



Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie électrique et Electronique

Laboratoire de Recherche de Génie Biomédical

MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES

Pour obtenir le Diplôme de

MASTER en GENIE BIOMEDICAL

Spécialité : Electronique Biomédicale

Présenté par :

Melle GHADI Fatima Zohra

Mme LACHACHI née MESLI Ibtissem

**CONTROLE DEBIT METRIQUE D'UNE
CIRCULATION EXTRACORPORELLE DE
CHIRURGIE A CŒUR OUVERT**

Soutenu le 30 juin 2013 devant les Jury

Mr.	HADJ SLIMANE Zine Eddine	MC	Université de Tlemcen	Président
Mr.	NEMICHE Ahmed	MAA	Université de Tlemcen	Examineur
Mr.	BENABDALLAH Mohammed	PROF	Université de Tlemcen	Encadreur

Année universitaire 2012-2013

Table de matière

Introduction

1.1. Anatomie, fonctionnement et pathologies du cœur.....	2
1.2 Revascularisation des coronaires.....	8
1.2.1 Angioplastie.....	8
1.2.2 Pontage coronarien	9
1.2.3 Angioplastie ou pontage coronarien ?	11
1.3 Techniques de pontage coronarien.....	11
1.3.1 Pontage coronarien sur un cœur à l'arrêt.....	11
1.3.1.1 Pontage à ciel ouvert	11
1.3.1.2 Pontage mini-invasif.....	14

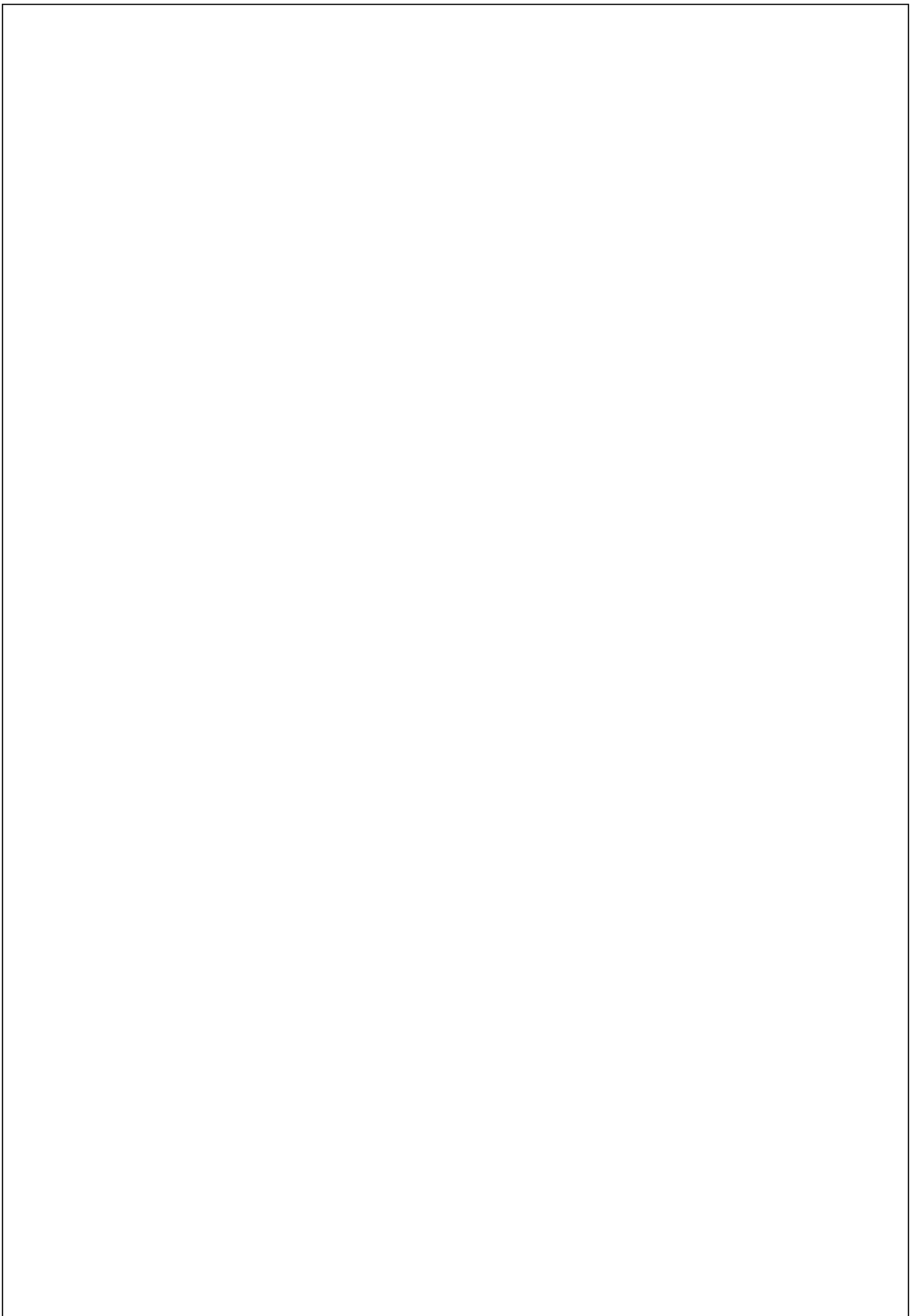
CHAPITRE 2 : La physiologie de la circulation

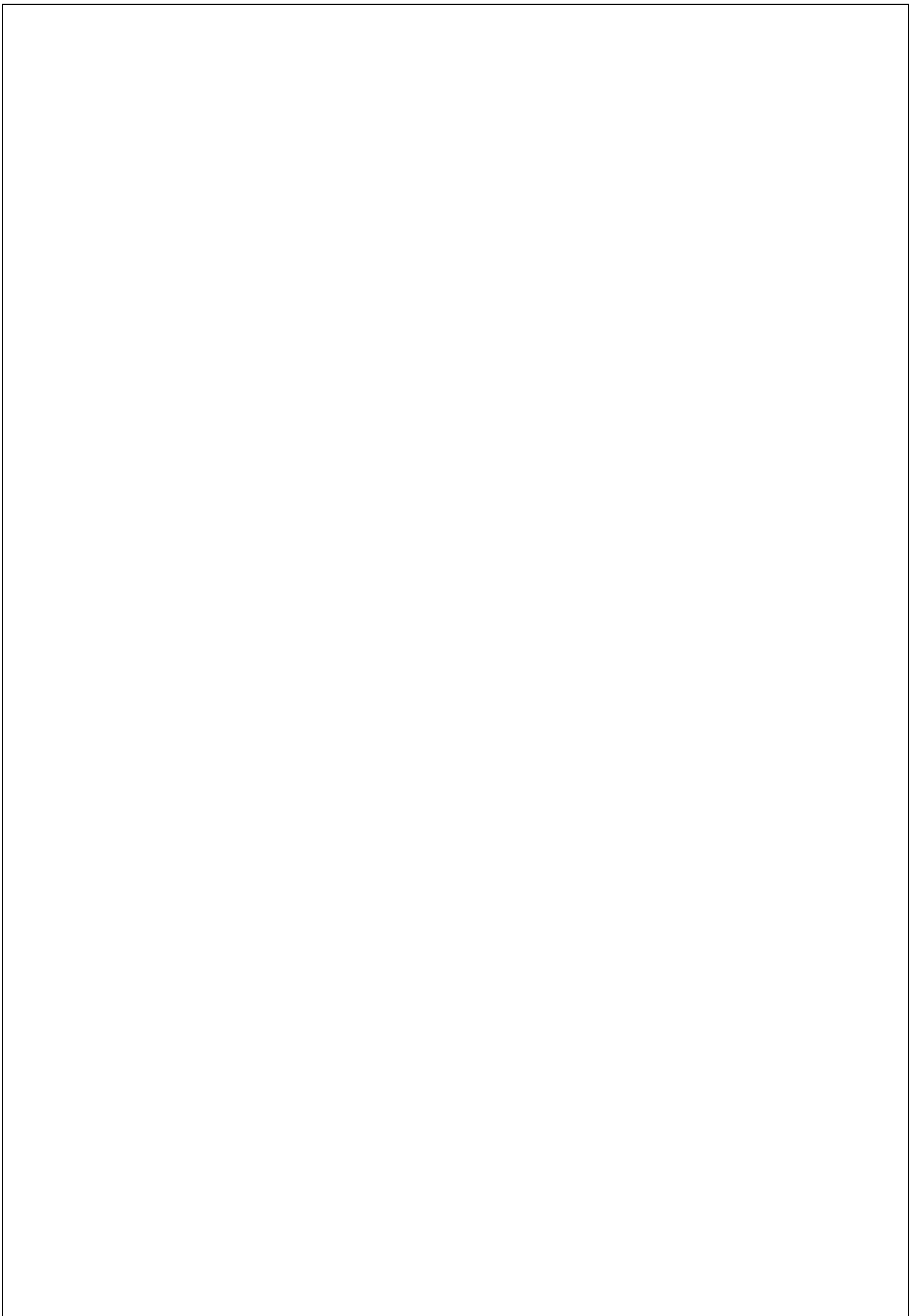
2.1. La physiologie cardiaque	19
2.1.1 La fonction cardiaque	19
2.1.1.1.Le système nerveux intrinsèque	19
2.1.1.2Le système nerveux extrinsèque	21
2.2.Le débit cardiaque.....	23
2.2.1. Définition :	23
2.2.2 Déterminants du débit cardiaque	23
2.2.2.1 La fréquence cardiaque.....	23
2.2.2.2 Le volume d'éjection systolique (VES)	24
2.2.2.3 La précharge	25
2.2.2.4 La postcharge	26
2.2.2.5 la contractilité ou inotropisme	27
2.2.3. Méthode d'exploration du débit cardiaque.....	28
2.2.4 Modification du débit cardiaque	28
2.2.5 Variation de débit cardiaque.....	29
2.2.6 La régulation du Débit Cardiaque.....	29
2.2.6.1 une régulation nerveuse	29
2.2.6.2 La régulation humorale.....	30

CHAPITRE 3 : La chirurgie cardiovasculaire

3.1 Rappel Historique.....	31
3.2. Aspect Actuel De Cette Activité En France.....	32
3.3. La circulation extra corporelle	32
3.3.1. Le principe de la CEC	32
3.3.1.1 Les oxygénateurs	33
3.3.1.2 La pompe artérielle	35
3.3.1.3 L'échangeur thermique	37
3.3.1.4 Les autres éléments du circuit	38
3.3.2 Déroulement de la CEC	38
3.3.3 Les effets de la CEC sur l'organisme	39
3.3.3.1 Résistances vasculaires systémiques	39
3.3.3.2 Sur la composition hydrique de l'organisme.....	40
3.3.3.2 Sur le sang.....	40
3.3.4 La protection de myocarde.....	40
3.4 Problèmes posés par une C.E.C	42
3.5 Essai d'automatisation	43
3.6 Présentation des C.E.C. avec les systèmes d'asservissement	44
3.6.1 La prise du signal : description des capteurs	45
CHAPITRE 4 : Contrôle débit métrique d'une C.E.C de chirurgie cardiovasculaire	
4.1 Etude théorique des capteurs :	47
4.1.1 Généralités :	47
4.1.1.1 Modes de fonctionnement des capteurs :	48
4.1.1.1.1 Les capteurs Actifs :	48
4.1.1.1.2 Les capteurs passifs :	49
4.1.1.2 Choix d'un capteur :	49
4.1.2 Applications médicales.	50
4.1.2.1 Les capteurs biomédicaux :	50
4.1.2.1.1 Capteur optique :	50
4.2 Réalisation pratique de la chaîne de mesure d'un capteur de niveau :	54
4.2.1 Capteur de niveau maximal :	54
4.2.2 Détecteur de niveau minimal :	58
Conclusion générale.	61

Références bibliographiques:63





Introduction

L'hygiène alimentaire trop riche de notre époque provoque des lésions athéromateuses surtout au niveau des artères coronariennes qui ont pour mission d'alimenter le muscle myocardique en oxygène et nutriments

Ce rétrécissement aggrave pour la diminution des propriétés rhéologique de la paroi vasculaire a causé notamment du tabagisme conduit les cardiologues à porter l'indication de la chirurgie cardiovasculaire a cœur ouvert

La problématique de notre travail est le contrôle débit métrique de la circulation extracorporelle de chirurgie à cœur ouvert

Dans ce chapitre, nous exposons tout d'abord brièvement les propriétés anatomiques du cœur. Nous définissons ensuite les principales pathologies atteignant cet organe. Nous montrons alors l'intérêt des techniques de revascularisation des coronaires avant de décrire en détail les procédures actuelles de pontage coronarien. Ceci permet de souligner les lacunes des dispositifs de stabilisation actuellement utilisés. En conséquence, nous nous intéressons aux approches proposées dans la littérature pour la compensation robotisée des mouvements physiologiques, qui pourraient palier le problème. Finalement nous situons l'approche que nous proposons dans le cadre de ce mémoire par rapport à cet état de l'art, et décrivons brièvement les contributions de ce travail, qui consiste à réaliser un monitoring de la circulation extracorporelle ayant pour but de satisfaire la condition : Débit sortant du malade Q_s égal au débit réinjecté au malade Q_e . Pour ce faire nous mettons en œuvre un capteur de niveau capacitif intégré à l'oxygénateur et associé une électronique de mise en forme des signaux contrôlant la vitesse de la pompe péristaltique, notre réalisation pratique a consisté en l'implémentation matérielle de deux alarmes visuelle et sonore haute et basse indiquant que la vitesse de la pompe a dépassé ou n'a pas atteint une valeur limite.

1.1. Anatomie, fonctionnement et pathologies du cœur

Le cœur humain est un organe creux qui mesure en moyenne 13 cm de long sur 8 cm de large, et qui pèse environ 300 grammes [1]. Il se situe dans la partie antérieure caudale du médiastin (Fig.1.1), la partie centrale du thorax. Profitons de cette occasion pour définir les directions anatomiques qui vont servir dans la suite du document : la figure 1.2 représente deux coupes du corps humain, une frontale et une sagittale. La coupe non représentée et qui est perpendiculaire aux deux précédentes s'appelle la coupe transverse. L'axe qui est dirigé des membres droits vers les membres gauches est appelé axe Droite-Gauche (DG). L'axe Caudal-Crânial (CC) ou encore Inférieur Supérieur (IS) est dirigée des pieds vers la tête. Finalement l'axe Postérieur-Antérieur (PA), appelé également Dorsal-Ventral (DV), est dirigé du dos vers le ventre.

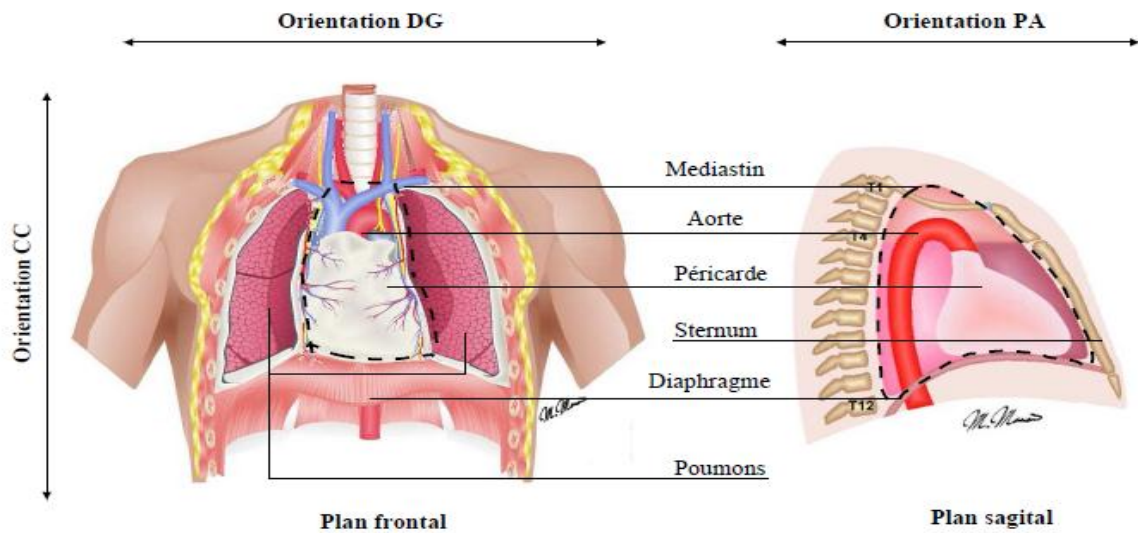


FIG. 1.1 – Anatomie du médiastin [2]

Le cœur est composé essentiellement d'un muscle spécifique qui ne se fatigue pas, le myocarde. Ce muscle est protégé par une enveloppe externe, le péricarde. La couche inférieure du péricarde, appelée épi- carde, constitue la surface du cœur. On distingue également l'endocarde, couche séparant le myocarde de la zone creuse du cœur.

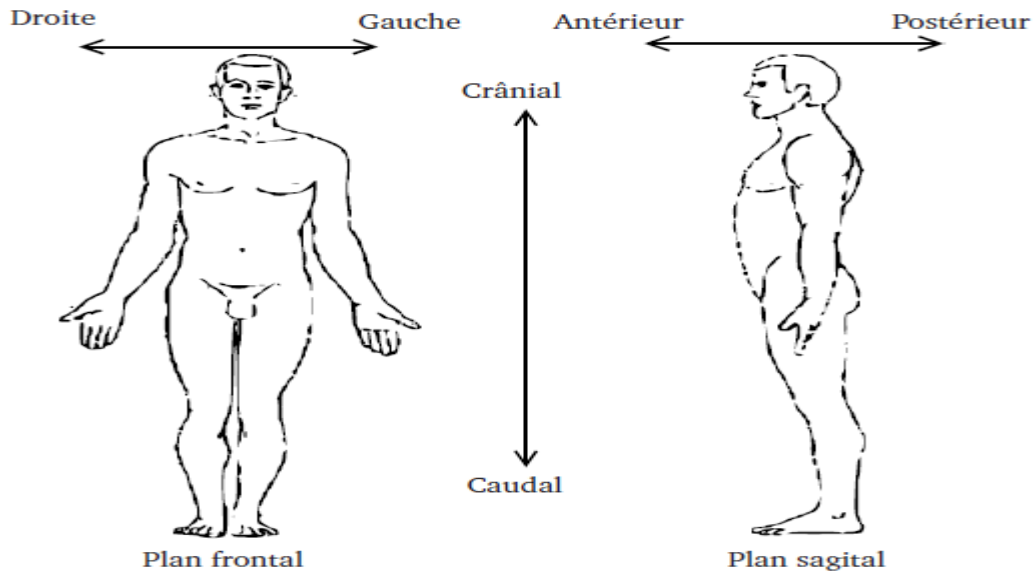


FIG. 1.2 – Axes anatomiques [3]

Le cœur est séparé en deux parties, droite et gauche, par une barrière musculaire, le septum. La figure 1.3 illustre l'anatomie de ces deux parties du cœur. Chaque partie est composée

d'un ventricule et d'une oreillette séparés par la valve tricuspide pour la partie droite, et la valve mitrale pour la partie gauche.

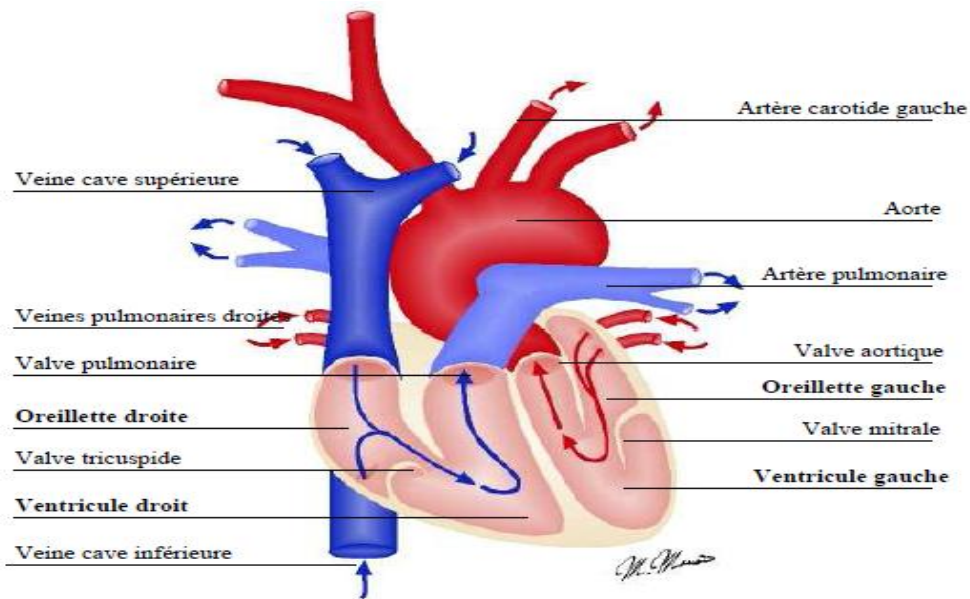


FIG. 1.3 – Anatomie du cœur [2]

La fonction du cœur est d'assurer la circulation sanguine dans l'organisme. Pour ce faire, le sang pauvre en oxygène en provenance des veines caves arrive au niveau de l'oreillette droite. Après ouverture de la valve tricuspide, ce sang est transféré vers le ventricule droit pour être envoyé vers les poumons via l'artère pulmonaire : c'est "la petite circulation" qui est assurée par la partie droite du cœur. La partie Gauche du cœur assure quand à elle "la grande circulation" : le sang oxygéné en provenance des poumons arrive dans l'oreillette gauche par la veine pulmonaire. Une fois la valve mitrale ouverte, le sang riche en oxygène est transféré vers le ventricule gauche pour être propulsé vers tout le corps à travers l'aorte. L'activité des deux parties du cœur est totalement synchrone.

Le cœur assure sa fonction suivant un cycle régulier et à une fréquence au repos pouvant varier de 60 à 90 cycles par minute [4]. Le cycle cardiaque est régi par une horloge interne. La cadence de cette horloge est donnée par une impulsion électrique générée au niveau du nœud sinusal, formé par des cellules auto-excitables et situé dans l'oreillette droite. Cette impulsion électrique se propage d'une manière isotopique dans les oreillettes. Elle est ensuite relayée par le nœud auriculo-ventriculaire, situé au niveau du point de jonction entre les ventricules et les

oreillettes, qui la propage dans les ventricules. C'est la propagation de cette impulsion électrique dans le muscle cardiaque qui assure la régularité et la coordination de la contraction auriculo-ventriculaire.

Le cycle cardiaque peut être décomposé en deux grandes étapes, la systole et la diastole.

La systole peut être elle-même décomposée en deux étapes : la systole auriculaire et la systole ventriculaire. La systole auriculaire a lieu lorsque les deux oreillettes sont remplies de sang. Après ouverture des valves tricuspide et mitrale, le sang est expulsé vers les ventricules. Pendant la systole ventriculaire, les valves auriculo-ventriculaires se ferment pour empêcher le reflux de sang dans les oreillettes. Les ventricules se contractent et propulsent le sang vers le corps (pour le ventricule gauche) et les poumons (pour le ventricule droit). Après expulsion du sang, les valves aortique et pulmonaire se referment.

Lors de la diastole, le muscle cardiaque est relâché, permettant le remplissage passif des oreillettes.

La propagation de l'impulsion électrique qui régit le cycle cardiaque peut être analysée grâce à un signal obtenu à partir de potentiels électriques mesurés à différents points du thorax. Ce signal, l'électrocardiogramme (ECG), est caractérisé par un regroupement de 6 ondes désignées par des lettres allant de P à U. Les ondes les plus importantes sont les ondes Q, R, S qui forment un complexe appelé le QRS. La figure 1.4 représente la corrélation entre le signal ECG et le cycle cardiaque. L'apparition de l'onde P marque l'arrivée de l'impulsion électrique dans les oreillettes et le début de la contraction du muscle auriculaire : c'est le début de la systole qui ne va se prolonger que pendant un tiers de la durée du cycle cardiaque [5]. Le complexe QRS marque le début de la systole ventriculaire, dont la fin est détectée grâce à l'onde T qui survient lors du relâchement des ventricules [4].

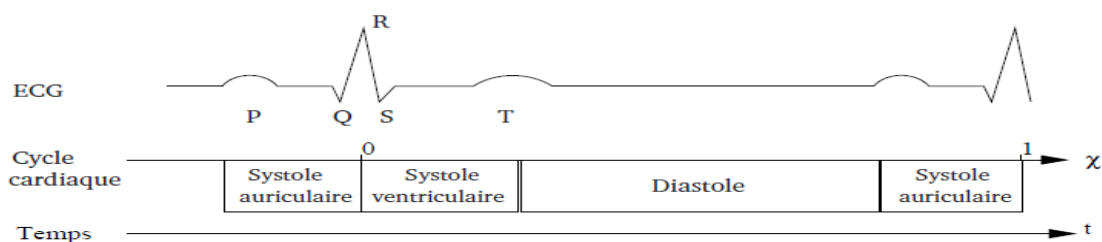


FIG. 1.4 – Corrélation entre le signal ECG et le cycle cardiaque [6]

Lorsque la fréquence cardiaque (c'est à dire la fréquence d'apparition du complexe QRS) varie pour s'adapter aux conditions physiologiques d'un sujet, la durée de la systole demeure pratiquement inchangée. C'est la durée de la diastole qui varie de façon adéquate pour s'ajuster à la nouvelle longueur du cycle cardiaque.

Le cœur est irrigué grâce à un réseau d'artères coronaires. Les artères coronaires sont issues de deux principales artères : l'artère coronaire droite qui irrigue la partie droite du cœur, et l'artère coronaire gauche qui irrigue la partie gauche du cœur. La figure 1.5 illustre le réseau coronarien né de la ramification des artères coronaires gauche et droite. Remarquons le petit diamètre des artères coronaires [7], dans une mesure des diamètres de quelques artères coronaires de 25 sujets humains a été réalisée sous Imagerie par Résonance Magnétique (IRM). Les diamètres proximaux moyens des artères coronaires gauche, circonflexe, inter ventriculaire antérieures et droite sont respectivement de 4, 8mm, 3, 5mm, 3, 6mm et 3, 7mm.

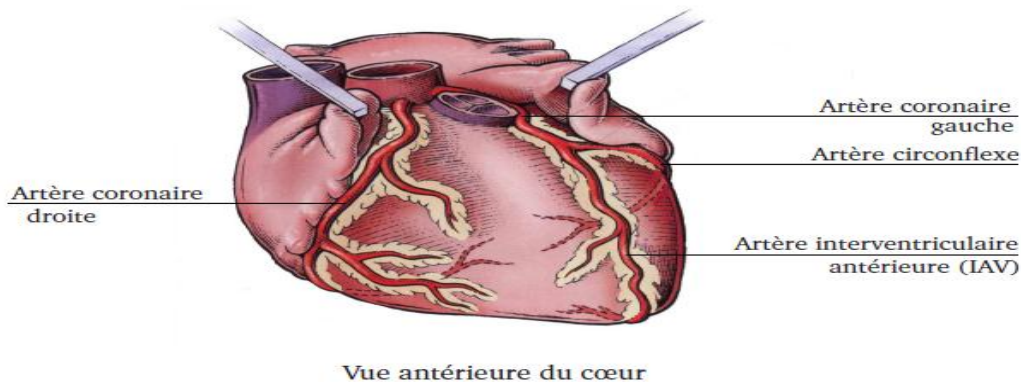


FIG. 1.5 – Anatomie des artères coronaires [8]

Comme tout organe vivant, le cœur peut être touché par certaines maladies qui nuisent à son fonctionnement. Nous pouvons distinguer cinq catégories principales de pathologies cardiaques [9]:

- la communication intra-cavitaire : Normalement, les deux parties du cœur sont complètement isolées grâce au septum, et aucun transfert sanguin direct n'est possible. Cependant, suite à des malformations, un échange sanguin peut avoir lieu entre les deux ventricules ou les deux oreillettes. Une intervention chirurgicale est parfois nécessaire pour rétablir l'étanchéité des deux parties

- le dysfonctionnement des valves : Une des valves cardiaques peut présenter des dysfonctionnements conduisant à des reflux sanguins lors de la systole. La chirurgie est souvent indispensable pour rétablir un fonctionnement correct de la valve ou la remplacer par une valve mécanique

- l'inflammation : L'inflammation du myocarde et de l'endocarde, dénommées respectivement la myocardite et l'endocardite, ne nécessitent qu'un traitement médical. L'inflammation des valves requiert en revanche une opération chirurgicale pour changer les valves touchées ;

- le dérèglement du rythme cardiaque : Ce dérèglement peut se manifester à titre d'exemple par des extrasystoles. Un traitement médical peut être administré pour corriger le rythme cardiaque. Dans des cas plus extrêmes, le recours à la chirurgie est indispensable pour implanter un stimulateur cardiaque artificiel (le pacemaker) ;

- l'ischémie et l'infarctus du myocarde : Des plaques d'athérome, des dépôts graisseux, peuvent se former au niveau des artères coronaires. Des caillots sanguins peuvent accroître la taille des plaques d'athérome : c'est la thrombose. La sténose de ces artères peut conduire à une ischémie du muscle cardiaque, celui-ci peut manquer d'oxygène. En cas d'ischémie grave, les cellules cardiaques peuvent se nécroser. Le cœur perd alors sa capacité de battre, entraînant la mort du patient (par exemple, suite à une fibrillation ventriculaire). Pour cette pathologie, une intervention chirurgicale pour revasculariser le cœur est inéluctable.

Les maladies cardiovasculaires sont la première cause de mortalité au monde. Elles ont provoqué 17, 5 millions décès en 2005, dont 30% sont dus à des cardiopathies coronariennes [10] qui conduisent à l'ischémie du myocarde. Dans le cadre de notre travail, nous nous intéressons donc en particulier à la revascularisation chirurgicale du cœur. Nous présentons dans la suite les deux techniques majoritairement utilisées pour revasculariser les artères coronaires.

L'accent sera davantage mis sur le pontage coronarien du fait de son efficacité, comme cela sera souligné dans la suite.

1.2 Revascularisation des coronaires

Lorsque la sténose d'une artère coronaire peut entraîner une ischémie du myocarde, deux techniques peuvent être utilisées pour rétablir une vascularisation correcte du cœur : l'angioplastie ou le pontage coronarien.

1.2.1 Angioplastie

L'angioplastie est une technique de revascularisation percutanée [11] qui a vu le jour à la fin des années 1970. Un cathéter équipé d'un ballonnet gonflable est introduit par l'artère fémorale. Il est ensuite guidé sous contrôle radiographique jusqu'au site de la sténose. Le ballonnet est alors gonflé à haute pression afin d'écraser les plaques d'athérome qui bouchent l'artère, avant d'être dégonflé pour permettre le retrait du cathéter (Fig. 1.6), un stent (dispositif métallique maillé et tubulaire) peut également être attaché au ballonnet. Ainsi lors du gonflage de ce dernier, le stent se déploie et reste collé à la paroi interne de l'artère coronaire réduisant ainsi le risque d'une resténose [12]. Une réaction inflammatoire ou une hyperplasie¹ au niveau de l'artère peuvent être engendrées par la présence du stent, considéré comme un corps étranger par l'organisme. Afin d'éviter ces troubles, des stents à élution permettant l'administration d'agents actifs [13] peuvent être utilisés. Des recherches sur l'utilisation de nouveaux stents biodégradables sont également menées [14].

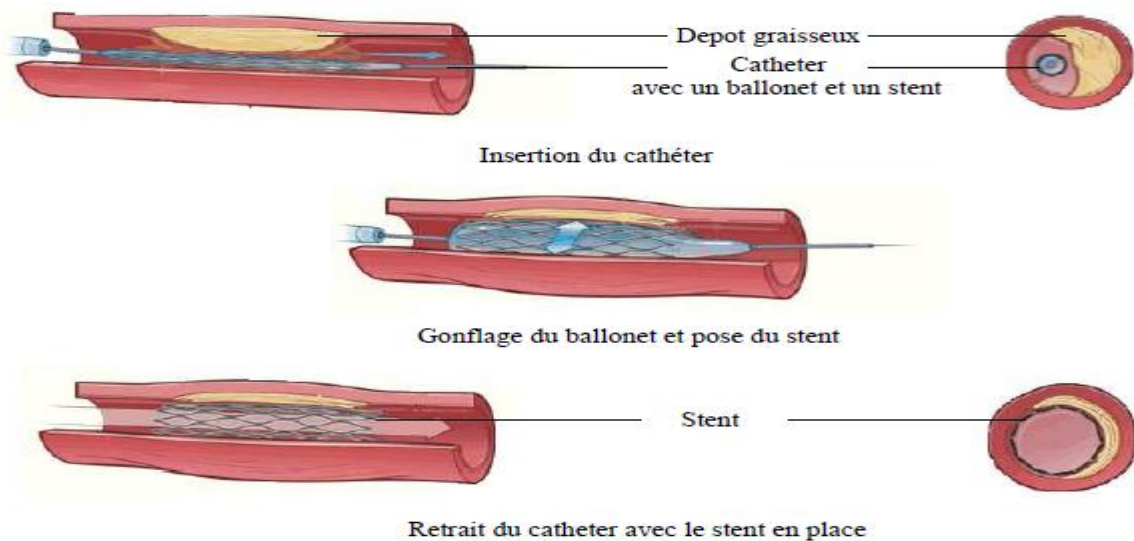


FIG. 1.6 – Schéma de la procédure d'angioplastie [15]

1.2.2 Pontage coronarien

Le pontage coronarien est une technique chirurgicale de revascularisation. L'ancêtre de cette technique est sans doute la méthode proposée par Vineberg en 1956. Ce dernier a implanté une artère mammaire directement dans le ventricule gauche, espérant ainsi rétablir une revascularisation correcte du muscle cardiaque.

Le pontage coronarien, tel que pratiqué actuellement, consiste à court-circuiter la partie sténosée d'une artère coronaire par un vaisseau sanguin sain pour rétablir l'irrigation du muscle cardiaque.

Les vaisseaux utilisés pour le pontage, appelés greffons, sont prélevés sur le patient. Ils sont redondants et donc leur prélèvement ne met pas en péril l'irrigation de leur organe de provenance. Deux types de greffons peuvent être utilisés [16] (Fig.1.7) :

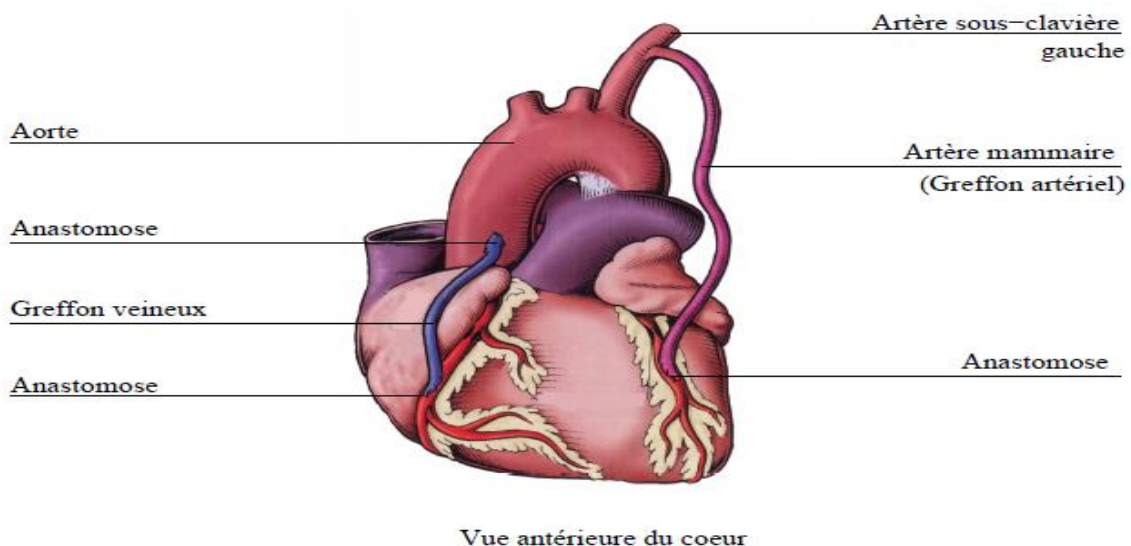


FIG. 1.7 – Les deux types de greffons utilisés pour le pontage [8]

- Greffons veineux : Le greffon veineux le plus utilisé est la veine saphène interne prélevée sur la face interne de la jambe. En cas d'utilisation de ce greffon, deux connexions doivent être effectuées. La première au niveau de l'aorte pour recueillir le sang riche en oxygène et la deuxième en aval du site d'obstruction de l'artère coronaire.
- Greffons artériels : Plusieurs artères peuvent être utilisées pour réaliser un pontage coronarien. Nous pouvons citer à titre d'exemple les artères radiales (se situant dans le bras), épigastrique (au niveau de la hanche) et gastro-épiploïque droite (se trouvant dans la grande

courbure de l'estomac). Mais les artères mammaires internes sont, de loin, les plus utilisées. Ces dernières prennent source non loin de l'aorte au niveau des artères sous-clavières. Les artères mammaires peuvent être utilisées en greffon libre comme c'est le cas pour les greffons veineux. Mais les chirurgiens préfèrent les utiliser sous forme de greffons pédiculés, c'est à dire en gardant leur attache proximale naturelle. Ainsi une seule connexion (entre la partie distale du greffon et l'artère coronaire) est nécessaire.

Les pontages artériels sont privilégiés lors d'un pontage coronarien. En effet leur nature artérielle leur procure une meilleure résistance à un débit sanguin important. En outre, plusieurs études ont montré que le risque de sténose du greffon est plus élevé lors de l'utilisation de greffons veineux. Dans [17], 2375 cas de pontages de l'artère inter ventriculaire, dont 1165 à l'aide de l'artère mammaire gauche et 1210 moyennant la veine saphène, ont été effectués. Une resténose est apparue chez 39, 8% des sujets dans le cas de l'utilisation du greffon veineux contre seulement 2, 9% lors l'usage du greffon artériel.

La connexion entre le greffon et l'artère coronaire s'appelle l'anastomose. Elle est réalisée en deux temps. Premièrement, une incision longitudinale de l'artère coronaire est réalisée. Ensuite la partie distale du greffon est reliée à l'incision à l'aide d'une suture. Le fil de suture utilisé est généralement en polypropylène 7 – 0 dont le diamètre ne dépasse pas 70 μm [18].

Étant donnés les petits diamètres des artères coronaires (4mm en moyenne) et des artères mammaires (2mm de diamètre distal) ainsi que celui du fil de suture (70 μm), il est facile d'imaginer la délicatesse requise pour effectuer le geste de suture. D'ailleurs, plusieurs groupes de recherche essayent de réaliser des anastomoses sans suture. Parmi les techniques explorées, nous pouvons citer le système *Magnetic Vascular Port* de la société Ventrica. Ce système est composé de deux structures magnétiques, chacune composée de trois aimants : un aimant intra vasculaire qui est positionné à l'intérieur du vaisseau sanguin et deux aimants extravasculaires qui restent sur la paroi du vaisseau. Un système de guidage permet de fixer une structure magnétique au niveau l'incision au niveau de l'artère coronaire puis une deuxième structure sur la partie distale du greffon. L'anastomose peut ainsi être réalisée en rapprochant tout simplement les deux plaques magnétiques [19].

1.2.3 Angioplastie ou pontage coronarien ?

En 2005, aux États unis d'Amérique, 645000 angioplasties ont été réalisées contre seulement 261000 pontages coronaires [20]. L'angioplastie doit son succès à son caractère percutané et donc moins invasif que le pontage qui est un acte chirurgical. Néanmoins, cette technique percutanée ne peut se pratiquer que lorsque la partie sténosée de l'artère est courte et non calcifiée. De plus, plusieurs études montrent que le risque de resténose est plus important dans le cas d'une angioplastie. Dans [21] une comparaison entre l'angioplastie avec pose de stent d'une part et le pontage coronaire d'autre part est réalisée. Lors de cette étude, 110 patients ont subi une angioplastie et 110 autres un pontage. Une resténose a eu lieu dans 29% et 8% des cas, respectivement pour le premier et le second groupe de patients. Aucune étude à grande échelle n'a été menée pour comparer le pontage et l'angioplastie avec pose de stents à élution. Le pontage coronarien reste donc pour le moment la technique la plus efficace de revascularisation du cœur. Les deux techniques sont parfois combinées, dans le cas de plusieurs artères malades, avec utilisation de l'angioplastie pour les artères qui ne présentent pas une sténose à un stade avancé [22, 23].

1.3 Techniques de pontage coronarien

1.3.1 Pontage coronarien sur un cœur à l'arrêt

Le cœur est un organe en perpétuel mouvement qui réalise des déplacements significatifs par rapport à sa taille et celle des coronaires, avec des accélérations conséquentes. Ainsi dans l'étude réalisée par Lemma *et al.*, le débattement de l'artère intra ventriculaire d'un sujet porcin est de 12, 5mm [24]. Cuvillon *et al* ont mesuré une accélération du cœur pouvant atteindre 10ms^{-2} lors d'expériences réalisées également sur un sujet porcin [25]. Le mouvement du cœur est incontestablement incompatible avec la précision requise pour effectuer un pontage. C'est pour cette raison que le pontage coronarien s'est tout d'abord effectué sur des cœurs à l'arrêt. Cela permet aux chirurgiens de travailler sur un organe stable, et réaliser ainsi des gestes d'une grande précision.

1.3.1.1 Pontage à ciel ouvert

Le pontage coronarien à ciel ouvert est la technique qui offre le plus de confort aux chirurgiens.

En effet, ils ont alors un accès direct au cœur et peuvent ainsi profiter d'un large champ de vision et de leur complète dextérité pour effectuer les gestes chirurgicaux. Lors d'un pontage

coronarien à ciel ouvert, le patient est d'abord mis sous anesthésie générale et ventilation artificielle à l'aide d'une intubation oro-trachéale. Une sternotomie (grande ouverture au niveau du sternum) est ensuite effectuée à l'aide d'une scie. Le thorax est maintenu ouvert grâce à un écarteur (Fig. 1.8).

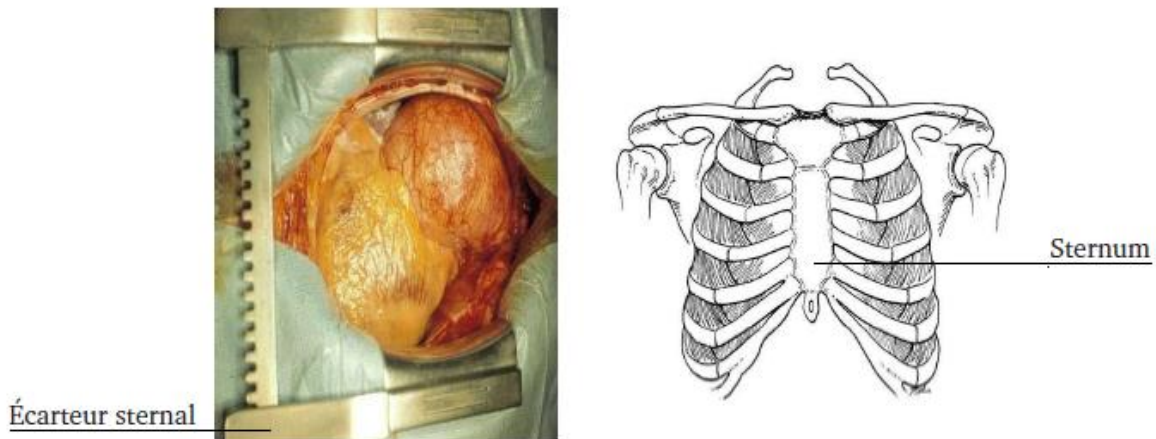


FIG. 1.8 – Illustration d'une sternotomie [26]

L'artère mammaire est ensuite prélevée tout au long de l'articulation costo-sternale depuis le xiphoïde jusqu'à son attache au niveau de l'artère sous-clavière (Fig. 1.9).

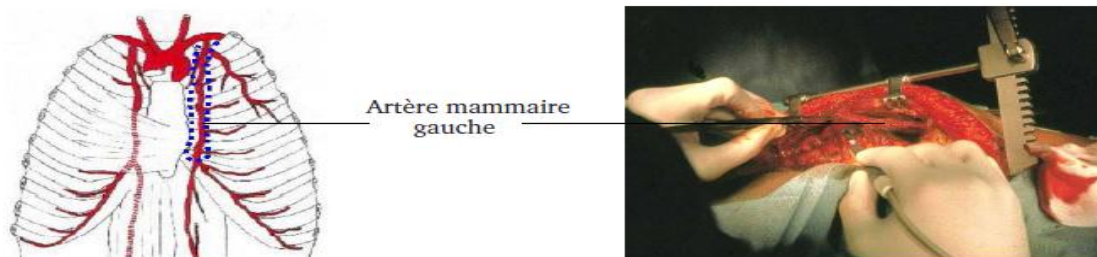


FIG. 1.9 – Prélèvement d'une artère mammaire [26]

Une fois l'artère mammaire prélevée, la circulation extracorporelle (CEC) est mise en place (Fig. 1.10). Cette procédure vise à remplacer le cœur et les poumons par une machine artificielle qui assure l'oxygénation du sang et sa circulation dans l'organisme, permettant ainsi au chirurgien de réaliser le pontage sur un cœur à l'arrêt. La mise en place de la CEC consiste à mettre en place un cathéter veineux au niveau des veines caves ou dans l'oreillette

droite pour recueillir le sang pauvre en oxygène et l'acheminer vers la machine "cœur-poumon" artificielle.

Un cathéter aortique est placé au niveau de l'aorte pour propulser dans le corps le sang oxygéné en provenance de la machine.

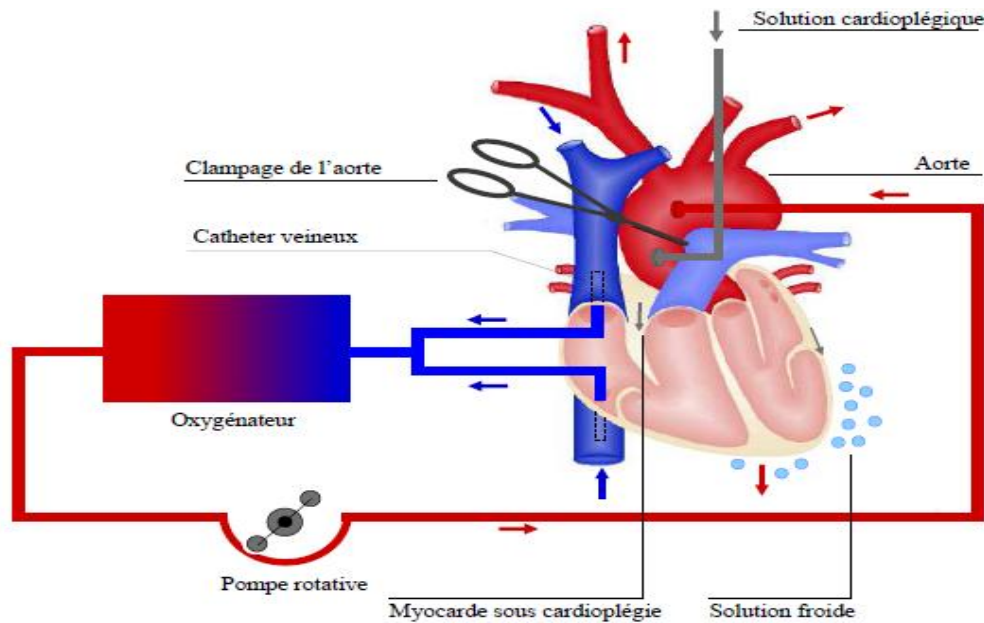


FIG. 1.10 – Principe de la Circulation Extracorporelle (CEC) [25]

La machine "cœur-poumon" est constituée essentiellement de trois parties :

- *un oxygénateur* : Cette partie assure l'oxygénation du sang recueilli au niveau des veines caves .
- *une pompe artérielle* : Cette partie est le suppléant du ventricule gauche, elle assure la propulsion du sang riche en oxygène dans tout le corps .
- *un échangeur thermique* : Ce dispositif permet de contrôler la température du sang propulsé dans l'organisme et par conséquent, de contrôler la température centrale du corps du patient. En général, la température du patient est abaissée au cours de l'intervention chirurgicale.

Une fois la CEC démarrée, la ventilation est arrêtée. L'aorte est également clampée pour éviter toute irrigation du cœur. Une solution cardioplégique (liquide riche en potassium) est ensuite injectée dans le myocarde pour arrêter complètement le cœur. Le cœur n'a alors plus

besoin que de 5% de ces besoins habituels en oxygène. Du sang oxygéné riche en potassium est injecté dans le cœur d'une manière périodique pendant l'opération pour protéger le myocarde et éviter la reprise naturelle du battement.

Ensuite, le chirurgien peut réaliser l'anastomose sur un cœur immobile. Lorsqu'elle est finie, le cœur du patient est "redémarré". La CEC est retirée et le sternum est cousu. Des drains sont mis en place pour évacuer les pus et autres liquides pouvant provoquer une infection.

1.3.1.2 Pontage mini-invasif

Pour réduire le traumatisme dû à l'ouverture du sternum et son maintien en position écartée pendant une longue période, les chirurgiens ont essayé d'effectuer les pontages en passant par de plus petites ouvertures comme, par exemple, par des thoracotomies (Fig.1.11).

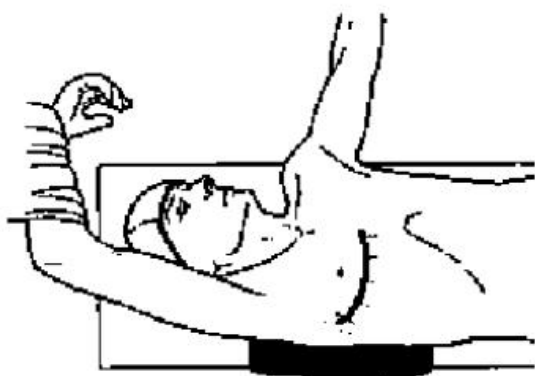


FIG. 1.11 – Exemple d'une thoracotomie : une thoracotomie antéro-latérale [26]

Afin de limiter la taille des cicatrices, et également de réduire la durée de cicatrisation et d'hospitalisation, la chirurgie cardiaque tend à évoluer vers une approche totalement endoscopique.

Dans ce cas les instruments (Fig.1.12) sont introduits par des trocars (Fig.1.13) dont le diamètre est de l'ordre de 10mm.

Cette technique est très difficile car le chirurgien n'a plus une vision directe du site du pontage et le champ de vision est réduit. Le chirurgien perd également partiellement le retour d'effort du fait de l'interaction avec le trocar. De plus, le nombre de gestes possible est réduit car il ne peut plus utiliser que les quatre degrés de liberté permis par le trocar.

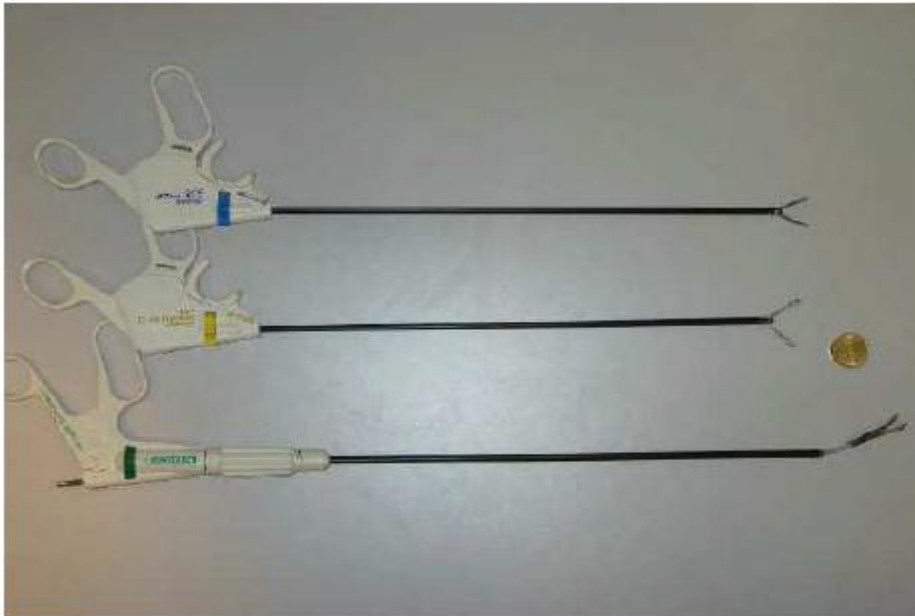


FIG. 1.12 – Instruments de chirurgie endoscopique [27]

Pour les raisons qui viennent d'être évoquées, le pontage coronarien totalement endoscopique n'a jamais rencontré un vif succès avant l'apparition et la commercialisation du système robotique Da Vinci, de la société Intuitive Surgical, permettant d'assister les gestes chirurgicaux. Le DaVinci est un système de télémanipulation composé donc d'une console maître et d'un robot esclave (Fig.1.14) :



FIG. 1.13 – Trocars utilisés pour accéder au site d'une opération chirurgicale d'une façon endoscopique [27]

– la console permet au chirurgien d'être assis confortablement à proximité du champ opératoire. Cette console est munie d'un système d'immersion visuelle et de poignées permettant au praticien de commander les outils portés par le robot esclave. Le système d'immersion visuelle permet au praticien d'avoir une vue 3D du site de chirurgie, grâce à un endoscope stéréoscopique .

– le robot esclave est constitué de trois bras robotiques attachés à une même base mobile. Un bras est utilisé pour porter et positionner l'endoscope stéréoscopique. Les deux autres servent à manipuler les instruments de chirurgie. Ces derniers sont munis de degrés de liberté intracavitaires augmentant ainsi les possibilités de mouvement pour le chirurgien.

La version actuelle de ce système, appelée "Da Vinci S", intègre un quatrième bras et gère mieux les possibles collisions entre les bras esclaves.

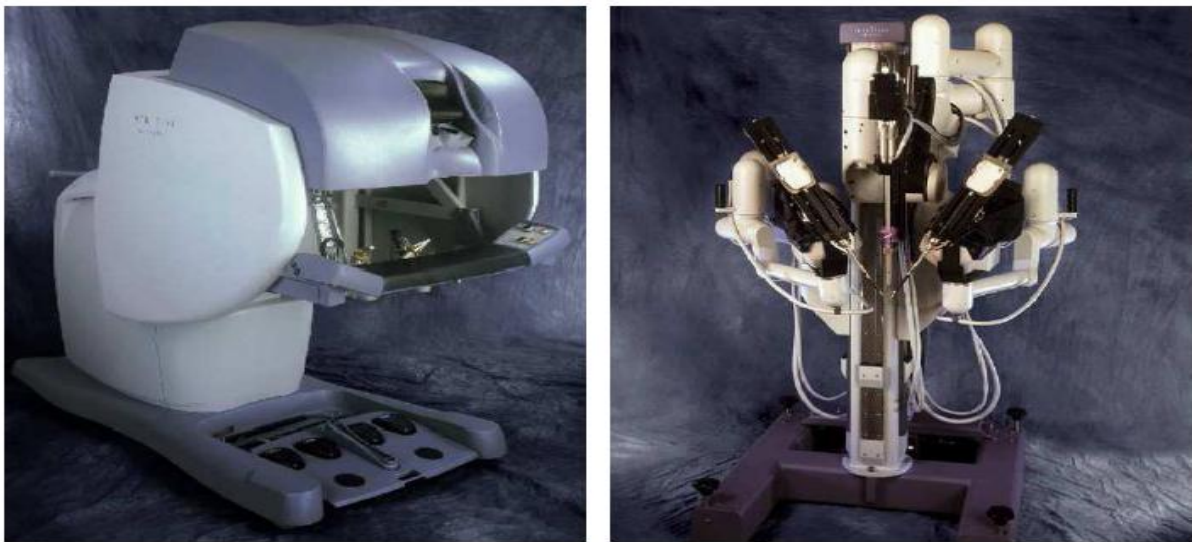


FIG. 1.14 – Le système de télémanipulation Da Vinci

La circulation extracorporelle peut être mise en place d'une façon endoscopique grâce au système HeartPort [28]. Le principe est le même que celui de la CEC invasive mais un système de cathéters et canules est utilisé pour recueillir le sang, l'oxygéner et le propulser dans le corps. Ces instruments endoscopiques sont introduits au niveau de l'artère et de la

veine fémorale. Le clampage de l'aorte est également réalisé à l'aide d'un ballonnet gonflable qui est acheminé jusqu'à l'aorte par voie vasculaire.

Le déroulement d'un pontage coronarien totalement endoscopique peut être décomposé de la façon suivante [18, 29] :

- mise sous anesthésie générale avec une respiration artificielle du poumon droit exclusivement .
- élévation du thorax du patient de 30 degrés, ce dernier étant initialement en position couchée sur la table d'opération (Fig.1.15) .

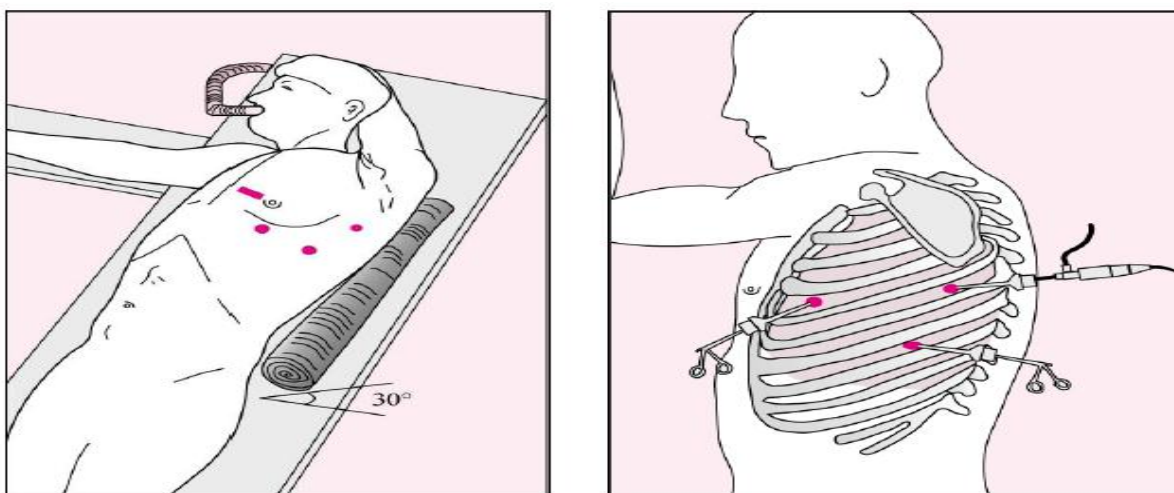


FIG. 1.15 – Position du patient lors d'un pontage coronarien endoscopique [30]

- marquage des côtes et du sternum pour faciliter le repérage externe .
- pose d'un trocart dans un port positionné dans le 5ème espace intercostal, sous la ligne médio-axillaire. Ce port est prévu pour introduire l'endoscope stéréoscopique (avec un angle d'ouverture de 30 degrés) .
- insufflation de CO2 à travers ce port pour augmenter l'espace du travail, avant d'y introduire l'endoscope .

– création de deux ports additionnels au niveau des 3ème et 7ème espaces intercostaux, pour introduire deux instruments portés par les bras du DaVinci. Les ports forment généralement un triangle. Les positions intercostales peuvent varier pour s'adapter à la morphologie du patient .

– prélèvement et préparation de l'artère mammaire pour le pontage .

– mise en place de la CEC percutanée à l'aide du système HeartPort .

– ouverture du péricarde en vue de la réalisation de l'anastomose .

2.1. La physiologie cardiaque

2.1.1 La fonction cardiaque

Le cœur est une pompe volumétrique, dont la fonction est d'éjecter le sang dans la petite et la grande circulation. Le retour veineux est favorisé par la fonction cardiaque et l'effet concomitant de la respiration, de l'activité musculaire et de la gravité.

Le cycle de la mécanique cardiaque se décompose en :

- une diastole auriculaire qui permet le remplissage auriculaire à partir du retour veineux des veines caves inférieure et supérieure pour l'oreillette droite et de la circulation pulmonaire pour l'oreillette gauche.

- une systole auriculaire provoquée par la contraction des oreillettes. Le sang est éjecté dans les ventricules à travers les valves auriculo-ventriculaires qui sont ouvertes. Cette systole auriculaire réalise une partie de la diastole ventriculaire. Les valves auriculo-ventriculaires se ferment ensuite.

- une systole ventriculaire, qui est la phase d'éjection du sang dans l'aorte et l'artère pulmonaire. Cette éjection est provoquée par la contraction du muscle cardiaque.

La contraction cardiaque est assurée par les fibres myocardiques qui sont réunies en unités fonctionnelles. Le cœur est doué d'un automatisme nerveux permettant le fonctionnement spontané du cœur suivant une fréquence cardiaque. Cet automatisme est sous la dépendance du système nerveux intrinsèque du cœur.

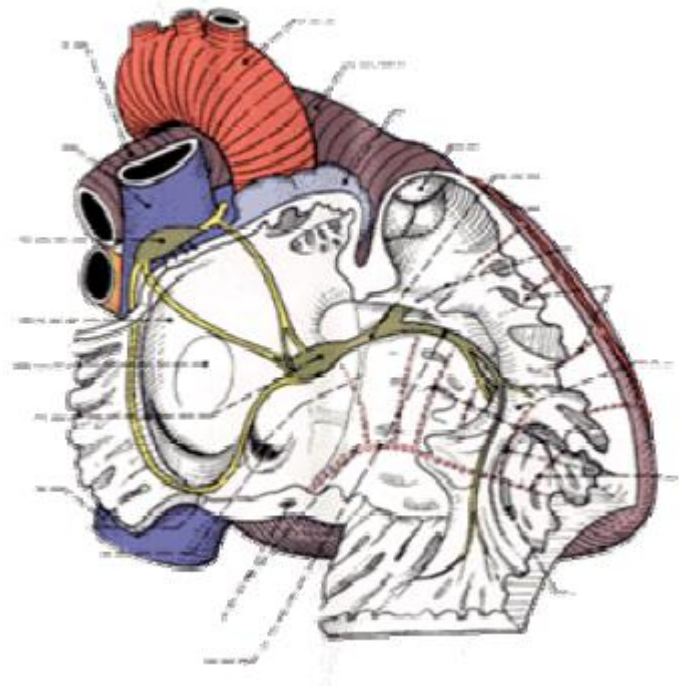
2.1.1.1 Le système nerveux intrinsèque

L'automatisme cardiaque est généré par le nœud sinusal (nœud de Keith et Flack). Cet influx nerveux provient de la dépolarisation spontanée des fibres myocardiques du nœud sinusal. Cet influx prend la forme d'un dipôle qui va stimuler les oreillettes droite et gauche. Cette stimulation provoque la contraction auriculaire.

Le dipôle rejoint par le tissu de conduction auriculaire, le nœud auriculo-ventriculaire d'Aschoff-Tawara. Le dipôle emprunte le tronc du faisceau de Hiss,

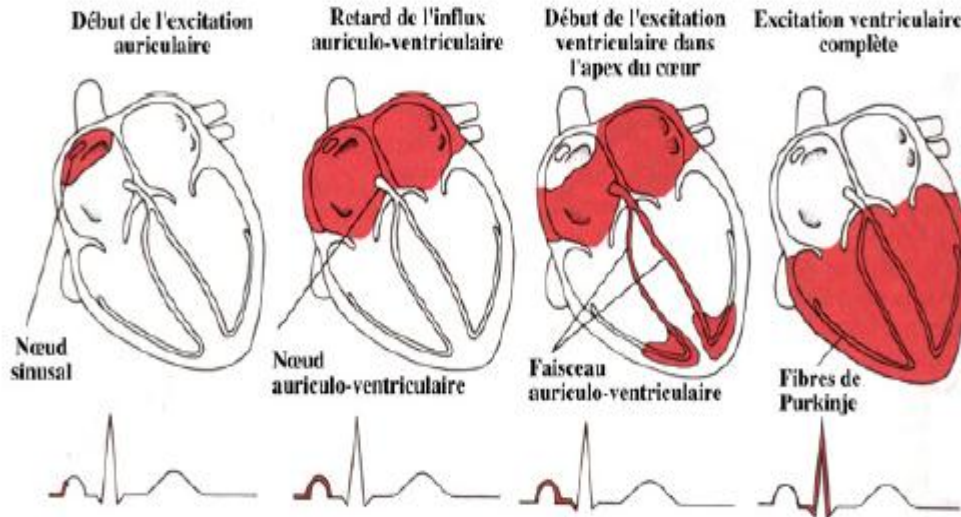
les branches droite et gauche du faisceau de Hiss pour aboutir au myofibrille ventriculaire. Cette dépolarisation progressive des ventricules génère la contraction ventriculaire.

L'ensemble du myocarde se repolarise en sens inverse pour assumer la prochaine contraction cardiaque.



Cette activité intrinsèque du cœur est appréciée par le tracé ECG (cf. schéma). L'ensemble de l'automatisme cardiaque est modulé par le système nerveux extrinsèque du cœur (système sympathique et parasympathique).

A l'ECG, l'onde P témoigne de la dépolarisation des oreillettes. L'espace PR correspond au temps de conduction de l'influx du nœud sinusal au nœud auriculo-ventriculaire. Le complexe QRS témoigne de la dépolarisation ventriculaire. L'onde T correspond à la repolarisation du cœur.



Cf schéma

2.1.1.2 Le système nerveux extrinsèque

Le système nerveux extrinsèque est composé du système sympathique et du système parasympathique.

Le système parasympathique

Le système parasympathique : a pour médiateur nerveux le X (nerf pneumogastrique) et pour médiateur biochimique l'acétyl choline. Le X est la voie afférente du centre cardio inhibiteur bulbaire.

Le parasympathique par son action sur le myocarde entraîne :

- un effet chronotrope négatif (bradycardisant)
- un effet inotrope négatif (diminution contractilité du cœur)
- un effet dromotrope négatif (diminution de la conduction cardiaque)
- un effet bathmotrope négatif (augmentation de l'excitabilité du myocarde).

L'effet du parasympathique est reproduit par la manœuvre vagale (compression des globes oculaires, du glomus carotidien). La bradycardie produite peu entraîner une pause qui est spontanément résolutive (échappement vagal).

Le système sympathique

Le système sympathique : a pour médiateur neurologique le système sympathique (premiers ganglions sympathiques cervicaux para vertébraux) et le ganglion stellaire de la moelle. Les fibres post ganglionnaires se distribuent sur l'ensemble du myocarde. Le système sympathique est la voie efférente du centre bulbaire cardio excitateur.

Le médiateur biochimique est la noradrénaline circulante (synthétisée par les fibres post ganglionnaires).

Le sympathique par son action sur le myocarde entraîne :

- un effet chronotrope positif (tachycardisant)
- un effet inotrope positif (augmentation contractilité du cœur)
- un effet dromotrope positif (accentuation de la conduction cardiaque)
- un effet bathmotrope positif.

Le système sympathique joue un rôle prépondérant en cas de stress (décharge des catécholamines).

A l'état basal le système nerveux extrinsèque prépondérant est le système parasympathique. En effet le nœud sinusal a une activité automatique à 120 bat/mn ralentit par le système parasympathique à 70 bat/mn. Le système sympathique intervient lors d'un effort afin d'adapter le débit cardiaque aux besoins de l'organisme.

Action centrale.

Cette action se fait par l'intermédiaire des barorécepteurs situés au niveau du glomus carotidien et de la crosse de l'aorte, ainsi que des chémorécepteurs sensibles à l'hypoxie. Certaines fonctions spontanées interviennent sur la fonction cardiaque (émotion, déglutition, expiration).

2.2. Le débit cardiaque

2.2.1. Définition

Le débit cardiaque (Qc) est la quantité de sang éjecté par le ventricule en une minute. Normalement le ventricule droit (VD) et le ventricule gauche (VG) ont le même débit.

Au repos le débit cardiaque se situe entre 4 à 5 litres / minute.

L'index cardiaque (IC) tient compte de la surface corporelle. C'est la quantité de sang éjecté en un minute par mètre de surface corporelle. ($IC = QC / S. Corp.$)

Au repos l'index cardiaque se situe entre 2,5 et 4 litres / minute / m² de surface corporelle

Le débit cardiaque peut augmenter de 5 à 6 fois par la pratique d'un effort chez le sujet sain.

2.2.2 Déterminants du débit cardiaque

Par définition :

$$\text{Débit cardiaque} = \text{fréquence cardiaque} \times \text{volume d'éjection}$$

Les déterminants sont :

- * La fréquence cardiaque
- * Le volume d'éjection est lui-même déterminé par :
 - la pré charge
 - la post charge
 - la contractilité

2.2.2.1 La fréquence cardiaque

Toute augmentation de la fréquence cardiaque augmente le débit cardiaque. La fréquence cardiaque peut varier de 60 à 120 bat/mn. Au-delà le temps de remplissage ventriculaire et la perfusion coronaire diminuent.

La fréquence cardiaque augmente avec :

- l'hyperthermie
- l'exercice
- l'anxiété
- l'hypotension
- l'hypoxémie
- l'anémie
- la douleur
- les stimulants café, tabac
- les médicaments

Une fréquence cardiaque inférieure à 50 par minute peut diminuer le débit cardiaque et la perfusion tissulaire.

Les facteurs diminuant la fréquence cardiaque sont les manœuvres vagales, les médicaments chronotropes négatifs (dioxine, Bêtabloquant) .

2.2.2.2 Le volume d'éjection systolique (VES) :

Le volume d'éjection systolique est la quantité de sang éjecté par le ventricule lors d'une contraction. Au repos, le volume d'éjection est de 60 à 100 ml par battement.

$$\text{VES} = \text{QC} / \text{FC}$$

La fraction d'éjection systolique :

$$\frac{\text{Volume télé diastolique} - \text{volume télé systolique}}{\text{Volume télé diastolique}}$$

Sa valeur est exprimée en un pourcentage. La valeur normale est supérieure ou égale à 60%. Le volume d'éjection systolique et la fraction d'éjection dépendent de la pré charge, la post charge et de la contractilité .

2.2.2.3 La précharge

C'est le volume qui existe dans les ventricules en fin de diastole.

Elle dépend :

1- de la compliance ventriculaire (distension - élasticité des ventricules)

2- du retour veineux

3- de la répartition du volume sanguin total :

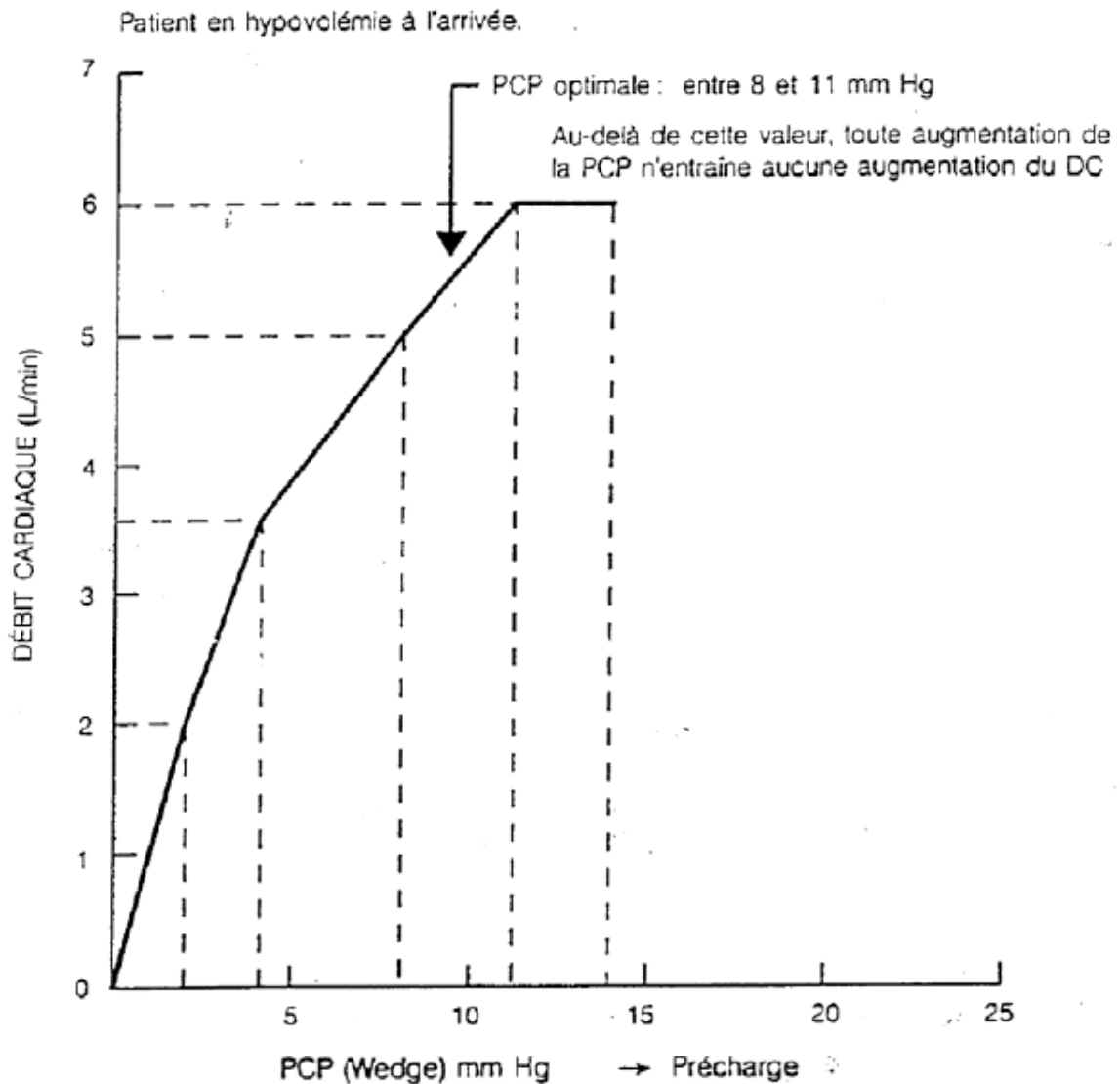
- position du corps
- pression intra thoracique
- tonus veineux

4- de l'activité des oreillettes qui doivent être synchrones des ventricules.

La pré charge permet de définir la courbe de la fonction ventriculaire par la loi de Franck Starling (cf. schéma).

En augmentant le remplissage ventriculaire, les fibres myocardiques s'étirent. Par leur effet élastique, la force de contraction augmente. Au-Delà d'une valeur seuil de remplissage, la contraction ventriculaire s'effondre.

Les indicateurs de la pré charge sont la pression veineuse centrale (PVC) pour le cœur droit et la pression capillaire pulmonaire (la Pcp) pour le cœur gauche



2.2.2.4 La postcharge

La postcharge correspond à la résistance contre laquelle le ventricule éjecte son contenu. Plus la postcharge augmente, plus le débit cardiaque diminue et inversement.

Les déterminants de la postcharge sont :

- la résistance vasculaire (systémique ou pulmonaire) : diamètre des artères

- La vasodilatation diminue la postcharge
- La vasoconstriction augmente la postcharge (action du sympathique)

- une pathologie : le rétrécissement aortique

- la viscosité du sang : l'anémie ou l'hémodilution diminue la viscosité du sang, diminue la postcharge et augmente le débit cardiaque.

La post charge ou les résistances ont pour formule :

$$\text{RVS} = \frac{\text{Pression artérielle moyenne}}{\text{Débit cardiaque}} \times 80$$

Les indicateurs des résistances vasculaires sont pour le coeur droit les résistances vasculaires pulmonaires (R.V.P. : 50 à 160 dynes-sec/cm-5) et les résistances vasculaires systémiques pour le coeur gauche (R.V.S : 900 à 1800 dynes-sec/cm-5).

La postcharge retentit sur la tension artérielle (TA) :

$$\text{TA} = \text{Qc} \times \text{RVS}$$

2.2.2.5 la contractilité ou inotropisme

C'est la vitesse de raccourcissement de la fibre myocardique au moment de la systole. Cette capacité de contractilité de la fibre myocardique définit l'inotropisme.

Les déterminants de la contractilité sont

- la variation de la contrainte pariétale du VG (P transmurale). Toute augmentation de la pression transmurale (hypertrophie, augmentation de la PtdVG en cas de dilatation du VG) diminue la perfusion sous endocardique avec le risque d'ischémie.

- l'état de la fibre myocardique (les protéines contractiles), des récepteurs membranaires béta-adrénergiques (diminué en cas d'insuffisance cardiaque) et des coronaires

- son environnement

- oxygène-acidose

- électrolytes : K⁺, Ca⁺, H

- l'activité du système sympathique qui augmente la force de contraction

- émotion

- exercice-caféine

Les indicateurs hémodynamiques de la contractilité sont l'index de travail du VDt (5 à 10 g.m/m²/battement) et l'index de travail du VG, (40 à 75 g.m/m²/battement) .

2.2.3. Méthode d'exploration du débit cardiaque

Le débit cardiaque est mesuré par la technique de dilution avec un bolus de froid (méthode de Stewart Hamilton) à partir d'une Swan Ganz à thermo dilution.

Le cathétérisme cardiaque permet de mesurer la valeur des pressions au sein du cœur droit et gauche.

Pression	Systolique	Diastolique	Moyenne
PVC			3 à 5
P VD	15 à 25	3 à 8	7 à 13
PAP	15 à 25	8 à 15	10 à 18
PCP			6 à 12
P VG	120 à 140	9	6 à 50
P Aorte	120 à 140	70 à 80	90 à 100

2.2.4 Modification du débit cardiaque

Les facteurs source d'une augmentation du débit cardiaque sont la fièvre, l'anxiété, l'alimentation, la grossesse et l'effort

Les facteurs source d'une diminution du débit cardiaque sont l'âge, l'orthostatisme, le repos et le sommeil.

2.2.5 Variation de débit cardiaque

Déterminants	Débit Cardiaque
Fréquence augmente	augmente
Fréquence diminue	diminue
Pré charge augmente	augmente
Pré charge diminue	diminue
Inotropisme augmente	augmente
Inotropisme diminue	diminue
Post charge augmente	diminue
Poste charge diminue	augmente

2.2.6 La régulation du Débit Cardiaque

La régulation du débit cardiaque fait intervenir :

2.2.6.1 une régulation nerveuse

La régulation nerveuse dépend du système nerveux extrinsèque. Cette régulation est rapide. Elle se fait à partir des barorécepteurs situés dans la crosse de l'aorte et le sinus carotidien. Les stimuli sont véhiculés au centre cardiorégulateur bulbaire (plancher du IV^o ventricule) par le nerf de Hering et Cyon (IX) pour le barorécepteur de la crosse de l'aorte et le Pneumogastrique (X) pour le récepteur sino carotidien. Les chémorécepteurs carotidiens intègrent toutes modifications de la PaO₂, de la PaCO₂ et du pH.

Le système parasympathique exerce une action cardiomodératrice. Les centres cardiofreinateurs sont situés dans le bulbe. Le relais se fait dans les ganglions parasympathiques situés dans la paroi des deux oreillettes. Les fibres post ganglionnaires se distribuent à l'ensemble du myocarde. L'action du système parasympathique est permanente, inhibée par le système sympathique.

Le système sympathique est cardio accélérateur, Les fibres sympathiques issues du centre cardioaccélérateur sont issues de la colonne intermédiolatérale avec relais dans le ganglion stellaire. Les fibres post ganglionnaires rejoignent le myocarde. Le médiateur du système sympathique est la noradrénaline qui agit sur les récepteurs bêta-adrénergiques. Le système sympathique vasoconstricteur, module également la post charge

Une baisse de la PaO₂, ou de la TA entraîne une tachycardie, une augmentation de l'inotropisme, une vasodilatation coronaire et cérébrale et une vasoconstriction périphérique (splanchnique et rénal).

La localisation centrale des centres cardiomodérateurs explique par les connexions interneuronales centrales, les conséquences sur la PA et le débit cardiaque des émotions et de la douleur.

2.2.6.2 La régulation humorale.

Les catécholamines sécrétées par la médullosurrénale (adrénaline), sous la stimulation du système sympathique.

Le système rénine angiotensine, stimulé par une baisse de pression au niveau de l'artère rénale et le système sympathique, entraîne la production de l'angiotensine II puissant vasoconstricteur.

Les hormones thyroïdiennes par augmentation de la consommation d'oxygène favorisent la tachycardie et élèvent la PA.

La chirurgie cardio-vasculaire s'est considérablement développée au cours des dernières décennies, jusqu'à devenir une des chirurgies les plus répandues (pontages coronaires, remplacements valvulaires) Les techniques moins invasives et la cardiologie interventionnelle autorisent la prise en charge d'une population de plus en plus âgée et porteuse de comorbidités.

3.1 Rappel historique

Les premières chirurgies ont d'abord été effectuées "à cœur fermé" avec l'essor de la dilatation d'une valve cardiaque (dilatation mitrale) en 1948 (Ch. Bailey, Philadelphie ; D. Harken, Boston).

Ce sont les techniques de circulation extracorporelle (C.E.C.) qui ont autorisé l'approche chirurgicale à "cœur ouvert" vers les années 1955 (W. Lillehei, Mineapolis).

La chirurgie s'est d'abord appliquée à la réparation de cardiopathies congénitales (communications anormales, maladie bleue ou tétralogie de Fallot). Puis la chirurgie valvulaire s'est développée avec l'apparition de prothèses : premières prothèses valvulaires en 1960 (Dwight Harken et Albert Starr). Les progrès de la chirurgie fine (microchirurgie des artères) ont ensuite autorisé des interventions sur les artères coronaires du cœur : pontages veineux (Favaloro), ou pontages artériels utilisant l'artère mammaire interne (Green), les deux techniques étant mises au point en 1967. En 1977 Gruntzig réalise la première angioplastie coronarienne, dont le développement va devenir considérable avec l'apparition des "stents" coronaires.

Dès les années 1960, les travaux expérimentaux (R. Lower) avaient permis de mettre au point la technique de transplantation cardiaque (N. Shumway), la première transplantation étant effectuée au Cap en 1967 (Christian Barnard). Les progrès réalisés en matière de thérapeutique immuno-suppressive (apparition de la Ciclosporine, 1980) ont permis dans un second temps l'essor de cette thérapeutique, avec développement parallèle de procédés d'assistance mécanique du cœur.

3.2 Aspect actuel de cette activité en France

- Depuis 2000, il existe en France environ 70 unités de chirurgie cardiaque. Le nombre d'interventions sous circulation extracorporelle est stabilisé autour de 40 000/an. Plus de 80% de ces interventions sont réalisées sous circulation extracorporelle.

- La répartition retrouve une prédominance de la pathologie coronaire (environ 45% des opérés), et valvulaire (45%), une part plus réduite pour la pathologie des cardiopathies congénitales (7%), et pour les autres interventions (3%), parmi lesquelles la transplantation cardiaque.

- Au cours des années, des modifications de répartition ont été notées entre ces différents groupes (développement de la chirurgie coronaire entre 1970 et 1980) et à l'intérieur des groupes : pathologie valvulaire modifiée du fait de la raréfaction des pathologies rhumatismales et de l'augmentation des pathologies dégénératives (augmentation globale de l'âge des opérés et de la sévérité des pathologies présentées). Les techniques chirurgicales moins invasive et la cardiologie interventionnelle (type angioplastie coronaire) se sont largement développées.

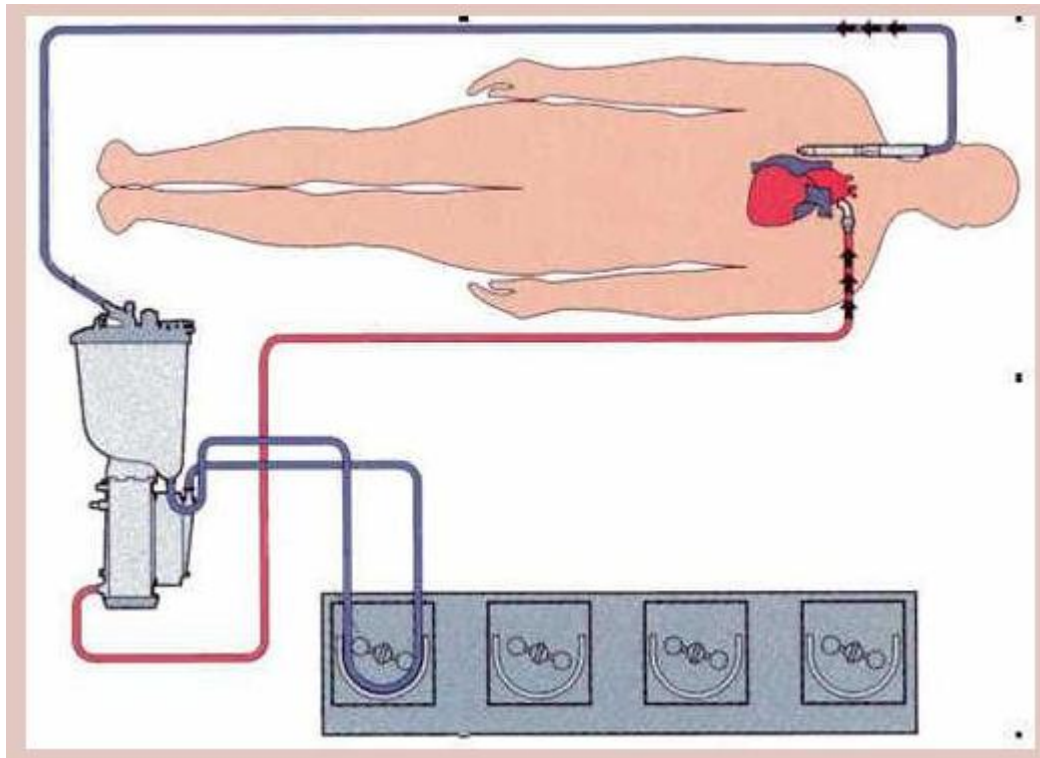
3.3 La circulation extra corporelle

La CEC est une technique qui consiste à remplacer mécaniquement et temporairement l'ensemble cœur-poumon lors d'une opération cardiaque notamment à cœur ouvert. La machine de remplacement est constituée d'un oxygénateur remplaçant le poumon est une pompe pour le ventricule gauche, L'intérêt d'une telle machine est de permettre la correction de certaines lésions cardiaques qui nécessitent un champ opératoire exsangue et immobile sans avoir un temps limité avant la mort ou l'apparition de lésion chez le patient.

3.3.1 Le principe de la CEC

Dès son arrivée dans l'oreillette droite (ou dans les veines caves), le sang veineux est dirigé vers l'oxygénateur par la gravité. C'est à ce niveau que s'effectuent les échanges gazeux nécessaires à la vie humaine (Dioxygène et Dioxyde de Carbone) lui donnant, après son passage, une composition gazeuse équivalente à un passage dans les poumons. Le sang est alors réinjecté dans le corps par une pompe au niveau de l'artère fémorale ou au niveau de l'aorte ascendante. Le circuit d'une circulation extra corporelle nécessite également deux

autres éléments : un échangeur thermique, permettant de faire varier la température corporelle pour plonger ou sortir le patient d'hypothermie, et des lignes d'aspirations, pour récupérer le sang dans les cavités cardiaques et le réinjecter dans le circuit artérielle. Tout ces composants sont réunis par des tuyaux de PVC.

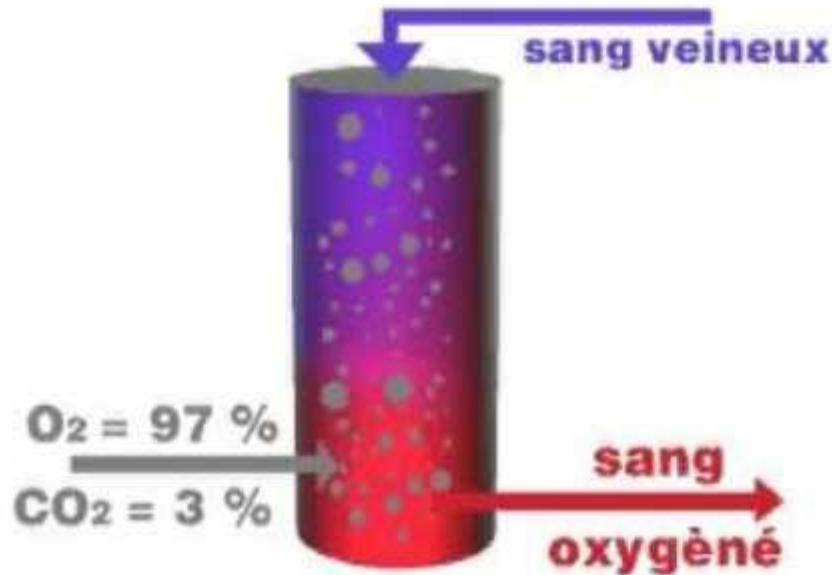


3.3.1.1 Les oxygénateurs

Les oxygénateurs assurent l'hématose dans la circulation extra corporelle. Leurs performances techniques sont excellentes et ils permettent de remplacer parfaitement l'échange gazeux pulmonaire. Il en existe aujourd'hui deux types différents : les oxygénateurs à bulle et les oxygénateurs à membrane.

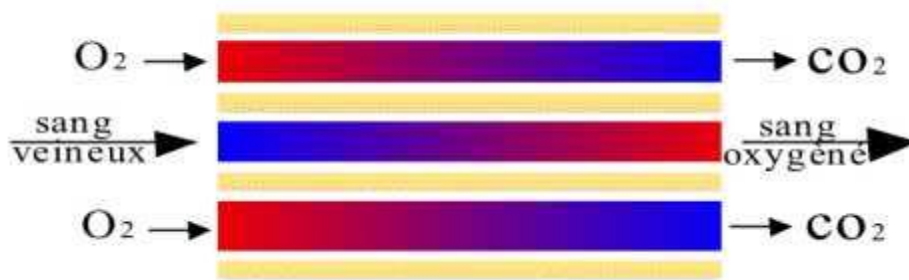
Les oxygénateurs à bulle (appelés aussi « bulleurs ») : ils sont constitués d'un récipient recevant par gravité le sang veineux du patient (donc riche en dioxyde de carbone), dans lequel on fait arriver un mélange d'oxygène (97%) et de dioxyde de carbone (3%), sous forme de micro-bulles gazeuses qui entre directement en contact avec le sang. Chacune des bulles se comportent comme une alvéole pulmonaire. Le mélange entre les gaz et le sang se produit sous forme d'écume, ce qui rend nécessaire un débullage à la sortie de l'oxygénateur par un

système de filtre. Ce système est tellement efficace qu'il faut éviter un excès d'efficacité à cause de la toxicité cellulaire de l'oxygène. Malgré cette grande efficacité, des inconvénients existent: certaines microbulles ne sont pas éliminées par le filtre et sont responsables d'embolies artérielles systémiques. De plus, on remarque un traumatisme des éléments figurés du sang causé par l'agression mécanique du bullage : on observe ainsi des lyses de globules rouges, des agrégations des plaquettes et des marginalisations des globules blancs.



Hématose – Bulleur

Les oxygénateurs à membrane : le contact sang-milieu gazeux s'effectue par l'intermédiaire d'une membrane semi-perméable. Le sang circule dans un canal formé de deux membranes de part et d'autre desquelles est envoyé le mélange gazeux. Cette membrane (généralement en Téflon) est microporeuse. En effet, elle est perméable au gaz mais imperméable aux éléments constituant le sang. Les échanges gazeux au niveau de la membrane sont influencés par la pression artérielle, le pH et la température mais également par la surface d'échange. Les avantages de ces oxygénateurs sont : une absence de traumatisme sanguin (il n'y a pas de bullage) ainsi qu'une absence de risque d'embolie gazeuse et de désamorçage du circuit. De plus son prix est plus élevé que celui d'un bulleur, ce n'est pas négligeable lorsque que l'on sait qu'un poumon artificiel et toute sa tubulure en PVC sont à usage unique (600 euros environ).

*Hématose - Membrane*

3.3.1.2 La pompe artérielle

La pompe artérielle remplace le ventricule gauche et doit assurer un débit et une pression sanguine analogue au cœur, ce qui dépend de la surface corporelle du patient. La pompe doit être capable de variations car elle doit soit remplacer complètement le cœur soit l'assister en fin de la circulation extracorporelle. Il existe plusieurs types de pompes : les pompes péristaltiques à galets, péristaltiques à stator et centrifuges.

Les pompes à galets : comportent un élément fixe appelé stator dans lequel tourne un axe horizontal qui comporte à chacune de ses extrémités un galet pouvant tourner sur son propre axe. La ligne artérielle passe entre le stator et l'axe (aussi appelé rotor) où elle se fait écraser par les galets. Le débit est ainsi en relation avec la vitesse de rotation. Ce type de pompe a un grand avantage : sa simplicité ce qui le rend très fiable mais il a de nombreux défauts comme le traumatisme des éléments du sang à cause de l'écrasement des galets, la réalisation d'un débit continu par opposition au cycle systole-diastole du cœur ainsi qu'une indépendance vis à vis des résistances périphériques en aval et du réservoir en amont ce qui peut entraîner un désamorçage du circuit si le débit de la pompe est mal adapté. C'est à cause de ces défauts que d'autres systèmes de pompes ont été cherchés.



Propulsion du sang

Les pompes péristaltiques à étirement : sont basés sur l'étirement de la tubulure ce qui diminue les traumatismes par rapport à la pompe à galet. Malheureusement, le manque de politique commerciale n'a pas permis son développement.



Pompe Rhône Poulenc

Les pompes centrifuges : sont constituées d'un cône dont la base est animé d'un mouvement de rotation rapide ce qui engendre une aspiration centrale du sang. Cette pompe entraîne peu de traumatisme sanguin, de plus elle permet d'adapter son débit ce qui empêche les désamorçages.

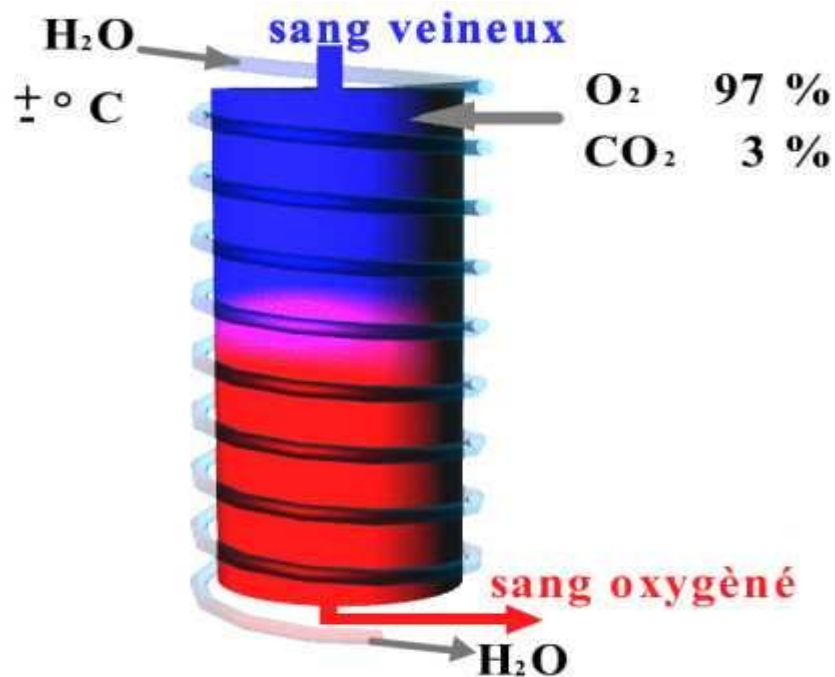


Pompe Biomedicus

Pour les circulations extra corporelles conventionnelles, donc de durée limitée (moins de 3 heures) la pompe à galet est le plus souvent utilisée.

3.3.1.3 L'échangeur thermique

L'échangeur thermique permet de faire varier la température du sang lorsqu'il passe dans le circuit extra corporelle ce qui permet de faire varier la température du patient en profondeur.



Refroidissement et réchauffement du sang

En effet au début d'une opération, il est nécessaire de placer le patient en hypothermie modérée (autour de 30°C) ou profonde (autour de 18°C) puis de le ramener à une température normale (37°C) en fin d'opération. Au début de la chirurgie cardiaque, l'hypothermie générale de l'organisme était obtenue en immergeant le patient dans une baignoire d'eau glacée, ce qui faisait un refroidissement progressif, la peau étant plus vite refroidit que les organes internes. En utilisant le sang, on peut alors obtenir une réfrigération homogène de l'organisme. Le principe d'un échangeur thermique est de mettre en contact à travers une paroi imperméable du sang et de l'eau à la température voulue. La mise en hypothermie et le réchauffement du corps du patient ne doit pas être trop rapide. En effet, une trop grande et trop rapide variation de température peut endommager les cellules. Cet aspect doit être d'autant plus surveillé lors d'une hypothermie profonde.

3.3.1.4 Les autres éléments du circuit

Le circuit dispose également de deux aspirateurs, activés par la pompe, qui permettent d'aspirer le sang épanché dans les cavités cardiaques pour le réinjecter dans le circuit artificiel. Le sang aspiré est stocké dans un réservoir pour minimiser les risques de désamorçage. Il sert également aux prélèvements sanguins ainsi qu'aux injections de médicaments. Ce système de récupération sanguine permet de plus à la chirurgie cardiaque d'être peu consommatrice en sang.

3.3.2 Déroulement de la CEC

Une fois l'ouverture chirurgicale réalisée, la voie veineuse est connectée à l'oreillette droite et la ligne artérielle à l'aorte ascendante (ou à l'aorte fémorale le cas échéant). Après la connexion, l'acte se déroule en trois phases :

La phase de début : la ligne veineuse vidange le retour sanguin. L'hémodynamique est alors assurée en partie par le ventricule gauche qui se contracte encore.

La phase d'état : phase durant laquelle le débit est assuré en totalité par le cœur-poumon artificiel. La ventilation pulmonaire est arrêtée.

Pendant cette phase, il y a un double objectif. Tout d'abord, le chirurgien doit effectuer la réparation et protéger le myocarde de l'ischémie. Il faut également veiller à une bonne perfusion des organes. Pour une correction chirurgicale optimale, il faut un champ opératoire

à la fois exsangue et immobile. Cela pose un problème: la conservation du myocarde pour éviter sa mise en ischémie. En contrôlant le bon fonctionnement de la CEC, on peut assurer une bonne perfusion des organes périphériques pour supprimer les zones exclues de la circulation, ce qui peut générer des métabolismes anaérobies avec acidose. De plus, l'effet vasomoteur des médicaments utilisés lors de l'anesthésie.

La phase finale : Lorsque l'opération chirurgicale est terminée, le cœur est à nouveau rempli par le sang une fois ses cavités vidées de l'air. L'activité électrique rétablie soit normalement au cours du réchauffement, soit par un choc électrique au niveau du ventricule. On rétablit également un rythme électrique sinusal car les contractions du ventricule gauche sont inefficaces durant quelques minutes à cause de la vacuité des cavités. Après le réchauffement de l'organisme, on clampé progressivement la ligne veineuse permettant ainsi le retour veineux sanguin. Cela peut ainsi causer des accidents systolo-diastoliques. Si il n'y a aucun problème, la CEC est arrêté et le cœur assure de nouveau entièrement l'irrigation du corps. Pour vérifier le bon déroulement de cette phase, on utilise une sonde permettant de connaître les pressions de remplissage et le débit cardiaque ce qui permet un sevrage idéal. En cas de problème, l'assistance circulatoire est prolongée et des médicaments inotropes et vasopresseurs sont utilisés. Après la déconnexion du circuit artificiel, la fermeture du foyer opératoire marque la fin de l'intervention chirurgicale.

3.3.3 Les effets de la CEC sur l'organisme

3.3.3.1 Résistances vasculaires systémiques

Au début de la CEC, que le patient soit sous hypothermie modérée ou non, les résistances vasculaires systémiques chutent de manière brutale. Puis, elles redeviennent peu à peu normales voir légèrement supérieur. Cette vasomotricité s'explique par une sécrétion de catécholamines puisque l'on a que la CEC engendrait une sécrétion importante d'adrénaline. La cause de cette sécrétion est l'état de choc expérimental que constitue ce type d'intervention. De plus le sang ne passant plus par les poumons, lieu où la noradrénaline est normalement inactivée, l'effet est aggravé.

Dans le cas contraire, lors d'une hypothermie profonde, les résistances vasculaires chutent. Dans les deux cas, des médicaments peuvent être utilisés pour vasodilater ou remonter les résistances vasculaires du patient.

3.3.3.2 Sur la composition hydrique de l'organisme

Lors de l'opération, le volume de liquide extracellulaire est augmenté bien que le volume plasmatique soit plutôt diminué. Cette augmentation du volume hydrique est proportionnelle à la durée de la CEC, de plus elle est augmentée par l'hémodilution. En effet, le circuit artificiel est rempli par un soluté isotonique.

La rhéologie est améliorée notamment au niveau des microcirculations. Cette inflation est responsable d'œdèmes au niveau des organes qui ont un effet néfaste sur les poumons, le cœur et le cerveau surtout lors de CEC très longue.

3.3.3.3 Sur le sang

Au cours d'une CEC, le sang subit plusieurs traumatismes tels que des forces de torsion ou de compression, des contacts avec des zones en PVC ainsi que les traumatismes causés par des bulles aériennes. Tous ces traumatismes peuvent engendrer des lyses des globules rouges, une agrégation des plaquettes ou encore une marginalisation des leucocytes et une perturbation des facteurs de coagulation. Ces aspects négatifs de la CEC sont tous proportionnels à la durée.

3.3.4 La protection de myocarde

La préservation du muscle cardiaque est fondamentale lors d'une CEC afin de permettre une reprise normale de la fonction hémodynamique à la fin de l'intervention chirurgicale. La préservation du myocarde est permise par la connaissance du métabolisme des cellules cardiaques ainsi que ses modifications lors de l'ischémie.

Les cellules du myocarde utilisent plusieurs carburants : la première source est les lipides (60%) dont les acides gras se transforment en acétate (cette molécule donne beaucoup d'ATP, la molécule qui fournit l'énergie chez les êtres vivants). Ensuite vient le glucose, mais il donne moins d'énergie que les acides gras, puis les acides aminés, bien que leur apport soit mineur. Le corps a besoin d'oxygène pour utiliser l'énergie sous forme d'ATP.

Lorsque l'oxygène est absent, comme en cas d'ischémie, la voie d'Embden-Meyerhof est alors utilisée. Le problème est qu'elle produit très peu d'énergie, de plus les catabolites peuvent s'accumuler dans la cellule.

Pour protéger le myocarde, et comme l'apport en oxygène n'est pas possible, il faut donc diminuer les besoins en oxygène des cellules d'autant plus que l'énergie nécessaire pour maintenir en vie les cellules est très faible.

Il existe alors deux situations :

Sans clampage aortique. Le cœur est alors perfusé par les coronaires et le métabolisme s'effectue sans problème. Cette solution n'est pourtant pas exempté d'inconvénients : lors de l'ouverture des cavités, on risque l'embolie gazeuse, cela fait une hémorragie sur le champ opératoire et la mobilité gêne l'acte chirurgical. Certains problèmes peuvent néanmoins être supprimés par l'induction d'une fibrillation électrique au niveau du massif ventriculaire. La mobilité est moins gênante et il n'y a plus de risque d'embolie gazeuse. Pourtant le champ opératoire n'est pas exsangue. De plus le myocarde consomme plus de dioxygène en fibrillation que lorsque le cœur bat. Cette technique est donc réservée à des CEC courtes et ne nécessitant pas un champ opératoire sec.

Avec clampage aortique. Le clamp est placé au-dessus des sigmoïdes aortiques et permet d'exclure le cœur de la perfusion assurée par la CEC. Cela permet ainsi d'avoir un cœur immobile et exsangue mais le myocarde n'est plus vascularisé, il entre donc en ischémie et risque d'aboutir à la mort cellulaire si cette situation dure. A la suite d'une étude réalisée sur un sujet canin, on a découvert que la consommation du myocarde en oxygène était divisé par 10 lorsque le cœur était arrêté et encore par 3 lorsqu'il était arrêté à 8°C plutôt qu'à la température naturelle du corps. De cette manière, on peut arrêter le cœur du patient à l'aide d'une solution hyperkaliémique (très riche en potassium) à différentes températures (8°C, 29°C ou 37°C). Lorsque la température est tiède ou chaude on ne bénéficie pas de la protection dû à l'hypothermie mais si l'on fait des réinjections, on peut régénérer les stocks énergétiques aérobiques.

Les effets de l'hyperkaliémie : la cellule du myocarde a une activité basée sur une concentration cellulaire importante en potassium et extracellulaire en sodium. Si le milieu

extracellulaire est saturé en potassium, la concentration alors égalisée des deux côtés de la membrane aboutira à l'inactivation de la cellule myocardique.

Ainsi, en pratique, lorsque l'on injecte une solution hyperkaliémique, on observe très vite une fibrillation ventriculaire puis un arrêt total en diastole. On peut donc se rendre compte du danger des injections en potassium car une trop grande vitesse peut aboutir à un arrêt cardiaque.

L'hypothermie générale : elle fut utilisée lorsque l'on ne connaissait pas encore l'hypothermie myocardique profonde. Elle était habituellement provoquée par une immersion dans un bain d'eau glacée. Aujourd'hui elle est provoquée par une injection de sang injecté par la CEC ce qui la rend plus rapide et plus homogène. En abaissant la température de l'organisme, on ne diminue pas seulement la consommation en oxygène du cœur mais aussi de l'ensemble des organes ce qui est intéressant étant donné que la CEC ne permet pas une bonne perfusion au niveau des capillaires. Cette mauvaise perfusion capillaire s'explique par deux raisons : certains territoires sont exclus en raison de la vasoconstriction et la CEC a un débit continu par opposition au débit régulé par le rythme systole-diastole du cœur.

Cette hypothermie générale est utilisée soit de manière modérée (entre 28 et 30°C) lors de CEC inférieur à 3 heures (et avec un clamage aortique qui dure environ une heure) soit de manière profonde (inférieur à 18°C). Cette hypothermie profonde permet un arrêt complet du cœur mais aussi de la CEC durant presque une heure. La cardioplégie hypothermique et potassique est le plus grand apport technique de la chirurgie cardiaque, dans les années 80, et aussi important que la mise au point de la circulation artificielle. Durant les années 90, la cardioplégie au sang chaud, tiède ou froid fut un grand apport.

Bien que ces assistantes circulatoires soient différentes, elles ont toutes pour but commun de permettre à l'individu qui en bénéficie de survivre ou de vivre avec une meilleure qualité de vie que ce soit directement ou indirectement avec la circulation extra corporelle qui permet de réaliser des opérations à cœur ouvert durant plusieurs heures sans problèmes.

3.4 Problèmes posés par une C.E.C :

De nos jours, si l'on peut considérer que les problèmes mécaniques (aspect statique) d'une C.E.C. ont reçu une solution généralement satisfaisante, il n'en est pas de même lorsqu'on

met en relation (aspect dynamique) les deux compartiments .En effet , cet aspect dynamique peut être défini par la conduite d'une C.E.C. à travers sa mise en route , sa surveillance et son arrêt .Ces trois phases de la C.E.C. sont caractérisées par la maintenance d'un ensemble de paramètres (pouls, pression artérielle et veineuse, diurèse ,bilan sanguin répétés, ct...).Ainsi , en fonction des résultats obtenus le technicien de la C.E.C. est amené a agir manuellement au niveau du compartiment (2).

3.5 Essai d'automatisation :

Les contrôles discontinus (toutes les 5mm) de certains paramètres énumérés ci-dessus ne permettent pas une conduite souple de la C.E.C. C'est pour cette raison essentielle qu'une automatisation a été envisagée. Pour parvenir a ce résultat, il est nécessaire de connaître les relations de ça à effet qui existent entre les paramètres mesurés au niveau du compartiment (2) et le malade.

Le bilan de nos connaissances n'autorise pas actuellement a envisager le problème de l'automatisation sous son aspect global.

Cependant, dans un premier temps, une automatisation partielle de la C.E.C. est réalisée pour le débit sanguin délivré par la pompe .En effet, au cours d'une C.E.C. , il est important de préserver le volume circulant du malade. Pour cela, il faut veiller à ce que les échanges liquidiens entre l'oxygénateur, indépendamment de son type.

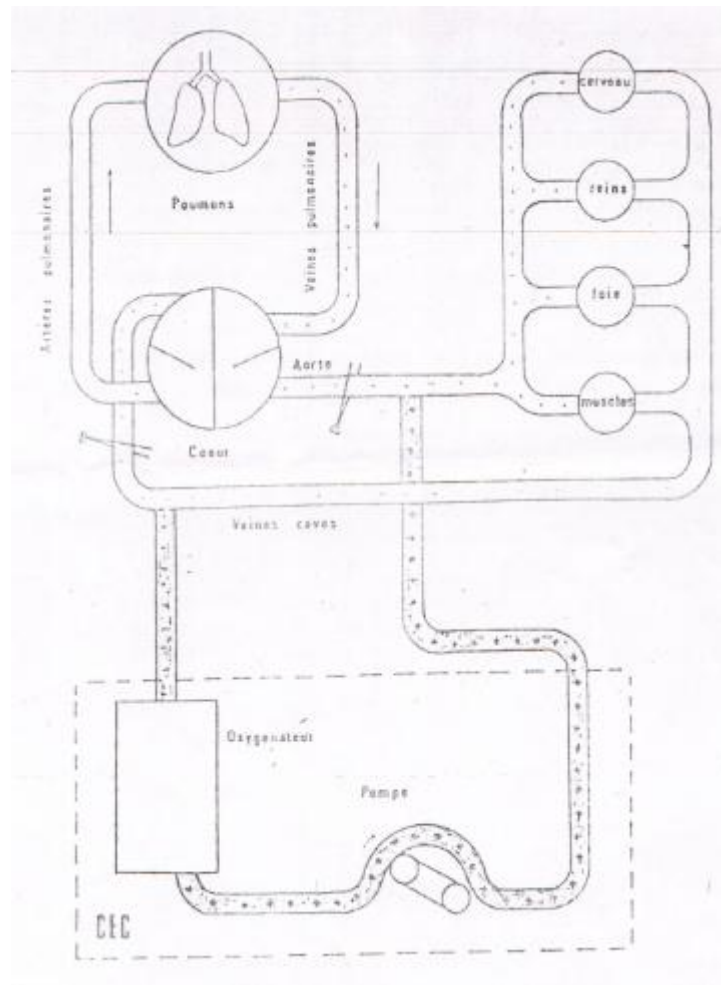
Présentation de la C.E.C.

Pour pouvoir travailler sur un cœur exangue et immobile ; il faut le mettre hors circuit .Pendant toute la durée de l'intervention, la fonction cardiaque est relayée par un appareil de circulation extracorporelle. Le malade est alors placé dans des conditions très particulières : le thorax est ouvert et les gros vaisseaux sont facilement accessibles.

On peut schématiser ainsi technique d'assistance circulatoire le sang non oxygéné parvient à l'oreillette droite par les veines caves. Il est détourné avant qu'il ne pénètre dans le cœur, introduit dans un appareil qui va jouer le rôle du poumon en l'oxygénant et en l'épurant du CO₂. Ce sang est injecté au niveau de l'aorte grâce a une pompe et sera distribué dans la circulation générale assurant la vie des tissus pendant la mise hors circulation du cœur .Les débits sanguin atteignent plusieurs litres par minute et la suppléance cardio-pulmonaire généralement demandée a l'appareil est de l'ordre de quelques heures.

A la fin de l'intervention chirurgicale, le cœur "réparé" sera refermé, purgé de l'air et reprendra progressivement sa fonction, tandis que la circulation extracorporelle sera arrêtée.

L'appareillage le plus simple de circulation en chirurgie cardiaque extracorporelle comprend ainsi un oxygénateur, une pompe et un ensemble de tuyaux qui raccordent ces éléments entre eux et le vasculaire du malade.

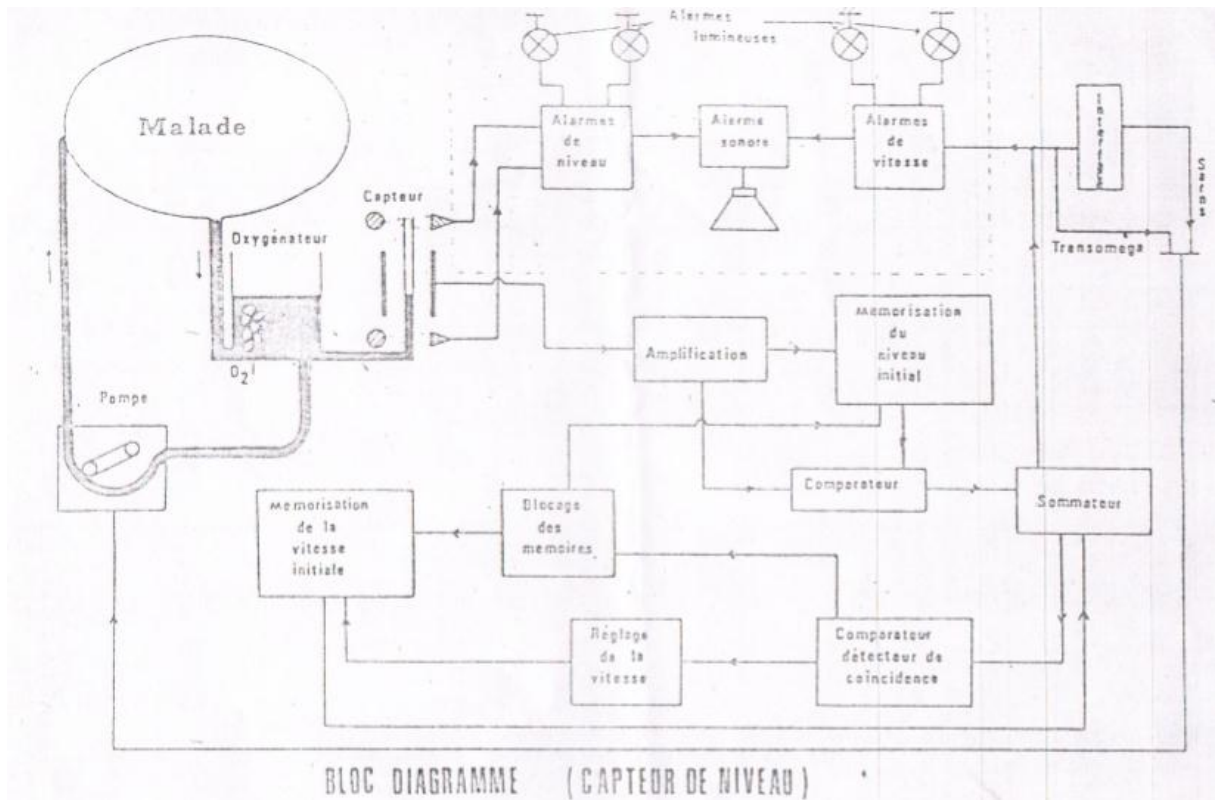


3.6 Présentation des C.E.C. avec les systèmes d'asservissement

Ce montage peut être utilisé pour les oxygénateurs à membranes avec un capteur de volume, et pour les oxygénateurs à bulles avec un capteur de niveau.

Le principe consiste à prélever un signal qui caractérise suivant le type d'oxygénateur utilisé soit un niveau soit un volume et de transformer ce signal en une tension continue afin de piloter un montage électronique qui agit sur une pompe.

Cet asservissement a pour but d'imposer un débit de sang oxygéné égal au débit sortant du malade.



3.6.1 La prise du signal : description des capteurs

Il a fallu créer deux capteurs, un capteur de niveau pour les oxygénateurs à bulles et un capteur de volume pour les oxygénateurs à membranes. Ces capteurs ne doivent ni être en contact direct avec le sang ni mettre en jeu une énergie traumatisante pour les éléments propres du sang.

Leur mise en œuvre doit pouvoir se faire sur tous les types d'oxygénateurs sans modification de ceux-ci.

Détecteur de niveau

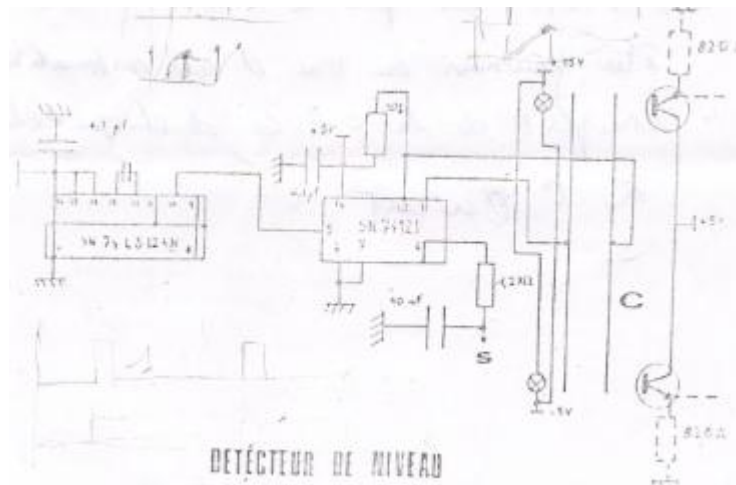
Le principe est basé sur la variation d'une capacité résultant de la modification du niveau de sérum physiologique dans un tube en PVC placé entre deux plaques constituant les armatures d'un condensateur.

Le tube en PVC est relié au réservoir artériel de l'oxygénateur. le niveau de sérum est l'image du niveau sanguin dans l'oxygénateur.

La capacité est reliée a un monostable -SN 74121- dont la dérivé de l'état métastable est fonction de cette capacité. Le déclenchement du monostable se fait a l'aide d'un oscillateur C.I. SN 74 LS 124 qui délivre une fréquence fixe de 5 Mhz.

A la sortie du monostable , un circuit intégrateur moyennant le signal sur plusieurs périodes délivre une tension proportionnelle a la duré (conversion temps-amplitude) . Ainsi la variation de capacité est transformé en variation de tension continue.

($\Delta v = 0,5$ v pour la dynamique correspondant a la présence et a l'absence sérum devant les plaques du condensateur).



Nous abordons dans ce chapitre quelques principes généraux qui permettent de mettre correctement en œuvre les capteurs biomédicaux, les amplificateurs et les oscillateurs électroniques.

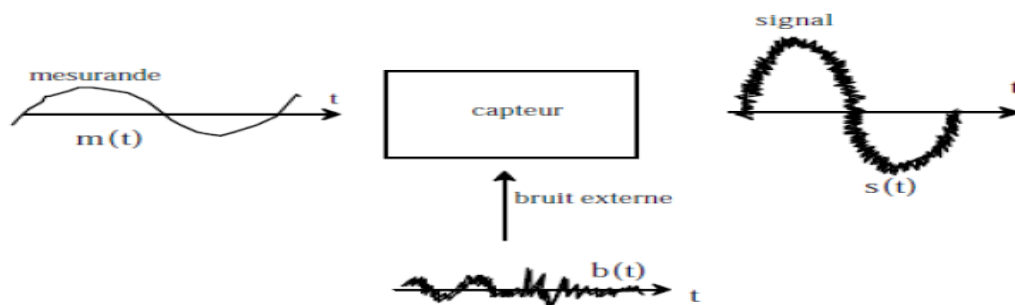
4.1 Etude théorique des capteurs :

4.1.1 Généralités

Le capteur est l'élément d'une chaîne ou d'un instrument de mesure auquel est directement appliquée la grandeur à mesurer. Son rôle est de transformer les valeurs de cette grandeur appelée mesurande, en signaux électriques exploitables par les autres éléments de la chaîne ou de l'instrument.

La variété des capteurs est telle qu'il est impossible en un seul chapitre de couvrir la totalité de leurs principes. Nous avons donc limité nos propos à une classe de mesurande : **optique**. Cependant, même après cette restriction, il faut encore faire un choix et nous ne présenterons que les lois qui sont les plus couramment mises en œuvre dans ce type de capteurs physiques. Le capteur est le premier élément rencontré dans une chaîne de mesure.[1]. Une information est une grandeur abstraite (grandeur physique à mesurer **M**) qui précise un événement particulier parmi un ensemble d'événements possibles. Pour pouvoir être traitée, cette information sera portée par un support physique (énergie) on parlera alors de signal. Les signaux sont généralement de nature électrique (signal électrique de mesure **S**)[2].

Le capteur est l'interface entre le monde physique et le monde électrique. Il va délivrer un signal électrique image du phénomène physique que l'on souhaite numériser. Il est toujours associé à un circuit de mise en forme.



Figure(4 .1) schéma synoptique d'un capteur

Soit m la mesurande variable au cours de temps. Le but assigné au capteur est de convertir m en une grandeur électrique que l'on appellera s comme le montre la figure 4.1 La mesure s peut être une impédance, une charge électrique, un courant ou une différence de potentiel. La relation qui lie s à m est : $s(t) = m(t) + b(t)$ [1].

Avec $s(t)$: le signal de sortie, $m(t)$: la variation de mesurande et $b(t)$ le bruit externe (grandeur d'influence). On appelle grandeur d'influence, toutes les grandeurs physiques autres que la grandeur à mesurer, susceptibles de perturber la mesure. Généralement les capteurs industriels sont compensés par un dispositif interne au capteur limitant l'influence des grandeurs perturbatrices. La température est la grandeur d'influence qui est le plus souvent rencontrée.

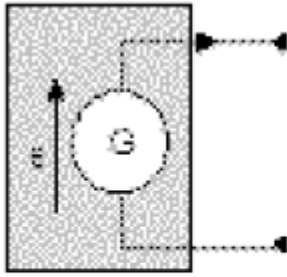
4.1.1.1 Modes de fonctionnement des capteurs :

On classe les capteurs en deux grandes familles en fonction de la caractéristique électrique de la grandeur de sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé [4].

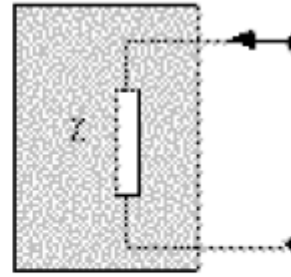
4.1.1.1.1 Les capteurs Actifs :

Un capteur actif est un capteur pour lequel la grandeur de sortie est une tension ou un courant électrique, cette grandeur est directement utilisable par l'instrumentation de mesure, donc il fonctionne en générateur, dont une partie de l'énergie physique prélevée sur la mesurande est transformée directement en énergie électrique qui constitue le signal de sortie. Ce signal est un courant, une tension ou une quantité d'électricité.

Généralement, un capteur actif est un système de mesure qui nécessite une source d'énergie embarquée, la plupart du temps assurée par une batterie, et ce pour la réalisation de la phase de traitement au cours de laquelle le signal est filtré (nettoyé), amplifié et converti dans un format compatible et exploitable. Dans ce cas, le capteur doit non seulement mesurer des propriétés physiques mais doit également effectuer des tâches additionnelles au travers de circuits de traitement et de communication intégrés. Ce type de capteur est surtout utilisé pour assurer des mesures continues en temps réel [5]. Dans ce cas, la sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension ou charge, figure (4.4 a) [4].



(a) Capteur actif



(b) Capteur passif

Figure (4.4) les types de capture [6]

4.1.1.1.2 Les capteurs passifs :

Un capteur passif est un capteur qui ne fournit pas d'énergie. Sa grandeur électrique de sortie est généralement une impédance qui varie avec la grandeur à mesurer. Afin de pouvoir obtenir un signal utilisable, ce type de dispositif nécessite la mise en œuvre d'un conditionneur qui transforme ces variations en une différence de potentiel ou un courant. Ce type de capteur est utilisé dans des applications spécifiques (surveillance environnementale, des instruments de suivis spatial et aéronautique, des applications liées à la santé) qui nécessitent des unités de mesure miniatures, passives, de grande précision et fiables [5].

Les capteurs dont le signal électrique délivré est une variation d'impédance sont dits passifs car ils nécessitent une source d'énergie électrique pour que l'on puisse lire la sortie, figure (4.4b) [1]. Dans ce cas le capteur se comporte en sortie comme un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif [4].

4.1.1.2 Choix d'un capteur :

Tous les capteurs dont les fonctionnements ont été décrits précédemment présentent deux parties distinctes. Une première partie qui a pour rôle de détecter un événement et une deuxième partie qui a pour rôle de traduire l'événement en un signal compréhensible d'une manière ou d'une autre par une partie affichage (analogique ou numérique). Pour choisir correctement un capteur, il faudra définir tout d'abord :

- le type d'événement à détecter.
- la nature de l'événement.
- La grandeur de l'événement.
- L'environnement de l'événement.

En fonction de ces paramètres on pourra effectuer un ou plusieurs choix pour un type de détection. D'autres éléments peuvent permettre de cibler précisément le capteur à utiliser :

- ses performances,
- son encombrement,
- sa fiabilité,
- son prix... [2]

4.1.2 Applications médicales :

Dans le domaine de la médecine, les capteurs peuvent être utilisés pour assurer une surveillance permanente des organes vitaux de l'être humain. Ceux-ci pouvant être implantés sur la peau pour faciliter le diagnostic de maladies par la mesure continue de paramètres tel que : la tension artérielle, les battements du cœur, la fonction respiratoire, etc. [7]

4.1.2.1 Les capteurs biomédicaux :

Les capteurs biomédicaux sont des capteurs destinés à mesurer les signaux physiologiques générés par des organismes vivants et en particulier par les êtres humains. Le rôle joué par les capteurs biomédicaux est l'un des aspects techniques que l'on rencontre au cours du dialogue patient-machine, en effet toute transformation biologique pour être exploitée doit se présenter sous la forme de signaux compréhensibles, enregistrables et mesurable en valeurs normalisées. Ces informations sont nombreuses :

Dans le cadre de ce projet en s'intéresse au capteur optique (photo transistor)

Le capteur est certainement l'élément le plus important dans une chaîne de mesure et d'enregistrement. De ses qualités dépend la valeur de l'information médicale dans sa finalité et technique dans sa réalisation [8].

4.1.2.1.1 Capteur optique :

Une classe importante de capteur concerne la détection des faisceaux électromagnétiques. Un capteur optique est un dispositif capable de détecter l'intensité ou la longueur d'onde des photons. Il se compose d'un émetteur de lumière associé à un récepteur. La détection d'un objet se fait par coupure ou variation d'un faisceau lumineux. [2] La mesure (grandeur de sortie) des capteurs optiques est généralement un courant. C'est à partir des variations de ce courant en fonction de différents paramètres que l'on définit les performances du capteur [1], le signal est amplifié pour être exploité par la partie commande [2].

Les photodiodes :

Les photodiodes sont des diodes au silicium qui exploitent l'effet photoélectrique. sous éclairage, les photons libèrent des paires électron-trous sa polarisation en inverse produit un courant (IR) qui augmente proportionnellement à l'intensité lumineuse. les photodiodes sont beaucoup utilisées en raison de leur grande stabilité, de leur faible encombrement et de leur coût réduit.



Figure (4.5) Les photodiode

La photodiode est un composant basé sur la jonction d'un semi conducteur de type P et d'un semi conducteur de type N :

- chaque photon absorbe par le semi-conducteur peut créer une paire électron trous.
- sous l'action du champs interne, l'électron se diffuse vers la zone N et le trou vers la zone **P**
- on a une diffusion des trous et des électrons dans des sens opposés,
- ces porteurs donnent naissance à un photo courant de génération.

Les phototransistors : Les phototransistors

Le faible courant électrique transmis par les photodiodes a poussé les constructeurs de semi-conducteurs à rajouter à ce composant un transistor donnant ainsi naissance au phototransistor, les caractéristiques sont sensiblement les mêmes que celle des photodiodes. Mais on remarque un courant beaucoup plus important.

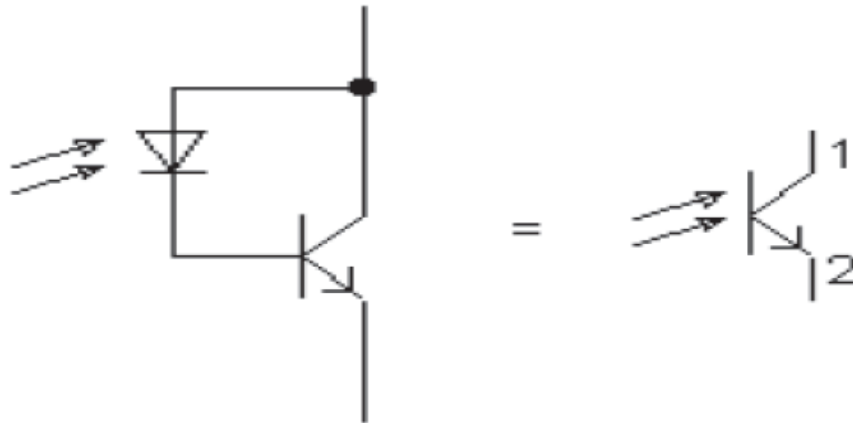


Figure (4.6) photodiode et phototransistor

Le temporisateur NE555 (Timer 555) :

Le temporisateur NE555 est un circuit intégré de 8 broches spécialisé dans la production de signaux Figure 4.7. Il peut être facilement configuré (avec des composants externes) pour fonctionner en mode monostable ou astable dont la fréquence d'oscillation est facilement ajustable, par des composants externes. Afin d'être très exactement à la fréquence de résonance de la paire des transducteurs.

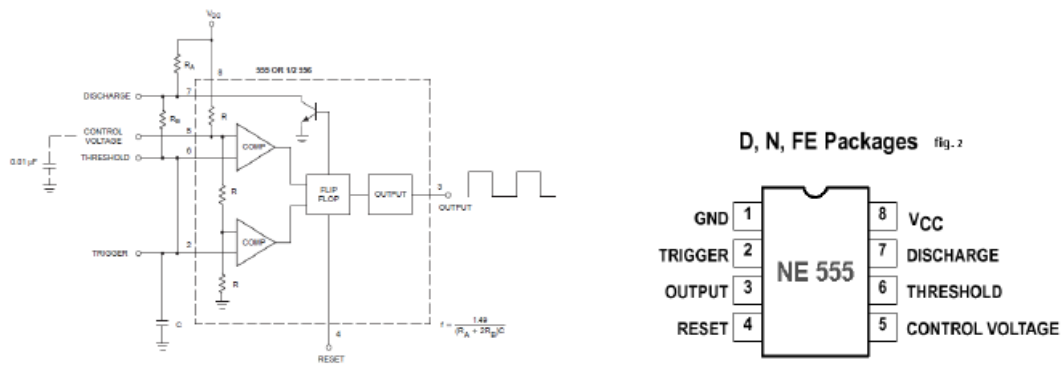


Figure (4.7) schéma de câblage du NE555 de philips semiconductors

Les valeurs des résistances et du condensateur permettent de fixer la fréquence et le rapport cyclique .

$$F = \frac{1,44}{(Ra + 2Rb)C}$$

L'amplificateur opérationnel :

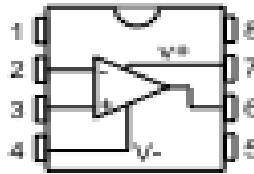


Fig. 1 Vue de dessus.
Ampli op dans un boîtier à 8 broches

C'est un composant électronique analogique. Il constitue une brique de base dans un circuit électronique. Il peut réaliser diverses opérations sur un signal électrique: amplification, comparaisons, soustractions, additions, déphasages (décalages dans le temps), filtrages, etc...

Le composant se présente sous forme d'un boîtier plastique ou métallique muni de bornes de raccordement

C'est un circuit intégré, c'est à dire qu'il est formé d'une multitude de composants électroniques élémentaires (résistances, transistors , condensateurs, diodes, etc...) formant un circuit complexe et intégrés dans un boîtier. Ce circuit est connecté à l'extérieur par des bornes de raccordement : 3 bornes fonctionnelles et 2 bornes d'alimentation, par exemple de +12 et -12V.

Caractéristiques:

Le gain : avec $G \rightarrow \infty$, en réalité de 6.10^5 à 10^7 environ.

Le gain est donc le facteur d'amplification de la tension d'entrée u du composant.

En prenant comme exemple un gain de 600000, alors si $u = 1V$, U_s devrait être de 600000 V , ce qui est impossible vu que la tension d'alimentation ne dépasse guère $\pm 15 V$. ! On dit que l'ampli. est saturé, son fonctionnement est non-linéaire.

Par contre, en fonctionnement "normal", linéaire, si G est très grand c.a.d. tend vers l' ∞ , alors u tend vers 0.

Résistance d'entrée : $R_e \rightarrow \infty$, en réalité 1000000Ω , ou $10 M \Omega \Rightarrow I_e \rightarrow 0$

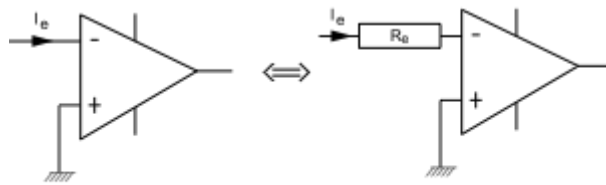


Fig.4 Résistance d'entrée

Résistance de sortie : $R_s \rightarrow 0$, en réalité $0,001 \Omega$ avec

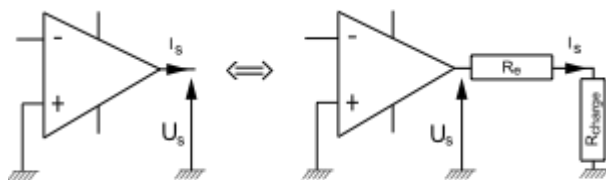


Fig.5 Résistance de sortie

Bande passante: BP $\rightarrow \infty$:

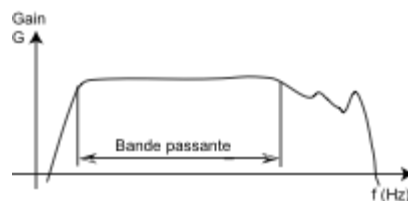


Fig6 Réponse en fréquences d'un amplificateur.

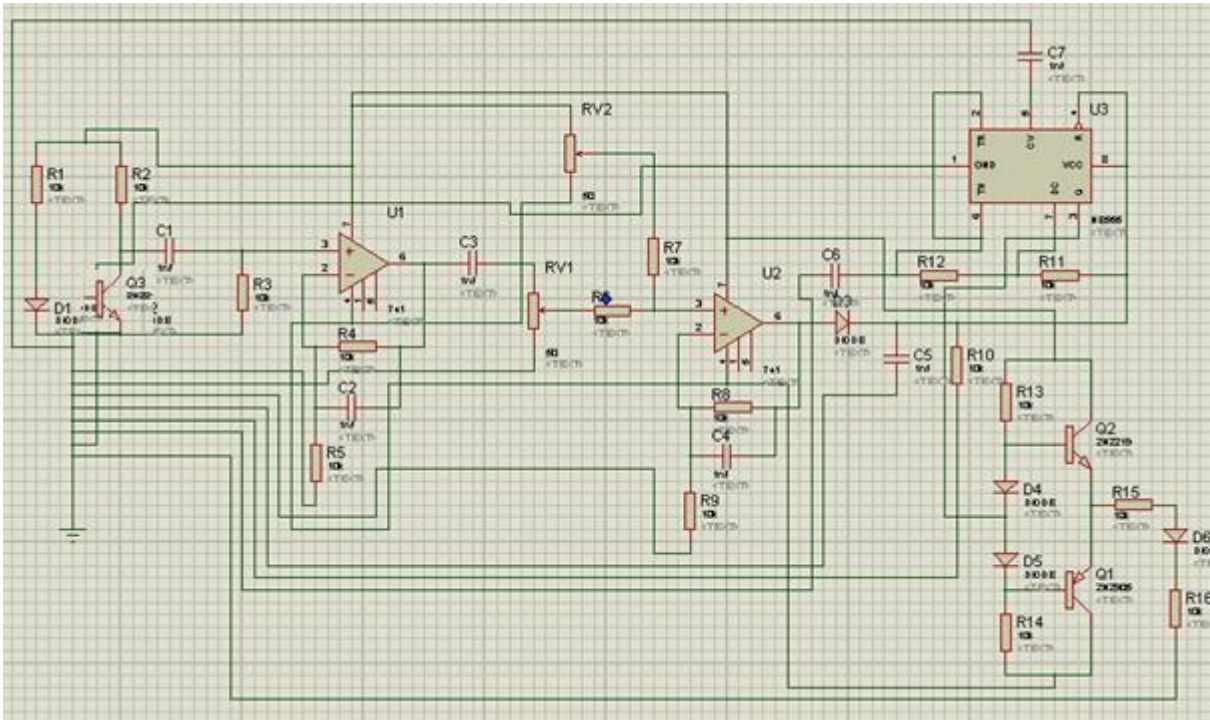
En réalité quelques centaines de kilohertz ou mégahertz pour l'ampli. op. C'est la capacité de l'ampli. à répondre linéairement à une variation rapide du signal d'entrée.

De manière générale, la bande passante est définie comme étant la bande de fréquences pour laquelle le gain ne change pas.

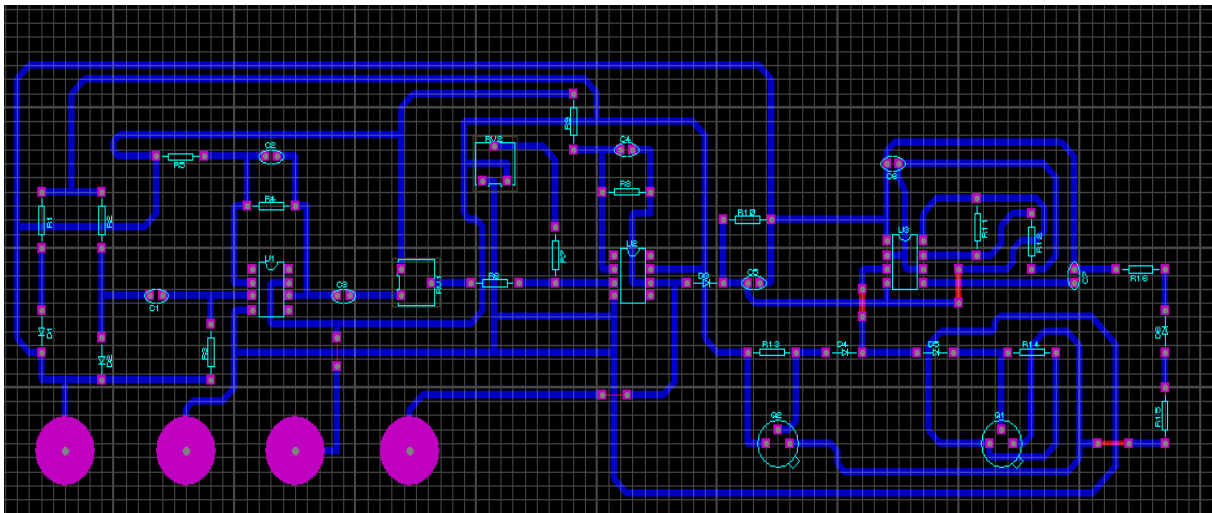
4.2 Réalisation pratique de la chaîne de mesure d'un capteur de niveau :

4.2.1 Capteur de niveau maximal :

Le montage de notre circuit est le suivant :



Le circuit imprimé :



Il est composé de 3 étages :

Le premier étage correspond au schéma électrique du photopléthysmographe.

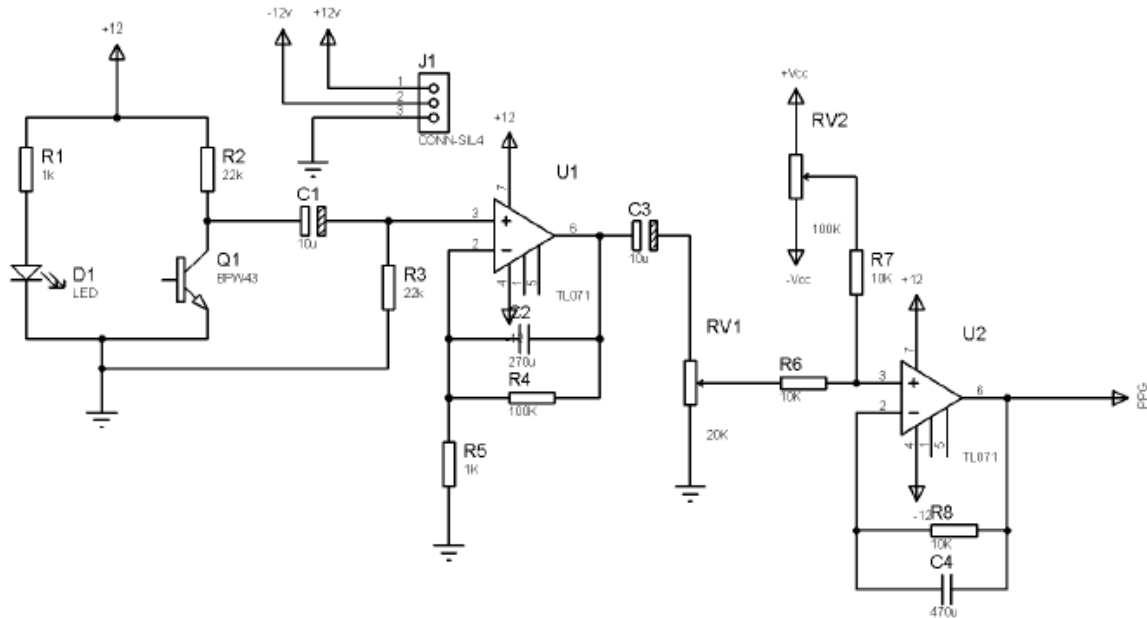


Figure (4.8) schéma électrique réalisé du photopléthysmographe

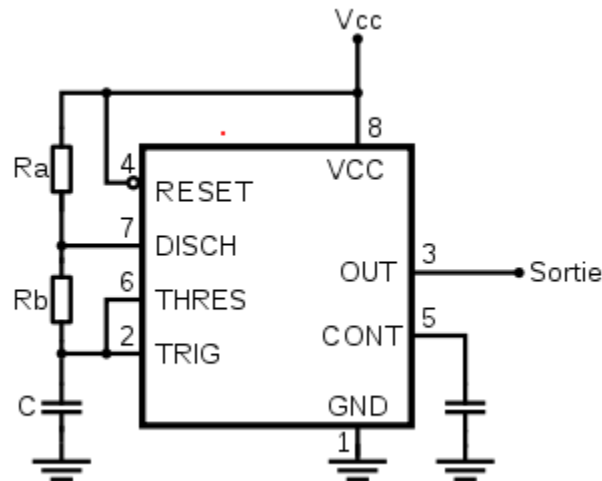
La figure (4.8) représente le schéma électrique réalisé d'un photopléthysmographe PPG. Une LED est un composant semi-conducteur optoélectronique qui produit la lumière par électroluminescence. Les LED sont caractérisées par une grande efficacité lumineuse comparée à d'autres méthodes d'émission légère telles que la cathode, la température, et la photoluminescence. La LED que nous avons utilisé est une source de lumière infrarouge IR. Un capteur phototransistor **Q1** détecte les variations d'intensité lumineuse. Un système électronique permet d'amplifier et de filtrer ces variations.

Le gain du premier ampli est égal à 100. Cela permet de pré amplifier les signaux de faible amplitude de l'ordre de quelques millivolts issus de phototransistor. Le signal sera appliqué à un deuxième ampli. Op lié à un potentiomètre RV1 permettant de contrôler son gain.

Le second potentiomètre RV2 est destiné à régler la composante continue et de l'éliminer s'il est nécessaire. Le signal de sortie est de l'ordre de **1V**.

Le deuxième étage correspond à un oscillateur :

A la sortie (3), on obtient un signal (oscillatoire) dont la fréquence dépend des résistances R_1 et R_2 et de la capacité du condensateur C .



Le troisième étage Montage PUSH-PULL :

Les amplificateurs de type push-pull sont rencontrés en basses et moyennes fréquences.

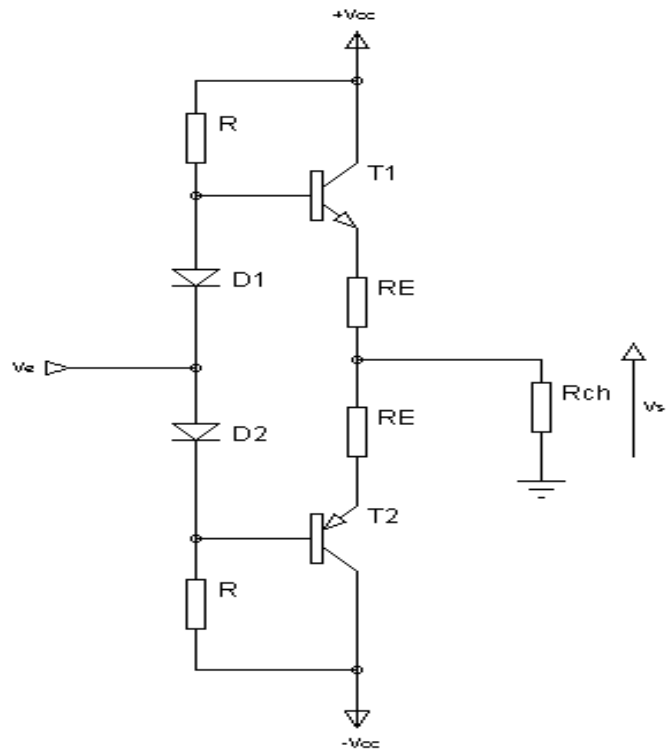
- ▶ La polarisation en début de la droite de charge s'effectue à l'aide des diodes **D1** et **D2**.
- ▶ La valeur des résistances **R** est fixée à partir de la dynamique maximale de sortie souhaitée lorsqu'une des deux diodes est bloquée.

$$V_{s_{\max}} = (V_{cc} - V_{be}) \cdot \frac{\beta \cdot R_{ch}}{R + \beta \cdot R_{ch}}$$

- ▶ Pour que V_s soit le plus grand possible, il faut R petit devant R_{ch} .
- ▶ Si I_c est trop important alors la puissance dissipée dans le transistor augmente. Ainsi, la température du transistor augmente ce qui entraîne une diminution de V_{be} . Si V_d reste constant alors I_d augmente et I_c aussi. Il y a un emballement thermique qui conduit à destruction du transistor. Les résistances R_E servent à éviter cet emballement, on limite I_c grâce à R_E . Il faut R_E petit face à R_{ch} .

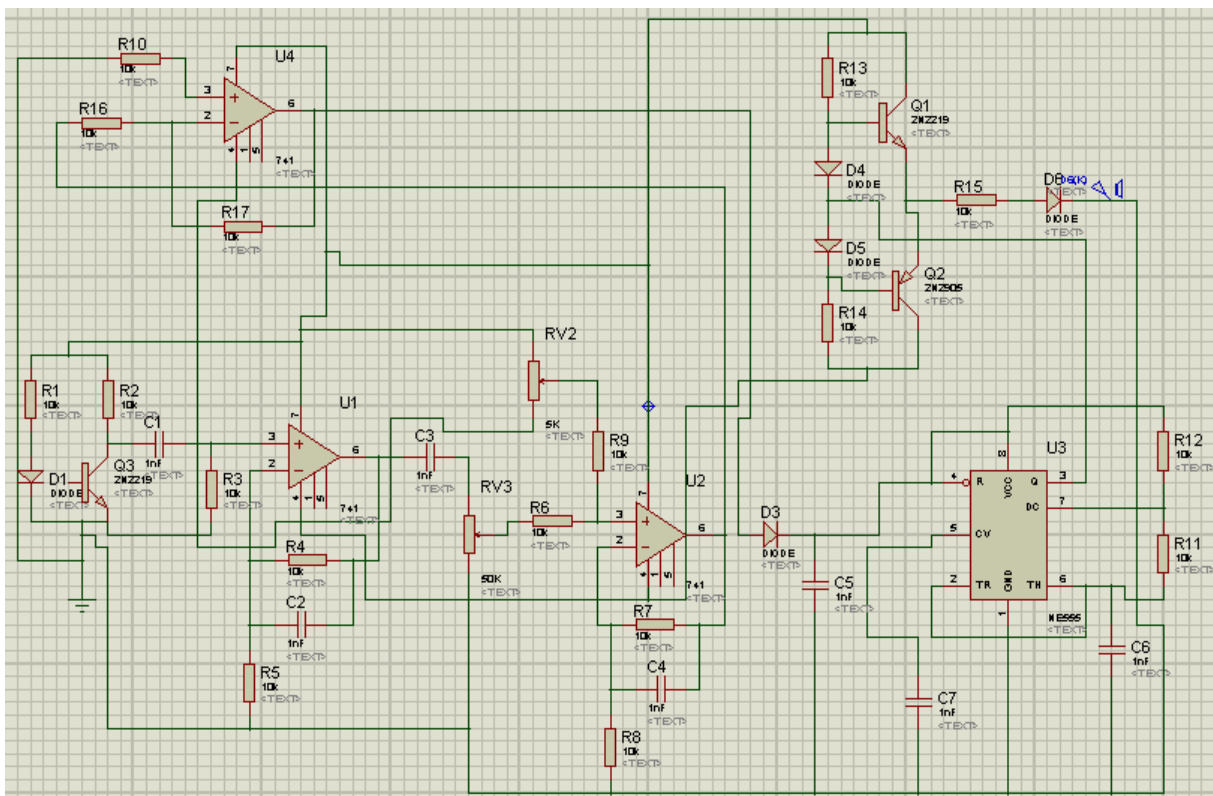
T₁ est un transistor bipolaire NPN

T₂ est un transistor bipolaire PNP

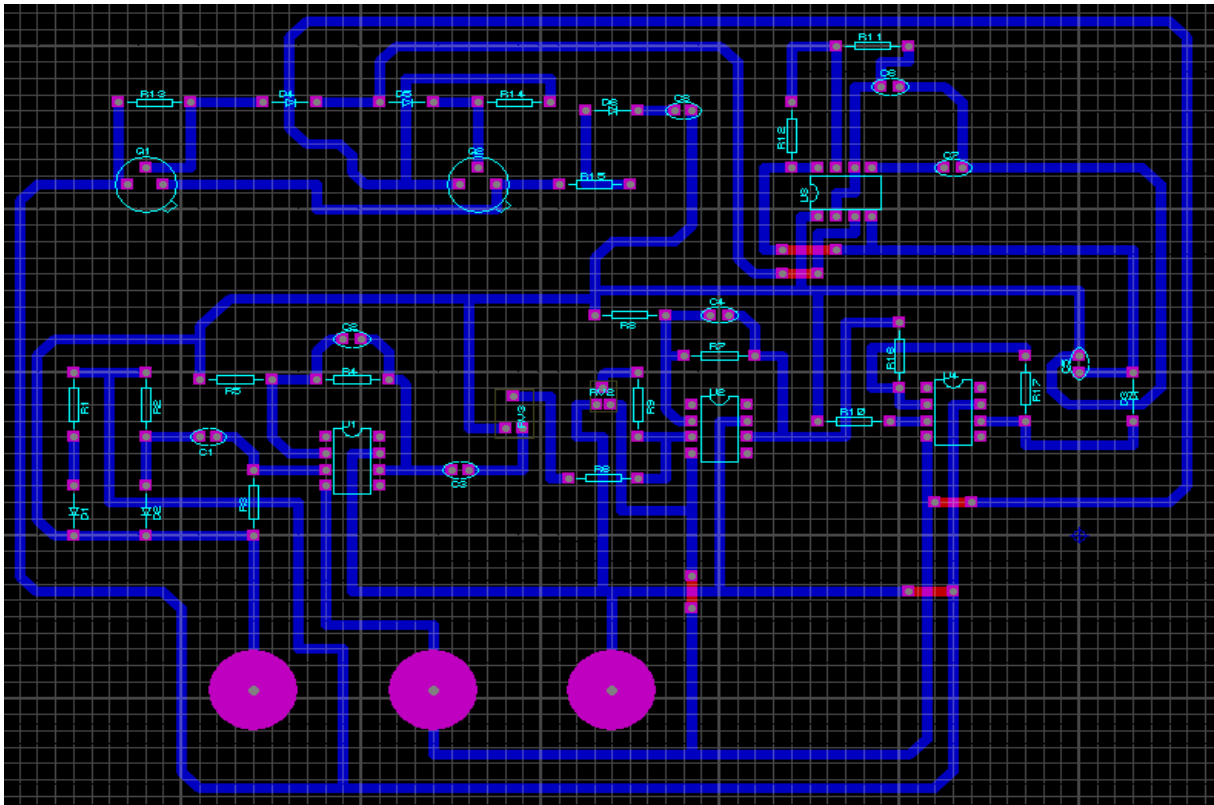


4.2.2 Détecteur de niveau minimal :

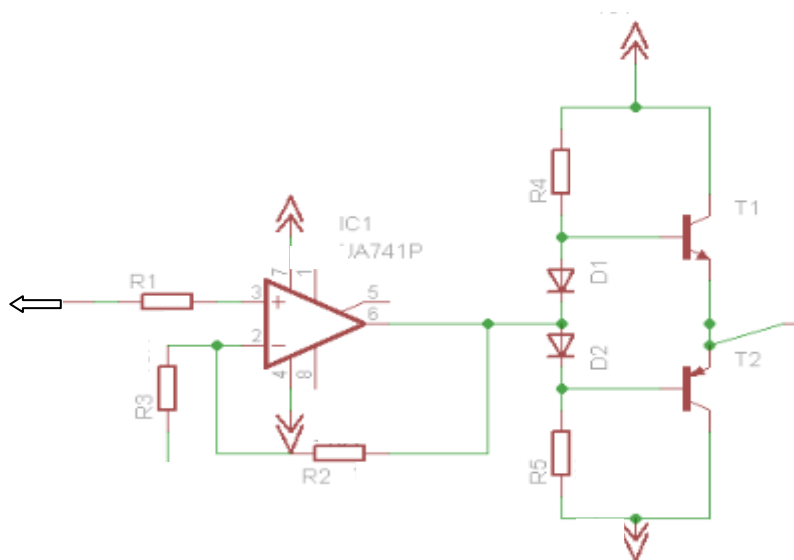
Le montage de notre circuit :



Le circuit imprimé :



Pour réaliser ce montage on ajoute un ampli inverseur qui a pour rôle de déclencher l'alarme basse c'est à dire quand le niveau du sang devient inférieur à une valeur seuil.



Chapitre 4 : Contrôle débit métrique d'une C.E.C de chirurgie cardiovasculaire

L'inverseur possède les caractéristiques propres de l'amplificateur opérationnel définis précédemment.

Conclusion générale

Dans le cadre de notre projet de fin d'étude relatif au cursus de Master 2 en Génie Biomédical nous avons procédé à la mise en œuvre d'un circuit de circulation extracorporelle dédié à la chirurgie cardiovasculaire à ciel ouvert. Ce qui nous a permis de prendre connaissance des différents dispositifs constituant un tel circuit à savoir la pompe péristaltique chargée de remplacer la pompe myocardique, l'oxygénateur chargé de remplacer l'appareil respiratoire et l'échangeur thermique chargé de réguler la température.

Après avoir pris connaissance de ces dispositifs nous avons appréhendés les problèmes posés par la C.E.C. Nous avons consacré notre contribution à la résolution du problème de l'asservissement débit métrique de la C.E.C qui impose que le débit sanguin entrant au malade soit égal au débit réinjecté pour cela nous avons étudié un asservissement construit autour d'un capteur de niveau capacitif et réalisé deux alarmes sonores et visuelles pompe haute et basse ayant pour mission d'alerte en cas de défaillance de la pompe.

Nous souhaitons que ce travail puisse être poursuivi en vue d'une automatisation complète de la C.E.C de chirurgie cardiovasculaire à cœur ouvert.

Ainsi, le cœur, qui est un organe majeur dans l'organisme, est atteint de nombreux dysfonctionnements. En raison de ses fonctions vitales, il a fallu très tôt trouver des solutions pour remédier à ces troubles. Cependant, la chirurgie cardiaque n'a connu son essor qu'au XXe siècle avec l'apparition des machines et l'amélioration des connaissances. C'est donc le développement de la Chirurgie Extra Corporelle, c'est à dire l'utilisation d'un ensemble cœur-poumon artificiel, qui a permis les opérations à cœur ouvert, telle que le pontage coronarien. Les énormes progrès de la technologie moderne ont entraînés le développement de nouveaux outils plus poussés et d'opérations plus complexes. On est désormais capable de prouesses technologiques comme la création de cœur totalement artificiel permettant le remplacement des ventricules cardiaques. De plus, aujourd'hui, certaines opérations utilisent du matériel issu des dernières technologies tel que des lasers ou des bras robotisés offrant aux chirurgiens une précision et une efficacité accrues. Donc, on peut dire que la chirurgie cardiaque permet de nombreuses corrections du cœur humain et ainsi sauve de nombreuses vies ce qui fut permis par un essor des technologies offrant de nouvelles possibilités et permettant une perfection de l'acte chirurgical.

Malgré tout ces progrès, on attend toujours plus de la technologie afin qu'elle puisse sauver toujours plus de vies à travers la chirurgie cardiaque.

- [1] A. Vacheron, C. Le Feuvre, et J. Di Matter. *Cardiologie*. Elsevier Masson, 1999. ISBN 2744700304.
- [2] uOttawa. «Online Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada : Lecture on Anatomy of the Heart
.http://www.med.uottawa.ca/medweb/demo_site/undergrad/undergrad_webc_f.htmOnline Medical eCurriculum of the Univeristy of Ottawa, Canada.
- [3] Wiipédia
- [4] J. Sende. Guide pratique de l'ECG. Estem, 2003.
- [5] E. d'Alché. Comprendre la physiologie cardiovasculaire. Flammarion, 2003.
- [6] L. Cuvillon. Compensation du battement cardiaque en chirurgie robotisée : Asservissement visuel d'un robot avec flexibilités. Thèse de doctorat, Université Louis Pasteur Pasteur de Strasbourg, 2006.
- [7] W. Manning, W. Li, N. Boyle, et R. Edelman. «Fast-supressed breath-hold mangnetic resonance coronary angiography». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 87, pages 94–104, 1993.
- [8] D. Sallé. Conception optimale d'instruments robotisés à haute mobilité pour la chirurgie mini-invasive. Thèse de doctorat, Université Paris 6, 2004.
- [9] M. Sauvée. Contribution à l'aide aux gestes pour la chirurgie cardiaque à coeur battant. Guidage échographique par asservissement prédictif non linéaire. Thèse de doctorat, Université de Montpellier II, 2006.
- [10] OMS. «Organisation mondiale de la santé, Aide Mémoire : Maladies Cardiovasculaires (<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/fr/index.html>)».
- [11] J. Wilson et J. Willerson. «Myocardial Revascularization with Percutaneous Devices». *Cardiac Surgery in the Adult. New York : McGraw-Hil*, tome CHAPTER 21, 2008.
- [12] C. Macaya, P. Serruys, P. Ruygrok, H. Suryapranata, G. Mast, P. Klugmann, S. and Urban, P. den Heijer, K. Koch, R. Simon, M. Morice, P. Crean, H. Bonnier, W. Wijns, N. Danchin, C. Bourdonnec, et M. Morel. «Continued benefit of coronary stenting versus balloon angioplasty : one-year clinical follow-up of Benestent trial. Benestent Study Group». *Journal of the American College of Cardiology*, tome 27, pages 255–261, 1996.
- [13] J. Sousa, J. Patrick, W. Serruys, et M. Costa. «New Frontiers in Cardiology :Drug-Eluting Stents : Part I». *Circulation, Journal of the American HeartAssociation*, tome 107, pages 2274–2279, 2003.

- [14] B. Heublein, R. Rohde, V. Kaese, M. Niemeyer, W. W Hartung, et A. Haverich. «Biocorrosion of magnesium alloys : a new principle in cardiovascular implant technology ?» *Heart*, tome 89, pages 651–656, 2003.
- [15] Dooblecare. «Dictionnaire Médical Dooblecare ([http ://dooblecaredictionnaire.blogspot.com](http://dooblecaredictionnaire.blogspot.com))».
- [16] J. Jansens. «La revascularisation coronaire». Hôpital Erasme-Service de Chirurgie Cardiaque, Université Libre de Bruxelles ([http ://www.ulb.ac.be/erasme/fr/services/medicaux/chircardi/cabg.htm](http://www.ulb.ac.be/erasme/fr/services/medicaux/chircardi/cabg.htm)).
- [17] J. Tatoulis, B. Buxton, et J. Fuller. «Patencies of 2,127 arteriel to coronary conduits over 15 years». *The Annals of Thoracic Surgery*, tome 77, pages 93–101, 2004
- [18] D. Loulmet, A. Carpentier, N. d’Attellis, A. Berrebi, C. Cardon, O. Ponzio, B. Aupècle, et J. Relland. «Endoscopic coronary artery bypass grafting with the aid of robotic assisted instruments». *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 118, pages 4–10, 1999.
- [19] U. Klima, H. MacVaugh, E. Bagaev, M. Maringka, S. Kirschner, J. Beilner, et A. Haverich. «Magnetic Vascular Port in Minimally Invasive Direct Coronary Artery Bypass Grafting». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 110, pages 55–60, 2004.
- [20] D. Bravata, A. Gienger, K. McDonald, V. Sundaram, M. Perez, R. Varghese, J. Kapoor, R. Ardehali, D. Owens, et M. Hlatky. «Systematic review : the comparative effectiveness of percutaneous coronary interventions and coronary artery bypass graft surgery». *Annals of Internal Medicine (American College of Physicians)*, tome 147, pages 703–716, 2007.
- [21] A. Diegler, H. Thiele, V. Falk, R. Hambrecht, S. N., P. Sick, K. Diederich, F. Mohr, et G. Schuler. «Comparison of stenting with minimally invasive bypass surgery for stenosis of the left anterior descending coronary artery». *The New England Journal of Medecine*, tome 347, pages 561–566, 2002.
- [22] M. Katz, D. de Canniere, D. Murphy, L. Siwek, U. Seshardi-Kreaden, G. Friedrich, et J. Bonatti. «Integrated coronary revascularization : percutaneous coronary intervention plus robotic totally endoscopic coronary artery bypass». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 114, pages 473–476, 2006.
- [23] G. Davidavicius, F. Van Praet, S. Mansour, F. Casselman, J. Bartunek, I. Degrieck, F. Wellens, H. De Geest, R. and Vanermen, W. Wijns, et B. De Bruyne. «Hybrid Revascularization Strategy : A Pilot study on the association of robotically enhanced

minimally invasive direct coronary bypass surgery and fractional flow reserve-guided percutaneous coronary intervention». *Circulation, Journal of the American Heart Association*, tome 112, pages 317–318, 2005.

[24] M. Lemma, A. Mangini, A. Redaelli, et F. Acocella. «Do cardiac stabilizers really stabilize ? Experimental quantitative analysis of mechanical stabilization ». *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2005.

[25] L. Cuvillon, J. Gangloff, M. de Mathelin, et A. Forgione. «Toward robotized beating heart TECABG : assessment of the heart dynamics using high-speed vision». *Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2005.

[26] O. Chavanon. «Cardiac Surgery, A brief overview and an introduction to Minimally Invasive Cardiac Surgery», 2005. Summer European University on Surgical Robotics

[27] A. Krupa. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, 2003.

[28] D. Schwartz, G. Ribakove, E. Grossi, J. Stevens, L. Siegel, F. St. Goar, W. Peters, D. McLoughlin, F. Baumann, S. Colvin, et A. Galloway. «Minimally invasive cardiopulmonary bypass with cardioplegic arrest : A closed chest technique with equivalent myocardial protection». *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, tome 111, pages 556–566, 1996.

[29] A. Kypson, L. Nifong, et W. Chitwood. «Robotic Cardiac Surgery». *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, tome 13, no 6, pages 451–464, 2003.

[30] P. Nataf. «Vidéo-chirurgie et cardiologie». *Sang Thrombose Vaisseaux*, tome 8, no 5, pages 298–306, 1996.

Physiologie, 10/10/06, Dr DASSIER

Site :

e-cardiologie : la chirurgie cardiaque
<http://www.e-cardiologie.com/chirurgie>

Créateur : Viviali SARL

Dernière mise à jour de la page le : 19/12/2007

Site visité les : 23/11/2007 et 19/12/2007

Site :

Service de cardiologie de Besançon - Pôle cœur-poumons

<http://www.besancon-cardio.org/>

Créateur : Professeur Jean Pierre Bassand et l'équipe de cardiologie du CHU de Besançon

Site visité le : 04/12/2007

Site :

Le cœur artificiel

[http://membres.lycos.fr/\[...\]/sommaire_coeur.htm](http://membres.lycos.fr/[...]/sommaire_coeur.htm)

Créateur : Alexandre Pigeard

Site visité le : 04/12/2007

Site :

LE COEUR ARTIFICIEL

[http://etaj13.free.fr/\[...\]/index.htm](http://etaj13.free.fr/[...]/index.htm)

Créateur : Viviali SARL

Site visité le : 04/12/2007

Site :

Service de Chirurgie cardiaque de l'Hôpital Erasme

[http://www.ulb.ac.be/\[...\]/index.htm](http://www.ulb.ac.be/[...]/index.htm)

Site visité le : 10/01/2008

Site :

Clinique universitaire Saint-luc

[http://www.saintluc.be/\[...\]/chirurgie-valvulaire.html/](http://www.saintluc.be/[...]/chirurgie-valvulaire.html/)

Site visité le : 14/01/2008

Site :

Fondation Suisse de cardiologie

<http://www.prevention.ch/lepontagecoronaire.htm>

Site visité le : 23/11/2008

Livres :

Dr. A. BEL et Dr. Ph. MENASCHE. Cœur & Santé n°102. *Les prothèses en cardiologie*

JF OBADIA. *Assistance circulatoire, cœur artificiel.*

F. ROSIER. *La Recherche. La longue marche vers le cœur artificiel.* N°297, Avril 1997.

E. BORREL. *Prothèses valvulaires et cardiaques : complication et surveillance.*

La Recherche. Vers un cœur artificiel silencieux. N°302, Octobre 1997.

DR. Ph. MABO. *Stimulation cardiaque définitive.*

COHEN, Smadar. LEOR, Jonathan. La reconstruction des cœurs endommagés. *Pour la science*, juillet 2005, n°333, p.76-81

D'ALAINÉ, Claude, Cœur.B chirurgie cardiaque in *Encyclopédie Universalis*. Paris, Encyclopédie Universalis, 1990. Volume 6, (p.46-50)

GANDJBAKHCH, Iradj, LEPRINCE, Pascal. Changer de cœur: la transplantation cardiaque. *Dossier pour la science*, juillet/septembre 2003, hors-série n°40, p.102-107

HARKEN, Alden. Le chirurgie des troubles du rythme cardiaque. *Pour la science*, septembre 1993, n°191, p.54-61

SENDER, Elena. Les électriciens du cœur. *Science et avenir*, février 2003, n°672, p.361-65



INTRODUCTION

CHAPITRE 1

État de l'art et contribution

CHAPITRE 2

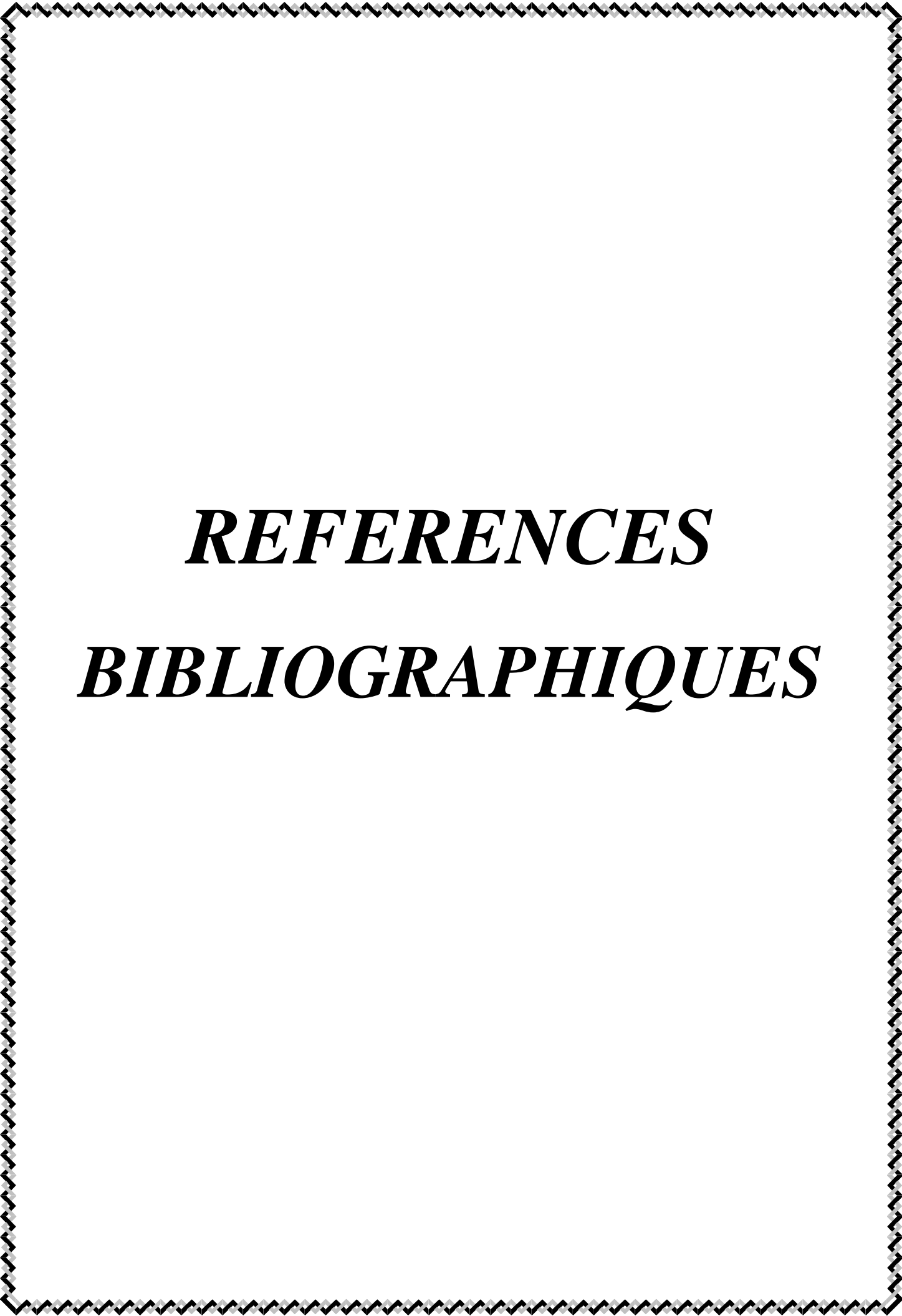
La physiologie de la circulation

CHAPITRE 3

La chirurgie cardio- vasculaire



CONCLUSION
GENERALE



REFERENCES
BIBLIOGRAPHIQUES

CHAPITRE 4

*Contrôle débit métrique d'une
C.E.C de chirurgie
cardiovasculaire*