

Komparasi Variasi Pengeringan BC-PVA Sebagai Kandidat Ligamen Buatan

Nikita Ida Saroya
Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Purwokerto, Indonesia

nikitaidstry@student.telkomuniversity.ac.id

Adanti Wido Paramadini, S.T., M.Eng
Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Purwokerto, Indonesia

adanti@telkomuniversity.ac.id

Nur Afifah Zen, S.Si., M.Si
Fakultas Teknik Elektro
Universitas Telkom
Purwokerto, Indonesia

nurafifahzen@telkomuniversity.ac.id

Cedera ligamen krusiat anterior (ACL) merupakan salah satu cedera sendi lutut paling umum dengan prevalensi global mencapai 30-78 per 100.000 orang, terutama pada individu aktif secara fisik. Keterbatasan regeneratif jaringan ligamen alami serta risiko komplikasi pada metode rekonstruksi tradisional mendorong pengembangan ligamen buatan berbasis biomaterial. Komposit *Bacterial Cellulose-Polyvinyl Alcohol* (BC-PVA) menjadi salah satu kandidat potensial karena memiliki sifat biokompatibilitas dan mekanik yang mendekati jaringan ligamen asli. Penelitian ini bertujuan menganalisis pengaruh metode pengeringan *oven-drying* dan *freeze-drying* terhadap sifat kimia, mekanik, dan kestabilan struktur BC-PVA sebagai calon ligamen buatan. Karakterisasi dilakukan melalui uji *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR), uji tarik, dan uji *swelling*. Hasil menunjukkan bahwa metode *oven-drying* menghasilkan komposit BC-PVA dengan *tensile strength* tertinggi (17,53 MPa), *elongation at break* sebesar 149,17%, dan kapasitas *swelling* 311,703% $\pm$ 50,37 pada sampel BC-PVA-Gliserol menit ke-60. Spektrum FTIR mengindikasikan terbentuknya ikatan hidrogen yang kuat antara BC dan PVA tanpa munculnya gugus fungsi baru, menunjukkan integrasi kimia yang stabil. Berdasarkan hasil tersebut, metode *oven-drying* dinilai paling optimal dalam menghasilkan material BC-PVA dengan performa mekanik dan kestabilan struktur terbaik, sehingga berpotensi sebagai kandidat ligamen buatan untuk aplikasi dalam bidang kedokteran regeneratif.

Kata kunci : BC-PVA, biomaterial regeneratif, ligamen, *oven-drying*.

I. PENDAHULUAN

Cedera ligamen krusiat (CL) dapat terjadi pada berbagai usia dan umumnya disebabkan oleh tekanan berlebih saat kecelakaan atau aktivitas olahraga [1]. Ligamen ini berperan penting dalam menjaga stabilitas sendi lutut. Cedera ligamen *anterior cruciate* (ACL) merupakan salah satu yang paling umum, terutama pada atlet dan individu aktif secara fisik, dengan prevalensi global 30–78 per 100.000 orang [2][3]. Jika tidak ditangani, cedera ini dapat menyebabkan kerusakan permanen pada tulang rawan dan osteoartritis [4]. Karena vaskularisasi rendah dan keberadaan cairan sinovial, proses regenerasi alami ligamen sulit terjadi, sehingga intervensi bedah menjadi pilihan utama.

Rekonstruksi ACL—penggantian jaringan robek dengan cangkok tendon (*hamstring/patela*)—menjadi standar emas

sejak 1970-an karena dapat mempertahankan fungsi proprioseptif lutut [5]. Namun, hasil jangka menengah menunjukkan tingginya angka *re-rupture* dan operasi ulang [6], memicu eksplorasi pendekatan baru seperti augmentasi biologis. Pendekatan ini bertujuan meningkatkan penyembuhan ligamen melalui pengaturan inflamasi dan stimulasi regenerasi seluler, serta mulai melibatkan agen biologis dan biomaterial [7]. Seiring berkembangnya teknologi kedokteran regeneratif, fokus penelitian kini mengarah pada pengembangan ligamen buatan yang biomimetik. Sejak 1970-an, FDA menyetujui produk awal seperti Proplast™, namun mengalami kegagalan karena komplikasi serius. Produk selanjutnya seperti Leeds-Keio™, Gore-Tex™, Stryker Dacron™, dan LARS™ juga tidak mampu bertahan dalam jangka panjang, umumnya karena bioaktivitas yang rendah [8][9].

Salah satu bahan populer adalah PET (*Polyethylene Terephthalate*), dikenal karena sifat biomekanik dan biokompatibilitas yang baik [4]. Namun, kurangnya osseointegrasi menghambat efektivitasnya karena terbentuknya jaringan parut antara implan dan jaringan tubuh [10]. Oleh karena itu, dibutuhkan material yang meniru sifat mekanik jaringan asli, berumur panjang, biokompatibel, dan tahan terhadap kalsifikasi.

Hydrogel menjadi kandidat kuat, dengan bahan komposit seperti BC (*Bacterial Cellulose*) dan PVA (*Polyvinyl Alcohol*) yang menunjukkan performa mekanik dan biokompatibilitas tinggi [11]. Permasalahan utama dalam pengembangan ligamen buatan saat ini adalah rendahnya bioaktivitas dan kurangnya kemampuan integrasi implan dengan jaringan inang, yang menyebabkan kegagalan fungsional pada aplikasi jangka panjang.

Salah satu pendekatan yang digunakan untuk mengoptimalkan kinerja bahan BC-PVA adalah melalui variasi teknik pengeringan, karena metode ini berperan penting dalam menentukan struktur mikro, porositas, serta sifat mekanik seperti kekuatan tarik dan elastisitas. Teknik pengeringan yang tepat dapat meningkatkan stabilitas dan performa material dalam kondisi biologis, sehingga lebih efektif sebagai ligamen buatan. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh variasi metode pengeringan terhadap sifat mekanik dan struktur mikro komposit BC-PVA, guna

menghasilkan ligamen buatan yang optimal untuk aplikasi medis.

II. KAJIAN TEORI

A. Ligamen

Ligamen merupakan jaringan ikat padat yang menghubungkan tulang dengan tulang lain atau menyokong organ dalam, berfungsi menjaga stabilitas tubuh dan mencegah dislokasi. Struktur utamanya terdiri dari serat kolagen tipe I yang tersusun sejajar dan didominasi oleh sel fibroblas, memberikan kekuatan mekanik tinggi. Ligamen bersifat anisotropik dan memiliki kemampuan menahan beban arah longitudinal, dengan kekuatan tarik bervariasi tergantung jenisnya, pada *Medial Colateral Ligament* (MCL) sebesar $38,6 \pm 4,8$ MPa dan *Anterior Cruciate Ligament* (ACL) berkisar antara 13–147 Mpa [12][13]. Meskipun sebagian besar ligamen tidak beregenerasi secara alami, ligamen periodontal merupakan salah satu ligamen yang memiliki potensi regeneratif karena adanya sel punca. Dengan sekitar 900 ligamen dalam tubuh manusia, termasuk di sendi dan organ dalam, karakteristik struktural dan mekanis ligamen menjadi acuan penting dalam desain material biomimetik untuk aplikasi substitusi atau rekonstruksi jaringan.

B. Artificial Ligament

Penelitian ligamen buatan dimulai sejak awal abad ke-20 dengan material seperti filamen perak dan sutra [14], kemudian berkembang pesat pada 1980-an melalui penggunaan polimer sintesis seperti *polyethylene*, nilon, dan serat karbon, termasuk persetujuan FDA untuk protesis Gore-Tex pada 1986 [15]. Namun, kegagalan dalam meniru sifat biomekanik alami dan munculnya komplikasi seperti efusi dan infeksi membatasi keberlanjutannya [16]. Desain modern kini menekankan biokompatibilitas, ketahanan abrasi, dan hidrofilisitas untuk mendukung regenerasi jaringan dan mengurangi inflamasi. Beberapa ligamen sintesis yang banyak digunakan saat ini antara lain *Ligament Advanced Reinforcement System* atau LARS (berbahan dasar PET, kekuatan 5600 N) [17][18], Leeds-Keio (poliester berpori, 2000 N) [17], PGA Dacron (kombinasi PGA dan Dacron, 3500 N) [19], dan Kennedy LAD (polipropilena, 1500 N) [20]. Meskipun LARS menawarkan performa awal yang tinggi dan viskoelastisitas baik, komplikasi jangka panjang seperti osteolisis dan sinovitis masih menjadi tantangan klinis [20][21].

C. Bacterial Cellulose (BC)

Selulosa merupakan biopolimer paling melimpah di alam, dengan bentuk selulosa yang disintesis oleh bakteri, yaitu *bacterial cellulose* (BC), yang memiliki tingkat kemurnian tinggi karena tidak mengandung lignin, hemiselulosa, maupun pektin [22]. BC disintesis oleh berbagai bakteri, salah satunya ialah *Acetobacter xylinum*. BC tersusun dari unit glukosa dengan ikatan β -1,4-glikosidik, membentuk jaringan fibril nanoskala yang padat dan kuat secara mekanik, bahkan dengan modulus Young hingga 115 GPa [23][24].

Karakteristik BC sangat dipengaruhi oleh metode kultur dan kondisi lingkungan. Berkat sifat biokompatibel, tidak toksik, serta mendukung pertumbuhan sel, BC banyak digunakan di bidang medis sebagai perban dan *scaffold*

jaringan. Selain itu, BC dimanfaatkan dalam kosmetik, tekstil, dan pangan. Agar aman digunakan, BC harus melalui proses purifikasi untuk menghilangkan kontaminan seperti LPS (*lipopolysaccharide*) dan sterilisasi untuk memastikan kesterilan produk [22]. Kombinasi sifat mekanik, biologis, dan prosesabilitas menjadikan BC sebagai biomaterial multifungsi dengan potensi luas di berbagai sektor

C. Polyvinyl Alcohol (PVA)

Polyvinyl alcohol (PVA) merupakan polimer sintesis semi-kristalin yang bersifat biokompatibel, tidak beracun, tidak berbau, serta memiliki ketahanan termal yang baik, dengan titik leleh berkisar 180–190°C dan berat molekul antara 26.300–30.000 [25][26]. PVA diperoleh melalui hidrolisis parsial atau penuh dari polivinil asetat, menghasilkan struktur $(C_2H_4O)_n$ dengan derajat hidrolisis sekitar 86,5–89%, yang memengaruhi kelarutan, kristalinitas, dan sifat mekaniknya [25]. Dalam bentuk hidrogel, PVA mampu menyerap air hingga 80–90% dari beratnya dan menunjukkan *tensile strength* antara 1–17 MPa dengan modulus elastisitas 0,0012–0,85 MPa, menjadikannya cocok untuk aplikasi biomedis seperti substitusi jaringan lunak [25][26]. Stabilitas hidrogel PVA dalam lingkungan biologis diperoleh melalui proses *crosslinking*, baik secara fisik maupun kimiawi, yang dapat disesuaikan menggunakan metode seperti *salting-out* gelation untuk mengatur *modulus Young* dan derajat pembengkakan. Berkat fleksibilitas, bioadhesivitas, dan keamanannya, PVA telah disetujui FDA untuk berbagai aplikasi, termasuk bahan pengemas makanan, tekstil, serta perangkat medis baik implan maupun non-implan [27].

D. Gliserol

Gliserol ($C_3H_8O_3$) adalah cairan jernih dan manis yang bersifat higroskopis, dapat menyerap air, dan larut dalam air serta etanol, tetapi tidak larut dalam minyak atau kloroform. Senyawa ini memiliki berbagai aplikasi, termasuk dalam industri farmasi, kosmetik, dan makanan [28]. Gliserol juga berfungsi sebagai *plasticizer* untuk meningkatkan fleksibilitas dan elastisitas polimer, serta digunakan dalam pembuatan poliester, poliether, dan polikarbonat. Dalam bidang biomedis, polimer berbasis gliserol digunakan sebagai pembawa obat, sealant, dan agen antibakteri, dengan potensi untuk inovasi medis lebih lanjut [29].

E. Oven-drying

Oven-drying merupakan metode pengeringan dengan pemanasan menggunakan oven pada suhu terkontrol, umumnya antara 40°C hingga 120°C, untuk menghilangkan kelembapan hingga material mencapai kondisi kering sempurna. Proses ini banyak diterapkan dalam laboratorium dan industri untuk menurunkan kadar air, yang penting dalam analisis maupun pengolahan lanjutan. Tingkat suhu disesuaikan berdasarkan sifat material dan tujuan akhir, karena memengaruhi karakteristik fisik, mekanik, serta kestabilan material.

F. Freeze-drying

Freeze-drying (*lyophilization*) adalah metode pengeringan bersuhu rendah yang menghilangkan air melalui sublimasi dengan empat tahap utama: pretreatment, pembekuan, pengeringan primer, dan sekunder. *Pretreatment*

mencakup penyesuaian formulasi atau filtrasi sesuai jenis produk. Pembekuan dilakukan di bawah titik *triple* untuk mendorong sublimasi, dengan teknik seperti *annealing* atau pembekuan cepat tergantung material. Pengeringan primer menyublimasi ~95% air di tekanan rendah, menjaga struktur produk. Pengeringan sekunder menghilangkan sisa air hingga kadar 1–4% untuk memastikan stabilitas [30][31].

G. Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)

FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*) adalah teknik spektroskopi yang digunakan untuk menganalisis komposisi kimia material berdasarkan interaksi molekul dengan radiasi inframerah, yang memberikan informasi tentang ikatan kimia dan gugus fungsional. Radiasi inframerah memiliki panjang gelombang yang lebih panjang dari cahaya tampak, sehingga dapat menembus sampel padat, cair, atau gas. Sampel ditempatkan di antara sumber radiasi inframerah dan detektor. Radiasi inframerah yang melewati sampel akan mengalami penyerapan oleh molekul-molekul dalam sampel, dan sisa radiasi akan mencapai detektor. Detektor akan mengukur intensitas radiasi yang mencapai detektor pada setiap panjang gelombang, dan menghasilkan spektrum inframerah [32].

H. Uji Tarik (*Tensile Test*)

Uji tarik merupakan metode dasar dalam karakterisasi mekanik material, dilakukan dengan menarik spesimen secara aksial hingga putus untuk menentukan sifat seperti *ultimate tensile strength*, regangan maksimum, dan modulus elastisitas [33]. Selama pengujian, dicatat perubahan panjang dan gaya yang diterapkan untuk menghasilkan kurva *stress-strain*, yang menggambarkan respons material terhadap beban. Data ini digunakan untuk menilai performa material dalam aplikasi struktural, termasuk sifat elastis, plastis, dan titik kegagalan.

I. Uji Swelling

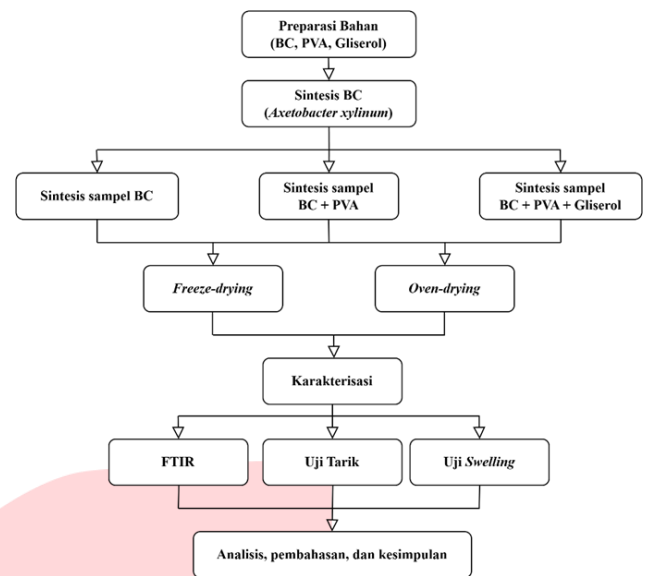
Uji *swelling* merupakan metode untuk mengukur kemampuan material dalam menyerap cairan dan mengalami peningkatan massa. Rasio *swelling* (*Sr*) dihitung menggunakan persamaan:

$$Sr = \frac{W_{wet} - W_{dry}}{W_{dry}} \times 100 \quad (1)$$

dengan W_{wet} adalah berat material setelah penyerapan cairan dan W_{dry} adalah berat awal dalam kondisi kering. Pengujian ini penting dalam pengembangan material fungsional, terutama untuk memastikan kontrol terhadap kapasitas penyerapan dan kestabilan dimensi, serta relevan dalam aplikasi biomedis dan teknik material yang menuntut ketahanan terhadap lingkungan lembap.

III. METODE

Tahapan dalam proses pengujian biomaterial berbasis selulosa bakteri (BC) dengan penambahan PVA dan gliserol, serta pengeringan menggunakan metode *oven-drying* dan *freeze-drying*, digambarkan dalam skema berikut.



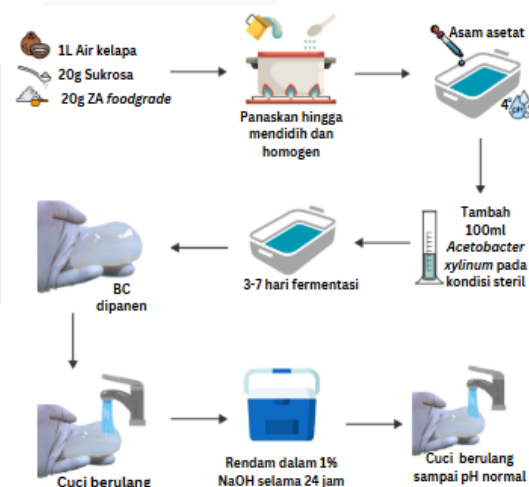
GAMBAR 1
(SKEMA PENELITIAN)

A. Alat dan Bahan

Penelitian ini menggunakan berbagai alat untuk sintesis material, meliputi neraca digital, beaker glass, gelas ukur, pipet tetes, pH meter, saringan, kompor listrik, wadah fermentasi, *Laminar Air Flow* (LAF), blender, erlenmeyer, corong kaca, kertas saring *Whatman*, *magnetic stirrer*, *hot plate*, cawan petri, oven laboratorium, serta mesin *vacuum freeze dryer* Biobase Lab Field. Bahan yang digunakan antara lain *starter* bakteri *Acetobacter xylinum*, air kelapa tua, sukrosa, ZA (*Zwavelzure Ammonium*) *food-grade*, asam asetat glasial, *aquadest*, NaOH, *polyvinyl alcohol* (PVA), dan gliserol.

B. Sintesis BC dan BC Purification

Tahap awal penelitian ini diawali dengan sintesis *bacterial cellulose* (BC) yang dapat dilihat pada gambar 2 berikut.



GAMBAR 2
(PROSES SISNTESIS BC DAN BC PURIFICATION)

BC diperoleh melalui fermentasi *Acetobacter xylinum* dalam medium air kelapa yang telah dicampur dengan sukrosa dan ZA *food-grade*, kemudian diatur pH-nya menggunakan asam asetat hingga pH 4. Proses fermentasi

berlangsung selama 3–14 hari pada suhu ruang hingga terbentuk lapisan BC dengan ketebalan ± 1 cm. BC yang diperoleh kemudian menjalani tahap purifikasi, diawali dengan pencucian menggunakan air mengalir dan dilanjutkan perendaman dalam larutan NaOH 1% selama 24 jam untuk menghilangkan komponen non-selulosa dan sisa sel bakteri, sehingga dihasilkan BC murni yang siap digunakan dalam formulasi komposit.

C. Slurry BC

Setelah dipanen, *bacterial cellulose* (BC) dipotong kecil dan dihaluskan menggunakan blender selama ± 1 menit, kemudian dihomogenisasi ulang menggunakan *ultrasonic homogenizer* selama ± 40 menit untuk menghasilkan ukuran partikel yang lebih kecil dan distribusi yang lebih seragam. Proses ini meningkatkan stabilitas suspensi, memperluas luas permukaan, dan mengoptimalkan interaksi antar komponen dalam formulasi komposit. *Slurry* yang dihasilkan kemudian disaring dengan kertas saring untuk mengurangi kadar air, dipindahkan ke wadah tertutup, dan disimpan dalam lemari es guna menjaga kestabilan dan mencegah kontaminasi mikroba sebelum tahap formulasi lebih lanjut.

D. Pembuatan Larutan PVA dan Gliserol

Larutan PVA 10% disiapkan dengan melarutkan 10 gram PVA dalam 100 ml *aquadest*, kemudian dipanaskan pada suhu $\pm 95^\circ\text{C}$ sambil diaduk secara kontinu menggunakan *hotplate stirrer* selama ± 3 jam hingga homogen. Larutan gliserol 2% (v/v) dibuat dengan mencampurkan 2 ml gliserol murni ke dalam 98 ml *aquadest*, lalu dipanaskan pada suhu $\pm 60^\circ\text{C}$ sambil diaduk hingga tercampur merata.

E. Pembuatan Komposit BC-PVA

BC-PVA disiapkan dengan mencampurkan *slurry* BC dan larutan PVA 10% dalam rasio 20:80 (ditimbang dalam gram), kemudian dihomogenkan pada suhu 90°C selama 2 jam menggunakan *hotplate stirrer*. Untuk sampel BC-PVA-Gliserol, campuran ditambahkan 2 ml larutan gliserol 2% dan dihomogenkan dengan prosedur yang sama. Dihasilkan tiga jenis sampel yaitu BC sebagai kontrol, BC PVA, dan BC PVA Gliserol dipreparasi dalam cawan *petri* dengan bobot seragam.

F. Pengeringan

Proses *oven-drying* dilakukan di Laboratorium Mikrobiologi Universitas Telkom Kampus Purwokerto. Sampel BC, BC PVA, dan BC PVA Gliserol yang telah dipreparasi dalam cawan *petri* diletakkan secara merata dan terpisah, kemudian dikeringkan dalam oven pada suhu 60°C selama ± 6 jam. Pemantauan berkala dilakukan untuk memastikan kondisi pengeringan sesuai dengan karakteristik yang diharapkan.

Sementara itu, pengeringan *freeze-drying* dilakukan di Laboratorium *Physics and Instrumentation* Universitas Telkom Kampus Purwokerto menggunakan alat BIOBASE Lab *Field Vacuum Freeze Drying Machine*. Proses ini mencakup dua tahap, yaitu pembekuan pada suhu $\pm -18^\circ\text{C}$ selama ± 2 jam, diikuti tahap pengeringan selama ± 6 jam dalam tiga siklus, dengan total durasi sekitar 24 jam.

G. Uji FTIR

Uji ini bertujuan untuk menganalisis gugus fungsi dan mendeteksi keberadaan ikatan kimia atau fisik dalam sampel, berdasarkan pola penyerapan radiasi inframerah pada

berbagai panjang gelombang. Sampel dipotong berukuran $\pm 2 \times 2$ cm dan dianalisis menggunakan spektroskopi inframerah dengan teknik reflektansi. Pengujian dilakukan pada seluruh jenis sampel menggunakan dua instrumen, yaitu *Perkin-Elmer UATR Spectrum Two* di Laboratorium Terpadu Universitas Diponegoro untuk sampel *oven-drying* dan *Shimadzu IRSpirit-X FTIR Spectrophotometer* di Laboratorium *Physics and Instrumentation* Universitas Telkom Kampus Purwokerto untuk sampel *freeze-drying*. Rentang spektrum yang diamati berada pada bilangan gelombang $4000\text{--}200\text{ cm}^{-1}$.

H. Uji Tarik (*Tensile Test*)

Uji tarik dilakukan di Laboratorium Terpadu Universitas Diponegoro menggunakan *Tensile Strength Testing Machine*. Sampel dipotong sesuai standar, kemudian dipasang pada alat uji untuk dikenai gaya tarik hingga putus. Selama pengujian, dicatat perubahan panjang material untuk menghitung dua parameter utama yaitu *tensile strength* (kekuatan tarik maksimum) dan *elongation at break* (persentase pemanjangan saat putus). Uji ini bertujuan untuk mengetahui ketahanan dan elastisitas material terhadap beban mekanik.

I. Uji Swelling

Uji *swelling* dilakukan dengan memotong sampel berukuran 2×2 cm. Sampel kering ditimbang terlebih dahulu, kemudian direndam dalam *Phosphate Buffer Saline* (PBS). Penimbangan berat sampel basah dilakukan pada interval waktu 5 menit, 15 menit, 30 menit, dan 1 jam. Data berat basah yang diperoleh pada setiap interval digunakan untuk menganalisis kemampuan sampel menyerap cairan selama proses perendaman.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini komposit BC-PVA telah berhasil dihasilkan menggunakan dua teknik pengeringan yaitu *oven-drying* dan *freeze-drying*.

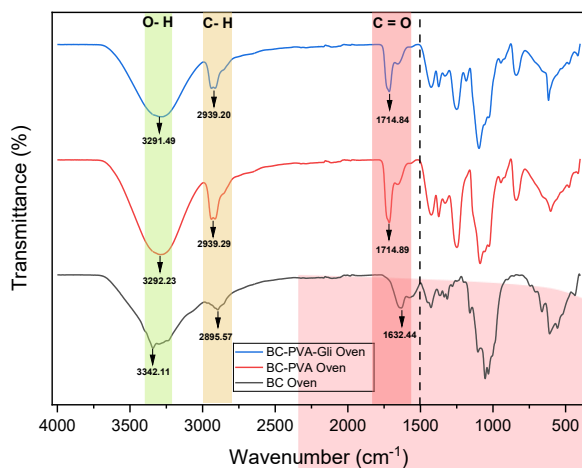


GAMBAR 3
(PROSES PENGERINGAN; (A) *OVEN-DRYING* (B) *FREEZE-DRYING*)

Hasil pengeringan menggunakan metode *oven-drying* dan *freeze-drying* pada gambar 3 menghasilkan membran dari tiga jenis sampel, yaitu BC, BC-PVA, dan BC-PVA-Gliserol. Seluruh sampel tersebut kemudian dikarakterisasi untuk mengevaluasi pengaruh metode pengeringan terhadap struktur kimia, sifat mekanik, dan kemampuan penyerapan air, melalui pengujian FTIR, uji tarik, dan uji *swelling*.

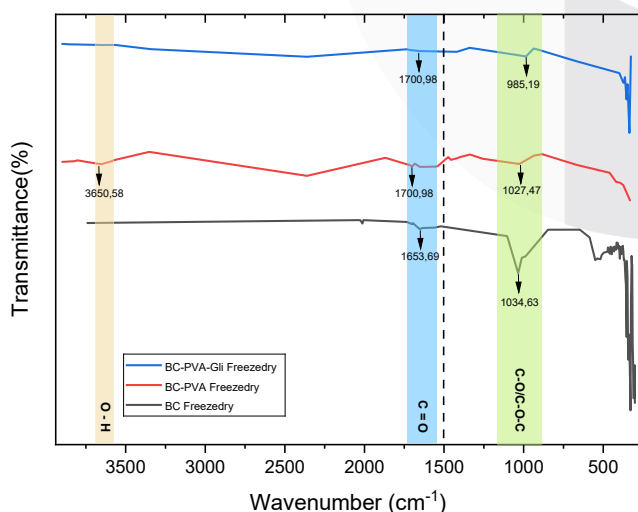
A. Hasil Karakterisasi FTIR

Uji FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*) digunakan untuk mengidentifikasi gugus fungsi dan mengevaluasi interaksi kimia antara BC, PVA, dan gliserol, serta untuk mendeteksi perubahan struktur akibat perbedaan metode pengeringan melalui analisis pita serapan inframerah.



GAMBAR 4
(PERBANDINGAN SPEKTRA IR SAMPEL *OVEN-DRYING*)

Pada gambar 4, spektrum FTIR dari sampel yang dikeringkan dengan metode *oven-drying* menunjukkan pergeseran posisi dan intensitas puncak seiring penambahan PVA dan gliserol ke dalam matriks BC, mengindikasikan adanya interaksi antarmolekul. Munculnya puncak baru pada bilangan gelombang sekitar 1714 cm^{-1} mengindikasikan keberadaan gugus karbonil tambahan, yang kemungkinan berasal dari proses esterifikasi antara BC dan PVA. Pergeseran pita serapan O-H di sekitar 3290 cm^{-1} menunjukkan peningkatan interaksi melalui ikatan hidrogen, terutama setelah penambahan gliserol. Selain itu, pita serapan di wilayah setelah 1500 cm^{-1} diinterpretasikan sebagai getaran karakteristik gugus C-O dari struktur polioli, mendukung terjadinya modifikasi struktur kimia tanpa pembentukan gugus fungsi baru yang dominan.



GAMBAR 5
(PERBANDINGAN SPEKTRA IR SAMPEL *FREEZE-DRYING*)

Spektrum FTIR gabungan pada Gambar 5 dari sampel BC, BC-PVA, dan BC-PVA-Gliserol dengan metode *freeze-*

drying menunjukkan pola serapan khas yang mengindikasikan interaksi fisik antar komponen. Penurunan intensitas pita O-H pada 3650–3340 cm^{-1} menunjukkan terbentuknya ikatan hidrogen akibat penambahan PVA dan gliserol. Pergeseran puncak C=O dari 1653,69 cm^{-1} (BC) menjadi 1700,98 cm^{-1} (BC-PVA dan BC-PVA-Gliserol) menunjukkan perubahan lingkungan kimia. Pita C-O/C-O-C juga bergeser dari 1034,83 cm^{-1} (BC) ke 1027,47 cm^{-1} (BC-PVA) dan 985,19 cm^{-1} (BC-PVA-Gliserol). Tidak ditemukan puncak baru yang menandakan pembentukan ikatan kovalen, sehingga perubahan yang terjadi lebih merepresentasikan interaksi fisik dan pencampuran homogen antar komponen.

B. Uji Tarik (*Tensile Test*)

Hasil uji tarik pada tabel 1 berikut menunjukkan variasi yang signifikan pada nilai *tensile strength* dan *elongation at break*.

TABEL 1
HASIL UJI TARIK (*TENSILE TEST*)

Jenis Sampel	<i>Oven-drying</i>		<i>Freeze-drying</i>	
	<i>Tensile Strength (Mpa)</i>	<i>Elongation at Break (%)</i>	<i>Tensile Strength (Mpa)</i>	<i>Elongation at Break (%)</i>
BC	14,93 ± 2,11	2,94 ± 0,41	0,14 ± 0,02	5,33 ± 1,26
BC-PVA	17,53 ± 0,33	149,17 ± 25,64	2,33 ± 0,35	12,61 ± 2,08
BC-PVA-Gliserol	15,32 ± 0,78	101,06 ± 22,9	2,98 ± 0,24	34,44 ± 0,77

Hasil uji tarik pada sampel *oven-drying* menunjukkan bahwa penambahan PVA pada BC meningkatkan *tensile strength* dan *elongation at break* secara signifikan. BC-PVA mencatat *tensile strength* tertinggi sebesar 17,53 MPa dan *elongation at break* sebesar 149,17%. Namun, pada sampel BC-PVA-Gliserol, penambahan gliserol justru menurunkan kekuatan tarik karena gliserol membentuk ikatan baru dengan polimer yang mengganggu ikatan hidrogen antarmolekul kuat, menjadikan struktur lebih fleksibel namun kurang kuat secara mekanik. Meskipun gliserol dikenal sebagai *plasticizer* yang dapat meningkatkan fleksibilitas, keberadaannya dalam kondisi tertentu dapat mengganggu keteraturan struktur jaringan polimer dan menurunkan *elongation at break*. Hal ini juga diperparah oleh sifat higroskopis gliserol serta distribusinya yang tidak merata, yang menciptakan titik lemah dalam struktur material [34].

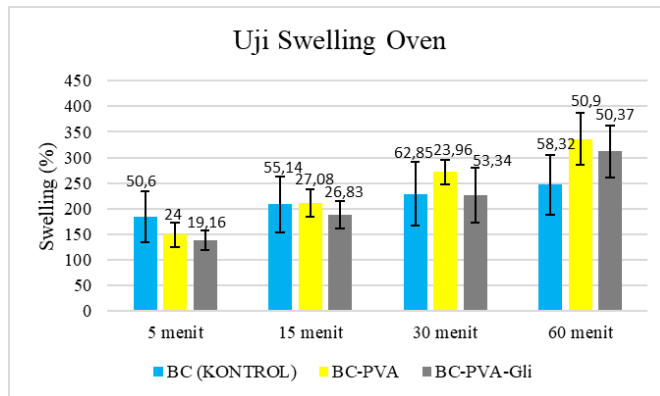
Pada sampel *freeze-drying*, penambahan PVA meningkatkan kekuatan mekanik dibandingkan BC murni, meskipun nilai *tensile strength* dan *elongation at break* tetap lebih rendah dibandingkan sampel *oven-drying*. Penambahan gliserol pada metode ini mampu meningkatkan *elongation at break* secara signifikan, menunjukkan peningkatan fleksibilitas. Namun, nilai *tensile strength* tetap terbatas akibat struktur berpori yang dihasilkan oleh *freeze-drying*, yang melemahkan interaksi antar rantai polimer.

Secara keseluruhan, BC-PVA dan BC-PVA-Gliserol yang dikeringkan dengan *oven* menunjukkan performa mekanik terbaik, dengan *tensile strength* berada dalam kisaran kekuatan tarik fisiologis ligamen *anterior cruciatum* (ACL) (13–147 MPa), meskipun masih di bawah nilai maksimal (123 ± 15 MPa) [13]. *Elongation at break* yang

tinggi, terutama pada BC-PVA (149,17%), mencerminkan sifat viskoelastis yang mendekati karakteristik ligamen alami.

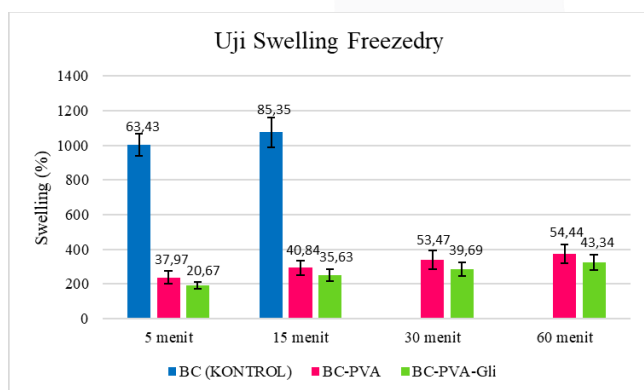
C. Uji Swelling

Uji *swelling* digunakan untuk mengevaluasi kapasitas penyerapan air, yang berkaitan erat dengan kemampuan material berinteraksi dengan cairan tubuh serta mendukung pertukaran nutrisi dan sel.



GAMBAR 6
(HASIL UJI SWELLING OVEN-DRYING)

Hasil uji *swelling* pada sampel *oven-drying* menunjukkan bahwa BC-PVA-Gli memiliki nilai *swelling* terendah dan paling stabil dibandingkan BC dan BC-PVA. Pada menit ke-60, BC menunjukkan nilai tertinggi sebesar 246,641%, diikuti BC-PVA sebesar 336,161%, sementara BC-PVA-Gli hanya mencapai 311,703%. Penambahan gliserol terbukti efektif menekan sifat hidrofilik dan menjaga kestabilan struktur material, yang tercermin dari nilai *swelling* BC-PVA-Gli yang paling rendah dan fluktuasi standar deviasi yang relatif kecil.



GAMBAR 7
(HASIL UJI SWELLING FREEZE-DRYING)

Hasil uji *swelling* metode *freeze-drying* pada gambar 7 menunjukkan bahwa BC-PVA-Gli memiliki nilai *swelling* paling rendah dan stabil di antara ketiga sampel. Pada menit ke-5 hingga 60, BC-PVA-Gli menunjukkan peningkatan bertahap dari 191,9% ± 20,67 menjadi 322,78% ± 43,34, lebih rendah dibandingkan BC-PVA yang mencapai 375,18% ± 54,44. Sementara itu, sampel BC (kontrol) menunjukkan nilai *swelling* sangat tinggi hingga 1075,7% ± 85,35 dan mengalami kerusakan struktur sebelum menit ke-30. Hasil ini mengindikasikan bahwa penambahan gliserol pada BC-PVA

mampu meningkatkan ketahanan material terhadap air. Dengan performa paling stabil dan tidak mengalami degradasi struktur, BC-PVA-Gli merupakan sampel terbaik dalam uji *swelling* pada metode *freeze-drying*.

Gliserol memiliki gugus hidroksil yang bersifat hidrofilik dan berfungsi sebagai plastisiser, namun pada komposit BC-PVA-Gli yang dikeringkan dengan metode *oven-drying*, tidak menyebabkan peningkatan *swelling* secara signifikan. Hal ini disebabkan oleh kemampuannya membentuk ikatan silang dengan PVA dan mengisi ruang antar rantai polimer, sehingga membatasi interaksi dengan air dan menghasilkan struktur yang lebih rapat dan stabil [34][35]. Hasil uji *swelling* menunjukkan bahwa metode *freeze-drying* menghasilkan nilai *swelling* lebih tinggi dibanding *oven-drying* yang mungkin diakibatkan terbentuknya struktur pori terbuka dan tidak menyusut. Sebaliknya, *oven-drying* membentuk struktur lebih padat dan terkontrol. Berdasarkan klasifikasi hidrogel [36], seluruh sampel tergolong *high-swelling* (SR > 150%), namun BC-PVA-Gli menunjukkan nilai *swelling* paling rendah dan stabil di kedua metode, menjadikannya kandidat paling ideal karena dapat menyerap air secara terkontrol tanpa mengorbankan kestabilan bentuk dan kekuatan material.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil karakterisasi FTIR, uji tarik, dan uji *swelling*, komposit BC-PVA menunjukkan potensi sebagai kandidat ligamen buatan. FTIR mengindikasikan interaksi kuat antara BC dan PVA melalui ikatan hidrogen tanpa pembentukan gugus fungsi baru, menunjukkan integrasi kimia yang stabil. Sampel BC-PVA dengan pengeringan *oven-drying* memiliki *tensile strength* tertinggi (17,53 MPa) dan elongation at break terbesar (149,17%), mendekati sifat biomekanik ligamen alami. Pada uji *swelling*, BC-PVA-Gli menunjukkan penyerapan air paling rendah dan stabil (137,758% hingga 311,703%), menandakan peran gliserol dalam menekan sifat hidrofilik. Namun, karena kekuatan mekaniknya lebih rendah, BC-PVA-Gli kurang optimal dibandingkan BC-PVA. Secara keseluruhan, metode *oven-drying* merupakan teknik pengeringan paling efektif dalam menghasilkan material dengan kestabilan kimia, performa mekanik, dan kontrol penyerapan cairan terbaik, sehingga komposit BC-PVA berpotensi besar untuk dikembangkan sebagai ligamen buatan dalam aplikasi kedokteran regeneratif.

REFERENSI

- [1] T. Jamil, U. Ansari, M. Najabat Ali, and M. Mir, "A Review on Biomechanical and Treatment Aspects Associated with Anterior Cruciate Ligament," *Irbm*, vol. 38, no. 1, pp. 13–25, 2017, doi: 10.1016/j.irbm.2016.10.002.
- [2] N. Singh, "International Epidemiology of Anterior Cruciate Ligament Injuries," *Orthop. Res. Online J.*, vol. 1, no. 5, pp. 1–4, 2018, doi: 10.31031/oproj.2018.01.000525.
- [3] I. Gans, J. S. Retzky, L. C. Jones, and M. J. Tanaka, "Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports: The Injury Surveillance Program, 2004-2014," *Orthop. J. Sport. Med.*, vol. 6, no. 6, pp. 1–7, 2018, doi: 10.1177/2325967118777823.
- [4] X. He *et al.*, "Biomaterials developed for facilitating

- healing outcome after anterior cruciate ligament reconstruction: Efficacy, surgical protocols, and assessments using preclinical animal models,” *Biomaterials*, vol. 269, p. 120625, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2020.120625>.
- [5] P. Mahapatra, S. Horriat, and B. S. Anand, “Anterior cruciate ligament repair - past, present and future,” *J. Exp. Orthop.*, vol. 5, no. 1, p. 20, Jun. 2018, doi: [10.1186/s40634-018-0136-6](https://doi.org/10.1186/s40634-018-0136-6).
 - [6] B. U. Nwachukwu, B. H. Patel, Y. Lu, A. A. Allen, and R. J. Williams, “Anterior Cruciate Ligament Repair Outcomes: An Updated Systematic Review of Recent Literature,” *Arthrosc. J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 35, no. 7, pp. 2233–2247, 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.04.005>.
 - [7] E. Kon *et al.*, “Biologic agents to optimize outcomes following ACL repair and reconstruction: A systematic review of clinical evidence,” *J. Orthop. Res.*, vol. 40, no. 1, pp. 10–28, Jan. 2022, doi: <https://doi.org/10.1002/jor.25011>.
 - [8] C.-L. Wang, C.-K. Hsiao, A.-T. Hsu, C.-Z. Dung, and C.-H. Chang, “Biocompatibility and Mechanical Property of LARS Artificial Ligament with Tissue Ingrowth,” *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 12, no. 01, p. 1250012, Mar. 2012, doi: [10.1142/S0219519411004514](https://doi.org/10.1142/S0219519411004514).
 - [9] H. Li *et al.*, “Biologic failure of a ligament advanced reinforcement system artificial ligament in anterior cruciate ligament reconstruction: A report of serious knee synovitis,” *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 28, no. 4, pp. 583–586, 2012, doi: [10.1016/j.arthro.2011.12.008](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.12.008).
 - [10] D. Banoriya, R. Purohit, and R. K. Dwivedi, “Advanced Application of Polymer based Biomaterials,” *Mater. Today Proc.*, vol. 4, no. 2, Part A, pp. 3534–3541, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2017.02.244>.
 - [11] N. Chunshom, P. Chuysinuan, S. Techasakul, and S. Ummartyotin, “Dried-state bacterial cellulose (*Acetobacter xylinum*) and polyvinyl-alcohol-based hydrogel: An approach to a personal care material,” *J. Sci. Adv. Mater. Devices*, vol. 3, no. 3, pp. 296–302, 2018, doi: [10.1016/j.jsamd.2018.06.004](https://doi.org/10.1016/j.jsamd.2018.06.004).
 - [12] K. M. Quapp and J. A. Weiss, “A material characterization of human medial collateral ligament,” *Am. Soc. Mech. Eng. Bioeng. Div. BED*, vol. 36, no. December 1998, pp. 191–192, 1997.
 - [13] G. J. Rogers, B. K. Milthorpe, A. Muratore, and K. Schindhelm, “Measurement of the mechanical properties of the ovine anterior cruciate ligament bone-ligament-bone complex: a basis for prosthetic evaluation,” *Biomaterials*, vol. 11, no. 2, pp. 89–96, 1990, doi: [10.1016/0142-9612\(90\)90122-7](https://doi.org/10.1016/0142-9612(90)90122-7).
 - [14] T. Chen, J. Jiang, and S. Chen, “Status and headway of the clinical application of artificial ligaments,” *Asia-Pacific J. Sport. Med. Arthrosc. Rehabil. Technol.*, vol. 2, no. 1, pp. 15–26, 2015, doi: <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2014.11.001>.
 - [15] N. Davarinos, B. J. O’Neill, and W. Curtin, “A Brief History of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *Adv. Orthop. Surg.*, vol. 2014, pp. 1–6, 2014, doi: [10.1155/2014/706042](https://doi.org/10.1155/2014/706042).
 - [16] M. Cuppone and B. B. Seedhom, “Effect of implant lengthening and mode of fixation on knee laxity after ACL reconstruction with an artificial ligament: a cadaveric study,” *J. Orthop. Sci.*, vol. 6, no. 3, pp. 253–261, 2001, doi: <https://doi.org/10.1007/s007760100044>.
 - [17] D. P. Iliadis, D. N. Bourlos, D. S. Mastrokalos, E. Chronopoulos, and G. C. Babis, “LARS Artificial Ligament Versus ABC Purely Polyester Ligament for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *Orthop. J. Sport. Med.*, vol. 4, no. 6, pp. 1–10, 2016, doi: [10.1177/2325967116653359](https://doi.org/10.1177/2325967116653359).
 - [18] Z. T. Liu, X. L. Zhang, Y. Jiang, and B. F. Zeng, “Four-strand hamstring tendon autograft versus LARS artificial ligament for anterior cruciate ligament reconstruction,” *Int. Orthop.*, vol. 34, no. 1, pp. 45–49, 2010, doi: [10.1007/s00264-009-0768-3](https://doi.org/10.1007/s00264-009-0768-3).
 - [19] Z. Y. Jia *et al.*, “Comparison of artificial graft versus autograft in anterior cruciate ligament reconstruction: A meta-analysis,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 18, no. 1, pp. 1–10, 2017, doi: [10.1186/s12891-017-1672-4](https://doi.org/10.1186/s12891-017-1672-4).
 - [20] C. Legnani, A. Ventura, C. Terzaghi, E. Borgo, and W. Albisetti, “Anterior cruciate ligament reconstruction with synthetic grafts. A review of literature,” *Int. Orthop.*, vol. 34, no. 4, pp. 465–471, 2010, doi: [10.1007/s00264-010-0963-2](https://doi.org/10.1007/s00264-010-0963-2).
 - [21] T. Nau, P. Lavoie, and N. Duval, “A new generation of artificial ligaments in reconstruction of the anterior cruciate ligament,” *J. Bone Jt. Surg. Br. Vol.*, vol. 84-B, no. 3, pp. 356–360, 2002, doi: [10.1302/0301-620X.84B3.0840356](https://doi.org/10.1302/0301-620X.84B3.0840356).
 - [22] V. D. Girard, J. Chaussé, and P. Vermette, “Bacterial cellulose: A comprehensive review,” *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 141, no. 15, pp. 1–35, 2024, doi: [10.1002/app.55163](https://doi.org/10.1002/app.55163).
 - [23] R. Portela, C. R. Leal, P. L. Almeida, and R. G. Sobral, “Bacterial cellulose: a versatile biopolymer for wound dressing applications,” *Microb. Biotechnol.*, vol. 12, no. 4, pp. 586–610, 2019, doi: [10.1111/1751-7915.13392](https://doi.org/10.1111/1751-7915.13392).
 - [24] S. Gea *et al.*, “Investigation into the structural, morphological, mechanical and thermal behaviour of bacterial cellulose after a two-step purification process,” *Bioresour. Technol.*, vol. 102, no. 19, pp. 9105–9110, Oct. 2011, doi: [10.1016/j.biortech.2011.04.077](https://doi.org/10.1016/j.biortech.2011.04.077).
 - [25] S. . Saxena, “Polyvinyl Alcohol (PVA) Chemical and Technical Assessment (CTA),” *61st JECFA*, 2004, [Online]. Available: <https://www.fao.org/fileadmin/templates/agnc/pdf/jecfa/cta/61/PVA.pdf>
 - [26] H. E. Jazayeri *et al.*, “A current overview of materials and strategies for potential use in maxillofacial tissue regeneration,” *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 70, pp. 913–929, 2017, doi: [10.1016/j.msec.2016.08.055](https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.08.055).
 - [27] H. Li, C. Wu, X. Yu, and W. Zhang, “Recent advances of PVA-based hydrogels in cartilage repair application,” *J. Mater. Res. Technol.*, vol. 24, no. March, pp. 2279–2298, 2023, doi: [10.1016/j.jmrt.2023.03.130](https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.03.130).
 - [28] Kementerian Kesehatan RI, *Farmakope Indonesia Edisi V*. Jakarta, 2014.
 - [29] H. Zhang and M. W. Grinstaff, “Recent advances in

glycerol polymers: Chemistry and biomedical applications,” *Macromol. Rapid Commun.*, vol. 35, no. 22, pp. 1906–1924, 2014, doi: 10.1002/marc.201400389.

Shrinkable Behavior of Hydrogels for Biomedical Applications,” *Adv. Sci.*, vol. 10, no. 28, pp. 1–41, 2023, doi: 10.1002/advs.202303326.

- [30] C. Ratti, *Advances in Food Dehydration*. in Contemporary Food Engineering. CRC Press, 2008. [Online]. Available: <https://books.google.co.id/books?id=yq3snHZu5coC>
- [31] P. J. Fellows, *Food Processing Technology: Principles and Practice*. in Woodhead Publishing Series in Food Science, Technology and Nutrition. Woodhead Publishing, 2016. [Online]. Available: <https://books.google.co.id/books?id=pCilCgAAQBAJ>
- [32] C. Berthomieu and R. Hienerwadel, “Fourier transform infrared (FTIR) spectroscopy,” *Photosynth. Res.*, vol. 101, no. 2–3, pp. 157–170, 2009, doi: 10.1007/s11120-009-9439-x.
- [33] J. R. Davis, *Tensile Testing, 2nd Edition*. ASM International, 2004. [Online]. Available: <https://books.google.co.id/books?id=5uRIb3emLY8C>
- [34] J. Tarique, S. M. Sapuan, and A. Khalina, “Effect of glycerol plasticizer loading on the physical, mechanical, thermal, and barrier properties of arrowroot (*Maranta arundinacea*) starch biopolymers,” *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–17, 2021, doi: 10.1038/s41598-021-93094-y.
- [35] Y. Cai, J. Che, M. Yuan, X. Shi, W. Chen, and W. E. Yuan, “Effect of glycerol on sustained insulin release from PVA hydrogels and its application in diabetes therapy,” *Exp. Ther. Med.*, vol. 12, no. 4, pp. 2039–2044, 2016, doi: 10.3892/etm.2016.3593.
- [36] W. Feng and Z. Wang, “Tailoring the Swelling-