

# KALON

Le journal de l'



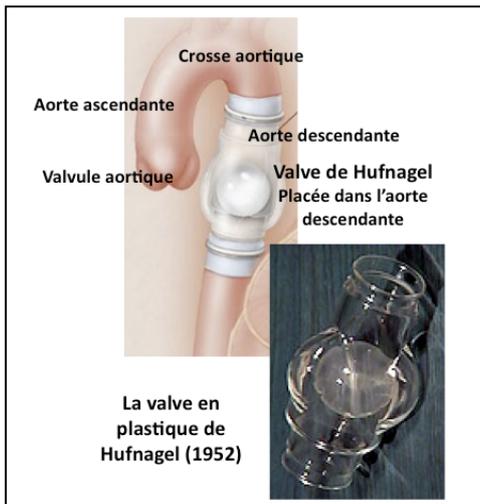
Le tout premier substitut valvulaire artificiel fut implanté chez une patiente de 30 ans en 1952 par un chirurgien américain, Charles A. HUNAGEL. Cette patiente souffrait d'une insuffisance aortique volumineuse (cf. Kalon N°67). La prothèse en plastique (polyméthyl méthacrylate) placée dans l'aorte descendante permettait, grâce à une bille flottante, occlusive en diastole, de limiter considérablement le reflux à travers la valvule malade maintenue en place (la CEC - cf. K. 68 - n'avait pas encore été mise au point). Ne s'agissant pas d'un remplacement valvulaire le résultat ne pouvait, être qu'imparfait.

## Les prothèses valvulaires mécaniques

rapidement améliorée, la cage en « plastique » étant remplacée par une cage métallique en alliage de chrome, cobalt, tungstène et molybdène (Stellite), l'anneau étant, quant à lui, habillé de Téflon et polypropylène. La présence de ce matériel « étranger » au contact du sang stimulant fortement la coagulation, un traitement anti-coagulant était nécessaire pour éviter la formation de caillots susceptibles de compromettre le bon fonctionnement de la prothèse (jusqu'à l'obstruer).

Ce type de prothèse a été longtemps utilisé,

mais un problème est apparu : au fil du temps l'imprégnation du silastic par des composants du sang (cholestérol...) pouvait entraîner une déformation, un gonflement, de la bille et donc un dysfonctionnement de la prothèse. Ce problème a été résolu en remplaçant le silastic par du métal (stellite) avec, cependant, pour conséquence une prothèse bien



La valve en plastique de Hufnagel (1952)

Toutefois l'amélioration très significative et durable de l'état fonctionnel de la patiente a conduit à poursuivre l'expérience et à opérer plusieurs dizaines de patients avec plus ou moins de succès (bénéfice fonctionnel souvent insuffisant, la valve prothétique ne

prévenant le reflux sanguin que de la partie inférieure du corps et surtout complications thrombo-emboliques fréquentes - cf. K. 51).

Le premier remplacement valvulaire proprement dit a été réalisé en 1960 par le chirurgien américain Albert STARR inventeur, en collaboration avec l'ingénieur Lowell EDWARDS de la toute première prothèse valvulaire mécanique. Il s'agissait d'une prothèse en forme de cage en polyméthacrylate de méthyle (Lucite) dans laquelle se déplaçait une bille en élastomère de silicone (Silastic). Cette prothèse a été



Valve de Starr de 1960



Valve de Starr à bille métallique et barreaux habillés



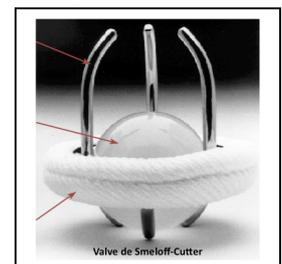
Prothèse de starr à cage métallique et bille en Silastic

plus bruyante et un risque de thrombose accru (inconvenients que l'on a tenté de corriger en 1972 en habillant de Téflon les barreaux de la cage, mais cet habillage se déchirait parfois...).

Cette prothèse, qui a été posée jusqu'en 1980, a rendu d'immenses services, bien qu'imparfaite (la bille, volumineuse et dans l'axe du passage du sang, créait un obstacle à son écoulement et favorisait la destruction des globules rouges - hémolyse - propulsés à grand vitesse contre la bille).

Diverses modifications ont été proposées pour améliorer les performances hémodynamiques des prothèses à bille. Exemple : la valve de

Smeloff-Cutter à double cage ouverte...



Valve de Smeloff-Cutter

Parallèlement au développement des valves à bille les chercheurs travaillaient à la mise au point de prothèses plus efficaces (générant moins d'obstacle au passage du sang et moins d'hémolyse) et moins thrombogènes. La bille a été remplacée par un disque se déplaçant dans une cage (mais le résultat était peu probant) puis par un **disque oscillant** tenu par une sorte de pince métallique (lui permettant de tourner sur lui-même).

**La première prothèse valvulaire à disque basculant, inventée par le chirurgien suédois V. Olof BJÖRK** a été implantée en 1970 avec succès. Le disque en polyoxyméthylène (Delrin\*) était tenu par une pince en stellite. Le

disque s'ouvrait à 60° ce qui assurait un flux transvalvulaire satisfaisant. En 1974 le Delrin a été remplacé



Valve de Björk-Shiley avec disque en pyrocarbone

par du Carbone Pyrolitique susceptible de garantir une meilleure longévité au disque. Cette prothèse s'est avérée effectivement hémodynamiquement plus efficace que les prothèses à bille et un peu moins susceptible de se thromboser mais l'ouverture insuffisante du disque et quelques cas de fractures de celui-ci ont amené à développer des modèles plus performants comme la prothèse « Medtronic-Hall, » la prothèse « Lillehei-Kaster » ou encore la



Valve Medtronic-Hall



Valve de Lillehei-Kaster



Valve Omniscience

prothèse « Omniscience ». Toutes ces prothèses possèdent un disque en carbone et s'ouvrent avec un angle d'environ 80° leur procurant une très bonne performance hémodynamique.

Malgré les bons résultats obtenus avec ces prothèses, la recherche s'est poursuivie avec toujours le même objectif : se rapprocher de la prothèse idéale aussi efficace qu'une valvule naturelle, non traumatisante pour les globules rouges, de grande longévité et peu thrombogène.

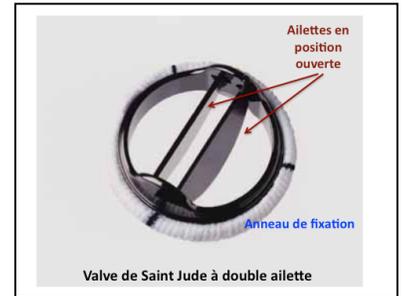
C'est ainsi que sont apparues les **prothèses à double ailette** qui sont les seules utilisées aujourd'hui car respectant quasi à la lettre ce cahier des charges. Les deux ailettes, articulées au centre de l'anneau, s'ouvrent jusqu'à 90° pour les modèles les plus performants, autorisant un flux

sanguin transvalvulaire parfaitement axé quasiment sans obstacle à l'éjection.

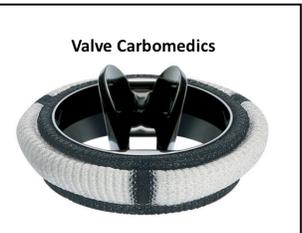
**La première de ces prothèses, la prothèse de Saint-Jude, fut implantée en 1977** (précisons que St. Jude est une société américaine spécialisée dans le matériel médical de haute technologie et qui a pris le nom du patron des causes désespérées...).

Cette première prothèse, en alliages métalliques avec ailettes en céramique a rapidement évolué techniquement. Elle est actuellement composée d'un anneau gainé de Dacron et de deux hémidisques en graphite imprégné de tungstène. Ce noyau de graphite est entièrement recouvert de carbone pyrolitique, l'assemblage étant lui-même réalisé en pyrocarbone.

Cette prothèse est actuellement la plus implantée au monde mais d'autres prothèses basées sur le même principe ont été développées dans le but, avant tout, de réduire le risque thrombo-



Valve de Saint Jude à double ailette



Valve Carbomedics



Valve Medtronic ATS à pivots ouverts

tique (notamment en modifiant la position et la forme des pivots des ailettes) : valve « Carbomedics », valve « Sorin Bicarbon », valve « Edwards Duromedics », valve « Medtronic ATS », valve « On-X ».

Ces prothèses, quasiment indestructibles, sont largement utilisées chez les patients de moins de 65 ans. Au delà on leur préfère en général les prothèses « biologiques » dont nous parlerons dans un prochain numéro de Kalon. La technologie de ces bioprothèses a en effet beaucoup évolué ces dernières années au profit de leur durabilité. Leur avantage est qu'elles ne nécessitent pas de traitement anticoagulant (sauf en cas d'arythmie associée) contrairement aux prothèses mécaniques. Ces dernières exigent un traitement anti-vitamine K à vie (Fluindione - Préviscan\* - ou Warfarine - Coumadine\*), les anticoagulants de nouvelle génération (Rivaroxaban - Xarelto\* - Apixaban - Eliquis\* ou Dabigatran - Pradaxa\*) étant contre-indiqués. L'INR doit être régulièrement contrôlé (cf. K. 52) et le traitement parfaitement ajusté pour éviter la formation d'un caillot au contact du matériel artificiel. Il faut toutefois insister sur la nette réduction du risque thrombotique observée avec les dernières générations de prothèse. Pour l'illustrer rappelons qu'avec les prothèses à bille un INR entre 3 et 4,5 était exigé alors qu'avec les prothèses à ailettes un INR entre 2 et 3 est le plus souvent suffisant...

Docteur J-F. HOUËL (Cardiologue).