

MEMBRAN SEPARASI SERAT BERONGGA UNTUK HEMODIALISIS *HOLLOW FIBER SEPARATION MEMBRANES FOR HEMODIALISIS*

Krisna Lumban Raja
Pusat Aplikasi Teknologi Isotop dan Radiasi (PATIR) – BATAN
Jalan Cinere Pasar Jumat Kotak Pos 7002 JKSL, Jakarta 12070
E-mail: klraja@hotmail.com

Abstrak

Polimer mempunyai aplikasi luas. Campuran heterogennya membentuk struktur fasa terpisah menjadi membran untuk membuat perangkat medis. Fungsi membran melakukan penghalangan selektif dengan aspek keragaman : tebal, struktur, diameter pori, muatan listrik, perpindahan partikel. Grup. Membran separasi adalah membran sintesis untuk pemisahan. Membuat membran separasi polimerik dibutuhkan kriteria polimer berdaya rekat rendah, berdaya tahan pembersihan tinggi, berkarakteristik rantai polimer saling cocok, harga murah, serta mudah diperoleh. Sifat kimia permukaan membran memberi konsekuensi pembasahan atau pencemaran yang mempengaruhi daya tahan membran. Konfigurasi membran separasi adalah silang aliran dan *dead-end*. Hukum Darcy merumuskan pemodelan yang pokok pada membran separasi *dead end*. Serat membran morfologinya keropos dan gaya pendorongnya perbedaan konsentrasi. Aliran nya silang dan modulnya menampung hingga 10.000 serat berdiameter 200 μm sampai 2500 μm . Pada dialisis, aliran darah dan dialisat berlawanan, agar pengeluaran zat-zat beracun maksimal. Aplikasi membran serat berongga untuk hemodialisis karena gagal ginjal kronis. Hakekat dialisis adalah memindahkan zat-zat racun dari metabolisme dan memperbaiki keseimbangan garam, air dan asam dalam darah. Status iptek terkini membran hemodialisis adalah pada ginjal buatan dari bahan hidup selain peralatan hemodialisis yang dapat berpindah-pindah, dibawa, dikenakan di badan, dan ditanam dalam tubuh.

Kata kunci: Membran, Sintesis, Separasi, Hemodialisis, Serat berongga.

Abstract

Polymers have a wide range of uses. Their heterogenous blends form separated phase structures to become membranes for making medical devices. Membranes serve as selective barriers with various classifications such as thickness, structure, pore diameter, electric charged, particle transport, and in groups. A separation membrane is synthetically created for separation purpose. To make polymeric separation membranes require polymers that are low binding affinity, withstand the harsh cleaning conditions, suitable with properties of polymer chains, reasonable pricing, and easily obtainable. Two flow configurations of separation membranes are cross flow and *dead-end* filtrations. Darcy's law formulates the main modeling equation for the *dead end* filtration. Hollow fiber separation membranes have porous morphology and driving force of concentration gradients. They have cross flows and their modules can contain up to 10.000 fibers ranging from 200 to 2500 μm in diameter. In dialysis, blood travels in the opposite direction with the dialysate to maximize the excretion of poisonous substances. A hollow fiber membrane application is for hemodialysis of chronic renal failure that causes physiological derangements. Actually dialysis is to remove toxic end-products of nitrogen metabolism and improve the balance of the salt, water, and acid-base derangements in blood. The current status of hemodialysis are the bio-artificial kidneys along with the development of mobile, portable, wearable and implantable hemodialysis devices.

Keywords : *Membrane, Synthetic, Separation, Hemodialysis, Hollow-fiber.*

Diterima (received) : 28 Januari 2013, Direvisi (reviewed) : 11 Februari 2013,
Disetujui (*accepted*) : 20 Februari 2013

PENDAHULUAN

Penggunaan polimer cukup luas karena memberi banyak manfaat antara lain harganya relatif murah, sifatnya yang dimungkinkan untuk mengatur struktur kimianya, temperatur untuk memprosesnya yang dapat dijangkau serta materinya yang dapat disimpan dengan mudah di atas berbagai dasar (substrat). Karena itu usaha besar-besaran dilakukan orang untuk mendapatkan campuran polimer yang beranekaragam dan homogen dengan mencari pasangan yang cocok dengan interaksi spesifik yang saling berkaitan. Namun membuat campuran polimer yang homogen tidaklah mudah.

Dalam teknologi modern kemudian ditemukan bahwa campuran polimer yang tidak homogen memberi manfaat besar. Campuran heterogen dengan berbagai struktur fasa terpisah telah dikenal mencapai sifat-sifat fisika yang superior. Studi mengenai multifasa dan material-material polimer multikomponen lebih lanjut menjadi tumbuh pesat dalam tiga dekade ini. Studi tersebut diaktivasi oleh kebutuhan industri yang tidak pernah berhenti dalam mengembangkan material baru juga oleh minat akademika yang telah lama berdiri dalam cairan kompleks yang padanya sistem polimer juga termasuk.

Sebagai contoh pencampuran dua macam polimer yang tidak homogen dimana terjadi pemisahan fasa, pada komposisi konsentrasi tertentu mengalami proses dekomposisi spinodal, yang pada aplikasinya dapat membuat materi yang bersifat sebagai membran. Material sintesis dan selulosa yang beranekaragam telah pula dipakai untuk pembuatan membran dialisis. Membran sintesis yang sudah dipakai cukup luas adalah dari bahan polimer antara lain polisulfon. Sebagian dari produk tersebut dikembangkan utamanya untuk kepentingan industri namun kemudian menemukan jalannya menuju aplikasi pada perangkat medis.

Makalah ini memahami secara makroskopis membran separasi serat berongga untuk hemodialisis. Maksudnya sebagai studi pendahuluan sebelum melakukan pemahaman mikroskopis tentang hal tersebut. Harapannya adalah mempermudah bagi pemahaman mikroskopis kelak. Pemahaman mikroskopis sangat diperlukan bila hendak membuat sendiri materi tersebut. Bahkan setelah mahir dapat lebih jauh lagi yakni memodifikasinya untuk aplikasi yang lebih luas.

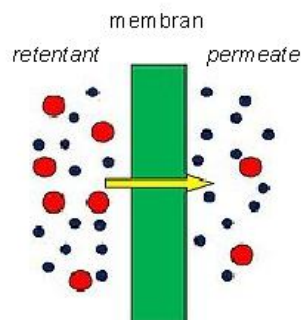
Yang dimaksud dengan membran separasi yaitu membran yang dibuat secara sintesis dalam laboratorium maupun dalam industri untuk tujuan separasi. Membran separasi telah banyak digunakan dengan cukup berhasil pada industri dalam skala kecil maupun skala besar sejak pertengahan abad ke dua puluh³⁰⁾. Variasi yang telah dikenal cukup luas²⁸⁾. Membran separasi dapat diproduksi dari bahan organik seperti polimer dan cairan, pula dari bahan inorganik. Penggunaan paling banyak secara komersial dari membran separasi dalam industri adalah dari bahan polimer. Membran separasi dapat diklasifikasi berdasarkan: permukaan kimianya, struktur bagian terbesarnya (*bulk*), morfologinya, serta metoda produksinya.

BAHAN DAN METODE

Bahan

Membran dalam ilmu Kimia atau dalam pembahasan di sini adalah selaput atau lembaran tipis bahan yang melakukan penghalangan selektif (semipermeabel) antara dua fasa, dan tetap tidak dapat ditembus oleh partikel-partikel, molekul-molekul, atau zat-zat kimia khusus, manakala terbuka terhadap aksi gaya pendorong.

Beberapa komponen diijinkan oleh membran untuk masuk ke dalam aliran *permeate* (yaitu bagian dari campuran yang melewati membran), sementara sisanya yang lain tertahan oleh membran dan berakumulasi dalam aliran *retentant* (yaitu bagian dari campuran yang tidak melewati membran)³⁰⁾. Lihat Gambar 1.



Gambar 1:
Skema Membrane

Keragaman Membran

Membran dapat mempunyai berbagai ketebalan, dengan strukturnya yang homogen atau heterogen. Membran dapat pula diklasifikasi menurut diameter porinya. Terdapat tiga macam ukuran pori menurut klasifikasi IUPAC (*International Union of Pure and Applied Chemistry*), yaitu: *microporous* ($dp < 2nm$), *mesoporous* ($2nm < dp < 50nm$) dan *macroporous* ($dp > 50nm$), di mana dp : diameter pori³⁾.

Dalam mendefinisikan pori membran, untuk penyederhanaan dalam teori, suatu pori diasumsikan berbentuk silinder paralel atau kapiler silinder tak berpotongan. Namun dalam kenyataannya pori membran merupakan jaringan acak dengan struktur tak beraturan dan ukuran berbeda-beda.

Membran dapat pula netral atau bermuatan, dan perpindahan partikelnya dapat aktif atau pasif. Perpindahan pasif dibantu oleh perbedaan tekanan, perbedaan konsentrasi, perbedaan kimia, maupun perbedaan kelistrikan pada proses membran. Secara umum membran dapat diklasifikasi dalam tiga grup yaitu: membran inorganik, membran polimerik, dan membran biologik. Ketiga grup membran ini sangat berbeda struktur maupun fungsinya²⁹⁾.

Membran Separasi

Proses pemisahan pada membran separasi ditentukan oleh sifat kimia dan sifat fisika membran, pula oleh partikel-partikel yang dipisahkan, serta pemilihan gaya pendorong. Gaya pendorong yang paling umum digunakan adalah perbedaan tekanan dan perbedaan konsentrasi. Karena itu proses membran tersebut disebut filtrasi. Membran separasi mempunyai geometri dan konfigurasi aliran yang berbeda-beda. Membran separasi dapat pula dikategorikan menurut aplikasinya dan rezim pemisahannya²⁸⁾. Salah satu proses membran separasi yang terkenal adalah dialisis. Dalam bagian 5.2 dibahas prosedur dialisis pada darah manusia

Membran Separasi Polimerik

Membran polimerik memimpin pasar industri membran separasi karena persaingan daya guna dan harga⁴⁾. Tersedia banyak polimer, namun memilih polimer untuk membran bukan hal yang mudah. Suatu polimer harus memiliki karakteristik yang tepat untuk aplikasi yang diharapkan⁴⁸⁾.

1. Polimer kadang harus memberikan daya rekat yang rendah untuk molekul terpisah (seperti kasus aplikasi bioteknologi) dan harus bertahan dalam kondisi pembersihan yang berat. Ia harus cocok dengan teknologi pembuatan membran⁵⁾.
2. Polimer harus menjadi pembentuk membran yang cocok terhadap kekakuan rantai, interaksi rantai, stereoregularitas, dan polaritas gugus fungsinya⁴⁸⁾. Polimer tersebut dapat membentuk struktur amorf dan semikristal (dapat pula memiliki temperatur transisi gelas yang berbeda), yang mempengaruhi karakteristik hasil membran.
3. Polimer juga harus mudah diperoleh dan berharga murah untuk memenuhi kriteria biaya murah proses membran pemisahan.

Banyak polimer membran *digrafting*, dibuat menurut modifikasi, atau diproduksi sebagai kopolimer untuk memperbaiki sifat-sifat mereka⁴⁹⁾. Polisulfon (PSf) merupakan salah satu polimer paling umum yang digunakan untuk membuat membran separasi sintesis.

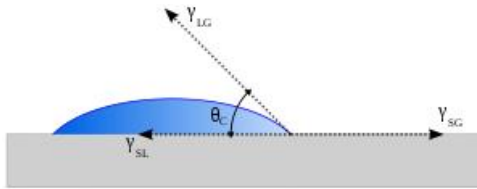
Kimia Permukaan Membran Separasi

Salah satu dari sifat yang kritis pada membran separasi adalah sifat kimianya. Kimia membran separasi biasanya mengacu kepada kimia alamiah dan komposisi permukaannya yang kontak dengan aliran proses pemisahan⁴⁹⁾. Alamiah kimia permukaan membran dapat cukup berbeda dari komposisi bagian besarnya (*bulk*). Perbedaan ini dapat dihasilkan dari penyekatan bahan pada suatu tingkat fabrikasi membran, atau oleh suatu modifikasi setelah pembentukan permukaan yang diharapkan. Kimia permukaan membran menciptakan sifat yang sangat penting seperti hidrophilik atau hidrophobik (berhubungan dengan energi bebas permukaan), kehadiran muatan ionik, membran tahan panas atau tahan bahan kimia, daya gabung rekat untuk partikel-partikel dalam larutan, dan bio kompatibilitas (dalam kasus bioseparasi)⁴⁸⁾.

Hidrophilik dan hidrophobik permukaan membran dapat dinyatakan dalam sudut kontak air (cairan) . Permukaan membran hidrophilik mempunyai sudut kontak dalam daerah $0^\circ < < 90^\circ$ (mendekati 0°), dimana bahan hidrophobik mempunyai dalam daerah $90^\circ < < 180^\circ$.

Sudut kontak ditentukan dengan menggunakan persamaan *Young* untuk keseimbangan gaya antar permukaan. Pada keseimbangan, tiga tekanan antar permukaan

berkaitan pada antar permukaan padat/gas (γ_{SG}), padat/ cairan (γ_{SL}), dan cairan/gas (γ_{LG}) adalah saling mengimbangi⁵⁾. Lihat Gambar 2.



Gambar 2. Sudut Kontak Setetes Cairan Membasahi Sebuah Permukaan Padat Kaku.

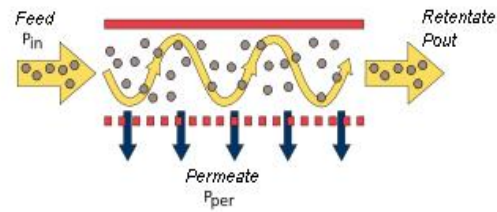
Persamaan Young: $\gamma_{LG} \cdot \cos \theta_c + \gamma_{SL} = \gamma_{SG}$.

Konsekuensi dari besarnya sudut kontak dikenal sebagai fenomena pembasahan (*wetting*), yang sangat penting untuk karakteristik sifat penggangguan pori (kapiler). Derajat pembasahan permukaan membran ditentukan oleh sudut kontak. Permukaan dengan sudut kontak lebih kecil mempunyai sifat pembasahan lebih baik ($\theta_c = 0^\circ$ - pembasahan sempurna). Dalam beberapa kasus di mana cairan mempunyai tekanan permukaan yang rendah, alkohol atau larutan surfaktan digunakan untuk meningkatkan pembasahan permukaan membran yang tidak dapat basah⁴⁶⁾.

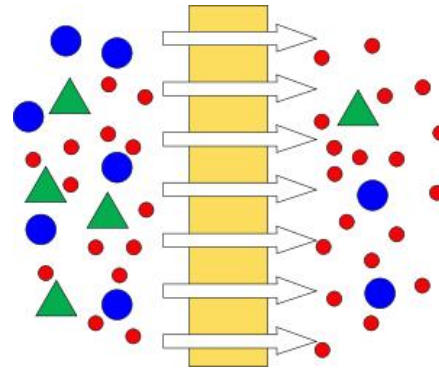
Energi bebas permukaan membran (dan hidrophilik/hidrophobik yang terkait) mempunyai implikasinya pada adsorpsi partikel membran atau fenomena pencemaran (*fouling*)⁴⁸⁾. Makin tinggi sifat hidrophilisitas pada permukaan membran pemisahan, makin rendah pencemaran pada permukaan membran tersebut. Pencemaran membran sintesis mengurangi penampilan membran. Konsekuensinya, berbagai macam teknik membersihkan membran terus dikembangkan. Kadang pencemaran tidak dapat kembali sendiri, dan membran perlu diganti.

Geometri dan Konfigurasi Aliran pada Membran Separasi.

Terdapat dua konfigurasi utama aliran proses membran filtrasi atau membran separasi yaitu: aliran silang (*cross flow*) dan aliran *dead-end*. Lihat Gambar 3. Dalam filtrasi aliran silang, aliran yang dimasukkan adalah tangensial terhadap permukaan membran, *retentant* dipindahkan dari sisi yang sama yaitu ke aliran yang sama tapi menjauh dari aliran masuk, sementara aliran *permeate* dijalankan pada sisi lainnya. Dalam filtrasi *dead-end* arah aliran cairan tegak lurus permukaan membran.



Gambar 3(a). Geometri Filtrasi Aliran Silang



Gambar 3(b). Geometri Filtrasi *Dead-end*

Kedua macam geometri aliran memberikan keuntungan dan kerugian. Membran *dead-end* relatif mudah dibuat oleh pabrik sehingga mengurangi ongkos proses pemisahan. Proses pemisahan membran *dead-end* mudah untuk dilaksanakan dan prosesnya biasanya lebih murah daripada filtrasi membran aliran silang. Proses filtrasi *dead-end* biasanya proses tipe batch (sekumpulan) di mana larutan yang akan disaring dimuatkan (atau dimasukkan secara perlahan) ke dalam alat membran, yang kemudian memperkenankan jalan lintasan beberapa partikel menjadi sasaran gaya penggerak.

Kerugian utama filtrasi *dead-end* adalah pencemaran membran yang luas dan polarisasi konsentrasi. Pencemaran yang terbentuk biasanya lebih cepat pada gaya penggerak yang lebih tinggi. Pencemaran membran dan penyimpanan partikel dalam larutan yang dimasukkan, juga membentuk *gradient* konsentrasi dan aliran balik partikel (polarisasi konsentrasi).

Peralatan aliran tangensial lebih intensip harga dan kerjanya, tapi mereka tidak rentan terhadap pencemaran karena efek menyapu dan laju gesek yang tinggi dari berlalunya aliran. Salah satu peralatan yang paling digunakan untuk membran separasi aliran seperti ini adalah serat berongga.

Kinerja Membran Separasi dan Persamaan yang Mengaturinya

Memilih membran sintetis untuk maksud proses separasi biasanya didasarkan pada beberapa persyaratan. Membran diharuskan mempunyai permukaan yang luas agar dapat mentransfer massa dalam jumlah yang besar dari aliran yang masuk. Membran yang terpilih harus memiliki kemampuan yang tinggi dalam menjaring (menolak) partikel-partikel tertentu. Membran harus pula tahan terhadap pencemaran dan memiliki kestabilan mekanik yang tangguh. Membran juga dikehendaki dapat diproduksi ulang serta memiliki biaya pembuatan pabrik yang murah.

Persamaan matematik dari pemodelan yang pokok pada membran filtrasi *dead-end* dengan penurunan tekanan yang konstan, dinyatakan oleh hukum *Darcy* sebagai berikut²⁸⁾.

$$\frac{dV_p}{dt} = Q = \frac{\Delta p}{\sim} A \left(\frac{1}{R_m + R} \right) \quad (1)$$

dimana V_p dan Q masing-masing menyatakan voluma bagian yang melewati membran (*permeate*) dan laju aliran volumetric (sebanding dengan karakteristik yang sama dari aliran masuk). \sim : viskositas dinamis cairan yang menembus membran, A : luas membran, R_m dan R masing-masing adalah tahanan membran dan pertumbuhan endapan cemar. R_m dapat diinterpretasikan sebagai ketahanan membran terhadap pelarut (air) bagian yang menembus membran (pelarut *permeation*). Tahanan ini merupakan sifat intrinsik membran dan diharapkan cukup konstan serta tidak bergantung gaya dorong, Δp . R dikaitkan kepada tipe cemar membran, konsentrasinya dalam larutan tersaring, dan merupakan interaksi alami dari cemar dan membran. Hukum *Darcy* dapat menghitung luas membran untuk maksud separasi (pemisahan) pada kondisi tertentu. Koefisien penyaringan zat terlarut (*the solute sieving coefficient*) didefinisikan oleh persamaan

$$S = \frac{C_p}{C_f} \quad (2)$$

di mana C_f dan C_p masing-masing adalah konsentrasi zat terlarut pada aliran masuk dan pada aliran *permeate*. Permeabilitas hidraulik (*hydraulic permeability*) didefinisikan

sebagai kebalikan tahanan dan dinyatakan dengan persamaan :

$$L_p = \frac{J}{\Delta p} \quad (3)$$

di mana J : *fluks permeate* yang adalah laju aliran volumetrik per satuan luas membran. Koefisien penyaringan zat terlarut dan permeabilitas hidraulik dapat menjadi parameter untuk menilai secara cepat akan kinerja membran sintetis separasi.

Metode

Membran Separasi Serat Berongga

Membran separasi dapat dibuat dari sangat banyak bahan yang berbeda. Ia dapat dibuat dari bahan organik seperti polimer dan cairan maupun dari bahan inorganik. Salah satu tipe membran cairan yang dapat ditemui dalam industri adalah membran serat berongga yang mengandung cairan. Membran cairan sedang dipelajari luas namun mempunyai aplikasi komersil yang terbatas.

Modul Membran Separasi Serat Berongga

Modul serat berongga untuk hemodialisis dapat dilihat pada Gambar 4 (b). Modul membran serat berongga dibuat dari sekumpulan serat yang menyangga sendiri dengan lapisan pemisah berupa kulit yang padat, dan matriks yang lebih terbuka untuk menolong menahan perbedaan tekanan dan menolong menegakkan keutuhan struktur.

Modul membran serat berongga dapat menampung hingga 10.000 serat berdiameter 200 μ m hingga 2500 μ m. Keunggulan utama dari modul membran serat berongga adalah luas permukaan yang sangat besar dalam sebuah volume tertutup, yang berguna untuk meningkatkan efisiensi proses pemisahan.



Gambar 4 (a) Membran Serat Berongga



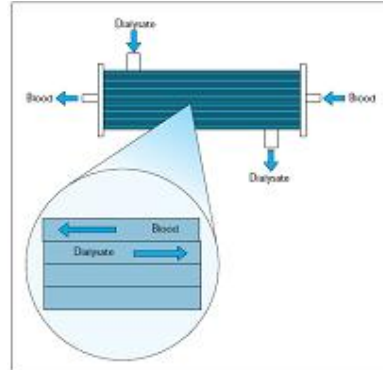
Gambar 4 : (b) Modul Membran Serat Berongga Untuk Hemodialisis

Prinsip Kerja Membran Serat Berongga.

Berikut dijelaskan prinsip kerja membran serat berongga pada aplikasi dialisis darah. Darah mengalir melalui satu sisi dari membran semi-permeabel dan dialisat atau cairan mengalir melalui sisi yang berlawanan. Zat terlarut dan cairan yang lebih kecil akan melewati membran. Darah mengalir pada satu arah dan dialisat mengalir pada arah yang berlawanan³³. Lihat Gambar 5. Penghitung aliran dari darah dan dari dialisat memaksimalkan perbedaan konsentrasi dari zat terlarut antara darah dan dialisat, yang akan membantu mengeluarkan urea dan kreatinin lebih banyak lagi dari darah.

Konsentrasi zat terlarut (kalium, fosfor, dan urea) tidak diharapkan tinggi didalam darah, tetapi rendah atau tidak ada sama sekali dalam larutan dialisis dan penggantian dialisat secara konstan memastikan bahwa konsentrasi dari zat terlarut yang tidak diinginkan dapat dijaga agar tetap rendah pada sisi membran ini.

Larutan dialisis mempunyai mineral seperti kalium dan kalsium, yang konsentrasinya sama dengan konsentrasi pada darah yang sehat. Untuk zat terlarut lainnya, bikarbonat, konsentrasi larutan dialisis dibuat sedikit lebih tinggi dari konsentrasi pada darah normal agar terjadi difusi bikarbonat ke dalam darah, yang berfungsi sebagai buffer pH untuk menetralisasi metabolisme yang menghasilkan asam yang sering dialami oleh penderita gagal ginjal. Konsentrasi komponen dari dialisat diresepkan oleh dokter ahli ginjal yang disesuaikan dengan kebutuhan masing-masing pasien.



Gambar 5. Membran Hemodialisis

HASIL DAN PEMBAHASAN

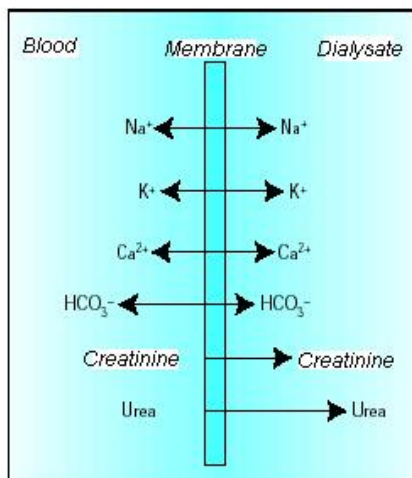
Aplikasi Membran Separasi Serat Berongga Untuk Hemodialisis

Membran separasi serat berongga untuk hemodialisis adalah membran untuk mencuci darah manusia karena adanya gagal ginjal kronis. Namun sebelum lebih jauh menjelaskan cara kerja membran tersebut akan dijelaskan dahulu hal gagal ginjal kronis pada manusia.

Gagal Ginjal Kronis

Gagal ginjal kronis merupakan jalan akhir yang umum terjadi dari berbagai penyakit ginjal. Pasien yang mengalami gagal ginjal kronis berarti fungsi ginjal pasien tidak mencukupi untuk menopang kehidupan. Salah satu pilihan bagi si pasien yang mengalami hal ini adalah perlakuan dialisis kronis, misal hemodialisis. Kegagalan ginjal menimbulkan berbagai kekacauan fisiologis. Proses menjaga keseimbangan (homeostatis) air dan mineral (*sodium, potassium, chloride, calcium, phosphorus, magnesium, sulfate*) menjadi tidak mungkin. Demikian pula halnya dengan menjaga ekskresi (*excretion*) metabolisme harian yang bermuatan ion-ion hidrogen jumlah tertentu. Produk akhir dari metabolisme nitrogen yang bersifat racun (seperti urea, creatinine, uric acid, dll) menjadi terakumulasi dalam darah dan dalam jaringan. Akhirnya ginjal tidak dapat berfungsi lagi sebagai organ endokrin untuk menghasilkan erythropoietin dan 1,25-dihydroxycholecalciferol (*calcitriol*)⁶.

Prosedur dialisis pada dasarnya adalah memindahkan produk akhir nitrogen dari katabolisme dan memulai perbaikan terhadap garam, air, dan kecacauan berbasis asam yang berkaitan dengan gagal ginjal. Contoh membran pada Gambar 6 menunjukkan aliran pada membran dalam proses hemodialisis.



Gambar 6:
Aliran Pada Membran Dalam
Proses Dialisis.

Dialisis dalam hal ini adalah proses pemisahan elemen dalam larutan dengan cara difusi penyeberangan melalui membran semipermeabel. Atau dengan kata lain perjalanan zat terlarut secara difusi karena adanya gaya pendorong berupa perbedaan (*gradient*) konsentrasi. Ini merupakan proses yang sangat penting sebab proses ini mengeluarkan produk akhir dari metabolisme nitrogen (*urea*, *creatinine*, *uric acid*) dan mengisi penuh kembali kekurangan biokarbonat dari metabolisme bersifat dosis keasaman (*acidosis*) yang berkaitan dengan kegagalan ginjal pada manusia. Jumlah lebih besar dari difusi hasil perbedaan konsentrasi, ditunjukkan oleh pergeseran anak panah⁶⁾. Dalam proses dialisis, aliran pada membran jumlahnya lebih besar dari difusi, hasil perbedaan konsentrasi ditunjukkan oleh pergeseran anak panah.

Status Iptek Terkini Membran Hemodialisis

Ginjal buatan dari bahan hidup (*bioartificial kidney*–BAK) merupakan perkembangan iptek terkini pada membran serat berongga dari bahan polimer untuk aplikasi hemodialisis⁹⁾. Sejalan dengan itu berkembang juga peralatan hemodialisis yang dapat berpindah-pindah, dapat dibawa, dapat

dikenakan ke badan, dan dapat ditanam dalam tubuh.

Aplikasi ginjal buatan merupakan perlakuan paling luas terhadap penderita gagal ginjal. Selama beberapa dekade belakangan perbaikan besar telah dibuat dalam teknologi ginjal buatan mencakup teknologi membran, komposisi dialisat, serta pengobatan mengatasi efek samping. Lebih jauh adalah perbaikan untuk mencapai suatu jarak ruangan yang lebih efisien bagi racun uremik ukuran menengah seperti S-2-*mikroglobulin*^{39,40)}. Pula modus memperpanjang atau kontinu atau dapat berjalan bagi perlakuan terhadap kelompok penderita jumlah lebih besar.

Sebagian besar pasien bergantung pada pusat hemodialisis tradisional, yang biasanya dilakukan tiga kali seminggu selama beberapa jam pada siang hari. Tipe perlakuan ini tidak hanya sangat mengurangi kualitas hidup dan berkaitan dengan biaya tinggi, tetapi juga menggiring kepada akumulasi periodik akan cairan, racun uremik dan buangan metabolik. Pembuktian yang meningkat menyarankan bahwa terapi yang lebih lama atau lebih sering akan memberikan perbaikan terhadap hasil klinik dan kualitas hidup, dan dapat pula lebih efektif biaya bila dilakukan di rumah^[10-15]. Peralatan yang dapat dibawa atau dikenakan memperkenankan untuk memperoleh gaya hidup lebih normal dan memungkinkan dilakukannya terapi berbasis rumah yang lebih sering dan kontinu. Peralatan yang dapat dibawa untuk hemodialisis rumah yang juga memungkinkan untuk perjalanan, saat ini telah tersedia¹⁶⁻¹⁹⁾. Ginjal buatan yang dapat dikenakan kini sedang dikembangkan, dan keberhasilan studi percobaan terhadap manusia telah dilakukan⁸⁻³⁴⁾. Ini merupakan status perkembangan yang paling menggembirakan dan menjanjikan dalam bidang ini.

Ginjal buatan yang dapat dibawa atau dikenakan hanya mampu mengontrol pelarut dan volume terbatas serta memindahkan beberapa racun uremik. Sementara ginjal mempunyai banyak fungsi tambahan. Ini menyangkut penyerapan kembali glukosa, asam amino dan air, dan ekresi xenobiotiks, obat-obatan dan campuran organik lain.²⁻⁴⁷⁾ Lebih jauh ginjal mengatur konsentrasi sodium, potasium, posphor dan kation divalen, dan menseimbangkan basis asam^[7,10,46]. Ginjal juga mengontrol volume dan tekanan darah, dan mempunyai fungsi penting metabolis dan endokrinologik^{6,10,46)}. Hormon yang dihasilkan ginjal mengandung *erythropoietin*, *renin*, *prostaglandins* dan 1,25-

dihidroxy vitamin D3, yang disebut pula *calcitriol* dan merupakan bentuk paling aktif dari vitamin D. Ginjal juga merupakan sumber utama pertumbuhan faktor protein tulang morfogenetik (*Bone Morphogenetic Protein*–(BMP)-7) dalam tubuh orang dewasa, yang tampak menjadi penting bagi hemostatis tulang^[11-37]. Tambahan pula, ginjal dapat menunjukkan fungsi variasi kekebalan (*immunomodulatory*)⁵⁾.

Semua fungsi yang kompleks ini tidak dapat diadakan oleh ginjal buatan. Ada saran bahwa sel-sel hidup dari ginjal dimasukkan dalam peralatan. Maka diusulkan konsep ginjal buatan dari bahan hidup (*bioartificial kidney*-BAK) yang pertama kali dikembangkan oleh Aebischer dan kawan-kawan pada 1987¹⁹⁾. BAK didasarkan atas konsep menggabungkan penyaring-darah (*hemofilter*) yang biasa, meniru fungsi-fungsi glomerula, dirangkai seri dengan suatu reaktor dari bahan hidup yang memuat sel-sel ginjal berasal dari saluran tabung (*tubule-derived*), yang akan memberikan fungsi-fungsi saluran tabung (*tubular*). Sel-sel epitelium yang berasal dari tabung proksimal (*the proximal tubules*) merupakan hal yang paling menarik untuk pengembangan BAK, sebab mereka menjalankan fungsi-fungsi yang amat bervariasi, termasuk penyerapan kembali, pengeluaran, demikian juga fungsi metabolis, endokrinologis dan kemungkinan variasi kekebalan (*immunomodulatory*). Unit reaktor dari bahan hidup yang ditempatkan dengan sel-sel yang berasal dari tabung proksimal juga disebut *renal tubule assist device* (RAD)^{16,17)}.

SIMPULAN

Membran separasi serat berongga adalah salah satu tipe membran cairan dibuat dari bahan polimer dengan morfologi membran keropos dan gaya pendorong dari perbedaan konsentrasi massa. Bentuk alirannya silang (*cross flow*) dan penyusunan pada modulnya menampung hingga 10.000 serat berdiameter antara 200 µm sampai 2500 µm. Aplikasi membran serat berongga adalah untuk hemodialisis atau mencuci darah manusia karena gagal ginjal kronis. Prosedur dialisis adalah memindahkan zat-zat racun dari metabolisme dan memperbaiki keseimbangan garam, air dan asam dalam darah. Prinsip kerja pada aplikasi dialisis darah adalah aliran

yang berlawanan antara darah dan dialisat untuk tujuan memaksimalkan pengeluaran zat-zat beracun dalam darah.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis menyampaikan ucapan terimakasih kepada Drs. Sudirman, M.Sc, APU yang telah mendorong dan membantu penulis untuk membuat makalah ini sampai kepada penerbitannya.

DAFTAR PUSTAKA

1. Aebischer P., Ip T.K., Panol G., Galletti P.M., *The bioartificial kidney: progress towards an ultrafiltration device with renal epithelial cells processing*. Life Support Syst. 1987;5:159–168.
2. Anzai N., Jutabha P., Kanai Y., Endou H., *Integrated physiology of proximal tubular organic anion transport*. Curr Opin Nephrol Hypertens. 2005;14:472–479. doi: 10.1097/01.mnh.0000170751.56527.7e.
3. Araki, T., Tan-chong, Q., Shibayama, M., *Structure and Properties of Multiphase Polymeric Materials*, Marcel Dekker, Inc
4. Bayliss G., Danziger J., *Nocturnal versus conventional haemodialysis: some current issues*. Nephrol Dial Transplant. 2009; 24:3612–3617. doi: 10.1093/ndt/gfp491.
5. Boswell R.N., Yard B.A., Schrama E., van Es L.A., Daha M.R., van der Woude F.J., *Interleukin 6 production by human proximal tubular epithelial cells in vitro: analysis of the effects of interleukin-1 (IL-1) and other cytokines*. Nephrol Dial Transplant. 1994;9:599–606.
6. Brenner B.M., Brenner and Rector's The Kidney. 8. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2008.
7. Curthoys N.P., Godfrey S.S., *Properties of rat kidney glutaminase enzymes and their role in renal ammoniogenesis*. Curr Probl Clin Biochem. 1976;6:346–356.
8. Davenport A., Gura V., Ronco C., Beizai M., Ezon C., Rambod E. *A wearable haemodialysis device for patients with end-stage renal failure: a pilot study*. Lancet. 2007;370:2005–2010. doi: 10.1016/S0140-6736(07)61864-9.
9. Farah T., Rensheng D., Min H., Sean L., Yao L., Ming N., Jackie Y. Y., and Daniele Z., *Achievements and challenges in bioartificial kidney development*. Available: <http://creativecommons.org/licenses/by/2.0>

10. Fraser D.R., Kodicek E., *Unique biosynthesis by kidney of a biological active vitamin D metabolite*. Nature. 1970;228:764–766. doi: 10.1038/228764a0.
11. Gould S.E., Day M., Jones S.S., Dorai H., *BMP-7 Regulates chemokine, cytokine, and hemodynamic gene expression in proximal tubule cells*. Kidney Int. 2002;61:51–60. doi: 10.1046/j.1523-1755.2002.00103.x.
12. Gura V., Davenport A., Beizai M., Ezon C., Ronco C., *2-microglobulin and phosphate clearances using a wearable artificial kidney: a pilot study*. Am J Kidney Dis. 2009;54:104–111. doi: 10.1053/j.ajkd.2009.02.006.
13. Gura V., Macy A.S., Beizai M., Ezon C., Golper T.A., *Technical breakthroughs in the wearable artificial kidney (WAK)* Clin J Am Soc Nephrol. 2009;4:1441–1448. doi: 10.2215/CJN.02790409.
14. Gura V., Ronco C., Davenport A., *The wearable artificial kidney, why and how: from holy grail to reality*. Semin Dial. 2009;22:13–17. doi: 10.1111/j.1525-139X.2008.00507.x.
15. Gura V., Ronco C., Nalesso F., Brendolan A., Beizai M., Ezon C., Davenport A., Rambod E., *A wearable hemofilter for continuous ambulatory ultrafiltration.*, Kidney Int. 2008;73:497–502. doi: 10.1038/sj.ki.5002711.
16. Humes H.D., Buffington D.A., MacKay S.M., Funke A.J., Weitzel W.F., *Replacement of renal function in uremic animals with a tissue-engineered kidney*. Nat Biotechnol. 1999;17:451–455. doi: 10.1038/8626.
17. Humes H.D., MacKay S.M., Funke A.J., Buffington D.A., *Tissue engineering of a bioartificial renal tubule assist device: in vitro transport and metabolic characteristics*. Kidney Int. 1999;55:2502–2514. doi: 10.1046/j. 1523-1755.999.00486.x.
18. Ip T.K., Aebischer P., Galletti P.M., *Cellular control of membrane permeability. Implications for a bioartificial renal tubule*. ASAIO Trans. 1988;34:351–355.
19. Ip T.K., Aebischer P., *Renal epithelial-cell-controlled solute transport across permeable membranes as the foundation for a bioartificial kidney*. Artif Organs. 1989;13:58–65. doi: 10.1111/j.1525-1594.1989.tb02833.x.
20. Jaber B.L., Finkelstein F.O., Glickman J.D., Hull A.R., Kraus M.A., Leyboldt J.K., Liu J., Gilbertson D., McCarthy J., Miller B.W., Moran J., Collins A.J., *FREEDOM Study Group. Scope and design of the Following Rehabilitation, Economics and Everyday-Dialysis Outcome Measurements (FREEDOM) Study*. Am J Kidney Dis. 2009;53:310–320. doi: 10.1053/j.ajkd.2008.07.013.
21. Klarenbach S., Manns B., *Economic evaluation of dialysis therapies*. Semin Nephrol. 2009;29:524–532. doi: 10.1016/j.semnephrol.2009.06.009.
22. Kliger AS., *More intensive hemodialysis*. Clin J Am Soc Nephrol. 2009;4(Suppl 1):S121–S124. doi: 10.2215/CJN.02920509.
23. Kohn O.F., Coe F.L., Ing T.S., *Solute kinetics with short-daily home hemodialysis using slow dialysate flow rate*. Hemodial Int. 2010;14:39–46. doi: 10.1111/j.1542-4758.2009.00399.x.
24. Kraus M., Burkart J., Hegeman R., Solomon R., Coplon N., Moran J., *A comparison of center-based vs. home-based daily hemodialysis for patients with end-stage renal disease*. Hemodial Int. 2007;11:468–477. doi: 10.1111/ j.1542-4758.2007.00229.x.
25. Lee Y.J., Lee Y.J., Han H.J., *Regulatory mechanisms of Na⁺/glucose cotransporters in renal proximal tubule cells*. Kidney Int Suppl. 2007;72:S27–S35. doi: 10.1038/sj.ki.5002383.
26. Lockridge RS Jr., Pipkin M., *Short and long nightly hemodialysis in the United States*. Hemodial Int. 2008;12(Suppl 1):S48–S50. doi: 10.1111/j.1542-4758.2008.00296.x.
27. Mount D.B., Kwon C.Y., Zandi-Nejad K., *Renal urate transport*. Rheum Dis Clin North Am. 2006;32:313–331. doi: 10.1016/j.rdc.2006.02.006. vi.
28. Osada, Y., Nakagawa, T., *Membrane Science and Technology*, New York: Marcel Dekker, Inc,1992. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_membrane
29. Perry, R.H., Green D.H., *Perry's Chemical Engineers' Handbook, 7th edition*, McGraw-Hill, 1997. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_membrane
30. Pinnau, I, Freeman, B.D., *Membrane Formation and Modification*, ACS, 1999. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_membrane
31. Pierratos A., Ouwendyk M., Francoeur R., Vas S., Raj D.S., Ecclestone A.M., Langos V., Uldall R., *Nocturnal hemodialysis: three-year experience*. J

- Am Soc Nephrol. 1998;9:859–868.
32. Prodjosudjadi W., Gerritsma J.S., Klar-Mohamad N., Gerritsen A.F., Bruijn J.A., Daha M.R., van Es L.A., *Production and cytokine-mediated regulation of monocyte chemoattractant protein-1 by human proximal tubular epithelial cells*. *Kidney Int.* 1995;48:1477–1486. doi: 10.1038/ki.1995.437.
 33. Robert W. Hamilton, *Principles of Dialysis : Diffusion, Convection, and Dialysis Machines*. Available : <http://www.kidneyatlas.org/book5/adk5-01.ccc.QXD.pdf>
 34. Ronco C., Davenport A., Gura V., *A wearable artificial kidney: dream or reality?* *Nat Clin Pract Nephrol.* 2008; 4:604–605. doi: 10.1038/ncpneph0929.
 35. Scott A., *Portable home hemodialysis for kidney failure*. *Issues Emerg Health Technol.* 2007;108:1–4.
 36. Simic P., Vukicevic S., *Bone morphogenetic proteins in development and homeostasis of kidney*. *Cytokine Growth Factor Rev.* 2005;16:299–308. doi: 10.1016/j.cytogfr.2005.02.010.
 37. Simon M., Maresh J.G., Harris SE., Hernandez J.D., Arar M., Olson MS., Abboud H.E., *Expression of bone morphogenetic protein-7 mRNA in normal and ischemic adult rat kidney*. *Am J Physiol.* 1999;276:F382–F389.
 38. Soleimani M., *Na⁺:HCO₃⁻ cotransporters (NBC): expression and regulation in the kidney*. *J Nephrol.* 2002;15(Suppl 5):S32–S40.
 39. Tattersall J. In: Hemodiafiltration. Ronco C., Canaud B., Aljama P., editor. Vol. 158. Basel: Karger; 2007. *Clearance of beta-2-microglobulin and middle molecules in haemodiafiltration*; pp. 201–209.
 40. Thomas G., Jaber BL., *Convective therapies for removal of middle molecular weight uremic toxins in end-stage renal disease: a review of the evidence*. *Semin Dial.* 2009;22:610–614. doi: 10.1111/j.1525-139X.2009.00665.x.
 41. Uldall R., Ouwendyk M., Francoeur R., Wallace L., Sit W., Vas S., Pierratos A., *Slow nocturnal home hemodialysis at the Wellesley Hospital*. *Adv Ren Replace Ther.* 1996;3:133–136.
 42. Uludag H., Ip T.K., Aebischer P., *Transport functions in a bioartificial kidney under uremic conditions*. *Int J Artif Organs.* 1990;13:93–97.
 43. Uludag H., Panol G., Aebischer P., *Control of water flux in a bioartificial kidney*. *ASAIO Trans.* 1989;35:523–527. doi: 10.1097/00002480-198907000-00113.
 44. Van Kooten C., Woltman A.M., Daha M.R., *Immunological function of tubular epithelial cells: the functional implications of CD40 expression*. *Exp Nephrol.* 2000;8:203–207. doi: 10.1159/000020669.
 45. Wahl P., Schoop R., Bilic G., Neuweiler J., Le Hir M., Yoshinaga S.K., Wuthrich R.P., *Renal tubular epithelial expression of the costimulatory molecule B7RP-1 (inducible costimulator ligand)* *J Am Soc Nephrol.* 2002;13:1517–1526. doi: 10.1097/01.ASN.0000017901.77985F
 46. Wilson C.O., Block J.H., Gisvold O., Beale J.M., *Wilson and Gisvold's Textbook of organic medicinal and pharmaceutical chemistry*. 11. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2004.
 47. Wright S.H., *Role of organic cation transporters in the renal handling of therapeutic agents and xenobiotics*. *Toxicol Appl Pharmacol.* 2005;204:309–319. doi: 10.1016/j.taap.2004.10.021.
 48. Zeaman, Leos J., Zydny, Andrew L., *Microfiltration and Ultrafiltration, Principles and Applications*. New York: Marcel Dekker, Inc, 1996. Available: http://en.wikipedia.org/wiki/Artificial_membrane