanan didapatkan  $l_2$  yaitu nilai panjang akhir dari spesimen. Dari sinilah nilai *elongasi*/regangan ( $\epsilon$ ) dari spesimen bisa didapatkan menggunakan rumus persamaan :

$$\epsilon = \frac{l_2 - l_1}{l_1} \dots\dots\dots(2.2)$$

Selain nilai kuat tarik, nilai modulus elastisitas ( $E$ ) juga bisa didapatkan dari pengujian ini. Modulus elastisitas merupakan nilai yang digunakan untuk mengukur ketahanan suatu material saat mengalami deformasi elastis pada saat pembebanan dilakukan terhadap sampel. Modulus elastisitas material juga merupakan kemiringan dari kurva tegangan dan regangan, yang didapatkan menggunakan rumus persamaan :

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\epsilon} \dots\dots\dots(2.3)$$