

Fabrikasi dan Karakterisasi Membran Selulosa Bakteri-Kolagen dengan Metode *Freeze Drying* sebagai Kandidat *Dural Graft*

Adanti Wido Paramadini^{1*}, Ajeng Dyah Kurniawati², Faizah², Rheynaldi Wijaya¹, Muhammad Saldi Dermawan¹

¹Program Studi Teknik Biomedis, Universitas Telkom, Kampus Purwokerto, Jl. D.I Panjaitan No. 128, Purwokerto 53147, Jawa Tengah, Indonesia

²Program Studi Teknologi Pangan, Universitas Telkom, Kampus Purwokerto, Jl. D.I Panjaitan No. 128, Purwokerto 53147, Jawa Tengah, Indonesia

ARTICLE INFO

Article history:

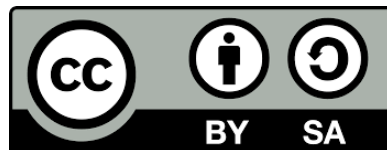
Received: May 19, 2026

Revised: July 10, 2026

Accepted: July 12, 2026

Available online: July 24, 2026

Keywords: Bacterial cellulose, biocomposites, collagen, dural graft



This is an open-access article under the [CC BY-SA 4.0](#) license.

Copyright © 2026 by Adanti Wido Paramadini, Ajeng Dyah Kurniawati, Faizah, Rheynaldi Wijaya, Muhammad Saldi Dermawan. Published by Fakultas Kedokteran, Universitas Kristen Krida Wacana

ABSTRACT

Introduction: The dura mater protects the brain, maintains tissue stability, and prevents cerebrospinal fluid leakage. Dural defects from trauma, tumors, or neurosurgery often require duraplasty using a dural graft. Current materials—autologous, allogeneic, and synthetic—have limitations including infection risk, adhesion, immune reactions, and limited availability, prompting exploration of alternative materials. Bacterial cellulose offers high biocompatibility and a nanofibrillar structure resembling the extracellular matrix, while collagen enhances material bioactivity. **Objective:** This study evaluated bacterial cellulose-collagen biocomposites as candidate dural implants using FTIR and swelling tests. **Methods:** Bacterial cellulose was synthesized using *Acetobacter xylinum* in coconut water medium and freeze-dried for 48 hours. Biocomposites were prepared by immersing cellulose pellicles in collagen solutions at 0% (control), 0.5%, 1%, and 1.5% (w/v), dried at room temperature, and characterized by FTIR and swelling analysis. **Results:** Collagen incorporation altered the chemical structure, shown by increased O-H groups and a wavenumber shift with eventual disappearance of the C-H group as collagen concentration rose. Swelling ratio increased across all collagen-containing samples, indicating interactions that may modify the material's physical properties. **Conclusion:** Collagen addition improved the structural and swelling characteristics of the biocomposites, supporting their potential as artificial dura mater material, pending further evaluation of mechanical properties and biocompatibility.

1. PENDAHULUAN

Kecelakaan lalu lintas merupakan salah satu penyebab utama meningkatnya angka kematian akibat trauma, dan cedera kepala menjadi penyebab kematian terbanyak di antara kasus tersebut. Riskesdas menunjukkan prevalensi cedera kepala nasional sekitar 11,9–13,2% di antara semua kasus cedera, dengan kenaikan signifikan dari 0,4% ke 11,9% dalam beberapa tahun terakhir, bahkan kasus cedera kepala diestimasikan mencapai sekitar 500.000 kasus cedera kepala per tahun di Indonesia.^{1,2} Dalam bidang bedah saraf, cedera kepala berkaitan erat dengan terjadinya kerusakan pada lapisan terluar otak, yaitu dura mater, karena posisinya yang paling luar dan berdekatan langsung dengan tulang tengkorak.

Salah satu kondisi medis yang melibatkan defek pada dura mater adalah hematoma epidural, yaitu akumulasi darah di antara dura mater dan permukaan bagian dalam tulang tengkorak yang umumnya disebabkan oleh perdarahan arteri trauma kepala berat, tindakan

*Corresponding author: Adanti Wido Paramadini
E-mail address: adanti@telkomuniversitas.ac.id

kraniotomi, reseksi tumor, maupun cedera penetra.³⁻⁵ Pada kondisi yang lebih berat, defek dura mater dapat menyebabkan kebocoran cairan serebrospinal atau *Cerebrospinal Fluid Leakage* (CSF Leakage). Kebocoran CSF merupakan kondisi keluarnya cairan serebrospinal beserta penurunan tekanannya akibat adanya lubang pada dura mater. Dalam prosedur bedah kranial, sayatan atau luka kecil pada dura mater juga dapat memicu terjadinya kebocoran cairan serebrospinal. Untuk mencapai penutupan yang kedap air dan mencegah komplikasi pascaoperasi, dura mater umumnya ditutup menggunakan jahitan. Pada kasus kekurangan jaringan dura mater, dura mater artifisial dapat digunakan sebagai pengganti membran tersebut. Celah kecil pada dura mater dapat ditutup menggunakan film perekat bedah atau *dural graft*.⁶⁻⁸

Dural graft yang ideal harus memiliki biokompatibilitas tinggi, mampu menahan air atau CSF, memiliki kekuatan mekanik dan fleksibilitas yang menyerupai dura mater asli, mampu menahan jahitan, tidak menimbulkan adhesi maupun reaksi imun, mendukung regenerasi jaringan, serta mudah ditangani dan disterilisasi selama prosedur bedah.^{9,10} Hingga saat ini, berbagai jenis dural graft telah diaplikasikan secara klinis, meliputi autograft seperti fascia lata dan perikranium, allograft berupa dura mater kadaver, xenograft berbasis kolagen, serta material sintesis.⁹ Meskipun telah digunakan secara luas, setiap jenis material tersebut masih memiliki keterbatasan, antara lain ketersediaan jaringan yang terbatas, risiko transmisi penyakit, reaksi inflamasi, serta biaya produksi dan penggunaan yang relatif tinggi sehingga diperlukan adanya eksplorasi material sebagai alternatif implan dural.

Selulosa Bakteri (SB) merupakan material yang disintesis menggunakan bakteri *Acetobacter xylinum* melalui proses fermentasi pada media tertentu. Selulosa Bakteri diperoleh dari hasil fermentasi air kelapa tua yang secara khusus dikembangkan untuk aplikasi di industri pangan. Selain itu, Selulosa Bakteri merupakan polimer alami yang bersifat *biodegradable* serta memiliki kekuatan mekanik yang tinggi dan struktur nanofibril tiga dimensi. Material ini juga memiliki kemurnian tinggi, kemampuan menahan air yang baik, serta kekuatan mekanik yang mendukung penggunaannya sebagai biomaterial rekayasa jaringan.^{11,12}

Sementara itu, kolagen digunakan sebagai material komposit dengan SB. Kolagen merupakan polimer alami yang menyerupai komposisi matriks ekstraseluler jaringan alami sehingga mampu menyeimbangkan sifat kristalin dari SB serta merupakan salah satu komponen utama penyusun dura mater. Kolagen memiliki sifat biokompatibel, kemampuan degradasi yang baik, serta aktivitas biologis yang khas. Selain itu, kolagen dianggap sebagai *scaffold* atau matriks yang ideal dalam rekayasa jaringan karena merupakan protein utama penyusun matriks ekstraseluler yang berperan dalam memberikan dukungan struktural pada jaringan ikat seperti kulit, tendon, tulang, tulang rawan, pembuluh darah, dan ligamen.^{13,14}

Penelitian sebelumnya telah mengembangkan dura mater artifisial berbasis biokomposit Selulosa Bakteri dan kolagen, namun masih memiliki keterbatasan terutama pada metode pengeringan yang digunakan sehingga mampu menjadi material yang memiliki karakteristik kimia dan fisik yang lebih baik.¹² Dengan memanfaatkan keunggulan sifat dari kedua polimer tersebut, pengembangan membran biokomposit SB–kolagen sebagai kandidat dura mater artifisial dengan variasi komposisi sebesar 0,5% (b/v), 1,0% (b/v), dan 1,5% (b/v) bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh variasi konsentrasi kolagen terhadap karakteristik kimia dan kemampuan swelling membran biokomposit SB–kolagen yang diproduksi menggunakan metode freeze-drying.

Karakterisasi dalam penelitian ini difokuskan pada pengujian FTIR (*Fourier Transform Infrared*) untuk mengidentifikasi gugus fungsi pada membran serta memastikan bahwa metode pengeringan dengan *freeze dry* mampu membentuk biokomposit Selulosa Bakteri dan kolagen. Pengeringan dengan *freeze dry* akan berpotensi mempertahankan struktur tiga dimensi membran sehingga dapat meningkatkan karakteristik fisik dan kemampuan interaksi dengan cairan biologis. Kemudian, pengujian *swelling* dilakukan untuk mengetahui kemampuan pembengkakan dari material implan yang dihasilkan. Dalam konteks klinis, apabila pengembangan biokomposit

selulosa bakteri-kolagen bisa dikembangkan, maka akan berpotensi menyediakan kandidat dural graft yang lebih biokompatibel dan ekonomis serta berkontribusi dalam menurunkan risiko kebocoran cairan serebrospinal dan komplikasi pascaoperasi pada pasien trauma kepala.

2. METODE

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini meliputi *Acetobacter xylinum*, NaOH sebagai *plasticizer*, *Simulated Body Fluid* (SBF), air deionisasi, asam asetat, urea, sukrosa, air kelapa, kolagen tipe I, dan akuades.

Sintesis Selulosa Bakteri Menggunakan *Acetobacter xylinum*

Proses sintesis Selulosa Bakteri (SB) diawali dengan pembuatan media bakteri berbahan dasar air kelapa. Sebanyak 300 mL air kelapa yang telah disaring ditambahkan 1 gram urea dan 2,5 gram sukrosa, kemudian dipanaskan hingga mendidih. Setelah itu, media disterilisasi menggunakan autoklaf. Media kultur yang telah steril kemudian dituangkan ke dalam wadah fermentasi dan dibiarkan hingga mencapai suhu ruang. Setelah dingin, starter bakteri *Acetobacter xylinum* ditambahkan ke dalam media, selanjutnya dilakukan proses fermentasi selama 6 hari. Pelikel Selulosa Bakteri yang terbentuk kemudian direndam dalam larutan NaOH 1 mol/L pada suhu 80°C selama 1 jam, dilanjutkan dengan proses perebusan berulang menggunakan air deionisasi hingga bersih.^{12,15}

Pembuatan Membran Biokomposit Selulosa Bakteri (SB)-Kolagen

Pembuatan larutan kolagen diawali dengan melarutkan kolagen masing-masing sebanyak 0,5 b/v, 1 b/v, dan 5 b/v dalam pelarut akuades hingga diperoleh larutan homogen. Larutan tersebut diaduk selama 30 menit. Setelah larutan homogen terbentuk, membran Selulosa Bakteri direndam dalam larutan kolagen selama 6 jam. Selanjutnya, membran dipres dan dikeringkan menggunakan metode *freeze-drying* selama 48 jam. Membran yang telah kering kemudian disterilisasi menggunakan alkohol dan disimpan dalam etanol cair di dalam lemari pendingin. Tahap karakterisasi awal dilakukan menggunakan uji FTIR, sedangkan pengujian *swelling* dilakukan menggunakan *Simulated Body Fluid* (SBF).

Karakterisasi FTIR

Pengujian FTIR dilakukan dengan menggunakan instrumen *Perkin-Elmer UATR Spectrum Two* pabrikan dari Shelton, Connecticut, United States yang bertujuan untuk mengidentifikasi gugus fungsi serta mengetahui keberadaan ikatan kimia maupun ikatan fisik yang terbentuk melalui pengamatan serapan radiasi inframerah pada berbagai panjang gelombang. Karakterisasi dilakukan menggunakan spektroskopi inframerah, di mana sinar laser dipantulkan melalui prisma. Sampel dengan ketebalan sekitar 0,1–1 mm dipotong dan dibentuk secara hati-hati hingga menyerupai membran. Spektrum inframerah dari sampel dianalisis pada rentang bilangan gelombang 4000–200 cm⁻¹.

Uji *Swelling*

Pengujian *swelling* dilakukan untuk menentukan tingkat penyerapan cairan oleh membran. Membran terlebih dahulu ditimbang menggunakan timbangan elektronik untuk memperoleh berat awal, kemudian direndam dalam akuades. Setelah perendaman selama 4 jam, membran diangkat, dikeringkan secara permukaan, dan ditimbang kembali untuk memperoleh berat akhir.^{16,17} Nilai rasio *swelling* dihitung berdasarkan rata-rata dari enam data pengukuran.

$$\%Absorpsi = \frac{\text{Berat setelah hidrasi} - \text{Berat sebelum hidrasi}}{\text{Berat sebelum hidrasi}} \times 100\% \quad (1)$$

3. HASIL

Tabel 1

Identifikasi gugus fungsional dalam sampel

Sampel	Puncak (cm ⁻¹)	Gugus Fungsional
Sample A Kontrol	3344.58 1426.58 1638.19	N-H stretching; O-H bending C-H bending C=O stretching
Sample B (SB-Kolagen 0,5% b/v)	3293.62 1454.31 1637.71	N-H stretching; O-H bending C-H bending C=O stretching
Sample C (SB- Kolagen 1,0% b/v)	3342.39 1425.22 1638.50	N-H stretching; O-H bending C-H bending C=O stretching
Sample D (SB- Kolagen 1,5% b/v)	3336.78 - 1636.27	N-H stretching; O-H bending C-H bending C=O stretching

Tabel 2

Rasio pembengkakan (swelling)

Sampel	Rasio Swelling (%)
Sample A Control	59,98 ± 0,71
Sample B (SB- Collagen 0,5%)	65,54 ± 0,90
Sample C (SB- Collagen 1%)	69,04 ± 0,40
Sample D (SB- Collagen 1,5%)	71,66 ± 0,86

Tabel 3

Uji statistika pada rasio pembengkakan (swelling)

Anova: single factor

SUMMARY

Groups	Count	Sum	Average	Variance
Sample A Control	2	119.95	59.975	0.51005
Sample B (SB-Collagen 0.5%)	2	131.08	65.54	0.8192
Sample C (SB-Collagen 1%)	2	138.07	69.035	0.16245
Sample D (SB-Collagen 1.5%)	2	143.32	71.66	0.7442

ANOVA

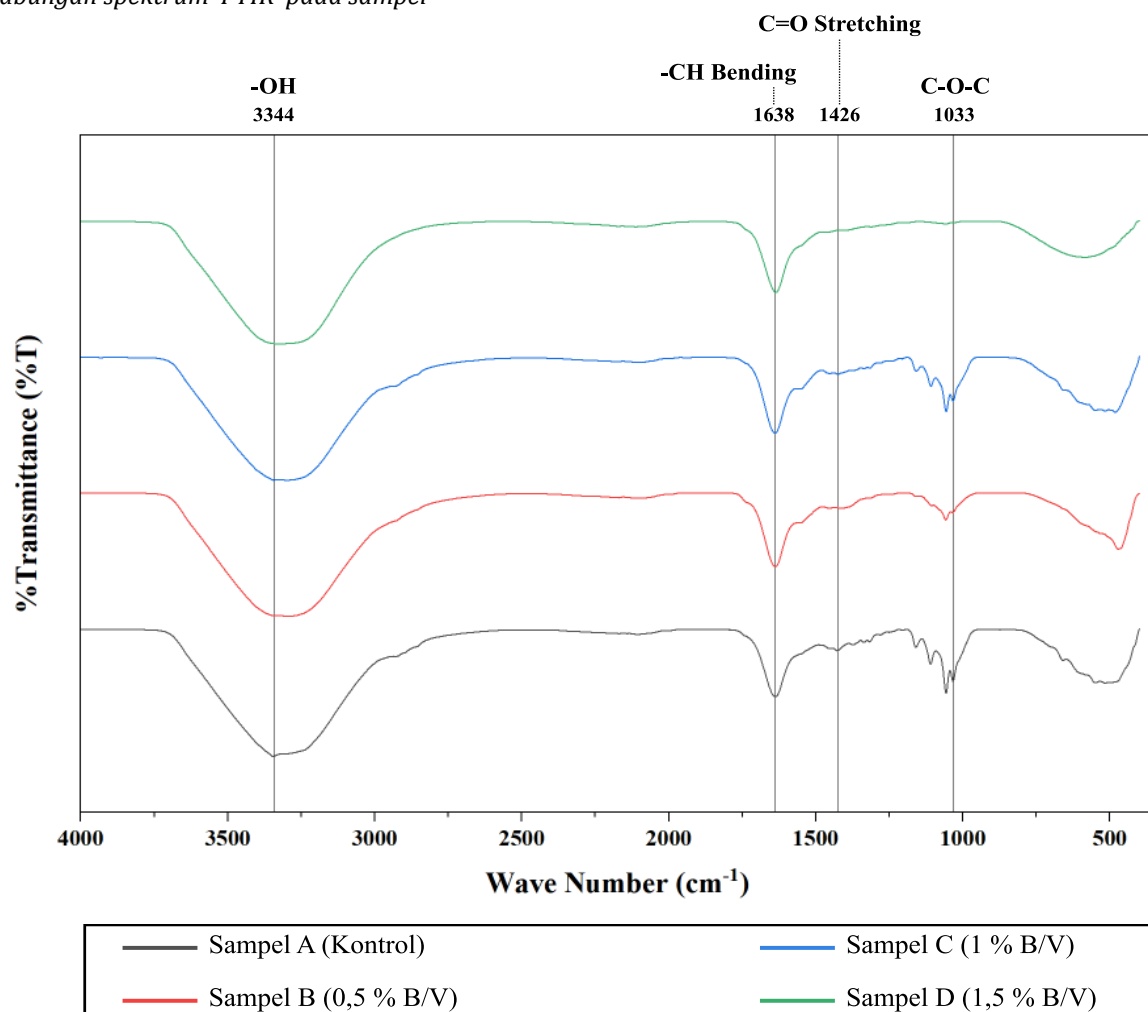
Source of Variation	SS	df	MS	F	P-value	F crit
Between Groups	153.0761	3	51.02535	91.28377834	0.000386724	6.591382116
Within Groups	2.2359	4	0.558975			
Total	155.312	7				

Gambar 1
Membran SB



Catatan: Hasil pada Membran SB setelah dibilas dengan menggunakan larutan NaOH

Gambar 2
Gabungan spektrum FTIR pada sampel



Catatan: Hasil gabungan dalam analisis perbedaan spektrum FTIR pada sampel kontrol dan sampel dengan variasi konsentrasi b/v (0,5%; 1%; dan 1,5%).

4. PEMBAHASAN

Membran SB yang dihasilkan seperti pada Gambar 1, selanjutnya dikompositkan menggunakan metode perendaman ke dalam larutan kolagen dengan konsentrasi 0,5%, 1%, dan 1,5% (b/v). Empat jenis sampel yang digunakan dalam penelitian ini terdiri atas sampel kontrol, yaitu membran SB yang dikeringkan tanpa penambahan kolagen (Sampel A); sampel SB-kolagen 0,5% (Sampel B), yaitu membran SB yang direndam dalam larutan kolagen 0,5%; sampel SB-kolagen 1% (Sampel C), yaitu membran SB yang direndam dalam larutan kolagen 1%; serta sampel SB-kolagen 1,5% (Sampel D), yang direndam dalam larutan kolagen 1,5% dengan waktu perendaman selama 24 jam.

Pengujian *Fourier Transform Infrared* (FTIR) dilakukan untuk mengamati gugus fungsi yang terdapat pada suatu zat atau material. Dalam penelitian ini, uji FTIR digunakan untuk mengidentifikasi gugus fungsi pada setiap sampel dengan tujuan membuktikan keberhasilan sintesis biokomposit SB-kolagen. Proses identifikasi dilakukan melalui analisis setiap puncak pada spektrum FTIR, di mana bilangan gelombang tertentu menunjukkan gugus fungsi khas dari masing-masing senyawa. Hasil pengujian FTIR memberikan nilai bilangan gelombang sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 1. Spektrum IR pada Gambar 2 menunjukkan bahwa pada SB kontrol terdapat puncak pada bilangan gelombang 3344.58 cm^{-1} yang mengindikasikan adanya regangan O-H alkohol. Puncak ini sesuai dengan serapan gugus O-H pada rentang $3450\text{--}3400\text{ cm}^{-1}$ yang merupakan gugus fungsi khas dari selulosa bakteri. Selain itu, serapan yang menunjukkan keberadaan cincin glukosa *cyclic* 6 yang dapat dilihat pada puncak bilangan gelombang 1638.19 cm^{-1} , yang berkaitan dengan struktur monomer glukosa penyusun Selulosa Bakteri.^{18,19}

Ikatan pada daerah bilangan gelombang sekitar $3100\text{--}3500\text{ cm}^{-1}$ ditemukan pada seluruh spektrum IR. Namun, dapat diamati pada Gambar 2 bahwa pada semua sampel yang diberi perlakuan perendaman kolagen, puncak spektrum menjadi lebih melebar, yang mengindikasikan keberadaan ikatan pembengkokan (*bending*) pada gugus fungsi O-H. Pergeseran bilangan gelombang yang paling signifikan teramati pada Sampel B (SB-Kolagen 0,5%). Pada sampel B juga terdeteksi adanya ikatan pembengkokan C-H dengan bilangan gelombang yang lebih tinggi dibandingkan sampel lainnya, yaitu pada $1454,31\text{ cm}^{-1}$. Hal ini menunjukkan bahwa ikatan SB-kolagen pada konsentrasi tersebut mampu memberikan tingkat kristalinitas yang lebih tinggi.²⁰

Interaksi antara Selulosa Bakteri dan kolagen juga dapat diamati pada seluruh sampel melalui Gambar 2, yang ditunjukkan oleh munculnya puncak pada rentang bilangan gelombang yang berkaitan dengan komponen kolagen, khususnya regangan C=O (Amida I) pada kisaran $1640\text{--}1690\text{ cm}^{-1}$. Untuk SB murni, pita lebar pada $3200\text{--}3344\text{ cm}^{-1}$ dikaitkan dengan vibrasi regangan O-H. Interaksi dengan kolagen ditunjukkan pada bilangan gelombang yang semakin melebar dan melandai.^{12,19,21}

Pita pada kisaran 1638 cm^{-1} mewakili vibrasi regangan C-H bending yang dikaitkan dengan vibrasi regangan karbonil yang terikat pada hidrogen. Pada gambar 2 semua sampel memiliki puncak C-H *bending* sementara untuk sampel D tidak terdapat puncak yang mengindikasikan bahwa penambahan kolagen akan menurunkan kristalinitas. Pita tajam dan curam yang diamati pada 1033 cm^{-1} disebabkan oleh adanya vibrasi regangan C-O-C. Semakin banyak kolagen yang digunakan maka akan semakin melemahkan puncak akibat efek asetilasi selulosa. Asetilasi muncul karena penelitian ini menggunakan asam asetat sebagai pelarut untuk kolagen, sehingga selulosa atau SB dapat dengan mudah diasetilasi selama perawatan.²²

Mengetahui jenis gugus fungsi melalui FTIR sangat penting dalam fabrikasi material, karena FTIR tidak hanya menunjukkan bahan penyusunnya, tetapi juga bagaimana material tersebut terbentuk dan berinteraksi. FTIR digunakan untuk memastikan bahwa proses fabrikasi benar-benar menghasilkan material yang diinginkan. Munculnya gugus fungsi khas menandakan bahwa komponen penyusun material hadir dan tidak rusak selama proses sintesis. Linier dengan hal ini, secara medis, karakterisasi FTIR berperan penting untuk memastikan bahwa proses fabrikasi

menghasilkan biokomposit dengan struktur kimia yang tetap mempertahankan karakteristik utama bacterial cellulose dan kolagen.

Keberadaan gugus hidroksil (O-H), amida I (C=O), dan indikasi terbentuknya ikatan hidrogen antara SB dan kolagen menunjukkan bahwa kedua komponen berhasil berinteraksi tanpa mengalami degradasi kimia yang signifikan. Interaksi ini penting karena kolagen merupakan komponen utama matriks ekstraseluler yang dapat meningkatkan biokompatibilitas, adhesi sel, dan proliferasi fibroblas, sehingga berpotensi mendukung regenerasi jaringan dura setelah duraplasti. Sebaliknya, hilangnya pita C-H bending pada sampel D mengindikasikan penurunan kristalinitas yang dapat berimplikasi pada berkurangnya stabilitas struktural dan kekuatan mekanik material.²³ Pada aplikasi *dural graft*, sifat mekanik yang memadai sangat diperlukan agar material mampu mempertahankan penutupan defek dura saat dijahit, menahan tekanan cairan serebrospinal, serta meminimalkan risiko kebocoran cairan serebrospinal (*cerebrospinal fluid leakage*).^{9,15,24} Oleh karena itu, meskipun peningkatan konsentrasi kolagen dapat meningkatkan sifat biologis material, konsentrasi yang terlalu tinggi mampu memiliki potensi untuk menurunkan ketahanan struktur.

Pengujian *swelling* dilakukan karena material *dural graft* akan berada pada lingkungan fisiologis yang kaya cairan, terutama cairan serebrospinal (CSF), sehingga kemampuan material dalam menyerap cairan perlu dievaluasi sebelum diaplikasikan untuk tindakan duraplasti. Secara fungsi fisiologis, dura mater berperan sebagai membran pelindung yang menjaga kestabilan ruang intrakranial dan spinal, serta mencegah kebocoran cairan serebrospinal. Oleh karena itu, material pengganti dura tidak hanya harus mampu menutup defek secara optimal, tetapi juga tidak boleh mengalami pembengkakan berlebihan yang dapat menimbulkan efek massa dan tekanan pada jaringan di sekitarnya.²⁵

Uji ini dilakukan dengan cara merendam seluruh sampel ke dalam larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) selama 4 jam untuk mengamati sifat penyerapan cairan dari masing-masing sampel.^{16,17} Berdasarkan hasil pengujian, sampel kontrol atau sampel A menunjukkan rasio *swelling* sebesar 59,98%, sedangkan sampel B, C, dan D menunjukkan peningkatan masing-masing sebesar 65,54%, 69,04%, dan 71,66% sebagaimana yang telah ditunjukkan oleh Tabel 2. Peningkatan ini menunjukkan bahwa penambahan kolagen meningkatkan kemampuan material dalam menyerap cairan. Secara kimia, kolagen memiliki gugus hidrofilik, terutama O-H, yang dapat berinteraksi dengan molekul air sehingga meningkatkan kemampuan penyerapan cairan. Temuan ini sejalan dengan laporan sebelumnya pada material berbasis kolagen untuk duramater, yang menunjukkan bahwa penambahan kolagen dapat meningkatkan rasio *swelling* karena bertambahnya gugus hidrofilik dan porositas material.

Jumlah pembengkakan sampel bergantung pada struktur dan sifat hidrofilik material yang digunakan dalam *dural graft*.¹⁴ Hal ini disebabkan karena kuatnya ikatan hidrogen yang terbentuk antara atom-atom. Menurut hukum elektronegativitas, elektronegativitas oksigen lebih besar daripada nitrogen karena oksigen memiliki kecenderungan yang lebih besar untuk menyerap pasangan elektron. Oleh karena itu, kekuatan ikatan hidrogen O-H lebih besar daripada N-H. Biokomposit SB dan Kolagen memiliki lebih banyak gugus O-H daripada N-H. Oleh karena itu, jaringan komposit menjadi lebih berpori dan lebih mudah mengikat air atau membengkak.

Dalam konteks material *dural graft*, *swelling* memiliki dua sisi. *Swelling* dalam tingkat terkontrol dapat bermanfaat karena membantu material menyesuaikan diri dengan permukaan defek pada dura, mempertahankan kelembapan di area sekitar, dan mendukung infiltrasi serta proses regenerasi jaringan.^{12,24} Material dengan tingkat *swelling* yang tinggi juga dapat mendukung infiltrasi fibroblas dan neovaskularisasi, sehingga berpotensi membantu proses penyembuhan dura. Namun sebaliknya, *swelling* yang terlalu tinggi merupakan sifat yang tidak diinginkan, terutama pada area dengan ruang anatomis terbatas seperti kanal spinal atau fossa posterior, karena dapat menyebabkan kompresi saraf, medula spinalis, atau jaringan otak.

Beberapa laporan klinis menunjukkan bahwa pembengkakan hidrogel dural sealant dapat menyebabkan kompresi medula spinalis dan defisit neurologis pascaoperasi.^{25,26}

Tidak terdapat batas universal yang baku untuk rasio swelling dural graft karena metode pengukuran yang digunakan pada setiap penelitian dapat berbeda, baik berdasarkan perubahan massa, volume, maupun dimensi material. Namun, untuk membran jaringan lunak (*soft tissue membranes*) dan *surgical sealants*, rasio *swelling* yang rendah hingga sedang umumnya lebih diinginkan. Beberapa literatur melaporkan bahwa rasio *swelling dural graft* komersial memiliki nilai 50–400%.²⁶ Ketika dibandingkan dengan hasil swelling pada keseluruhan sample, nilai swelling ini masih dianggap optimal karena mampu mempertahankan kelembapan material dan mendukung integrasi jaringan tanpa menyebabkan ekspansi volume yang berlebihan. Oleh karena itu, pada penelitian ini nilai swelling semua sampel yang menunjukkan nilai mulai dari 59,98–71,66% masih berada jauh di bawah batas yang umumnya dianggap berisiko secara klinis, sehingga menunjukkan kemampuan absorpsi cairan yang memadai tanpa indikasi terjadinya pembengkakan berlebihan.^{24,26}

Berdasarkan Tabel 2, data *swelling* menunjukkan peningkatan rata-rata dari 59,98% untuk Sampel A (kontrol), menjadi 65,54% pada Sampel B (SB-Kolagen 0,5%), lalu 69,04% pada Sampel C (SB-Kolagen 1%), dan 71,66% pada Sampel D (SB-Kolagen 1,5%). Sebagai acuan, uji ANOVA digunakan untuk membandingkan rata-rata antar kelompok perlakuan. Hasil analisis statistika ANOVA satu faktor pada Tabel 3, terlihat bahwa penambahan kolagen berpengaruh signifikan terhadap kemampuan *swelling* biokomposit selulosa bakteri. Analisis ANOVA menunjukkan nilai $p = 0,00039$ ($<0,05$), sehingga dapat disimpulkan bahwa variasi konsentrasi kolagen berpengaruh signifikan terhadap kemampuan *swelling* biokomposit SB-Kolagen. Peningkatan konsentrasi kolagen berbanding lurus dengan peningkatan rasio *swelling*, mendukung hipotesis bahwa gugus hidrofilik kolagen meningkatkan kapasitas penyerapan cairan.

Dengan demikian, peningkatan *swelling* akibat penambahan kolagen pada sampel B, C, dan D dapat dianggap menguntungkan apabila tetap berada dalam batas terkontrol, karena dapat membantu adaptasi material terhadap lingkungan cairan dan mendukung proses penyembuhan jaringan dura.^{15,24} Namun, untuk aplikasi *dural graft*, karakter *swelling* harus diseimbangkan dengan stabilitas dimensi, kekuatan mekanik, dan keamanan terhadap jaringan saraf. Sampel D menunjukkan nilai *swelling* tertinggi sebesar 71,66%, sehingga memiliki kemampuan absorpsi cairan paling besar, tetapi juga memerlukan perhatian lebih terhadap potensi pembengkakan material yang terlalu berlebihan. Oleh karena itu, hasil *swelling* perlu dikaitkan dengan uji mekanik, degradasi, biokompatibilitas, dan evaluasi in-vivo untuk memastikan bahwa material mampu berfungsi sebagai pengganti dura yang kedap cairan, mendukung penyembuhan, dan tidak menimbulkan kompresi jaringan saraf.

5. KESIMPULAN

Pengaruh variasi konsentrasi kolagen dalam pembuatan biokomposit SB-kolagen menggunakan metode perendaman dan *freeze drying* menunjukkan hasil yang berkaitan satu sama lain. Berdasarkan analisis FTIR, seluruh sampel mempertahankan karakteristik khas SB dengan adanya pita serapan utama yang menunjukkan interaksi antara gugus N-H kolagen dan gugus O-H selulosa melalui ikatan hidrogen yang meningkat pada semua sampel. Namun, sampel D menunjukkan kualitas struktur yang kurang baik karena tidak terdeteksinya pita pembengkokan C-H, yang mengindikasikan penurunan kristalinitas dan potensi kekuatan mekanik. Hasil pengujian swelling menunjukkan bahwa peningkatan konsentrasi kolagen meningkatkan kemampuan material menyerap cairan, sehingga nilai *swelling* bertambah seiring

meningkatnya kadar kolagen hal ini sesuai bahwa semakin bertambahnya intensitas O-H maka bertambah pula nilai *swelling*-nya.

Dari perspektif klinis, karakteristik tersebut menunjukkan bahwa biokomposit SB–kolagen memiliki potensi sebagai kandidat material *dural graft* karena mampu menyerap cairan dalam rentang yang masih terkendali serta mempertahankan interaksi kimia yang mendukung biokompatibilitas. Namun, peningkatan *swelling* akibat penambahan kolagen perlu dikendalikan agar tidak menyebabkan pembengkakan berlebihan setelah implantasi, yang berpotensi menimbulkan tekanan pada jaringan otak atau medula spinalis di ruang anatomi yang terbatas. Oleh karena itu, pemilihan komposisi kolagen harus mempertimbangkan keseimbangan antara kemampuan menyerap cairan, stabilitas dimensi, dan kekuatan mekanik untuk menghasilkan material yang aman dan efektif dalam mendukung penutupan duraserta memfasilitasi proses penyembuhan jaringan. Penelitian selanjutnya perlu mengevaluasi sifat mekanik, ketahanan terhadap kebocoran cairan serebrospinal, biodegradasi, biokompatibilitas, dan performa *in vivo* guna mengonfirmasi kelayakan klinis material ini sebagai pengganti dura mater.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih kami ucapkan terima kasih kepada LPPM Telkom University Purwokerto atas pendanaan yang diberikan.

6. DAFTAR PUSTAKA

1. Khairani Y, Makmur T. Hubungan antara cedera kepala dan terjadinya vertigo di RSUD Dr Pirngadi Medan periode Januari-Desember 2019. J Kedokt Ibnu Nafis [Internet]. 2021 Jun 1 [cited 2026 Jun 30];10(1):26–32. Available from: <https://doi.org/10.30743/jkin.v10i1.140>
2. Ichwanuddin I, Nashirah A. Cedera kepala sedang. Averrous: J Kedokt Kes Malikussaleh [Internet]. 2022 Nov 30 [cited 2026 Jun 30];8(2):1–8. Available from: <https://doi.org/10.29103/averrous.v8i2.8726>
3. Keller JT, Ongkiko CM, Saunders MC, Mayfield FH, Dunsker SB. Repair of spinal dural defects. J Neurosurg [Internet]. 1984 May [cited 2026 May 8];60(5):1022–8. Available from: <https://doi.org/10.3171/jns.1984.60.5.1022>
4. Liu JM, Chen XY, Zhou Y, Long XH, Chen WZ, Liu ZL, et al. Is nonstructural bone graft useful in surgical treatment of lumbar spinal tuberculosis? Medicine [Internet]. 2016 Aug [cited 2026 May 8];95(35):e4677. Available from: <http://dx.doi.org/10.1097/MD.0000000000004677>
5. Wang B, Shi W, Zhang Y, Wang Y, Yang C, Huang T, et al. Duraplasty with autologous nuchal ligament fascia to reduce postoperative complications in pediatric patients undergoing neoplasia resection with a suboccipital midline approach. J Neurosurg Pediatr [Internet]. 2022 Nov 1 [cited 2026 May 8];30(5):538–46. Available from: <https://doi.org/10.3171/2022.7.PEDS2265>
6. Thadani V, Penar PL, Partington J, Kalb R, Janssen R, Schonberger LB, et al. Creutzfeldt-Jakob disease probably acquired from a cadaveric dura mater graft. J Neurosurg [Internet]. 1988 Nov [cited 2026 May 8];69(5):766–9. Available from: <https://doi.org/10.3171/jns.1988.69.5.0766>
7. Xu T, Yuan Y. Artificial dura mater and manufacturing method thereof [Internet]. United States; US9271822B2, 2016 [cited 2026 May 8]. Available from: <https://patents.google.com/patent/US9271822B2/en>
8. Wang W, Ao Q. Research and application progress on dural substitutes. J Neurorestoratology [Internet]. 2019 Dec [cited 2026 May 8];7(4):161–70. Available from: <https://doi.org/10.26599/JNR.2019.9040020>
9. Fauzi A Al, Fauza J, Suroto H, Parenrengi MA, Suryaningtyas W, Widiyanti P, et al. An In vitro study of chitosan-coated bovine pericardium as a dural substitute candidate. J Funct Biomater [Internet]. 2023 Sep 22 [cited 2026 May 8];14(10):488. Available from: <https://doi.org/10.3390/jfb14100488>
10. Cho M, Shim KM, Park SS, Kang SS, Jang K, Kim SE. Evaluation of biocompatibility and healing properties of dural substitutes produced by electrospinning technology. In Vivo (Brooklyn)

- [Internet]. 2024 Apr 30 [cited 2026 Jun 30];38(3):1119–26. Available from: <https://doi.org/10.21873/invivo.13546>
11. Cazón P, Velázquez G, Vázquez M. Bacterial cellulose films: Evaluation of the water interaction. Food Packag Shelf Life [Internet]. 2020 Sep [cited 2026 May 8];25:100526. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.fpsl.2020.100526>
 12. Paramadini AW, Widiyanti P, Rudyardjo DI. Effects of Collagen concentration variation toward characteristics of bacterial cellulose-collagen biocomposites as candidate of artificial dura mater. J Biom Biomater Biomed Eng [Internet]. 2017 Jul [cited 2026 May 8];33:80–7. Available from: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.33.80>
 13. Lu KY, Lin YC, Lu HT, Ho YC, Weng SC, Tsai ML, et al. A novel injectable in situ forming gel based on carboxymethyl hexanoyl chitosan/hyaluronic acid polymer blending for sustained release of berberine. Carbohydr Polym [Internet]. 2019 Feb [cited 2026 May 8];206:664–73. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2018.11.050>
 14. Thongchai K, Chuysinuan P, Thanyacharoen T, Techasakul S, Ummartyotin S. Integration of collagen into chitosan blend film composites: physicochemical property aspects for pharmaceutical materials. SN Appl Sci [Internet]. 2020 Feb 22 [cited 2026 May 8];2(2):255. Available from: <https://doi.org/10.1007/s42452-020-2052-5>
 15. Angtika RS, Widiyanti P, Aminatun A. Bacterial cellulose-chitosan-glycerol biocomposite as artificial dura mater candidates for head trauma. J Biom Biomater Biomed Eng [Internet]. 2018 Mar 30 [cited 2026 May 8];36:7–16. Available from: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/JBBBE.36.7>
 16. Widiyanti P, Alifiany AW, Supardi A. Bacterial cellulose composite-collagen-glycerol as an innovation of artificial dura mater candidates for open head trauma case. In [Internet]. 2024 [cited 2026 Jun 30]. p. 050011. Available from: <https://doi.org/10.1063/5.0193674>
 17. Rumon MdMH. Advances in cellulose-based hydrogels: tunable swelling dynamics and their versatile real-time applications. RSC Adv [Internet]. 2025 [cited 2026 Jun 30];15(15):11688–729. Available from: <https://doi.org/10.1039/d5ra00521c>
 18. Irham WH, Tamrin, Marpaung L, Marpongahtun. Characterization of bacterial cellulose from coconut water supplemented *Curcuma Longa* Linn and *Ziziphus Mauritiana* extract. In [Internet]. 2020 [cited 2026 Jun 30]. p. 020056. Available from: <https://doi.org/10.1063/5.0023953>
 19. Saska S, Teixeira LN, Tambasco de Oliveira P, Minarelli Gaspar AM, Lima Ribeiro SJ, Messaddeq Y, et al. Bacterial cellulose-collagen nanocomposite for bone tissue engineering. J Mater Chem [Internet]. 2012 [cited 2026 May 8];22(41):22102. Available from: <https://doi.org/10.1039/c2jm33762b>
 20. Atykyan N, Revin V, Shutova V. Raman and FT-IR Spectroscopy investigation the cellulose structural differences from bacteria *Gluconacetobacter sucrofermentans* during the different regimes of cultivation on a molasses media. AMB Express [Internet]. 2020 Dec 3 [cited 2026 May 8];10(1):84. Available from: <https://doi.org/10.1186/s13568-020-01020-8>
 21. Long Y, Zhao X, Liu S, Chen M, Liu B, Ge J, et al. Collagen-hydroxypropyl methylcellulose membranes for corneal regeneration. ACS Omega [Internet]. 2018 Jan 31 [cited 2026 May 8];3(1):1269–75. Available from: <https://doi.org/10.1021/acsomega.7b01511>
 22. Lohrasbi S, Mirzaei E, Karimizade A, Takallu S, Rezaei A. Collagen/cellulose nanofiber hydrogel scaffold: physical, mechanical and cell biocompatibility properties. Cellulose [Internet]. 2020 Jan 6 [cited 2026 May 8];27(2):927–40. Available from: <https://doi.org/10.1007/s10570-019-02841-y>
 23. Egamberdiev EA, Ergashev YT, Khaydullaev KK, Akmalova GY, Rakhmonberdiev GR. The Effect of chitosan on the surface properties of cellulose-based paper obtained from the stem of falxseed. Tech Scie Innovation [Internet]. 2022 [cited 2026 May 8];2022(1). Available from: <https://doi.org/10.51346/tstu-01.22.1-77-0156>
 24. Cheng X, Zhang Z, Ren H, Zou Z, Zhang Y, Qu Y, et al. A Low-swelling hydrogel as a multirole sealant for efficient dural defect sealing and prevention of postoperative adhesion. Natl Sci Rev

- [Internet]. 2024 May 3 [cited 2026 Jun 30];11(6). Available from: <https://doi.org/10.1093/nsr/nwae160>
25. Tseng WL, Xiao F. Duraseal thecal sac compression after lumbar discectomy causing radiculopathy. *Spine J* [Internet]. 2015 Aug [cited 2026 Jun 30];15(8):1892–3. Available from: <https://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2015.03.048>
26. Ma Z, Bao G, Li J. Multifaceted Design and Emerging Applications of tissue adhesives. *Adv Mater* [Internet]. 2021 Jun 6 [cited 2026 Jun 30];33(24). Available from: <https://doi.org/10.1002/adma.202007663>