ROZDZIAŁ 2

Technika krążenia pozaustrojowego u dzieci

Roman Kustosz

2.1. Wprowadzenie

2.2. Przesłanki stosowania krążenia pozaustrojowego

Krążenie pozaustrojowe (skrótowo zwane perfuzją) – analogicznie jak w kardiochirurgii dorosłych – stanowi kompleksowy i zintegrowany z zabiegiem kardiochirurgicznym proces, którego zasadniczym celem jest ochrona organizmu, wraz ze wszystkimi jego narządami, przed konsekwencjami zatrzymanej lub obniżonej funkcji hemodynamicznej serca. Cel ten realizowany jest poprzez zapewnienie adekwatnej perfuzji oraz protekcji narządów i tkanek. Metoda, w zasadniczej swej części, polega na pozaustrojowym wymuszeniu przepływu krwi przez mechaniczną pompę oraz pozaustrojowym natlenieniu krwi w oksygenatorze i uzupełnieniu lub zubożeniu jej w substraty, w sposób sprzyjający zabezpieczeniu funkcji komórek, tkanek i narządów. Szczególną specyfikę techniki operacyjnej korekcji skomplikowanych wad wrodzonych u noworodków i niemowląt, stanowi konieczność przemieszczania a często także usunięcia (z jam serca i sąsiadujących dużych naczyń) kaniul układu krążenia pozaustrojowego, na czas działań chirurgicznych. Takie postępowanie wymaga często czasowego, całkowitego zatrzymania krążenia pozaustrojowego w głębokiej hipotermii. Technika ta opracowana i wdrożona w szczególności dla kardiochirurgii dziecięcej stosowana jest również w wybranych typach operacji u dorosłych, np. tętniaka aorty wstępującej i łuku aorty.

2.3. Rys historyczny

Korzenie perfuzji sięgają badań w dziedzinie pozaustrojowego natlenienia krwi w oksygenatorze, prowadzonych w XIX wieku. Pionierskie prace zwieńczone zostały w 1885 roku pierwszym skutecznym zastosowaniem, w eksperymen-

tach na zwierzętach, natleniania krwi, poprzez bezpośredni kontakt z gazem cienkiej błony krwi, wytworzonej na wirującym cylindrze (1). Powyższa idea stała się genezą prowadzonych w pierwszych latach XX wieku badań nad oksygenatorem dyskowym, które zaowocowały w 1948 roku konstrukcją Björk'a. Jednakże, pierwszym nowoczesnym pozaustrojowym urządzeniem do sztucznego natleniania krwi, które znalazło praktyczne zastosowanie kliniczne, był oksygenator spieniający, opracowany przez Clark'a w 1950 roku.

W tym samym okresie, pierwszej połowy wieku XX, dokonano jeszcze dwóch odkryć fundamentalnych dla genezy techniki krążenia pozaustrojowego. Pierwszym, było wynalezienie przez McLean'a w 1916 roku Heparyny, otwierające drogę do kontrolowanego sterowania procesem krzepnięcia krwi. Drugim, stało się wprowadzenie przez DeBakey'a w 1934 roku, rolkowej pompy perystaltycznej – do dnia dzisiejszego najpowszechniej stosowanej mechanicznej pompy, zastępującej pracę serca w krążeniu pozaustrojowym.

Kliniczne stosowanie perfuzji, jako procesu wspierającego operację na otwartym sercu, datowane jest od 1953 roku, kiedy to Gibbon wykonał pierwszy skuteczny zabieg, w którym pacjent był całkowicie wspomagany przez układ krążenia pozaustrojowego. Zabiegiem tym było zamknięcie ubytku międzyprzedsionkowego (2).

Postęp techniki głębokiej hipotermii w krążeniu pozaustrojowym, prowadzący do możliwości wykorzystania całkowitego zatrzymania krążenia w czasie operacji na otwartym sercu, miał szczególne znaczenie dla rozwoju kardiochirurgii dziecięcej. Początek prac w tej dziedzinie przypada na lata pięćdziesiąte XX wieku. W roku 1953 Lewis i Taufic zastosowali z powodzeniem hipotermię, uzyskaną poprzez powierzchniowe chłodzenie ciała pacjenta, w przebiegu operacji zamknięcia ubytku międzyprzedsionkowego, bez krążenia pozaustrojowego u 5 letniej dziewczynki (3). Równolegle podobny sukces raportował Swan i współpracownicy (4). W roku 1958 Sealy ze współpracownikami zastosował po raz pierwszy analogiczną metodę głębokiej hipotermii w połączeniu z krążeniem pozaustrojowym (5).

Postępy kliniczne w stosowaniu krążenia pozaustrojowego z głęboką hipotermią i całkowitym zatrzymaniem krążenia, raportowane są od 1960 roku, kiedy to Dubost ze współpracownikami (6) jako pierwszy opublikował wczesne wyniki kliniczne tej metody. W rok później, Kirklin wraz ze współpracownikami opublikował rezultaty kliniczne zastosowania zatrzymania krążenia w głębokiej hipotermii, uzyskanej z zastosowaniem chłodzenia krwi (7). W następnych latach wczesne rezultaty kliniczne w odniesieniu do różnych zabiegów publikowali kolejno: Horiuchi (8), Dillard (9) oraz Barratt-Boyes (10). Rok 1970 uznawany jest jako początek okresu szerokiego wdrożenia krążenia pozaustrojowego z użyciem głębokiej hipotermii i zatrzymania krążenia do kardiochirurgii dziecięcej.

2.4. Fizjologia i patofizjologia krążenia pozaustrojowego u dzieci

Zastosowanie krążenia pozaustrojowego oznacza zastąpienie funkcji serca i płuc przez urządzenie mechaniczne – sztuczne płuco-serce. W przypadku *pełnej perfuzji,* prawie cała powracająca krew żylna jest gromadzona do pozaustrojowego układu krążenia, tam natleniana i pompowana pompą mechaniczną do aorty. W czasie *częściowej perfuzji,* kontrolowana część krwi żylnej pobierana jest do pracującego równolegle z sercem i płucami układu pozaustrojowego, a po natlenieniu przetłaczana jest do aorty.

Procesowi krążenia pozaustrojowego, bez względu na jego zakres, towarzyszy szereg zmian w parametrach procesów fizjologicznych organizmu. Część parametrów może być kontrolowana zewnętrznie przez chirurga i perfuzjonistę, jako parametry charakterystyczne dla procesu krążenia pozaustrojowego. Druga ich część związana jest z reakcją organizmu na proces i układ krążenia pozaustrojowego a oddziaływanie zewnętrzne może wpływać jedynie pośrednio na poziom ich wartości.

2.4.1. Zewnętrznie kontrolowane parametry fizjologiczne krążenia pozaustrojowego

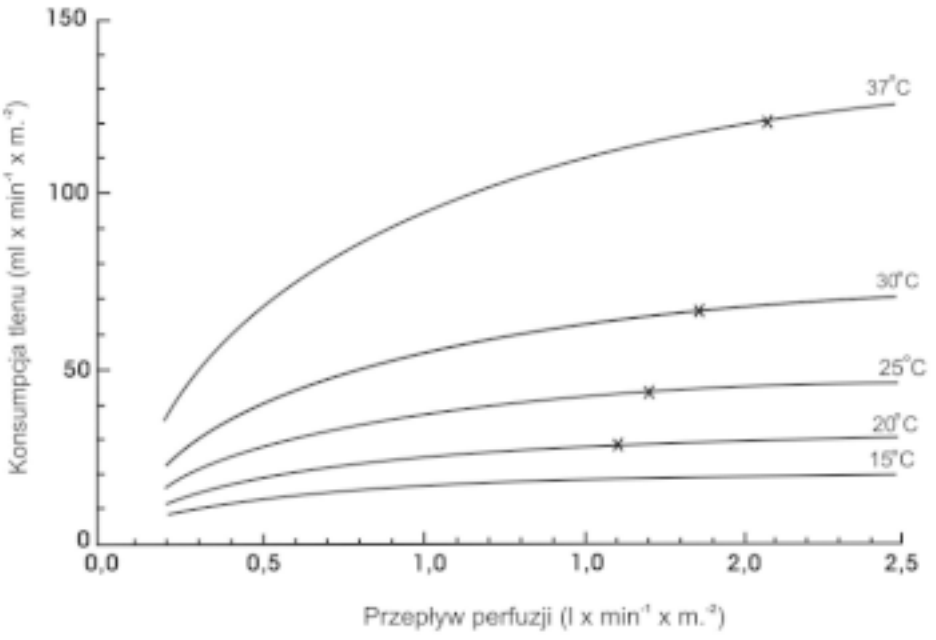
2.4.1.1. Kontrola przepływu perfuzji

Jest to podstawowy parametr kontrolowany przez perfuzjonistę w trakcie krążenia pozaustrojowego. W praktyce wskaźnik ten oznacza rzut minutowy krążenia pozaustrojowego, czyli poziom przepływu krwi wymuszany przez mechaniczną pompę pozaustrojową zastępującą pracę serca. Jest to dokładnie objętość krwi, która w ciągu jednej minuty tłoczona jest linią tętniczą do aorty. Przepływ systemowy krwi w organizmie pacjenta w trakcie krążenia pozaustrojowego jest więc równy przepływowi perfuzji (w przypadku pełnej perfuzji), natomiast w czasie perfuzji częściowej, stanowi sumę rzutu minutowego lewej komory serca i przepływu perfuzji. Parametr ten bezpośrednio decyduje o poziomie przepływu tkankowego i narządowego podczas krążenia pozaustrojowego, a pośrednio o podaży tlenu, gospodarce wodno-elektrolitowej, gospodarce cieplnej i dystrybucji substratów transportowanych przez krew. Kwasica mleczanowa występuje w normotermii regularnie dla perfuzji systemowej mniejszej niż 1,6 l/min/m^2 powierzchni ciała pacjenta (BSA). Odpowiada temu wskaźnik przepływu minimalnego, przeliczony na masę ciała pacjenta wynoszący 50 ml/kg/min. Badania kliniczne wskazują, że przepływ na poziomie 1,8–2,0 l/min/m^2 jest wystarczający, natomiast przedział 2,2–2,5 l/min/m^2 gwarantuje bezpieczny margines adekwatnej perfuzji narządowej (11). Minimalizacja przepływu generowanego przez układ krążenia pozaustrojowego, stanowi bardzo istotny wymóg tech-

niki, wynikający z niekorzystnych efektów ekspozycji krwi na sztuczną powierzchnię układu płuco-serca oraz mechanicznego uszkadzania krwinek przez pompę rolkową. Im wyższy przepływ minutowy, podnoszący łączny czas indywidualnej ekspozycji elementów morfotycznych krwi w układzie pozanaczyniowym, tym większy poziom negatywnych skutków krążenia. Dlatego, naczelną zasadę techniki krążenia stanowi stosowanie minimalnego adekwatnego przepływu, rozumianego jako przepływ gwarantujący perfuzję tkankową, zapewniającą pokrycie zapotrzebowania na tlen w komórkach. W tym zakresie wykorzystywana jest fundamentalna dla idei krążenia pozaustrojowego, cecha fizjologii metabolizmu komórkowego – obniżenie konsumpcji tlenu wraz ze spadkiem temperatury. Przedstawiony poniżej wykres prezentuje krzywe tkankowej konsumpcji tlenu w zależności od przepływu tkankowego oraz temperatury (ryc. 1). Ich asymptotyczny charakter pozwala na stosowanie minimalnego adekwatnego przepływu perfuzji dla zadanej temperatury ogólnoustrojowej. Zależność matematyczna opisująca zjawisko, wyrażona jest wzorem:

$$\frac{1}{V\mathrm{O}_2} = 0{,}168 \times 10^{0{,}387 \times T} + 0{,}378 \times \frac{1}{Q} \times 10^{-0{,}253 \times T}$$

$V\mathrm{O}_2$ – konsumpcja tlenu
Q – przepływ perfuzji
T – temperatura krwi



Ryc. 1 Nomogram zależności konsumpcji tkankowej tlenu w funkcji perfuzji tkankowej oraz temperatury

2.4.1.2. Temperatura pacjenta

Staje się w tej sytuacji kolejnym ważnym kontrolowanym z zewnątrz parametrem procesu krążenia pozaustrojowego. Sterowanie jej wartością pozwala na zarządzanie procesem metabolizmu tkankowego oraz funkcji narządów, w konsekwencji na kontrolowanie globalnego zapotrzebowania tlenowego organizmu a co za tym idzie – niezbędnego dla jego zabezpieczenia poziomu przepływu krwi. Proces sterowania gospodarką cieplną organizmu poprzez obniżanie temperatury ciała pacjenta nazywany jest *hipotermią* i ze względu na jego szczególną wagę i konsekwencje stosowania, opisany jest oddzielnie w odrębnym rozdziale książki (patrz tom I, roz. 6*). Technicznie obniżanie temperatury ciała pacjenta realizowane jest poprzez odbieranie energii cieplnej z organizmu a powrotne podnoszenie temperatury do poziomu normotermii, poprzez dostarczanie energii cieplnej do organizmu. Wykorzystywane są dwie drogi transferu energii do i z ciała pacjenta:

– powierzchniowa – przez skórę pacjenta, pozostającą w kontakcie z zewnętrznym czynnikiem termicznym, np. materacem wodnym,
– pozaustrojowa – poprzez krew pacjenta, schładzaną lub ogrzewaną w specjalnym zewnątrzustrojowym wymienniku ciepła, będącym elementem składowym układu perfuzji.

2.4.1.3. Temperatura perfuzatu

Zastosowanie pozaustrojowej wymiany cieplnej w wymienniku cieplnym, wprowadza następny kontrolowany z zewnątrz parametr fizjologiczny krążenia pozaustrojowego – *temperaturę perfuzatu.*

Stosowanie hipotermii ma istotne znaczenie w kardiochirurgii dziecięcej, szczególnie w operacjach noworodków i niemowląt. Umiarkowana hipotermia pozwala na drastyczne ograniczenie przepływu krwi krążącej podczas operacji wewnątrzsercowej. Głęboka hipotermia pozwala na pełne zatrzymanie krążenia, usunięcie kaniul z serca i operowanie na zatrzymanym sercu w całkowicie wolnym polu operacyjnym. Jednakże, należy pamiętać o konsekwencjach głębokiej hipotermii. Obniżanie temperatury krwi powoduje wzrost jej lepkości a w konsekwencji wzrost oporów przy przepływie przez tkanki. Zmiana temperatury oznacza przesunięcie na krzywej dysocjacji gazów we krwi, np.: wzrost dysocjacji tlenu wraz z obniżeniem temperatury. Zarówno obniżanie, jak i w szczególności powrotne podnoszenie temperatury ciała pacjenta, wymagają odpowiednio długiego czasu niezbędnego do transferu energii cieplnej w wymienniku cieplnym (z krwi i do krwi). Zatem głębokość hipotermii ma istotny wpływ na całkowity czas trwania perfuzji – a ten powinien być minimalizowany ze względu na niekorzystne efekty krążenia pozaustrojowego, nasilające się z czasem jego trwania.

---

* Wites M., Skalski J. H. *Zastosowanie hipotermii w leczeniu wrodzonych wad serca.*

2.4.1.4. Ciśnienie w „linii" tętniczej

Kolejną grupę parametrów fizjologicznych kontrolowanych przez perfuzjonistę w czasie krążenia pozaustrojowego z zewnątrz, stanowią charakterystyczne wartości ciśnień krwi w pozaustrojowym układzie krążenia – na styku z naczyniowym układem pacjenta. Istotą tych parametrów jest ocena poprawności stanu hemodynamicznego panującego w układzie krążenia pacjenta, a wymuszanego przez układ pozaustrojowy. Podstawowy parametr w tej grupie stanowi ciśnienie w „linii" tętniczej, które (pomniejszone o gradient ciśnienia na kaniuli aortalnej) w sposób bezpośredni przekłada się na ciśnienie krwi w aorcie i dalej w tętnicach systemowej części łożyska naczyniowego. Podstawową cechą krzywej ciśnienia w linii tętniczej układu krążenia pozaustrojowego, jest brak pulsacji i istotnej różnicy skurczowo-rozkurczowej ciśnienia. Dotyczy to zarówno najbardziej powszechnej konfiguracji układu perfuzji, z pompą rolkową, jako urządzeniem zastępującym pracę serca, jak i pompy odśrodkowej, jako głównego napędu układu krążenia pozaustrojowego. W obu przypadkach wymuszany przepływ jest niepulsacyjny. Dyskretna, drobna fala pulsacji krzywej ciśnienia generowanego przez pompę rolkową, związana jest z perystaltyczną metodą pracy pompy – cyklicznym tłoczeniem małych objętości krwi w każdym półobrocie głowicy pompy. Przepływ pulsacyjny zbliżony do fizjologicznego można uzyskać jedynie poprzez zastosowanie modulowanej prędkości rotacji głowicy pompy głównej (tętniczej) lub poprzez wykorzystanie w perfuzji częściowej fali przepływu krwi, wymuszanej przez serce pacjenta.

Chociaż od dawna pojawiały się doniesienia wskazujące na korzyści wynikające ze stosowania przepływu pulsacyjnego, metoda ta stale nie znajduje szerokiego zastosowania (12, 13, 14, 15, 16, 17). Zwracano uwagę na zachowanie wówczas bardziej fizjologicznej regulacji układu naczyniowego – skutkującej powstrzymaniem wzrostu oporów systemowych, lepszą funkcją nerek (wyrażającą się lepszą diurezą), lepszą perfuzją narządową i tkankową – skutkującą mniejszym niedotlenieniem komórkowym i szybszym powrotem pełnej funkcji narządów (np. mózgu) po krążeniu pozaustrojowym, czy wreszcie niższym poziomem agregacji trombocytów.

2.4.1.5. Ciśnienie w linii żylnej

Stanowi kolejny kluczowy parametr hemodynamiczny krążenia pozaustrojowego, regulowany przez perfuzjonistę z zewnątrz. Świadczy on o skuteczności odbioru krwi przez układ perfuzji z łożyska pacjenta. Średni poziom tego ciśnienia jest wprost proporcjonalny do przepływu perfuzyjnego, lepkości krwi oraz siły wymuszającej drenaż żylny, natomiast odwrotnie proporcjonalny do pola powierzchni przekroju kaniuli żylnej oraz linii żylnej. Ponieważ wzrost oporów odbioru żylnego i w konsekwencji centralnego ciśnienia żylnego, prowadzi w kierunku przesunięcia płynów w przestrzeń pozanaczyniową oraz obrzęku mózgu, należy dbać o utrzymywanie tego ciśnienia w okolicy zera

i bezwzględnie unikać przewyższania poziomu 10 mmHg. Kluczowe znaczenie dla osiągnięcia tego celu ma zredukowanie do minimum oporów odbioru krwi z łożyska pacjenta, osiągane poprzez maksymalizację pola przekroju kaniuli żylnej. Dlatego wskazanym jest stosowanie największego rozmiaru kaniuli, możliwego do użycia w konkretnych warunkach anatomicznych. Podobnie w okolicy zera powinno być utrzymywane ciśnienie w lewym przedsionku. Wzrost ciśnienia żylnego w łożysku płucnym podczas krążenia może być spowodowany dużym przepływem obocznym w płucach, nierozpoznanym dodatkowym lewo-prawym przeciekiem (np. PDA) lub właśnie nieadekwatnym poziomem odbioru żylnego perfuzji. Ponieważ wzrost ciśnienia w łożysku żylnym płucnym powodował będzie przesunięcie płynów w przestrzeń pozanaczyniową w płucach, dbałość o prawidłowy drenaż żylny w krążeniu pozaustrojowym ma nie tylko znaczenie bieżące (prowadzi do poperfuzyjnego upośledzenia dyfuzji gazów w pęcherzykach płucnych) lecz również ma znaczenie dla skutków odległych.

2.4.1.6. Hematokryt

Stanowi kolejny kontrolowany z zewnątrz parametr w układzie pacjent–krążenie pozaustrojowe. Jego wartość w trakcie perfuzji determinowana jest przez wiele czynników:

– skład i objętość krwi i płynów przetoczonych przed i w trakcie krążenia,
– objętość krwi utraconej,
– kompozycję i objętość wstępnego wypełnienia układu krążenia (tzw. *primingu*),
– przesunięcie płynów z przestrzeni naczyniowej do śródmiąższowej,
– utratę objętości związaną z diurezą.

Wartość hematokrytu wskazuje pośrednio informację o kluczowych własnościach krwi: reologicznych i transportu tlenu. Wzrost hematokrytu oznacza podniesienie zawartości tlenu we krwi kosztem wzrostu jej lepkości i spadku prędkości przepływu. W normotermii wartość hematokrytu 0,4–0,5 (40–50%) jest optymalna dla transportu tlenu, zaś parametry reologiczne krwi są najkorzystniejsze dla jego wartości około 0,4 (18).

W hipotermii, stosowane jest obniżenie hematokrytu, skutkujące niższą lepkością krwi i mniejszym poziomem naprężeń ścinających – zapewniające lepszą mikro-perfuzję tkankową. Głównym argumentem przemawiającym przeciwko stosowaniu bardzo niskich hematokrytów w trakcie perfuzji z hipotermią, jest obniżenie wewnątrznaczyniowego ciśnienia osmotycznego, skutkujące wzrostem tendencji do ucieczki płynów w przestrzeń pozanaczyniową. Dla dokładnego planowania i kontrolowania wartości hematokrytu, w czasie krążenia stosowane są praktyczne wzory obliczeniowe, pozwalające określić tzw. *hematokryt mieszany* krwi pacjenta. Jego wartość związana jest z wypełnieniem układu pozaustrojowego oraz wyliczeniem potrzebnej objętości preparatów krwi, którą należy dodać do *primingu*, w celu uzyskania zaplanowanego hematokrytu.

Jednym z wzorów dla obliczenia hematokrytu mieszanego jest formuła:

$$Hct_m\ [\%] = \frac{100 \times (\text{obj. krwi krąż.} \times Hct_p/100)}{(\text{obj. krwi krąż.} + \text{obj. primingu})}$$

Dla obliczenia wynikowego hematokrytu mieszanego, osiąganego po podaniu do *primingu* dodatkowej objętości czerwonych krwinek, wyjściową jest zależność:

$$Hct_{mk}[\%] = 100 \times \frac{(\text{obj. krwi krąż.} \times Hct_p/100 + \text{obj. prepar. krwink.} \times Hct_{prk}/100)}{(\text{obj. krwi krąż.} + \text{obj. primingu} + \text{obj. prepar. krwink.})}$$

2.5. Specyficzne aspekty krążenia pozaustrojowego w kardiochirurgii dziecięcej

Chociaż generalne zasady techniki krążenia pozaustrojowego są wspólne, to perfuzja dziecięca różni się w sposób zasadniczy od perfuzji dorosłych, zarówno w aspekcie stosowanych środków technicznych, jak i metody jej realizacji.

Tabela 1. Zestawienie podstawowych różnic w technice krążenia pozaustrojowego u dzieci i dorosłych

Aspekt perfuzji	Dzieci	Dorośli
Hemodylucja	$\frac{\text{obj. krwi krążącej}}{\text{obj. wypełnienia układu}} = 1{:}3$ dla Hct=20–25% krew do primingu	$\frac{\text{obj. krwi krążącej}}{\text{obj. wypełnienia układu}} = 3{,}5{:}1$ Ht = 20–25% dla primingu bez krwi
Ciśnienia perfuzji	20–80 mmHg	50–90 mmHg
Przepływ perfuzji	szeroki zakres zmian: 0–200 ml/kg/min	stały zakres: 50–65 ml/kg/min
Kontrola gazometryczna	pH – Stat: pCO_2: 20–80 lub >	Alpha – Stat: pCO_2: 30–45
Technika kaniulacji	bardzo zmienna, czasowe usuwanie kaniul	określona i przewidywalna
Krążenie oboczne tętniczo-płucne	bardzo istotny przepływ	rzadko
Zakres temperatur	szeroki zakres: od normotermii do pogłębianej hipotermii z zatrzymaniem krążenia	normotermia, umiarkowana hipotermia, zatrzymanie krążenia okazjonalnie
Metabolizm	monitorowanie poziomu glukozy	przewidywalny
Reakcja na leki inotropowe	słaba (zmienna), niekiedy reakcja niekorzystna	dobra
Układ krążenia pozaustrojowego	dobierany według masy ciała	standardowy
Zabiegi specjalne	ultrafiltracja	rzadko

Prawdopodobnie, najbardziej istotną przesłankę w prowadzeniu perfuzji pediatrycznej stanowi potrzeba przeprowadzenia jej w sposób jak najbardziej odpowiedni do osobniczych wymagań przypadku. Takie podejście narzuca zarówno fakt rozpiętości cech anatomicznych i fizjologicznych grupy chorych – od noworodka przez niemowlę do kilkunastoletniego dziecka, jak i wyjątkowa różnorodność wad wrodzonych i wynikających z nich patologii, określających warunki początkowe perfuzji. W połączeniu z różnorodnością i skomplikowaniem technik chirurgicznych, dla których perfuzja musi zaadaptować postępowanie, tak by zapewnić optymalne warunki wykonania zabiegu, otrzymujemy u dzieci wyjątkowo skomplikowany i różnorodny, co do warunków realizacji, proces krążenia pozaustrojowego. Jest on istotnie odmienny od perfuzji u dorosłych, nastawionej na globalną standaryzację. Poniżej, przedstawiono w zarysie zestawienie najbardziej istotnych różnic strategicznych w realizacji perfuzji dziecięcej i dorosłych.

2.6. Układ krążenia pozaustrojowego

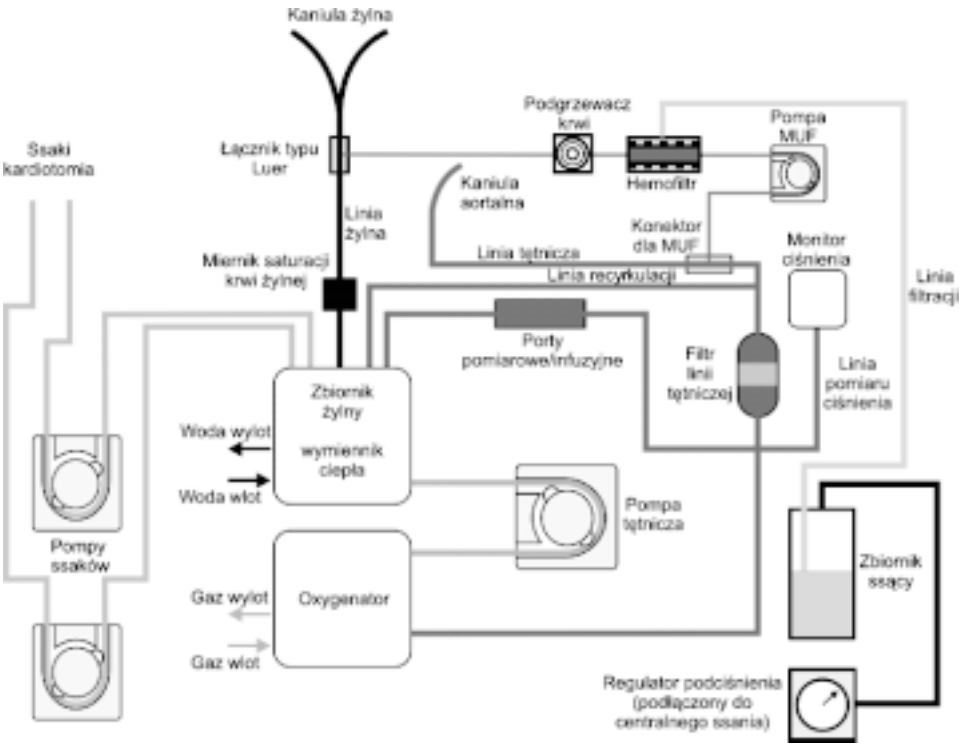
Podstawowa konfiguracja układu krążenia pozaustrojowego u dzieci jest analogiczna w swej budowie jak w perfuzji dorosłych – przedstawiona została na rysunku poniżej. Zasadnicze różnice pojawiają się w doborze elementów składowych układu. W perfuzji dorosłych, dany ośrodek stosuje z reguły jeden podstawowy schemat konfiguracji układu krążenia, obowiązujący dla pacjentów o masie ciała od 50 do 150 kg. Większość ośrodków pediatrycznych stosuje od 2 do 3 konfiguracji układów, stosowanych w zależności od masy pacjenta, planowanej procedury chirurgicznej oraz przewidywanego zakresu przepływu perfuzji. Poniżej przedstawiono krótką dyskusję istotnych aspektów doboru poszczególnych elementów układu krążenia pozaustrojowego u dzieci (ryc. 2).

W zestawieniu układu do perfuzji dziecięcej, podstawowym kryterium doboru sprzętu jest maksymalny przepływ perfuzji jaki należy zapewnić podczas krążenia. Każdy z elementów układu krążenia powinien gwarantować poprawną pracę w całym zakresie przepływów wykorzystywanych podczas perfuzji. Drugim kryterium jest objętość wypełnienia układu pozaustrojowego, która ze względu na znikomą objętość krwi krążącej pacjenta, powinna być szczególnie minimalizowana. Informacje bazowe stanowią zatem:

– wskaźnik wymaganej perfuzji,
– wskaźnik objętości krwi krążącej.

Na podstawie tych wskaźników można określić planowany maksymalny poziom perfuzji oraz objętość krwi krążącej pacjenta. Na następnych stronach zamieszczono przykładowe tabele omawianych wskaźników.

Pompa główna linii tętniczej jest urządzeniem zastępującym pracę serca a równocześnie wymuszającym przepływ w centralnej części układu perfuzji, tłocząc



Ryc. 2. Schemat krążenia pozaustrojowego

Tabela 2. Wskaźnik wymaganej perfuzji

Masa ciała (mc) [kg]	0–3	3–10	10–15	15–30	30–55	> 55
Wskaźnik perfuzji [ml/kg mc/min]	200	150	125	100	75	65

Tabela 3. Wskaźnik objętości krwi krążącej pacjenta

Masa ciała	< 10 kg	10–20 kg	20–30 kg	30–40 kg	> 40 kg
Wskaźnik objętości krwi krążącej [ml/kg mc]	85	80	75	70	65

krew ze zbiornika żylnego, poprzez oksygenator do linii tętniczej. Wydajność minutowa tej pompy stanowi o przepływie perfuzji. Najszerzej stosowanym w kardiochirurgii dziecięcej rozwiązaniem konstrukcyjnym, jest rolkowa pompa perystaltyczna. Wirująca głowica pompy, tocząc rolki po bieżni, zaciska miękki dren silikonowy i przetłacza określoną objętość krwi w każdym pojedynczym obrocie. Objętość krwi przypadająca na jeden obrót pompy zależy od średnicy bieżni oraz pola powierzchni przekroju drenu silikonowego ściskanego przez rolki

głowicy. Wydajność chwilowa pompy, czyli przepływ perfuzyjny, jest iloczynem objętości wyrzutowej pojedynczego obrotu rolki oraz prędkości obrotowej pompy. Poprzez dobór średnicy drenu na rolce pompy dobierany jest wymagany zakres perfuzji. Chwilowa wartość przepływu perfuzji podczas krążenia określana jest poprzez nadanie odpowiedniej prędkości obrotowej pompy. Nowoczesne pompy wyświetlają automatycznie szacowany (nie mierzony) przepływ perfuzyjny, skalkulowany na podstawie ustawionej na początku pracy, średnicy drenu na rolce. Poniżej przedstawiono przykładowe wartości wskaźnika objętości wyrzutowej z jednego obrotu głowicy dla różnych średnic drenu założonego na bieżnię głowicy jednej z konstrukcji pomp aktualnie stosowanych w kardiochirurgii dziecięcej.

Tabela 4. Tablica kalibracyjna dla pompy rolkowej Sorin-Stockert

Średnica drenu na głowicy	3/16 cala	1/4 cala	3/8 cala	1/2 cala
Objętość wyrzutowa z jednego obrotu	7 ml	13 ml	27 ml	45 ml

Średnica drenu na rolce pompy głównej powinna być dobrana w zależności od planowanego poziomu maksymalnej perfuzji. Przykładowe kryteria wyboru tego drenu przedstawiono w tabeli poniżej.

Tabela 5. Tablica kryteriów doboru średnicy drenu na rolkę pompy głównej

Przepływ perfuzyjny	< 700 ml/min	700–1300 ml/min	1300–2700 ml/min	> 2700 ml/min
Średnica drenu na rolce pompy głównej	3/16 cala	1/4 cala	3/8 cala	1/2 cala

Piśmiennictwo

1. Frey M. V., Gruber M. *Untersuchungen über den Stoffwechsel isolierter Organe: Ein Respirationnsapparat für isolierte Organe*, Arch. Fr. Physiol. 1885, 9,519.
2. Gibbon J. H. Jr. *Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery*, [w:] *Recent Advances in Cardiovascular Physiology and Surgery,* Minneapolis, University of Minnesota, 1953, pp.107–113.
3. Lewis F. S., Taufic M. *Closure of atrial septal defects with the air of hypothermia: Experimental accomplishments and the report of one successful case*, Surgery 1953, 33,52.
4. Swan H., Zeavin I. *Surgery by direct vision in the open heart during hypothermia*, JAMA 1953, 153,1081.
5. Sealy W. C., Brown I. W. *A report on the use of both extracorporeal circulation and hypothermia for open heart surgery*, Ann. Surg. 1958, 147,603.
6. Weiss M., Piwnica A. *Deep hypothermia with total circulatory arrest*, Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 1960, 6,227.

7. Kirklin J. W., Dawson B. *Open intracardiac operations: Use of circulatory arrest during hipothermia induced by blood cooling*, Ann. Surg. 1961, 154,769.
8. Horiuchi T., Koyamada K. *Radical operation for ventricular septal defect in infancy,* J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1963, 46,180.
9. Dillard D. H., Mohri H. *Correction of total anomalous pulmonary venous drainage in infancy utilizing deep hypothermia with total circulatory arrest*, Circulation 1967, 35, (suppl.),105.
10. Barratt-Boyes B. G., Simpson M. M. *Intracardiac surgery in neonates and infants using deep hypothermia*, Circulation 1970, 61 (supl. III),73.
11. Moffit E. A., Kirklin J. W. *Physiologic studies during whole – body perfusion in tetralogy of Fallot,* J.Thorac. Cardiovasc. Surg. 1960, 44,180.
12. Many M., Sorof H. S. *Hemodynamic effects of pulsatile flow: II. Effects of renal function,* Arch. Surg. 1967, 95,762.
13. German J. C., Chalmers G. S. *Comparison of nonpulsatile and pulsatile extracorporeal circulation on renal tissue perfusion*, Chest 1972, 61,65.
14. Dunn J, Kirsh M. M. *Hemodynamic, metabolic, and hematologic effects of cardiopulmonary bypass*, J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1974, 68,138.
15. Jacobs L. A., Klopp E. H. *Improved organ function during cardiac bypass with a roller pump modified to deliver pulsatile flow*, J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1969, 58,703.
16. Taylor K. M., Bain W. H. *Comparative studies of pulsatile and nonpulsatile flow during cardiopulmonary bypass,* J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1978, 75,569.
17. Trinkle J. K., Helton N. E. *Pulsatile cardiopulmonary bypass: Clinical evaluation*, Surgery 1970, 68,1074.
18. Chien S. *Present state of rheology*, [w:] Messemer K., Schmid-Schonbein H. *Hemodilution: Theoretical Basis and Clinical Application,* New York, S. Kardger 1972.