

AULA 12

EQUIPAMENTOS E CIRCUITOS USADOS PARA A ASSISTÊNCIA CARDIOPULMONAR EXTRACORPÓREA PROLONGADA.

A assistência cardiopulmonar extracorpórea prolongada (ACPEP) constitui uma modalidade de circulação extracorpórea em que o objetivo é substituir total ou parcialmente a função dos pulmões (ECMO) ou a função do coração (ECLS), enquanto esses órgãos recuperam-se de lesões potencialmente reversíveis, submetidos aos tratamentos disponíveis para a resolução dos processos inflamatórios, infecciosos, traumáticos, isquêmicos ou de outra natureza que estão na origem da insuficiência respiratória ou cardíaca.

A visão acima, apenas superficial, traz à tona apenas as aplicações mais comuns da assistência extracorpórea prolongada. A ECMO, entretanto, para usar a terminologia mais comumente empregada na prática hospitalar, que compreende as diferentes modalidades de assistência cardiopulmonar extracorpórea prolongada, tem aplicações as mais diversas. Entretanto, todas as aplicações dessa tecnologia podem ser englobadas, em termos gerais, em 3 grupos principais:

1. A substituição parcial ou total das trocas gasosas pulmonares;

2. A substituição parcial ou total da função de bombeamento do coração;
3. A aplicação das anteriores a um mesmo paciente.

De uma forma simplificada, consideramos a ECMO (a ECLS ou a ACPEP) como a retirada de sangue do sistema venoso, sua oxigenação e remoção do CO₂ fora do corpo do paciente e o bombeamento do sangue oxigenado de volta ao paciente para a oxigenação dos tecidos e a consequente manutenção da atividade metabólica que assegura a integridade celular e as funções de todos os órgãos e sistemas.

Há casos bastante numerosos, especialmente em neonatos, nos quais a disfunção pulmonar é um problema isolado e a função do coração é absolutamente normal. Nesses casos a remoção do sangue venoso e a sua oxigenação extracorpórea podem ser seguidas da reinfusão do sangue, agora oxigenado, no próprio sistema venoso do paciente. Essa modalidade de ECMO, denominada venovenosa, tem recebido bastante atenção dos especialistas e seu emprego tem adquirido popularidade crescente. A ECMO veno-venosa será tratada em mais detalhes em outro momento desse curso. A ECMO veno-venosa simplifica bastante o procedimento, porque evita a canulação arterial e, na maioria dos casos em que é usada oferece saturação de oxigênio suficiente para a manutenção adequada das atividades celulares.

Na ECMO veno-arterial, a modalidade mais comum, o sangue é removido do sistema venoso, oxigenado fora do organismo e devolvido ao paciente através da circulação arterial. Nessa modalidade, a ECMO é instalada em série em relação à circulação do paciente.

Na ECMO veno-venosa, o sangue é removido do sistema venoso, oxigenado fora do organismo e devolvido ao paciente através da mesma circulação venosa. Esse sangue se mistura ao sangue que atravessa os pulmões para ser bombeado pelo coração para a circulação arterial do paciente. Nessa modalidade, portanto, a ECMO é instalada em paralelo à circulação do paciente.

Para a realização desses procedimentos é necessário dispor de uma série de

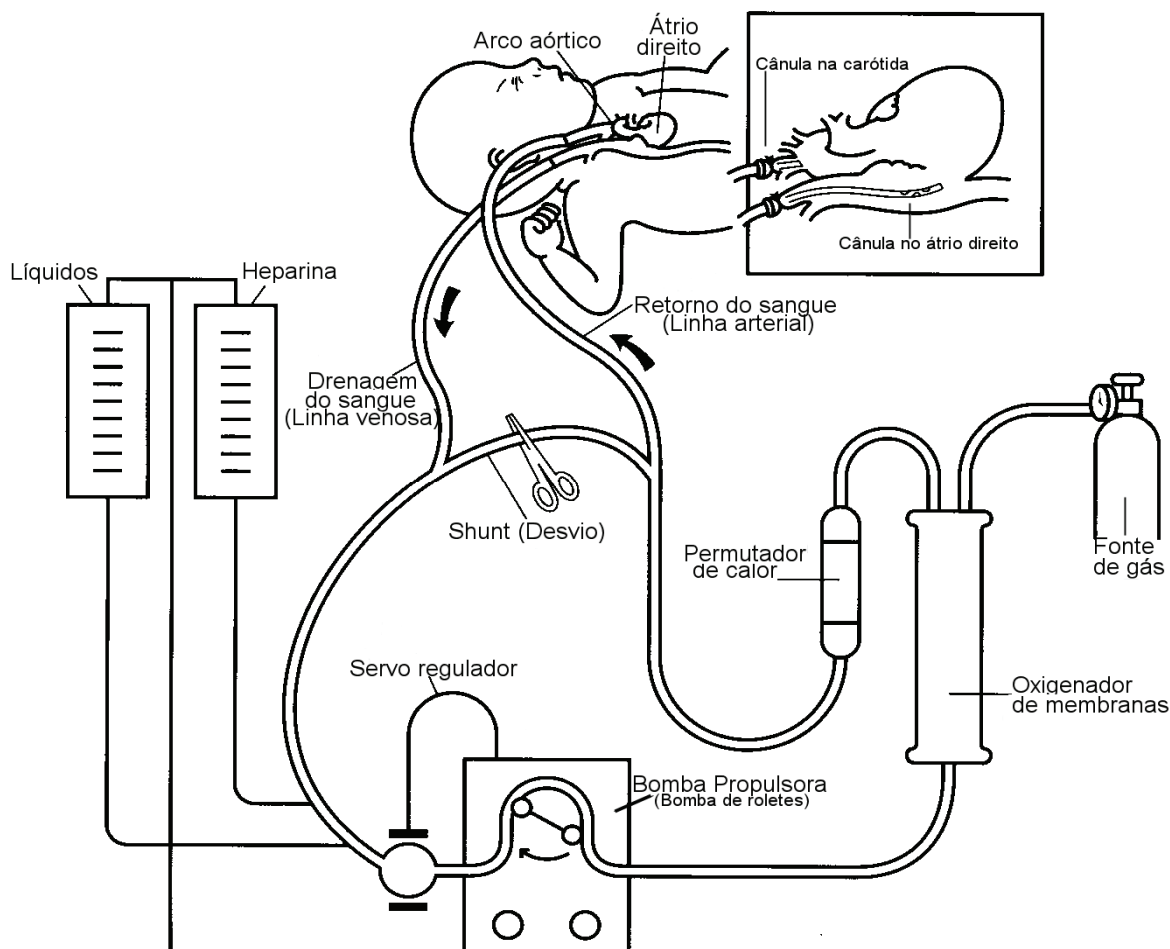


Figura 12.1. Ilustra o circuito básico da ECMO convencional com todos os seus componentes.

aparelhos e instrumentos especiais. Para facilitar a exposição e a compreensão do equipamento necessário à realização dos procedimentos de assistência cardiopulmonar vamos iniciar a descrição dos mesmos à partir do circuito básico utilizado para a ECMO, ou seja, a assistência ventilatória extracorpórea com oxigenadores

de membranas. A figura 12.1 ilustra o circuito básico da ECMO na modalidade clássica veno-arterial.

Vamos considerar que o circuito básico da ECMO (ou da ECLS) é formado por 3 componentes principais:

- A. bomba propulsora
- B. oxigenador de membranas
- C. permutador de calor (trocaador de calor)

Para que esses componentes principais possam ser usados, é necessária uma série de outros componentes, tais como, cânulas, tubos para as linhas venosa e arterial e conectores, dentre outros. Esses componentes adicionais servem para interligar os componentes principais e o paciente. Para a descrição de cada um dos componentes do sistema da ECMO vamos tomar como padrão a configuração do circuito básico para recém-natos, na modalidade de ECMO veno-arterial. A ilustração da figura 1 representa o circuito completo, classicamente recomendado para a ECMO neonatal. Vamos descrever os componentes na sequência do circuito, lembrando que essa sequência não segue a ordem natural em que os componentes são usados na instalação da ECMO.

CÂNULAS VENOSAS

No circuito básico para a ECMO veno-arterial uma cânula de material plástico (em geral poliuretano) é utilizada para coletar o sangue do interior do átrio direito. A melhor drenagem é obtida pelas cânulas que possuem orifícios adicionais na

parede lateral. A canulação é, em geral, feita na própria unidade de terapia intensiva ou na unidade de ECMO, quando existir.

Todos os procedimentos auxiliares necessários, como a inserção de drenos de tórax, inserção de catéteres venosos para infusão de líquidos e outros são realizados antes da canulação para a ECMO, em virtude da heparinização sistêmica do paciente e os consequentes riscos de hemorragias.

A heparina é administrada após a dissecação e o isolamento dos vasos e antes da sua canulação. O paciente recebe uma dose adequada de substâncias curarizantes para o bloqueio da atividade muscular, como um recurso auxiliar para evitar a embolia aérea durante a canulação venosa. Doses adequadas de morfina ou fentanil são também administradas para obter-se uma sedação mais intensa. Além disso, é recomendável a anestesia local com xilocaína.

A cânula é introduzida através de uma incisão cirúrgica no lado direito do pescoço, pouco acima da clavícula para exposição da veia jugular interna direita. O cirurgião prepara uma área da parede da veia que é isolada para a inserção da cânula. A porção distal (cefálica) da veia é ligada. Através de uma incisão na parede da veia jugular interna, a cânula venosa é introduzida e cuidadosamente posicionada na altura da porção média do átrio direito, com o objetivo de otimizar a drenagem do sangue venoso. A cânula deve ser introduzida na incisão através de uma pequena contra-abertura feita na pele, para minimizar os riscos de infecção a partir do ponto da canulação e facilitar o posicionamento e fixação da cânula. A cânula é firmemente fixada à parede da veia e à pele do paciente para assegurar a sua imobilidade e manter o posicionamento adequado.

O material utilizado para a fabricação das cânulas deve ser inerte (biocompatível) em relação ao sangue, ou seja, não deve apresentar reação química com nenhum dos componentes do sangue. A resistência do material deve permitir a construção de cânulas de paredes finas que permitem maiores fluxos de sangue com um mesmo diâmetro externo.

As cânulas devem ser construídas de material radiopaco, para facilitar a identificação correta do seu posicionamento no interior do átrio direito pela inspeção da radiografia do tórax. Essa verificação também pode ser feita pela ecocardiografia transtorácica ou transesofágica. Apesar da dificuldade em obter-se esse recurso em nosso meio, o seu emprego é ideal para a verificação das canulações. Na falta da ecocardiografia, a verificação radiológica é utilizada (Figura 12.2).

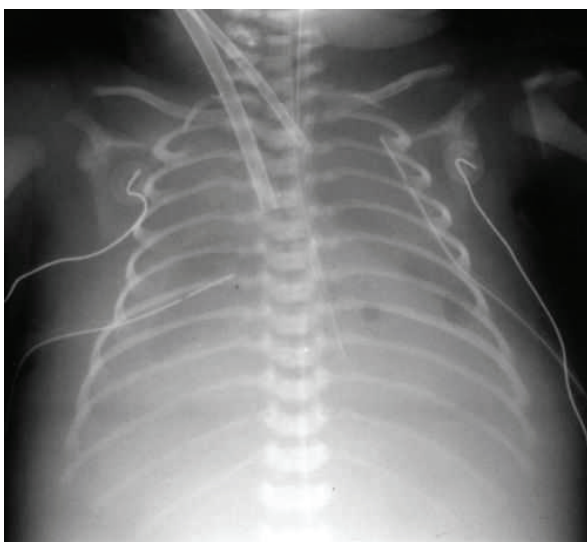


Figura 12.2. Radiografia de tórax de uma criança em tratamento com a ECMO. Mostra a cânula venosa aproximadamente na altura da junção da veia cava superior com o átrio direito e a cânula arterial bem posicionada.

As cânulas venosas são fabricadas em vários diâmetros (calibres), para atender às necessidades dos diversos pacientes. Em geral, as cânulas são produzidas nos calibres 8, 10, 12, 14 e 16 Fr. para as crianças. Há cânulas com diâmetros maiores para adultos.

A cânula venosa é um dos elementos mais importantes do circuito porque o fluxo de sangue ótimo obtido depende da drenagem venosa. A resistência ao fluxo do sangue aumenta à medida que o diâmetro da cânula diminui. Portanto, a escolha do calibre da cânula venosa é es-

sencial para assegurar uma boa drenagem venosa.

De um modo geral, o fluxo de sangue bombeado para os pacientes varia entre 60 e 120 ml/kg/min. Uma cânula excessivamente fina pode dificultar o retorno do sangue venoso de modo a reduzir a adequácia do fluxo necessário ao suporte do paciente. Como regra útil, a cânula venosa mais calibrosa compatível com o diâmetro do vaso e com a localização anatômica deve ser usada. Cânulas de pequeno calibre aumentam o potencial de lesão dos glóbulos vermelhos (hemólise) e demais elementos figurados do sangue.

As cânulas venosas, na sua extremidade distal, que vai ser conectada à linha venosa, via de regra, já possuem um conector apropriado ao circuito selecionado para uso. Alguns tipos de cânulas têm conectores "luer lock" que se adaptam com firmeza, enquanto outros tipos trazem conectores de 1/4" (um quarto de polegada) ou 6 mm de diâmetro, para a firme adaptação à linha venosa. Os conectores do tipo "luer lock" são menos usados e podem oferecer alguma resistência à livre drenagem do sangue venoso e, por essa razão, as conexões de material plástico com escamas de fixação desfrutam da preferência das equipes.

O diâmetro recomendado para os tubos utilizados nas aplicações extracorpóreas de longa duração em neonatos é de 1/4" (6 mm). Na verdade os circuitos construídos com tubos de 6 mm de diâmetro são recomendados para crianças com peso corporal inferior a 10 Kg e disso decorre a necessidade do mesmo diâmetro para os conectores, evitando pontos de turbilhonamento e traumatismo do sangue.

LINHA VENOSA

A linha venosa é constituída por um segmento de tubo plástico (tygon - PVC) de elevada qualidade (S-65-HL), que é conectado à cânula venosa e em sua porção intermediária recebe um conector em formato de Y ou de T para a construção do shunt ou desvio artério-venoso que une as duas linhas, arterial e venosa. A porção distal da linha venosa é conectada à uma bolsa venosa (bladder) ou bexiga de silicone, de pequena capacidade (15 ml - 35 ml dependendo do fabricante), cuja finalidade é evitar o aumento da pressão negativa na linha venosa e o consequente fenômeno de cavitação. Um mecanismo de servo-regulação mantém o funcionamento adequado do sistema, sem os riscos do desenvolvimento da pressão negativa em excesso. A outra extremidade da bolsa venosa é conectada ao tubo que vai para o orifício de entrada da bomba propulsora (representada no exemplo por uma bomba de roletes). O segmento de tubo que ocupa a "caçapa" da bomba de roletes (curva metálica fixa em que os roletes comprimem o tubo para impulsionar o sangue) deve ser de material resistente porque os giros dos roletes por longas horas promovem o desgaste da face interna do tubo e consequente liberação de pequenos fragmentos na circulação, fenômeno denominado "espalação", ou a rotura do tubo.

Há serviços que usam circuitos para neonatos construídos com tubos de 1/4" (6 mm) de diâmetro, enquanto outros preferem os tubos de 3/16" (4,5 mm) que reduzem o volume total de priming necessário para iniciar o procedimento. Os tubos de 1/4" de diâmetro tem capacidade de 28 ml/metro, enquanto os tubos de 3/16" tem capacidade de 18 ml/metro.

BOLSA VENOSA

A bolsa venosa inserida na linha venosa do circuito da ECMO não tem a finalidade de servir de reservatório de sangue. Ela é parte de um mecanismo de servo-regulação que mantém o funcionamento ininterrupto do sistema. A bolsa venosa, também chamada "bexiga", é de pequena capacidade (15 a 35 ml), relativamente flexível e construída de silicone. A bolsa é contida em uma caixa com sensores que interrompem a passagem de corrente elétrica. Quando o retorno venoso é adequado, a bolsa se mantém cheia. Se o retorno venoso cai ou se a bomba produz pressão negativa maior que - 20 mmHg a bolsa colapsa parcialmente e o sensor reduz a velocidade dos giros dos roletes da bomba até recompor o volume de sangue contido na bolsa. O sensor pode até desligar a bomba se a pressão negativa for elevada. (Figuras 12.3 e 12.4).



Figura 12.3. Bolsas venosas. Tem duas entradas para administração de líquidos. Em geral são usadas para a heparinização contínua e para a alimentação parenteral.

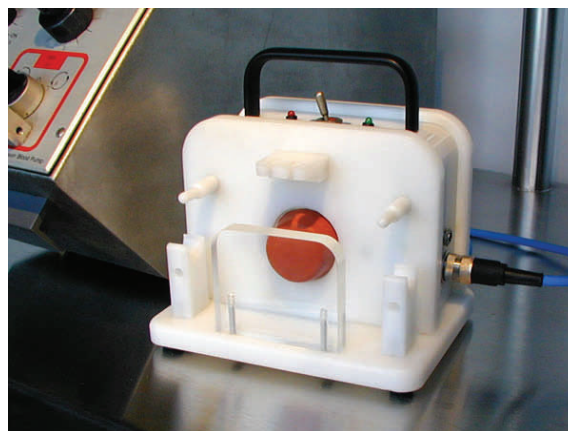


Figura 12.4. Caixa que suporta a bolsa venosa com o mecanismo de servo-regulação da bomba arterial.

Esse sistema de servo-regulação permite que a vigilância sobre o circuito possa ser mantida sem o rigor que é necessário na circulação extracorpórea convencional.

BOMBA PROPULSORA

As bombas propulsoras usadas para a ECMO em suas diversas modalidades de emprego são as mesmas bombas usadas para a circulação extracorpórea convencional. A maioria dos serviços que ministram os procedimentos de ECMO rotineiramente prefere usar as bombas de roletes. Os demais usam as bombas centrífugas.

A bomba de roletes é preferida em função da sua simplicidade mecânica, da facilidade de construção e uso e da segurança que oferece, mesmo nas aplicações de longa duração. O fluxo gerado pelas bombas de roletes é linear, não pulsátil. Contudo, na ECMO, a propulsão cardíaca confere a pulsatilidade necessária à melhor perfusão dos órgãos quando os dois fluxos, o da bomba de roletes e o do ventrículo esquerdo, se misturam na aorta ascendente.

O silicone e o tygon comum não tem a resistência suficiente para suportar a compressão dos roletes continuamente, por longos períodos. Se esses materiais forem usados na porção da bomba que os roletes percorrem, devem ser substituídos com frequência, para evitar a rotura.

As empresas que fabricam os tubos de tygon (Saint-Gobain Inc, Norton Plastics.), produzem uma mistura especial para a fabricação dos tubos que são comprimidos pelos roletes (supertygon). Esse tubo pode tolerar a compressão dos roletes por vários dias. Muitos centros que usam o supertygon não tem a preocupação de fazer um rodízido dos tubos, porque o supertygon, simplesmente, não se rompe com o uso prolongado, ao contrário dos demais materiais.

Quando o "supertygon" é usado na bomba de roletes, cerca de 40% dos serviços avançam o tubo para evitar o desgaste ou a espalção em intervalos que vari-

am de 1 a 7 dias. Entretanto, com o "supertygon", 38% dos serviços não tem a preocupação com essa rotina, uma vez que demonstraram que o material resiste ao desgaste por um tempo suficientemente longo.



Figura 12.5. Ilustra uma bomba centrífuga montada para uso (Medtronic, Inc). Em detalhes os cones usados para a propulsão do sangue. O orifício central do cone é a entrada e o orifício lateral a saída do sangue.

As bombas centrífugas também são usadas com sucesso nos procedimentos de ECMO. Existem alguns modelos de bombas centrífugas no mercado que se diferenciam pelo tipo de cone que entra em contato e impulsiona o sangue. O modelo mais comum consiste de um cone de polícarbonato contendo em seu interior um outro cone de menor diâmetro. Esse cone interno tem uma base metálica que gira impelida por um disco magnético movido por um rotor à uma velocidade ajustável. As rotações do cone interno criam uma força centrífuga que aspira o sangue no topo do cone e o expelle na base, onde se situa o orifício de saída do cone externo. Um fluxômetro permite conhecer o fluxo da bomba que varia em função da velocidade dos giros do rotor (Figura 12.5).

As bombas centrífugas tem a vantagem de não criarem pressões negativas excessivas e, do mesmo modo, também não criam pressões positivas elevadas. Pelo fato de não gerarem excessiva pressão negativa, muitos centros de ECMO dispensam a inserção da bolsa venosa quando usam as bombas centrífugas. Como desvantagens dessas bombas, temos a maior dificuldade de uso, a facilidade de trau-

matizar o sangue no caso de redução brusca da drenagem venosa e a extrema dependência das resistências vasculares para manter o fluxo de sangue arterial relativamente estável.

OXIGENADOR DE MEMBRANAS

Há na atualidade dois tipos de oxigenadores de membranas que satisfazem as necessidades da oxigenação extracorpórea prolongada. O mais antigo desses oxigenadores em uso é baseado no aparelho criado por Kolobow, construído com membranas de silicone (membranas verdadeiras). Apesar de ser o oxigenador "padrão" para os procedimentos de ECMO, esse aparelho tem cedido espaço para os novos modelos de oxigenadores de membranas (membranas capilares ou fibras ôcas) especificamente construídos para as aplicações de longa duração. Certamente, não está longe o dia em que os aparelhos de membranas capilares assumirão a preferência da grande maioria dos centros, devido, principalmente à facilidade de uso, quando comparado ao oxigenador de membranas verdadeiras.

Oxigenador de Membranas de Silicone

No momento a empresa multinacional Medtronic fabrica com exclusividade o único oxigenador desse tipo aprovado pelas autoridades dos Estados Unidos para uso em assistência ventilatória prolongada. Esse oxigenador é produzido com uma fina lâmina de silicone com uma camada espaçadora no seu interior, por onde o sangue deverá circular. O envelope espiralado de silicone tem dois orifícios para a entrada e saída da mistura gasosa que ventila o oxigenador. Um estojo de polícarbonato recobre as membranas. O envelope de silicone é enrolado em espiral em

torno de um eixo central.



Figura 12.6. Ilustra três tamanhos do oxigenador de membranas verdadeiras produzido pela empresa multinacional Medtronic, Inc. com nos Estados Unidos da América do Norte.

O sangue e a mistura gasosa circulam em sentidos opostos para potencializar as trocas gasosas; o gás circula no interior do envelope que oferece mais resistência, enquanto o sangue circula externamente ao envelope de silicone. Essa configuração realiza as trocas gasosas com muita eficiência. O aparelho é oferecido em vários tamanhos cuja superfície de membranas varia de 0,8 a 4,5 m² (Figura 12.6. O tamanho é selecionado com base no peso e altura dos pacientes e no fluxo total calculado a partir desses dados. A tabela abaixo (Tabela 12.1) i-

lustra as principais características dos oxigenadores de membrana de silicone produzidos pela empresa Medtronic:

Tabela 12.1.

Modelo	0600	0800	1500	2500	4500
Tipo	MS	MS	MS	MS	MS
Área de membranas (m ²)	0,6	0,8	1,5	2,5	4,5
Volume de prime (ml)	90	100	175	455	665
Fluxo máximo de gás (l/min)	1,8	2,4	4,5	7,5	13,5
Fluxo máximo de sangue (l/min)	1,0	1,2	1,8	4,5	6,5
Peso máximo do paciente (Kg)	10	11	19	70	≥ 96
Diâmetro entrada/saída de sangue (pol)	1/4	1/4	1/4	3/8	3/8

MS = membrana de silicone.

A tabela abaixo (Tabela 12.2) serve de orientação para a seleção dos oxigenadores conforme o peso dos pacientes.

Área de membrana (m²)	0,8	1,5	2,5	4,5
Fluxo máximo de sangue (l/min)	0,9	1,4	4,0	6,0
Peso máximo do paciente (Kg)	9	14	< 40	< 60

De um modo geral o fluxo máximo recomendado para cada oxigenador corresponde a 1,5 vezes a área de membrana disponível para as trocas gasosas e o fluxo da mistura gasosa instilada no oxigenador não deve ultrapassar a 3 vezes a área de membranas. Assim se usarmos um oxigenador com 0,8 m² de superfície de membranas de silicone, o fluxo máximo recomendado será de 1,2 litros/minuto e o máximo fluxo de gás a ser instilado no oxigenador não deverá ultrapassar 2,4 litros/minuto. Essas regras ajudam a preservar a integridade das membranas e o desempenho do oxigenador. Os melhores indicadores da função desses oxigenadores de silicone são as pressões, ou seja, a diferença ou gradiente de pressão antes e após o oxigenador (pressão transmembrana) e a eficiência das trocas gasosas. Grandes alterações desses parâmetros podem indicar a necessidade de substituir o oxigenador em uso.

Oxigenador de Membranas Capilares

O emprego de oxigenadores de membranas capilares tem desfrutado de uma aceitação crescente dentre as equipes dos principais centros de ECMO mundiais. Os centros norte-americanos, contudo, usam esses oxigenadores com muita parcimônia porque tais aparelhos ainda não são aprovados para essa aplicação. Na

verdade, os oxigenadores de membranas capilares são aprovados nos Estados Unidos pelo FDA (Federal Drug Administration) para uso por períodos inferiores a 8 horas.

A dificuldade com esses oxigenadores é que as fibras capilares são microporosas e, portanto, possuem poros microscópicos pelos quais os gases passam para o sangue. Esse tipo de construção permite o escape de plasma após algum tempo de uso. Esse escape obstrui os poros disponíveis para as trocas gasosas e reduz drasticamente a eficiência dos oxigenadores. Isso ocorre mais rapidamente nos neonatos que recebem nutrição parenteral com soluções de lipídeos.

Para contornar essas dificuldades alguns fabricantes produziram fibras ôcas de polipropileno microporoso revestidas por uma fina camada de silicone. Outros ainda acrescentam heparina molecular ao revestimento das fibras. Essa nova conformação do material das membranas capilares serviu para eliminar a propensão ao escape de plasma ou soro através dos microporos. Esses novos aparelhos tem sido usados com grande sucesso nas aplicações de longo prazo. A facilidade de uso que apresentam compensa a potencial redução da durabilidade que, em verdade, é quase uma noção teórica.

Muitos procedimentos de assistência ventilatória extracorpórea (ECMO) de longa duração tem sido realizados com essa nova geração de membranas capilares sem a necessidade de frequentes trocas de oxigenadores por redução na capacidade de trocar os gases respiratórios com sangue.

Diversos centros têm usado essas membranas capilares por 72 horas ou mais

sem nenhuma redução da eficiência. Suas principais vantagens são a facilidade de encher o oxigenador (priming) e remover o ar do seu interior em menos de 5 minutos. Além disso, essas fibras podem ser tratadas com substâncias bioativas que acentuam a proteção do sangue e reduzem a incidência da formação de trombos nas fibras. Um exemplo desses oxigenadores de membranas capilares para aplicações de longa duração é o oxigenador Medos Hilitte, produzido pela empresa Medos, da Alemanha. Outro bom exemplo desses produtos é o Quadrox com membranas de polimetileno tratadas, produzido pela empresa Jostra, também da Alemanha. No Brasil, a empresa Braile Biomédica produz um excelente oxigenador de fibras capilares de polimetileno, altamente resistente à passagem de líquidos - escape de plasma ou soro - especificamente destinado às aplicações de longo prazo que tem recebido grande aceitação, sendo inclusive um produto de exportação para diversos países (figura 12.7). Estas membranas de polimetileno são, na prática, membranas verdadeiras construídas sob o formato de membranas capilares.



Figura 12.7. Oxigenador de fibras capilares para aplicações de longa duração. Produzido no Brasil por Braile Biomédica Ltda.

FONTE DE GÁS

A fonte de gás para as trocas gasosas nos oxigenadores durante a ECMO varia com o tipo de instalação da unidade em que o procedimento é realizado. Nos hospitais modernos em que as UTIs são previamente planejadas, as fontes de oxigênio e ar vem de locais externos à unidade. Nas unidades adaptadas em espaços

existentes nos hospitais, situação rara, mas ainda existente, os gases a serem utilizados pelos pacientes provém de cilindros metálicos que são dispostos à beira do leito em que a ECMO é ministrada.

Em geral duas saídas de gases, uma saída de oxigênio e outra saída de ar, são adaptadas a válvulas redutoras de pressão. Duas conexões de alta resistência e tubos apropriados levam as duas linhas de gases (oxigênio e ar) a um misturador



Figura 12.8. Blender (misturador de gases). Permite variar a concentração de oxigênio entre 21% (ar atmosférico) e 100%. Mistura oxigênio com ar ou com carbogênio.

(blender) que permite variar a concentração de oxigênio de 21 a 100% (FiO₂ 0,21 - 1), dependendo da mistura desejada (figura 12.8). Em situações especiais, a mistura gasosa pode ser feita com o carbogênio que consiste em um gás contendo 3% ou 5% de CO₂ e 97 ou 95% de oxigênio. A utilização do carbogênio na mistura gasosa a ser instilada no oxigenador permite um melhor controle da eliminação ou da retenção de CO₂ sem grandes elevações da concentração de oxigênio no gás instilado no oxigenador. Do misturador, o gás deve passar por um fluxômetro para que o fluxo exato do gás a ser instilado no oxigenador possa ser conhecido e ajustado. A gasometria arterial indica o

grau de adequácia dos gases no sangue que vai perfundir os tecidos dos pacientes bem como informa sobre a função do oxigenador. Os ajustes do gás instilado no oxigenador podem ser feitos na concentração (ajustando o misturador de gases) e no fluxo (ajustando o fluxômetro). Assim a melhor troca gasosa pode ser

obtida sem dificuldades.

LINHA ARTERIAL

A linha arterial é simples, do mesmo modo que a linha venosa. É construída à partir de tubos de tygon (cloreto de polivinil = PVC) de qualidade médica com propriedades especiais para as aplicações de longa duração. O diâmetro da linha arterial para os neonatos e lactentes é de 1/4" (6 mm), enquanto que para os adultos o diâmetro dessa linha é de 3/8" (9 mm).

PERMUTADOR DE CALOR (TROCADOR DE CALOR)

A linha arterial, imediatamente após a passagem do sangue pelo oxigenador contém um outro componente fundamental do circuito: o trocador de calor, também chamado de permutador de calor ou permutador térmico. O sangue ao sair do sistema circulatório circula pelo ambiente da Unidade de Terapia Intensiva, cuja temperatura é baixa. Algumas unidades, com o objetivo de preservar a funcionalidade dos equipamentos eletrônicos, costumam manter a temperatura ambiente entre 21 e 24^oC. A exposição do sangue no circuito e no oxigenador a essas baixas temperaturas faz com que o sangue ceda calor ao ambiente, conforme as leis da termodinâmica. Isso faz com que a temperatura do sangue caia. O sangue então rouba calor dos tecidos do paciente e cede calor ao meio ambiente. Esse fenômeno faz com que a temperatura do paciente caia progressivamente, podendo chegar a níveis críticos. Essa hipotermia é indesejável e altamente prejudicial ao paciente e, para evitá-la, um trocador de calor de baixo prime é introduzido no circuito, conforme ilustrado na figura 12.9. A circulação de água quente no per-



Figura 12.9. Permutador de calor para uso com os oxigenadores de membrana verdadeira. Tamanho para neonatos.

mutador de calor aquece o sangue e impede o seu resfriamento. Em consequência, impede o resfriamento do paciente. Sob determinadas circunstâncias ditadas pelo estado dos pacientes, a equipe médica pode recomendar um leve grau de hipotermia. Com o trocador de calor, a temperatura do paciente pode ser elevada ou reduzida, de acordo com as necessidades.

A maior eficiência nas trocas térmicas no interior do trocador de calor se obtém quando o sangue e a água circulam em sentidos opostos. Os trocadores de calor são construídos de tubos metálicos ou de tubos plásticos. O essencial é que o material em contato com o sangue seja atóxico, biocompatível, antitrombogênico e bom condutor de calor. De um modo geral o sangue circula por fora dos tubos dos permutadores de calor, enquanto a água, fria ou morna, circula pelo interior desses tubos, no sentido oposto. Nos oxigenadores de membranas capilares o trocador de calor é integrado ao oxigenador.

SHUNT (DESVIO) A-V

A maioria dos centros de ECMO usa regularmente um shunt entre as linhas arterial e venosa, conforme se observa na figura x.x. Esse desvio permanece clampedo durante o uso da ECMO a não ser por uma ocasional liberação do fluxo no seu interior para evitar a estase prolongada do sangue contido no shunt, apesar da heparinização sistêmica. A cada uma ou duas horas o clamp do desvio deve

ser liberado por instantes, para renovar o sangue contido no seu interior.

O desvio permite isolar o paciente do circuito se isso for necessário, por qualquer razão, sem aumentar os riscos de formação de coágulos. Imaginemos uma situação em que haja deslocamento de uma das cânulas ou a necessidade de revisão cirúrgica do local da canulação. Nessas duas circunstâncias, por exemplo, as linhas arterial e venosa acima do shunt podem ser clampeadas e o shunt pode ser liberado. O sistema da ECMO continua funcionando perfeitamente enquanto a recanulação ou a revisão cirúrgica se processam.

O desvio também é usado no desmame progressivo da ECMO. Após o sistema cardiorespiratório do paciente reassumir as suas funções e receber todo o fluxo de sangue, o shunt deve permanecer funcionando a uma velocidade mínima, apenas para evitar a estagnação do sangue no oxigenador e no circuito, até que a equipe tenha a certeza de que o paciente está realmente em condições de suportar a troca de gases e o bombeamento do sangue pelos próprios pulmões e coração. Isso evita correrias desnecessárias para reiniciar a ECMO após a retirada do sistema, em caso de insuficiência cardíaca ou insuficiência respiratória recidivantes.

Alguns centros buscam alternativas para o desvio, devido aos riscos da produção de coágulos e embolias.

CÂNULA ARTERIAL

A cânula arterial ou cânula de infusão, do mesmo modo que as cânulas veno-

sas, é fabricada com polivinil com ou sem reforço aramado e com um único orifício de saída, sem orifícios laterais. O diâmetro das cânulas de infusão deve ser selecionado para manter uma pressão pré-membrana (a pressão na linha arterial antes do oxigenador) inferior a 350 mmHg, para minimizar a produção de turbulência e hemólise. A cânula arterial usada em neonatos habitualmente tem o calibre 10 Fr. A primeira opção para a canulação arterial, como já vimos, é a artéria carótida comum direita. O número de complicações resultantes da ligadura da artéria carótida comum em crianças e em adultos é relativamente pequeno.

Nos neonatos, tipicamente, a cânula arterial é inserida em uma extensão de 2,5 cm na carótida, em direção ao arco aórtico. Essa extensão de cânula habitualmente deixa o orifício de saída na altura da junção do tronco braquiocefálico com a aorta ascendente e permite o melhor fluxo do sangue oxigenado para distribuição aos tecidos.

Algumas equipes preferem reconstruir a artéria carótida após a retirada da cânula e obtém aproximadamente 70-80% de sucesso, após 6 meses de seguimento.

Quando a artéria carótida comum direita não pode ser usada, a segunda opção é a artéria axilar ou a artéria femoral nos pacientes acima de 5 anos de idade. A artéria axilar é mais difícil de isolar e canular, enquanto a artéria femoral não oferece acesso ao arco aórtico. Nos pacientes com idade inferior a 5 anos, as artérias femoral e axilar são de diâmetro pequeno; nessas circunstâncias a preferência para a canulação arterial passa a ser da artéria ilíaca.

Nas crianças maiores e nos adultos a canulação arterial pode ser feita mediante a técnica percutânea. Nas crianças menores a dissecação das artérias ainda é o método preferido.

Os principais problemas anotados com a canulação arterial são o acotovelamento da cânula ou a obstrução relativa, produzida por ligaduras muito apertadas. As cânulas de paredes finas são preferidas por oferecer um diâmetro interno maior, considerando-se um mesmo diâmetro externo.

OUTROS COMPONENTES

Embora não sejam componentes diretos do circuito, a linha venosa apresenta pontos de conexão para a administração contínua de líquidos, evitando a multiplicidade de punções venosas e todas as suas consequências. A bolsa venosa tem duas entradas extras que habitualmente são usadas para duas infusões principais: a infusão da solução de heparina para a anticoagulação sistêmica e a administração de líquidos de manutenção e/ou eventualmente a administração de soluções nutritivas, como veremos adiante.

O circuito considerado "padrão" para a ECMO venoarterial é relativamente simples. Os serviços que tem esse circuito como o preferido para os seus procedimentos já recebem o pacote pré-montado e pronto para uso. Pequenas adaptações podem ser feitas, conforme as necessidades. O circuito, ao contrário da circulação extracorpórea convencional, não usa aspiradores e bombas para infundir soluções para proteção do miocárdio. Essas características tornam o circuito da ECMO veno-arterial bastante simplificado em comparação aos circuitos para a ci-

rurgia cardiovascular.

Apesar de não serem componentes dos circuitos propriamente ditos, alguns aparelhos são rotineiramente usados durante os procedimentos de ECMO e merecem uma rápida citação. São os monitores, dentre os quais podemos citar, o monitor de pressão ou monitor de retorno venoso, o monitor do tempo de coagulação ativado (TCA) que nos permite avaliar a intensidade da heparinização sistêmica, monitores de temperaturas e os monitores da saturação de oxigênio do sangue.

O circuito da ECMO não é um circuito complexo, mas seus operadores devem estar familiarizados com a sua composição e, principalmente, com a necessidade e as técnicas disponíveis para a substituição de qualquer um dos seus componentes, em casos de falência ou desgaste.