HAL open science

Méthode d'exploitation informatique de la cinéangiographie du ventricule droit

Pol-Henri Guivarc'H

To cite this version:

Pol-Henri Guivarc'H. Méthode d'exploitation informatique de la cinéangiographie du ventricule droit. Médecine humaine et pathologie. 1982. dumas-01864683

HAL Id: dumas-01864683

https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01864683v1

Submitted on 30 Aug 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE NICE

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NICE

*****

METHODE D'EXPLOITATION INFORMATIQUE DE LA CINEANGIOGRAPHIE DU VENTRICULE DROIT.

*****

THÈSE

PRÉSENTÉE ET PUBLIQUEMENT SOUTENUE DEVANT LA FACULTÉ DE MÉDECINE DE NICE

LE 22 DÉCEMBRE 1982

PAR

POL-HENRI GUIVARC'H

NÉ LE 19 JANVIER 1955 À NANTES.

POUR OBTENIR LE GRADE DE DOCTEUR EN MEDECINE (DIPLÔME D'ÉTAT).

EXAMINATEURS DE LA THÈSE :

M. LE PROFESSEUR PH. MORAND — PRÉSIDENT

MME LE PROFESSEUR AG. F. LAPALUS
M. LE PROFESSEUR V. DOR
M. LE PROFESSEUR AG. M. BAUDOUY
M. LE PROFESSEUR AG. B. BLAIVE
M. LE PROFESSEUR J.C. BOUSSARD

} ASSESSEURS

U N I V E R S I T E D E N I C E

F A C U L T E D E M E D E C I N E

Liste des PROFESSEURS et des MAITRES de CONFERENCES AGREGES en fonction au 1er Octobre 1982 à la Faculté de Médecine de NICE

Doyen : M. RICHELME Henri

Assesseurs : M. DELMONT Jean
M. AYRAUD Noël

Conservateur de la Bibliothèque : Mlle Annick LE CANN

Conseiller d'Administration Scolaire et Universitaire : M. Yves PRIOL

Doyen Honoraire : M. René BOURGEON

Professeurs Honoraires : M. Paul AUDOLY
M. Louis BARRAYA
M. Robert CAMAIN
M. Jean-Baptiste GUIRAN
M. Auguste REBOUL
M. Aldo ROMETTI

M.C.A. Honoraire Mlle Madeleine ALLINNE

PROFESSEURS TITULAIRES

M. BABEAU	Pierre	Clinique Médicale
M. DARCOURT	Guy	Psychiatrie d'Adultes
M. DUPLAY	Henry	Clinique Néphrologique
M. INGLESAKIS	Jean-André	Clinique de Séméiologie Chirurgicale
M. LE BAS	Pierre	Clinique Chirurgicale
M. MARIANI	Roger	Clinique Pédiatrique
M. RICHELME	Henri	Anatomie et Organogénèse - Chirurgie Générale
M. SAVINI	Emile	Pharmacologie

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

M. ARDISSON	Jean-Louis	Physiologie - Exploration Fonctionnelle Respiratoire
M. DELMONT	Jean	Hépato-Gastro-Entérologie
M. DOR	Vincent	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire
M. DOUCET	Jean-Paul	Parasitologie
M. FREYCHET	Pierre	Médecine et Chirurgie Expérimentales et Comparées
M. LALANNE	Claude-Michel	Radiothérapie
M. LOUBIERE	Robert	Anatomie Pathologique
M. MASSEYEFF	René	Immunologie
M. MORAND	Philippe	Cardiologie
M. MOUIEL	Jean	Chirurgie Générale

.../...

PROFESSEURS SANS CHAIRE

M. ARGENSON	Claude	Orthopédie, Traumatologie
M. AYRAUD	Noël	Histologie, Embryologie, Cytogénétique
M. DEMARD	François	Oto-Rhino-Laryngologie
M. DUPLAY	Jean	Neuro-Chirurgie
M. GILLET	Jean-Yves	Gynécologie-Obstétrique
M. HARTER	Michel	Endocrinologie
M. KERMAREC	Jean	Anatomie Pathologique
M. MAESTRACCI	Pierre	Anesthésiologie
M. MARTIN	Pierre	Neurologie
M. SCHNEIDER	Maurice	Cancérologie
M. SERRES	Jean-Jacques	Radio-Diagnostic
M. SUDAKA	Pierre	Biochimie
M. VANDEKERKOVE	Michel	Bactériologie-Virologie
M. ZIEGLER	Gérard	Rhumatologie

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

M. BAUDOUY	Marcel	Cardiologie
M. BLAIVE	Bruno	Pneumo-phtisiologie
M. BOCQUET	Jean-Pierre	Médecine Préventive, Santé Publique et Hygiène
M. BOURGEON	André	Anatomie et Organogénèse - Chirurgie Générale
M. CASSUTO	Jill-Patrice	Hématologie et Maladies du Sang
M. COUSSEMENT	Alain	Radio-Diagnostic
M. DELLAMONICA	Pierre	Maladies Infectieuses
M. DOLISI	Claude	Physiologie
M. DUJARDIN	Pierre	Médecine Interne
M. GAZAIX	Maurice	Médecine Interne
M. GRELLIER	Patrick	Neuro-Chirurgie
M. KREITMANN	Patrice	Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire
Mme LAPALUS	Françoise	Biophysique
M. LAPALUS	Philippe	Pharmacologie
M. LEFEBVRE	Jean-Claude	Bactériologie-Virologie
M. LE FICHOUX	Yves	Parasitologie
M. MATTEI	Mathieu	Thérapeutique - Réanimation Médicale
Mme MYQUEL	Martine	Pédo-Psychiatrie
M. OLLIER	Amédée	Médecine Légale et Toxicologie
M. ORTONNE	Jean-Paul	Dermatologie- Vénéréologie
M. RAMPAL	Patrick	Hépato-Gastro-Entérologie
M. TOUBOL	Jacques	Urologie
M. TRAN	Dinh Khiem	Gynécologie - Obstétrique

PROFESSEUR ASSOCIE

M. FAULK	Page	Immunologie

A mon Père,

toi, qui consacre chaque jour de ta vie
à tes malades, sans relâche,
et ne connait d'autre devise
que de faire ce que l'on aime
et d'aimer ce que l'on fait.

A mes Parents et à mon épouse Anne,

sans lesquels il eût été impossible
que je me consacre
entièrement à une si lourde tâche.

- A Monsieur le Professeur Ph. MORAND,

Votre enthousiasme à faire partager votre passion pour la clinique nous a beaucoup marqué.
Vous avez permis que je me passionne pour les Sciences de l'Information, accompagnant ainsi mes premiers pas dans ce qui sera peut-être la médecine de demain.

Monsieur le Professeur V. DOR,

J'ai eu l'honneur et le plaisir d'être intégré dans votre équipe chirurgicale lors de mes premiers stages d'externe.
La gentillesse et l'efficacité de chacun resteront gravés dans mon esprit.

Monsieur le Professeur M. BAUDOUY,

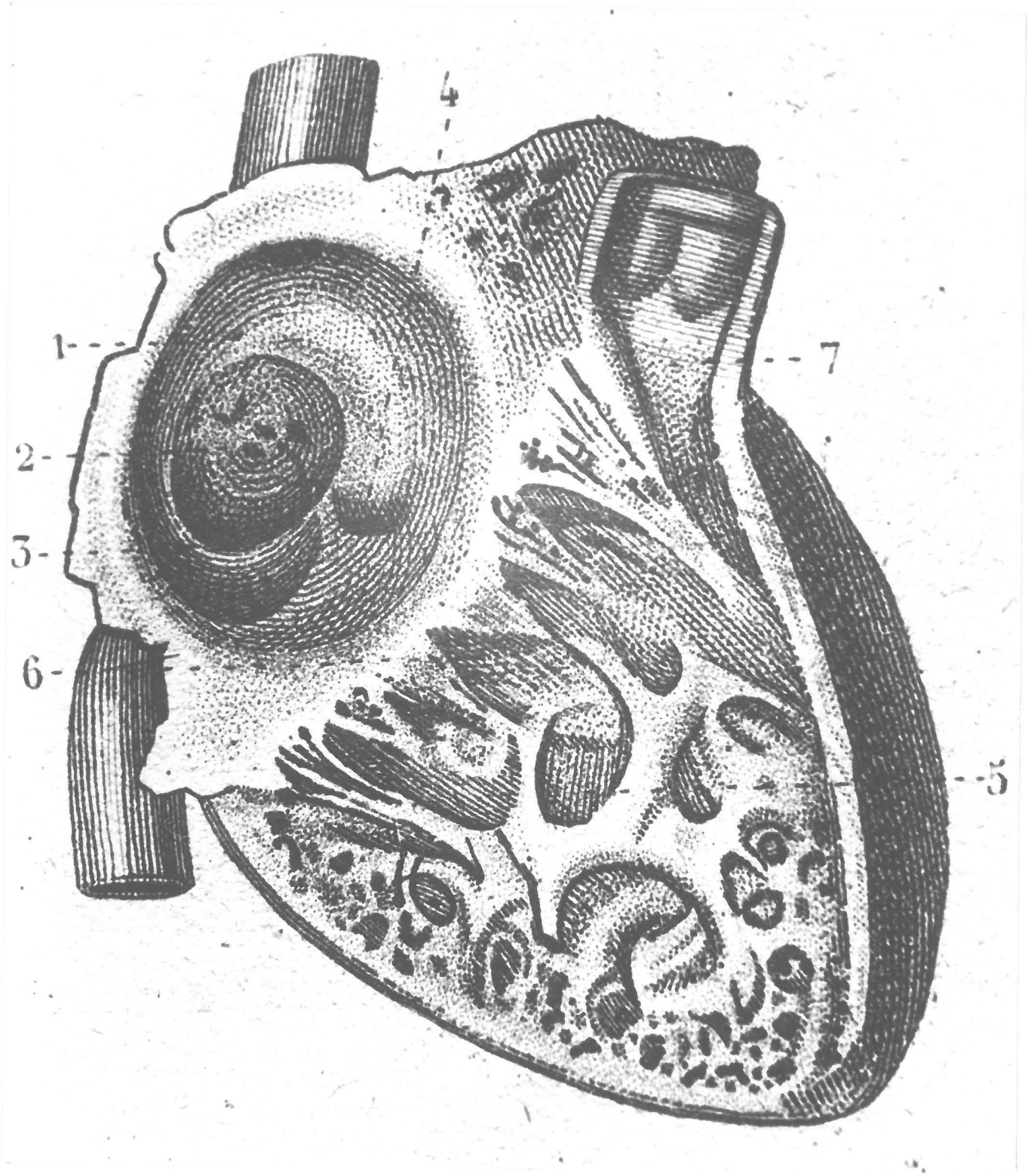
Vous m'avez initié au ventricule droit au printemps 1981 ; votre objectivité et la rigueur de vos analyses m'ont beaucoup aidé.
Avec vous, j'ai essayé d'être un "homme de science".

Madame et Messieurs les membres du JURY,

Je vous remercie de l'intérêt que vous portez à cette étude.
Juges de ce travail, vous êtes sans doute un peu les avocats de la Médecine Informatique.

A Pierre WAHALA,

ton aide généreuse fut des plus précieuses
pour réaliser nos moules.
Disponible et enthousiaste au fil des mois,
nous t'en remercions.



"COEUR DROIT OUVERT DE MANIERE A FAIRE VOIR L'INTERIEUR"

MASSE

Atlas d'anatomie descriptive

Baillière ed., 1852, planche 50.

METHODE D'EXPLOITATION INFORMATIQUE DE LA CINEANGIOGRAPHIE DU VENTRICULE DROIT

P L A N

I MEDECINE ET INFORMATIQUE page 14

11 NAISSANCE ET NECESSITE DES SCINCES DE L'INFORMATION EN MEDECINE
12 LA MEDECINE INFORMATIQUE
13 L'INFORMATIQUE EN CARDIOLOGIE

II ANALYSE DE L'ANGIOGRAPHIE VD page 24

21 REVUE DES METHODES EXISTANTES
22 MATERIEL ET TECHNIQUE ANGIOGRAPHIQUE
23 ETUDE DE LA TAILLE DU VD
24 ETUDE DE LA CINETIQUE SEGMENTAIRE DES PAROIS

III ANALYSE AUTOMATIQUE DE L'ANGIOGRAPHIE VD page 66

31 MOYENS UTILISES
32 STRUCTURE DU PROGRAMME
33 PROGRAMME SIMPLIFIE

IV EVALUATION DE LA METHODE AVEC DES MOULES page 79

41 NECESSITE D'AJUSTER LA METHODE
42 TECHNIQUE DE MOULAGE DU VD
43 MESURE DU VOLUME REEL DES MOULES
44 CALCUL DU VOLUME RADIOGRAPHIQUE
45 RESULTATS

V ANALYSE DES RESULTATS ET COMMENTAIRES page 109

51 TABLEAU RECAPITULATIF DES VOLUMES
52 ETUDE STATISTIQUE
53 INTERPRETATION

INTRODUCTION

Tout n'a pas été dit sur le Ventricule Droit (VD). En particulier, l'angiographie du VD reste le parent pauvre de la cinéangiocardiographie : moins de dix équipes ont publié des travaux originaux.

Nous avons donc entrepris de nous doter d'un instrument d'analyse de l'angiographie, performant, c'est-à-dire, informatique et qui traite à la fois les fonctions globale et segmentaire du VD.

Cinq étapes doivent être distinguées :

1) Analyse des bases de l'interprétation :
anatomiques, physiologiques (nature et sens des mouvements des parois), angiographiques (identification des contours).

2) Modélisation géométrique de la cavité VD,
segmentation des parois, définition des points de repère.

3) Conception d'un algorithme pour faire les calculs.

4) Réalisation et mise au point d'un programme informatique.

5) Justification :
Confrontation des volumes réels d'une série de moules et des valeurs calculées , et comparaison avec les résultats obtenus par d'autres méthodes.

Cette cinquième étape n'a été appliquée qu'au calcul des volumes. L'analyse de la cinétique segmentaire fait intervenir des choix arbitraires qui ne peuvent être justifiés que par une étude de la physiologie cardiaque.

Le souci d'obtenir la meilleure efficacité a determiné le choix de la méthode d'intégration dont l'intérêt n'est plus à prouver et d'un modèle géométrique complexe.

La possibilité de faire de ces examens sophistiqués des techniques d'investigation routinières nous est offerte par l'informatique. Mais, ici comme ailleurs, l'efficacité passe par les règles de l'Art.

Le logiciel que nous avons créé, a pour seule prétention de pouvoir être lu et compris par celui qui cherchera à voir "comment ça marche". Nous espérons y avoir réussi, grâce à l'enseignement de nos maîtres de la Faculté des Sciences.

MEDECINE & INFORMATIQUE

I

PLAN

11 NAISSANCE ET NECESSITE DES SCIENCES DE L'INFORMATION EN MEDECINE

111 POURQUOI UNE SCIENCE DE L'INFORMATION MEDICALE ?

112 L'EVOLUTION DE LA SCIENCE DES ORDINATEURS

12 LA MEDECINE INFORMATIQUE

121 LE CHAMP DES APPLICATIONS

122 LE DOSSIER MEDICAL

13 L'INFORMATIQUE EN CARDIOLOGIE

I MEDECINE ET INFORMATIQUE

L'informatique en médecine ne doit pas être considérée comme une machine qui fait intrusion dans la relation médecin-malade. Bien au contraire, il s'agit d'aider le médecin dans sa tâche et de donner à la médecine les moyens de nouveaux progrés en analysant et exploitant les millions de faits médicaux qui sont recueillis quotidiennement.

Informatique est un mot condensé de "information" et de "automatique" : c'est la science du traitement automatique et rationnel de l'information, considérée comme support des connaissances et des communications (9).

L'informatique médicale ne se résume pas à l'utilisation de machines, elle concerne beaucoup plus largement ce qui touche à l'information médicale : l'informatique c'est le traitement de l'information, l'ordinateur c'est un outil qui traite l'information (le mot ordinatique a été inventé pour bien faire la distinction).

11 Naissance et nécessité des sciences de l'information en médecine

La médecine informatique n'est pas le fruit, opportuniste, de l'avènement de la microinformatique : elle est née, dans les années 60, du formidable accroissement des données, tant au niveau de la connaissance médicale qu'au niveau du dossier (6).

L'étendue de son champ d'application a été perçue et détaillée depuis fort longtemps. Il suffit,pour s'en convaincre, de considérer les réalisations qui étaient proposées ou en cours à l'hopital NECKER en 1972 (1).

Les premiers travaux se situent vers l'année 1965. On retrouve avec les thèses de doctorat en médecine, l'intérêt croissant que suscitent les moyens informatiques : de 1968 à 1972, il y a une moyenne annuelle de 15 thèses se rapportant au traitement de l'information médicale (dossiers) et/ou à l'utilisation d'ordinateurs. Cette moyenne passe à 25, puis à 35, puis à 72 en 1976-77. Elle s'est stabilisée

I MEDECINE & INFORMATIQUE

L'informatique en médecine ne doit pas être considérée comme une machine qui fait intrusion dans la relation médecin-malade. Bien au contraire, il s'agit d'aider le médecin dans sa tâche et de donner à la médecine les moyens de nouveaux progrés en analysant et exploitant les millions de faits médicaux qui sont recueillis quotidiennement.

Informatique est un mot condensé de "information" et de "automatique" : c'est la science du traitement automatique et rationnel de l'information, considérée comme support des connaissances et des communications (9).

L'informatique médicale ne se résume pas à l'utilisation de machines, elle concerne beaucoup plus largement ce qui touche à l'information médicale : l'information c'est le traitement de l'information, l'ordinateur c'est un outil qui traite l'information (le mot ordinatique a été inventé pour bien faire la distinction).

11 Naissance et nécessité des sciences de l'information en médecine

La médecine informatique n'est pas le fruit, opportuniste, de l'avènement de la microinformatique : elle est née, dans les années 60, du formidable accroissement des données, tant au niveau de la connaissance médicale qu'au niveau du dossier (6).

L'étendue de son champ d'application a été perçue et détaillée depuis fort longtemps. Il suffit pour s'en convaindre, de considérer les réalisations qui étaient proposées ou en cours à l'hopital NECKER en 1972 (1).

Les premiers travaux se situent dans les années 1965. On retrouve avec les thèses de doctorat en médecine, l'intérêt croissant que l'on porte aux moyens informatiques : de 1968 à 1972, il y a une moyenne annuelle de 15 thèses se rapportant au traitement de l'information médicale (dossiers) et/ou à l'utilisation d'ordinateurs. Cette moyenne passe à 25, puis à 35, puis 72 en 1976-77. Elle s'est stabilisée

depuis à une cinquantaine de travaux par année universitaire.

111 Pourquoi une science de l'information médicale ?

L'apparition de la médecine informatique est liée aux problèmes de maîtrise de l'information médicale. Comme l'a très bien montré François GREMY, on souffre en effet de sur ou de sous-information selon que l'on considère la médecine au niveau de l'individu ou au niveau de la population (épidémiologie, santé publique).

Depuis que la médecine est sortie avec Claude BERNARDet PASTEUR, de sa préhistoire, la connaissance médicale s'est considérablement accrue. On parle d'une véritable inflation des connaissances (qui est commune à toutes les sciences). Par exemple, le nombre de maladies ou syndromes répertoriés est passé de 3000 en 1900 à 30000 en 1970 (LEIBER cité par GREMY). Le système MEDLINE de la National Library of Medecine (Washington D.C.), donnait accès en 1978 à 2 700 000 références de travaux originaux, rpertoriés en 12 ans au tythme annuel de 25 000 publications.

Le dossier médical a subi une évolution comparable, qui est sans doute liée à l'allongement de la vie et à la prédominance des maladies chroniques (recul des maladies infectieuses), et surtout à l'augmentation des actes diagnostiques et thérapeutiques : multiplication des examens biologiques (biochimie, hématologie, histologie, etc.) et des examens complémentaires évolués dont l'exploitation des données recuillies n'est pas immédiate et nécessite bien souvent l'intervention d'un spécialiste et de matériel informatique. (EEG, ECG, Holter, cathétérizme cardiaque.)

Dans le domaine de l'épidémiologie, on constate à l'inverse un manque d'informations, et l'on a pu dire que l'on ne connaît pas l'état de santé de la population française. S'il existe une certaine insuffisance des indicateurs de santé classiques, c'est surtout au niveau de la statistique, de la collecte des informations que des efforts doivent être faits.

Dans ce même ordre d'idée, l'évolution du système de santé, si l'on reprend les trois dimensions de l'épidémiologiste

A. DONEBADIAN, se limite bien souvent à l'évaluation des moyens disponibles; sur les activités développées par les professions de santé (procédures diagnostiques, thérapeutiques, etc.) et encore plus sur les résultats de cette activité, nous ne savons pas grand chose (4, 5).

Des renseignements sur le système de santé, ses finalités, son efficacité seraient pourtant bien nécessaires à une époque où les difficultés économiques poussent les dirigeants à restreindre la liberté d'action de l'"entreprise" médicale, source de dépenses.

Ces réflexions sur la difficulté de maîtrises l'information médicale -pertinente-, montrent bien le parti que peuventtirer les médecins des méthodes informatiques et de la puissance des ordinateurs.

112 L'évolution de la science des ordinateurs

Si les machines à calculer remontent à l'antiquité (boulier), et si l'on sent une nette évolution avec les machines de PASCAL (XVIIe siècle) & LEIBNITZ, l'ordinateur, n'a vu le jour qu'en 1944 (Mark 1 à relais électromécaniques de AIKEN).

L'évolution des ordinateurs en quelques années doit sans doute beaucoup à la technologie électronique : après les tubes sont arrivés les transistors puis les circuits intégrés qui réunissaient quelques dizaines de transistors en 1964 et actuellement, plusieurs dizaines de milliers sur quelques centimètres carrés (circuits à très haute intégration).

Les progrés ont été spectaculaires au niveau de la chute des prix (environ 35 % par an pour un circuit intégré) et de la miniaturisation; mais c'est aussi la fiabilité, la complexité et la vitesse de travail des circuits qui ont été considérablement améliorées:

	Circuits à tubes	Circuits intégrés
Temps moyen entre les pannes	10 mn	x 1 000 heures
Nombre d'instructions par seconde	1 000	10^6

Il faut noter qu'en marge de ces progrés technologiques, ce sont les concepts qui font évoluer la science des ordinateurs. Ainsi, les notions de programme enregistré et de branchement conditionnel, ont été introduites en 1945 par VON NEUMANN. L'efficacité des systèmes informatiques est étroitement liée à leur organisation et à leur système d'exploitation.

L'apparition du premier microprocesseur en 1971 (INTEL 4004) marque un ournnant dans la diffusion de l'informatique : c'est la naissance des microordinateurs. Le microordinateur est un ordinateur dont l'unité centrale est un microprocesseur. Avec l'apparition de circuits imprimés à très haute intégration,les microordinateurs des années 80 sont aussi puissants que bien des ordinateurs des années 60-70.

L'organisation d'un ordinateur peut être schématisée(8) en unité de commande, unité arithmétique et logique, mémoire centrale, et unité d'échange qui permet la communication avec les organes périphériques : clavier, écran cathodique, mémoire de masse, imprimante, table traçante, table à numériser, convertiseurs analogiques-digitaux (en prise directe sur un appareil de mesure), modem ;etc.

Physiquement, la technologie à très haute intégration permet de regrouper sur un même circuit l'unité de commande avec les fonctions de contrôle du système et l'unité arithmétique et logique. Certains de ces microprocesseurs disposent même d'une ébauche de

mémoire (registres). Sous le capot d'un microordinateur, on trouve donc, outre l'alimentation, un microprocesseur (unité centrale), des circuits de mémoire et des microprocesseurs spécialisés dans l'échange d'informations avec les périphériques. Ces éléments sont reliés entre eux par les "BUS" qui véhiculent l'information sous forme de niveaux électriques.

L'utilisation des microordinateurs est d'une grande simplicité et l'apprentissage est très rapide. (11)

12 La médecine informatique

L'informatique débarrassée d'un apprentissage difficile et d'un coût élevé, avec des vitesses de travail et des tailles de mémoire grandissantes, amène chaque jour la concrétisation d'idées parfois plus vieilles que l'informatique elle-même.

121 Le champ des applications

L'informatique pour quoi faire ? Le champ des applications médicales est extrêmement vaste et recouvre tous les domaines de recherche informatique : informatique de gestion (tris), informatique répartie, banques de données, applications en temps réel, analyses numériques, robotique, systèmes experts , etc..

On peut décrire quatre familles d'applications :

1) Aide à l'action médicale :
   - analyse et interprétation des explorations fonctionnelles et examens complémentaires divers,
   - surveillance automatisée en unité de soins intensifs,
   - aide au diagnostic, dépistage, prévention,
   - thérapeutique (dosimétrie),
   - gestion des rendez-vous, bibliographie, etc.

2) Connaissance médicale et épidémiologique :
   - recherche clinique,
   - épidémiologie,
   - enseignement ;

3) Instrumentation biomédicale :
   - diagnostique : tomodensitographie, médecine nucléaire,
   - automates de laboratoire (biochimie, biologie, production pharmaceutique),
   - radiothérapie (accélérateur linéaire Sagittaire, Cyclotron, etc.) ;

4) Gestion hospitalière.

L'informatique apporte ses possibilités d'enregistrement automatique (signaux captés directement sur le malade ou sur des appareils de laboratoire), ses capacités de mémorisation, sa rapidité de traitement de l'information (systèmes d'alarme), sa puissance de calcul (modélisation, statistiques, etc.), toutes tâches qui sont effectuées avec une grande fiabilité et peuvent être répétées à l'envie.

L'énumération faite plus haut regroupe différentes échelles de structures informatiques :

- microprocesseurs programmés pour le fonctionnement d'automates de laboratoire ou de prothèses (main artificielle),
- systèmes bureautiques mono ou multipostes (analyse d'examens complémentaires, gestion des rendez-vous, etc.),
- réseaux complexes avec systèmes de base de données (bibliographie, épidémiologie, etc.)

Le corps médical est plus particulièrement concerné par les systèmes bureautiques qui peuvent être directement mis en oeuvre par les médecins ou par des équipes mixtes. De nombreuses réalisations ont d'ailleurs été mises au point au cours de ces dernières années.

122 Le dossier médical

De toutes les questions remises d'actualité par l'informatique le dossier médical (DM) est peut être la plus complexe.

Son importance se situe à plusieurs niveaux :

- recueil de l'observation, il justifie du diagnostic proposé et de la thérapeutique entreprise ;
- descriptif de la maladie et de son évolution, il permet les études cliniques et thérapeutiques ;
- enfin, il devrait être, par son usage généralisé (universel), le fondement de toute connaissance médicale.

Le DM est donc capital pour la qualité des soins et il est un élément important des progrés futurs de la médecine

Les ressources technologiques sont déterminantes à ce stade : l'informatique intervient pour le receuil et l'exploitation des données et plus encore parcequ'elle oblige à une grande rigueur dans la constitution du dossier. Rigueur nécessairement contraignante mais largement compensée par la rapidité d'exploitation et la qualité des résultats obtenus.

13 L'informatique en cardiologie

La cardiologie est le domaine d'élection des applications informatiques : explorations fonctionnelles, aide au diagnostic, surveillance en unité de soins intensifs, Institut Pré-clinique, etc.

Le coeur est un organe privilégié par le nombre de signaux quantifiables et enregistrables qu'il émet : sons, pressions, débits, mouvements, champs électriques, et l'on peut encore enregistrer des images de transmission (rayonnement X), d'émission (isotopes) et de réflexion (ultrasons).

Ces signaux se présentent sous forme analogique (courbes, etc.), et ils doivent être numérisés avant d'être soumis à l'interprétation automatique. L'analyse est faite par un "programme" qui reproduit très exactement la démarche intellectuelle du médecin, avec la différence qu'il le fait beaucoup plus vite et sans risque de se tromper.

Certains examens sont ainsi complètement analysables : ECG, hémodynamique, épreuve d'effort, enregistrement de HOLTER, d'autres en partie seulement : angiographie, échographie, enregistrement endocavitaire du HIS.

L'électrophysiologie est certainement un des domaines qui s'est le plus développé grace aux possibilités de l'informatique : interprétation automatique de l'ECG (en pratique courante aux U.S.A.), vectocardiographie, stimulation cardiaque (stimulateurs multiprogrammables), cartographie, etc.

ANALYSE DE L'ANGIOGRAPHIE VD

II

PLAN

INTRODUCTION

21 REVUE DES METHODES EXISTANTES

211 DESCRIPTION

212 VOLUMES NORMAUX DU VD

213 ETUDE DE LA CINETIQUE SEGMENTAIRE

22 MATERIEL & TECHNIQUE ANGIOGRAPHIQUE

221 MATERIEL

222 L'INJECTION

223 CORRECTION DE L'AGRANDISSEMENT RADIOLOGIQUE

23 ETUDE DE LA TAILLE DU VD

231 BASES DE L'INTERPRETATION

232 UN MODELE GEOMETRIQUE POUR LA CAVITE VD

233 METHODE ET ALGORITHME DE CALCUL DU VOLUME

2331 LA METHODE D'INTEGRATION

2332 RESUME DE L'ALGORITHME

2333 FORMULES

24 ETUDE DE LA CINETIQUE SEGMENTAIRE DES PAROIS

241 ARCHITECTURE INTERNE DU VD

242 INTERPRETATION DE LA VENTRICULOGRAPHIE

2421 INCIDENCE OAD 30°

2422 INCIDENCE OAG 60°

2423 LE SEPTUM INTERVENTRICULAIRE

243 ALGORITHME D'ETUDE DE LA CINETIQUE VD

II ANALYSE DE L'ANGIOGRAPHIE

INTRODUCTION

En dépit de deux études méthodologiques récentes (48, 78), le Ventricule Droit reste à ce jour bien peu exploré en regard du Ventricule Gauche. On distingue deux raisons principales :

1°) Le rôle physiologique et physiopathologique du VD a longtemps été jugé secondaire dans la mécanique circulatoire.

Cependant, de nombreuses études sont menées depuis plusieurs années sur l'infarctus du ventricule droit :

- Si, en 1939, les premières publications indiquent que l'infarctus VD est rare malgré la fréquence de lésions majeures de la coronaire droite (75), les auteurs ont montré par la suite sur de grandes séries (WARTMAN : 2000 autopsies consécutives) que sa fréquence est de 13 à 15 % des infarctus du myocarde (47, 84) dont 2,5 à 4,5 % d'infarctus VD isolés (88). Certaines séries dont le recrutement est celui des soins intensifs coronariens atteignent 43 % (27).

Les ischémies expérimentales faites chez le porc ont montré la possibilité d'infarctus de la paroi libre en cas de ligature, ce qui ne se produit jamais si l'occlusion est progressive (embolisation), (65) sauf en présence d'une surcharge VD (67).

Par la suite, on a précisé chez l'homme les localisations et le mécanisme de l'infarctus VD (49, 62, 86). Les études scintigraphiques ont confirmé la localisation préférentielle inférieure et son association à l'infarctus VG postéro inférieur (69, 81, 85). Le rôle de l'infarctus VD dans le choc cardiogénique associé à l'infarctus du myocarde inférieur a été plusieurs fois souligné (20, 41, 42, 73).

Le syndrome clinique est maintenant bien décrit (18, 56, 57, 76) et son association aux modifications hémodynamiques (COHN (19) et ROTMAN (71)) a rendu le diagnostic possible.

Les implications pronostiques et thérapeutiques sont certaines (23, 24, 79, 83) et justifient les efforts qui sont faits dans les méthodes d'investigations :

- électriques (16, 28),
- hémodynamiques (21,23, 36, 37, 50, 82),
- échographiques (44, 61),
- dosages enzymatiques (74, 79).

Enfin, les études angiographiques restent sans doute un peu en retrait devant le développement des mesures de fraction d'éjection non sanglantes par les techniques isotopiques (58, 59, 76, 77, 89), mais elles sont d'une grande fiabilité et permettent le diagnostic topographique.

Certains auteurs se sont intéressés :

- aux valvulopathies tricuspidiennes (études angiographiques : 29, 40) et au rôle de l'insuffisance tricuspidienne dans l'infarctus VD (39) ;
- au retentissement des valvulopathies mitro-aortiques sur la fonction VD (34,48) ;
- aux atteintes VD dans les cardiopathies congénitales (35)

2°) Toutes les étapes de l'angiographie VD offrent des difficultés notoires :

- difficulté d'une opacification complète et homogène chez le sujet normal, en rapport avec la complexité des structures internes ;
- choix d'un modèle géométrique évolué en l'absence d'un plan de symétrie, qui nécessite deux projections pour pouvoir reconstituer son volume ;
- cinétique des parois complexe car influencée par la contraction du VG.

Un rôle physiopathologique jugé secondaire et ne pouvant être mis en évidence que par des investigations complexes, cela suffit à faire du VD le parent pauvre de l'exploration angiographique... et l'objet de notre curiosité.

La puissance et la banalisation des moyens informatiques permettent désormais le calcul des volumes du ventricule droit et l'étude de la cinétique segmentaire en pratique courante, avec un traitement automatique de l'angiographie biplane.

21 Revue des méthodes existantes

Les équipes qui se sont intéressées à la modélisation du VD depuis 1971, ont utilisé trois types d'incidences (Face-Profil, OAD-OAG, OAG), cinq modéles différents (ellipsoïde, parallélépipède, prisme, ellipsoïde + cylindre, pyramide) et deux méthodes (surface-longueur et intégration) :

BIPLAN : INTEGRATION (étude princeps de CHAPMAN : 1958)

- REEDY-CHAPMAN (68) 1963
- GOERKE-CARLSSON (43) 1967
- GRAHAM (45) 1973
- GENTZLER (38) 1974
- FISCHLER-HUET-GESCHWIND (34) ... 1980
- HUET-GESCHWIND-FISCHLER (48) ... 1982

PLANIMETRIE

- Ellipsoïde (méthode Surface-longueur de DODGE)
  - ARCILLA (12) 1971
  - CARLSSON (90) 1971
  - GRAHAM (45) 1973
  - GESCHWIND-FISCHLER-HUET (48) ... 1982
- Parallélépipède
  - ARCILLA (12) 1971
  - THILENIUS (80) 1974
- Prisme
  - FISHER (35) 1975
- Pyramide
  - FERLINZ (33) 1975

MONOPLAN : PROFIL

2 chambres (ellipse + cylindre)

- GRAHAM (45) 1973

OAG

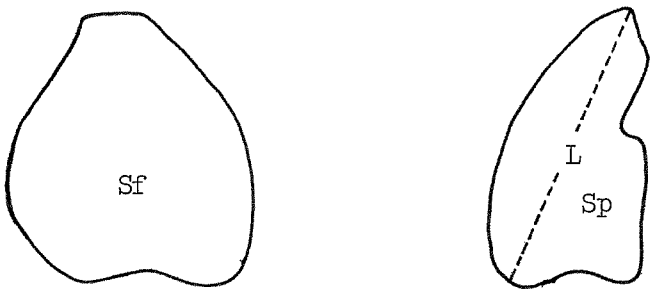
pyramide (correlation entre OAG et OAD)

- FERLINZ (30) 1977

211 Description

2111 Méthode Surface-longueur (12)

Cette méthode est dérivée de la méthode de DODGE pour le VG. Elle utilise une angiographie biplane face-profil.



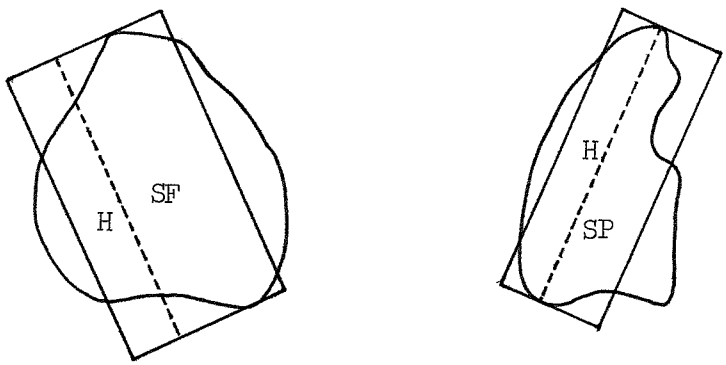
Le volume est donné par la relation

$$V = 0{,}848 \times Sf \times Sp/L$$

où Sp et Sf sont les surfaces réelles des silhouettes de face et de profil ;
L est la plus grande longueur qui peut être mesurée sur le contour de la silhouette de profil.

2112 Méthode du parallélépipède (12)

C'est aussi une méthode de type surface-longueur dans laquelle on assimile le VD à un parallélépipède dont deux faces auraient des aires égales aux surfaces des deux projections du VD (Face et Profil).



Connaissant la hauteur (commune) des deux projections, on en tire la formule :

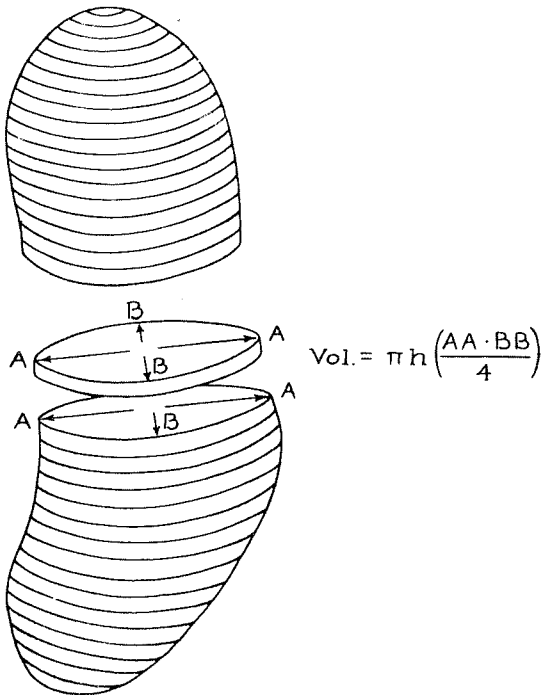
$$Vc = SF \times SP/H$$

où H est le plus grand axe du ventricule de profil. Après calcul de la droite de regréssion, on a (80) :

$$V = 0{,}762\ (SF \times SP/H) + 2{,}81$$

2113 <u>Méthode d'intégration</u> (45, 38, 48)

Plusieurs auteurs ont repris la méthode décrite par CHAPMAN. Ils utilisent tous les incidences Face et Profil. Les silhouettes sont découpées en tranches par des lignes horizontales, les diamètres sont mesurés et la surface de chaque tranche est calculée en utilisant la formule de l'ellipse.



Le volume est alors donné par la formule :

$$Vc = \frac{pi \times h}{3} (1/4\ D_0 d_0 + D_1 d_1 + \tfrac{1}{2} D_2 d_2 + D_3 d_3 + \tfrac{1}{2} D_4 d_4 + \ldots + \tfrac{1}{2} D_{n-2} d_{n-2}$$

$$+ D_{n-1} d_{n-1} + 1/4\ D_n d_n)$$

où h est l'épaisseur de chaque tranche.

Cette méthode a été corrélée plusieurs fois avec le volume réel et s'est avérée mieux adaptée que les autres. Voici les droites de régression qui ont été calculées :

GRAHAM (45) ..... V = 0,649 Vc
GENTZIER (38) ..... V = 0,749 Vc
GESHWIND (48) ..... V = 0,69 Vc - 2,79

2114 <u>Méthode des deux chambres</u> (45)

Seule la silhouette de profil est utilisée ; le VD est séparé en deux parties :

- l'infundibulum considéré comme cylindrique, de volume :

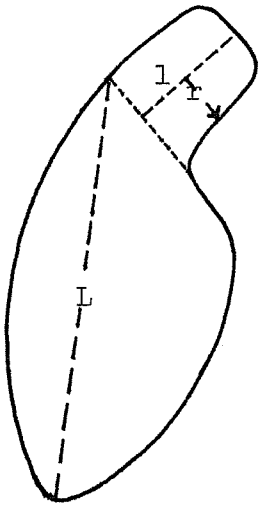
  $$Vi = pi \times r \times l$$

  où r est le rayon de l'infundibulum et l sa longueur ;

- la chambre de remplissage ou corps du ventricule, assimilée à une <u>ellipsoïde</u> de révolution, de volume :

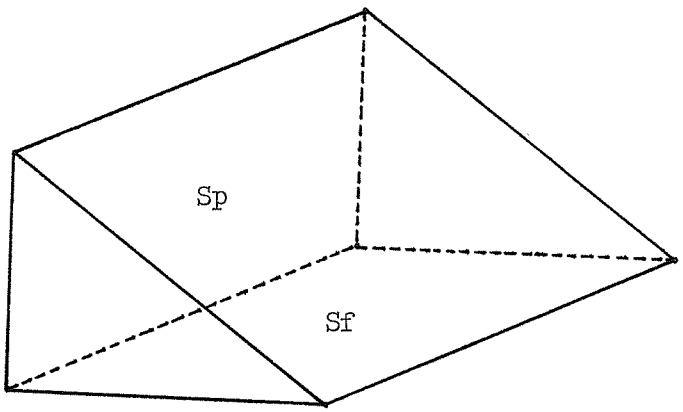
  $$Vc = \frac{4}{3} \times pi \times R \times \frac{L}{2}$$

  où R est déduit de la surface de cette partie par $R = \frac{2}{pi} \cdot Sp/L$



2115 <u>Méthode du prisme</u> (35)

Le modèle est un prisme dont les deux faces extrêmes sont supposées être des triangles rectangles. Les deux faces rectangulaires qui sont à angle droit correspondent aux projections du VD de face et de profil : on suppose qu'ils ont la même surface.



Le volume est donné par la formule :

$$Vc = Sf \times Sp/L$$

où L est la plus grande longueur du ventricule.

La droite de régression donne :

$$V = 1{,}16\ Vc + 1{,}04$$

2116 <u>Méthode de la pyramide triangulaire</u> (33)

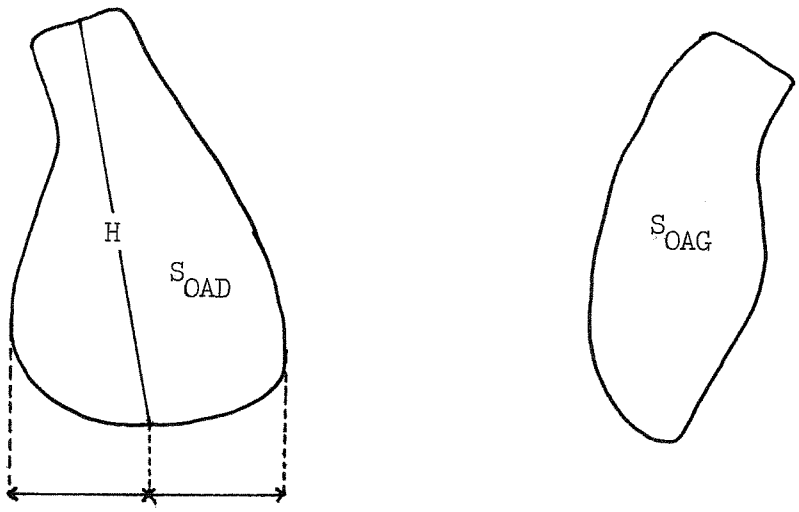
C'est aussi une méthode de type surface-longueur qui est proposée par FERLINZ,elle utilise les incidences obliques antérieure droite 30 degrés et antérieure gauche 60 degrés.

Il s'agit d'une pyramide à trois côtés dont la base est un triangle rectangle ; deux de ses faces correspondent aux projections orthogonales du VD.

On montre facilement que :

$$Vc = \frac{2}{3}\ \frac{S_{OAD} \times S_{OAG}}{H}$$

où H est la longueur d'un axe qui joint le milieu de la tricuspide au milieu de la face inférieure (en OAD).



La droite de régression donne la formule suivante :

$$V = 0,893\ Vc + 3.862$$

FERLINZ a tiré de ce modèle une méthode de calcul n'utilisant que l'incidence OAG (30).

Il a en effet établi une correlation entre les surfaces de projection en OAD et en OAG :

$$S_{OAG} = 0,668\ S_{OAD} \pm 0,137$$

Il en déduit la formule suivante :

$$Vc = 0,4 \times S_{OAG}/H + 3,862$$

Cette méthode a également fait l'objet d'une droite de régression :

$$V = 0,883\ Vc + 7,714$$

212 Volumes normaux des VD

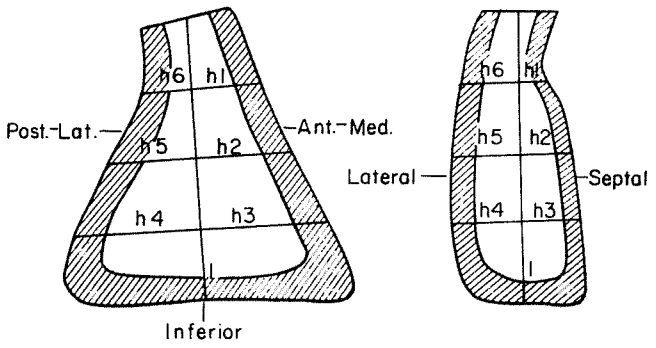
REFERENCES	POPULATION ETUDIEE	VTD (ml)	VTS (ml)	VES (ml)	FE (%)
CARLSSON (9).....	4 enfants	60 ± 11	26 ± 5	43 ± 8	0,62 ± 0,05
GRAHAM (45).....	9 "	70 ± 13	25 ± 8	45 ± 11	0,64 ± 0,09
THILENIUS (80)	9 "	80 ± 16	30 ± 6	48 ± 12	0,61 ± 0,04
GENTZLER (38).....	9	81 ± 12	39 ± 9	42 ± 10	0,51 ± 0,08
FISHER (35).....	70 enfants	64 ± 15	25 ± 8	39 ± 11	0,61 ± 0,06
FERLINZ (39).....	8 adultes	76 ± 11	26 ± 6	50 ± 6	0,66 ± 0,06

213 Etudes de la cinétique segmentaire du VD

Ces études sont rares. Leurs auteurs s'intéressent à l'asynergie VD dans l'insuffisance coronarienne (15) mais se contentent souvent d'une appréciation qualitative (51).

FERLINZ (32) quantifie le déplacement des parois avec la méthode suivante : chaque silhouette du VD (OAG et OAD) est divisée en deux parties par un axe vertical qui joint le milieu de l'orifice pulmonaire au milieu de la face inférieure. Six hémiaxes perpendiculaires au précédent, sont ensuite tracés.

On détermine ainsi le raccourcissement systolique des six hémiaxes et de l'axe longitudinal (exprimé en pourcentage de la longueur télédiastolique).



O A D O A G

FERLINZ établit sur huit sujets indemnes d'insuffisance coronarienne, que la contraction chez le sujet normal se traduit par un déplacement centripète uniforme de tous les points de la paroi, avec un raccourcissement de 20 %sur le grand axe et supérieur à 30 % sur chaque hémiaxe.

Cette méthode appelle deux observations :

- le déplacement de deux parois opposées est réparti entre elles puisque la méthode revient à recentrer les images sur leurs axes

longitudinaux ;

- la mesure n'est effectuée qu'en un seul point de la paroi.

Une méthode dérivée de celle de LEIGHTON (55) a été utilisée pour l'étude de la face inférieure sur l'incidence OAD (53).

Les deux contours systolique et diastolique sont superposés lors de la lecture de l'angiographie, sans aucune correction de leurs positions. Un axe joignant l'éperon de WOLFF à la pointe télédiastolique est tracé, ainsi que trois axes perpendiculaires au précédent. La paroi antérieure a été jugée inexploitable. C'est donc quatre mesures de raccourcissement qui sont effectuées sur la portion distale de l'axe longitudinal et sur les trois hémiaxes de la paroi inférieure.

Ici, le terme d'asynergie n'a été retenu que pour les raccourcissements inférieurs à 10 % (akinésie, dyskinésie).

22 Matériel et technique cinécardiographiques

La réalisation du film qui est soumis à l'interprétation constitue la véritable difficulté de l'étude angiographique du VD. C'est l'étape décisive : de la qualité des images dépendra la valeur de l'interprétation.

Cet examen nécessite un équipement important, spécialisé, et un cathétériseur entrainé.

221 Matériel

L'exploration radiocinématographique du VD s'effectue dans une salle d'hémodynamique dotée d'une installation radiographique biplane.

L'installation du service (MASSIOT-PHILIPS) comprend un amplificateur de brillance (ADB) de 23 cm sur la colonne plafonnière (vertical) et un ADB de 16 cm sur le statif mobile, servant aux coronarographies (multidirectionnel) et qui permet de réaliser le profil. Avec ce petit diamètre, il peut être impossible, en cas de cardiomégalie, de faire figurer toute la silhouette du VD sur l'image.

On utilise des films 35mm à la vitesse de 50 clichés par seconde.

Une image blanche marque le début de l'injection et permet le couplage des deux incidences. La synchronisation avec l'enregistrement ECG inscrit une marque, toutes les images, sur le papier déroulé à 100 mm/s pendant la durée de l'injection. Ceci autorise par la suite un repérage précis des vues télésystoliques et télédiastoliques.

Pour obtenir les incidences "Face" et "Profil" du VD, le berceau sur lequel est allongé le patient est incliné de 30° sur sa gauche, de façon à obtenir la position oblique antérieure droite

30° pour l'ADB vertical et oblique antérieure gauche 60° pour l'ADB horizontal.

222 L'injection

La sonde est généralement une "queue de cochon" dont l'extrémité tire-bouchonnée évite des jets traumatisants contre la paroi myocardique. Le produit sort par des trous latéraux situés légèrement avant son extrémité.

Le catéther, de diamètre 7F, est introduit préférentiellement par une veine du bras, de façon à présenter une faible courbure dans son trajet veine cave-VD, et que son extrémité se maintienne dans la cavité ventriculaire sans appui contre la paroi (Fig 22-1).

Le passage par la veine cave inférieure, par Seldinger veineux fémoral, entraine une forte courbure de la sonde qui, pour se maintenir en place, doit s'appuyer contre la face septale, ou s'encastrer dans les colonnes charnues de la pointe du VD. Aussi est-il fréquent d'observer des troubles du rythme à l'injection (extra systoles ventriculaires).

Lorsque les extrasystoles sont trop nombreuses et qu'on ne parvient pas à maintenir l'extrémité de la sonde au centre de la chambre de chasse ventriculaire (surtout à la phase aigüe de l'infarctus du myocarde), l'injection peut être réalisée dans l'oreillette droite. Les images de profil sont alors plus difficile à analyser en raison de la superposition oreillette-ventricule . (Fig 22-2)

Le produit utilisé (RADIOSELECTAN) est injecté a la dose de $\frac{1}{2}$ à $\frac{3}{4}$ de centimètres cubes par kilogramme de poids, et ce en 8 à 12 secondes.

223 Correction de l'agrandissement radiologique

Les films sont projetés sur une visionneuse TAGARNO qui permet l'arrêt sur l'image et dispose d'un compteur (couplage des deux

incidences et repérage sur l'ECG) ; on fait alors un calque des images sélectionnées (télédiastole et télésystole qui suit, au début de l'injection et à distance, si possible, de toute extrasystole).

Une grille étalonnée de façon précise tous les centimètres est filmée en position thoracique ventriculaire, grâce au relevé de la position des ADB en trois dimensions. Cette manoeuvre permet de calculer l'agrandissement de façon très précise, sur chacune des incidences.

Lorsque le VD n'est pas exactement au centre d'une image, les coordonnées de l'autre incidence sont corrigées en fonction de cette excentration.

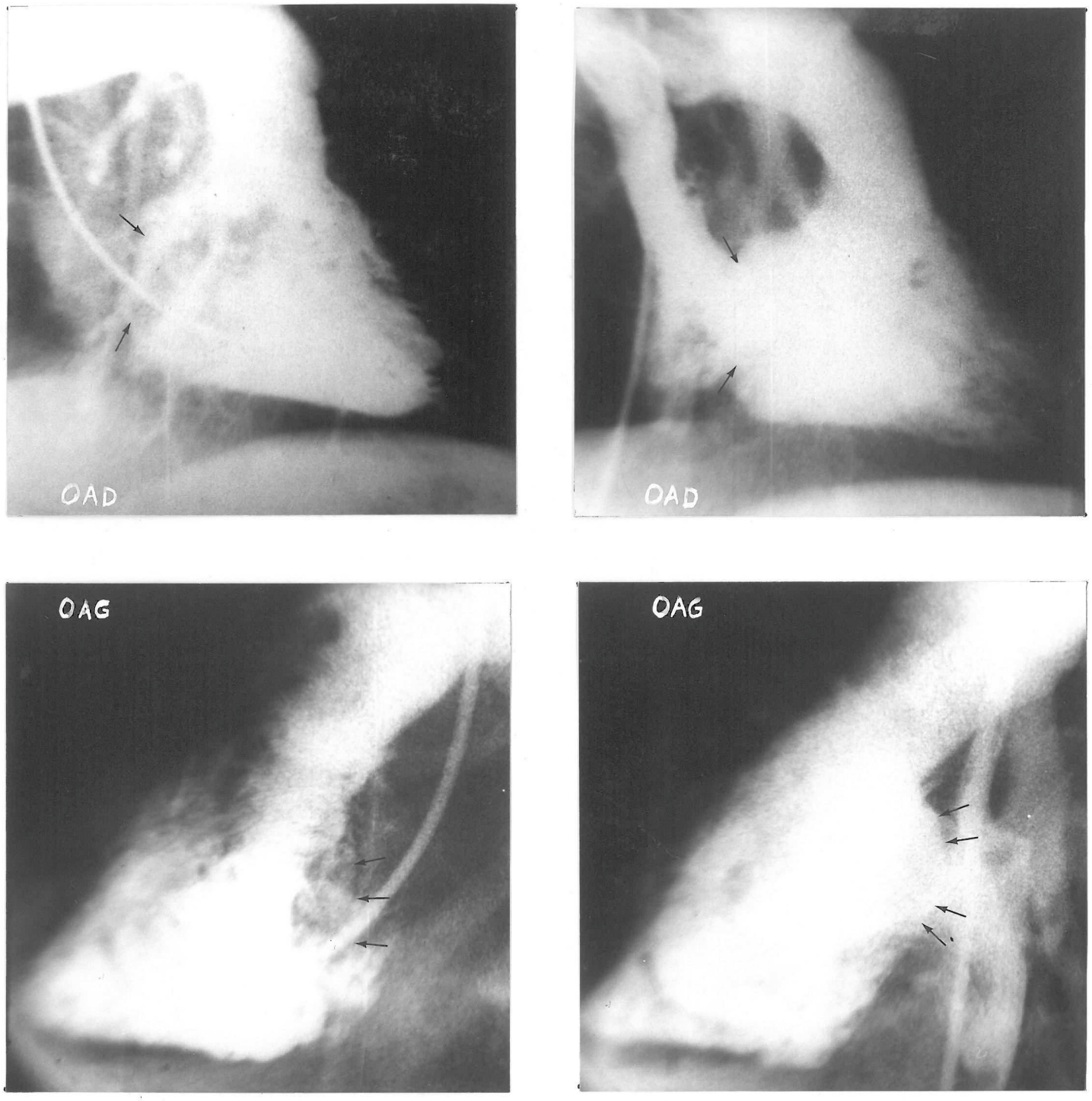


Fig 22 - CINEANGIOGRAPHIE DU VENTRICULE DROIT (TELEDIASTOLE).

- A GAUCHE : sonde introduite par le bras, extrémité dans le VD; la pointe est bien opacifiée, mieux que la base.
- A DROITE : sonde introduite par voie fémorale, injection dans l'OD; la pointe est moins bien opacifiée que la base.

Les flèches marquent le contour de l'orifice auriculo-ventriculaire.

23 Calcul des volumes du VD

La mise au point d'une méthode de calcul des volumes fait appel à une connaissance précise de l'anatomie, au choix d'un modèle géométrique et à un algorithme qui réalise les calculs et fournit le résultat désiré.

231 Bases de l'interprétation

Une forme abondamment suggérée par les descriptions anatomiques, confirmée par nos propres observations est la pyramide triangulaire (Fig 23-2).

On décrit au ventricule droit (72) :

- Trois parois : antérieure (sternocostale), inférieure (diaphragmatique) et interne (septale), qui définissent trois bords : le bord antérieur qui est le bord antérieur du coeur, le bord supérieur, à l'union des parois antérieure et septale, et un troisième bord à l'union des parois septale et inférieure ;
- un sommet situé à la pointe du coeur où se rejoignent les trois parois, occupé par de très nombreuses colonnes charnues qui lui donnent un aspect caverneux ;
- la quatrième face est la base du ventricule droit occupée par l'orifice tricuspidien et l'orifice de l'artère pulmonaire.

ROUVIERE décrit deux régions au ventricule droit séparées par la valve antérieure de la tricuspide, son pilier antérieur, la bandelette ansiforme et le muscle papillaire du cône artériel, qui constituent une cloison à claire-voie. Ces deux régions, postéro inférieure et antéro supérieure, se retrouvent lors de l'angiographie, dans la difficulté de les opacifier en même temps.

La zone antéro supérieure est le siège principal des colonnes charnues, elles sont d'autant plus nombreuses que l'on est proche de la pointe et des bords.

L'infundibulum ou cône artériel est décrit comme un diverticule en forme d'entonnoir mesurant environ 15 mm de longueur. Il est séparé de la valve tricuspide par un bourrelet charnu épais : l'éperon de WOLFF. L'éperon de WOLFF limite en bas et en arrière l'entrée de l'infundibulum et se prolonge en avant en passant au dessus de la valve antérieure de la tricuspide.

Après avoir visionné de nombreux films d'angiocardiographie droite et réalisé une vingtaine de moules de la cavité, il est bien clair :

- que le VD n'est pas ovoïde et qu'il peut encore moins être ramené à une ellipsoïde de révolution ;
- que les deux incidences radiologiques obliques antérieure droite (OAD) et antérieure gauche (OAG) offrent les images du VD absolument différentes. De plus, ni l'une ni l'autre ne possède d'axe de symétrie (Fig 23-1);
- que l'on peut distinguer, par leurs formes, la zone infundibulaire du ventricule proprement dit.

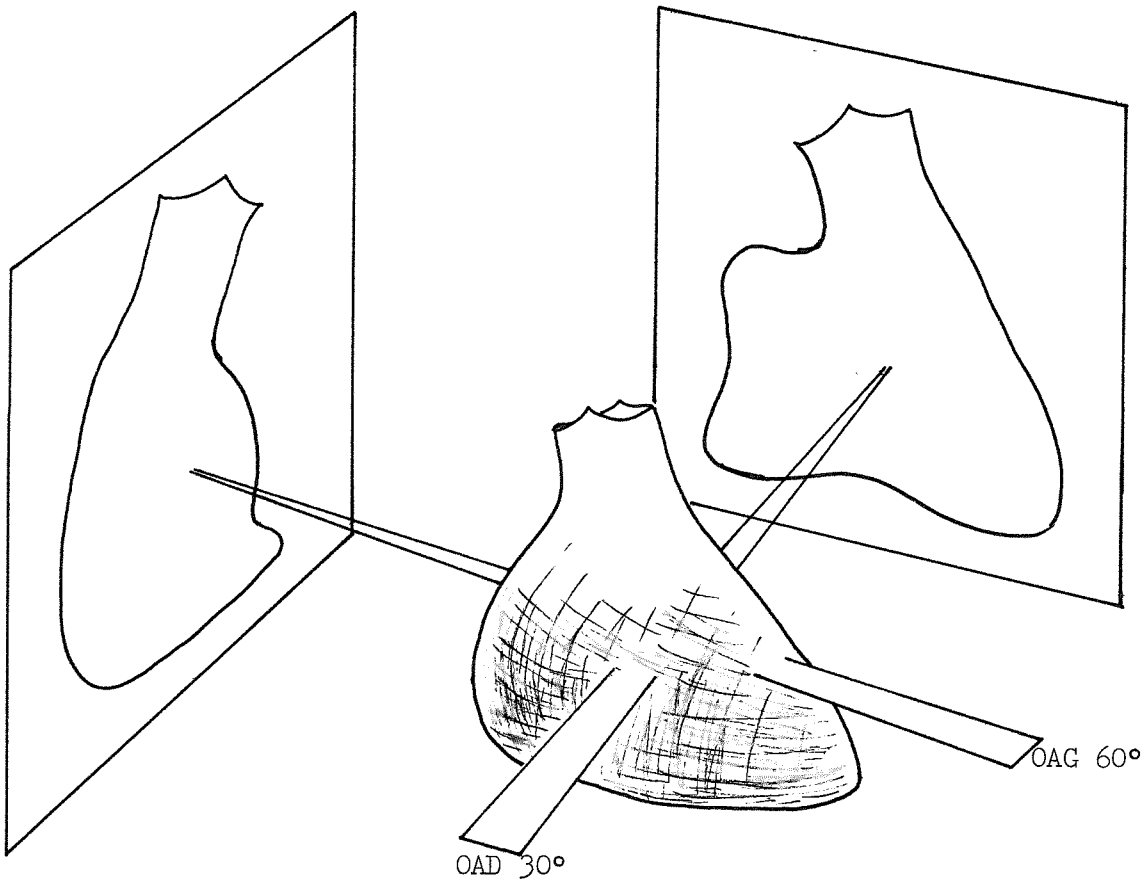


Fig23-1 : SILHOUETTES DE LA CAVITE VENTRICULAIRE DROITE

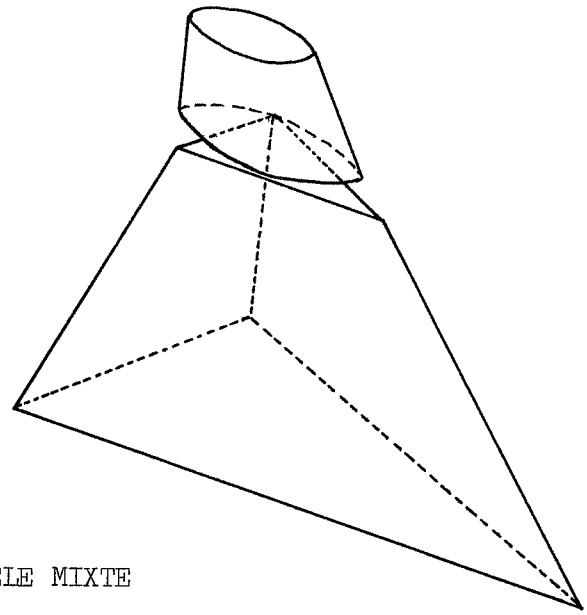


Fig 23-2 : MODELE MIXTE

232 Un modèle géométrique pour la cavité du VD

Aprés une telle description, le modèle qui s'impose est celui de la pyramide triangulaire tronquée en haut et prolongée par un tronc de cône. (Fig 23-2)

Mais il est évident que ce modèle ne peut être parfait. Il faut insister sur le fait que la cavité VD est limitée en dedans par le septum, convexe en avant, et en dehors par la paroi libre du VD qui a une convexité de même sens.

C'est dire que les angles de raccordement de la paroi libre au septum sont trés fermés et que la cavité a en fait une forme de ménisque.

C'est au niveau de la courbure des parois que l'on trouvera la principale cause d'erreur et surtout en raison de la courbure dans le plan horizontal.

En effet, la méthode de calcul qui sera utilisée est une méthode d'intégration de volumes partiels définis par un découpage de la cavité en tranches horizontales. Ainsi, l'erreur introduite par la modélisation ne doit plus être discutée au niveau du modèle tridimensionnel mais au niveau de la forme bidimensionnelle du plan de coupe.

Or, les plans de coupe d'une pyramide triangulaire sont triangulaires et deux hypothèses doivent être faites :

Première hypothèse : on suppose que les courbures horizontales des parois antérieure et septale, de même sens, se compensent et on assimile la coupe de la cavité à une coupe triangulaire. (Fig 23-1)

Deuxième hypothèse : la surface de la coupe est celle du triangle rectangle de mêmes dimensions : nous supposons que le "plan" septal se raccorde à angle droit avec la base du coeur.

233 Méthode de calcul du volume

2331 La méthode d'intégration

C'est en 1958 que CHAPMAN expose la méthode d'intégration pour le calcul du volume des cavités cardiaques (17). Cette méthode repose sur l'hypothèse que la coupe transversale du VG a une forme d'ellipse et que les images de l'angiographie biplane en fournissent les deux diamètres (Fig 23-1).

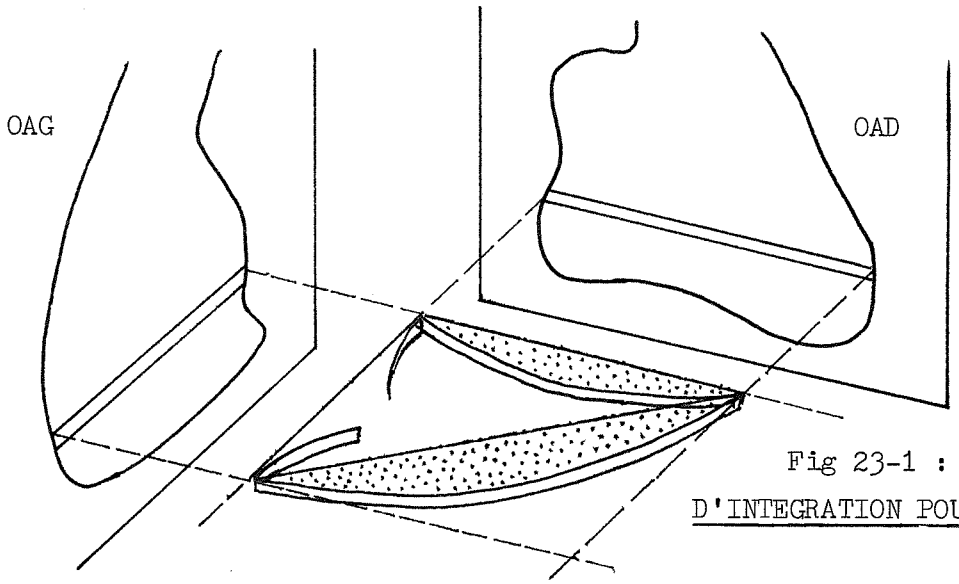


Fig 23-1 : METHODE D'INTEGRATION POUR LE VD

Le volume de chaque tranche est ainsi calculé et on obtient par sommation le volume total.

Il y a là une certaine analogie avec la méthode du mathématicien SIMPSON qui permet de calculer les valeurs approchées d'une intégrale pour un nombre croissant de points (87). En accord avec cette idée, CHAPMAN écrit : "The thinner the slices, the more accurate is the estimate". Il faut objecter que l'on pourra calculer le plus exactement possible le volume d'un ellipsoïde, il n'en restera pas moins le volume d'un ellipsoïde et non pas celui de la cavité VG.

Autrement dit, on ne peut prétendre obtenir une précision supérieure à celle que permet l'erreur inhérente à la modélisation (forme du plan de coupe). Le nombre de tranches nécessaires pour atteindre cette précision reste à calculer, pour chaque modèle étudié, en utilisant éventuellement la méthode

de SIMPSON.

Pourquoi préférer la méthode d'intégration au calcul géométrique ?

On sait en effet calculer le volume d'une pyramide triangulaire (ou d'un ellipsoïde) à partir de la surface de deux de ses faces (Cf chapitre 21).

La démonstration a été faite (17) que l'intégration est supérieure à la méthode planimétrique, avec une surestimation moyenne du volume d'une forme simple de 1,4 contre 2,5 %.

Mais lorsque la forme est complexe, l'intérêt est encore plus évident : ce n'est plus la forme que l'on modélise, mais le plan de coupe. Ainsi, si cela est nécessaire, on peut changer de forme et de tailles à chaque niveau : c'est ce qui permet ici de "négocier" correctement le rétrécissement au niveau de l'éperon de WOLFF et d'affecter à l'infundibulum une forme ovalaire plus proche de la réalité.

2332 Résumé de la méthode

On se propose donc de calculer le volume du VD à partir de sa projection sur deux plans orthogonaux.

On est assuré de disposer de deux contours de même hauteur par les facteurs de correction de l'agrandissement et par une procédure d'ajustement au moment de la numérisation ("lecture" par l'ordinateur). De plus, ils sont orientés par le bas de l'image radiologique.

Les silhouettes du VD sont alors découpées en tranches de 1 mm (en grandeur réelle). On obtient pour chaque image une série de diamètres avec lesquels on calcule la surface de chaque plan de coupe (selon une hypothèse triangulaire et ovalaire).

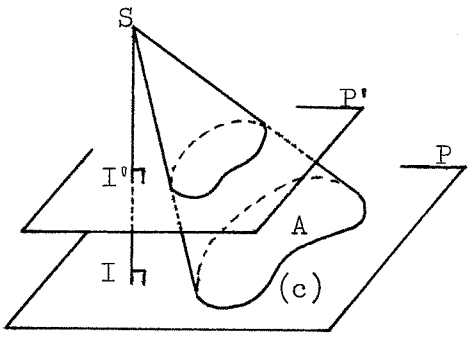
Le volume total est obtenu par sommation des volumes de chaque tranche.

Le <u>modèle mixte</u> que nous préconisons calcule séparément le volume du ventricule proprement dit selon une forme en tronc de pyramide et celui de l'infundibulum selon une forme tronc-conique et les additionne ensuite.

Pour les modèles pyramidal et conique, la forme est la même pour toutes les tranches.

2333 <u>Formules</u>

1 - <u>Volume limité par deux plans P et P' et la surface Σ</u> (22)



La surface Σ est engendrée par les segments :

- issus de S
- et dont les intersections avec le plan P suivent le contour (c).

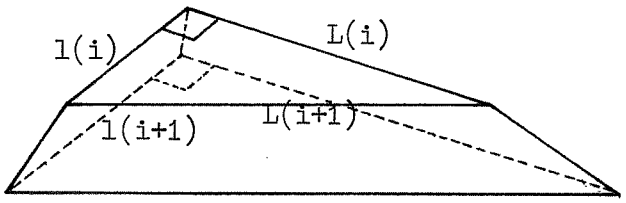
$$SI - SI' = h - h' = H$$

$$V = \int_{h'}^{h} A \frac{z^2}{h} dz = \frac{A}{3h^2} (h^3 - h'^3)$$

$$V = \frac{H}{3} (A + \sqrt{AA'} + A')$$

2 - <u>Calcul du volume du tronc de pyramide</u> :

Dans le cas où sa surface délimite une pyramide triangulaire :

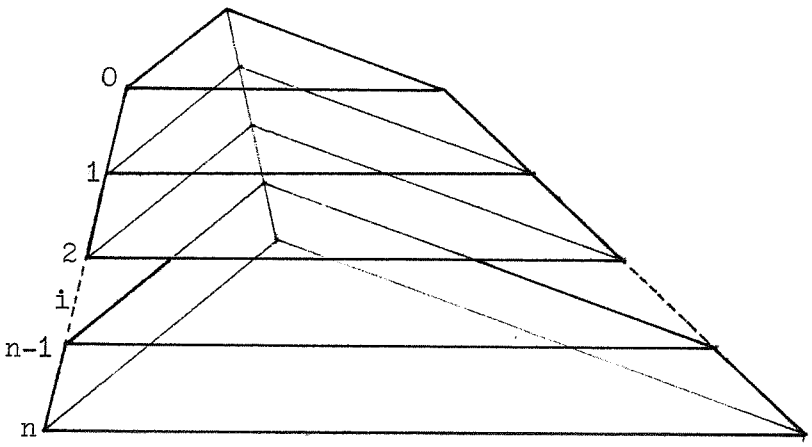


Les deux plans qui délimitent le tronc de pyramide sont de surface triangulaire et leur surface est :

$$A = \frac{L.l}{2} \qquad (2)$$

Si H est la distance qui sépare ces deux plans, le volume est donnée par :

$$V_i = \frac{1}{6} H \left(L(i)l(i) + L(I-1)l(I-1) + \sqrt{L(i)l(i)L(i-1)l(i-1)}\right) \qquad (3)$$



Le volume total du tronc de pyramide est obtenu par la

sommation des volumes de chaque tranche :

$$V = \sum_{i=1}^{n} V(i) \qquad (4)$$

et l'on obtient :

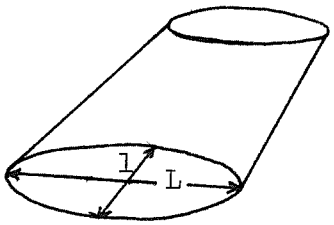
$$\boxed{V = \frac{1}{6} H \sum_{i=1}^{n} \left(L(i)l(i) + L(i-1)l(i-1) + \sqrt{L(i)l(i)L(i-1)l(i-1)}\right)} \qquad (5)$$

3 - <u>Calcul du volume du tronc de cône</u> :

Le raisonnement est identique au précédent : la surface est celle d'un cône ; la surface d'une coupe de ce volume est ovalaire et son aire est donnée par :

$$A = \frac{pi}{4} L \times l \qquad (6)$$

où L et P sont les diamètres de l'ellipse.



On tire donc de (1)

$$Vi = \frac{pi}{12} H \left(L(i)l(i) + L(i-1)l(i-1) + \sqrt{L(i)l(i)L(i-1)l(i-1)}\right) \qquad (7)$$

Le volume total du tronc de cône est donc :

$$\boxed{V = \frac{pi}{12} H \sum_{i=1}^{n} \left(L(i)l(i) + L(i-1)l(i-1) + \sqrt{L(i)l(i)L(i-1)l(i-1)}\right)} \qquad (8)$$

24 Etude dynamique : la cinétique des parois

Il était difficile dans le cadre d'une réflexion méthodologique sur les volumes et la fonction du VD, de ne pas s'intéresser aux mouvements segmentaires des parois. Aussi il est proposé un algorithme qui complètera le logiciel de traitement de l'angiographie du VD.

Les problèmes d'interprétation des mouvements des parois du VD sont nombreux :

- Que représentent les contours des images d'opacification ?
- Dans quelles directions se déplacent les parois ?
- Existe-t-il une contraction septale vers le VD ?
- Existe-t-il un déplacement propre de la base ?
- La pointe se contracte-t-elle ?

Le corollaire de ces questions est de savoir si l'on doit ou non recentrer ou réaxer les images télésystoliques et télédiastoliques avant d'apprécier les mouvements pariétaux.

241 Architecture interne du VD

Le VD est une cavité qui est accolée sur la face septale du VG et dont les parois antérieure et inférieure sont semblables à une calotte.

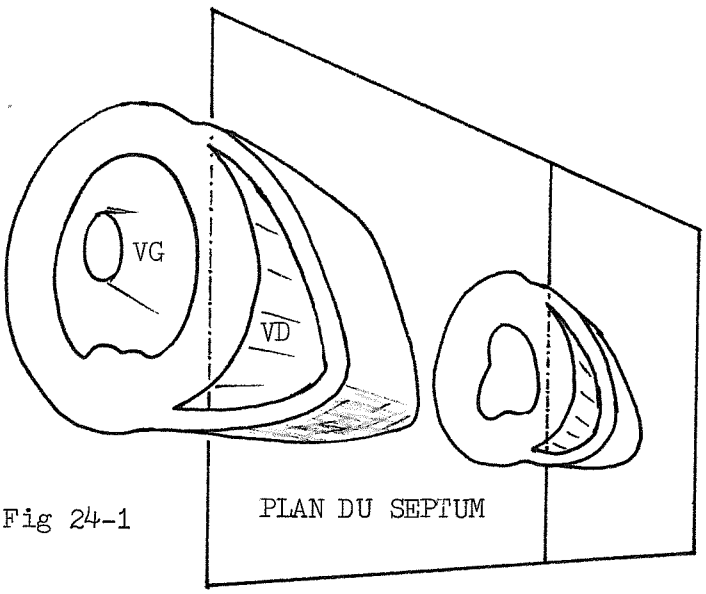


Fig 24-1

Cette calotte est une paroi musculaire mince en regard de la paroi ventriculaire gauche (2 à 3 fois plus mince). Elle est en continuité avec le VG et partage avec lui des fibres circonférentielles (91); ces fibres pourraient participer au maintien de la fonction d'éjection du VD lors d'une atteinte de la paroi antérieure (46).

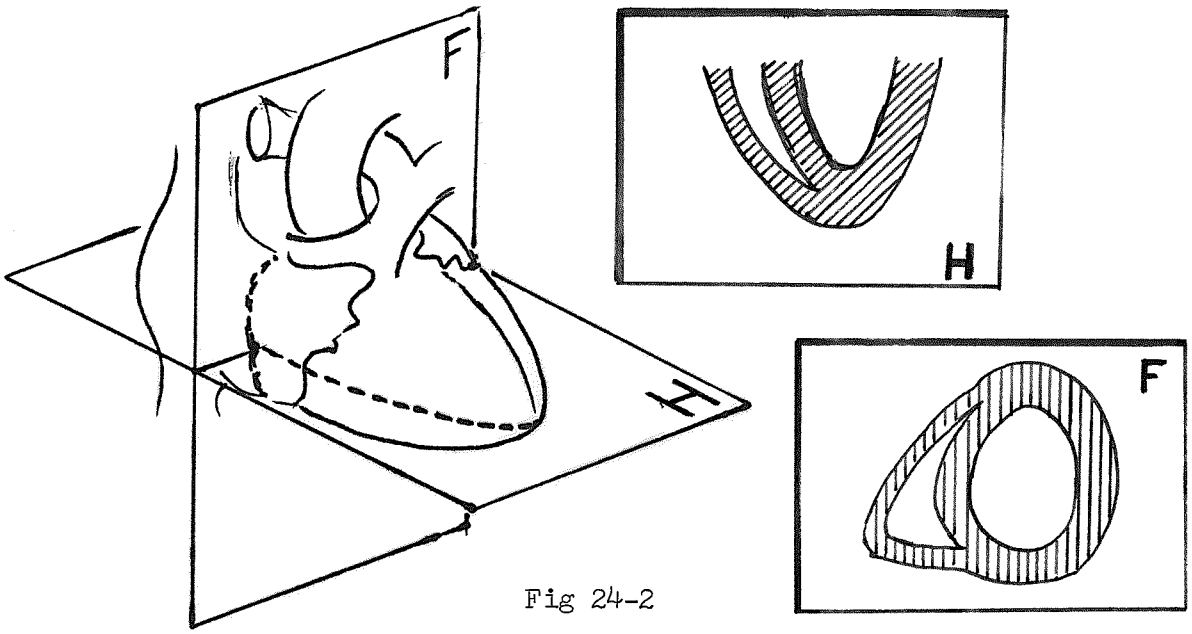


Fig 24-2

Les angles de raccordement avec le septum sont extrêmement fermés (Fig 24-2).

Aux termes de l'anatomie classique, le VD, en forme de pyramide triangulaire, présente une base (les orifices), un sommet, et trois parois :

- antérieure, sternocostale, légèrement concave, qui regarde en avant, à droite et en haut ;
- inférieure, diaphragmatique, légèrement concave ;
- interne, trés concave, formée par le septum interventriculaire.

Vu de l'intérieur, le VD est une cavité de même forme, limitée par la face endocardique des parois. Ces trois faces, unies par trois bords, se réunissent au sommet.

La cavité est encombrée de nombreuses colonnes charnues du IIème ordre, particulièrement au niveau des angles de raccordement de la paroi libre avec le septum et au niveau de la pointe, en

avant de la bandelette ansiforme.

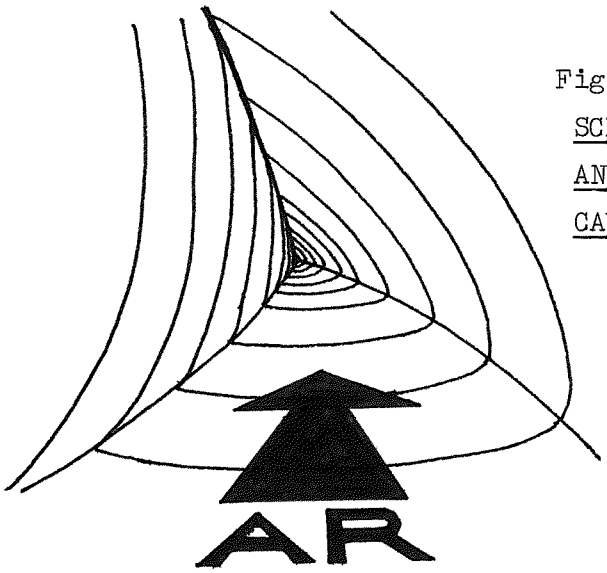


Fig 24-3 : PERSPECTIVE SCHEMATIQUE POSTERO - ANTERIEURE DE LA CAVITE VD.

Le bord antérieur répond au bord antérieur du coeur. Il forme un angle mousse. Lorsqu'on s'approche de la pointe, cet angle s'ouvre et s'efface dans la concavité des parois : la limite entre les parois antérieure et inférieure disparaît.

Le bord supérieur, antéro-septal, répond au sillon interventriculaire-antérieur. Les parois septale et antérieure, respectivement convexe et légèrement concave, ont des courbures de même orientation. Aussi, l'angle qu'elles forment est-il très fermé et le bord supérieur de la cavité est-il semblable à une languette. (voir photos pages 56 et 63)

Une même description peut être faite du bord inférieur (inféro-septal : à l'union des parois inférieure et septale), qui répond au sillon interventriculaire postérieur. Très fermé au niveau de la pointe, cet angle devient mousse lorsqu'on se rapproche de la tricuspide.

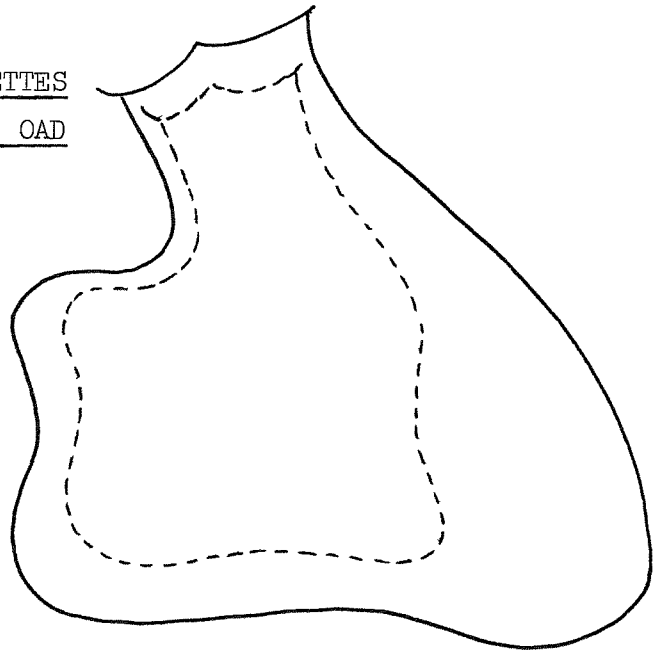
Il est important d'insister sur l'amenuisement de la cavité au niveau de l'insertion des faces libres sur le septum, spécialement au niveau du sommet où la cavité est très aplatie dans le sens antéropostérieur.

242 Interprétation de la ventriculographie

2421 Incidence OAD 30°

Si l'on projette une angiographie selon une incidence perpendiculaire au grand axe (et au septum), les modifications de la silhouette que l'on observe au cours de la systole, sont en grande partie imputables à un accolement des parois contre le septum : on assiste à un effacement du sommet et du bord supérieur et parfois aussi du bord inférieur (Fig 24-5).

Fig 24-5 : SILHOUETTES VD EN OAD



Il est illusoire de tenter de quantifier un mouvement qui ne s'effectue pas dans le plan où se trouve l'axe (ou le point) de référence.

Au total, l'incidence OAD ne renseigne que sur l'infundibulum pulmonaire dont la contraction et le raccourcissement sont constants et sur la paroi inférieure. Toutefois, lorsque l'incidence radiologique ne tangente pas parfaitement la face inférieure, il faut émettre des réserves sur la signification des mouvements dans les secteurs les plus proches de la pointe.

2422 Incidence OAG 60°

Dite de profil (car dans le plan du septum interventriculaire), elle permet de distinguer deux types de silhouette, selon que le bord antérieur est plus ou moins distinct (Fig 24-6).

Cette particularité est liée à l'incidence des rayons et a son importance pour l'interprétation.

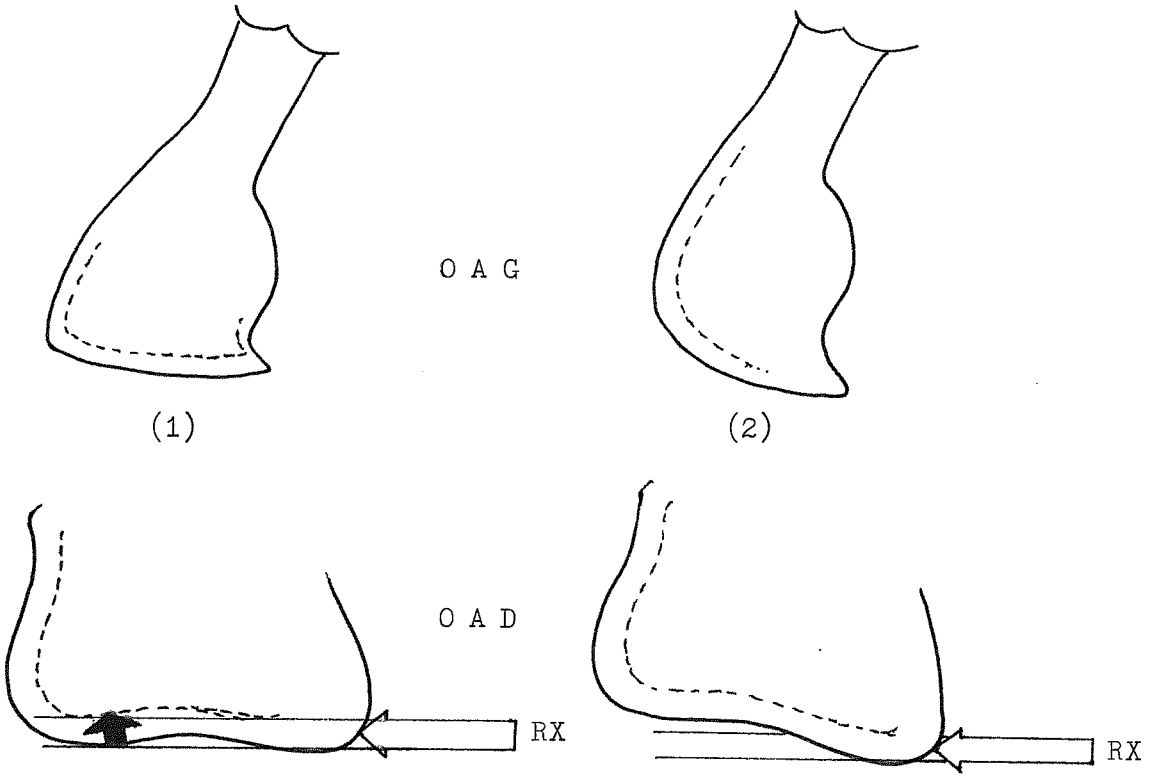


Fig 24-6 : Contour OAG selon l'incidence du faisceau RX

Lorsque le faisceau est dans le plan de la face inférieure, le bord antérieur est bien marqué, séparant nettement les faces antérieure et inférieure (1).

Lorsque le faisceau est plus crânial (2), le bord antérieur disparaît dans la silhouette, et il devient difficile de distinguer la limite entre les faces inférieure et antérieure. Dans cette hypothèse, il est probable que c'est un secteur de la face inférieure plus proche de la pointe qui sera vu et analysé.

Les déplacements des parois antérieure et infundibulaires n'amènent pas de remarque particulière.

Au total, l'incidence OAG permet l'étude des parois antérieure, inférieure et infundibulaires : l'étude des mouvements du septum interventriculaire est volontairement écartée.

2423 Le septum interventriculaire

La cinétique septale est l'objet de nombreux travaux. Plusieurs faits tendent à montrer qu'il n'appartient pas à l'angiographie du VD d'analyser ses mouvements.

La première raison, intuitive, est l'appartenance "naturelle" du septum au ventricule gauche (VG). Tous les examens montrent qu'il procède plus du VG que du VD : depuis l'observation anatomique jusqu'à la très moderne scintigraphie myocardique. S'il est plus pratique et plus conforme à l'embryologie de parler de cavités ventriculaires droite et gauche séparées par le septum interventriculaire, la réalité est qu'il y a le VG avec sa paroi épaisse et continue et le VD qui est accolé, dont la mince paroi libre se raccorde à la précédente.

Une autre raison est la faible amplitude et l'inconstance de déplacement de la face droite du septum. Si après avoir éliminé les mouvements imputables à la contraction du

VG (rotation de la pointe) et les mouvements "parasites" (respiration, mouvements du sujet, etc), il existe réellement un mouvement septal vers le VD, il est sans doute lié à l'épaississement systolique du septum.

Toutefois, le rôle du septum dans la fonction VD est expérimentalement prouvé (63, 65, 67), ne serait-ce que par sa masse jugée équivalente à cette de la paroi libre du VD (92). Inversement, la taille des deux ventricules influe sur la cinétique septale (54).

Une troisième raison est qu'il est difficile d'affirmer que le contour de la silhouette en OAG est celui du septum : en raison de sa convexité, la plus grande partie du septum est le plus souvent "noyée" dans la silhouette. Lorsqu'on est bien dans le plan du grand axe du coeur, le contour septal est concave en avant car c'est celui de l'orifice tricuspidien. (cela est particulièrement évident dans le temps ventriculaire précoce d'une injection en OD). En revanche, lorsque l'incidence oblique est inférieure à 60°, ou dans le temps ventriculaire tardif, le contour est convexe en avant mais il s'agit du bord supérieur de la cavité, à l'union du septum et de la paroi antérieure. Nous avons vu que les mouvements de ce bord ont valeur d'effacement et non pas de contraction.

Il n'est d'ailleurs pas rare de voir ces deux contours en même temps (Fig 24-7).

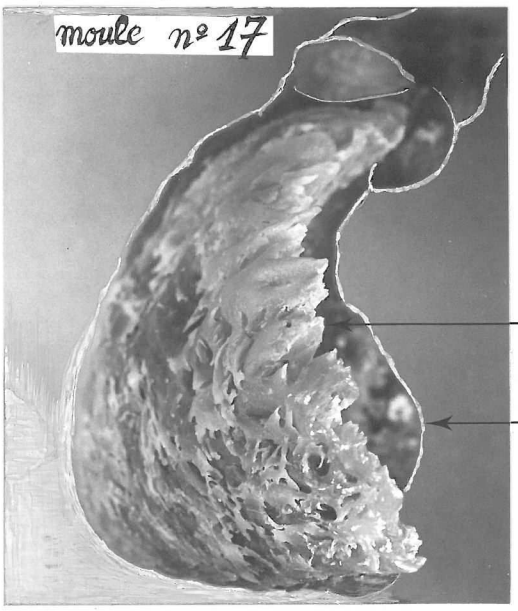


Fig 24-7

INCIDENCE OAG

bord supérieur du septum

bord de l'anneau tricuspidien

243 Un algorithme d'étude de la cinétique du VD

Cet algorithme ce décompose en trois parties avec l'analyse de la paroi inférieure en OAD puis de l'infundibulum et enfin des parois antérieure et inférieure en OAG.

Le premier temps, pour chacune de ces parties, consiste à établir une convention sur les axes ou points de référence. Il est tenu compte de la simplicité de l'algorithme qui résulte de ce choix.

Ensuite, on défini les segments de parois pour lesquels on mesurera le raccourcissement systolique moyen qui fait intervenir tous les points de la courbe du segment considéré.

Enfin, la suite des opérations nécessaires à l'obtention du résultat est décrite pas à pas. Les résultats sont exprimés en pourcentage de la longueur diastolique :

$$\text{Raccourcissement } (\%) = \frac{\text{L diastolique} - \text{L systolique}}{\text{L diastolique}} \times 100$$

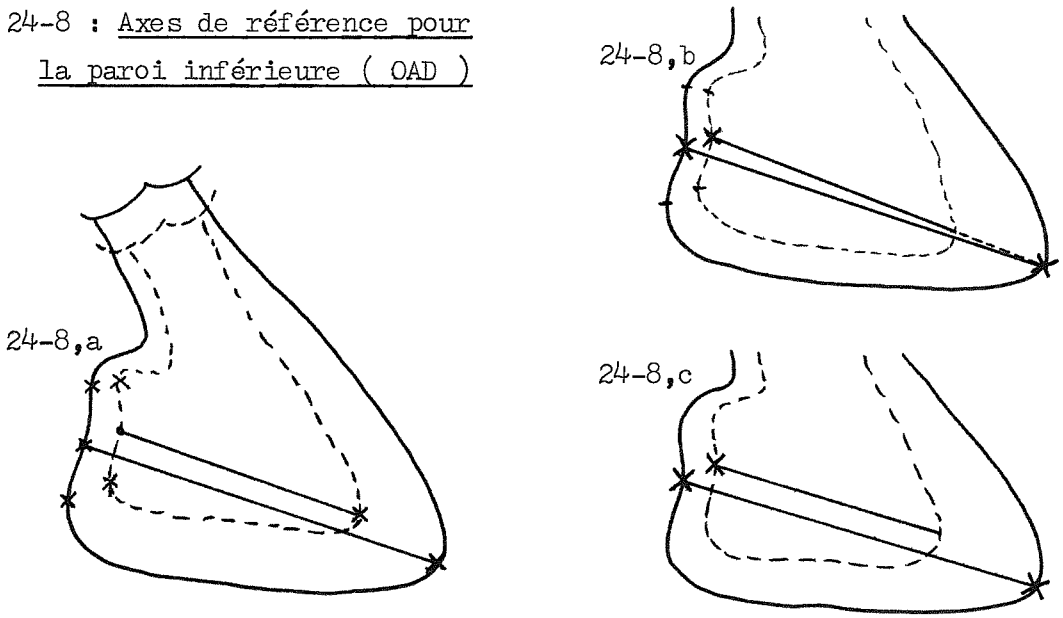
Le texte a été allégé de toutes démonstrations et formules géométriques. Elles sont cependant à la disposition du lecteur qui voudra s'intéresser à une réalisation pratique.

2431 La paroi inférieure sur l'OAD

Cette paroi se déplace en haut et un peu à gauche (d'autant plus qu'on est près de la tricuspide).

L'axe de référence que nous avons choisi passe par le centre de la tricuspide et par la pointe du VD. Il est donc incliné en bas et en avant (Fig 24- 8a).

Fig 24-8 : Axes de référence pour la paroi inférieure (OAD)



La position de la tricuspide est toujours facile à établir. Son centre est donc aisé à situer.

Il présente toutefois un inconvénient : il se déplace. L'erreur introduite par ce déplacement est mineure car il est essentiellement longitudinal, presque dans l'axe de référence, ce qui n'affecte pas beaucoup la distance qui sépare ce dernier de la paroi.

Par contre, la pointe du VD est plus délicate à situer, surtout en systole (Fig 24-8, a).

En fait, la pointe du VD n'a pas réellement bougé, mais elle s'est effacée par accolement des parois. On pourrait donc conserver la position diastolique de la pointe pour définir l'axe de référence systolique en introduisant une erreur liée aux déplacements secondaires du VD (contraction du VG, respiration, etc.) (Fig 24-8, b).

Il y a une troisième manière de procéder qui est de conserver la même pente à l'axe de référence systolique (Fig 24-8, c).

Dans tous les cas l'erreur existe et elle affecte essentiellement les secteurs proches de la pointe. Or nous avons vu qu'il ne fallait pas attacher beaucoup d'importance aux mesures faites dans cette zone.

C'est en définitive au médecin qui visionne le film qu'il appartiendra de situer la position de la pointe du coeur en systole.

L'étude cinétique de la face inférieure du VD en OAD est faite de la manière suivante :

a) L'opérateur définit en diastole et systole la position de :

- la pointe (P) qui est souvent le point le plus avancé en abscisse ;
- la tricuspide (T) (point haut et point bas en systole, point haut en diastole) ;

b) Calcul de l'équation de la droite de référence : l'algorithme recherche le point de la courbe qui est situé à mi-distance du diamètre de la tricuspide, puis calcule l'équation de la droite Tricuspide - Pointe ;

c) L'axe PT diastolique est partagé en 4 parties égales ;

d) On mesure dans chaque secteur quelle est la distance moyenne de chaque point de la courbe à l'axe de référence (projection orthogonale) ;

e) Pour chaque secteur on calcule la distance moyenne et le pourcentage de raccourcissement systolique.

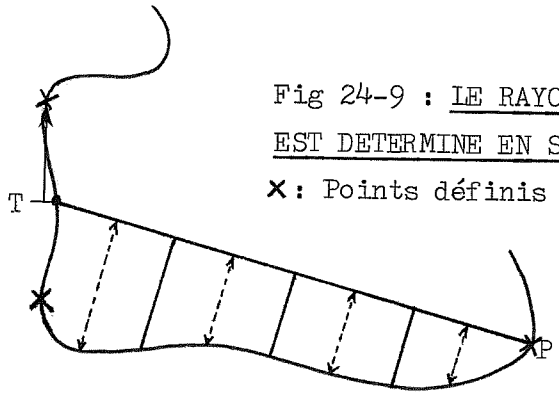


Fig 24-9 : LE RAYON DE LA TRICUSPIDE EST DETERMINE EN SYSTOLE

X : Points définis par l'utilisateur.

Il faut noter une particularité pour le secteur proche de la tricuspide : ici les mesures s'arrêtent au bord inférieur de la valve et la longueur de ce secteur est inférieure à celle des autres.

En systole, la longueur de chaque secteur est identique à celle des secteurs en diastole. Par conséquent, le secteur de pointe est toujours tronqué et il y a même parfois un secteur en moins : la disparition du secteur de pointe correspond à son effacement par accolement des parois (Fig 24-10).

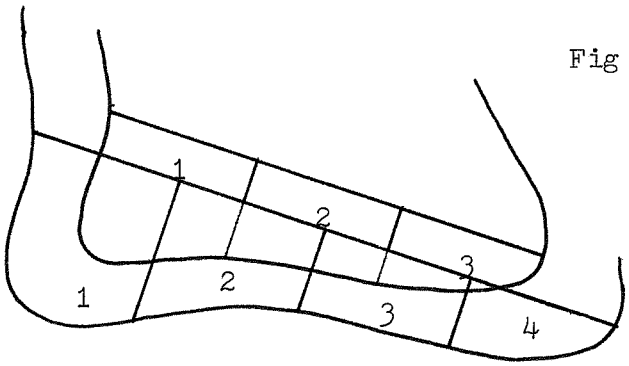


Fig 24-10

2432 L'infundibulum

Le conus artériel pulmonaire a une forme tronconique, de section ovalaire, dont les diamètres diminuent au cours de la systole.

C'est précisément le raccourcissement du diamètre qui sera mesuré, intégrant ainsi les mouvements de deux parois opposées. Il semble difficile de faire autrement devant la méconnaissance que nous avons des mouvements d'ensemble de l'infundibulum et la difficulté de trouver des repères valables (qui ne seraient pas affectés par la contraction de l'infundibulum).

Les limites de l'infundibulum : Sur l'incidence OAG, l'orifice AP est incliné et présente un point haut (APH) et un point bas (APB). La position du point APH est connue (premier point numérisé par l'opérateur), le point APB est défini par le changement de pente qui survient lorsqu'on suit le tracé (Fig 24-11).

L'ordonnée du point W (éperon de Wolff) qui marque la limite inférieure de l'infundibulum est connue sur le tracé OAD et permet de situer ce point sur le tracé OAG.

On calcule la longueur de l'infundibulum (APB-W) et on situe le point I qui marque la limite avec la face antérieure, à une même distance du point APH.

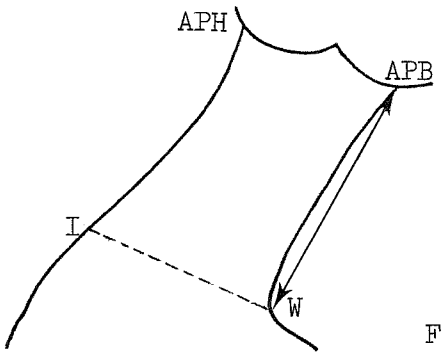


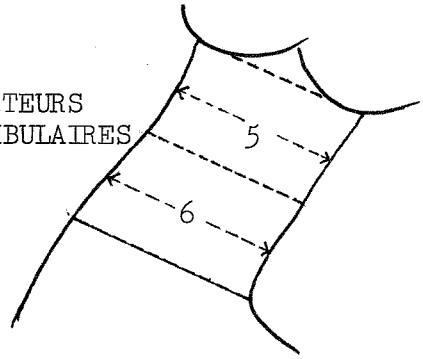
Fig 24-11

Mesure du raccourcissement : le raccourcissement du diamètre de l'infundibulum est mesuré perpendiculairement à son grand axe. Cet axe est défini par les points milieux des deux segments APH-APB et W-I.

On distingue deux secteurs qui sont les parties haute et basse de l'infundibulum et on calcule pour chaque point de la courbe le diamètre correspondant. Une moyenne est faite pour chaque secteur (Fig 24-12).

Fig 24-12 :

LES SECTEURS INFUNDIBULAIRES



Cette étude n'est actuellement programmée qu'en OAG, elle sera complétée par l'extension de la procédure de calcul à l'OAD.

2433 Les parois inférieure et antérieure sur l'OAG

Ces parois se déplacent perpendiculairement à elles-mêmes : la paroi inférieure monte et la paroi antérieure se déplace en arrière.

A la charnière de ces deux parois, le bord antérieur compose avec ces deux mouvements. Cette zone de transition s'accomode mal d'un axe de référence vertical avec des hémiaxes horizontaux. Les méthodes déjà employées semblent d'ailleurs ne s'intéresser qu'au point de la courbe qui se trouve sur l'axe (32), alors que nous calculons le raccourcissement moyen de l'ensemble des points d'un secteur.

Plutôt que de choisir un axe de référence qui serait une courbe ou une ligne brisée fort difficile à définir, il semble plus judicieux d'admettre que la contraction est radiaire et de choisir un centre.

C'est encore l'orifice tricuspidien qui va servir de référence. Le recentrage qui en résulte est beaucoup moins contestable que le recentrage sur le centre de masse qui répartit, sur l'ensemble des parois, les déplacements de

chaque point. Or on ne peut douter que la paroi antérieure a une cinétique plus ample que le bord interne de la tricuspide.

Le milieu de la tricuspide n'est évidemment pas le centre de convergence des mouvements de chaque point de la paroi. Ce centre n'existe pas puisque la courbure de la paroi n'est pas uniforme. Cependant, il a l'avantage d'être défini avec certitude chaque fois que l'incidence des rayons est tangente à la tricuspide (plan du grand axe). (Fig 24-13)

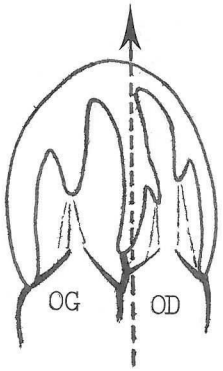
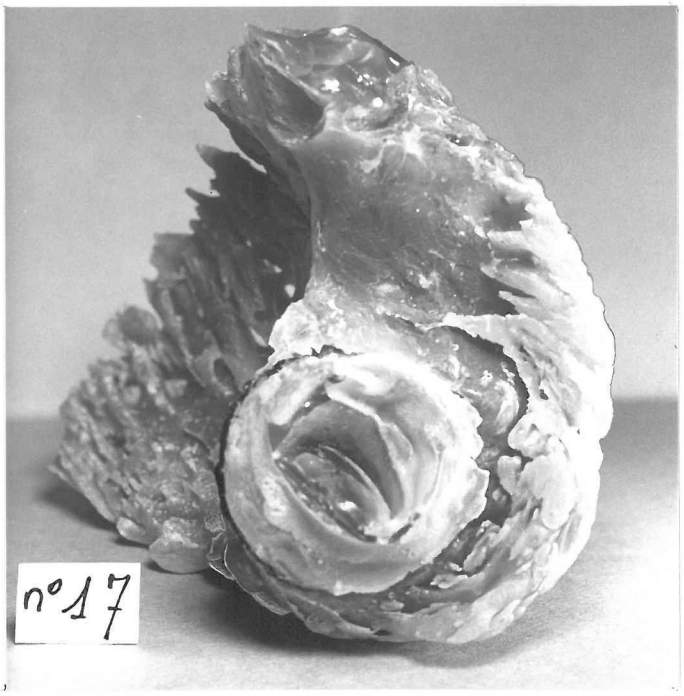


Fig 24-13 : L'INCIDENCE OAG "DEGAGE" LE BORD INTERNE DE LA TRICUSPIDE DU BORD ANTERIEUR DE LA CAVITE.



Les mouvements tricuspidiens qui dépendent de la systole des ventricules et du remplissage de l'oreillette droite se font essentiellement sur l'axe longitudinal du coeur, ce qui n'affecte aucunement l'interprétation.

La position du centre de la tricuspide est défini de la manière suivante :

- Le rayon de l'orifice et la hauteur de son centre par rapport au point le plus bas du ventricule sont connus

(ils ont été mesurés sur l'OAD). La hauteur du centre (ordonnée) est la même sur les deux incidences puisqu'elles sont orthogonales et dans le même plan transversal (Fig 24-14)

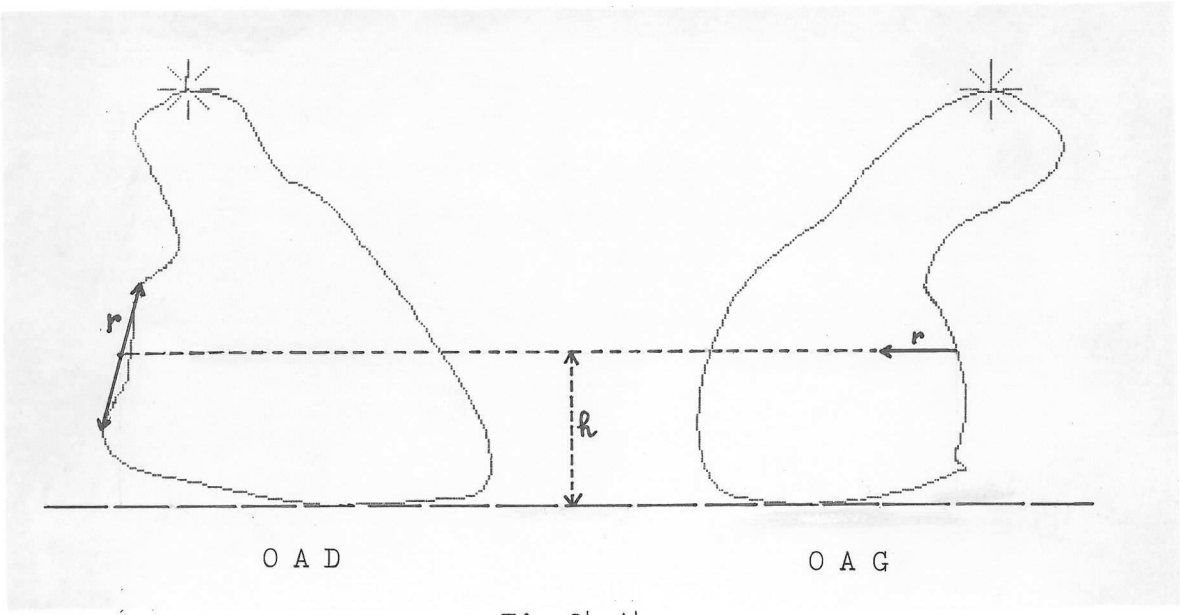
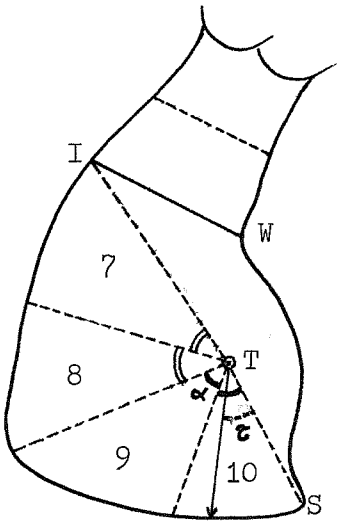


Fig 24-14

- L'abscisse est calculée en soustrayant le rayon de la tricuspide à l'abscisse du point de la courbe qui se trouve à la hauteur du centre (contour interne).

Les coordonnées du centre étant acquises, chaque paroi antérieure et inférieure, est divisée en deux secteurs (la paroi antérieure s'arrête là où commence l'infundibulum)



Le programme mesure l'ouverture de l'angle correspondant au point de la courbe traitée (τ) et la compare à la valeur limitant le secteur (α). Quand $\tau > \alpha$, on change de secteur.

Les secteurs 7 à 10 définissent la paroi antérieure.

ANALYSE AUTOMATIQUE DE L'ANGIOGRAPHIE VD

III

PLAN

INTRODUCTION

31 MOYENS UTILISES

311 MATERIEL

3111 LE CALCULATEUR HP 9854 A

3112 LE LECTEUR DE COORDONNEES HP 9874 A

312 LE LANGAGE

32 STRUCTURE DU PROGRAMME

321 ORGANIGRAMME

322 ACQUISITION DES DONNEES

3221 DONNEES INTRODUITES EN CLAVIER

3222 SAISIE DES COURBES

323 LES CALCULS

324 EDITION DES RESULTATS

33 PROGRAMME SIMPLIFIE

III ANALYSE AUTOMATIQUE DE L'ANGIOGRAPHIE VD

INTRODUCTION

La méthode d'analyse qui vient d'être exposée serait impossible à mettre en oeuvre si le soin d'effectuer toutes les opérations qu'elle renferme devait être confié à une intelligence humaine.

En fait, dès lors que ces opérations et leurs enchaînements ont été correctement décrits, il n'est plus besoin d'intelligence. D'homme non plus d'ailleurs, puisque la technologie du XXe siècle a inventé les ordinateurs pour faire ce genre de travail.

CHAPMAN qui a montré l'intérêt de la méthode d'intégration, avait bien conscience en 1958 du véritable pensum que pouvait être cette méthode de calcul des volumes, et de la nécessité de disposer d'un calculateur. L'apparition dans les années 70 des microprocesseurs et de microordinateurs puissants et peu onéreux, a permi l'utilisation en routine d'algorithmes complexes.

L'ambition du programme qui est proposé est de paraître suffisamment clair et structuré afin qu'il puisse trouver d'autres utilisateurs qui pourront sans difficulté le tranformer à leur idée et le mettre en oeuvre sur un matériel différent de celui sur lequel il fut conçu.

31 Moyens utilisés

311 Matériel

Il s'agit d'appareils Hewlett-Packard de la série 98 A :

3111 Le calculateur HP 9854 A

Microordinateur 16 bits réunissant tous les éléments de base d'un système informatique :

- 64 Koctets de mémoire interne dont 62 650 utilisables ;
- 2 unités de stockage de données à cartouches magnétiques ;
- 1 imprimante thermique 80 colonnes, imprimant jusqu'à 240 lignes/mn, elle peut effectuer la recopie de la page graphique de l'écran.

Ce système dispose de nombreuses instructions non programmables pour contrôler et mettre au point l'exécution d'un programme (touches du clavier définies).

3112 Le lecteur de coordonnées HP 9874 A

Il s'agit d'une table à numériser de 43,5 sur 31,5 cm qui permet la transformation numérique des données graphiques. Son curseur offre une résolution de 0,25 mm avec une précision de 0,125 mm. Il dispose de touches de fonctions et de commande permettant un "dialogue" avec le calculateur et d'un clavier numérique (entrée d'une troisième coordonnée).

312 Le langage

Il s'agit d'un "basic" développé par H.P., qui ajoute aux instructions standards du basic des possibilités qui appartiennent habituellement aux langages évolués.

Il inclut un grand nombre de fonctions mathématiques trigonométriques, de chaînes de caractères et d'erreurs qui sont accessibles aussi bien par programme que par clavier.

Le basic H.P. 45 permet la création de procédures titrées et paramétrées, éventuellement récursives, base de toute programmation structurée. Les procédures sont des portions de programme qui sont autonomes : on leur fournit un certain nombre de paramètres et elles ont un certain rôle à remplir (calculs, édition de résultats, etc.). (voir exemple). L'avantage de ces procédures est triple :

1) Comme les sous-programmes du basic (SUB...RETURN) elles permettent d'exécuter un grand nombre de fois un même travail : c'est ce qui fait la puissance de l'ordinateur ;

2) Elles sont appelées par un nom qui a l'avantage d'être explicite et permet de s'affranchir d'un numéro de ligne :
   exemple : Prendre point (A$, X, Y), A$ étant le nom du point à numériser qui s'affichera sur la table ;
   ou Faire rond (X, Y) qui dessinera sur l'écran un rond centré sur les coordonnées (X, Y) ;

3) Elles sont paramétrées : lorsqu'on appelle une procédure, on lui fournit des données (exemple : CALL Faire rond (5,5) ; dessinera un rond au point (X, Y) = (5,5)) et/ou des noms de variable pour les résultats. (Exemple : CALL Prendre point ("WOIFF" ; WX, WY) ; la procédure mettra dans WX et WY les coordonnées de l'éperon de WOIFF qui aura été pointé avec le curseur).

Les procédures sont donc d'un usage très pratique, elles permettent une conception modulaire et une grande clarté du programme. Il en résulte que les programmes, découpés en problèmes de moindre

importance, sont plus facile à écrire et surtout à modifier.

EXEMPLE DE PROCEDURE :

PROCEDURE DE CALCUL DES VOLUMES

Aprés le nom de la procédure, ligne 3590, se trouvent les paramètres entre parenthèses.

Scône(*) : Tableau contenant la surface de chaque plan de coupe (forme d'ellipse).

Spyramid(*) : Idem, avec coupe de forme triangulaire. Unité : mm^2.

Sf & Sp : Surface des silhouettes du VD, de face et de profil.

Nbtranche & Intranche : Nombre de tranches pour tout le VD et pour l'infundibulum .

Vcone, Vpyramid, Vmix, Vferlinz et Vmono : Résultats du calcul des volumes, en cm^3.

```
3590 SUB Volume(Scone(*),Spyramid(*),Sf,Sp,Nbtranche,Intranche,Vcone,Vpyramid,Vm
ix,Vferlinz,Vfmono)
3600     Vcone=Vpyramid=0
3610    FOR I=1 TO Intranche
3620     Vcone=Vmix=Vcone+(Scone(I)+Scone(I-1)+(Scone(I)*Scone(I-1))^.5)/3
3630     Vpyramid=Vpyramid+(Spyramid(I)+Spyramid(I-1)+(Spyramid(I)*Spyramid(I-1))
^.5)/3
3640    NEXT I
3650    FOR I=Intranche+1 TO Nbtranche
3660     Vcone=Vcone+(Scone(I)+Scone(I-1)+(Scone(I)*Scone(I-1))^.5)/3
3670     Vpyramid=Vpyramid+(Spyramid(I)+Spyramid(I-1)+(Spyramid(I)*Spyramid(I-1))
```

32 Structure du programme

On distingue trois phases : la première et la dernière sont les phases de "dialogue" avec l'utilisateur : entrée des données, édition des résultats. Entre les deux se trouvent les procédures de calculs.

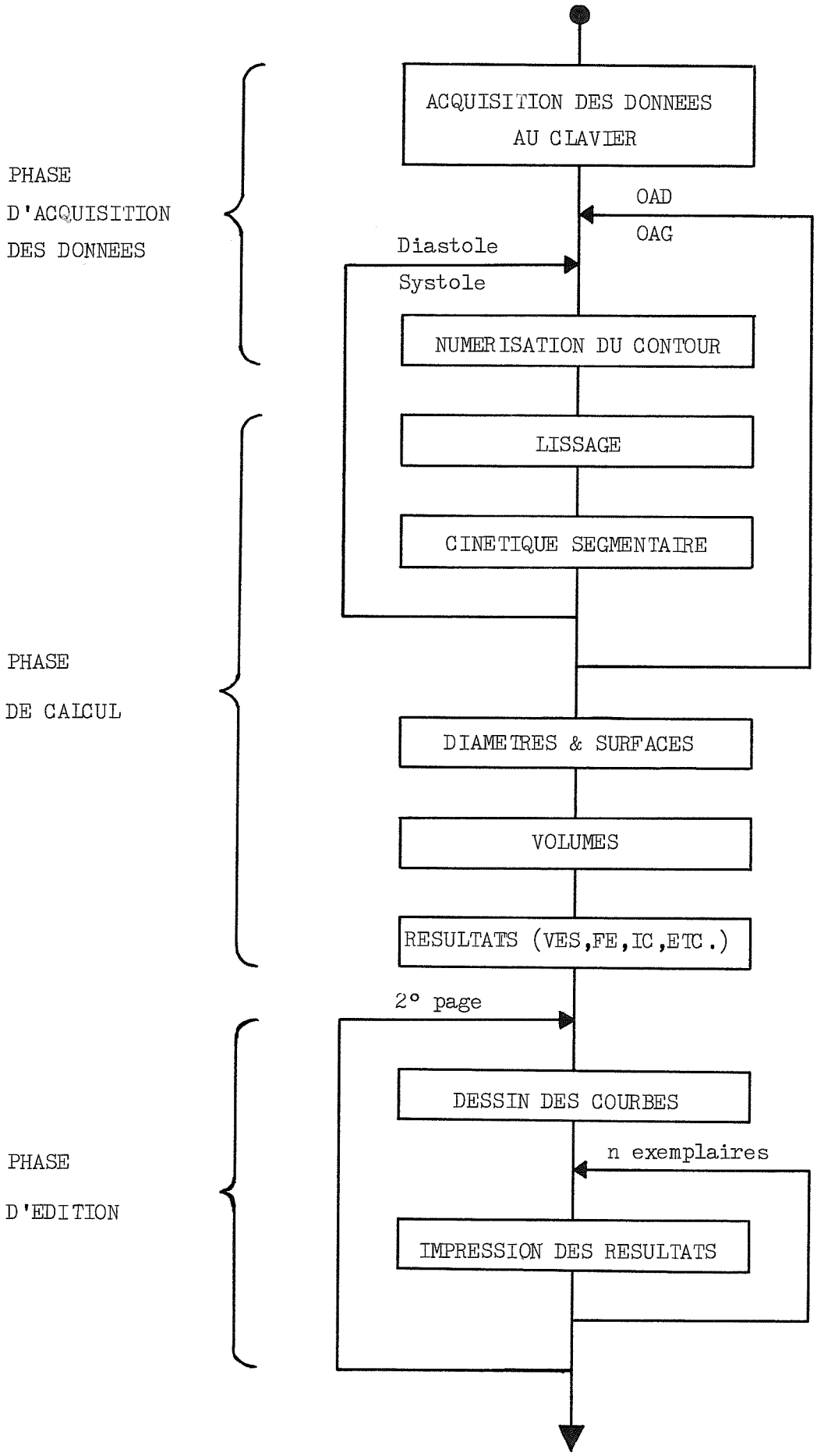
En fait, ceci n'est qu'un schéma car la plupart des calculs sont fait dans le temps qui sépare la numérisation de deux contours.

Il faut rajouter, au début du programme, la déclaration des variables utilisées qui précise :

- le type des variables : alphanumérique (notée $), numérique, tableau (noté (*)) ;
- la taille des variables alphanumériques (nombre de caractères) et des tableaux (nombre d'éléments) ;
- et la précision des variables numériques : entière, réelle avec 12 décimales ou 6 décimales (demi précision = SHORT).

Certaines variables ne figurent pas ; ce sont les indices de boucle qui sont définis par l'instruction FOR I = 1 TO 10...NEXT I et les variables locales qui ne sont définies qu'à l'intérieur d'une procédure et sont par conséquent déclarées à l'intérieur de celle-ci.

321 Organigramme



322 Acquisition des données

3221 Données introduites au clavier :

- Nom (Nom $) ;
- Numéro du dossier (Numd $), de l'angiographie (Numa $) ;
- Date de l'examen (Date $) ;
- Age (Ag $) ;
- Poids (Kg) et taille (cm) ;
- Coefficients d'agrandissement en OAD (CF) et en OAG (CP),
- Pressions intracavitaires (TORR 1...14) ;
- Fréquence cardiaque (Fc) ;
- Nombre d'éditions des résultats (Nres).

L'affichage des données tapées sur le clavier permet un contrôle et il est possible de revenir en arrière pour effectuer une modification.

3222 Saisie des courbes :

Les quatre contours OAG et OAD en systole et en diastole, sont numérisés dans l'ordre suivant :
OAD-diastole, OAD-systole, OAG-diastole, OAG- systole.

La procédure "Saisie-courbe" est donc appelée deux fois pour chaque incidence.

Pour des raisons d'économie de la place mémoire, on a utilisé les deux mêmes tableaux de coordonnées (X(*) et Y (*)) pour la numérisation des quatre contours. C'est pourquoi cette procédure inclut aussi le lissage des contours et les calculs de cinétique segmentaire.

La procédure Saisie-courbe appelle successivement les procédures Courbe, Diamètre et Ciné (- face ou - profil) et fournit les résultats suivants :
-nombre de tranches de l'intégration : Nb tranches,

- coordonnées des points de la courbe dans les tableaux Df (*), Dp (*), Sf (*), Sp (*),
- coordonnées des points limitant les secteurs de la cinétique des parois : Cinex (*) et Ciney (*), et distance moyenne de la courbe au point ou à l'axe de référence (dist 1 (*) en diastole, dist 0(*) en systole).

323 Les calculs

Cette phase est la traduction dans le langage de l'ordinateur de l'algorithme de calcul développé dans le chapitre 233 : "méthode de calcul des volumes " ; chaque opération constitue une instruction programmée, utilisée si nécessaire dans une "boucle" du programme.

Exemple : Pour chaque tranche du coeur ;
calculer sa surface ;
Tranche suivante ;

ou encore : volume du Vd = 0 ;
Pour chaque tranche du coeur ;
calculer son volume ;
volume du VD = volume du VD + volume de la tranche ;
Tranche suivante ;

Le calcul des volumes se fait au moyen de deux procédures : Surface et Volume.

La procédure "Surface" fournit en résultat la surface de chaque plan de coupe selon la forme, triangulaire ou en ovale, qu'on lui donne (Spyramide, Scone), et la surface de chaque silhouette en OAD et OAG (Sf, Sp).

La procédure "Volume" calcule le volume du VD à partir des données précédentes, selon notre modèle et aussi avec la méthode de FERLINZ (Voir exemple page 70).

Certains paramètres de fonction sont ensuite calculés par le programme à l'aide d'une simple expression algébrique :

Surface Corporelle SC $= Cm^{0,725} \times Kg^{0,425} \times 71,84 \times 10^{-4}$ (formule de DUBOIS) où Cm = taille & Kg = poids ; en m^2

Fraction d'éjection FE = (VTD - VTS)/VTD ; en ml
où VTD & VTS sont les volumes télédiastolique et télésystolique ;

Débit cardiaque DC = (VTD - VTS) x Fc/1000 ; en l/mn
où Fc est la fréquence cardiaque,

Index cardiaque IC = DC/SC ; en $l/mn/m^2$
Etc.

324 Edition des résultats

Cette phase est évidemment le temps fort du traitement informatique : la machine travaille vite, les résultats sont immédiatement disponibles, encore faut-il qu'ils soient lisibles et bien présentés.

Cette partie du programme représente la plus lourde tâche du programmeur, dans la mesure où la mise au point de l'algorithme est l'oeuvre de l'analyste. L'édition des résultats représente ici plus de 25 % de la liste du programme.

Les résultats sont présentés sur deux pages ; l'édition d'une page se fait en deux étapes :
- réalisation d'un dessin sur le "page graphique" de l'écran ;
- impression d'un tableau de résultats et recopie du dessin.

L'obtention de plusieurs exemplaires ne prend ainsi que le temps de l'impression de chaque feuille.

Voir page suivante un exemple de présentation de la première page des résultats. Dans le schéma du coeur doivent figurer les pressions recueillies au cours du cathtérisme.

SERVICE DE CARDIOLOGIE
PROFESSEUR PH. MORAND
HOPITAL PASTEUR * NICE

PROFESSEUR M. BAUDOUY
LABO D'HEMODYNAMIQUE

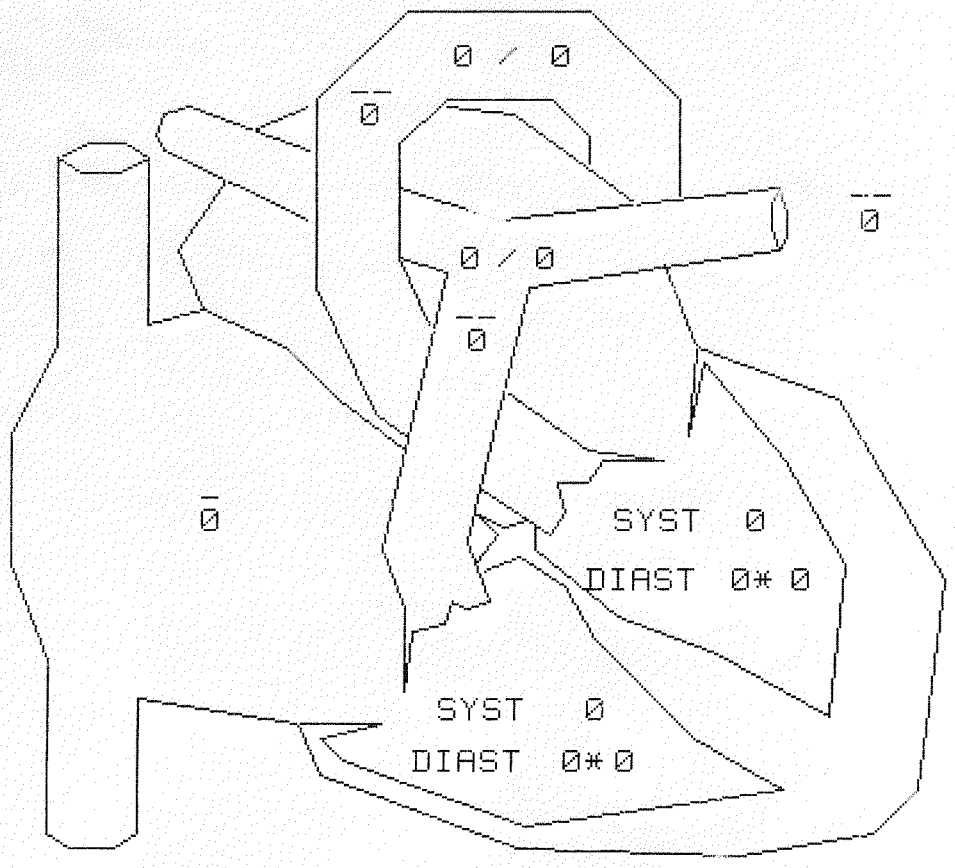
ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

ESSAI

AGE	:	Surface corporelle	:	1.73
REF DOSSIER	:	Coef. de face (OAD)	:	0.79
REF ANGIO	:	Coef. de profil (OAD)	:	0.44
DATE	:	Fréquence cardiaque	:	0

VOLUMES CALCULES	FERLINZ	MIXTE	
VOLUME TELEDIASTOLIQUE	81 ml	76 ml	44 ml/m2
VOLUME TELESYSTOLIQUE	49 ml	44 ml	25 ml/m2
VOLUME D'EJECTION SYSTOLIQUE	32 ml	33 ml	19 ml/m2

PARAMETRES CALCULES	VALEUR	UNITE	NORMALES
FRACTION D'EJECTION	42.68	%	



33 Programme SIMPLIFIE

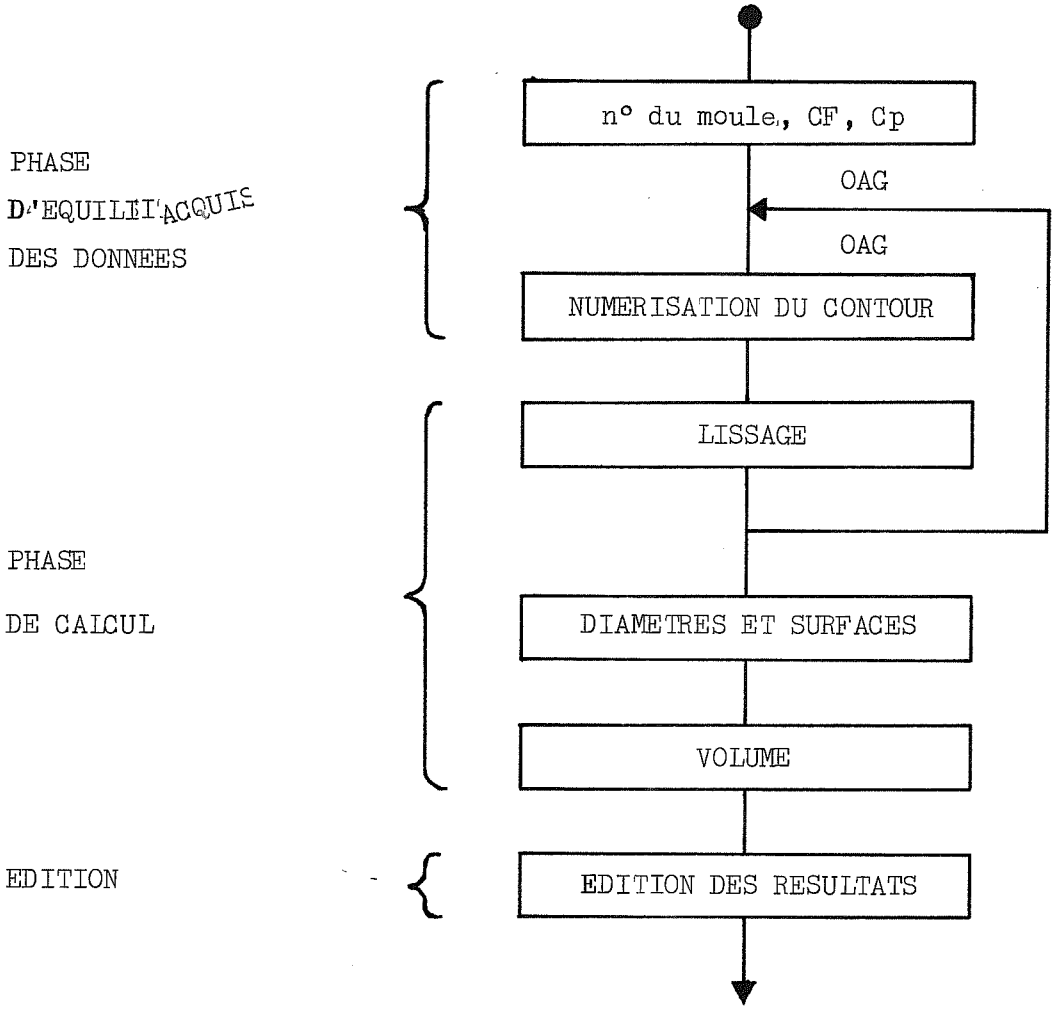
Un programme simplifié a été utilisé pour tester la méthode sur une série de moules. Ce sont les procédures créées pour ce programme qui sont utilisées pour l'étude de l'angiographie, prouvant ainsi l'intérêt d'une conception modulaire où chaque partie a un rôle précis et limité.

Ainsi, ce programme utilise un nombre restreint de données et ne comporte évidemment pas d'étude de la cinétique segmentaire, ni de calculs des paramètres de fonction.

Par contre, les volumes sont calculés selon trois méthodes et trois modéles :

- méthode d'intégration : modèles tronc-conique, tronc-pyramidal et mixte ;
- méthode de FERLINZ biplan : $V = 0,6 \times Sf \times Sp/\text{hauteur} + 3,9$
- méthode de FERLINZ monoplan : $V = 0,4 \times Sf^2/\text{hauteur} + 3,9$

Organigramme du programme simplifié, pour l'étude des moules.



EVALUATION DE LA METHODE AVEC DES MOULES

IV

PLAN

41 NECESSITE D'AJUSTER LA METHODE

42 TECHNIQUE DE MOULAGE DU VD

421 PRELEVEMENT DU COEUR

422 PREPARATION DU COEUR

4221 NETTOYAGE

4222 SERTISSAGE D'UNE VALVE TRICUSPIDIENNE

4223 LE VENTRICULE GAUCHE

423 MOULAGE

4231 LE MATERIAU

4232 REMPLISSAGE DES CAVITES

4233 DEMOULAGE

43 MESURE DU VOLUME REEL DES MOULES

44 CALCUL DU VOLUME RADIOGRAPHIQUE

45 RESULTATS

IV EVALUATION DE LA METHODE AVEC DES MOULES

La modélisation de la cavité VD introduit nécessairement une erreur dans l'appréciation de son volume.

L'application de la méthode de calcul à des moules, dont le volume réel peut être mesuré avec une très bonne précision (< 2 %), permet de quantifier cette erreur et surtout de voir comment elle varie avec la taille de la cavité.

41 Nécessité d'ajuster la formule

Toute méthode de calcul qui fait intervenir une mesure de dimension de la cavité (plus grand axe, aire d'une projection...) se trouve nécessairement correlée avec le volume.

Cependant, l'erreur d'appréciation est d'autant plus importante que le modèle est plus éloigné de la réalité. La valeur du coefficient qui donne le volume réel (VR) à partir du volume calculé (VC) est le reflet de cette erreur. L'analyse des méthodes employées à ce jour montre que c'est le modèle pyramidal qui obtient le coefficient le plus proche de l'unité.

Toutes les équations de régression établies à ce jour sont de type linéaire. La linéarité de la fonction f (VC) = VR demande pourtant à être prouvée.

CHAPMAN en 1958 a établi avec une série de moules que cette fonction est logarithmique pour le VG du chien.

42 Technique de moulage du VD

Elle a été mise au point au cours de l'année 1982 dans le laboratoire des autopsies de l'hopital Pasteur.

Dix neuf moules post-mortem ont été réalisés, provenant de divers services hospitaliers. Ces coeurs étaient pour la plupart indemnes de toute pathologie. Un tiers présentaient un infarctus du myocarde gauche ou une insuffisance cardiaque. Aucun n'était atteint d'infarctus du VD.

L'âge moyen des personnes autopsiées est de 71 ans avec un minimum de 35 ans (cirrhose hépatique) et un maximum de 83 ans.

Le principe général est d'introduire dans la cavité une résine synthétique, liquide, polymérisable à froid après adjonction d'un réactif.

Mais il y a un travail de préparation important, en particulier le nettoyage du VD et le remplissage du VG nécessaires pour obtenir une représentation fidèle de la cavité.

On peut distinguer plusieurs étapes :
- prélèvement du coeur,
- préparation,
- moulage,
- extraction du moule.

421 Le prélèvement du coeur

Cette phase est certainement la plus rapide. Il faut cependant accorder un soin particulier à la dissection des veines pulmonaires et les ligaturer assez loin dans le hile pulmonaire afin que l'oreillette gauche soit bien fermée.

Les veines caves ne réclament aucune attention dans la mesure où l'oreillette droite doit être ouverte (OD).

L'artère pulmonaire (AP) doit être sectionnée après la bifur-

cation, de telle façon que si ses parois s'accolent au cours du moulage, l'infundibulum ne subisse pas de déformation.

422 Préparation du coeur

Cette deuxième phase est la plus importante. C'est ici que l'on réussi ou rate le moule. Elle comporte les étapes suivantes :

- nettoyage de la cavité,
- sertissage d'une valve sur l'orifice tricuspide,
- obturation de toutes les issues des cavités gauches pour y établir une certaine pression.

4221 Nettoyage

L'OD ayant été largement fendue depuis la veine cave inférieure jusqu'à l'auricule, on dispose d'un jour convenable sur l'orifice tricuspidien, ce qui permet d'inspecter la cavité VD.

Un simple rinçage à l'eau est parfois suffisant pour éliminer le sang ou un caillot très récent. Cela se produit lorsque l'autopsie est pratiquée dans un délai très court (moins de six heures) ou chez les personnes qui étaient sous anticoagulant.

A l'opposé, il faut parfois plus d'une heure pour enlever les caillots qui se fixent à la paroi, s'incrustent entre les colonnes extrêmement nombreuses et fines du VD. Ces caillots sont comme une peau rose pâle qui recouvre et colle à toutes les structures internes du VD. Il faut une réelle patience et beaucoup d'attention pour ne pas léser ces structures. Il est capital de les préserver car elles sont responsables des difficultés de lecture de l'angiocardiographie en rapport avec une faible opacification et dans une certaine mesure de la surestimation du contenu réel de la cavité.

On termine le nettoyage en aspirant ou en épongeant l'eau qui pourrait rester dans la pointe ou l'angle septal inférieur.

4222 Sertissage d'une valve tricuspidienne

Le but de cette opération est d'obturer l'orifice tricuspidien (sans le déformer) et de permettre le remplissage de la cavité VD.

Les valves sont fabriquées à partir d'un anneau rigide de 29 à 36 mm de diamètre et d'un doigt de gant en latex. (Fig 24-1).

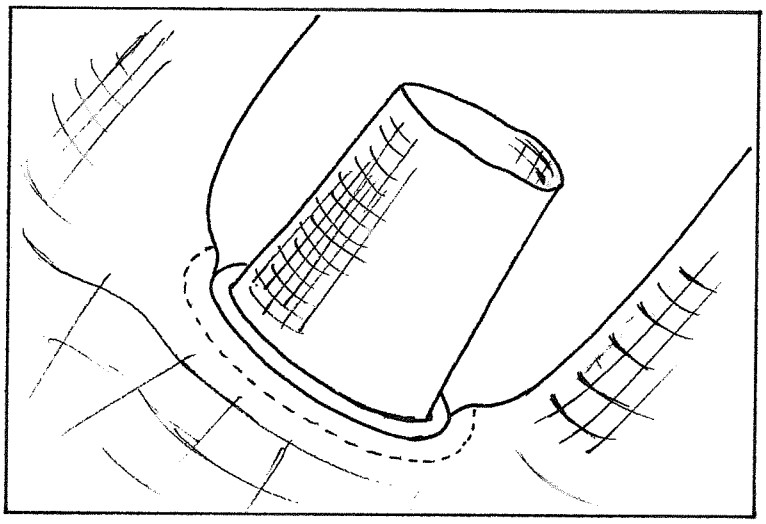


Fig 24-1

L'anneau est collé à la base du doigt dont l'extrémité est coupée afin de recevoir la canule de remplissage.

La valve doit être adaptée au diamètre de l'orifice tricuspidien sinon il y a risque de fuite. Elle est suturée par un surjet simple avec une aiguillée de fil monobrin trois zéro monté sur une aiguille ronde, demi cercle de 16 mm.

4223 Le ventricule gauche

La dernière étape avant le moulage proprement dit est la préparation du VG : il doit être mis légèrement sous tension

au moment du moulage, afin de prévenir une déformation du VD. Ceci nécessite une étanchéité parfaite des cavités gauches.

L'opération s'est avérée très difficile à réaliser et l'étanchéité ne fut obtenue que trois fois sur onze tentatives. Les raisons sont multiples :

- déchirure de l'OG,
- ligature des veines pulmonaires trop proche de l'OG,
- plissure de la paroi aortique lorsqu'on ligature l'aorte sur une canule de trop faible diamètre,
- persistance d'une perméabilité coronaire (retour par le sinus coronaire dans l'OD),
- ostium secundum (qui a pu être obturé).

Cette fastidieuse manipulation a pu être évitée par la suite au prix d'un ballon en caoutchouc : après avoir été plusieurs fois distendu, le ballonnet est fixé sur la canule et introduit dans le VG ; il n'est rempli qu'au moment du moulage.

La dissection du VG au démoulage a montré, par l'écrasement des structures (piliers, cordages, colonnes charnues), que la pression se répartit sur l'ensemble des parois : le ballonnet s'adapte à la forme qui le contient.

423 Le moulage proprement dit

4231 Le matériau

Le choix du matériau a été guidé par les propriétés mécaniques nécessaires, le coût et la facilité d'approvisionnement.

Les résines synthétiques, polymérisables à froid, préaccélérées, répondent à ces qualités. Elles sont couramment utilisées dans les activités éducatives pour réaliser des inclusions.

La résine se présente sous forme liquide avant adjonction

du réactif (durcisseur). Le durcissement survient en moins de douze heures et permet d'obtenir des détails extrêmement fins (de l'ordre du dixième de millimètre). La rapidité de la polymérisation dépend de la quantité de durcisseur, de la température, du volume du moule.

Huit pour cent de Télébrix (acide ioxitalimique) sont ajoutés pour rendre les moules opaques aux rayons X.

4232 Remplissage des cavités (Fig 42-2)

Le coeur est placé dans une cuve de formol (10 %). Le remplissage du VD débute par la pointe où une canule fine, introduite par l'artère pulmonaire, a été placée. Il se poursuit par la canule tricuspidienne, tandis que l'on prend soin de permettre l'échappement de l'air par l'artère pulmonaire.

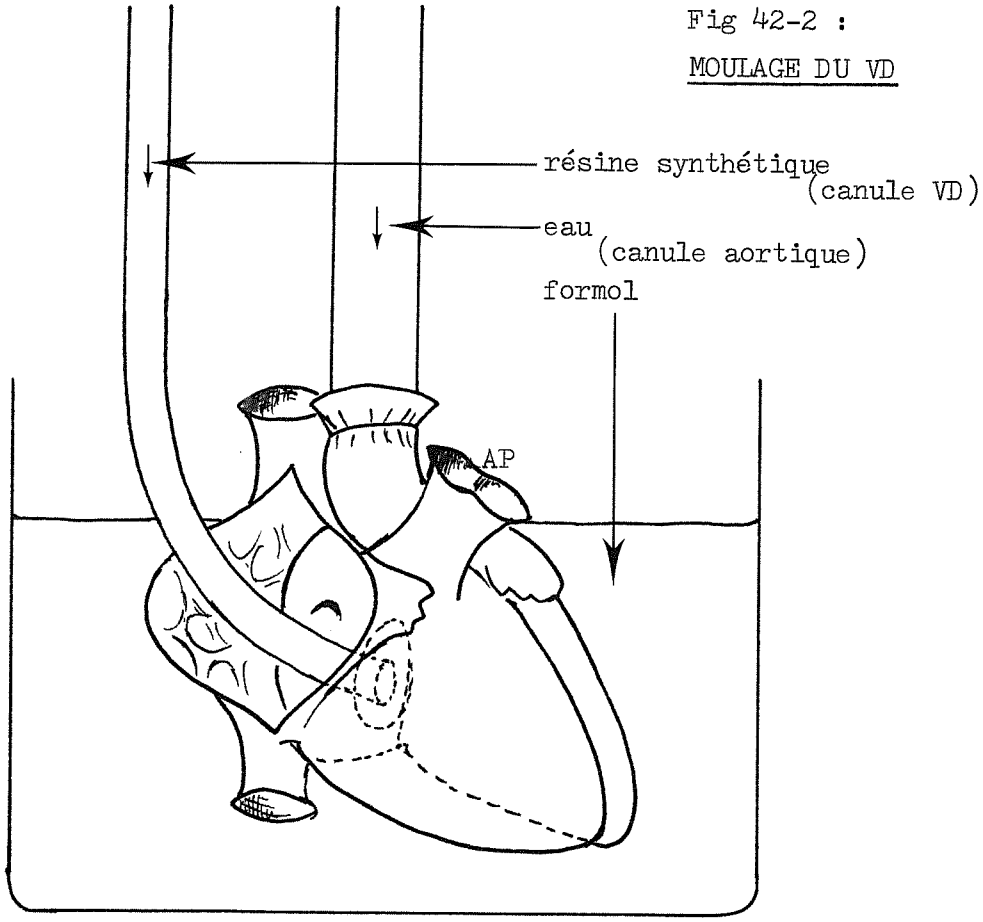


Fig 42-2 :
MOULAGE DU VD

Avant de lier l'AP, on procède au remplissage du VG et on établit une colonne de pression d'environ 15 cm d'eau.

L'AP est ligaturée lorsque le produit apparaît dans sa lumière, au dessus des sigmoïdes. La ligature doit être suffisamment éloignée des valves car sinon elle provoque une plicature de la paroi qui affecte la forme de l'infundibulum (on peut aussi s'en passer ou bien la faire sur un bouchon).

On laisse dans la canule 4 cm de résine au dessus du VD.

4233 Démoulage

Lorsque le moule est dur, on procède à son extraction. Cela se fait en deux temps :

En premier lieu, on décortique le moule en commençant par les orifices, et en prenant bien soin de ne pas détruire les détails de la pointe et du bord supérieur.

De nombreuses fibres musculaires restent fixées au moule : seuls l'infundibulum et la partie membraneuse du septum le laissent lisse.

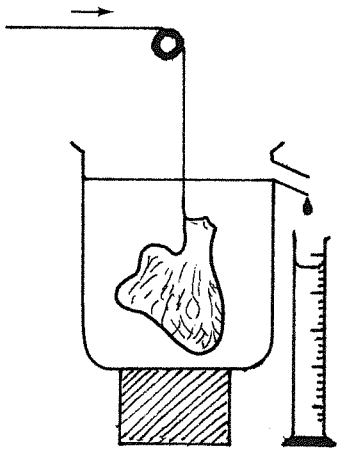
Afin de parfaire son nettoyage sans l'abîmer, on le laisse séjourner 72 heures dans une solution d'acide chlorhydrique ou de soude. Les chairs qui n'ont pas été dissoutes se détachent alors sans difficulté sous l'effet d'un fin jet d'eau à haute pression.

L'aspect définitif du moule est obtenu après avoir enlevé l'excès de résine au niveau de la tricuspide et au dessus des sigmoïdes pulmonaires.

43 Mesure du volume réel des moules

Les volumes réels ont été mesurés par immersion (Fig 43-1).

Fig 43-1



On dispose d'un vase à déversoir rempli au maximum d'eau et par ailleurs d'éprouvettes graduées (50, 100, 150 ml). Chaque moule tenu par un fil, est plongé doucement dans le vase et l'eau qui s'écoule est directement receuillie dans l'éprouvette graduée.

Les précautions suivantes ont été observées :

- moules et éprouvettes parfaitement secs,
- ajout de quelques gouttes de détergent pour diminuer la tension superficielle de l'eau,
- température identique (18°) pour tout le matériel utilisé,
- 3 à 5 mesures pour chaque moule.

La précision de la lecture est de l'ordre du demi millilitre. La précision de la mesure est liée en premier chef à la qualité du déversoir du vase : il doit posséder une arrête bien tranchante en "V" et son bord doit être net afin de bien "goutter". L'écart entre deux mesures du même moule n'excède jamais 1,5 ml.

44 Calcul du volume radiographique

Les moules ont été radiographiés en incidences biplanes orthogonales simultanées avec l'installation du laboratoire d'hémodynamique du Service de Cardiologie.

La correction de l'agrandissement des images nécessite le calcul d'un coefficient pour chaque incidence. Les facteurs de correction sont obtenus en filmant une boule métallique de diamètre connu, substituée au moule après que celui-ci ait été radiographié.

Le moule est orienté de façon à être dans une position spatiale aussi proche que possible de la réalité. La position est ajustée à l'aide des amplificateurs de brillance : on tente d'obtenir une silhouette ressemblant à celle observée in vivo.

Après développement, le film est projeté sur une visionneuse TAGARNO et les contours des silhouettes relevés ainsi que deux point sur le bas de chaque image qui matérialisent deux axes perpendiculaire.

Ces données sont exploitées sur un microcalculateur HP 9845-A à l'aide d'un programme spécial.

Ce programme fut une étape dans la réalisation du logiciel pour l'angiographie du VD, c'est à cette occasion que la plupart des procédures ont été écrites (toutes, sauf "cinéface" et "cinéprofil").

Les tracés sont placés tour à tour sur la table HP 9874 et sont orientés par le pointage des deux points bas de l'image. Ils sont ensuite numérisés en déplaçant un curseur sur le contour.

Le programme fournit les résultats suivants :

- volume réel moyen avec l'intervalle de confiance de la mesure calculé à l'aide du paramètre t (0,05) de STUDENT ;
- volumes calculés selon la méthode d'intégration avec un modèle pyramidal et un modèle mixte (pyramidal et tronconique) ;
- volumes calculés selon la méthode de FERLINZ en angiographie biplane et monoplane.

45 Résultats

L'ensemble des résultats obtenus pour chaque moule figure dans les pages qui suivent, avec les contours des silhouettes à partir desquels ils ont été calculés. Il est donc possible, en utilisant un facteur d'agrandissement égal à l'unité, de refaire ces calculs, éventuellement avec d'autres formules.

Par ailleurs, les résultats ont été stockés sur une cartouche magnétique, en précision entière (12 décimales ...). Les calculs statistiques effectués au chapitre suivant ont été réalisés à partir de cet enregistrement et non pas à partir des valeurs arrondies.

N.B. : Prière de lire V.REEL/V.CALCULE dans la troisième colonne du tableau.

ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

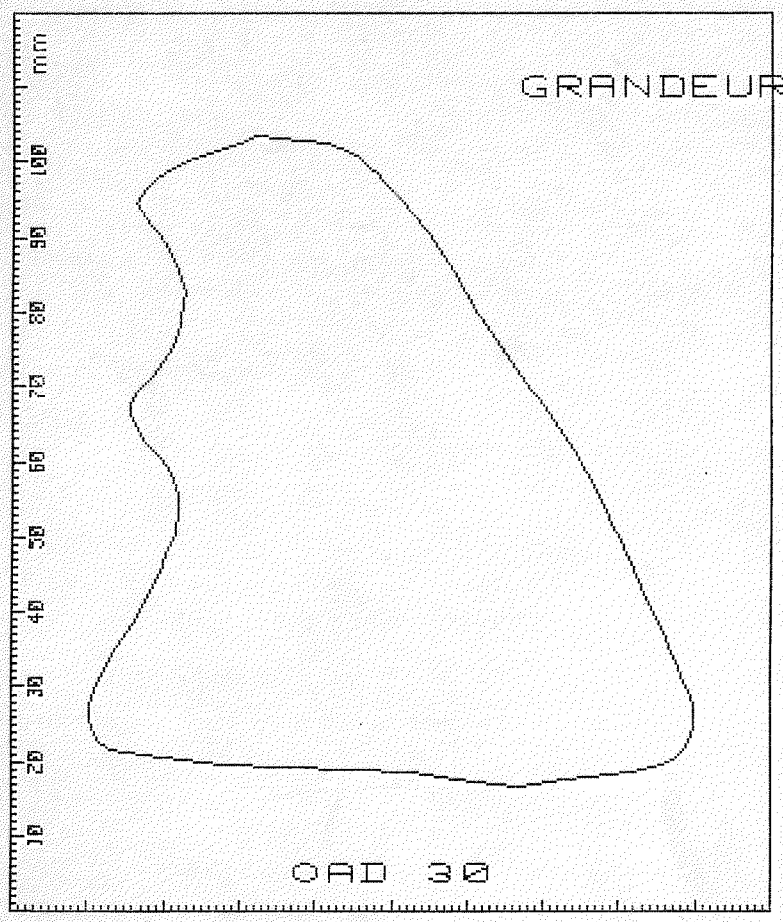
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

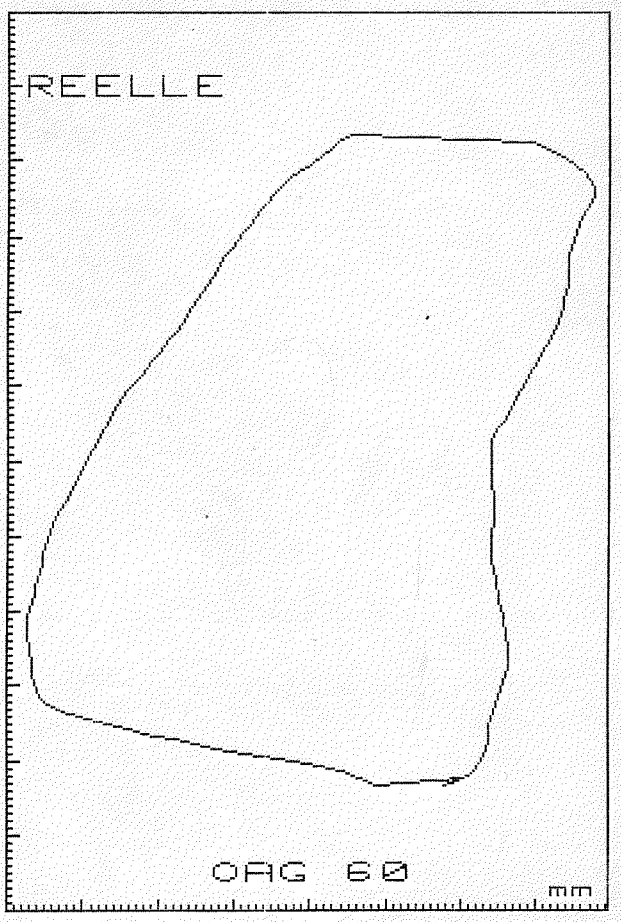
MOULE NUMERO 1

Coefficient de face (OAD) : 0.775
Coefficient de profil (OAG) : 0.483

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
150 ml	# 0.3 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	120 ml	1.253
CONIQUE	188 ml	.798
MIXTE	133 ml	1.129
Ferlinz BIPL	138 ml	1.083
Ferlinz MONO	98 ml	1.536





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

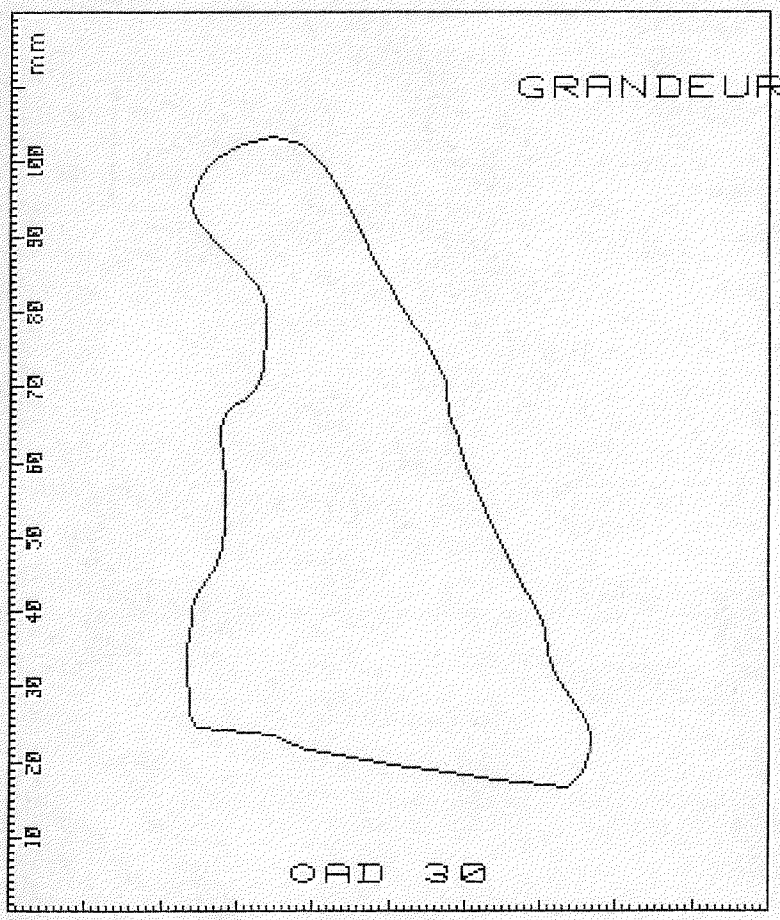
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

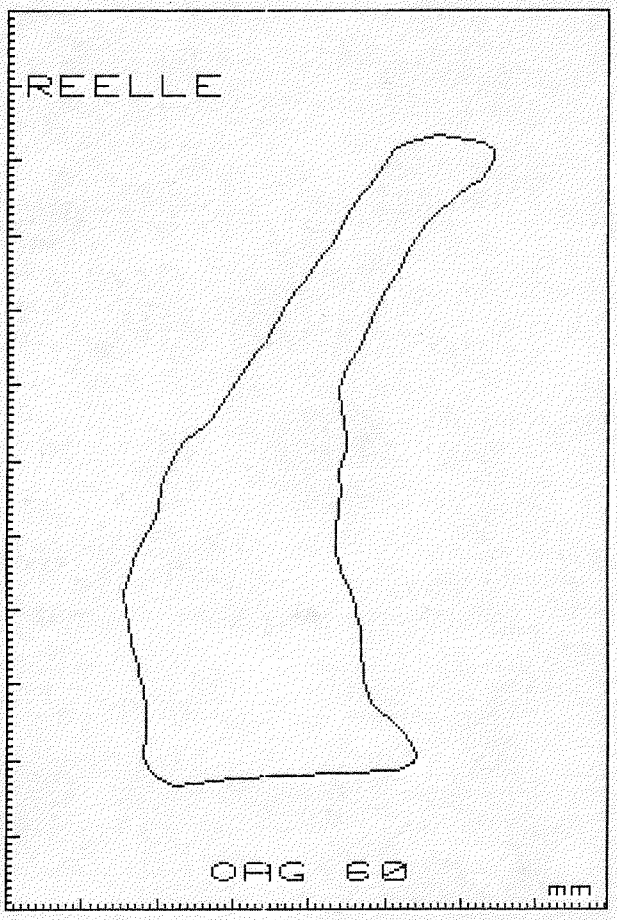
MOULE NUMERO 2

Coefficient de face (OAD) : 0.777
Coefficient de profil (OAG) : 0.482

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
39 ml	# 0.3 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	32 ml	1.244
CONIQUE	50 ml	.792
MIXTE	34 ml	1.161
Ferlinz BIPL	37 ml	1.071
Ferlinz MONO	36 ml	1.095





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

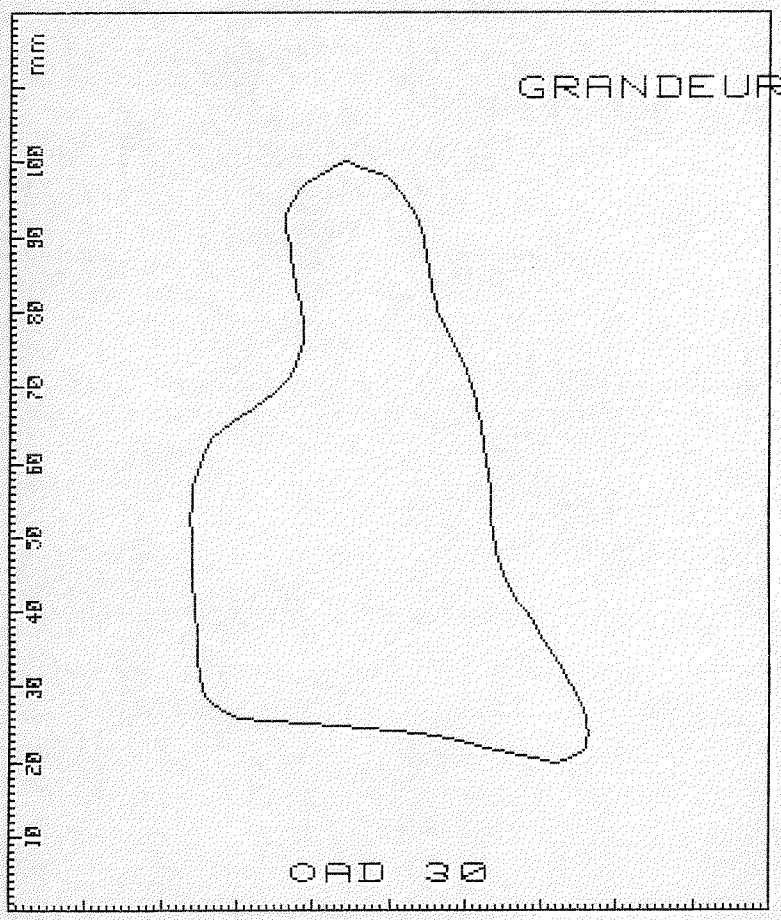
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

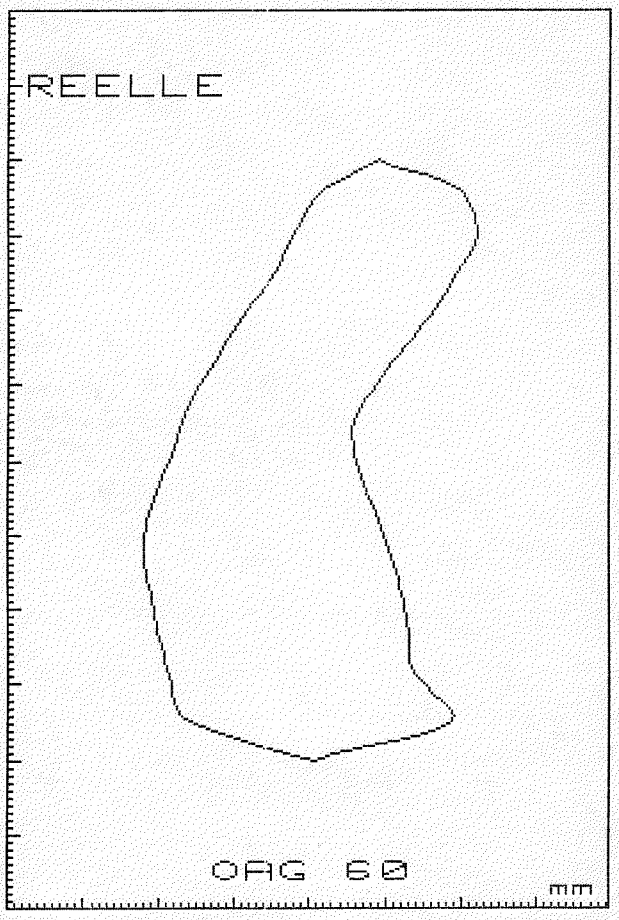
MOULE NUMERO 3

Coefficient de face (OAD) : 1.000
Coefficient de profil (OAG) : 1.000

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
41 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.Calcule
PYRAMIDALE	34 ml	1.184
CONIQUE	54 ml	.754
MIXTE	38 ml	1.079
Ferlinz BIPL	41 ml	.989
Ferlinz MONO	33 ml	1.250





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

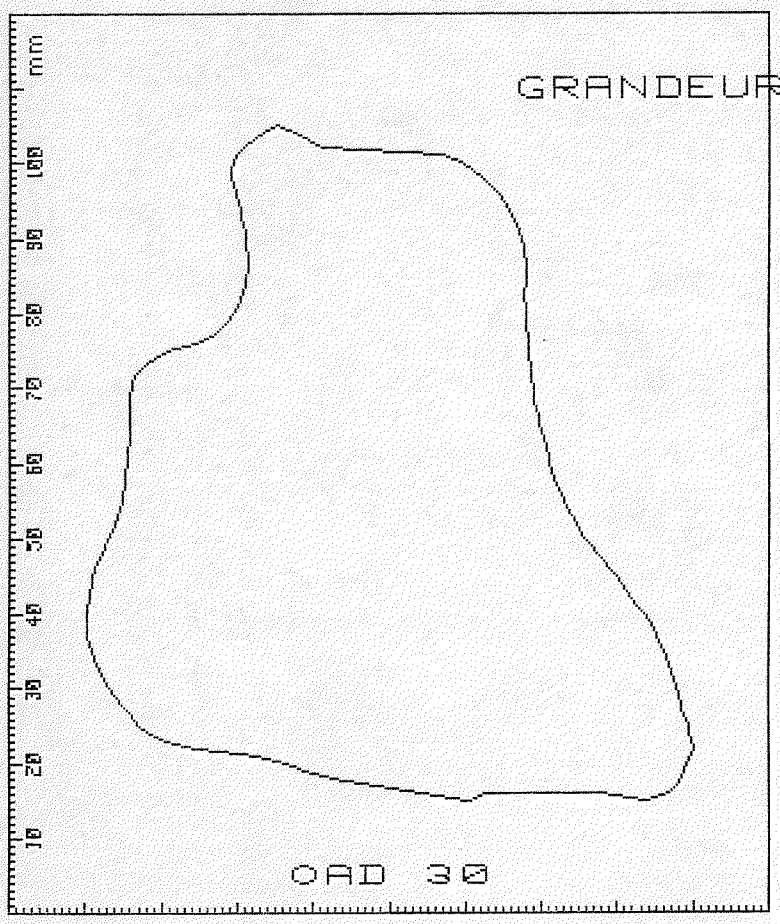
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

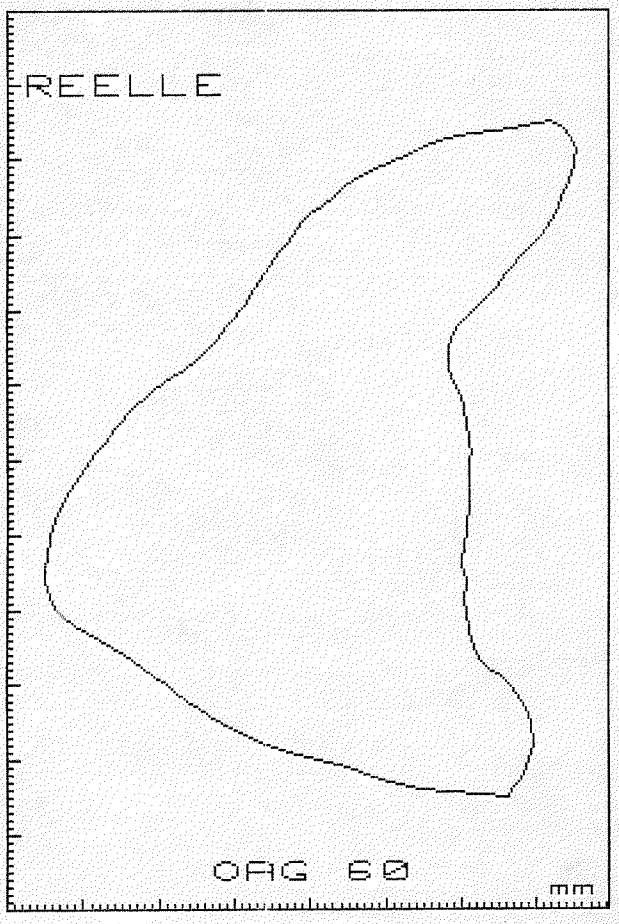
MOULE NUMERO 4

Coefficient de face (OAD) : 0.782
Coefficient de profil (OAG) : 0.476

VOLUME REEL	MESURE PAR 5 IMMERSIONS
107 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	100 ml	1.070
CONIQUE	157 ml	.681
MIXTE	108 ml	.990
Ferlinz BIPL	113 ml	.949
Ferlinz MONO	100 ml	1.069





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

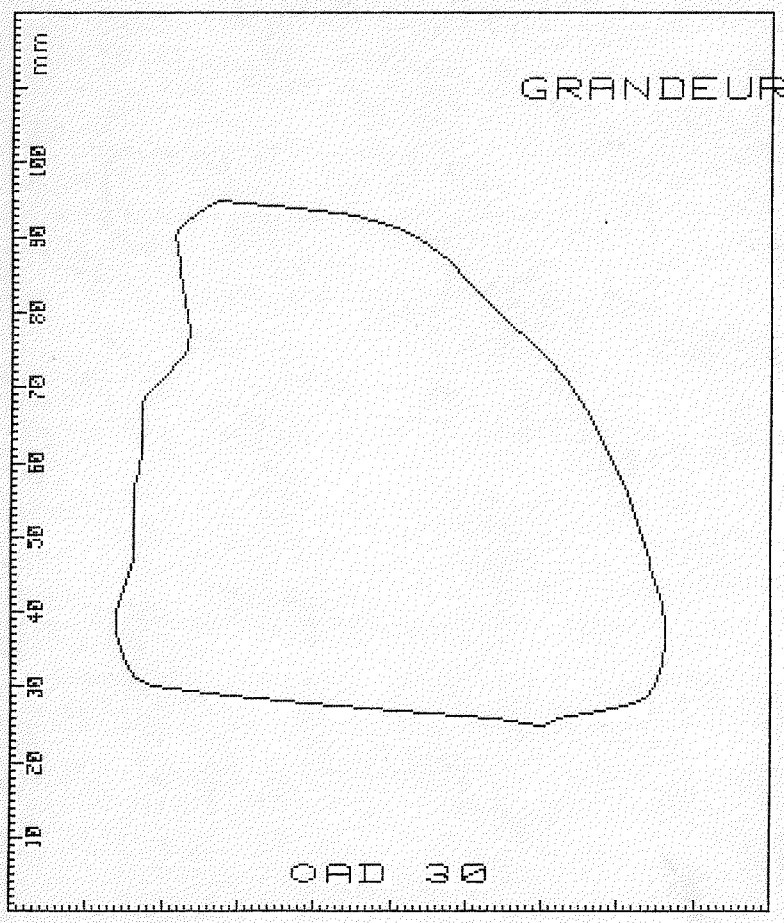
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

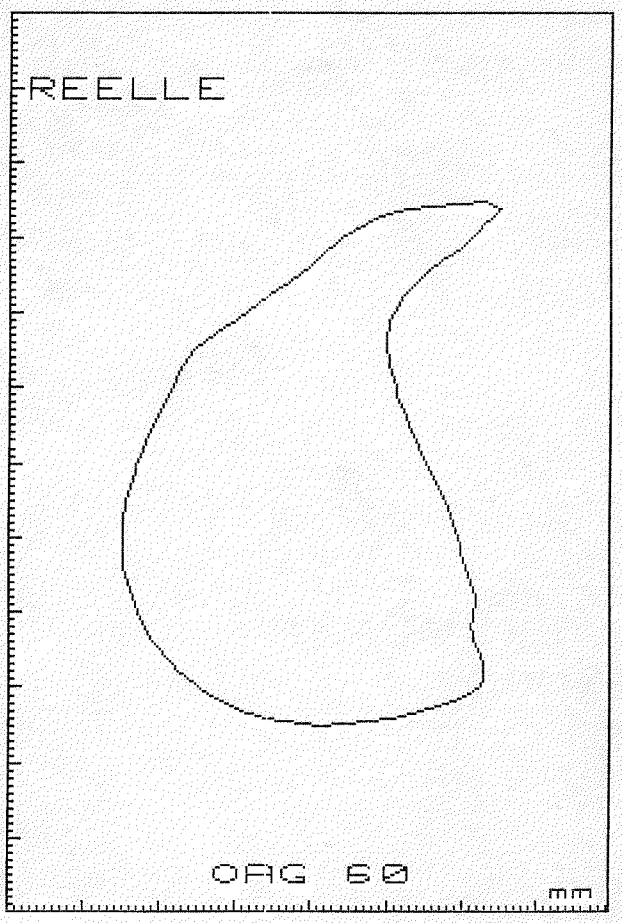
MOULE NUMERO 5

Coefficient de face (OAD) : 1.000
Coefficient de profil (OAG) : 1.000

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
73 ml	# 1.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.Calcule
PYRAMIDALE	66 ml	1.103
CONIQUE	104 ml	.702
MIXTE	69 ml	1.054
Ferlinz BIPL	75 ml	.974
Ferlinz MONO	84 ml	.872





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

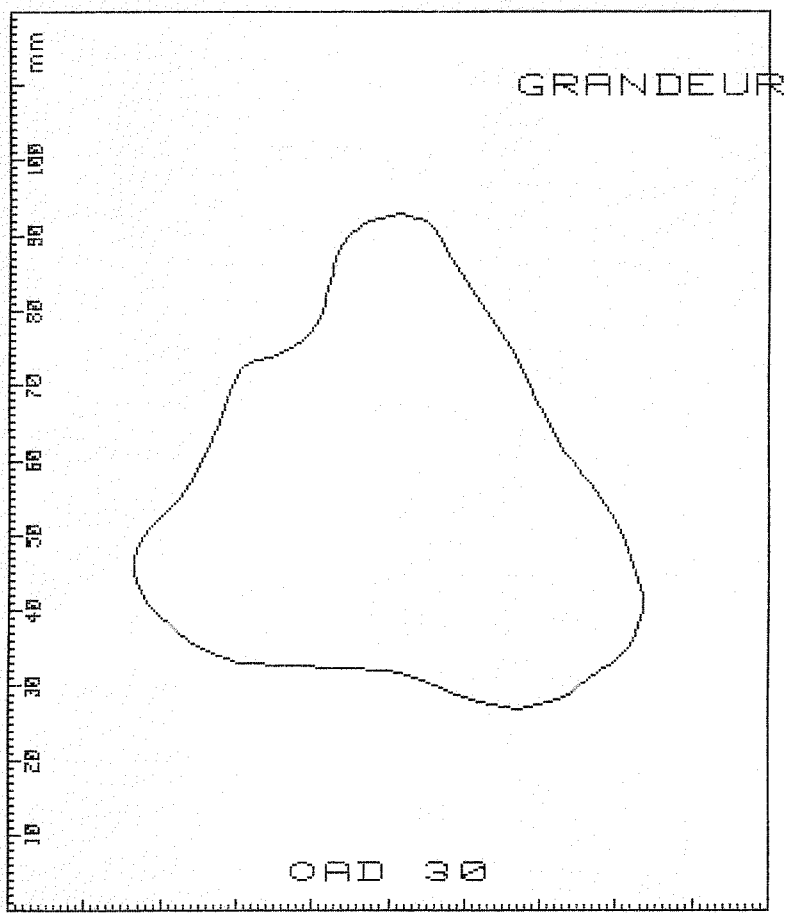
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

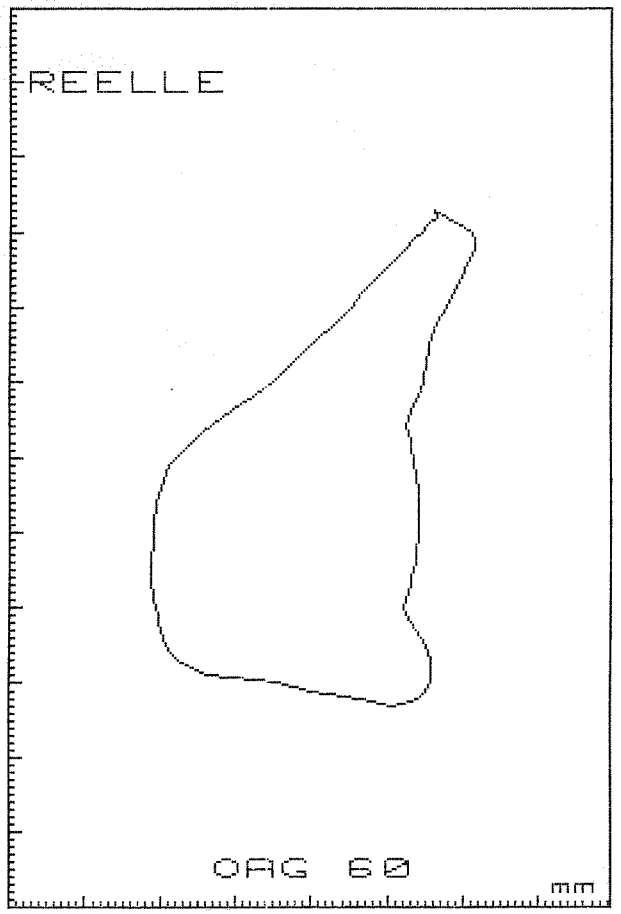
MOULE NUMERO 6

Coefficient de face (OAD) : 0.831
Coefficient de profil (OAG) : 0.489

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
44 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	38 ml	1.151
CONIQUE	60 ml	.732
MIXTE	39 ml	1.124
Ferlinz BIPL	41 ml	1.056
Ferlinz MONO	47 ml	.936





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

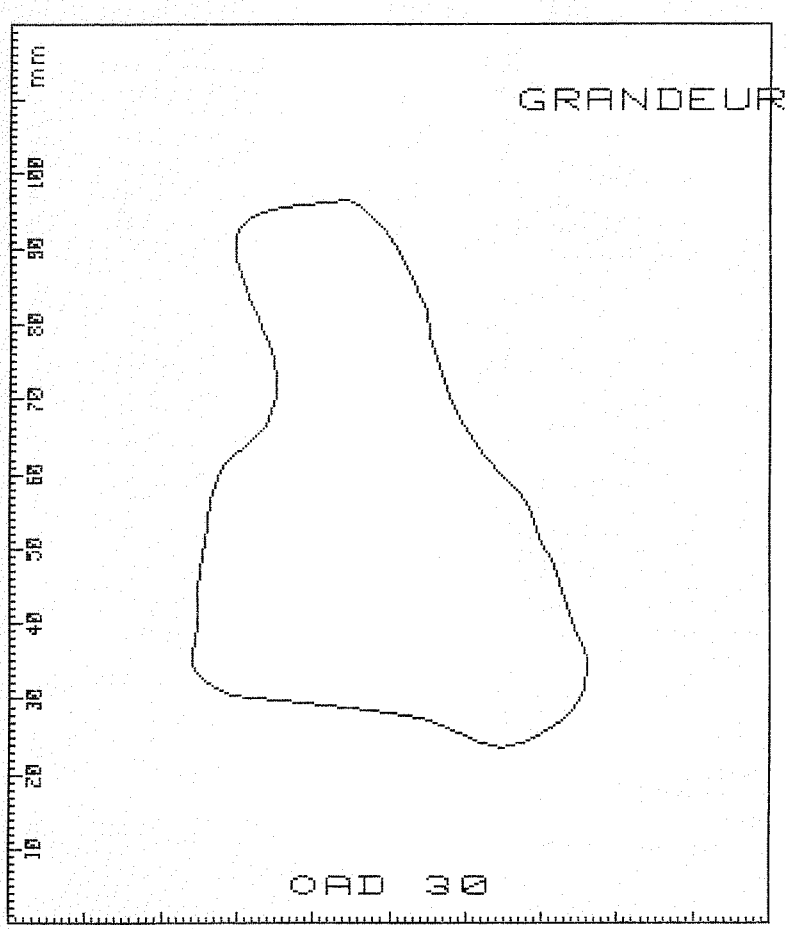
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

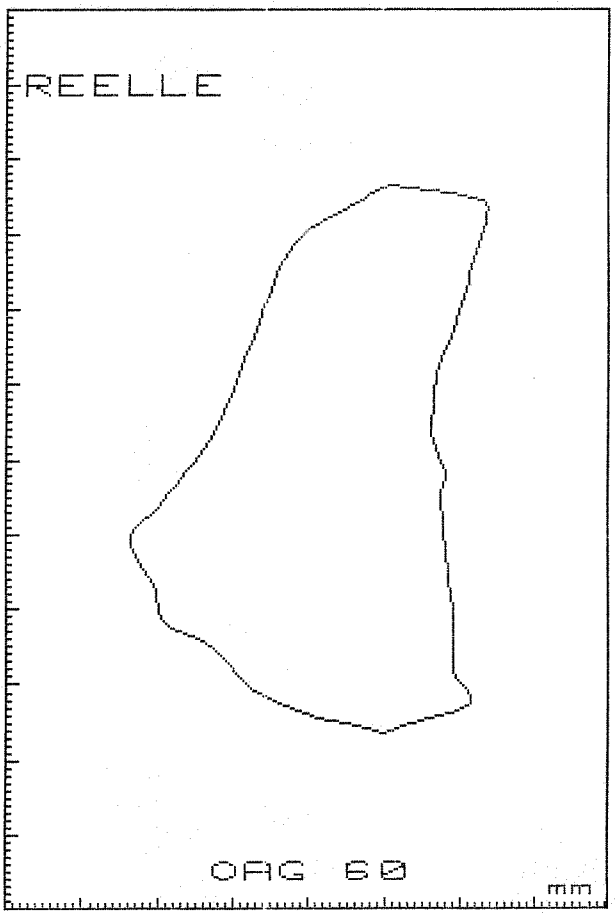
MOULE NUMERO 7

Coefficient de face (OAD) : 0.778
Coefficient de profil (OAG) : 0.499

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
50 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	38 ml	1.324
CONIQUE	59 ml	.843
MIXTE	42 ml	1.189
Ferlinz BIPL	45 ml	1.120
Ferlinz MONO	34 ml	1.476





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

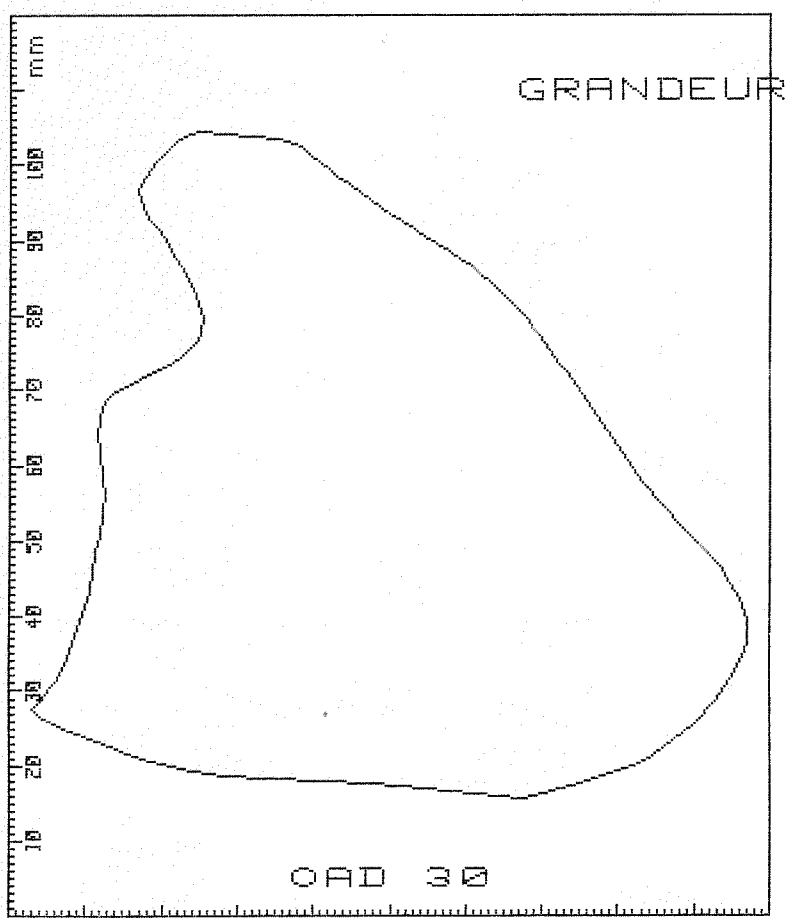
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

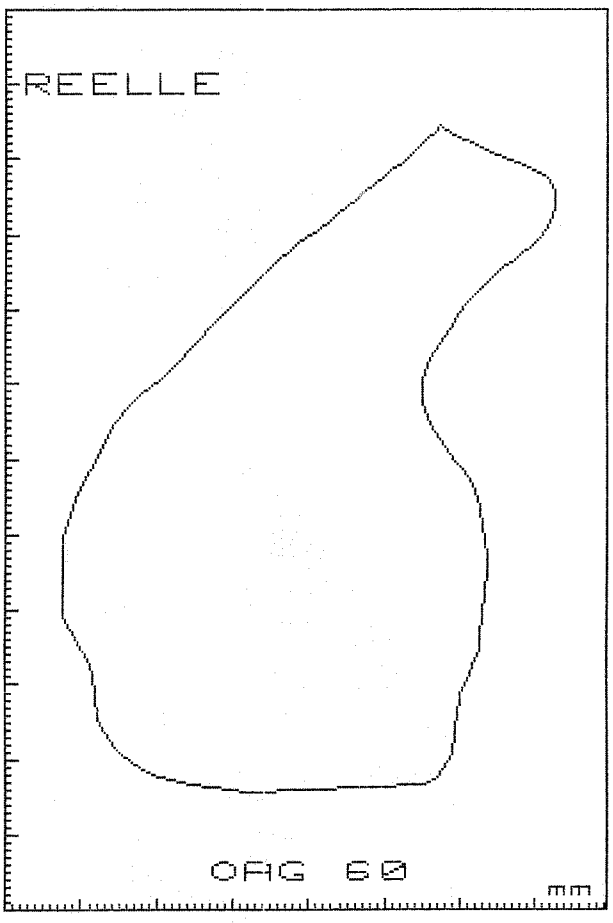
MOULE NUMERO 8

Coefficient de face (OAD) : 0.817
Coefficient de profil (OAG) : 0.476

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
137 ml	# 1.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	119 ml	1.149
CONIQUE	187 ml	.731
MIXTE	126 ml	1.084
Ferlinz BIPL	130 ml	1.054
Ferlinz MONO	130 ml	1.051





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

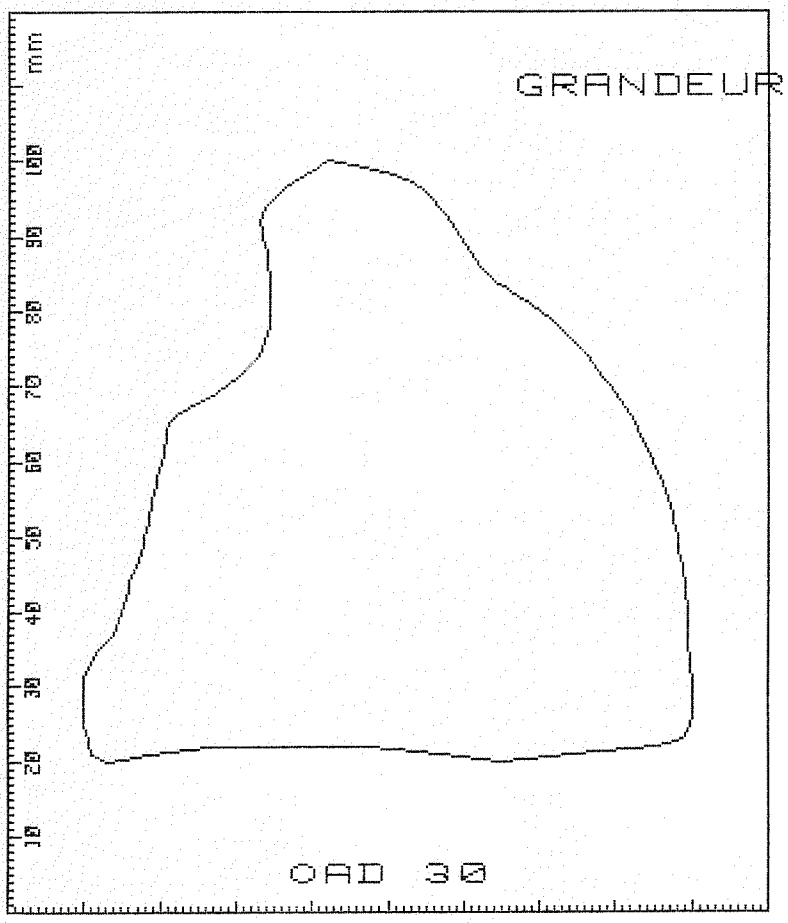
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

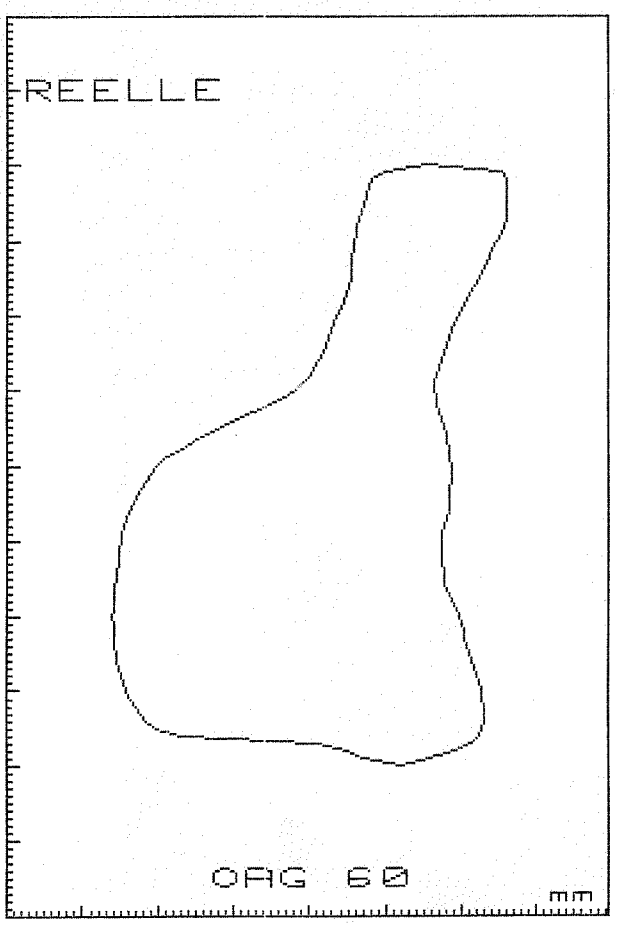
MOULE NUMERO 9

Coefficient de face (OAD) : 0.775
Coefficient de profil (OAG) : 0.480

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
95 ml	# 0.9 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	77 ml	1.239
CONIQUE	121 ml	.789
MIXTE	81 ml	1.183
Ferlinz BIPL	83 ml	1.151
Ferlinz MONO	98 ml	.975





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

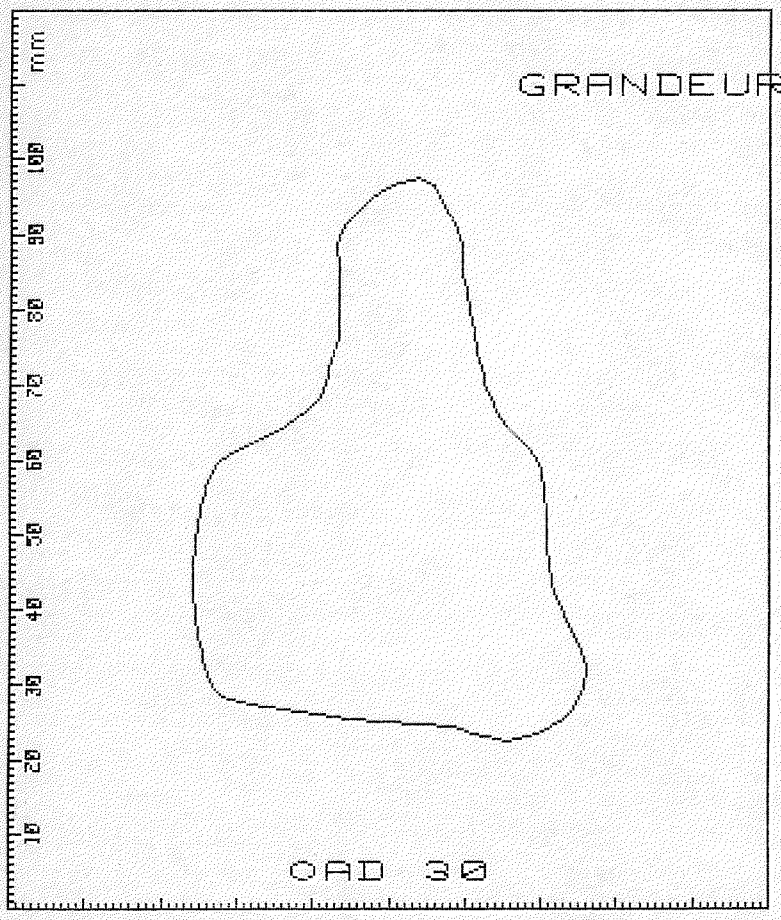
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

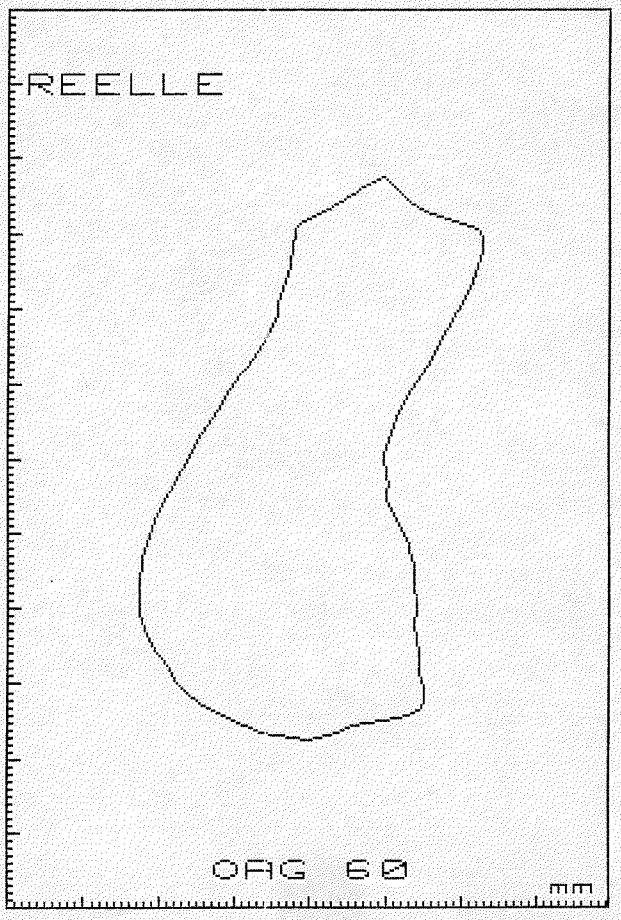
MOULE NUMERO 10

Coefficient de face (OAD) : 0.788
Coefficient de profil (OAG) : 0.482

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
49 ml	# 0.8 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	35 ml	1.387
CONIQUE	55 ml	.883
MIXTE	39 ml	1.256
Ferlinz BIPL	41 ml	1.187
Ferlinz MONO	33 ml	1.462





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

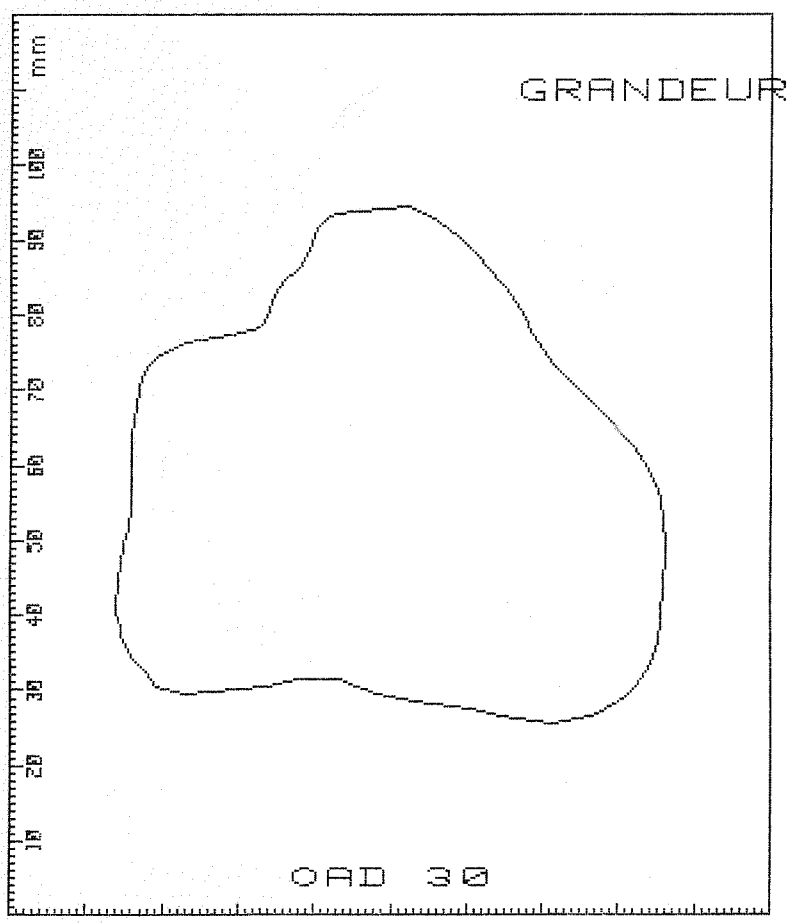
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

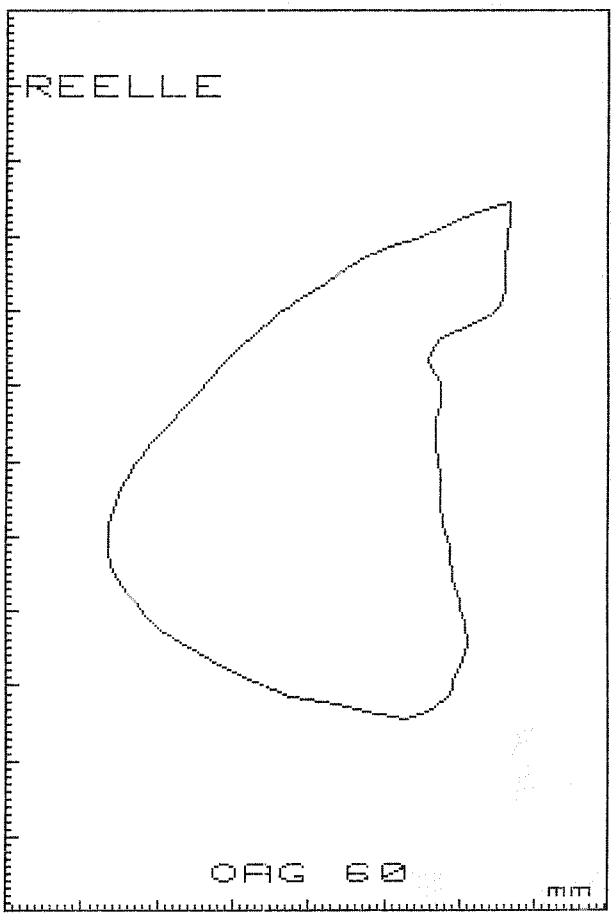
MOULE NUMERO 11

Coefficient de face (OAD) : 0.829
Coefficient de profil (OAG) : 0.482

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
75 ml	# 0.1 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	64 ml	1.160
CONIQUE	101 ml	.739
MIXTE	66 ml	1.126
Ferlinz BIPL	71 ml	1.053
Ferlinz MONO	79 ml	.949





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

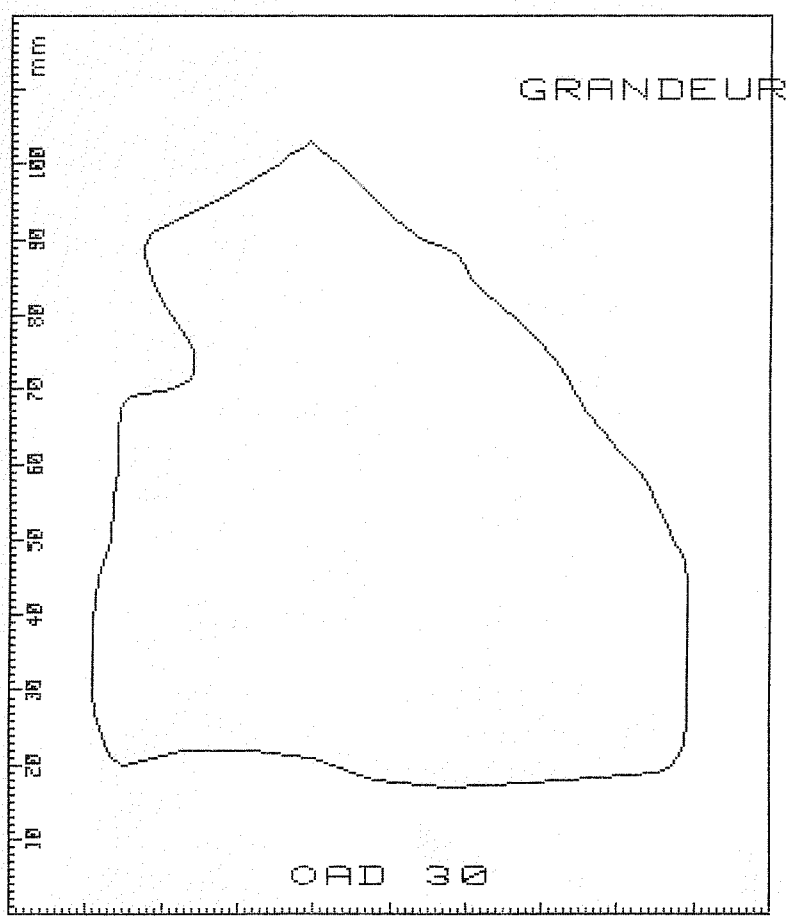
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

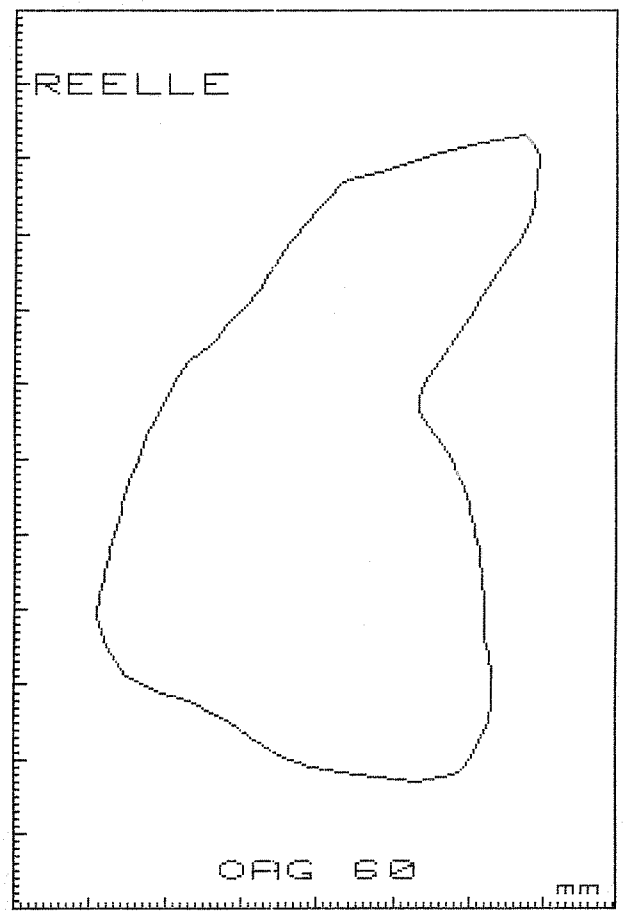
MOULE NUMERO 12

Coefficient de face (OAD) : 0.796
Coefficient de profil (OAG) : 0.495

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
112 ml	# 1.2 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	96 ml	1.170
CONIQUE	151 ml	.745
MIXTE	105 ml	1.068
Ferlinz BIPL	107 ml	1.051
Ferlinz MONO	111 ml	1.011





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

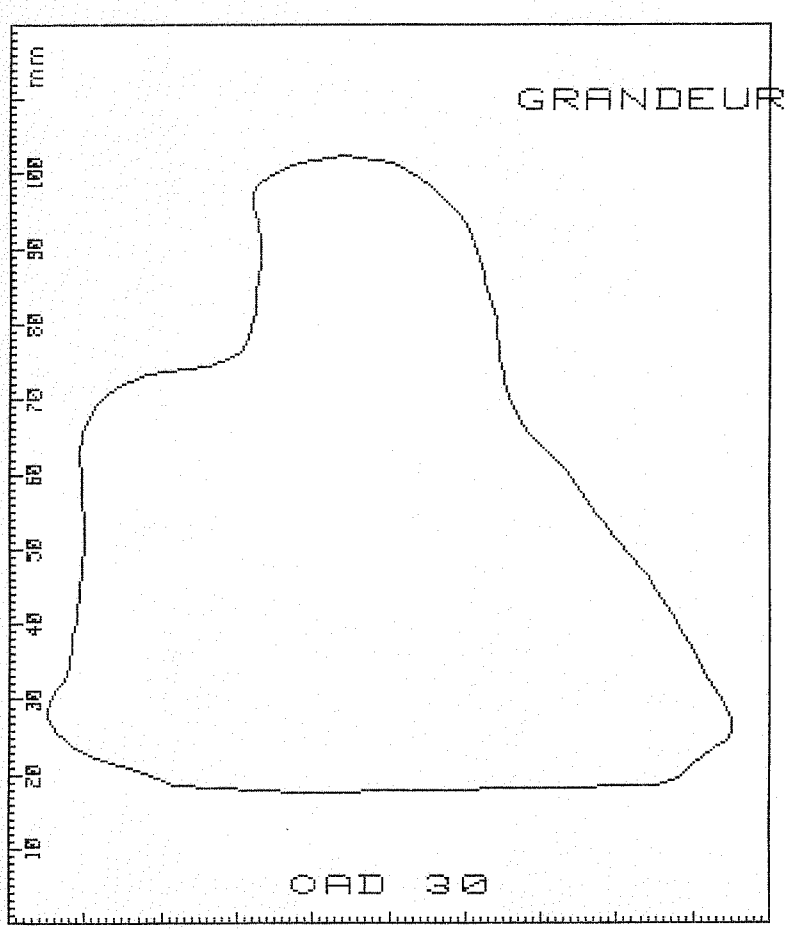
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

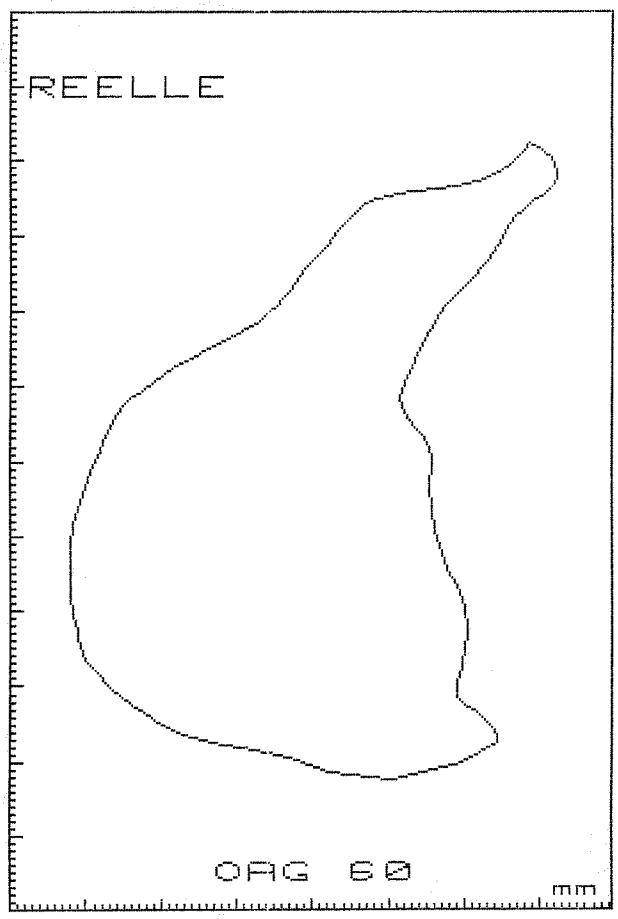
MOULE NUMERO 13

Coefficient de face (OAD) : 0.812
Coefficient de profil (OAG) : 0.479

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
106 ml	# 1.0 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	97 ml	1.095
CONIQUE	152 ml	.697
MIXTE	101 ml	1.049
Ferlinz BIPL	104 ml	1.016
Ferlinz MONO	113 ml	.940





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

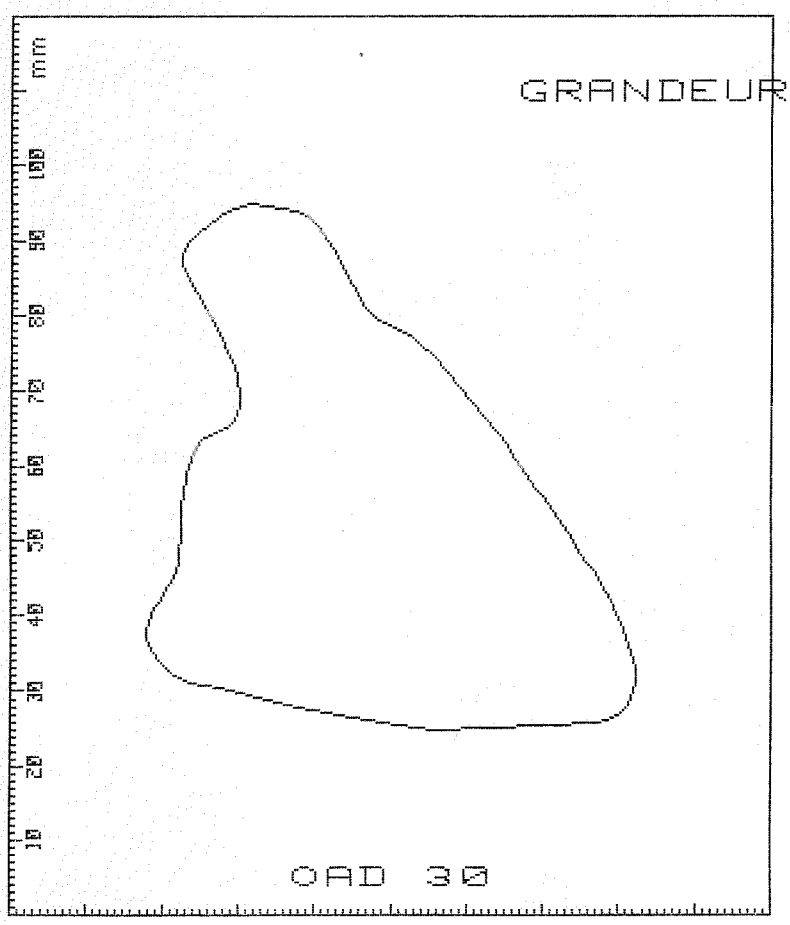
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

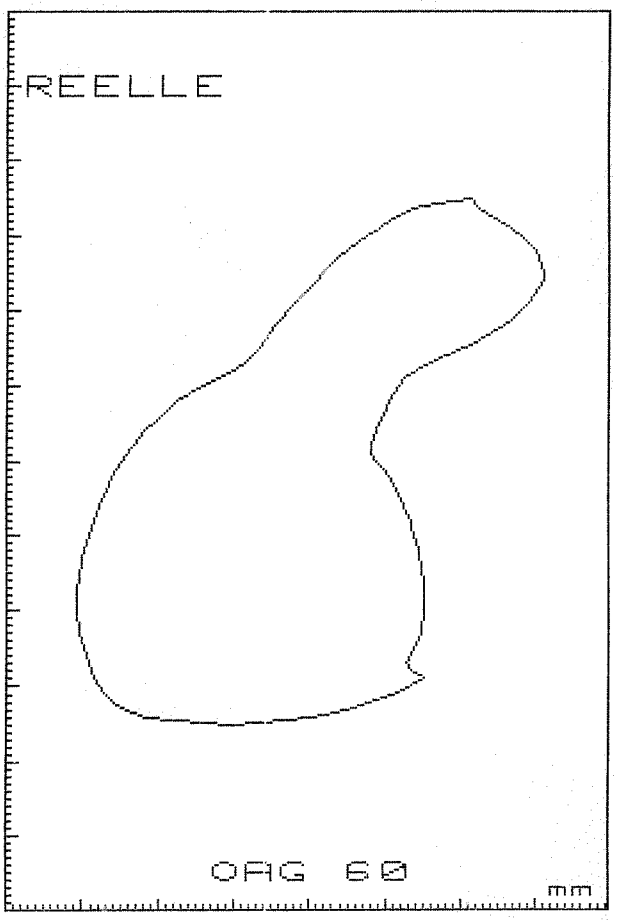
MOULE NUMERO 14

Coefficient de face (OAD) : 0.791
Coefficient de profil (OAG) : 0.494

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
56 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	51 ml	1.101
CONIQUE	80 ml	.701
MIXTE	56 ml	.999
Ferlinz BIPL	58 ml	.964
Ferlinz MONO	46 ml	1.214





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

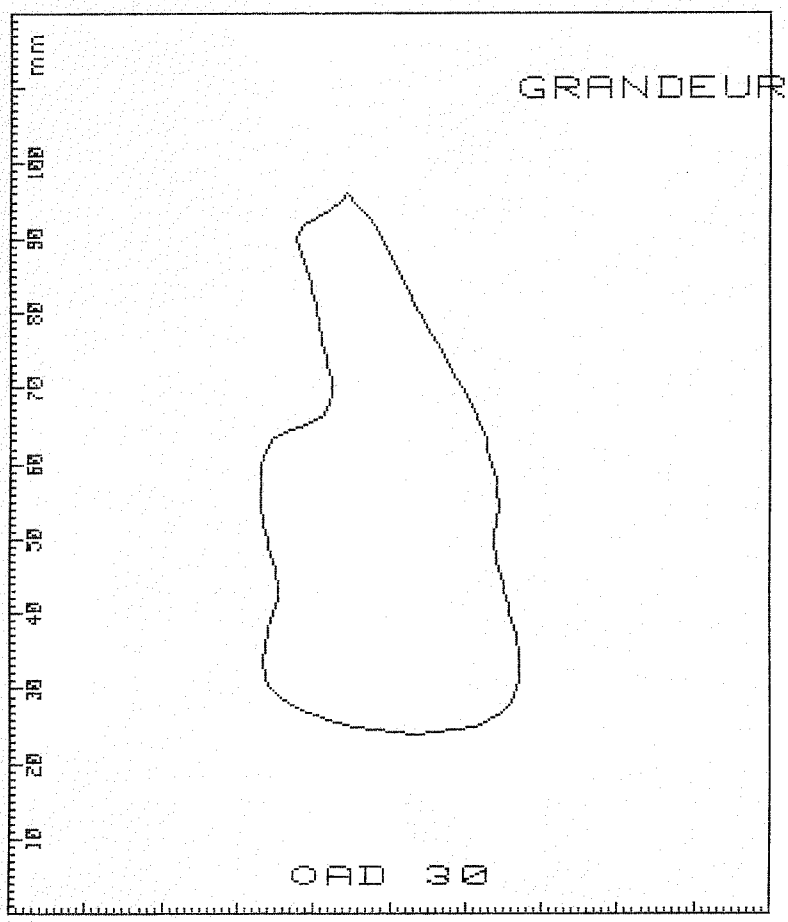
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

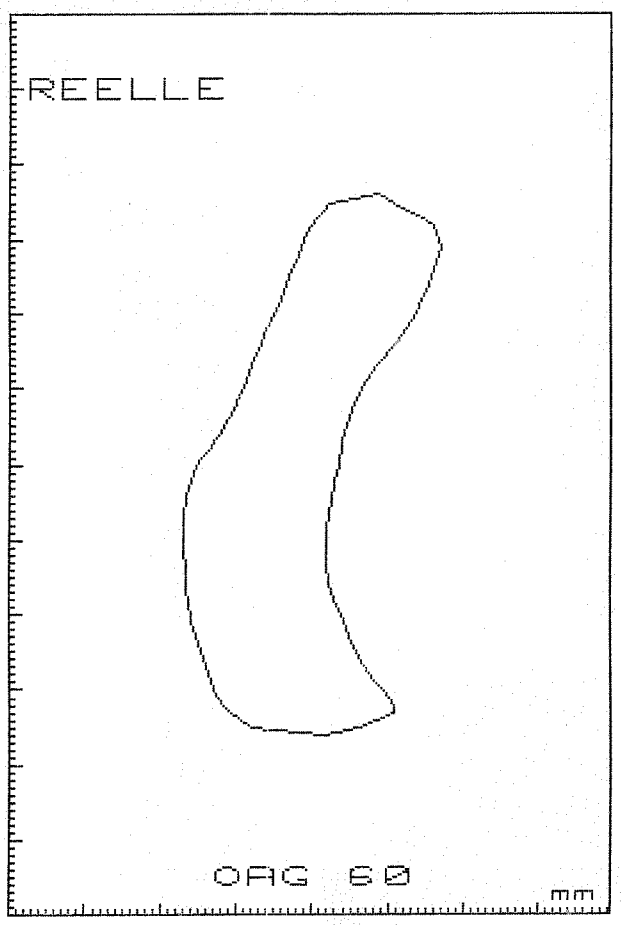
MOULE NUMERO 15

Coefficient de face (OAD) : 0.788
Coefficient de profil (OAG) : 0.496

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
22 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	15 ml	1.464
CONIQUE	24 ml	.932
MIXTE	17 ml	1.302
Ferlinz BIPL	21 ml	1.052
Ferlinz MONO	18 ml	1.211





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE
DU VENTRICULE DROIT

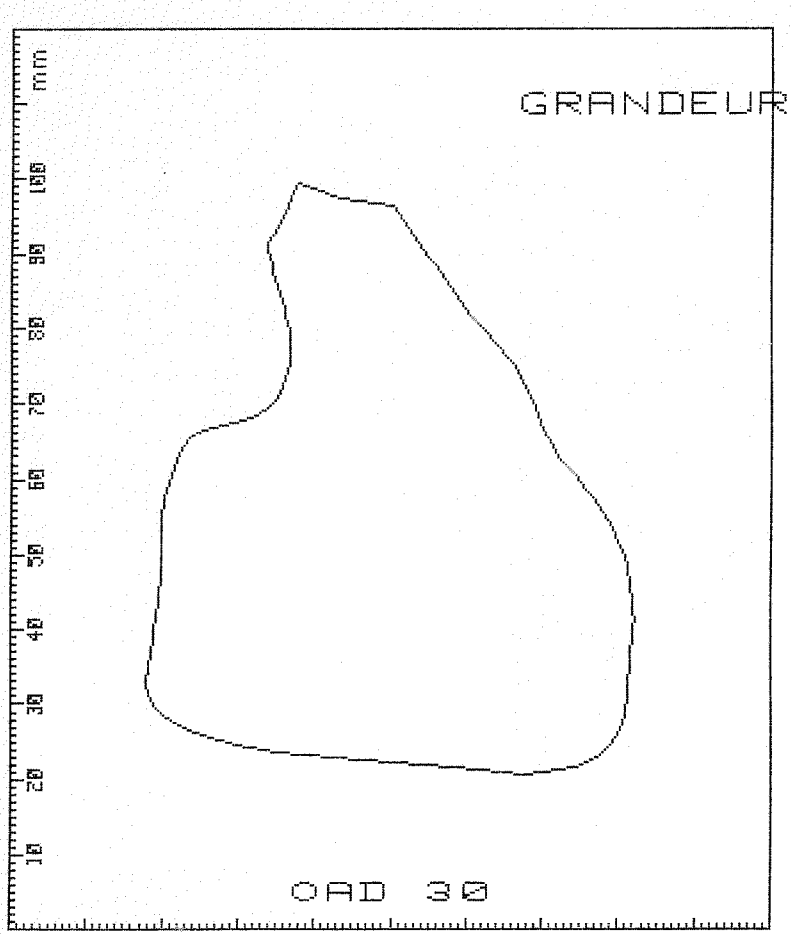
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

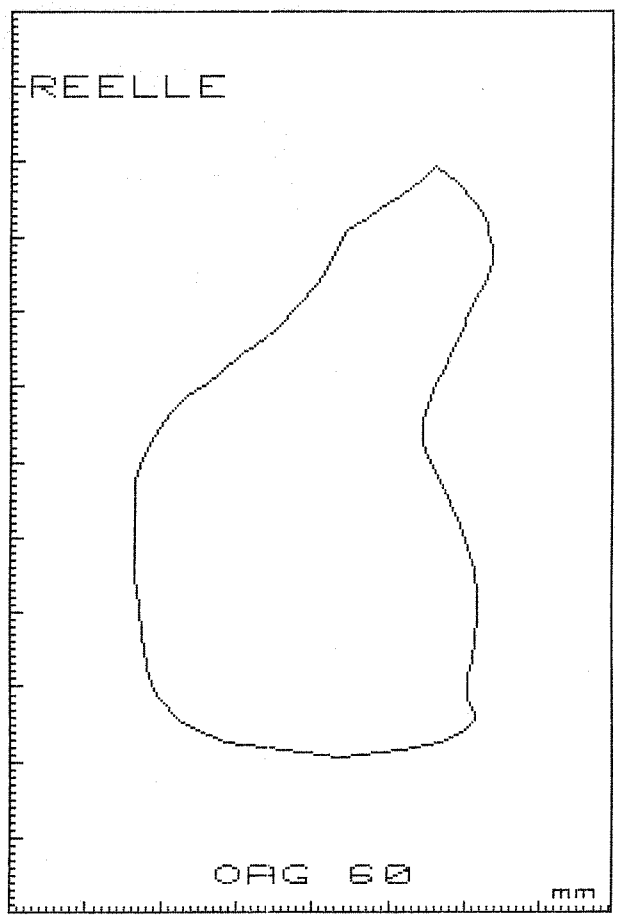
MOULE NUMERO 16

Coefficient de face (OAD) : 0.784
Coefficient de profil (OAG) : 0.488

VOLUME REEL	MESURE PAR 4 IMMERSIONS
65 ml	# 0.5 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	63 ml	1.044
CONIQUE	98 ml	.665
MIXTE	67 ml	.976
Ferlinz BIPL	68 ml	.959
Ferlinz MONO	61 ml	1.067





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

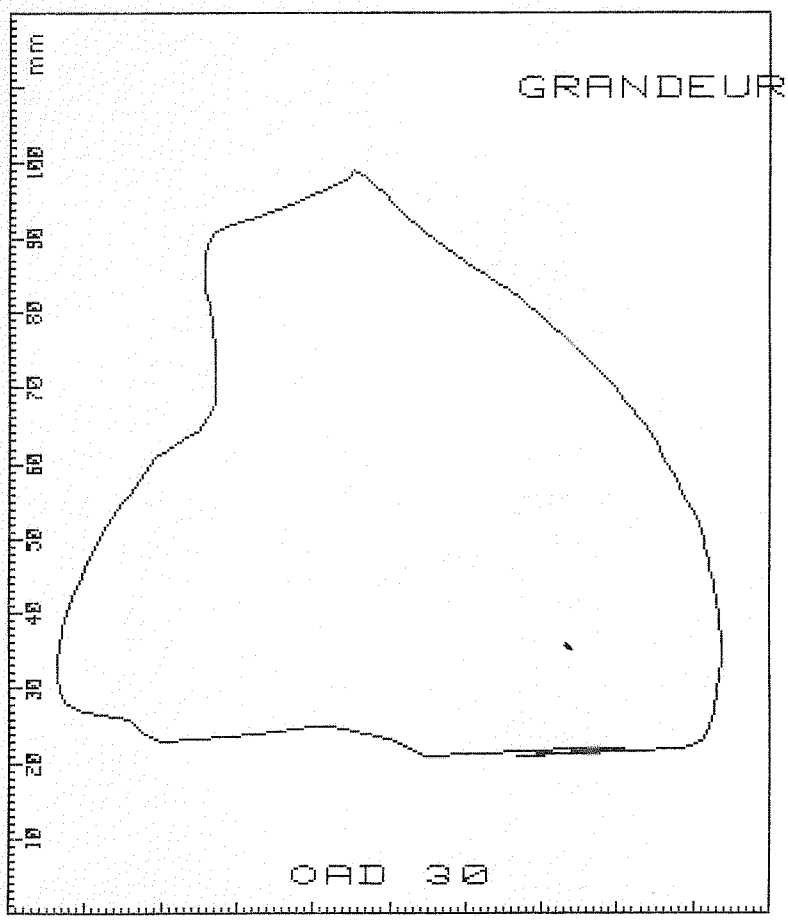
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

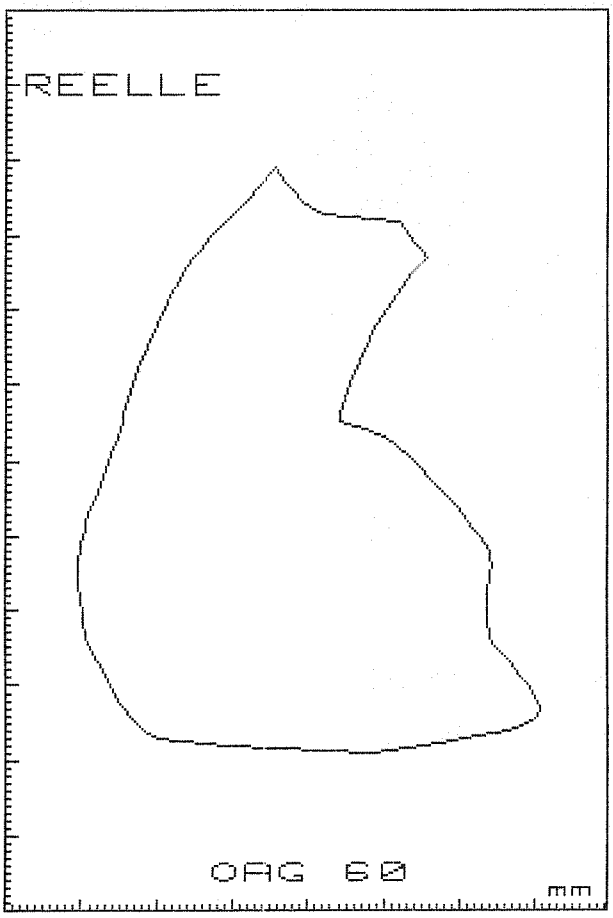
MOULE NUMERO 17

Coefficient de face (OAD) : 0.785
Coefficient de profil (OAG) : 0.490

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
109 ml	# 1.2 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.REEL / V.MESURE
PYRAMIDALE	101 ml	1.078
CONIQUE	158 ml	.686
MIXTE	111 ml	.977
Ferlinz BIPL	107 ml	1.012
Ferlinz MONO	110 ml	.985





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

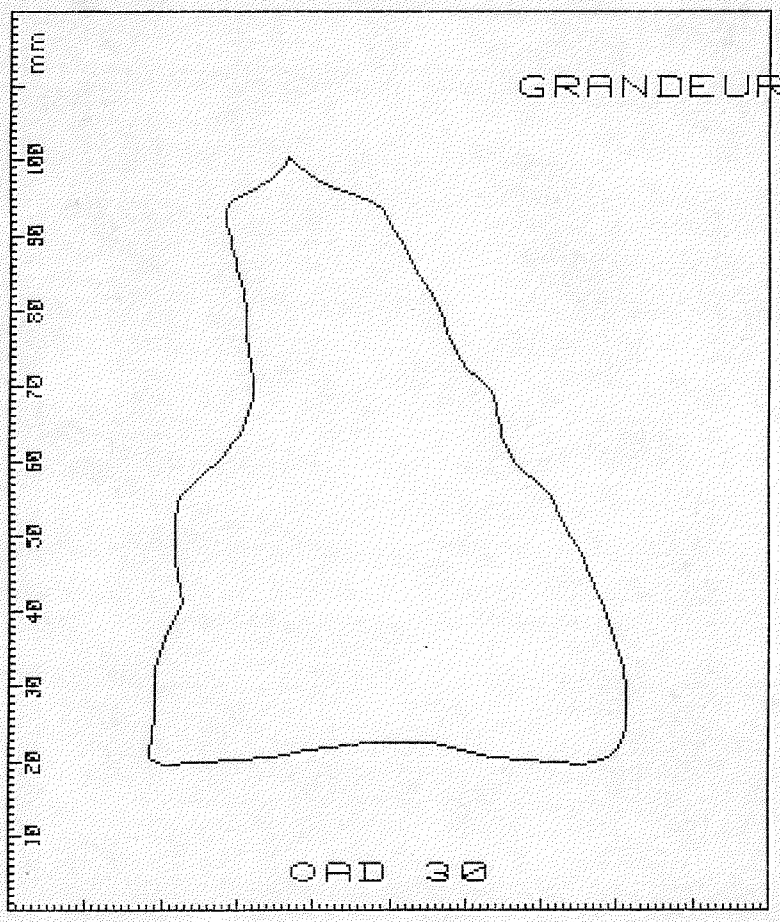
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

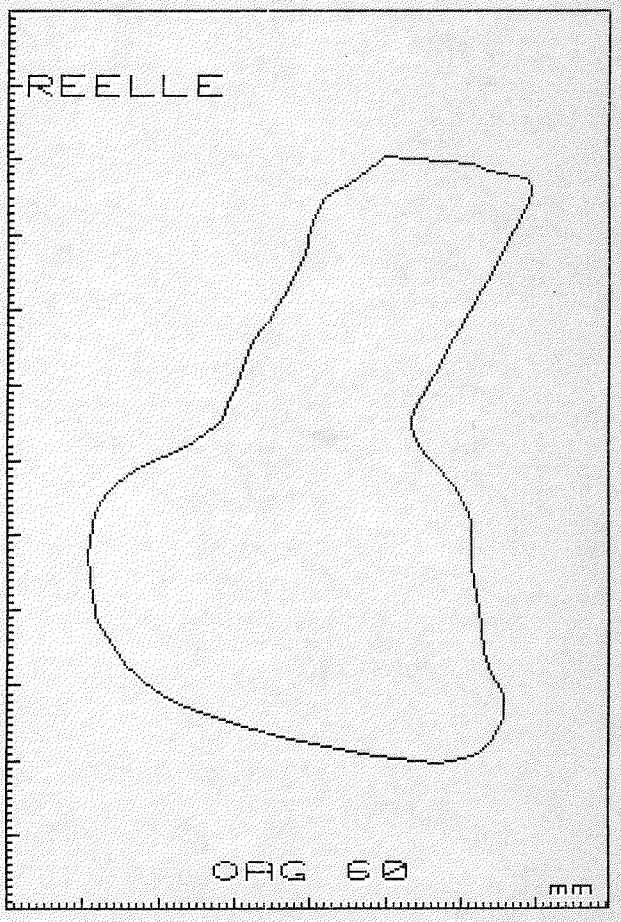
MOULE NUMERO 18

Coefficient de face (OAD) : 0.780
Coefficient de profil (OAG) : 0.491

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
73 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.Reel / V.Calcule
PYRAMIDALE	62 ml	1.172
CONIQUE	98 ml	.746
MIXTE	69 ml	1.054
Ferlinz BIPL	69 ml	1.050
Ferlinz MONO	53 ml	1.379





ANALYSE ANGIOGRAPHIQUE DU VENTRICULE DROIT

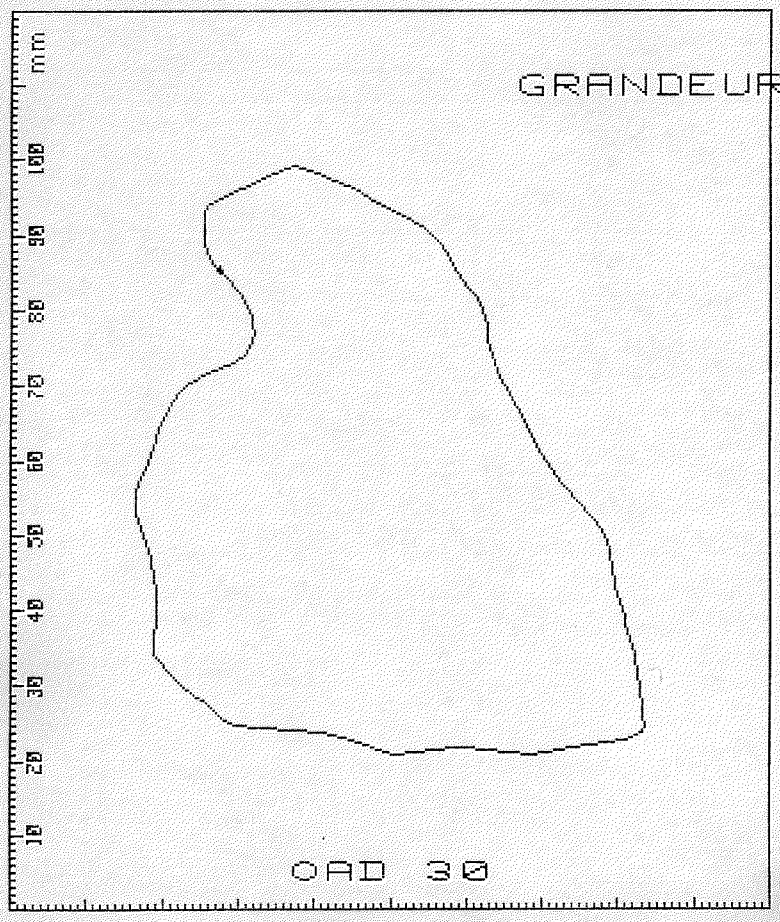
POL-H.GUIVARC'H
MARCEL BAUDOUY
HOPITAL PASTEUR
**** NICE ****

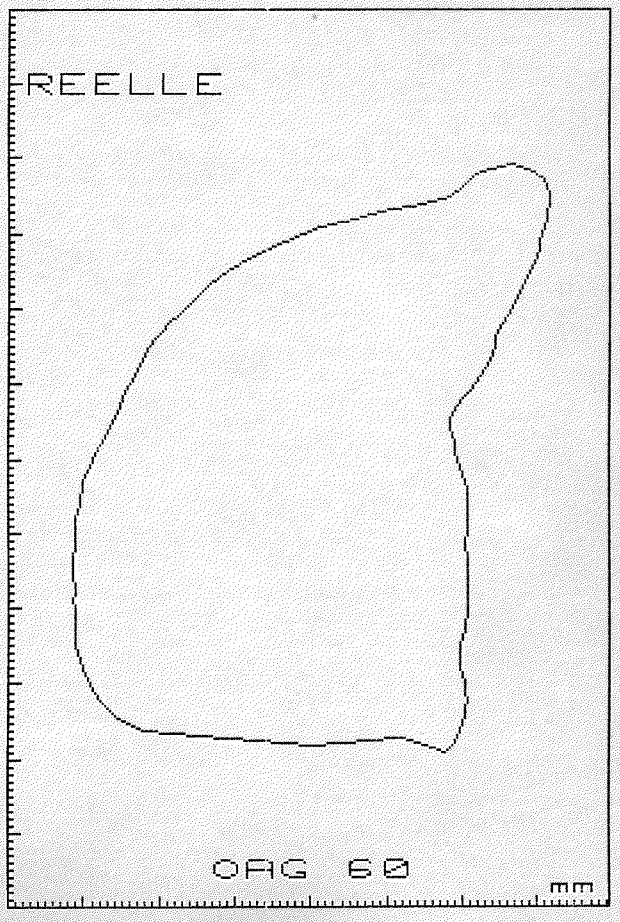
MOULE NUMERO 19

Coefficient de face (OAD) : 0.773
Coefficient de profil (OAG) : 0.489

VOLUME REEL	MESURE PAR 3 IMMERSIONS
95 ml	# 0.6 ml

HYPOTHESE	VOLUME CALCULE	V.Reel / V.Calcule
PYRAMIDALE	81 ml	1.173
CONIQUE	127 ml	.747
MIXTE	88 ml	1.076
Ferlinz BIPL	92 ml	1.028
Ferlinz MONO	67 ml	1.425





ANALYSE DES RESULTATS & COMMENTAIRES

V

PLAN

51 TABLEAU RECAPITULATIF DES VOLUMES

52 ETUDE STATISTIQUE

521 CONSTITUTION DE DEUX GROUPES DE MOULES

522 VALEUR DES CORRELATIONS

523 DROITES DE REGRESSION

524 ERREURS STANDARDS DES ESTIMATIONS (SEE)

53 INTERPRETATION

51 TABLEAU RECAPITULATIF DES VOLUMES (EN ml)

MOULE	REEL	CONE	PYRAMID	MIXTE	F.Bipl	Fmono
No 1	150	188	120	133	138	98
No 2	39	51	33	35	38	37
No 3	41	54	34	38	41	33
No 4	108	157	100	108	113	100
No 5	73	104	66	69	75	84
No 6	44	60	38	39	41	47
No 7	50	59	38	42	45	34
No 8	137	187	119	126	130	130
No 9	95	121	77	81	83	98
No 10	49	55	35	39	41	33
No 11	75	101	64	66	71	79
No 12	112	151	96	105	107	111
No 13	106	152	97	101	104	113
No 14	56	80	51	56	58	46
No 15	22	24	15	17	21	18
No 16	65	98	63	67	68	61
No 17	109	158	101	111	107	110
No 18	73	98	62	69	69	53
No 19	95	127	81	88	92	67

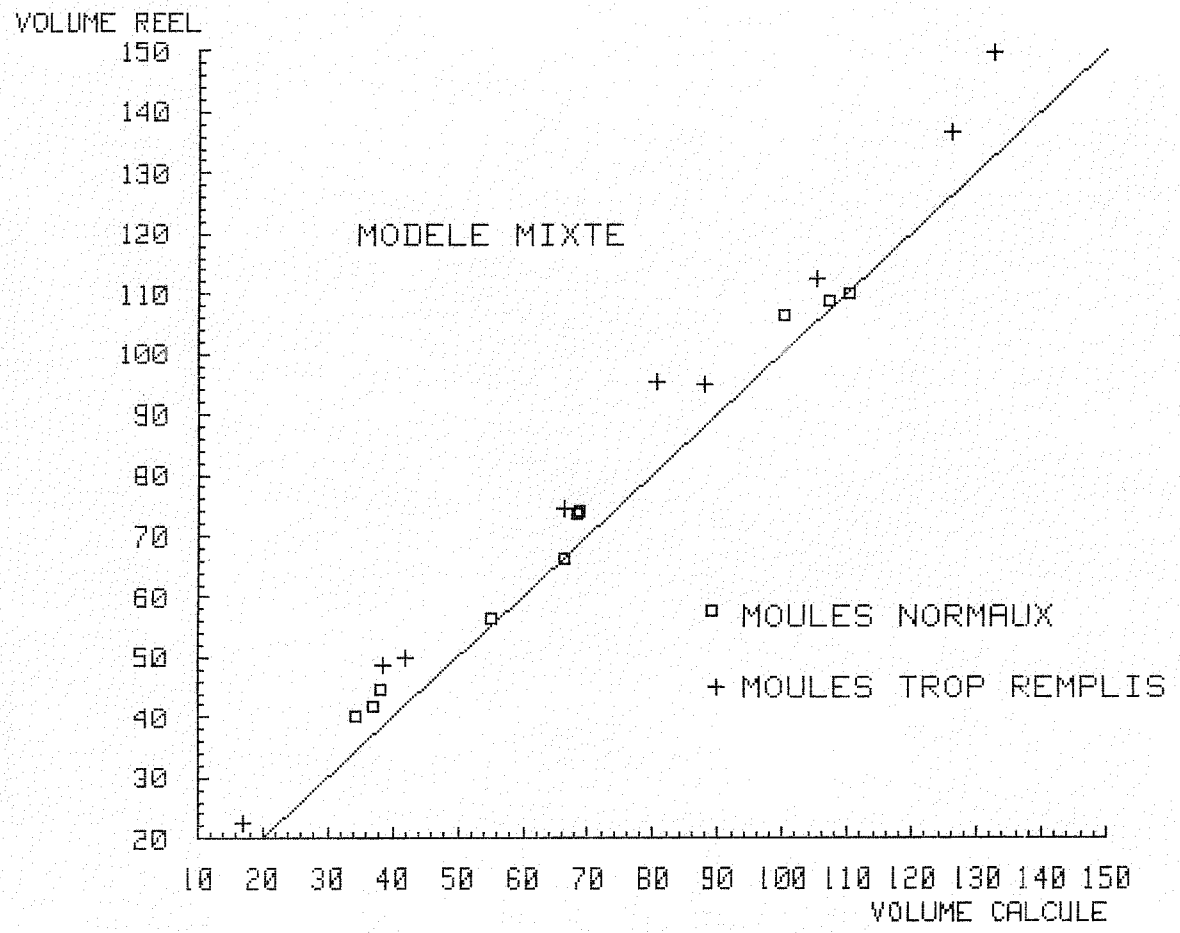


fig 5-1: REPARTITION DES VOLUMES SELON LA REPLETION DES MOULES

52 Etude statistique

521 Constitution de deux groupes de moules

Les moules n'ont pas tous le même aspect : certains présentent une extrême fragilité et sont la reproduction fidèle de l'aspect caverneux de la cavité, alors que d'autres, plus denses, sont beaucoup moins riches en détails. Ces derniers présentent le plus souvent une face septale plate ou bombée, alors qu'elle est franchement convexe en avant dans l'autre cas.

Ces particularités suggèrent que l'évaluation du volume doit être différente pour ces deux catégories de moules. En effet, pour une même "enveloppe" et un même volume calculé certains surchargés verront leur volume sous estimé.

Cette observation se vérifie facilement sur un graphe où l'on dispose les points d'abscisse VC (Volume Calculé) et d'ordonnée VR (Volume Réel, (Fig 5-1).

La série de 19 moules est donc répartie en deux sous populations :
- 10 moules dits normaux, numéros 2, 3, 4, 5, 6, 13, 14, 16, 17, 18 ;
- 9 moules trop remplis, numéros 1, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 15, 19.

522 Valeur des corrélations

Les trois tableaux qui suivent, donnent pour l'ensemble des moules et ses deux sous-ensembles :
- la corrélation du volume réel avec les volumes calculés selon chaque méthode et modèle ;
- la moyenne, la variance et l'écart-type des volumes dans chacun des trois groupes, mesurés ou calculés selon les diverses formules.

CORRELATIONS ENTRE VOLUME REEL ET VOLUMES CALCULES

	ENSEMBLE	10 NORMAUX	9 TROP REMPLIS
.MODELE CONIQUE.....	0,9890	0,9975	0,9954
.MODELE PYRAMIDAL.....	0,9890	0,9975	0,9954
.MODELE MIXTE.....	0,9901	0,9962	0,9971
.METHODE DE FERLINZ BIPLAN.....	0,9922	0,9957	0,9969
.METHODE DE FERLINZ MONOPLAN...	0,9135	0,9577	0,9058

COEF. DE CORRELATION, MOYENNES ET VARIANCES POUR L'ENSEMBLE DES MOULES

CORRELATION ENTRE VOLUME REEL ET VOLUME CALCULE PAR LE MODELE

- CONIQUE..... 0.9890
- PYRAMIDALE..... 0.9890
- MIXTE ---------- 0.9901
- DE FERLINZ BIPLAN..... 0.9922
- DE FERLINZ MONOPLAN..... 0.9135

MOYENNE POUR CHAQUE MODELE

- VOLUME REEL 78.86 ml
- VOLUME CONIQUE..... 106.55 ml
- VOLUME PYRAMIDALE..... 67.83 ml
- VOLUME MIXTE ---------- 73.15 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN.. 75.93 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN 71.04 ml

VARIANCES ET ECART-TYPES

- VOLUME REEL 1186 ml 34.44 ml
- VOLUME CONIQUE..... 2292 ml 47.88 ml
- VOLUME PYRAMIDALE..... 929 ml 30.48 ml
- VOLUME MIXTE ---------- 1088 ml 32.99 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN.. 1089 ml 33.00 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN 1092 ml 33.04 ml

COEF. DE CORRELATION, MOYENNES ET VARIANCES POUR LES MOULES NORMAUX

CORRELATION ENTRE VOLUME REEL ET VOLUME CALCULE PAR LE MODELE

- CONIQUE..... 0.9975
- PYRAMIDALE..... 0.9975
- MIXTE ---------- 0.9962
- DE FERLINZ BIPLAN..... 0.9957
- DE FERLINZ MONOPLAN..... 0.9577

MOYENNE POUR CHAQUE MODELE

- VOLUME REEL 71.38 ml
- VOLUME CONIQUE..... 101.18 ml
- VOLUME PYRAMIDALE..... 64.41 ml
- VOLUME MIXTE ---------- 69.31 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN.. 71.51 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN 68.26 ml

VARIANCES ET ECART-TYPES

- VOLUME REEL 696 ml 26.39 ml
- VOLUME CONIQUE..... 1582 ml 39.77 ml
- VOLUME PYRAMIDALE..... 641 ml 25.32 ml
- VOLUME MIXTE ---------- 751 ml 27.41 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN.. 720 ml 26.82 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN 849 ml 29.14 ml

COEF. DE CORRELATION, MOYENNES ET VARIANCES POUR LES MOULES TROP REMPLIS

CORRELATION ENTRE VOLUME REEL ET VOLUME CALCULE PAR LE MODELE

- CONIQUE..... 0.9954
- PYRAMIDALE..... 0.9954
- MIXTE ---------- 0.9971
- DE FERLINZ BIPLAN..... 0.9969
- DE FERLINZ MONOPLAN..... 0.9058

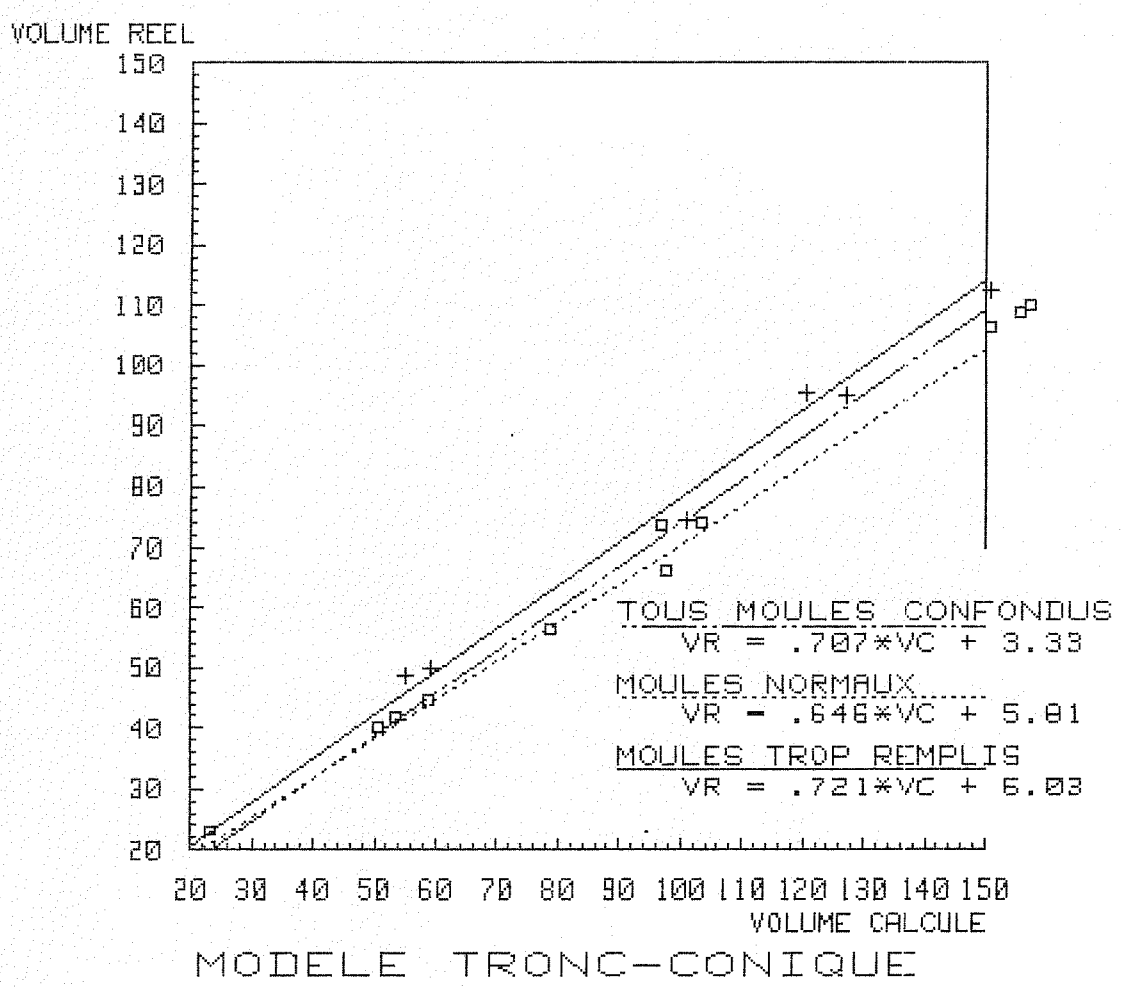
MOYENNE POUR CHAQUE MODELE

- VOLUME REEL 87.16 ml
- VOLUME CONIQUE..... 112.52 ml
- VOLUME PYRAMIDALE..... 71.63 ml
- VOLUME MIXTE ---------- 77.42 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN.. 80.83 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN 74.13 ml

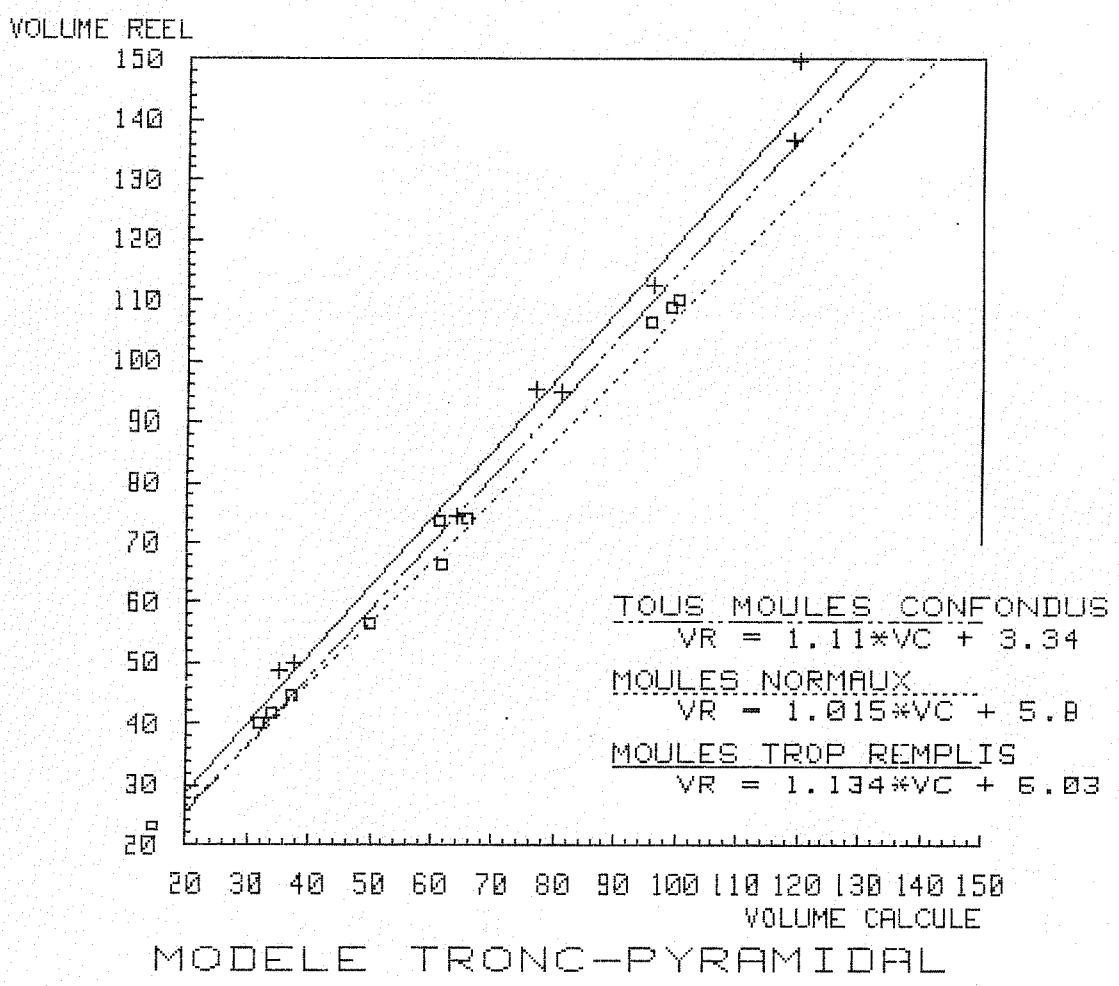
VARIANCES ET ECART-TYPES

- VOLUME REEL	1600 ml	40.00 ml
- VOLUME CONIQUE.....	3013 ml	54.89 ml
- VOLUME PYRAMIDALE.....	1221 ml	34.95 ml
- VOLUME MIXTE ----------	1428 ml	37.79 ml
- VOLUME DE FERLINZ BIPLAN..	1453 ml	38.12 ml
- VOLUME DE FERLINZ MONOPLAN	1344 ml	36.66 ml

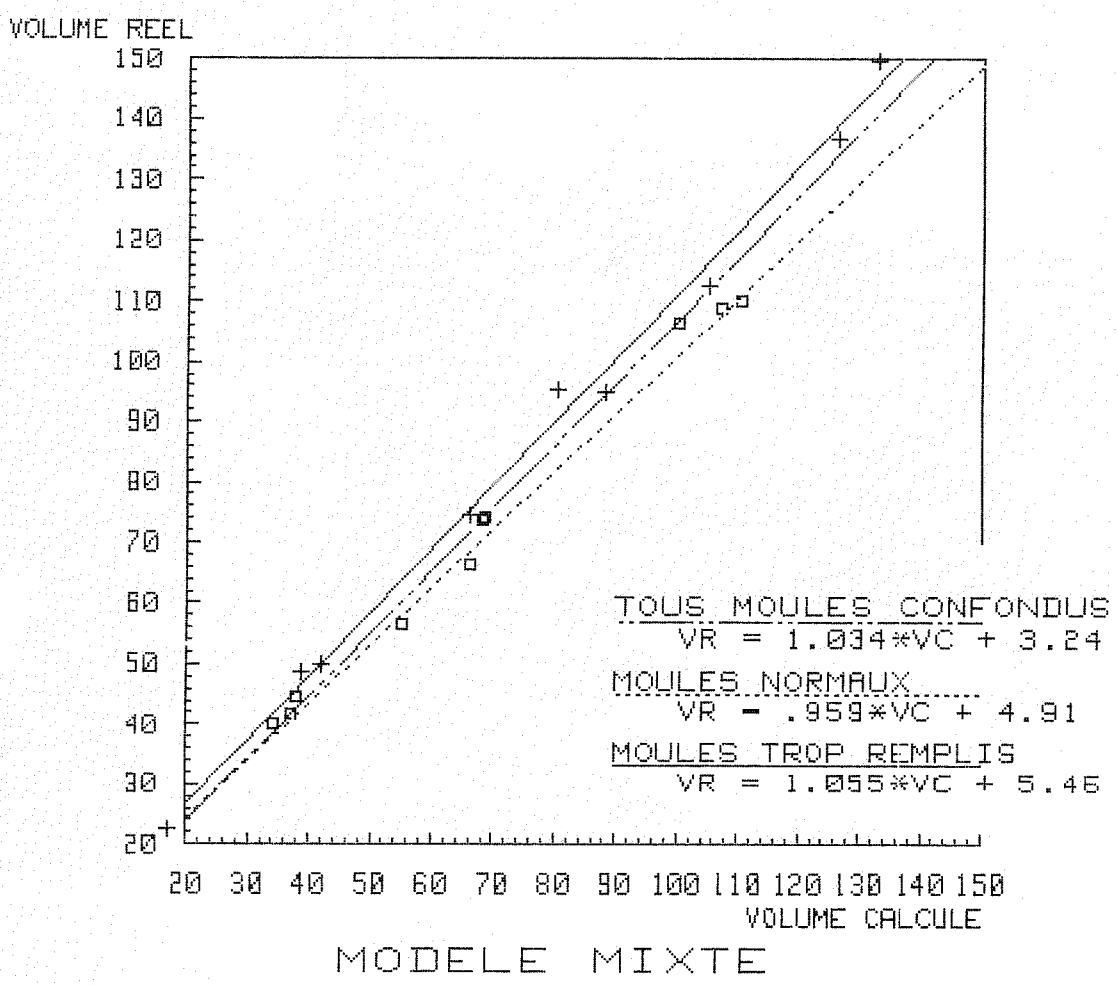
524 Droites de régression



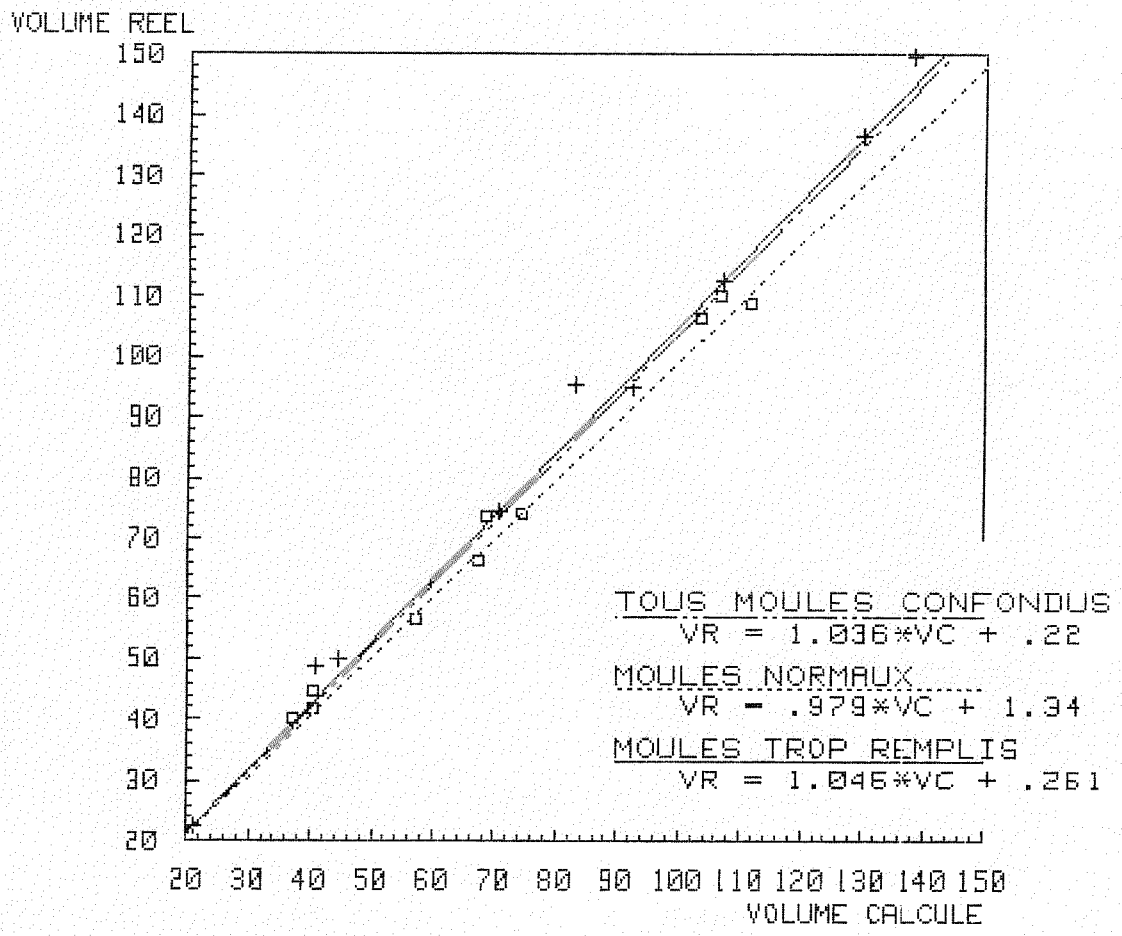
DROITES DE REGRESSION DE VC SUR VR



DROITES DE REGRESSION DE VC SUR VR

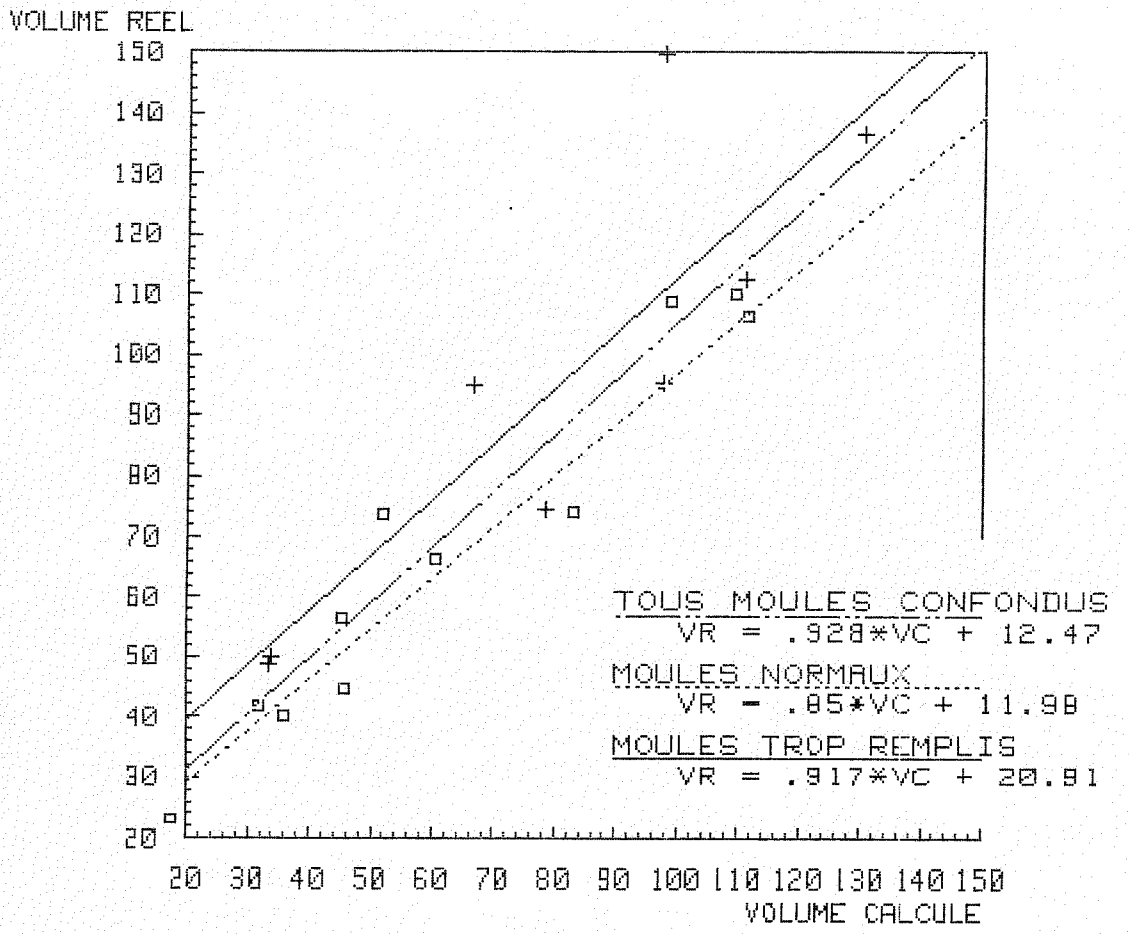


DROITES DE REGRESSION DE VC SUR VR



METHODE DE FERLINZ BIPLAN

DROITES DE REGRESSION DE VC SUR VR



METHODE DE FERLINZ MONOPLAN

524 Erreurs standards des estimation (SEE)

ERREUR STANDARD DU Volume Calcule APRES REGRESSION
TOUS LES MOULES ENSEMBLES

MODELE CONIQUE.....	SEE = 5.11	cm3
MODELE PYRAMIDALE.....	SEE = 5.11	cm3
MODELE MIXTE.....	SEE = 4.82	cm3
MODELE DE FERLINZ BIPLAN	SEE = 4.29	cm3
MODELE DE FERLINZ MONOPLAN	SEE = 14.04	cm3

ERREUR STANDARD DU Volume Calcule APRES REGRESSION
MOULES NORMAUX (10)

MODELE CONIQUE.....	SEE = 1.99	cm3
MODELE PYRAMIDALE.....	SEE = 1.99	cm3
MODELE MIXTE.....	SEE = 2.29	cm3
MODELE DE FERLINZ BIPLAN	SEE = 2.44	cm3
MODELE DE FERLINZ MONOPLAN	SEE = 7.73	cm3

ERREUR STANDARD DU Volume Calcule APRES REGRESSION
MOULES TROP REMPLIS (9)

MODELE CONIQUE.....	SEE = 3.86	cm3
MODELE PYRAMIDALE.....	SEE = 3.86	cm3
MODELE MIXTE.....	SEE = 3.03	cm3
MODELE DE FERLINZ BIPLAN	SEE = 3.15	cm3
MODELE DE FERLINZ MONOPLAN	SEE = 17.24	cm3

53 Interprétation

531 - Toutes les méthodes ont une très forte corrélation avec le VR (0,99), à l'exception de la méthode monoplan de FERLINZ (0,91). Les meilleurs résultats sont obtenus par la méthode de FERLINZ Biplan et le modèle mixte.

Pour ces deux méthodes, on note une très nette amélioration du coefficient de corrélation lorsque les moules sont répartis en deux groupes ; ce qui suffit à justifier la partition.

	FERLINZ BIPLAN	MODELE MIXTE
ENSEMBLE DES MOULES	0,9922	0,9901
10 MOULES NORMAUX	0,9957	0,9962
9 MOULES TROP REMPLIS ...	0,9969	0,9971

Les moules trop remplis se répartissent sur l'ensemble de la distribution des valeurs. Il s'agit selon toute vraissemblance d'une mauvaise manipulation ayant entraîné un excès de pression dans le VD associé le plus souvent à une pression insuffisante dans le VG (déformation septale). Le mécanisme est celui de la dilatation pure qui se traduit sur les tranches de section par un applatissement des colonnes et un amincissement de la paroi. On peut l'opposer à l'hypertrophie-dilatation qui survient dans les coeurs pulmonaires chronique où les colonnes charnues sont fermes et saillantes (10).

Une étude complémentaire comportant une série de moules tous réussis permettrait sans doute de déterminer si la dilatation pure ne s'observe que sur des moules d'une certaine taille.

532 - On peut être surpris par la forte corrélation de la méthode planimétrique biplane, dans la mesure où la forme de la cavité est bien plus complexe que le modèle. Nous voyons deux explications :

a) De la même manière que le modèle triangulaire du plan de coupe est satisfaisant en raison d'une compensation des courbures septale et antérieure, il y a une compensation dans le plan frontal de la convexité de la paroi antérieure par la courbure infundibulaire ; de plus, dans le plan sagittal, l'étroitesse de la pyramide au sommet compense son excés de largeur au niveau de l'éperon de WOLFF.

b) Les variations morphologiques de la cavité sont peu importantes, et les ectasies VD sont extrêmement rares (27, 93). Ainsi, en cas d'asynergie, contrairement à ce qui s'observe pour le VG, il ne se produit pas de déformation de la cavité.

Le contexte de cette étude n'est, certes, pas celui où l'on pourrait rencontrer des VD déformés. C'est dans ces cas là qu'il serait possible de mettre en évidence une meilleure estimation du volume par la méthode d'intégration.

Ainsi, le léger avantage de la méthode d'intégration, démontré par CHAPMAN pour une forme simple, se trouve confirmé par cette étude, de même que la bonne appréciation du volume VD par la méthode de FERLINZ biplane, qui garde tout son intérêt particulièrement lorsqu'on ne dispose pas de calculateur.

Il faut remarquer que les modèles tronc-conique et tronc-pyramidal ont des coefficients de corrélation identiques. Cela tient au fait que les surfaces du triangle rectangle et de l'ovale, ayant les mêmes paramètres (côtés = diamètres), sont proportionnelles entre elles. Le facteur de proportionnalité est pi/2.

533 - Le fait que les corrélations soient meilleures aussi pour les moules qui semblent trop remplis, suggère que ces cavités n'ont pas été trop déformées dans leur ensemble. Il y a pourtant bien une différence du volume réel pour certains moules dont les silhouettes sont proches et donnent un même volume calculé.

Cela laisse penser que cette différence de densité est à mettre sur le compte de la compression des structures internes. Nous introduisons ici la notion de contenu de la cavité qu'il faut opposer à celle de volume .

Les méthodes qui sont proposées et les droites de régression qui ont été calculées, sont bien celles qui permettent de calculer le contenu de la cavité (le volume réel des moules est calculé par immersion). Les indices de fonction que sont le Volume d'Ejection Systolique et la Fraction d'Ejection se trouvent donc parfaitement définis.

On peut se demander s'il ne serait pas judicieux d'introduire dans le calcul du contenu de la cavité, un facteur de pression intraventriculaire qui déterminerait la valeur des constantes de la droite de régression. Les cavités télédiastoliques à pressions normales et les cavités systoliques (moins riches en colonnes charnues) seraient assimilées aux cavités normales, et les cavités télédiastoliques à pressions élevées aux cavités trop remplies. Cela pourrait faire l'objet d'une étude in vivo où l'on comparerait les fractions d'éjection obtenues de diverses manières.

oooooooooo
oooooooo
ooooo
ooo
o

CONCLUSIONS

1) Les plus enthousiastes partisants de la médecine informatique n'hésitent pas à parler d'une nouvelle ère de la médecine.

On peut espérer qu'un développement des méthodes informatiques bien compris, désiré et contrôlé par les médecins pourra amener :
- un déplacement du centre de gravité de la maladie vers le malade et une amélioration des procédures décisionnelles ;
- une amélioration des connaissances : médicales et de l'état de santé de la population ;
- formalisation de la terminologie et de la pensée médicale.

La cardiologie, terre d'enfance de la médecine informatique, a permis nos premiers pas dans cette discipline.

2) Le but de ce travail était de réaliser un programme informatique d'analyse de l'angiographie du VD ;
- traitant à la fois la fonction globale et segmentaire ;
- qui utilise une modélisation la plus proche possible de la réalité, d'où le choix de la méthode d'intégration en biplan et d'un modèle mixte associant tronc de cône et pyramide triangulaire tronquée ;
- qui soit écrit proprement et découpé en procédures de tâches bien définies, de façon à faciliter son implantation sur des matériels différents, (portabilité).

Les algorithmes proposés reposent sur une analyse détaillée de l'image radiologique dont l'interprétation est loin d'être univoque. La qualité des documents est déterminante pour la valeur de l'interprétation.

Les données anatomo-radiologiques suggèrent que les modifications systoliques des silhouettes sont en partie liées à un effacement des angles de raccordement de la paroi libre sur le VG. Seuls, les mouvements des parois inférieure, antérieure et infundibulaire font l'objet d'une analyse automatique de la cinétique segmentaire.

La validité de la méthode de mesure des volumes est démontrée par la réalisation de 19 moules du VD post-mortem dont les volumes réels sont mesurés par immersion. Cinq algorithmes ont été testés qui se répartissent en deux méthodes de calcul : la planimétrie (méthode surface-longueur) et l'intégration, et trois modèles : forme pyramidale pour la première méthode et forme triangulaire et/ou ovale pour les plans de coupe de la seconde.

Les corrélations obtenues sont excellentes pour les méthodes biplanes ; elles confirment le léger avantage de la méthode d'intégration et l'intérêt de la méthode planimétrique pyramidale en l'abscence de calculateur.

Sur un sous-ensemble de 10 moules de configuration normale (volume moyen : 71,4 cm^3, écart-type 26,4 cm^3), on obtient pour le modèle mixte :
- coefficient de corrélation linéaire : 0,996 ;
- droite de régression : VR = 0,959 Vc + 4,91 ;
- erreur standard de l'estimation : 2,29 cm^3.

La qualité des résultats est surprenante puisque la corrélation atteint celle obtenue pour le VG (0,995 pour la méthode de DODGE). Il faut souligner que ces chiffres ne concernent que des moules. Il convient d'être nettement plus réservé sur la précision de l'estimation in vivo et de se souvenir qu'elle dépend en premier chef de la qualité des documents soumis à l'interprétation.

L'analyse automatique de l'angiographie ne s'arretera pas là. On peut espérer disposer dans un proche avenir de systèmes de lecture automatique des images dont la réalisation sur microordinateur a déjà été faite en France (10), et s'affranchir ainsi de la phase de numérisation manuelle des silhouettes.

B I B L I O G R A P H I E

CHAPITRE I

1 - ADIN
L'informatique médicale
PUF, "Que sais-je" n°1488 ; 1972

2 - CLOT J. ; FALIPOU J.
Peau artificielle et laser : nos mains et nos yeux de demain.
Microsystèmes 1982 ;

3 - BRULE J. ; WARUSFEL O. ; ROUTIER G. ; GAUDEAU C; ; RAYNAUD P.
Conception d'une chaîne d'acquisition et de traitement d'image sur microordinateur de type Apple II
(Journées d'informatique médicale de Toulouse, 1982)

4 - DONABEDIAN A.
Promoting quality through evaluating the process of patient care.
Medical Care 1968 ; 6 : 181-202

5 - DONABEDIAN A.
The quality of medical care
Science 1978 ; 200 : 856-864

6 - GREMY F.
Avenir et signification des sciences de l'information en médecine.
Communication au colloque Medecine et Informatique
Paris, janvier 1981

7 - GREMY F. ; GOLDEBERG M.
Mesure de l'état de santé d'une population
Rev. Epidémiologie & Santé publique 1979 ; 27 : 51-68 et 133-152

8 - MEINADIER J.P.
Structure et fonctionnement des ordinateurs.
Larousse, Paris 1979

9 - PETIT LAROUSSE
Paris 1982

10 - SANDRITTER W. ; THOMAS C.
Manuel & Atlas d'ana. path. macroscopique
Masson, Paris 1972 : 23-25

11 - WERTHENSCHLAG J. ; SASSON E. ; BORNET D.
Introduction à la pratique de l'odinateur individuel.
Rev. prat. 1982 ; 32 : 1103-1105

CHAPITRES SUIVANTS

12 - ARCILLA R.A. ; TSAI P. ; THILENIUS O.
Angiographic method for volume estimation of right and left ventricles.
Chest ; 1971 ; 60 : 446

13 - ARMOUR J.A. ; PACE J.B. ; RANDALL W.C.
Interrelationship of architecture and function of the right ventricle.
Ann. J. Physiol. ; 1970 ; 218 : 174

14 - BANKA V.S. ; AGARWAL J.B. ; BODENHEIMER M.M. ; HELFANT R.H.
Interventricular septal motion : biventricular angiographic assessment of its relative contribution to left and right ventricular contraction.
Circulation 1981 ; 64 : 992-996

15 - BLESA F.S. ; BOAK J.G. ; BOVE A.A. ; KREULEN T.H. ; SPANN J.F.
Right ventricular dysfunction in coronary artery disease (abstract)
Circulation 1975 ; 51-52 - suppl. II- 162

16 - CHAIGNON M. ; GUIZE L. ; BARILLON A. ; LENEGRE J.
Derivations electrocardiographiques V_4 R - V_3 R et conduction auriculoventriculaire dans les infarctus myocardiques postérieurs.
Arch. Mal. Coeur ; 1974 ; 7 : 809

17 - CHAPMAN C.B. ; BAKER O. ; REYNOLDS J. ; BONTE F.J.
Use of biplane cinefluorography for measurement of ventricular colume.
Circulation ; 1958 ; 18 : 1105

18 - CINTRON G.B. ; HERNANDEZ E. ; LINARES E. ; ARANDA J.M.
Bedside recognition, incidence and clinical course of right ventricular infarction.
Am. J. Cardiol. ; 1981 ; 47 : 224

19 - COHN J.N. ; GUIHA N.H. ; BRODER M.I. ; LIMAS C.J.
Right ventricular infarction - Clinical and hemodynamic features
Am. J. Cardiol. ; 1974 ; 33 : 209-214

20 - COHN J.N. ; TRISTANI F.E. ; KHATRI I.
Studies in clinical shock and hypotension, VI. Relationship between left and right ventricular function.
J. Clin. Invest. ; 1969 ; 48 : 2008-2018

21 - COMA-CANELLA I. ; LOPEZ-SENDON J.
Ventricular compliance in ischemic right ventricular dysfunction.
Am. J. Card. ; 1980 ; 45 : 555

22 - COMMISSAIRE ; CAGNAC
Cours de mathématiques supérieures.
Masson, Paris ; tome II : 293-294

23 - DAUBERT J.C. ; DEPLACE C. ; BOURDONNEC C. ; PONY J.C. ; GOUFFAULT J.
L'infarctus du ventricule droit - I - diagnostic hémodynamique - corrélations anatomiques -
Arch. Mal. Coeur ; 1977 ; 70 : 257

24 - DAUBERT J.C. ; MATTHEYSES M. ; FOURDILIS M. ; PONY J.C. ; GOUFFAULT J.
L'infarctus du ventricule droit - II - incidences pronostiques et thérapeutiques.
Arch. Mal. Coeur ; 1977 ; 70 : 265

25 - DAUBERT J.C. ; LANGELLA B. ; DE PLACE C. ; BOURDONNEC C. ; BEAUVERGER Y. ; PONY J.C. ; GOUFFAULT J.
Fréquence et pronostic de l'atteinte ventriculaire droite à la phase aiguë de l'infarctus du myocarde.
Arch. Mal. Coeur ; 1980 ; 73 : 785

26 - DODGE H.T. ; SANDLER H. ; BALLEW D.W. ; LORD J.D.
Use of biplane angiocardiography for mesurement of left ventricular volume in man.
Am. Heart J. ; 60 : 762-1960

27 - ERHARDT L.R.
Clinical and pathological observations in different types of acute myocardial infarction.
Acta Med. Scand. ; 1974 ; 560 : 1-78

28 - ERHARDT L.R. ; SJOGREN A. ; WAHLBERG I.
Single right sided precordial lead in the diagnosis of right ventricular involvement in inferior myocardial infarction.
Am. Heart J. ; 1976 ; 91 : 571

29 - ESCOJIDO H. ; BOYER C. ; SALOMON M. ; BONELLO R. ; MOUROT F. ; JOUVE A.
Etude angiohémodynamique des valvulopathies tricuspidiennes.
Mises à jour Cardiol. ; 1978 ; VII ; 6 : 336

30 - FERLINZ J.
Measurements of right ventricular volumes in man from single plane cineangiograms.
Am. Heart. J. ; 1977 ; 94 : 87

31 - FERLINZ J.
Right ventricular performance in essential hypertension.
Circulation ; 1980 ; 61 : 156

32 - FERLINZ J. ; DELVICARIO M. ; GORLIN R.
Incidence of right ventricular asynergy in patients with coronary artery disease.
Am. J. Cardiol. ; 1976 ; 38 : 557-353

33 - FERLINZ J. ; GORLIN R. ; COHN P.F. ; HERMAN M.V.
Right ventricular performance in patients with coronary artery disease.
Circulation ; 1975 ; 52 : 608-615

34 - FISCHLER M. ; GESCHWIND H. ; HUET Y. ; LANGELLA B. ; RICHALET J.P. ; LORINO H. ; LOIRET J.
Cardiopathies valvulaires mitro-aortiques - Etude de la fonction ventriculaire droite.
Nouv. Presse Med. : 1980 ; 47 : 3632

35 - FISHER E.A. ; DUBROW I.W. ; HASTREITER A.R.
Right ventricular volume in congenital heart disease.
Am. J. Cardiol. ; 1975 ; 36 : 67

36 - FLUCK D.C. ; VALENTINE P.A. ; TREISTER B. ; HIGGS B. ; REID D.N. STEINER R.E. ; MOUNSEY J.P.D.
Right heart pressures in acute myocardial infarction.
Brit. Heart J. ; 1967 ; 29 : 748

37 - FORRESTER J.S. ; DIAMOND G. ; Mc HUGH T. ; SWAN H.J.C.
Filling pressures in the right and left sides of the heart in acute myocardial infarction.
New Engl. J. Med. ; 1971 ; 285 : 190-193

38 - GENTZLER R.D. ; BRISELLI M.F. ; GAULT J.H.
Angiographic estimation of right ventricular volume in man.
Circulation ; 1974 ; 50 : 324

39 - GERVAIS G. ; BENEZET O. ; FABRE S.
Défaillance cardiaque aiguë avec adiastolie et insuffisance tricuspidienne : démonstration hémodynamique d'un infarctus du ventricule droit.
Nouv. Presse Med. ; 1979 ; 8 : 132

40 - GESCHWIND H. ; TENAILLON A. ; SAMII K. ; NITENBERG G. ; FARAH E.
Evaluation des lésions tricuspidiennes par la cinéangiographie.
Coeur - Numéro spécial - octobre 1974 ; 688

41 - GESLIN P. ; BONHOMME Y. ; VICTOR J. ; COUTANT J.M. ; TADEI A.
Infarctus graves du myocarde : formes adiastoliques majeures témoignant de l'atteinte ventriculaire droite.
Ann. Cardiol. Angéio. ; 1977 ; 26 : 635

42 GEWIRTZ H. ; GOLD H.K. ; FALON J.T. ; PASTERNAK R.C. ; LEINBACH R.C.
Role of right ventricular infarction in cardiogenic shock associated with inferior myocardial infarction.
Brit. Heart J. ; 1979 ; 42 : 719

43 - GOERKE R.J. ; CARLSSON E.
Calculation of right and left ventricular volumes.
Invest. Radiol. ; 1967 ; 2 : 360

44 - GOMEZ G. ; TRESCH D. ; GRISMER J. ; TRISTANI F. ; KEELAN M.
Hemodynamic and echocardiographic correlation of right ventricular dysfunction in acute myocardial infarction.
Clin. Res. ; 1973 ; 21 : 420

45 - GRAHAM T.P. ; JARMAKANI J.M. ; ATWOOD G.F. ; CANENT R.V.
Right ventricular volume determination in children - Normal values and observations with volume or pressure overload.
Circulation ; 1973 ; 47 : 144

46 - GUIHA N.H. ; LIMAS C.J. ; COHN J.N.
Predominant right ventricular dysfunction after right ventricular destruction in the dog.
Am. J. Cardiol. ; 1974 ; 33 : 254

47 - HARNARAYAN C. ; BENETT M.A. ; PENTECOST & COLL.
Quantitative study of infarted myocardium in cardiogenic shock.
Br. Heart J. ; 1970 ; 32 : 728-732

48 - HUET Y. ; GESCHWIND H. ; FISCHLER M. ; VEYSSIERE F. ; LANGELLA B.
RICHALET J.P. ; LOIRET J. ; LORINO H.
La fonction ventriculaire droite dans les valvulopathies mitro-aortiques.
Arch. Mal. Coeur ; 1982 ; 75 : 147

49 - ISNER J.M. ; ROBERTS W.C.
Right ventricular infarction complicating left ventricular infarction secondary to coronary heart disease.
Am. J. Cardiol. ; 1978 ; 42 : 885

50 - JENSEN D.P. ; GOOLSBY J.P. ; Jr, OLIVA P.B.
Hemodynamic pattern resembling pericardial constriction after acute inferior myocardial infarction with right ventricular infarction.
Am. J. Cardiol. ; 1978 ; 42 : 858

51 - KARSCH K.R. ; SCHEUFLER S. ; BLANKE H. ; RENTROP P.
Right ventricular function at rest and during exercise in patients with coronary heart disease.
Eur. J. Cardiol. ; 1980 ; 11 : 123

52 - LANGE P.E. ; BEURICH H.W. ; ONNASCH D.G.W. ; HEINTZEN P.H.
The influence of position and phase on the accuracy of angiographic volume determination of the right ventricle.
Communication - Congrès européen de Cardiologie - Paris juin 1980

53 - LANGELLA B.
L'infarctus du ventricule droit
Thèse médecine, Rennes ; 1981 ; dactyl.

54 - LAURENCEAU J.L. ; DUMESNIL J.G.
Right and left ventricular dimensions as determinants of ventricular septal motion.
Chest ; 1976 ; 69 : 388

55 - LEIGHTON R.F. ; WILT S.M. ; LEWIS R.P.
Detection of hypokinesis by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms.
Circulation ; 1974 ; 50 : 121

56 - LEGRAND V. ; SMEETS J.P. ; DEMOULIN J.C. ; RIGO P. ; KULBERTUS H.E.
Right ventricular infarction : clinical course and follow up.
Am. J. Cardiol. ; 1981 ; 47 : 458

57 - LORELL B. ; LEINBACH R.C. ; POHOST G.M. ; GOLD H.K. ; DINSMORE R.E. ; HUTTER AM. ; PASTORE J.O. ; DESANCTIS R.W.
Right ventricular infarction - clinical diagnosis and differentiation from cardiac tamponade and pericardial constriction.
Am. J. Cardiol. ; 1979 ; 43 : 465

58 - MADDAHI J. ; BERMAN D.S. ; MATSUOKA D.T. ; WAXMAN A.D. ; STANKUX K.E. ; FORRESTER J.S. ; SWAN H.J.C.
A new technique for assessing right ventricular ejection fraction using rapid multiple-gated equilibrium cardiac blood pool scintigraphy.
Circulation ; 1979 ; 60 : 581

59 - MADDAHI J. ; BERMAN D.S. ; MATSVOKA D.T. ; WAXMAN A.D. ; FORRESTER J.S. ; SWAN H.K.C.
Right ventricular ejection fraction during exercise in normal subjects and in coronary artery desease patients ; assessment by multiple - gated equilibrium scintigraphy.
Circulation ; 1980 ; 62 : 133

60 - MULLINS C.B. ; JONES D.C. ; FREEBORN W.A.
Comparison of models for mesurements of right ventricular volume (Abstr.).
Clin. Res. ; 1970 ; 18 : 321

61 - PARK Y. ; BEPPU S. ; NAGATA S. ; SAKAKIBARA K. ; NIMURA Y. ; HAZE K. ; NISHIMURA T. ; HIRAMORI K.
Assessement of asynergy in right ventricular infarction with real time two dimensional echocardiography. (Abstract).
Circulation ; 1980 ; III : 1267

62 - PENTHER Ph. ; BLANC J.J. ; BOSCHAT J. ; GRANATELLI D. ; GESTIN E.
Infarctus myocardique postérieur aigu : la participation ventriculaire droite.
Arch. Mal. Coeur ; 1979 ; 72 : 1084

63 - PETER R.H. ; RAMO B.W. ; RATLIFF N. ; MORRIS J.J.Jr.
Collateral vessel development after right ventricular infarction in the pig.
Am. J. Cardiol. ; 1972 ; 29 : 56

64 - RACKLEY C.E. ; RUSSELL R.O. Jr. ; MANTLE J.A. ; ROGERS W.J. ; PAPAPIETRO S.E. ; SCHWARTZ K.M.
Right ventricular infarction and function.
Am. Heart J. ; 1981 ; 101 : 215

65 - RAMO B.W. ; PETER R.H. ; RATLIFF N. ; KONG Y. ; Mc INTOSH H.D. ; MORRIS J.J.
The natural history of right coronary arterial occlusion in the pig.
Am. J. Cardiol. : 1970 ; 26 : 156

66 - RAPAPORT E. ; WONG M. ; FERGUSON R.E. ; BERSTEIN P. ; WIEGAND B.D.
Right ventricular volumes in patients with and without heart failure.
Circulation ; 1965 ; 31 : 531

67 - RATLIFF N.B. ; PETER R.H. ; RAMO B.W. ; SOMERS W.R. ; MORRIS J.J.
A model for the production of right ventricular infarction
Am. J. Path. ; 1970 ; 58 : 471

68 - REEDY T. ; CHAPMAN C.B.
Measurement of right ventricular volumes by cineangioflurography.
Am. Heart J. ; 1963 ; 66 : 221

69 - RIGO P. ; MURRAY M. ; TAYLOR D.R. ; WEISFELDT M.L. ; KELLY D.T. ; STRAUSS H.W. ; PITT B.
Right ventricular dysfunction detected by gated scintiphorography in patients with acute inferior myocardial infarction.
Circulation ; 1975 ; 52 : 268

70 - ROSS J. ; SONNENBLIOK E. ; COVELL J. ; KAISER G. ; SPIRO D.
The architecture of the heart in systole and diastole.
Circ. Res. ; 1967 ; 21 : 409

71 - ROTMAN M. ; RATLIFF N.B. ; HAWLEY J.
Right ventricular infarction : a haemodynamic diagnosis.
Brit. Heart J. ; 1974 ; 36 : 941-944

72 - ROUVIERE H.
Anatomie humaine, 5° édition.
Paris, Masson ed. ; 1943 ; II : 657-660

73 - RUANO MARCO M. ; RUCABADO AGUILAR L. ; CABADES O'CALLAGHAN A. ; FERRANDO JORDA C. ; CLEMENTE GARCIA R. ; PRATS MANEZ V.
Etude de l'état de choc à pression capillaire normale par défaillance ventriculaire droite dans l'infarctys myocardique aigu.
Arch. Mal. Coeur ; 1979 ; 72 : 130

74 - SCHWARTZ K.M. ; MANTLE J.A. ; ROGERS W.J. ; PAPAPIETRO S.E. ; RUSSELL R.O. ; RACKLEY C.E.
Angiographically documented right ventricular infarction as cause of disproportionately elevated CK-MB isoenzymes.
Circulation ; 1980 ; III : 1203

75 - SCHLESINGER M.J. ; ZOLL P.M.
Incidence and localisation of coronary artery occlusions.
Arch. Pathol. ; 1939 ; 32 : 178-188

76 - SHAH P.K. ; SHELLOCK F. ; BERMAN D. ; MADDAHI J. ; PICHLER M. ; SWAN H.J.C.
Predominant right ventricular dysfunction in acute myocardial infarction : frequency, clinical, hemodynamic and scintigraphic findings (Agstract).
Circulation ; 1980 ; III : 1204

77 - SLUTSKY R. ; HOOPER W. ; GERBER K. ; BATTLER A. ; FROELINHER V. ; ASHBURN W. ; KARLINER J.
Assessment of right ventricular function at rest and during exercise in patients with coronary heart disease : a new approach using equilibrium radionuclide angiography.
Am. J. Cardiol. ; 1980 ; 45 : 63

78 - SLUTSKY R. ; BHARGANA V. ; DITTRICH H. ; COSTELLO D.
Comparison of single plan and biplane contrast analyses of right ventricular function and size.
Am. Heart J. ; 104 : 100 ; 1982

79 - STRAUSS H.D. ; SOBEL B.E. ; ROBERTS R.
The influence of occult right ventricular infarction on enzymatically estimated infarct size, hemodynamics and prognosis.
Circulation ; 1980 ; 62 : 503

80 - THILENIUS O.G. ; ARCILLA R.A.
Angiographic right and left ventricular volume determination in normal infants and children.
Pediatr. Res. ; 1974 ; 8 : 67

81 - TOBINICK E. ; SCHELBERT H.R. ; HENNING H. ; LEWINTER M. ; TAYLOR A. ; ASHBURN W.L. ; KARLINER J.S.
Right ventricular ejection fraction in patients with acute anterior and inferior myocardial infarction assessed by radionuclide angiography.
Circulation ; 1978 ; 57 : 1078

82 - TORRESANI J. ; SAADJIAN A. ; TRIGANO J.A. ; AYALO C. ; JAUBERT G. ; JOUVE A.
Exploration hémodynamique au cours de l'infarctus aigu du myocarde.
Mises à jour Cardiol ; 1977 ; VII - 3 : 107

83 - TRIGANO J.A.
Infarctus du coeur droit semeiologie et incidence thérapeutique.
Coeur et Med. Inter. ; 1978 ; 17 : 43

84 - WARTMAN W.B. ; HELLERSTEIN H.K.
Incidence of heart disease in 2 000 consecutive autopsies.
Ann. Int. Med. ; 1948 ; 28 : 41

85 - WACKERS F.J.Th. ; LIE K.I. ; SOKOLE E.B. ; RES J. ; VANDER SCHOOT ; DURRER D.
Prevalence of right ventricular involvement in inferior wall infarction assessed with myocardial imaging with thallium - 201 and technetium - 99 m pyrophosphate.
Am. J. Cardiol. ; 1978 ; 42 : 359

86 - WADE W.G.
The pathogenesis of infarction of the right ventricle.
Brit. Heart J. ; 1959 ; 21 : 545

87 - WIRTH N.
Introduction à la programmation systématique.
Paris, Masson ; 1977 ; 90-92

88 - YATER W.M. ; TRAUM A.H. ; SPRING S.
Coronary heart desease in men eighteen to thirty nine years of age. Report of eight hundred sixty six cases, four hundred fifty with necropsy examinations.
Am. Heart J. ; 1948 ; 36 : 683-722

89 - YASUDA T. ; OKADA R. ; BINGHAM J. ; GOLD H.K. ; LEINBACH R.C.; POHOST G.M. ; STRAUSS W.
Serial evaluation of right ventricular function after right ventricular infarction.
Am. J. Cardiol. ; 1981 ; 47 : 458

90 - CARLSSON E. ; KEENE R.J. ; LEE P. ; GOERKE R.J. ;
Angiocardiographic stroke volume correlation of the two cardiac ventricules in man.
Invest. Radiol. : 1971 ; 6 : 44

91 - SANTAMORE W.P. ; LYNCH P.R. ; MEIER G. ; HECKMAN J. ; BOVE A.A.
Myocardial interaction between the ventricles
J. Appl. Physiol. ; 1976 ; 41 : 362

92 - FIXLER D.E. ; MONROE G.A. ; WHEELER J.M.
Hemodynamic alterations during septal or right ventricular ischemia in dogs.
Am. Heart J. ; 1977 ; 93 : 210

93 - STANSEL H.C. ; JULIAN O.C. ; DYE W.S. ;
Right ventricular aneurysm. A revview of the litterature and report of a case of successful repair with the aid of temporary cardiopulmonary bypass.
J. Thorac. Cardiovasc. Surg. ; 1963 ; 46 : 66 - 76

TABLE DES MATIERES

DEDICACES 6

PLAN 11

INTRODUCTION 12

I MEDECINE & INFORMATIQUE

11 NAISSANCE ET NECESSITE DES SCIENCES DE L'INFORMATION EN MEDECINE 15

111 Pourquoi une science de l'information médicale ? 16

112 L'évolution de la science des ordinateurs 17

12 LA MEDECINE INFORMATIQUE

121 Le champ des applications 20

122 Le dossier médical 21

13 L'INFORMATIQUE EN CARDIOLOGIE 23

II ANALYSE DE L'ANGIOGRAPHIE VD

INTRODUCTION 25

21 REVUE DES METHODES EXISTANTES 28

211 Description 29

2111 Méthode Surface-Longueur

2112 " du Parallèlépipède

2113 " d' Intégration

2114 " des 2 Chambres

2115 " du Prisme

2116 " de la Pyramide triangulaire

212 Volumes normaux du VD 34

213 Etude de la cinétique segmentaire 35

22 MATERIEL &TECHNIQUE ANGIOGRAPHIQUE

221 Matériel 37

222 L'injection 38

223 Correction de l'agrandissement radiologique 38

23 ETUDE DE LA TAILLE DU VD
231 Bases de l'interprétation 41
232 Un modèle géométrique pour la cavité VD 44
233 Methode et algorithme de calcul du volume 45
2331 La méthode d'intégration
2332 Résumé de l'algorithme
2333 Formules 47

24 ETUDE DE LA CINETIQUE SEGMENTAIRE DES PAROIS
241 Architecture interne du VD 50
242 Interprétation de la ventriculographie 53
2421 Incidence OAD 30°
2422 Incidence OAG 60°
2423 Le septum interventriculaire
243 Algorithme d'étude de la cinétique VD 57

III ANALYSE AUTOMATIQUE DE L'ANGIOGRAPHIE VD

INTRODUCTION 67
31 MOYENS UTILISES
311 Matériel 68
312 Le langage 69

32 STRUCTURE DU PROGRAMME
321 Organigramme 72
322 Acquisition des données 73
323 Les calculs 74
324 Edition des résultats 75

33 PROGRAMME SIMPLIFIE 77

IV EVALUATION DE LA METHODE AVEC DES MOULES

41 NECESSITE D'AJUSTER LA METHODE 80

42 TECHNIQUE DE MOULAGE DU VD
421 Prélèvement du coeur 81
422 Préparation du coeur 82
4221 nettoyage

4222 Sertissage d'une valve tricuspidienne 83
4223 Le ventricule gauche
423 Moulage 84
4231 Le matériau
4232 Remplissage des cavités
4233 Demoulage

43 MESURE DU VOLUME REEL DES MOULES 87

44 CALCUL DU VOLUME RADIOGRAPHIQUE 88

45 RESULTATS 89

V ANALYSE DES RESULTATS ET COMMENTAIRES

51 TABLEAU RECAPITULATIF DES VOLUMES 110

52 ETUDE STATISTIQUE
521 Constitution de deux groupes de moules 112
522 Valeur des correlations 112
523 Droites de régression 116
524 Erreurs standards des estimations 121

53 INTERPRETATION 122

CONCLUSIONS 125

BIBLIOGRAPHIE 127

TABLE DES MATIERES 140

SERMENT D'HIPPOCRATE 143

TABLE DES ABREVIATIONS 145

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes Chers Condisciples, devant l'effigie d'Hippocrate,

Je promets et je jure, au nom de l'Etre Suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les moeurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses,

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères, si j'y manque.

TABLE DES ABREVIATIONS

A P : Artère pulmonaire

E C G : Electro-cardiogramme

O D : Oreillette droite

O G : Oreillette gauche

O A D : Incidence oblique antérieure droite (30°)

O A G : Incidence oblique antérieure gauche (60°)

V : Volume

V C : Volume calculé

V D : Ventricule droit

V G : Ventricule gauche

V R : Volume réel.

GUIVARC'H Pol-Henri

METHODE D'EXPLOITATION INFORMATIQUE DE LA CINEANGIOGRAPHIE DU VENTRICULE DROIT.

Th. : Méd. : NICE : 1982.

Il a été mis au point une méthode originale d'étude de la taille et de la fonction globale et segmentaire du ventricule droit (VD) par analyse de la cinéangiographie biplane, sous la forme d'un algorithme pour micro-ordinateur.

Il s'agit d'une méthode d'intégration biplane utilisant un modèle mixte tronc-pyramidal et tronc-conique.

Une série de 19 moules a été réalisée pour tester sa validité et la comparer aux méthodes pyramidales planimétriques bi et monoplanes, et aux méthodes d'intégration des modèles simples tronc-conique et tronc-pyramidal.

Les corrélations obtenues sont excellentes pour les méthodes biplanes ; elles confirment le léger avantage de la méthode d'intégration et l'intérêt de la méthode planimétrique pyramidale en l'absence de calculateur.

Sur un sous-ensemble de 10 moules de configuration normale (volume moyen : 71,4 cm3, écart-type : 26,4 cm3), on obtient pour le modèle mixte :

- coefficient de corrélation linéaire : 0,996,
- droite de régression : VR = 0,959 Vc + 4,91,
- erreur standard de l'estimation : 2,29 cm3.

Les données anatomo-radiologiques suggèrent que les modifications systoliques des silhouettes sont en partie liées à un effacement des angles de raccordement de la paroi libre sur le ventricule gauche. Seuls, les mouvements des parois inférieure, antérieure et infundibulaire font l'objet d'une analyse automatique de la cinétique segmentaire.

Mots clés :
VENTRICULE DROIT, cinéangiocardiographie, volumes, cinétique segmentaire
CINEANGIOCARDIOGRAPHIE, ventricule droit, volumes, cinétique segmentaire
INFORMATIQUE, cinéangiocardiographie.