

Assistance circulatoire en réanimation*

Circulatory support in the intensive care unit

E. Flécher · P. Ménestret · P. Squara

Reçu le 15 novembre 2011 ; accepté le 17 novembre 2011
© SRLF et Springer-Verlag France 2011

Résumé Les progrès technologiques accomplis depuis la fin des années 1990 ont conduit à l'amélioration de la survie des patients bénéficiant d'une assistance circulatoire à long terme pour insuffisance cardiaque terminale. Cela a suscité un engouement croissant pour toutes les techniques d'assistance circulatoire. Cette revue expose les principaux dispositifs d'assistance disponibles actuellement en France, leurs avantages et inconvénients respectifs et discute la stratégie de prise en charge globale des patients les plus graves, en choc cardiogénique réfractaire au traitement médical optimal. Chez ces patients, l'assistance circulatoire peut se décliner en deux étapes : 1) mise en place rapide d'une assistance dès l'indication posée, en privilégiant les dispositifs d'implantation aisée et les moins coûteux qui doivent permettre d'attendre (quelques semaines) soit la récupération myocardique, soit la mise en place d'une assistance de plus longue durée, soit la transplantation cardiaque. Il s'agit du ballon de contrepulsion intra-aortique, du système Impella® (pompe axiale ventriculaire gauche) ou de l'ECMO (*extracorporeal membrane oxygenation*) ; 2) après examen attentif des possibilités de récupération myocardique ou de celles de transplantation, mise en place d'une assistance de type « cœur artificiel » pour une durée plus longue (quelques mois, voire quelques années), autorisant parfois le retour à domicile et une vie sociale de qualité. Ces cœurs artificiels ne s'implantent que dans des centres spécialisés experts, disposant d'un plateau multidisciplinaire suffisant : il s'agit

d'une thérapeutique d'exception. Il existe de nombreux modèles de « cœurs artificiels », ceux apportant une assistance monoventriculaire gauche ou biventriculaire, ceux implantables dans le thorax du patient (hormis l'alimentation en énergie) [de type CardioWest®] ou restant à l'extérieur et reliés au cœur par des canules. De nouvelles pompes électromagnétiques axiales ou centrifuges à flux continu, totalement implantables (hormis l'alimentation) et moins bruyantes sont en cours de développement et pourraient constituer une avancée importante dans le traitement de la défaillance monoventriculaire gauche. *Pour citer cette revue : Réanimation 21 (2012).*

Mots clés Insuffisance cardiaque terminale · Choc cardiogénique · ECLS · ECMO · Contrepulsion intra-aortique · Assistance ventriculaire · Cœur artificiel total

Abstract Since the late 90s, technological advances have led to an improvement in survival rates in patients receiving long-term circulatory support for terminal heart failure. As a result, there has been an increased interest in all circulatory support techniques. This review outlines the main support devices currently available in France, their respective advantages and disadvantages, and discusses the management of patients who are suffering from severe cardiogenic shock unresponsive to optimal medical treatment. For these patients, circulatory support can be split into two stages: (1) The rapid implementation of support, focusing on the easier-to-implant and less expensive devices, which will allow time (several weeks) for one of the following: myocardial recovery, implementation of a longer-term support solution, and a heart transplant. These devices include intra-aortic balloon pump, Impella® system (left ventricular axial pump), and extracorporeal membrane oxygenation (EMCO). (2) After careful consideration of the possibility of either myocardial recovery or a heart transplant, implementation of long-term cardiac support (for several months or even a few years) via an "artificial heart" may allow patients to return home and regain a certain amount of normality to their life.

E. Flécher
Chirurgie thoracique et cardiovasculaire, CHU de Rennes, France

P. Ménestret
Service d'anesthésie-réanimation 2, CHU de Rennes, France

P. Squara (✉)
Réanimation CERIC, clinique Ambroise-Paré,
27, boulevard Victor-Hugo, F-92200 Neuilly-Sur-Seine, France
e-mail : pierre.squara@wanadoo.fr

* Cet article correspond à la conférence faite par l'auteur au congrès de la SRLF 2012 dans la session: *Technologies du futur*.

This is an exceptional treatment; artificial hearts are only implanted in specialized centers, providing the necessary multidisciplinary expertise. There are a number of artificial heart models available, including those that provide monoventricular (left) or biventricular support, those implanted directly into the chest (excluding the power supply) (e.g., CardioWest®), and others that are external to the patient, which are connected to the heart via cannulae. New, completely implantable (apart from the power supply), less noisy axial or centrifugal continuous flow pumps are being developed, representing a significant advance in the treatment of left ventricular failure. **To cite this journal: *Réanimation* 21 (2012).**

Keywords Terminal heart failure · Cardiogenic shock · ECLS · ECMO · Intra-aortic balloon pump · Ventricular support device · Complete artificial heart

Introduction

Les maladies cardiovasculaires représentent, avec le cancer, une des principales causes de mortalité dans le monde occidental. L'incidence de l'insuffisance cardiaque augmente annuellement de 10 à 12 % [1] et un humain sur cinq développera cette pathologie au cours de sa vie [2].

Le choc cardiogénique réfractaire est la complication majeure des maladies cardiovasculaires, cause de très nombreux décès en soins intensifs de cardiologie et en réanimation. Depuis quelques années pourtant, certains patients ont survécu à un pronostic initialement effroyable grâce à la mise en place d'une assistance circulatoire mécanique temporaire ou de plus longue durée. Ces techniques invasives étaient disponibles depuis plusieurs décennies mais leurs nombreuses complications freinaient leur développement. Les progrès technologiques depuis la fin des années 1990 ainsi que les résultats de l'étude REMATCH [3], montrant l'amélioration de la survie chez les patients bénéficiant d'une assistance à long terme ont conduit à un engouement véritable avec, depuis lors, un nombre sans cesse croissant de dispositifs implantés. Urgentistes, cardiologues, réanimateurs, chirurgiens et anesthésistes cardiothoraciques doivent désormais intégrer ces technologies dans leur stratégie thérapeutique au quotidien.

Ce travail a pour but de présenter les principaux dispositifs d'assistance disponibles actuellement en France, leurs avantages et inconvénients respectifs et de discuter la stratégie de prise en charge globale de ces patients les plus graves.

Assistance circulatoire de courte durée

Il s'agit ici de pallier la défaillance de la pompe cardiaque pendant quelques jours, voire deux ou trois semaines maxi-

mum. Le malade reste, durant cette période, hospitalisé en réanimation ou en soins intensifs. Les dispositifs d'assistance circulatoire mécanique temporaire disponibles actuellement en réanimation sont les suivants.

Ballon de contreimpulsion intra-aortique

Le ballon de contreimpulsion intra-aortique (Fig. 1) est sans doute le premier moyen d'assistance circulatoire mécanique, qui garde toute sa place notamment dans les chocs cardiogéniques d'origine ischémique [4]. C'est un dispositif temporaire introduit par voie percutanée, la plupart du temps par l'artère fémorale. Le but de cette assistance est de diminuer le besoin en oxygène du cœur (par la baisse de la postcharge), d'améliorer la perfusion coronaire et donc au total d'améliorer le débit cardiaque. L'amélioration observée est cependant limitée aux alentours de 0,5 l/min.

L'implantation peut se faire au lit du malade, par ponction de l'artère fémorale en utilisant la technique de Seldinger. Après mise en place d'un introducteur dans l'artère, le ballon est monté de façon rétrograde sur un guide métallique et placé dans l'aorte thoracique descendante. La position du ballon dans l'aorte est essentielle à son efficacité et à son innocuité. Elle doit être vérifiée radiologiquement ou par un contrôle radioscopique. Il faut en effet éviter un placement en regard des troncs supra-aortiques en haut et des artères digestives ou rénales en bas. Le ballon de contreimpulsion est gonflé à l'hélium et synchronisé avec l'électrocardiogramme (ECG), ou par un capteur de pression intra-artérielle. Les inflations sont programmées en diastole (début d'inflation contemporain de l'onde dicrote et de la fermeture de la valve aortique). Cela permet d'augmenter la pression artérielle diastolique et d'améliorer ainsi la

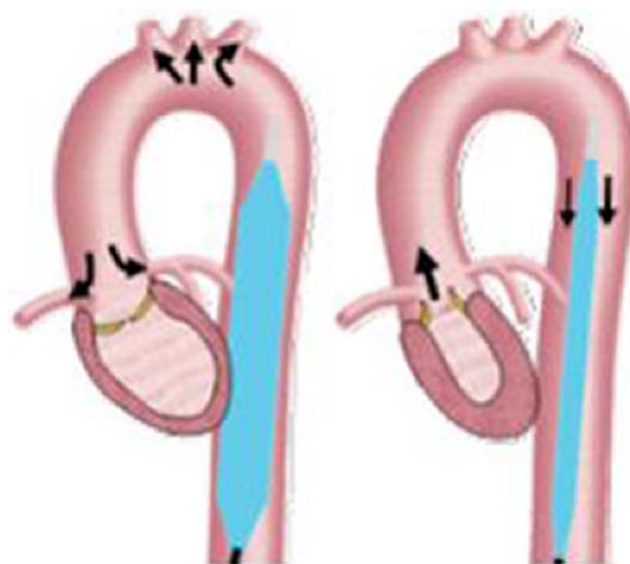


Fig. 1 Contreimpulsion intra-aortique

perfusion des artères coronaires. Le ballon est dégonflé en systole (définie par l'onde R ou le pic de pression) ce qui permet de diminuer la postcharge puisque le dégonflement provoque une chute de la pression aortique et une aspiration du sang éjecté. La résultante globale est une diminution des besoins en oxygène du muscle cardiaque et une augmentation de sa perfusion myocardique. Le sevrage s'effectue habituellement sur 24 heures, en diminuant progressivement le rythme d'inflation du ballon : 1/2, 1/3 puis 1/4.

La principale et la meilleure indication de la contrepulsion intra-aortique est le choc cardiogénique à la phase aiguë de l'infarctus. Les principales contre-indications sont : l'insuffisance valvulaire aortique, la dissection aortique, l'anévrisme de l'aorte, les pontages destinés aux membres inférieurs et les thrombus intramuraux aortiques.

Les principales complications sont vasculaires avec un risque d'ischémie aiguë de membre, de rupture vasculaire et d'hémorragie. Les autres complications comprenant les emboles de cholestérol, les accidents vasculaires cérébraux, les infections (surtout après sept jours). La rupture du ballon est rare. Exceptionnellement, on peut rencontrer une thrombopénie, une anémie hémolytique, une neuropathie périphérique, un lymphocèle...

Extracorporeal life support (ECLS) et extracorporeal membrane oxygenation (ECMO)

Stricto sensu, l'ECLS est une technique permettant le remplacement total ou partiel temporaire de la pompe cardiaque (Fig. 2). Le terme d'ECMO est apparu dans les années 1970 et faisait initialement référence à un système de shunt veinoartériel à haut débit dont l'objectif principal était l'oxygénation du sang. Actuellement, il sous-entend, pour certaines équipes, une assistance respiratoire exclusive par canulation

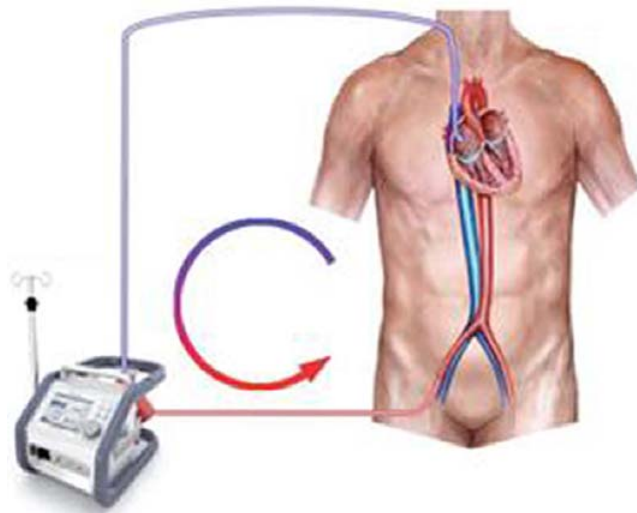


Fig. 2 Circuit d'ECMO (*extracorporeal membrane oxygenation*)

veinoveineuse dans un contexte de défaillance respiratoire réfractaire au traitement médical optimal. Le terme d'ECLS sous-entend à la fois un support circulatoire et un support respiratoire, avec abords veineux et artériels. Retenons ici le terme d'ECMO pour regrouper les assistances respiratoires et/ou circulatoires par circulation extracorporelle.

Il s'agit donc d'une circulation extracorporelle hors du bloc opératoire, permettant une suppléance cardiaque et/ou pulmonaire externe, d'urgence et de courte durée (quelques jours, voire deux à trois semaines, rarement au-delà). Il existe plusieurs technologies de pompe et plusieurs modèles d'oxygénateurs permettant différents panachages.

L'ECMO est un outil de réanimation qui ne donne au malade concerné et à ses soignants qu'une seule chose : du temps. Ce laps de temps doit être mis à profit pour permettre soit la récupération, soit la mise en place d'une assistance ventriculaire de longue durée ou une autre thérapeutique de type chirurgie réparatrice, transplantation cardiaque, pulmonaire, etc.

Le circuit d'ECMO, mis en place pour choc cardiogénique, se compose d'une canule de décharge veineuse, d'une pompe centrifuge qui génère un flux continu, d'un oxygénateur à membrane et d'une ligne de réinjection du sang oxygéné. Il s'agit d'un support biventriculaire, qui peut être mis en place sur les vaisseaux périphériques rapidement, là où se trouve le malade, souvent trop instable pour être déplacé (réanimation, salle de cathétérisme, soins intensifs...). La biocompatibilité des matériaux et le traitement de surface (simulant un endothélium naturel) des canules et des circuits de l'ECMO ont permis de diminuer l'héparinisation et la réaction inflammatoire inhérentes à la circulation extracorporelle.

L'implantation d'une ECMO veinoartérielle s'effectue le plus souvent en première intention sur les vaisseaux fémoraux (certaines équipes utilisent néanmoins l'artère sous-clavière comme voie de réinjection). La voie fémorale permet une implantation rapide de l'ECMO par simple abord chirurgical du Scarpa. C'est clairement la voie d'abord de l'urgence majeure, sous massage cardiaque externe ou avec une hémodynamique très précaire (pouls faiblement perçu, voire absent). Une dose préalable d'héparine non fractionnée (50 UI/kg) doit être injectée en intraveineux avant l'implantation. Sous contrôle de la vue, les vaisseaux fémoraux sont canulés selon la technique de Seldinger et une longue canule veineuse multiperforée est introduite sur guide depuis la veine fémorale jusqu'à l'oreillette droite. De la même manière, une canule artérielle plus courte est introduite sur guide dans l'artère fémorale commune pour une réinjection rétrograde. Pour éviter une ischémie aiguë du membre inférieur concerné, un cathéter de reperfusion antérograde branché en dérivation sur la ligne artérielle est mis en place par la plupart des équipes dans l'artère fémorale superficielle.

Les indications sont multiples et variées : infarctus du myocarde [5], myocardite fulminante [6], Tako-Tsubo,

intoxications par cardiotoxiques [6], défaillance de greffon cardiaque [7], dysfonction cardiaque postcardiotomie [8], embolie pulmonaire grave [9], hypothermie profonde, sepsis grave et syndrome de détresse respiratoire aigu (SDRA) [5] incontrôlables par des techniques moins invasives.

Les contre-indications sont essentiellement l'impossibilité d'anticoaguler le patient (accident neurologique hémorragique), les difficultés techniques chirurgicales (patient artéritique, accès vasculaires athéromateux) et surtout l'absence de perspective thérapeutique. En effet, si une récupération n'est pas d'emblée imaginable et si le malade ne peut en aucun cas bénéficier d'une transplantation ou d'une assistance de plus longue durée, alors la mise en place de l'ECMO ne se justifie pas.

Pompe axiale ventriculaire gauche (Impella®)

Le système Impella® (Abiomed) est une pompe axiale miniaturisée, à flux continu, mise en place au travers de la valve aortique pour décharger et assister le ventricule gauche défaillant. Il s'agit donc d'une assistance circulatoire monoventriculaire gauche temporaire dont il existe deux versions : l'une percutanée exclusive avec un débit maximal de 2,5 l/min et la seconde nécessitant une implantation chirurgicale avec un débit maximal de 5 l/min. L'extrémité distale « en queue-de-cochon » se situe dans le ventricule gauche, où est aspiré le sang qui sera ensuite réinjecté latéralement dans l'aorte ascendante, juste au-dessus de la valve aortique. Le système est rincé en permanence par un soluté glucosé hépariné et peut être associé à une ECMO ou à un ballon de contrepulsion implanté précédemment. Une anticoagulation générale faible est requise (temps de céphaline activée entre 1,5 et 2 fois le témoin). La pompe Impella® est placée sous scopie (et éventuellement support échographique), des capteurs de pression placés de part et d'autre de la turbine facilitent son positionnement au travers de la valve aortique. Le débit de la pompe Impella® est fonction de la vitesse de rotation de la turbine (plusieurs dizaines de milliers de tours par minute), de la précharge et de la postcharge, du système Impella® choisi (2,5 ou 5 l/min). Des études récentes, cliniques et expérimentales, semblent retrouver une meilleure décharge des cavités gauches avec le dispositif Impella® qu'avec une ECMO périphérique, augmentant possiblement le potentiel de récupération myocardique [10]. De même, le dispositif Impella® aurait, pour les chocs cardiogéniques à prédominance gauche ischémiques, un avantage hémodynamique en comparaison du ballon de contrepulsion intra-aortique [11] (Fig. 3).

L'implantation de l'Impella® 2,5 s'effectue à l'identique de celle d'une contrepulsion par voie rétrograde fémorale percutanée selon la technique de Seldinger. Elle ne nécessite pas la présence d'un chirurgien mais un contrôle radioscopique pour franchir la valve aortique. Elle augmente le débit

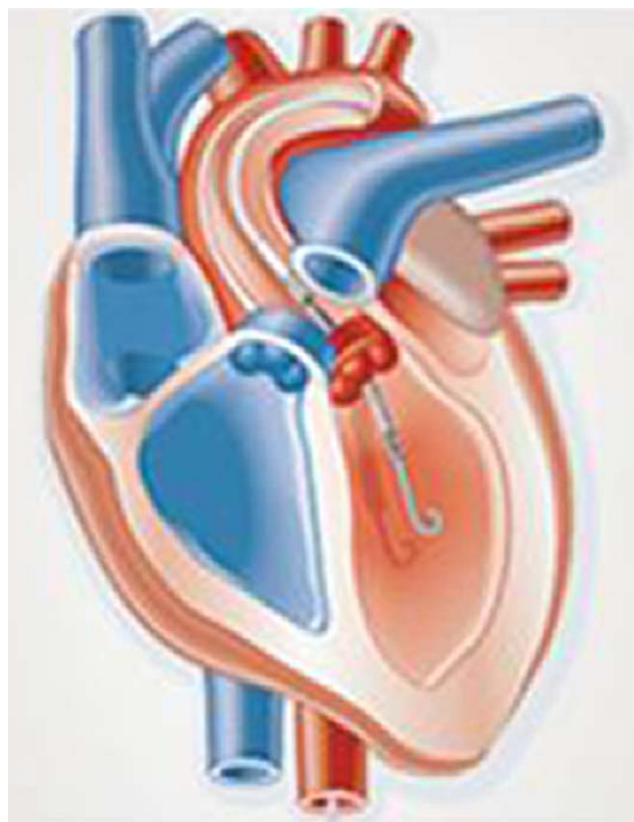


Fig. 3 Pompe axiale ventriculaire gauche (Impella®)

cardiaque et surtout décharge les cavités gauches permettant une meilleure perfusion myocardique, notamment des couches sous-endothéliales). À l'inverse, l'implantation de l'Impella® 5,0 nécessite un abord chirurgical pour coudre une prothèse vasculaire sur l'artère fémorale ou sous-clavière [12] par laquelle sera introduit le dispositif (trop volumineux pour être introduit directement et risque d'ischémie en aval).

Les indications de mise en place concernent tous les chocs cardiogéniques à prédominance gauche, principalement dans les cardiopathies ischémiques ou en postcardiotomie [13,14], avec conservation de la fonction ventriculaire droite à l'échocardiographie doppler. Le dispositif Impella®, à la différence de l'ECMO, ne possède pas de membrane d'oxygénation, n'assiste que le ventricule gauche et son coût est nettement supérieur, sans remboursement à ce jour. Notons qu'une indication élégante (mais coûteuse) du dispositif Impella® est sa mise en place en cas de survenue d'un œdème pulmonaire sous ECMO veinoartérielle périphérique, évitant ainsi le recours à l'ECMO centrale pour décharger les cavités gauches.

Les principales contre-indications sont les suivantes : l'impossibilité d'anticoaguler le patient, les difficultés d'accès vasculaires et surtout le choc cardiogénique biventriculaire avec défaillance droite ou avec un œdème

pulmonaire massif, nécessitant une oxygénation externe. Une hémolyse peut survenir dans les jours suivants par traumatisme des éléments figurés du sang.

Assistance circulatoire de longue durée

La situation clinique est différente pour ces dispositifs d'assistance de plus longue durée ; l'objectif étant de sortir le patient de réanimation et ensuite de l'hôpital. Peu de réanimations « polyvalentes » ont en charge ces patients rares et spécifiques, habituellement traités en milieu spécialisé. Cependant, les possibilités offertes par ces solutions à moyen et long termes doivent être connues du réanimateur pour en faire profiter leurs patients le cas échéant. En effet, les échecs viennent souvent d'un recours trop tardif à ces technologies.

Ces dispositifs implantables restant très coûteux financièrement, il importe d'éviter les utilisations futiles. Leur mise en place est rarement réalisée en urgence mais plutôt après échec de l'optimisation du traitement médical, ou de l'absence de récupération rapide après une assistance circulatoire de premier niveau comme décrite ci-dessus. Ces dispositifs d'assistance implantables autorisent parfois un retour à domicile, avec une qualité de vie variable selon les modes d'assistance monoventriculaire gauche ou biventriculaire.

Défaillance biventriculaire

Il est nécessaire d'assister les deux ventricules défaillants, en remplaçant le massif cardiaque par une prothèse placée en position orthotopique (cœur artificiel total) ou par l'usage de deux pompes mécaniques placées en dérivation des ventricules et qui assurent une fonction circulatoire totale ou partielle.

Cœurs artificiels totaux

Le seul véritable cœur artificiel total commercialisé et implanté en pratique clinique de façon courante à ce jour est le cœur artificiel CardioWest® (Fig. 4), dérivé du célèbre Jarvik-7®, construit en polyuréthane et permettant une assistance biventriculaire. Le flux pulsatile est généré par une énergie pneumatique (air comprimé), via une console relativement bruyante. Utilisé uniquement en pont à la transplantation depuis 1993 dans le cadre d'essais cliniques, il a obtenu l'accréditation de la Food and Drug Administration (FDA) dans cette indication en 2004. L'expérience clinique, qui reste concentrée sur quelques centres, a donc essentiellement porté sur l'utilisation temporaire, dans l'attente de la transplantation, et les principaux centres à avoir poursuivi cette direction sont : Tucson et Toronto en Amérique du Nord, La Pitié de Paris et Nantes en France. Le résultat glo-

bal en pont à la transplantation est encourageant [15,16] et depuis 1982 plusieurs centaines de cœurs artificiels Jarvik-7®, puis Symbion® et CardioWest® ont été implantés dans le monde.

L'apparition récente d'une console modernisée, de taille réduite, autorise désormais le patient en attente de transplantation à quitter l'hôpital et à disposer de plus d'autonomie. Son coût est d'environ 70 000 € et son remboursement est actuellement discuté auprès des organismes payeurs de la Sécurité sociale.

L'indication de mise en place en situation aiguë est donc la défaillance cardiaque biventriculaire, non réversible, non contrôlée par un traitement optimal, en l'absence d'alternative thérapeutique conventionnelle souvent après une première assistance circulatoire mécanique temporaire (ECMO). L'implantation peut aussi être programmée de façon élective au terme d'une concertation pluridisciplinaire en cas d'insuffisance cardiaque chronique évoluée avec défaillance biventriculaire réfractaire chez un sujet avec une espérance de vie raisonnable. Cette indication concerne notamment l'aggravation des patients insuffisants cardiaques biventriculaires déjà sur liste d'attente d'une transplantation cardiaque.



Fig. 4 Assistance biventriculaire CardioWest®

Les principales contre-indications spécifiques au dispositif CardioWest[®] sont nombreuses : dysfonction pulmonaire sévère, hypertension artérielle pulmonaire fixée, insuffisance hépatique sévère (cirrhose, hypertension portale, etc.), troubles majeurs de la crase sanguine, syndrome septique et inflammatoire systémique non contrôlé, lésions irréversibles documentées du système nerveux central, accident vasculaire cérébral récent, cachexie, maladie systémique avec atteinte de plusieurs organes, désordres psychiatriques mettant en péril l'observance du traitement, manque de coopération, affection de mauvais pronostic lorsque l'espérance de vie est inférieure à deux ans et l'âge physiologique avancé (70 ans).

Il faut noter que les patients doivent avoir un espace suffisant à la place des ventricules naturels dans la cage thoracique (une surface corporelle $\geq 1,7 \text{ m}^2$ ou distance entre le sternum et le dixième corps vertébral, mesurée par tomographie $\geq 10 \text{ cm}$). La cardiectomie préalable à l'implantation du CardioWest[®] permet son utilisation dans des situations où l'implantation des autres dispositifs d'assistance circulatoire biventriculaires hétérotopiques est complexe (rejet de transplantation, prothèses valvulaires, régurgitation aortique, thrombus mural du ventricule gauche) ou contre-indiquée (rupture septale).

D'autres cœurs artificiels totaux ont été développés par le passé [17], parmi lesquels l'Abiocor Implantable Replacement Heart System (Abiocor IRH), premier cœur artificiel total implantable en intégralité, sans aucune ligne d'alimentation percutanée (transmission transcutanée). Il s'agissait d'un cœur artificiel total, électrohydraulique, dont l'utilisation fut autorisée en 2001 par la FDA dans le cadre d'essais cliniques. L'énergie était fournie à la pompe thoracique, implantée en position orthotopique après exérèse du massif cardiaque, par un système de transfert transcutané. Sa conception, résolument moderne, a permis quelques implantations en alternative à la transplantation (*destination therapy*), mais à ce jour l'expérience clinique semble interrompue.

Enfin, la société française Carmat[®] animée par Alain Carpentier devrait dans les années futures proposer un nouveau cœur artificiel total mais malgré de nombreuses publications et communications médiatiques, aucune publication scientifique significative n'a encore été rapportée à ce jour à notre connaissance. De récents travaux sur l'animal ont par contre été rapportés expérimentant un cœur artificiel total à flux continu, silencieux, de petite dimension et pourvu de capacités automatiques régulatrices de l'hémodynamique [18].

Assistances biventriculaires

En cas de défaillance biventriculaire et d'absence de greffon cardiaque disponible, l'assistance mécanique de longue durée peut aussi être obtenue avec deux assistances ventri-

culaires : un ventricule artificiel utilisé pour remplacer le cœur droit et un pour remplacer le cœur gauche. À l'heure actuelle, ces deux ventricules peuvent être soit, à l'extérieur du patient, « posés » sur son abdomen et reliés aux cavités cardiaques par des canules spécifiques (dispositif remboursé par la Sécurité sociale, environ 80 000 €), soit placés dans la paroi abdominale si le gabarit l'autorise (dispositif alors non remboursé par la Sécurité sociale). Bien qu'il existe plusieurs compagnies (Thoratec, Medos...), ces assistances biventriculaires sont toutes bruyantes, fonctionnent avec une énergie pneumatique, à l'instar du cœur artificiel total CardioWest[®], et leur console reste volumineuse et encombrante (au domicile, la console de transport pèse une quinzaine de kilogrammes, placée sur un petit chariot à roulettes).

Les indications de mise en place sont les défaillances biventriculaires aiguës (mais plutôt ECMO en première ligne) ou en situation élective (aggravation d'un malade sur liste de transplantation par exemple). Ces assistances biventriculaires peuvent être utilisées en attente de récupération myocardique ou de transplantation cardiaque quand l'ECMO est inopérante ou en cas de délai trop long. Elles ne permettent pas, à ce jour, une qualité de vie suffisante et ne peuvent pas représenter une alternative à la transplantation. Elles sont naturellement à envisager (par rapport au cœur artificiel total) si l'étiologie laisse entrevoir une récupération myocardique possible.

Récemment, quelques équipes ont rapporté l'usage de pompes électromagnétiques, axiales ou centrifuges, de dernière génération (voir plus loin) comme assistances biventriculaires [19,20]. L'expérience clinique étant limitée à quelques patients, la place de ces dispositifs plus récents dans cette indication reste à préciser.

Défaillance monoventriculaire gauche

Depuis plus de 40 ans, de nombreux systèmes d'assistance circulatoire mécanique ont été développés. D'abord les systèmes pneumatiques, qu'ils soient externes, uni- ou biventriculaires, ou implantables, puis les ventricules électromécaniques gauches partiellement implantables. Nous sommes passés des systèmes de première génération où tous les éléments (pompe, source d'énergie et système de contrôle) étaient à l'extérieur du malade (ventricule externe type Thoratec[®] ou Medos[®]) aux systèmes de deuxième génération où la pompe et le moteur sont placés en intracorporel, l'énergie et le système de contrôle restant extracorporels.

Plus récemment sont apparus les cœurs artificiels de troisième génération, implantés en intracorporel et autorisant une mobilité accrue et une qualité de vie acceptable. Parmi ceux-ci, les nouvelles pompes électromagnétiques axiales ou centrifuges, de très petite dimension, implantables, silencieuses, sans chambre de compliance (volume d'air permettant de

limiter la pression négative engendrée par la vidange d'une prothèse et donc de limiter sa consommation d'énergie) ni valves et à flux continu sont en fort développement avec plusieurs milliers d'implantations de par le monde [21].

Le coût de ces assistances ventriculaires gauches est variable, grossièrement compris entre 75 000 et 90 000 €, seuls certains modèles étant à ce jour remboursés par la Sécurité sociale.

Assistances ventriculaires gauches axiales à flux continu

Il existe plusieurs modèles commercialisés et utilisés en pratique clinique, parmi lesquels le Thoratec HeartMate[®] 2 (Fig. 5), le Jarvik[®] 2000, le Berlin Heart InCor[®], etc. Toutes ces pompes axiales fournissent un débit à flux continu, non pulsé. Le sang est prélevé dans le ventricule gauche (pompe introduite directement dans le ventricule ou par l'intermédiaire d'une canule apicale), passe dans une vis sans fin (principe d'Archimède) qui tourne dans un champ électromagnétique et éjecté dans l'aorte thoracique (ascendante, parfois descendante selon les modèles et la procédure choisie). La pompe est alimentée par un câble qui sort du corps du patient à l'abdomen ou pour certains modèles au scalp, via un piédestal rétro-auriculaire (diminution du risque infectieux). Le système est constitué des éléments suivants : la pompe intrathoracique, un système de contrôle porté à la ceinture (contrôleur) et relié à des batteries, un système d'enregistrement/affichage éventuel des données et de charge des batteries via l'alimentation secteur. Ces disposi-



Fig. 5 Assistance ventriculaire gauche axiale à flux continu (Heartmate[®])

tifs apparus, il y a une dizaine d'années, autorisent une mobilité accrue du patient et une qualité de vie acceptable. Certaines pompes peuvent être mises en place sans circulation extracorporelle, voire par thoracotomie latérale plutôt que par sternotomie. Les résultats cliniques (survie, morbidité, qualité de vie, statut fonctionnel...) se sont améliorés de façon spectaculaire en comparaison avec les assistances ventriculaires gauches des générations précédentes (pneumatiques ou électromécaniques), la survie étant dans certaines séries de 80 % à 18 mois d'assistance circulatoire [22]. Certaines équipes préconisent désormais, au vu de ces résultats, l'implantation de ces dispositifs monoventriculaires gauches chez des patients sélectionnés de plus de 70 ans [23], ce qui pose des problèmes de remboursement en France, puisque le dispositif n'est plus remboursé à partir de cet âge.

Les indications d'implantation sont rarement les défaillances monoventriculaires gauches en urgence (coût financier et plateau technique nécessaire, assistance de première ligne type ECMO ou Impella[®] privilégiée en première intention) et davantage des implantations « électives » autant que possible. Les principales contre-indications sont surtout : la défaillance ventriculaire droite associée, incapacité du patient à appréhender le suivi sous assistance, contre-indication formelle à l'anticoagulation, une infection active, tare sévère de mauvais pronostic associée (cancer récent ou évolutif, insuffisance respiratoire sévère, insuffisance hépatique avec cirrhose, insuffisance rénale avec dialyse...).

Assistances ventriculaires gauches centrifuges à flux continu

Il existe là encore plusieurs modèles commercialisés et utilisés en pratique clinique, parmi lesquels le Terumo Duraheart[®] 2, le HeartWare, le CoreAid[®]... Toutes ces pompes électromagnétiques sont silencieuses, dépourvues de toute valve et fournissent un débit antérograde dans l'aorte ascendante à flux continu, non pulsé.

Les techniques d'implantation, les indications et contre-indications sont similaires aux pompes axiales. La différence de conception et d'ingénierie ainsi que ses éventuelles conséquences en pratique clinique restent à préciser.

Défaillance monoventriculaire droite

La défaillance ventriculaire droite isolée nécessitant une assistance circulatoire de longue durée reste une situation clinique rare et difficile à prendre en charge. Les résultats de l'assistance ventriculaire droite sont en effet nettement moins bons que ceux des assistances monoventriculaires gauches [24], même avec les pompes de dernière génération. En effet, s'il est possible d'assister le ventricule gauche avec une pompe électromagnétique, cela n'est pas possible à ce jour pour le ventricule droit. Il faut alors envisager la mise en

place d'une assistance pulsatile pneumatique bruyante dont la qualité de vie, la thrombogénicité et la sûreté matérielle ne sont pas comparables avec les pompes gauches...

En pratique

Cette présentation n'est naturellement pas exhaustive et tous les dispositifs d'assistance commercialisés n'ont volontairement pas été présentés. Néanmoins, plusieurs points importants et principes généraux en matière d'assistance circulatoire mécanique doivent être mis en exergue.

Le ballon de contrepulsion intra-aortique reste à considérer comme première ligne d'assistance, notamment dans les chocs cardiogéniques d'origine ischémique. Plusieurs travaux ont clairement établi son bénéfice dans l'infarctus du myocarde compliqué de choc cardiogénique [25–27] ou de communication interventriculaire [28]. Sa mise en place est techniquement relativement simple, rapide, peu onéreuse, ne nécessite pas d'abord chirurgical et ne gênera pas la mise en place ultérieure éventuelle d'une ECMO périphérique. Au contraire, pour certains, la présence d'une contrepulsion éviterait la survenue d'un œdème pulmonaire sous ECMO périphérique par effet de décharge des cavités gauches [29]. Le dispositif Impella® 2,5 l/min est à rapprocher de cette stratégie : implantation percutanée, pas de nécessité d'abord chirurgical. Il est souvent mis en place en salle de coronarographie immédiatement après une angioplastie en cas de choc persistant. Son surcoût, non remboursé, est cependant à prendre en considération, ainsi que l'hémolyse qui peut y être parfois associée. L'association d'une contre-pulsion à un dispositif Impella® a déjà été décrite et aurait un effet bénéfique pour la décharge ventriculaire gauche et son remodelage [30].

Si par le passé des dispositifs d'assistance ventriculaires lourds ont pu être implantés, en urgence, à toute heure du jour ou de la nuit, les résultats observés étaient très médiocres. En effet, on additionnait les facteurs de risque : malade gravissime, voire moribond, chirurgie lourde et complexe, dispositifs onéreux pour la société et coût humain hospitalier important. Actuellement, une première ligne d'assistance circulatoire mécanique est préférée par la plupart des équipes : efficacité hémodynamique d'emblée disponible facilement, chirurgie rapide et peu complexe, coût du dispositif bien moindre. Ainsi, l'ECMO s'est considérablement développée ces dernières années, avec des circuits préhéparinés, des canules adaptées, des oxygénateurs à membrane de plus longue durée et un champ d'utilisation très vaste, à la fois dans les défaillances cardiocirculatoires mais aussi respiratoires. Certaines régions (Île-de-France, Bouches-du-Rhône, Rhône-Alpes...) ont d'ailleurs mis en place des Unités mobiles d'assistances circulatoires (UMAC) se déplaçant dans le centre périphérique où se trouve la malade instable

et non transportable pour y implanter une ECMO. Selon les habitudes, le patient est ensuite laissé à la réanimation en charge sur place ou ramené vers un centre expert. Les résultats de cette stratégie de prise en charge (assistance biventriculaire légère en première intention plutôt qu'assistance lourde en urgence) sont notamment à privilégier dans les pathologies à haut potentiel de récupération [31]. Enfin, il faut noter les récentes recommandations [32] quant à l'implantation d'une assistance circulatoire mécanique pour les patients en arrêt cardiaque et sous massage. Si un bénéfice dans l'arrêt cardiaque réfractaire intrahospitalier [33] a été rapporté, la plus grande prudence est à considérer en ce qui concerne les arrêts extrahospitaliers.

La mise en place d'une assistance circulatoire mécanique de première ligne (Contrepulsion, Impella® ou ECMO) donne du temps à l'équipe soignante et évite le décès immédiat du malade mais n'intervient pas directement sur l'étiologie du choc cardiogénique. L'issue finale est soit le décès, soit la récupération d'une fonction cardiocirculatoire permettant de retirer l'assistance temporaire, soit un pont à la transplantation cardiaque (*bridge to transplant*) ou vers une assistance de plus longue durée (*bridge to bridge*) selon le contexte et en l'absence de récupération myocardique suffisante. Donc, implanter une assistance présuppose une perspective de récupération, de transplantation ou d'assistance de longue durée. À défaut, cette implantation est futile. En revanche, la décision d'assistance doit être prise très précocement. Assister une défaillance polyviscérale n'a plus d'intérêt. La persistance de signes de bas débit malgré un support inotrope et le traitement étiologique d'urgence d'un choc cardiogénique (par exemple angioplastie) doit faire immédiatement envisager une assistance.

Une assistance plus complexe est à discuter en milieu de chirurgie cardiaque. Si les résultats cliniques observés avec les récentes assistances monoventriculaires gauches se sont améliorés [22,34,35], c'est la conséquence de plusieurs facteurs, parmi lesquels : les améliorations technologiques évidentes (dimension moindre des pompes, traumatisme chirurgical moindre, câble d'alimentation de petit diamètre, rareté des pannes matérielles...) ; une meilleure sélection des malades, avec davantage d'implantations programmées, au décours d'une évaluation rigoureuse (proche d'un bilan de transplantation) et d'une discussion multidisciplinaire ; création de postes infirmiers dédiés à ces patients, de staffs d'insuffisance cardiaque, etc. Il est primordial d'évaluer au mieux la fonction ventriculaire droite chez ces malades candidats à une assistance ventriculaire gauche. En effet, en cas de défaillance droite réfractaire au traitement médical post-implantation, la situation devient rapidement très difficile, pouvant nécessiter l'implantation d'une ECMO temporaire, puis d'une seconde assistance à droite, nécessairement pulsatile à ce jour, voire un cœur artificiel total. Ces patients doivent donc bénéficier avant implantation d'une analyse

échographique fine et adaptée, d'un cathétérisme des cavités droites et éventuellement de l'usage de scores prédictifs de risques de survenue de défaillance droite [36].

Kamdar et al. ont comparé récemment chez l'homme l'usage prolongé (supérieur à un an) de pompes à flux continu (30 pompes axiales, dix pompes centrifuges) ou pulsatile (18 ventricules pneumatiques) sur des paramètres de biologie rénale, hépatique et hématologique [37]. Aucune différence n'était retrouvée selon le type de pompe implantée ; les organes étudiés ayant une excellente fonction biologique, y compris sous flux continu. Si l'on considère la qualité de vie sous assistance et le mode de vie (retour à domicile, conduite automobile, voyages, reprise des activités habituelles y compris professionnelles, activités sportives notables...), de nombreux travaux ont montré qu'on pouvait mener une vie avec une intégration sociale facilitée sous flux continu exclusif ou faible pulsatilité, y compris pendant plusieurs années. Au total, les effets du flux non ou insuffisamment pulsés restent débattus. De nombreuses études animales sont contradictoires, même s'il semble que la microcirculation bénéficie davantage d'un flux pulsé, notamment lorsque existe un état de choc. En pratique clinique humaine, la mise en place d'un support circulatoire temporaire à flux continu dans l'urgence est admise pour la plupart, certains préférant ensuite implanter une assistance pulsatile de plus longue durée (meilleure perfusion tissulaire espérée) tandis que d'autres poursuivent la stratégie du flux continu. De nouvelles études expérimentales en cours devraient permettre de répondre à ce débat, toujours d'actualité, dans les années futures.

Prendre en charge en réanimation les patients sous assistance circulatoire mécanique ne se conçoit qu'avec une équipe médicale et paramédicale formée, éduquée, travaillant en réseau et en collaboration avec un service de chirurgie cardiaque. En effet, nombre de ces patients auront besoin d'une transplantation en urgence, d'une intervention pour implanter un dispositif de plus longue durée... Des partenariats doivent être noués, au mieux avant de développer cette activité, pour faciliter les transferts éventuels et autres aléas de prise en charge.

Enfin, à noter que les complications hémorragiques sont fréquentes pour toutes les techniques d'assistance circulatoire, en partie liées à la chirurgie et à l'état de choc sévère associé (insuffisance hépatocellulaire, coagulopathie...). L'administration de produits sanguins en réanimation chez ces patients est donc courante et parfois en quantité importante, nécessitant de prendre en compte ce paramètre lorsqu'on souhaite développer dans une structure ce champ d'activité. Par ailleurs, certains dispositifs d'assistance génèrent un *shear stress* plaquettaire aboutissant à de véritables maladies de Willebrandt acquises, elles-mêmes pourvoyeuses d'hémorragies potentielles [38–40].

Conclusion

La prise en charge en réanimation du choc cardiogénique réfractaire au traitement médical optimal inclut désormais l'assistance circulatoire mécanique, avec plusieurs dispositifs disponibles qui se déclinent en deux niveaux.

La contrepulsion intra-aortique, la pompe axiale ventriculaire gauche (Impella®) et l'ECMO sont à considérer en première intention, car efficaces d'emblée, rapides à implanter et relativement peu onéreux. Il convient de prendre la décision rapidement avant la survenue de souffrance d'organe (nécrose tubulaire, insuffisance hépatique) et de choisir le dispositif en tenant compte de l'importance du choc, des défaillances d'organes associées (notamment pulmonaire), du caractère uni- ou biventriculaire de la défaillance, du coût et de l'accessibilité du matériel.

Les autres dispositifs uniquement disponibles en milieu spécialisé de chirurgie cardiaque permettent d'assurer une assistance circulatoire mécanique de plus longue durée (mois, années), autorisant parfois le retour à domicile du patient. Le choix de l'assistance s'effectue alors en tenant compte de l'indication (en attente de récupération, en attente de transplantation ou en implantation définitive), du caractère uni- ou biventriculaire de l'atteinte myocardique, de l'accessibilité financière au dispositif (certains sont remboursés, d'autres ne le sont pas). Ces thérapeutiques d'exception ne s'envisagent qu'après un bilan organique complet et une discussion multidisciplinaire.

Conflit d'intérêt : les auteurs déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

Références

1. Portner PM (2001) Economics of devices. The Annals of thoracic surgery 71:S199–S201; discussion S203–194
2. Lloyd-Jones DM, Larson MG, Leip EP, et al (2002) Lifetime risk for developing congestive heart failure: the Framingham Heart Study. Circulation 106:3068–72
3. Rose EA, Moskowitz AJ, Packer M, et al (1999) The REMATCH trial: rationale, design, and end points. Randomized Evaluation of Mechanical Assistance for the Treatment of Congestive Heart Failure. Ann Thorac Surg 67:723–30
4. Hanlon-Pena PM, Quaal SJ (2011) Intra-aortic balloon pump timing: review of evidence supporting current practice. Am J Crit Care 323–33; quiz 334
5. Seguin P, Nessler N (2010) Assistance circulatoire percutanée par ECMO et choc septique. In ECLS et ECMO, Guide pratique. Editions Springer-Verlag France, Paris, pp 147–51
6. Baud FJ, Tournoux F, Deye N (2010) Myocardites, intoxications et ECMO. In: ECLS et ECMO, Guide pratique. Editions Springer-Verlag France, Paris, pp 65–99
7. Leprince P, D'Alessandro C, Aubert S, et al (2010) ECMO et transplantation cardiaque. In ECLS et ECMO, Guide pratique. Editions Springer-Verlag France, Paris, pp 137–46

8. Lytzer PY, Lebreton G, Haas-Hubscher C (2010) L'ECMO en postcardiotomie. In: ECLS et ECMO, Guide pratique. Editions Springer-Verlag France, Paris, pp 118–36
9. Digonnet A, Moya-Plana A, Aubert S, et al (2007) Acute pulmonary embolism: a current surgical approach. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 6:27–9
10. Kawashima D, Gojo S, Nishimura T, et al (2011) Left ventricular mechanical support with Impella provides more ventricular unloading in heart failure than extracorporeal membrane oxygenation. *Asaio J* 57:169–76
11. Seyfarth M, Sibbing D, Bauer I, et al (2008) A randomized clinical trial to evaluate the safety and efficacy of a percutaneous left ventricular assist device versus intra-aortic balloon pumping for treatment of cardiogenic shock caused by myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol* 52:1584–8
12. Sassard T, Scalabre A, Bonnefoy E, et al (2008) The right axillary artery approach for the Impella Recover LP 5.0 microaxial pump. *Ann Thorac Surg* 85:1468–70
13. Mastroianni C, Pozzi M, Niculescu M, et al (2011) Elective Impella Recover LP 5.0 utilization for postcardiotomy low-output syndrome after aortic valve replacement. *Int J Cardiol* [Epub ahead of print]
14. Sjaauw KD, Rummelink M, Baan J Jr, et al (2008) Left ventricular unloading in acute ST-segment elevation myocardial infarction patients is safe and feasible and provides acute and sustained left ventricular recovery. *J Am Coll Cardiol* 51:1044–6
15. Copeland JG, Smith RG, Arabia FA, et al (2004) Cardiac replacement with a total artificial heart as a bridge to transplantation. *N Engl J Med* 351:859–67
16. Roussel JC, Senage T, Baron O, et al (2009) CardioWest (Jarvik) total artificial heart: a single-center experience with 42 patients. *Ann Thorac Surg* 87:124–9
17. Flecher E, Joudinaud T (2006) Clinical experiences with the new electromagnetic ventricular assist devices. *Ann Cardiol Angeiol (Paris)* 55:276–81
18. Fumoto H, Horvath DJ, Rao S, et al (2010) In vivo acute performance of the Cleveland Clinic self-regulating, continuous-flow total artificial heart. *J Heart Lung Transplant* 29:21–6
19. Saito S, Sakaguchi T, Miyagawa S, et al (2011) Biventricular support using implantable continuous-flow ventricular assist devices. *J Heart Lung Transplant* 30:475–8
20. Strueber M, Meyer AL, Malehsa D, Haverich A (2010) Successful use of the HeartWare HVAD rotary blood pump for biventricular support. *J Thorac Cardiovasc Surg* 140:936–7
21. Flecher E, Joudinaud T, Grinda JM (2006) Mechanical cardiac assistance and artificial heart: historical perspectives. *Ann Chir* 131:473–8
22. Rogers JG, Aaronson KD, Boyle AJ, et al (2010) Continuous flow left ventricular assist device improves functional capacity and quality of life of advanced heart failure patients. *J Am Coll Cardiol* 55:1826–34
23. Adamson RM, Stahovich M, Chillcott S, et al (2011) Clinical strategies and outcomes in advanced heart failure patients older than 70 years of age receiving the HeartMate II left ventricular assist device: a community hospital experience. *J Am Coll Cardiol* 57:2487–95
24. Farrar DJ, Hill JD, Pennington DG, et al (1997) Preoperative and postoperative comparison of patients with univentricular and biventricular support with the thoratec ventricular assist device as a bridge to cardiac transplantation. *J thorac cardiovasc surg* 113:202–9
25. Abdel-Wahab M, Saad M, Kynast J, et al (2010) Comparison of hospital mortality with intra-aortic balloon counterpulsation insertion before versus after primary percutaneous coronary intervention for cardiogenic shock complicating acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 105:967–71
26. Anderson RD, Ohman EM, Holmes DR Jr, et al (1997) Use of intraaortic balloon counterpulsation in patients presenting with cardiogenic shock: observations from the GUSTO-I study. Global Utilization of Streptokinase and TPA for Occluded Coronary Arteries. *J Am Coll Cardiol* 30:708–15
27. Amado LC, Kraitchman DL, Gerber BL, et al (2004) Reduction of “no-reflow” phenomenon by intra-aortic balloon counterpulsation in a randomized magnetic resonance imaging experimental study. *J Am Coll Cardiol* 43:1291–8
28. Thiele H, Lauer B, Hambrecht R, et al (2003) Short and long term hemodynamic effect of intra-aortic balloon support in ventricular septal defect complicating acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 92:450–4
29. Sauren LD, Reesink KD, Selder JL, et al (2007) The acute effect of intra-aortic balloon counterpulsation during extracorporeal life support: an experimental study. *Artif Organs* 31:31–8
30. Sauren LD, Accord RE, Hamzeh K, et al (2007) Combined Impella and intra-aortic balloon pump support to improve both ventricular unloading and coronary blood flow for myocardial recovery: an experimental study. *Artif Organs* 31:839–42
31. Pages ON, Aubert S, Combes A, et al (2009) Paracorporeal pulsatile biventricular assist device versus extracorporeal membrane oxygenation-extracorporeal life support in adult fulminant myocarditis. *J thorac cardiovasc surg* 137:194–7
32. Beckmann A, Benk C, Beyersdorf F, et al (2011) Position article for the use of extracorporeal life support in adult patients. *Eur J Cardiothorac Surg* 40:676–80
33. Chen YS, Lin JW, Yu HY, et al (2008) Cardiopulmonary resuscitation with assisted extracorporeal life-support versus conventional cardiopulmonary resuscitation in adults with in-hospital cardiac arrest: an observational study and propensity analysis. *Lancet* 372:554–61
34. Lahpor J, Khaghani A, Hetzer R, et al (2010) European results with a continuous-flow ventricular assist device for advanced heart-failure patients. *Eur J Cardiothorac Surg* 37:357–61
35. Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, et al (2009) Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *N Engl J Med* 361:2241–51
36. Slaughter MS, Pagani FD, Rogers JG, et al (2010) Clinical management of continuous-flow left ventricular assist devices in advanced heart failure. *J Heart Lung Transplant* 29:S1–S39
37. Kamdar F, Boyle A, Liao K, et al (2009) Effects of centrifugal, axial, and pulsatile left ventricular assist device support on end-organ function in heart failure patients. *J Heart Lung Transplant* 28:352–9
38. Malehsa D, Meyer AL, Bara C, Struber M (2009) Acquired von Willebrand syndrome after exchange of the HeartMate XVE to the HeartMate II ventricular assist device. *Eur J Cardiothorac Surg* 35:1091–3
39. Klovaite J, Gustafsson F, Mortensen SA, et al (2009) Severely impaired von Willebrand factor-dependent platelet aggregation in patients with a continuous-flow left ventricular assist device (HeartMate II). *J Am Coll Cardiol* 53:2162–7
40. Geisen U, Heilmann C, Beyersdorf F, et al (2008) Non-surgical bleeding in patients with ventricular assist devices could be explained by acquired von Willebrand disease. *Eur J Cardiothorac Surg* 33:679–84