

## Aplikasi Membran untuk Paru-paru Buatan

**Noer Abyor Handayani dan Heru Susanto\***

Jurusan Teknik Kimia, Fak. Teknik, Universitas Diponegoro  
Jln. Prof. Sudharto, Tembalang, Semarang, 50239, Telp/Fax: (024)7460058  
Email: heru.susanto@undip.ac.id

### Abstrak

*Dewasa ini, aplikasi teknologi membran telah mencakup di berbagai bidang, seperti pengolahan air bersih, pangan, farmasi, dan medis. Makalah ini memaparkan aplikasi teknologi membran untuk paru-paru buatan. Dalam operasi bedah jantung, seperti: cardiovascular by pass, penggantian katup, atau kegagalan jantung diperlukan alat bantu yang mempunyai fungsi seperti paru-paru. Membrane oxygenator merupakan salah satu alternatif yang dapat digunakan. Lebih jauh lagi, extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) telah diaplikasikan sebagai penyokong kinerja paru-paru dalam kasus kegagalan fungsi multi organ dan pada kasus penyakit paru-paru yang berbeda. Kinerja inti dari membran adalah meloloskan oksigen untuk masuk kedalam aliran darah serta karbondioksida meninggalkan darah, melalui proses difusi dan konveksi. Driving force untuk pertukaran gas adalah perbedaan tekanan parsial gas diantara sisi darah dan sisi gas. Pada review ini akan dibahas mengenai perkembangan membran oksigenator, prinsip perpindahan gas, jenis membran yang digunakan, teknik produksi membran, mode operasi, dan aplikasi dari membran oxygenator.*

**Kata kunci:** *membrane oxygenator; paru-paru buatan; membran kontraktor*

### 1. Pendahuluan

Penyakit infeksi saluran pernapasan akut (ISPA) saat ini masih merupakan masalah kesehatan utama. Pada banyak negara berkembang, lebih dari 50% kasus kematian terjadi pada anak-anak umur balita yang disebabkan karena infeksi saluran pernapasan akut pneumonia, yakni infeksi akut yang mengenai jaringan paru-paru (alveoli) [1]. Menurut data Departemen Kesehatan Republik Indonesia pada akhir tahun 2000, diperkirakan kematian akibat pneumonia sebagai penyebab utama infeksi saluran pernafasan akut di Indonesia mencapai 6 kasus diantara 1000 bayi dan balita [2]. Setiap tahunnya, hampir 350.000 orang Amerika meninggal akibat berbagai macam penyakit paru-paru [3]. Secara keseluruhan, penyakit paru-paru merupakan penyakit ketiga yang dapat menyebabkan kematian, dan merupakan satu dari tujuh kematian [3].

Saat ini teknologi di bidang medis mengalami perkembangan yang sangat pesat, namun kemampuan untuk mengobati penyakit seperti kegagalan fungsi organ masih terbatas dan metode pengobatannya masih mengalami banyak masalah yang belum bisa dipecahkan [4]. Oleh karena itu, pengembangan metode pengobatan mutlak diperlukan.

Satu-satunya pilihan terakhir yang dapat dilakukan oleh pasien yang mengalami kegagalan pernapasan dan penyakit paru-paru akut adalah transplantasi organ paru-paru, namun keterbatasan utama dari tahap transplantasi adalah rendahnya jumlah pendonor organ [5]. Saat ini, paru-paru buatan sedang marak digunakan dan dikembangkan sebagai salah satu alternatif pengobatan. Paru-paru buatan merupakan peralatan medis yang dirancang untuk mengambil alih atau menambah fungsi pernapasan [4,6,7]. Kedua fungsi tersebut dapat dilakukan dengan memberikan oksigen dalam darah dan memisahkan gas karbondioksida [4,6,7]. Peralatan tersebut berukuran sangat besar sehingga pasien tidak mampu melaksanakan kegiatan normalnya sehari-hari [4].

Beberapa penelitian terdahulu menyarankan untuk menggunakan paru-paru buatan tidak hanya sebagai “jembatan” pada proses transplantasi paru-paru, tetapi juga sebagai pendukung fungsi paru-paru untuk pasien yang mengalami kegagalan fungsi pernapasan akut [7,8,9]. Menurut Kiyokazu Tamesue (2006) [7], keterbatasan pasien untuk melakukan aktivitas sehari-hari yang normal dapat diatasi dengan menempatkan paru-paru buatan diantara jantung sebelah kiri dan jantung sebelah kanan jika membran oksigenator dapat disuplai darah dengan cukup oleh ventrikel kanan alami dan mengalami pertukaran gas yang tepat [7].

Paru-paru alami merupakan organ yang memiliki kemampuan pertukaran gas luar biasa dan saat ini sedang dikembangkan paru-paru buatan dengan kinerja yang mendekati kemampuan pertukaran gas paru-paru alami. Alveolus, suatu kantung kecil yang terletak di setiap cabang saluran udara paru-paru, memiliki fungsi sebagai media pertukaran gas oksigen dan karbon dioksida dan mengalirkannya bersama darah dalam pembuluh kapiler [10]. Kapasitas difusi oksigen dan karbon dioksida dalam paru-paru memiliki hubungan yang proporsional dengan besarnya area permukaan pertukaran gas dalam alveolus. Kapasitas pertukaran gas dalam alveolus dapat diibaratkan seluas lapangan tenis, 100 – 150 m<sup>2</sup> [11], dan jarak antara fasa gas dan fasa darah berkisar 1 – 2  $\mu$ m [12]. Paru-paru

alami memberikan tingkat pertukaran pada masing-masing gas oksigen dan karbon dioksida mulai dari nilai 200 – 250 ml/menit pada rata-rata orang dewasa, hingga 10 sampai 20 kali lipat pada kondisi yang sudah terlatih [13].

Hal tersebut sangat kontras dengan oksigenator modul *hollow fiber* yang saat ini sering digunakan untuk menopang kinerja paru-paru. Oksigenator memiliki luas area permukaan membran berkisar 1 – 4 m<sup>2</sup> yang dikemas kurang kompak dibandingkan dengan paru-paru alami. Jarak difusi gas antara darah dan gas dalam paru-paru buatan berkisar 10-30 µm, lebih besar dibandingkan paru-paru alami [14]. Saat ini paru-paru buatan dengan kandungan gas oksigen 100%, sedang digunakan atau dikembangkan dengan tujuan untuk mencapai tingkat pertukaran gas sehingga dapat mendukung proses metabolisme pasien saat beristirahat [15].

Lebih jauh lagi, gangguan organ sebagai akibat dari pemasangan alat paru-paru buatan tidak dapat dihindari [16]. Selama proses sirkulasi ekstrakorporeal berlangsung, peradangan organ mungkin dapat terjadi setelah tahap operasi. Proses peradangan dapat terjadi akibat kontak darah dengan membran pada paru-paru buatan. Sebagai mana dinyatakan diatas, paru-paru buatan sering menimbulkan permasalahan ketika digunakan dalam jangka waktu yang lama, meskipun perbaikan jenis material membran telah dilakukan. Perkembangan paru-paru buatan yang dirancang sebagai *extracorporeal membrane oxygenation* (ECMO) sangat diharapkan [1-15]. ECMO dapat diaplikasikan sebagai “jembatan” sebelum tahap operasi transplantasi paru-paru atau sebagai penopang sistem pernapasan jangka panjang [6, 17, 18].

## 2. Sejarah

Membran oksigenator pertama kali digunakan oleh Kolff tahun 1955 [6]. Pada saat itu, material membran yang tersedia relatif impermeabel terhadap gas oksigen dan karbondioksida. Membran oksigenator yang pertama yang dibuat dan digunakan secara klinis telah dilaporkan oleh Clowes dan Hopkins pada tahun 1956 [6]. Membran oksigenator tersebut dibuat dari *ethylcellulose multilayer flatsheet membranes* dan memiliki luas permukaan 25 m<sup>2</sup>. Faktor tersebut telah membatasi penggunaan membran oksigenator secara klinis dari tahun 1970an dan awal 1980an, meskipun membran *sheet* tipis yang pertama kali terbuat dari polyethylene dan polytetrafluorethylene telah tersedia. Perkembangan polydimethylsiloxane dengan permeabilitas yang tinggi terhadap oksigen dan karbondioksida, telah membawa kemajuan besar dalam penetapan teknik pengerjaan dari membran oksigenator pada tahun 1960an dan tahun 1970an. Luas permukaan membran yang dibutuhkan dapat dioptimasi hingga kurang dari 6 m<sup>2</sup>.

Terobosan nyata datang seiring dengan perkembangan *hydrophobic microporous hollow fiber membrane* dengan ukuran pori < 0,1 µm pada tahun 1980an. Pada tahun 1980an, *microporous hollow fiber membranes* [6] menjadi komersial. Membran oksigenator dengan aliran ekstraluminal membutuhkan luas permukaan membran yang kurang dari 2 m<sup>2</sup> untuk merawat pasien dewasa [6].

## 3. Tipe Oxygenator

Hingga saat ini, terdapat tiga jenis oksigenator yang telah dibuat :

**Film - type oxygenator.** Berbagai macam teknik telah digunakan untuk menghasilkan lapisan film tipis dari darah, dan pertukaran gas terjadi di permukaan lapisan film tersebut. Karena tidak adanya pengenalan mekanik gas kedalam darah, trauma darah yang disebabkan oleh pompa oksigenator ini lebih sedikit terjadi dibandingkan dengan oksigenator tipe *bubble*. Pada alat ini, area permukaan yang besar diperlukan [19].

**Bubble - type oxygenator.** Pada alat ini, gas dimasukkan langsung dalam bentuk gelembung (*bubble*). Proses oksigenasi berlangsung secara efektif karena permukaan aktif dari gelembung yang besar, sehingga oksigenator jenis ini merupakan oksigenator yang paling efektif dan sederhana [19].

**Membrane – type oxygenator.** Pertukaran gas oksigen dan karbon dioksida terjadi melalui membran. Karena kontak antara darah dan gas terjadi secara tidak langsung, maka trauma darah dapat dihindari. Sangat disadari bahwa oksigenator merupakan suatu alat yang paling banyak mengalami trauma darah, sehingga mengharuskan adanya permukaan area yang cukup besar. Konsekuensinya, *priming volume* yang besar dibutuhkan ketika laju perpindahan gas pada membran tidak terlalu bagus. Untuk meningkatkan laju perpindahan gas, maka lebih baik menggunakan membran mikropori dibandingkan dengan membran homogen non permeabel [6,19].

## 4. Tipe Membran Oksigenator

Membran oksigenator dapat dikelompokkan kedalam 3 kelompok:

**Plaque Oxygenator** [19]. Oksigenator berdasarkan membran mikropori dengan basis silikon atau polypropylene. Gas dan darah mengalir pada sisi yang berlawanan dari membran, sebagai contoh Cobe Excel, Cobe VPCML, Shirley M-2000.

**Spiral Oxygenator** [19]. Oksigenator ini merupakan turunan dari model tua buatan Kolobov yang menggunakan membran silikon. Tipe dari oksigenator ini hanya diproduksi oleh The Company Avecor.

**Hollow Fiber Oxygenator.** Jenis oksigenator ini dibuat dari membran mikropori berbasis polypropylene, terdiri dari benang kapiler yang tersusun paralel membentuk *hollow, capillary fibers*, atau *membran capillary*. Tipe

ini adalah jenis oksigenator yang paling banyak digunakan saat ini. Oksigenator *hollow fiber* dapat diklasifikasikan menjadi 2 kelompok berdasarkan sirkulasi aliran darah dan gas [6, 19] :

Kelompok pertama : *Microporous Capillary membranes, Blood inside*. Tahun 1980-an, darah dipompa kedalam membran kapiler (aliran luminal) dimana gas dimasukkan dari sisi luar menuju membran. Kelemahan dari oksigenator jenis ini adalah :

- Membutuhkan luas permukaan membran yang besar
- Biokompatibilitas rendah
- Priming volume besar
- Biaya produksi rendah
- Pressure drop tinggi

Kelompok kedua : *Microporous Capillary Membranes, Blood Outside*. Karena kelemahan dari aliran darah intraluminal tersebut diatas, oksigenator dengan aliran darah diluar kapiler (aliran ekstraluminal) telah dikembangkan di pertengahan tahun 1980-an. Struktur oksigenator tersebut terdiri dari *wound capillary membranes* atau *knitted mats* yang memberikan pengadukan darah yang baik dan meningkatkan laju perpindahan oksigen, khususnya pada lapisan batas darah, sehingga penggunaan area permukaan membran dapat diminimalisasi. Lebih dari 95% membran oksigenator yang digunakan di rumah sakit saat ini adalah jenis oksigenator dengan aliran darah diluar kapiler.

Konstruksi yang paling efektif adalah dengan menggunakan *cross-laid knitted mats*, sehingga akan dicapai:

- Peningkatan efisiensi perpindahan massa dengan pencampuran laminar lokal (*static mixer effect*)
- Pembaharuan ulang konsentrasi pada lapisan batas.
- Distribusi kapiler yang sama.
- Penggabungan kapiler dilakukan oleh *warp threads* (tidak terjadi pergerakan).
- Kesesuaian dengan berbagai macam rancangan oksigenator (axial, tangential, *cross flow*, dll).
- Ketebalan lapisan darah (*pressure drop*) dapat diatur dengan mudah.
- Mudah ditangani selama proses pembuatan
- Yield produksi tinggi
- Ujung akhir dari kapiler tertutup sehingga aman untuk potting.

Tahapan proses untuk pembuatan *cross-laid knitted mats* dapat diuraikan sebagai berikut: beberapa kapiler diletakkan secara paralel ke knitting machine dan dihubungkan dengan warp threads pada jarak tertentu. Selama tahap ini, mats dipotong, ujung akhir dari membran ditutup, dan kumparan mats digulung secara paralel. Pada tahap berikutnya, dua mats didorong ke *angle* tertentu dan digulung bersama.

Untuk masing-masing pembuatan oksigenator, jarak antara membran, dan jarak warp threads serta sudut antara cross wound mats adalah mungkin untuk dioptimasi. Dengan cara ini aliran darah dapat dioptimasi.

Pengaruh perancangan dan variabel operasi pada kinerja modul telah diinvestigasi untuk perpindahan oksigen menuju air. Dari data tersebut dapat diketahui bahwa *angle* membran untuk arah aliran cairan utama memiliki pengaruh yang signifikan terhadap kinerja oksigenator. Koefisien perpindahan massa meningkat secara proporsional saat *angle* membran mencapai 10° dan dimulai pada level sekitar 20-25°.

## 5. Diskripsi Membran Oksigenator Hollow Fiber

Paru-paru buatan atau membran oksigenator yang digunakan, umumnya terdiri dari sekumpulan membran hollow fiber yang dikemas dalam suatu konfigurasi tertentu. Darah masuk kedalam alat dan mengalir dari bagian luar hollow fiber, sementara oksigen atau campuran oksigen – karbon dioksida mengalir melalui lumen dari fibers. Peralatan tersebut juga dapat dioperasikan dengan mode reverse, namun membutuhkan tekanan yang besar. Hal ini disebabkan karena aliran darah yang bersifat intra luminal. Membran oksigenator juga dilengkapi dengan heat exchanger, dimana darah menyembur sebelum keluar dari alat untuk mempertahankan suhu tubuh.

Saat ini, jenis oksigenator yang sering digunakan adalah Medtronic Affinity® NT oxygenator, the Jostra Quadrox®, dan Terumo Cardiovascular Systems Capiox® SX [6]. Semua peralatan ini dirancang untuk mengurangi priming volume, meminimalkan tahanan aliran darah, dan menghilangkan daerah stagnan darah untuk mencegah pembentukan thrombosis.

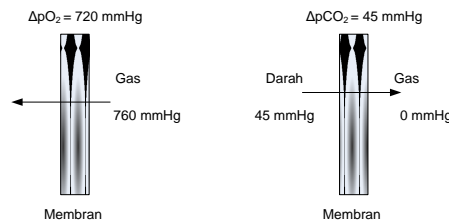
Fiber bersifat hidrofobik (khususnya terbuat dari polypropylene), memiliki ukuran pori submikron dengan porositas 40 – 50%. Diameter dalam fiber berkisar 200 – 400 mikron. Fiber kemudian dikemas untuk mendapatkan porositas 40-60% dan permukaan total untuk pertukaran gas adalah 2 – 4 m<sup>2</sup>. Priming volume darah untuk orang dewasa adalah 135 – 340 ml. Oxygenator dapat mencapai tingkat pertukaran gas 200 – 400 ml/menit dengan suplai gas oksigen 100%.

## 6. Prinsip Pertukaran Gas

Pada membran oksigenator memiliki prinsip pertukaran gas yang lebih kompleks dibandingkan dengan hukum gas yang berlaku, karena terdapat beberapa hambatan. Gas oksigen harus melewati membran oksigenator, terlarut dalam plasma darah, masuk ke permukaan membran dari sel darah merah, dan tersebar dalam sitoplasma

didalam sel darah merah untuk berikatan dengan hemoglobin. Proses difusi karbondioksida dari darah lebih sederhana dibandingkan dengan difusi oksigen karena karbon dioksida 20 kali lebih larut dibandingkan dengan oksigen, dan dapat dihilangkan melalui perbedaan tekanan parsial, menggunakan beberapa jenis membran [20].

Menurut Drammond [20] dan [6], gaya yang paling mempengaruhi transfer oksigen melalui membran adalah perbedaan tekanan parsial. Semakin tinggi perbedaan tekanan parsial, maka semakin besar gaya dorong yang digunakan (Gambar 1).



Gambar 1. Prinsip dasar pertukaran gas dalam membran oksigenator

Hidehiko Iwashashi dalam jurnalnya mengemukakan bahwa ketika plasma mengandung 0,3 ml gas oksigen per 100 ml darah dikontakkan dengan lapisan *tissue* yang mengandung 0,13 ml oksigen per 100 ml fluida, maka proses difusi akan terjadi dan keseimbangan akan dicapai ketika konsentrasi oksigen dalam plasma sama dengan konsentrasi dalam lapisan *tissue* [19]. Pada saat itu, konsentrasi oksigen yang terdapat dalam darah merah adalah seimbang dengan konsentrasi oksigen terlarut dalam plasma darah. Karena oksigen didalam sel darah merah diikat oleh hemoglobin, maka konsentrasi oksigen terlarut didalam sel darah merah dan plasma darah adalah tidak sama. Sebagai hasilnya, untuk setiap 100 ml darah akan menyuplai 5 ml oksigen kedalam lapisan *tissue*.

Dalam oksigenator tidak terdapat kontak langsung antara darah dan gas dalam paru-paru. Kedua fasa dipisahkan melalui kapiler alveolus, dan pertukaran gas yang terjadi telah menaati hukum difusi [10].

Saat ini prinsip utama dalam merancang oksigenator yang efektif adalah menghasilkan struktur yang sama dengan stuktur paru-paru asli dalam manusia. Namun kenyataannya, tidak mungkin untuk menghasilkan lapisan *tissue* yang sama tipisnya dengan lapisan yang adalah dalam paru-paru alami. Oleh karena itu, sangat penting untuk mempertahankan keefektifan pencampuran darah dalam oksigenator. Jika pencampuran darah yang efektif dapat dicapai, darah merah yang mengandung konsentrasi oksigen rendah terus dibawa mendekati permukaan pertukaran gas di oksigenator. Oksigen berpindah dari lapisan membran menuju plasma darah dan selanjutnya kedalam sel darah merah, dengan demikian keefektifannya dapat dipertahankan karena jarak pertukaran gas akan selalu dijaga minimum [19].

Permukaan aktif dari membran oksigenator berkisar 0,5 dan 2,5 m<sup>2</sup>. Luas ini sekitar 10% dari luas paru-paru alami anak muda dan orang dewasa. Dengan tujuan untuk mencapai pertukaran gas yang cukup, waktu kontak harus ditingkatkan dan atau perbedaan tekanan parsial harus ditingkatkan atau kondisi yang lain harus diatur. Menurut hukum Ficks (1) efisiensi pertukaran gas dapat ditingkatkan [6].

$$V_{O_2} = \frac{P_1 - P_2}{L} \tag{1}$$

Dari persamaan (1),  $VO_2$  adalah jumlah oksigen yang dipertukarkan pada waktu tertentu,  $P_1 - P_2$  adalah beda tekanan parsial,  $K$  adalah faktor difusi (koefisien adsorpsi, turbulansi),  $F$  adalah permukaan, dan  $L$  adalah ketebalan lapisan difusi.

Perpindahan oksigen kedalam darah dihalangi oleh 3 tahanan utama [6]:

$$R_{total} = R_B + R_M + R_G \tag{2}$$

Pada persamaan (2), total tahanan perpindahan gas  $R_{total}$  adalah jumlah tahanan dari sisi darah  $R_B$ , tahanan melintang membran  $R_M$ , dan tahanan sisi gas  $R_G$ .

## 7. Membran dan Sifat Membran

Saat ini, membran oksigenator yang digunakan dalam bedah jantung terbuka sebagian besar adalah mikroporus hidrofobik membran kapiler dengan ukuran pori < 0,1 um dan diameter luar antara 300 dan 500 um [6].

Untuk aplikasi khusus, sebagai contoh, penyokong sistem paru-paru, membran berkulit tebal digunakan karena memiliki tahanan plasma darah jangka panjang yang lebih baik.

Polimer membran utama yang digunakan adalah polyolefin seperti polypropylene (PP), polyethylene (PE), dan poly-4-methylpentene (PMP). Lebih jauh, polimer yang digunakan dalam skala kecil adalah polyvinilidene fluoride (PVDF) dan silicon rubber [6].

Dalam membran oksigenator *flat sheet*, darah dipisahkan dari gas oleh membran *spiral wound* atau membran staple. Baffle ditempatkan diantara membran, dengan tujuan untuk mengurangi lapisan batas dan meningkatkan efisiensi. Oleh karena itu, hanya terdapat satu tipe *microporous flatsheet membrane oxygenator* yang tersedia.

Kawahito, dkk [12] telah berhasil mengembangkan *pre-clinical oxygenator* skala laboratorium untuk ECMO dengan menggunakan *ultra thin silicone rubber hollow fiber membrane*.

Sekitar 80% membran oksigenator yang digunakan di dunia, diproduksi oleh *Membrana GmbH* di Wuppertal. Produser lain adalah *Dainippon Inc.* dan *Terumo* [6].

## 8. Membran Mikropori dan Membran Dense

Proses difusi dari kedua gas didalam oxygenator tergantung dari jenis material membran (ketebalan dan porositas) [19]. Terdapat dua tipe membran yang sering digunakan, yaitu membran mikropori dan nonpori / dense.

### *Membran mikropori*

Pertukaran gas diantara sisi darah dan sisi gas dalam membran mikropori dilakukan oleh proses difusi dan konveksi dari gas melalui pori-pori terbuka, sehingga tahanan dari membran menjadi sangat kecil untuk pertukaran gas tersebut. Kebanyakan membran mikropori dibuat dari polypropylene melalui proses *temperature-induced phase separation (TIPS)*.

Rongga dalam membran tersebut memiliki struktur homogen dan isotropik dengan permukaan terbuka pada seluruh sisi dinding. Membran jenis ini dapat diandalkan karena memiliki kinerja dan stabilitas mekanik yang cukup dari gaya tarik dan pemanjangan pada saat patah dikombinasikan dengan ketahanan dan penanganan keamanan yang tinggi selama proses pembuatan. Saat ini membran tersebut merupakan membran yang paling banyak digunakan untuk membran oksigenator.

Tipe kedua dari membran mikropori diproduksi oleh *melt spin stretch process*, yang menghasilkan struktur polimer fibrillar. Polyolefin sekali lagi juga cocok untuk proses ini karena hanya polimer dengan kristalinitas tepatlah yang sesuai untuk menciptakan struktur membran tersebut. Kinerja dari membran tersebut dapat dibandingkan dengan membran TIPS. Karakteristik pemecahan plasma adalah sedikit lebih kritis karena struktur ini.

Karena sifat hidrofobik dari membran dan ukuran pori ( $<0,1$  um), maka molekul gas dapat melalui dinding membran, sedangkan cairan dan komponen coepuscular tertahan. Bagian polar dari permukaan energi harus sekecil mungkin sehingga tidak membasahi pori dengan larutan cairnya, sebagai contoh darah, dan tetesan air pada permukaan yang dapat menyebabkan contact angle yang tinggi  $90^\circ$ .

Untuk selang waktu antara tindakan operasi jantung terbuka dan beberapa hari berikutnya, membran terbuka ini dapat bekerja dengan sangat handal dan aman. Bagaimanapun, saat perawatan pertama kali plasma protein terjerap pada permukaan membran dan kemudian lapisan protein juga tumbuh didalam pori membran. Hasil tersebut akan meningkatkan permukaan energi dari kulit pori. Lebih jauh lagi, jenis surfaktan ini mempengaruhi sifat pori menjadi basah dan akan terjadi pematangan plasma dari sisi darah dari menuju sisi gas.

Pada kenyataannya, membran oksigenator adalah suatu peralatan yang mahal, sulit diproduksi, memerlukan area permukaan membran dan volume priming yang besar [19]. Namun, jenis oksigenator ini memiliki kemampuan untuk melakukan pertukaran gas oksigen dan karbondioksida pada kondisi yang tepat dalam jangka waktu yang panjang (periode mingguan) tanpa kehilangan efisiensinya [19].

### *Membran Dense*

Membran dense atau membran difusi, tidak memiliki pori terbuka pada dinding membran atau luar kulit dari membran. Untuk aplikasi membran oksigenator jangka panjang, membran jenis ini digunakan untuk mencegah pemecahan plasma.

Gas oksigen dan karbondioksida memiliki kelarutan yang baik dalam membran polimer. Dengan adanya perbedaan konsentrasi gas di kedua sisi membran, gas dipindahkan secara difusi melalui polimer matriks menuju konsentrasi yang lebih rendah. Dahulu, *silicon rubber* atau *silicon skinned microporous membrane* digunakan karena permeabilitas khusus dari polimer ini tinggi. Kelemahan dari membran tersebut adalah ketebalan dinding yang tinggi yang disebabkan oleh kebutuhan mekanik. Menurut hukum Fick's, perpindahan gas secara difusi sebanding dengan ketebalan dari lapisan polimer. Sehingga, luas permukaan membran yang tinggi akan dibutuhkan untuk mencapai pertukaran gas yang cukup. Untuk menyelesaikan permasalahan ini, membran poly-4-methyl pentene (PMP) telah dikembangkan. Membran dengan kualitas kinerja terbaik dihasilkan dari *thermally induced phase separation process (ACCUREL)*. Membran tersebut bersifat asimetrik, memiliki rongga (sponge) seperti mikropori pada dinding terluar dan lapisan padat pada kulit terluarnya.

Karena PMP memiliki permeabilitas yang tinggi terhadap oksigen dan karbon dioksida dan lapisan dense yang menjaganya tetap tipis ( $0,1$  um), OXYPLUS memiliki kemampuan untuk perpindahan gas yang dapat dibandingkan dengan membran mikropori umumnya. Waktu pemecahan plasma pada membran OXYPLUS lebih lama dibandingkan dengan membran mikropori lainnya.

Permeabilitas PMP terhadap oksigen lebih tinggi dibandingkan dengan nitrogen. Membran tersebut juga sesuai untuk aplikasi pemisahan gas dan pemekatan.

### Daftar Pustaka

- [1] Wahyono, D., Hapsari, I., Astuti, I.W.B., (2008), "Pola Pengembangan Infeksi Saluran Pernapasan Akut Anak Usia Bawah Lima Tahun Balita Rawat Jalan di Puskesmas I Purwareja kalmpok Kabupaten Banjarnegara tahun 2004", *Majalah Farmasi Indonesia* (19)1.
- [2] Departemen Kesehatan Republik Indonesia, 2000.
- [3] Federspiel, W., Henchir, K. A., (2004), "Lung, Artificial : Basic Principle and Current Applications", *Encyclopedia of biomaterials and biomedical Engineering*, University of Pittsburg, Pittsburg, Pennsylvania, U.S.A
- [4] Sawa, Y., Ohata, T., Takagi, M., Suhara, H., matsuda, H., (2000), "Development of hybrid Artificial Lung With Gene Transfected Biological Cells", *Review: Hybrid Artificial Organs, Journal Artificial Organs* (3), hal. 1-4
- [5] Rich, S., (1995), "Medical Treatment of primary Pulmonary Hypertension. A bridge to transplantation?", *J. Cardiol* (75), hal. 63 A – 66A
- [6] Peinmann, K.V., Nunes, A.P., (2008), "Membrane for the life sciences", Volume 1, Germany : Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA.
- [7] Tamesue, K., Ichiba, S., Nawa, S., Shimizu, N., (2006), "An Experimental Study on Pumpless Extracorporeal membrane Oxygenation (ECMO) Support in a Canine Model", *Acta Medica Okayama* (60), hal. 167 – 172
- [8] Bodell, B.R., Head, J. M., Head, L.R., Formolo, A.J., (1965), "An Implantable Artificial Lung". *JAMA* (191), hal 125 – 128
- [9] Mortensen, J.D., Afterwood, (1994), "Bottom-line Status Report: Can Current Trends on membrane Gas transfer technology Lead to an Implantable Intrathoracic Artificial Lung?", *Artif Organs* (18), hal. 864 – 869
- [10] Zulian, F., Toledo, M.M.M., Amigoni, A., Martini, G., Agosto, C., Pettenazo, A., (2007), "Succesful Use of Extracorporeal Membrane Oxygenation for Severe Interstitial Lung Disease in a Child With Dermatomyositis", *Intensive Care Med* (33), hal. 1663 – 1666
- [11] Newhouse, M.T., (1999), "Tennis Anyone? The Lungs as a new court for systemic therapy", *CMAJ* (10), hal. 1287 – 1288
- [12] Weibel, E.R., (2002), "The pathway for oxygen: structure and function in the mammalian respiratory system", Harvard University Press
- [13] Federspiel, W.J., Sawzik, P.J., Borovetz, H.S., Reeder, G.D., Hattler, B.G., (1996), "Temporary Support of the lungs – the artificial lung", 717 – 728
- [14] Gravlee, G.P., Davis, R.F., Utley, J.R., (1993), "In cardiopulmonary bypass principoles and Practise", Philadelphia, hal. 28 – 54
- [15] Oshima, K., Kunimoto, F., Hinohara, H., Ohkawa, M., Mita, N., Tahma, Y., Saito, S., (2010), "Extracorporeal Membran Oxygeantion for respiratory failure: comparison of venovenous versus venoarterial by pas", *Surgery today* (40), hal. 216 – 222
- [16] Sawa, Y., Shimazaki, Y., kadoba, K., Nishimura, M., Matsuda, M., (1996), "Attenuation of cardiopulmonary bypass derive inflammatory reaction reduces myocardial reperfusion injury in open heart surgery", *J. Thorac Cardiovasc Surg* (111), hal. 29 – 35
- [17] Inoue, T., Takagi, M., Sawa, Y., Shirakura, R., Yoshida, T., (1996), "Oxygen transfer rate of a hybrid artificial lung model", *Japan Journal Artif Organs* (25), hal. 811 – 815



- [18] Akagi, H., takano, H., Taenaka, Y., (1991), “Hybrid Respiratory Support System with extracorporeal placental oxygenation”, ASAIO trans, hal. M 409 – 410
- [19] Iwahashi, H., Yuri, K., Nose, Y., (2004), “Development of oxygenator: past, present, future”, J Artif Organs (7), hal 111 – 120
- [20] Drummond, M., braile, D.M., Oliviera, A.P., Camim, A.S., Oyama, R.K., Sandoval, G.H., (2005), “Technological evolution of membrane oxygenators”, Braz J Cardiovac Surg (20), hal. 432 – 437