

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ SCIENTIFIQUE ET MÉDICALE
ET L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE
DE GRENOBLE

pour obtenir le titre de

DOCTEUR de 3^e CYCLE

par

José Luis MEJÍA - SOLER

SUJET

CONTRIBUTION À L'ÉTUDE D'UN
SYSTÈME DE GUIDAGE MAGNÉTIQUE
DE CATHETERS

Soutenue le 12 Juillet 1982 devant la commission d'Examen

Président A. LACAZE

Examineurs A.L. BÉNABID
Y. BRUNET
M. TILL
J.C. VALLIER

A CONCHITA

R E M E R C I E M E N T S

Le travail décrit dans ce mémoire a été effectué de 1980 à 1982 au CENTRE DE RECHERCHES SUR LES TRES BASSES TEMPERATURES dont je remercie Monsieur Le Directeur, Robert TOURNIER, qui m'a accueilli au laboratoire.

Je garde une reconnaissance particulière à Monsieur le Professeur Albert LACAZE, qui a dirigé ce travail de thèse et qui m'a conseillé efficacement en toutes circonstances. Je remercie aussi Monsieur le Professeur LACAZE d'avoir bien voulu présider le jury de cette thèse.

J'ai le plaisir de remercier Messieurs les Professeurs BENABID et Monsieur BRUNET ainsi que Messieurs VALLIER du S.N.C.I.-C.N.R.S. et TILL de l'AIR LIQUIDE, d'avoir accepté de faire partie du jury.

Je n'oublie pas ceux qui m'ont aidé dans l'accomplissement de ce travail, les chercheurs, ingénieurs, techniciens du C.R.T.B.T. et tout particulièrement, Monsieur LEMELAND, pour l'enthousiasme et le soin qu'il a apportés au perfectionnement de l'appareillage ainsi que pour l'amitié qu'il a su me témoigner.

Je voudrais enfin remercier Françoise MAHIEUX pour la rapidité et la gentillesse avec lesquelles elle a assuré la dactylographie de cette thèse ainsi que Madame TREVISSON qui s'est chargée du tirage.

P L A N

CHAPITRE I : PRESENTATION DU SYSTEME DE GUIDAGE MAGNETIQUE DU CATHETER

- . L'aimant
- . Le cryostat et son système de transfert d'hélium
- . Le système de visualisation

CHAPITRE II : PROBLEMES PRESENTES PAR LE SYSTEME EN PRATIQUE MEDICALE, LES MODIFICATIONS EFFECTUEES SUR CELUI-CI ET LES PROJETS D'AMÉLIORATION

- A. Maniabilité du support
- B. Support de visualisation
- C. La force magnétique de traction
- D. L'alimentation
- E. Le berceau
- F. Les ferrofluides
- G. Annexe : Déformation de cathéters sur l'action du champ magnétique.

CHAPITRE III : RESULTATS DES EXPERIENCES MEDICALES

I N T R O D U C T I O N

Les progrès des techniques de radiographie des vaisseaux sanguins pour le traitement et la guérison de certaines maladies cérébrales (branche de la médecine connue comme angiographie thérapeutique), ainsi que les recherches sur certaines modalités de cathétérisme qui ont abouti à l'utilisation de ballons "poussés" par le flux sanguin (1), ont rapidement souligné la nécessité d'un cathétérisme hypersélectif qui permette de surmonter certains problèmes du cathétérisme conventionnel dus essentiellement aux sinuosités vasculaires.

Très tôt, ce besoin a imposé l'idée d'un guidage magnétique (2), lequel d'une part a amené à l'utilisation des bobines supraconductrices (2,3), plus adaptées par leur encombrement inférieur à celui des bobines résistives, à des manipulations dans les salles d'opération en permettant dans le même temps d'obtenir des inductions et gradients magnétiques plus élevés ; et d'autre part, à l'utilisation des aimants en alliage en terres rares, tels que le SmCO_5 dont la rémanence B_r de l'ordre de 0,9 T (4), la coercivité B^H_c dans la région entre 500 et 700 kA/m et le produit d'énergie maximum de 160 kJ/m^3 font de cet alliage d'excellent matériel pour fabriquer des aimants permanents, avec un volume le plus réduit possible (5).

Dès 1977, au Centre de Recherches sur les Très Basses Températures, Mr TILL(6), sous la direction de Mr LACAZE, a étudié et construit un système de guidage magnétique de cathéter, en coopération avec le service de Neurochirurgie de l'Hôpital de Grenoble et de l'Hôpital Henry Mondor à Créteil.

Ce système qui comporte une bobine supraconductrice avec son cryostat, système d'alimentation et support et système de visualisation, était déjà opérationnel en Juillet 1980. A cette date, ont été réalisés les premiers essais "in vivo" sur un chien. Ce travail a constitué le sujet de la thèse de M. TILL. Je l'ai poursuivi depuis le mois de septembre 1980 sous la même direction de Mr LACAZE, avec le but d'observer le comportement et fonctionnement du système dans une salle d'opération hospitalière, et d'y apporter des améliorations du point de vue de ses applications médicales.

La première partie de ce travail concerne la description du système complet.

Dans la deuxième partie, seront exposés les problèmes présentés par le système en pratique médicale, les modifications effectuées sur le système et les projets d'amélioration qui ont été étudiés.

La troisième partie décrira succinctement les résultats des expériences qui ont eu lieu au CERMO de Grenoble. Ceux-ci étaient des résultats médicaux; ils seront décrits d'un point de vue médical.

CHAPITRE I

DESCRIPTION DU SYSTEME DE GUIDAGE MAGNETIQUE

Le système étudié par Mr TILL (6) se compose de trois parties principales :

- . l'aimant,
- . le cryostat et son système de transfert d'hélium,
- . le système de visualisation.

Nous décrirons succinctement dans ce chapitre chacune de ces parties.

L'AIMANT

L'aimant dessiné par Mr TILL (7) est une bobine supraconductrice destinée à produire sur l'axe du bobinage et à une distance de 14 cm du centre de la bobine une induction de 0,46 T et un gradient de $6,75 \text{ T m}^{-1}$ correspondant à un courant d'excitation de 50 A. Cette distance correspond à une distance de 10 cm mesurée à partir de la paroi extérieure du cryostat.

Les dimensions du bobinage sont montrées sur la figure 1.

Le bobinage a été réalisé avec 8 198 spires de fil supraconducteur de NbTi (longueur du fil = 4,75 km), de \varnothing 0,4 mm, contenant 61 filaments de NbTi dans une matrice de cuivre. Le rapport cuivre supraconducteur étant de 1,9.

Le courant critique en échantillon court du bobinage est de 69 A, mais le courant critique effectif est de 58 A.

Le courant de fonctionnement étant de 50 A, le bobinage dont l'inductance est de 12,8 H, emmagasine une énergie magnétique de 16 kJ. De la même façon, les inductions au centre et maximum au niveau du

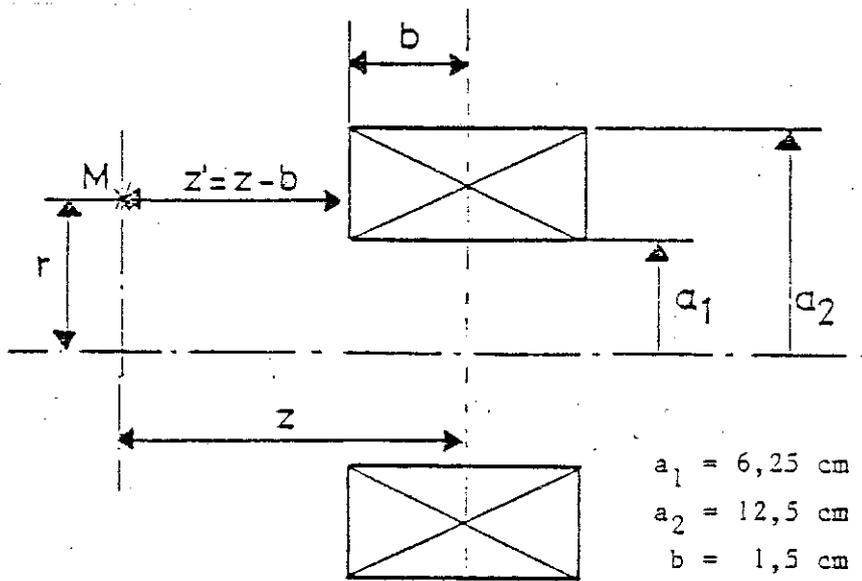


Figure 1

bobinage sont respectivement de 2,85 T et de 5,03 T. Du fait que la section transversale du bobinage est de $17,79 \text{ cm}^3$, la densité de courant correspondant est de $23\,040 \text{ A/cm}^2$. D'autre part, la section par spire est de $0,217 \text{ mm}^2$, soit $460,8 \text{ spires/cm}^2$.

Le mandrin du bobinage a été réalisé en une seule pièce en alliage Al-Mg 5083 (4,5 % de Mg). Les dimensions de celui-là sont :

∅ extérieur	=	24,7 cm
longueur	=	4,5 cm
épaisseur du flasque	=	0,5 cm.

L'isolation du bobinage/flasque a été réalisée avec une couche de vetronite de 2,5 mm d'épaisseur, tandis que l'isolation couche/couche a été réalisée en mylar de 5/100 mm. Comme imprégnation, on a utilisé de la graisse à vide chargée à la silice. Finalement le frettage extérieur est constitué par un ruban adhésif armé.

La variation de l'induction et gradient le long de l'axe de la bobine (à 50 A) est montrée sur la figure 2.

LE CRYOSTAT

La caractéristique principale de ce cryostat est qu'il peut être orienté dans toutes les directions possibles (8).

Le cryostat est composé de trois enceintes l'une dans l'autre, tel qu'il est montré sur la figure 3.

L'enceinte intérieure contient la bobine et l'hélium, l'enceinte intermédiaire servant comme écran contre le rayonnement. Les espaces entre l'enceinte extérieure et l'écran et entre celle-ci et l'enceinte intérieure sont sous vide.

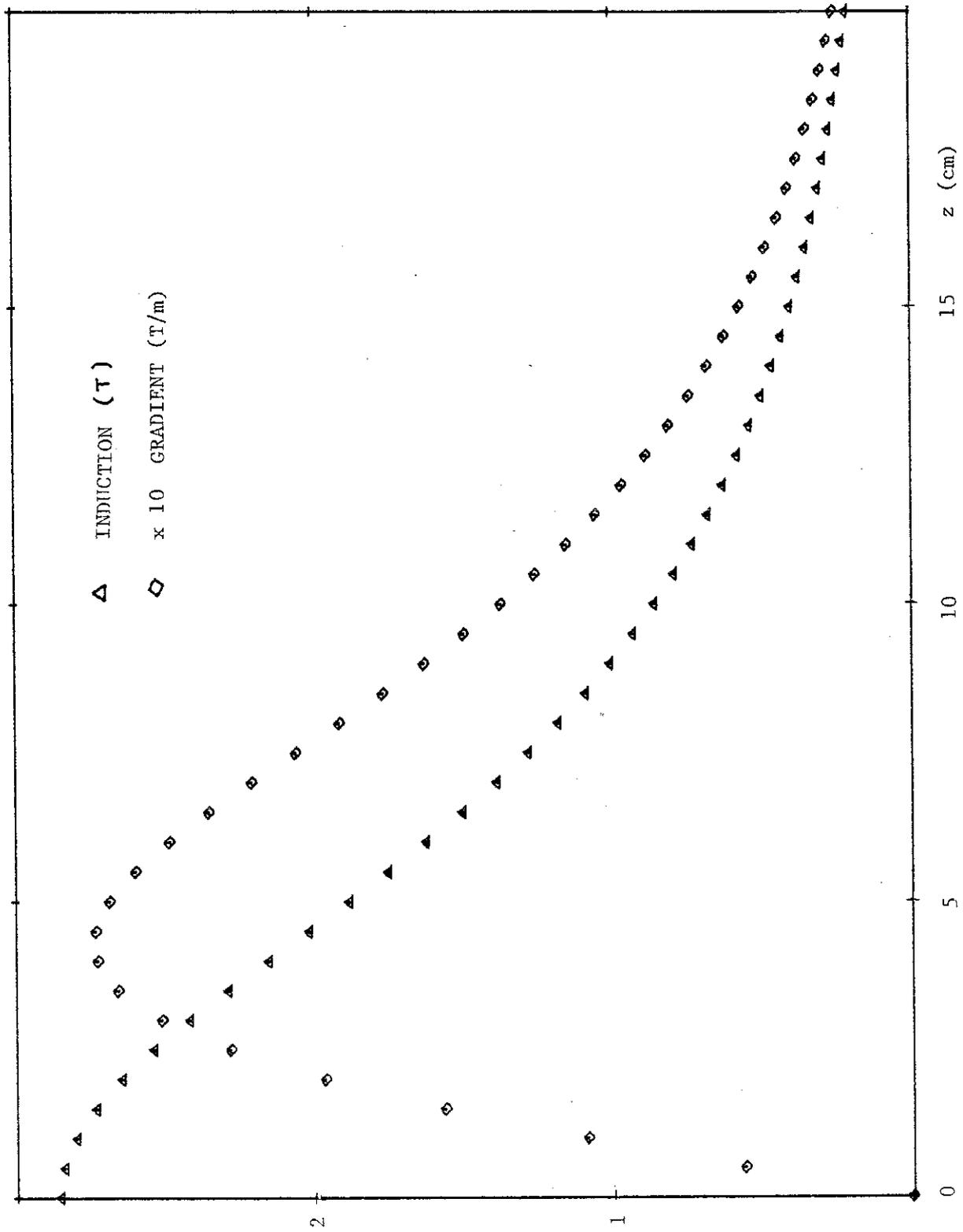


Figure 2

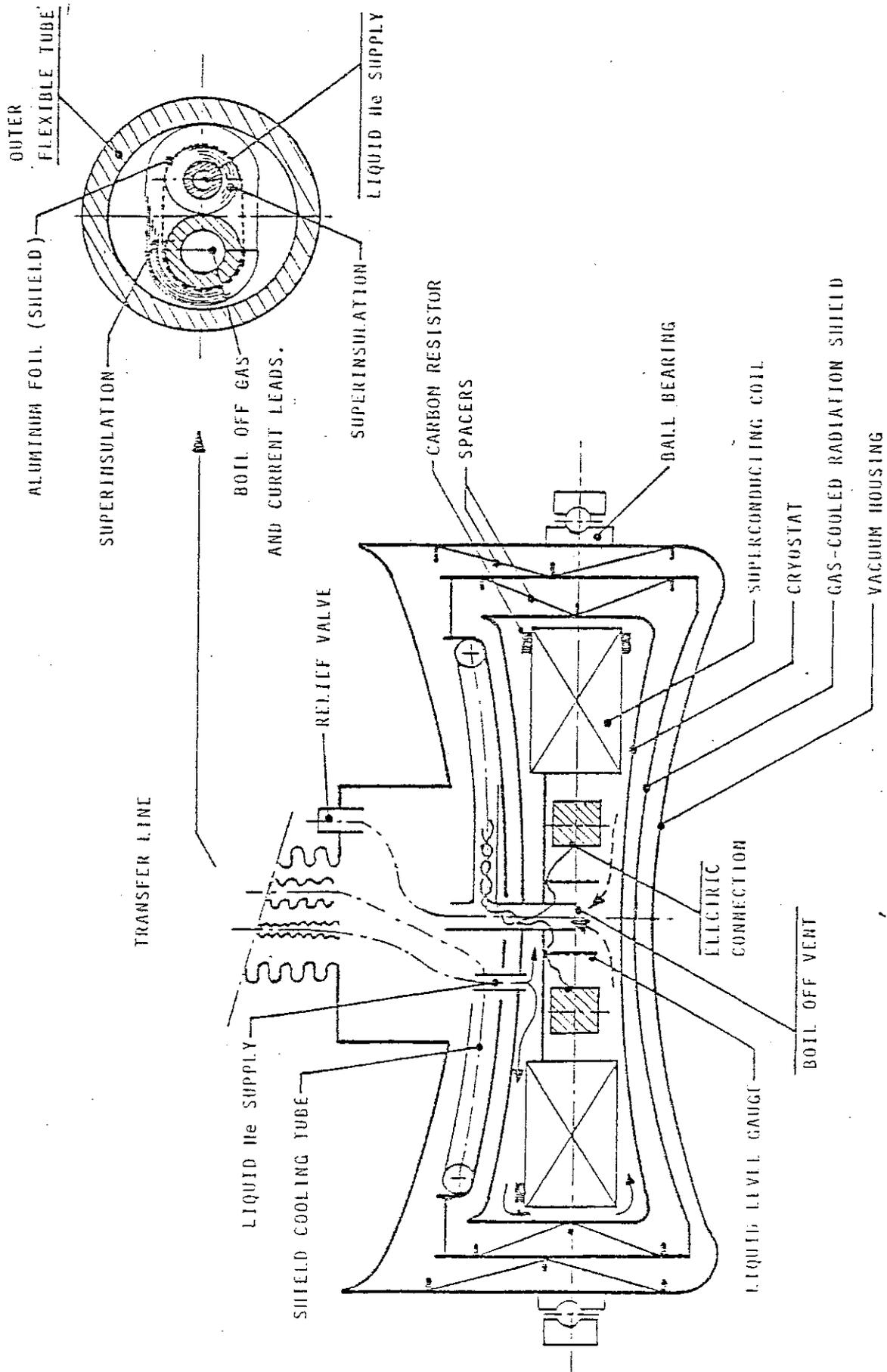


Figure 3 : Coupe schématique du cryostat et du siphon

Enceinte intérieure :

Cette enceinte est réalisée en acier inoxydable de 2 mm d'épaisseur. Elle contient la bobine et l'hélium liquide. La bobine étant refroidie à moitié par le liquide, l'autre moitié étant refroidie en partie par conduction et en partie par les vapeurs froides d'hélium. Le volume libre de l'enceinte étant de 1 200 cm³ environ, on aura donc 600 cm³ d'hélium liquide. Afin d'améliorer l'échange thermique, une plaque située en arrière de la bobine sert à forcer l'hélium autour de la bobine au cours du refroidissement.

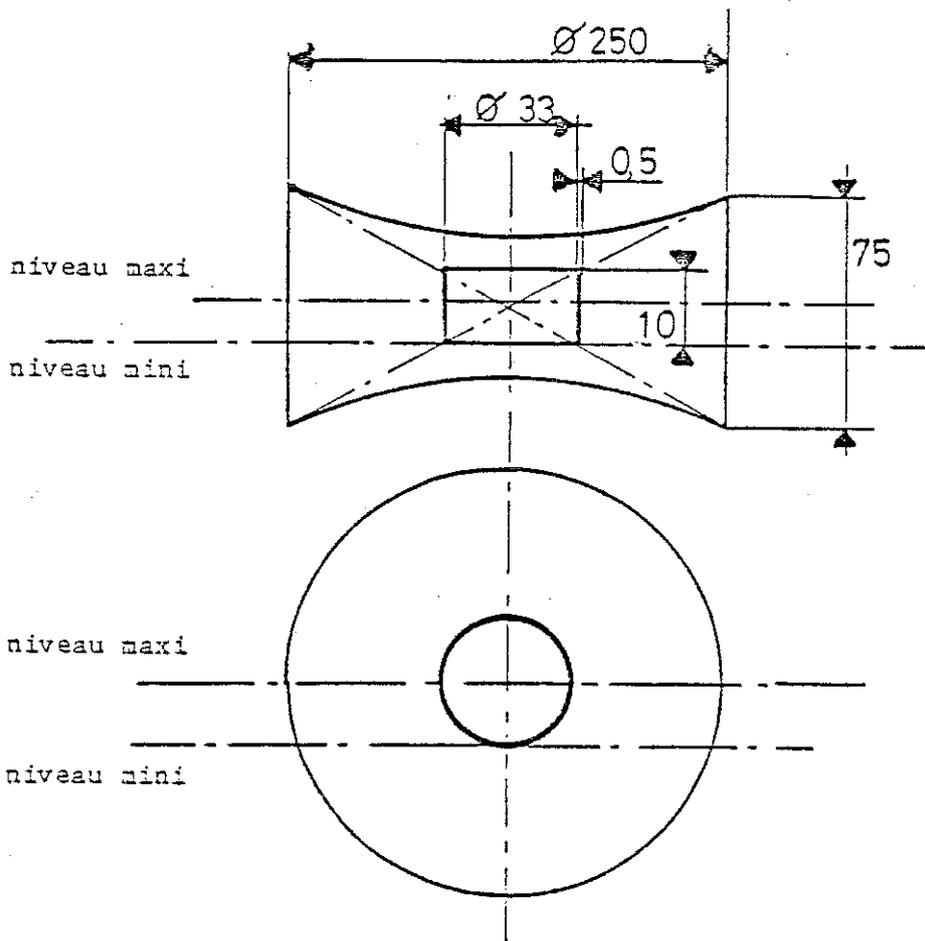
Mesure du niveau d'hélium :

Vu que la bobine n'est refroidie qu'à moitié par l'hélium liquide et que les contacts d'amenée de courant sont situés au centre de la bobine (sur un diamètre de 62 mm), leur diamètre étant de 20 mm il est très important que le niveau du liquide ne descende pas trop, afin que les contacts ne soient pas réchauffés par conduction et effet joule dans les amenées de courant, ce qui nous a amenés à installer un système de mesure de niveau d'hélium.

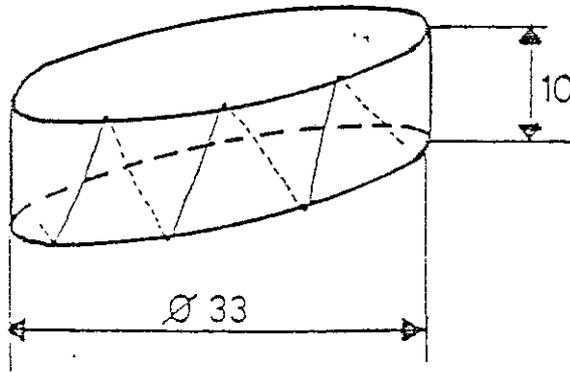
Le système de mesure du niveau d'hélium est constitué par une jauge à fil supraconducteur, lequel, parcouru par un courant constant de 50 mA, délivre une tension proportionnelle à la longueur du fil émergeant au-dessous de la surface libre de l'hélium (figure 4).

Le fil supraconducteur étant un fil NbTi à matrice de CuNi (dont le courant critique est de 65 mA à 3,5 T) est torsadé avec un fil de chauffage en constantan, les deux fils étant montés en série et bobinés sur un tambour cylindrique isolant en fibre de verre époxy, ajouré en faisant un angle de 30° environ avec l'axe du cylindre.

Un coffret de mesure permet un fonctionnement échantillonné de la jauge (impulsions de 0,5 s avec une période ajustable de 5 à 50 s). Le coffret est muni d'un affichage mémorisé sur une barrette de 16 LED.



: Implantation de la jauge de niveau



: Bobinage du fil sur le tambour

Fig. 4

Soupape de protection :

En cas de transition de la bobine, l'énergie stockée dans le champ magnétique est dissipée en forme de chaleur surtout dans le bain d'hélium. Dans ce cas, la valeur que la pression dans le vase peut atteindre est assez élevée (TILL a calculé une suppression de 60 atmosphères). Afin d'éviter que le vase éclate, il est protégé par une soupape de mise à l'atmosphère tarée à 2 atm absolues.

Mesure de température :

La température du mandrin de la bobine est mesurée par trois résistances de carbone Allen Bradley dont la résistance à 4,2 K est de 14 K Ω , implantées sur un plan diamétral à la périphérie.

Fixation de l'enceinte intérieure :

Cette enceinte est fixée à l'intérieur de l'écran, au moyen de supports en fibre de verre imprégnés de résine époxy et recouverts de mylar aluminisé. Les supports ont la forme de troncs de cône de 5/10⁰ mm d'épaisseur et 4 cm de longueur. Ils sont placés tête-bêche (figure 5).

Les supports sont tenus en place par une couronne mobile qui est serrée par des vis de blocage.

L'écran :

L'écran est également fixé à l'intérieur de l'enceinte extérieure au moyen des troncs de cônes en fibre de verre époxy (figure 3). L'écran est refroidi par les vapeurs d'hélium qui sortent du vase intérieur à une température assez basse (10 K environ).

Les vapeurs circulent à travers un tuyau d'aluminium soudé à l'écran permettant de le refroidir jusqu'à une température inférieure à 80 K.

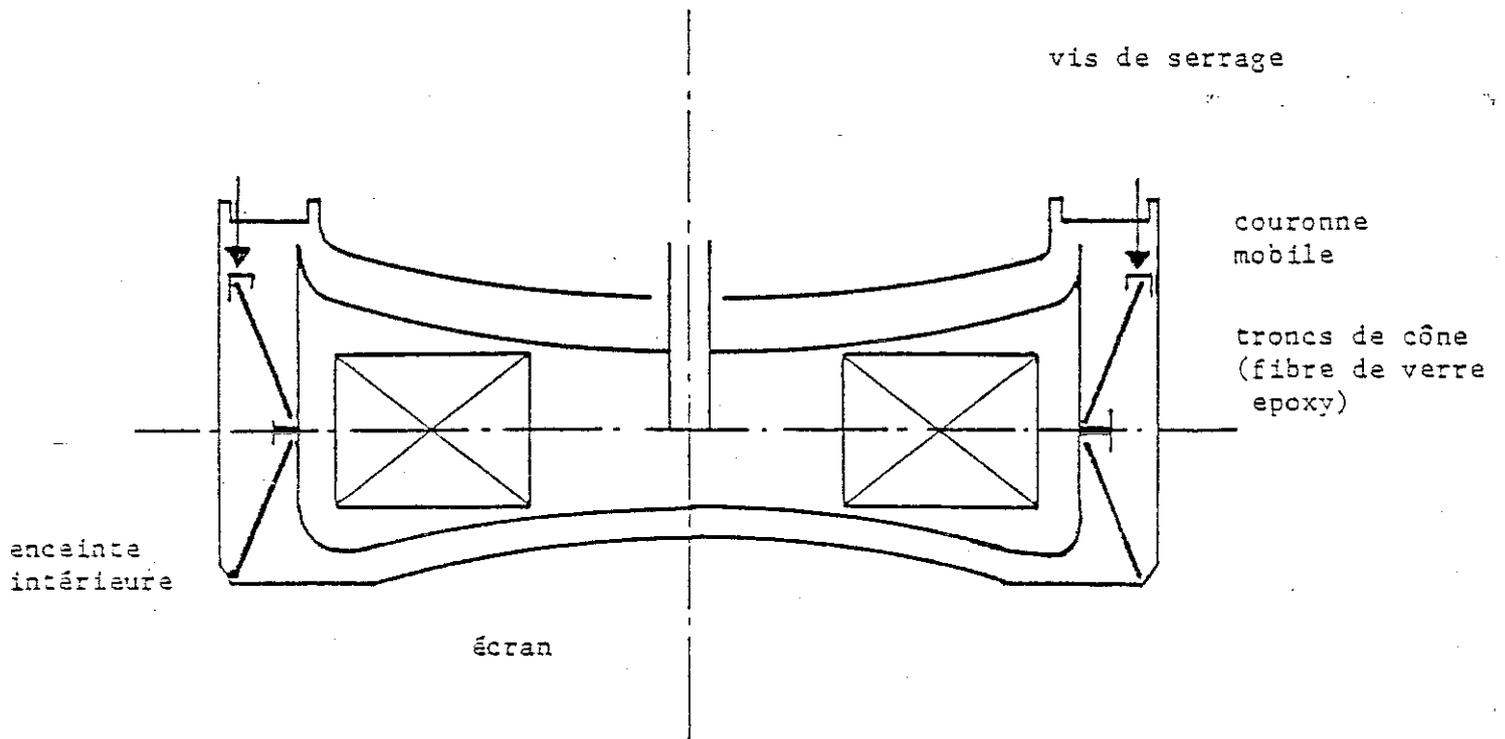


Figure 5 : Schéma du système d'espaceurs

Les fils d'amenée de courant sont passés dans le tube de refroidissement de l'écran qui est ensuite accouplé au tube de sortie des vapeurs de l'enceinte intérieure au moyen d'un joint en fil d'indium.

Enceinte extérieure :

Réalisée en acier inoxydable de 2 mm d'épaisseur, elle est percée à la partie arrière d'un trou sur lequel se raccorde la ligne de transfert. Les brides de raccordement des tubes d'arrivée et départ d'hélium liquide et gazeux sont accessibles par ce trou.

Ligne de transfert :

La ligne de transfert (figure 3) contient à l'intérieur d'un tube flexible unique de 1,40 m de long et de 50 mm \varnothing extérieur, les tubes d'arrivée du liquide et de retour des vapeurs. La canne plongeant dans le vase de stockage est munie d'une vanne à pointeau permettant d'ajuster le débit d'hélium liquide en fonction du niveau.

Le tube d'arrivée du liquide est superisolé et entouré d'un écran en feuille d'aluminium thermalisé sur le tube des vapeurs qui contient les fils d'amenée de courant optimisés.

Support :

Le support (figure 6) permet un positionnement du cryostat dans un demi-espace autour de la tête du patient.

Les déplacements du cryostat sont manuels.

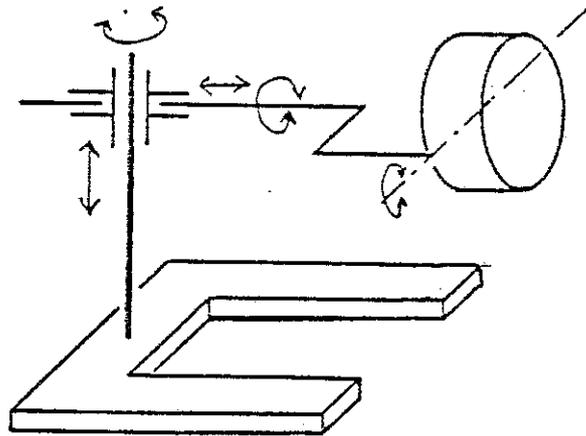


Figure 6 : Cinématique du support 3 axes

SYSTEME DE VISUALISATION

Le système de visualisation permet de repérer le cathéter et le suivre pendant son voyage dans les vaisseaux sanguins.

Les deux parties essentielles du système de visualisation sont : la caméra de télévision et le moniteur (tube cathodique).

La caméra de télévision est constituée d'une optique de focalisation $f = 112$ mm et ouverture $f/1,2$. Cette optique forme une image sur un tube de prise de vue (Thompson Nocticon 9655) qui permet la conversion des informations lumineuses en signal électrique (signal de video).

Le système de visualisation constitue le talon d'Achille du guidage magnétique, étant donné que le tube à prise de vue et le tube à rayons cathodiques sont soumis à la forte induction magnétique créée par la bobine autour d'elle. Cette induction exerce une force sur les électrons du faisceau de balayage en détruisant l'image.

Afin d'obtenir des images acceptables, il faut, soit écranter les tubes contre le champ magnétique, soit les éloigner le plus possible de la bobine afin de réduire l'induction. C'est la solution adoptée par TILL.

Un foyer de Rayons X forme une image géométrique de l'objet (image de radiation), laquelle en tombant sur un écran luminescent est transformée en un signal optique. L'information optique est transmise par un jeu de miroirs, et à travers l'optique jusqu'à la fenêtre d'entrée du tube de prise de vue qui en la transformant en signal électrique, l'amplifie et la transmet au moniteur lequel à son tour transforme le signal électrique en information lumineuse.

Le tube de prise de vue est éloigné de la bobine jusqu'à un endroit où l'induction est de l'ordre de 10^{-3} T permettant de visualiser les vaisseaux sanguins en injectant à travers les vaisseaux un produit de contraste opaque aux rayons X, et aussi en permettant de repérer le cathéter grâce au petit aimant fixé à son extrémité.

CHAPITRE II

Dans ce chapitre, nous décrirons les performances du système décrit au chapitre antérieur, à travers diverses séances d'expérimentation médicale sur des chiens, lesquels sont le sujet du chapitre suivant.

Au cours de ces séances, nous avons pu apprécier la fiabilité de l'ensemble des appareils au point de vue expérimental ; il est évident que des résultats encore plus efficaces seraient apportés grâce à un ensemble plus sophistiqué : système de visualisation amélioré, automatisation du support, bobine plus performante, etc.

Au cours de l'expérimentation nous avons perçu divers problèmes, les deux principaux étant le système de visualisation et le manque de maniabilité du support.

D'autres problèmes observés tels que la nécessité de remonter ou éliminer le champ le plus rapidement possible, la nécessité d'un berceau d'opérations plus performant ou la nécessité d'aimants percés ont été résolus au cours de ce travail. Les problèmes quant à l'obtention d'une force de traction plus grande sont restés au niveau d'étude de notre part, et seulement l'expérimentation future de la bobine actuelle sur des humains dira si ces études sont nécessaires et réalisables.

Ce chapitre sera divisé selon les problèmes posés, en décrivant chaque section ainsi que les solutions probables.

A. MANIABILITE DU SUPPORT

TILL avait déjà décrit les problèmes de maniabilité du support (9).

La ligne de transfert représentait un autre problème d'encombrement, étant donné que sa longueur (1,40 m) oblige à maintenir le vase de stockage d'hélium toujours près du support et de la table d'opération. D'autre part, cette même longueur empêchait aussi de placer la bobine au-dessous de la table d'opération et le vase de stockage étant obligé d'être placé soit du côté, soit à l'autre du support, fait adopter à la ligne de transfert, dans certains cas, la forme d'un U avec un rayon de courbure petit.

Au début de ce travail, nous avons envisagé de dessiner un nouveau support plus facile à automatiser et d'un encombrement plus petit que celui du support actuel (figure 1).

Le support envisagé en incluant la ligne de transfert à l'intérieur du bras supportant la bobine, éliminait en partie l'encombrement représenté par celle-là.

Nous avons calculé l'extension et contraction d'un tube onduleux de 50 mm \emptyset extérieur pour différentes valeurs de la longueur du tube ℓ , du rayon de courbure r' et l'angle θ (fig. 2).

Etant donné que la longueur du bras support de la bobine était fonction de ℓ et θ et que en raison du poids de la bobine et avec le but de réduire l'encombrement, cette longueur devrait être la plus courte possible, nous avons adopté les valeurs suivantes de ces paramètres : $\theta = 45^\circ$; $\ell = 30$ cm ; $r = 36,2$ cm. L'extension du tube sera de 0,38 cm mais la contraction sera de 3,5 cm (11,7 %).

Un tel support poserait d'autres problèmes plus complexes à résoudre, tels que la nécessité d'une ligne à connexion tournante pour brancher la ligne de transfert au vase de stockage.

D'autre part, les salles d'opération n'ont pas toutes l'espace suffisant pour permettre les mouvements qu'un tel support exigerait. Finalement, les études sur ce support n'ont pas été poursuivies.

Afin de rendre le support actuel plus performant, nous avons monté des roulements à billes sous celui-ci, ce qui nous permet des mouvements sur le sol dans toutes les directions avec facilité. Des freins plus performants nous ont permis de le fixer au moment de la manipulation.

Nous avons monté aussi un support pour la canne du siphon ce qui nous permet une meilleure liberté de mouvements et nous permet aussi de transporter le système complet sans risquer d'endommager la canne (figure 3).

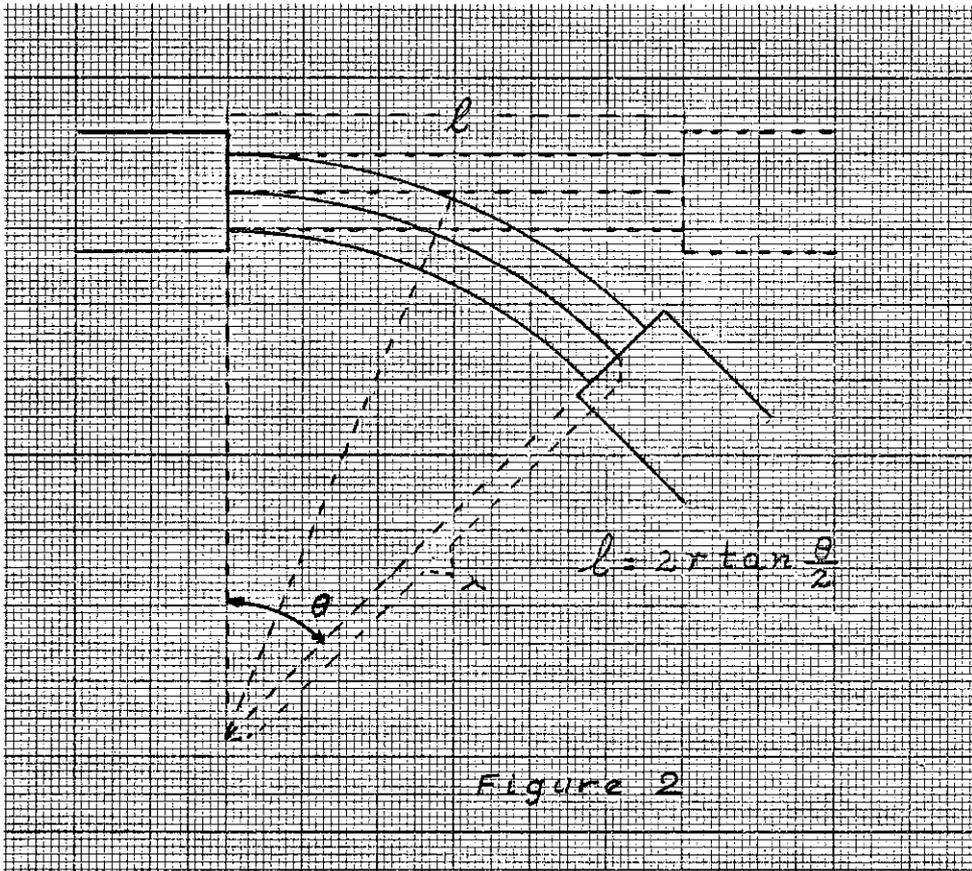


Figure 2

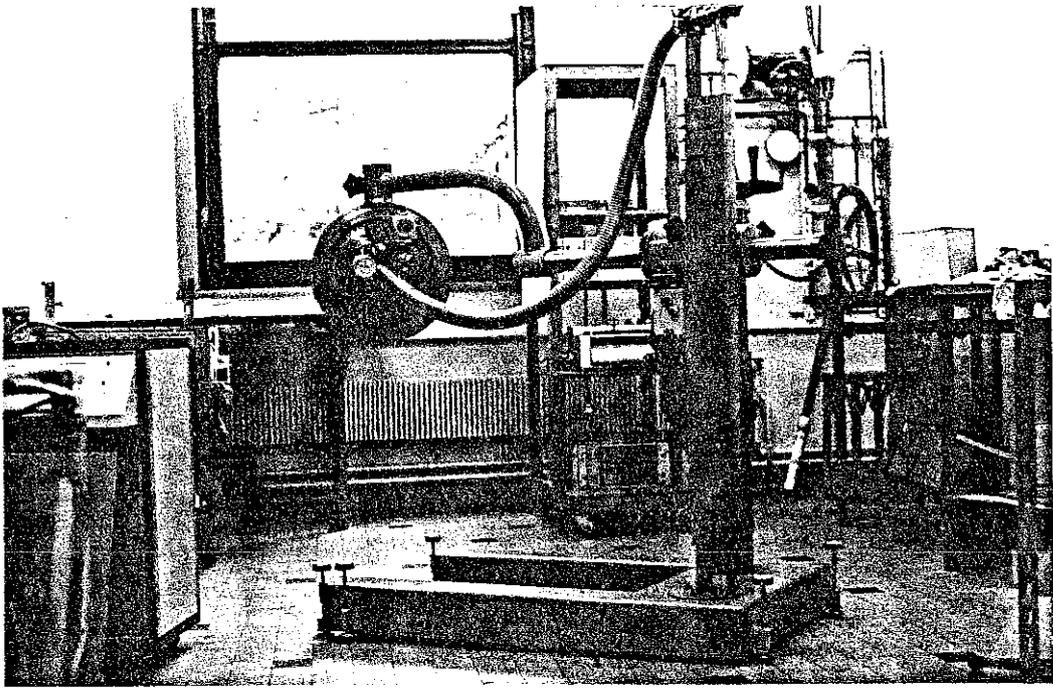


Figure 3

Afin de pouvoir placer la bobine au-dessous du chien et éventuellement au-dessous de la tête d'un patient, nous avons raccourci la canne du siphon de 30 cm, ce que nous facilite l'introduction ou l'extraction du siphon du vase de stockage de 50 litres plus aisé à manipuler qu'un 100 litres.

Etant donné que le poids de la ligne de transfert est supporté en partie par la canne, ce qui tend à la déformer, nous avons fabriqué un support placé sur le vase de stockage, capable de fixer rigidement la vanne du siphon, en éliminant de cette façon les contraintes subies par la canne. Ce support est adaptable à tous les vases de stockage d'hélium (figure 4).

B. SYSTEME DE VISUALISATION

Etant donné que chacun des différents processus qui conduisent à la formation d'une image : formation géométrique, flous, optique, écrans, caméra, moniteur, etc., dégradent cette image, soit en contraste, soit en finesse, le résultat final dépend de la somme de dégradations successives (10).

N'étant pas dans la possibilité de construire la fonction de transfert de modulation (F.T.M.) du système de visualisation qui est d'une très grande importance, surtout dans l'étude du processus complexe de formation d'images où interviennent des appareils optiques et électroniques, comme c'est notre cas, nous donnerons une appréciation simple et visuelle des performances de notre système.

Les premiers essais effectués par TILL (11) avaient montré que l'image était acceptable même lorsque le système était soumis à l'action du champ magnétique.

Au cours de nos propres expériences, nous avons remarqué :

- la nécessité d'avoir une visualisation au moins en deux plans perpendiculaires ;

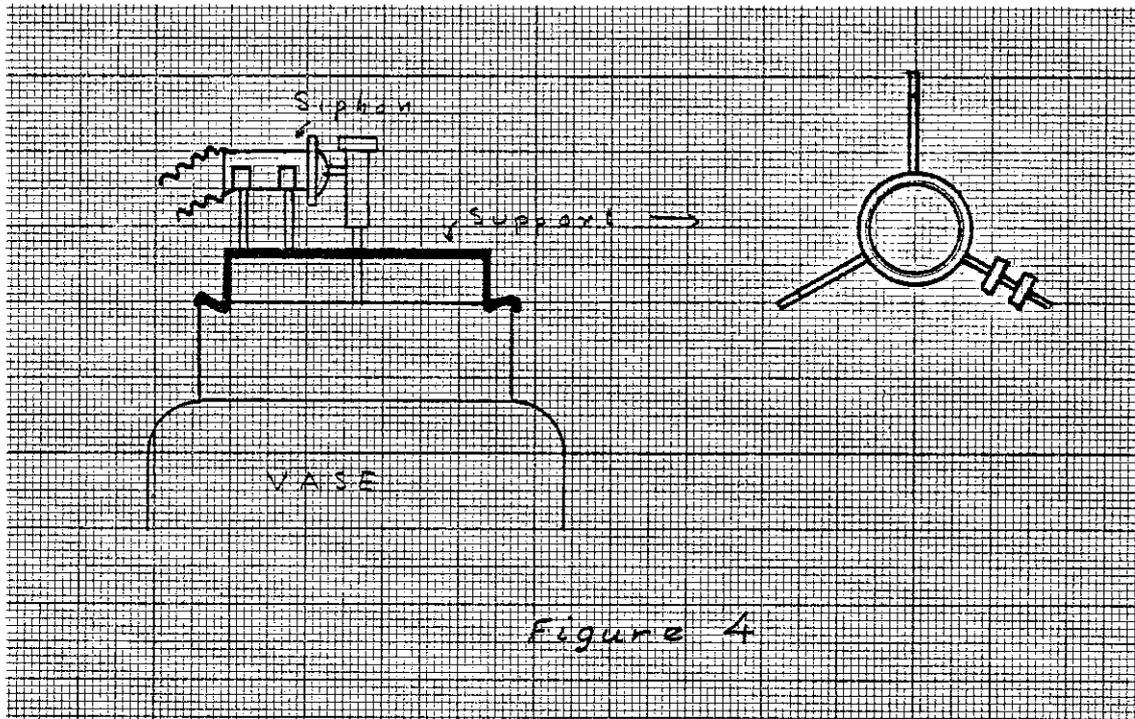


Figure 4

- la netteté de l'image se dégradait sous l'influence du champ magnétique. Ce fait étant plus marqué si l'axe de la bobine et l'axe longitudinal de la caméra étaient parallèles ;
- le besoin de tensions entre 70 et 85 kV au foyer de Rayons X (2 à 4 mA) afin d'obtenir une image visible. Malgré ces tensions élevées, l'image n'était toujours pas satisfaisante ;
- la qualité de l'image s'est dégradée avec le temps, de telle façon qu'il y eût des expériences qui ont été suspendues vu l'impossibilité de visualiser le cathéter.

Par contre, ces mêmes images se montrent plus nettes et contrastées sur des films de Super 8 mm que nous avons pris.

Pour que nous puissions visualiser en deux plans, nous avons incorporé dans la caméra un jeu de miroirs mobiles (figure 5).

Sur la figure 5, on peut constater que les plans de vision sont l'un au front de la caméra et l'autre au-dessus de la caméra.

Les miroirs de 100 mm x 145 mm nous ont permis d'obtenir une image de 10 cm x 10 cm au niveau des miroirs ce qui a agrandi l'image au niveau du moniteur.

Etant donné qu'avec cette caméra nous avions besoin de deux écrans au lieu d'un, la Compagnie Générale de Radiologie nous a proportionné les écrans.

Les caractéristiques de ces écrans, découpées dans un écran déjà utilisé, nous étaient inconnues. C'est avec ces écrans que nous avons noté la dégradation de l'image avec le temps.

L'hôpital Henry Mondor de Créteil nous a procurés des écrans en terres rares (Agfa Rarex B). Malheureusement, l'image provenant de ces écrans était très foncée donc inutilisable. Des épreuves faites avec ces mêmes écrans à l'hôpital de la Tronche n'ont pas montré d'image du tout, même avec des tensions de 75 kV.

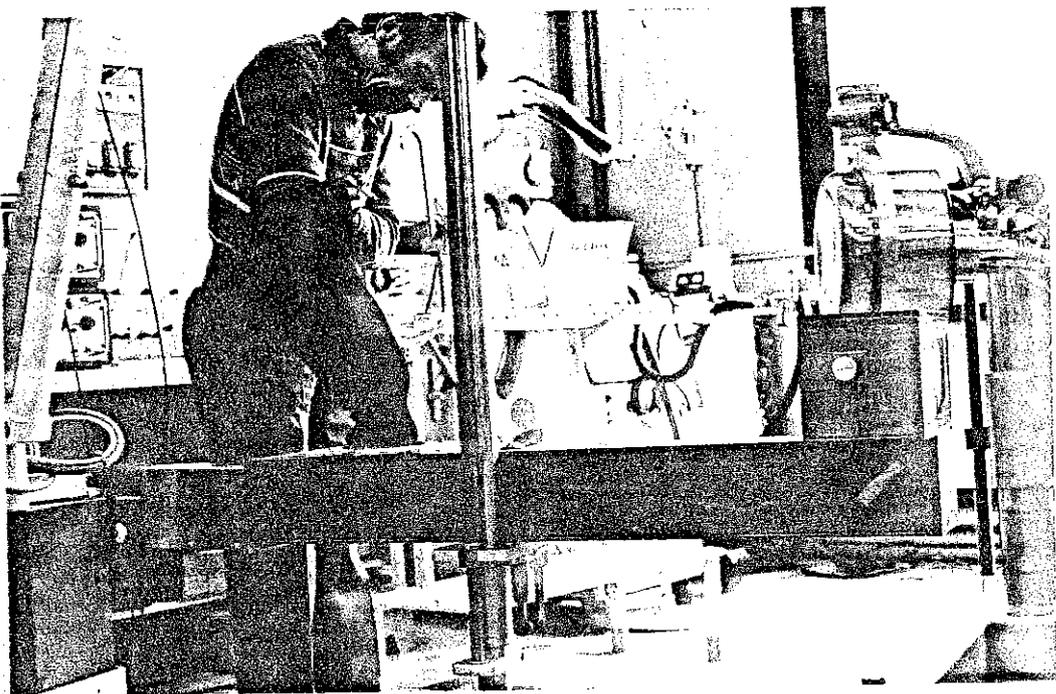
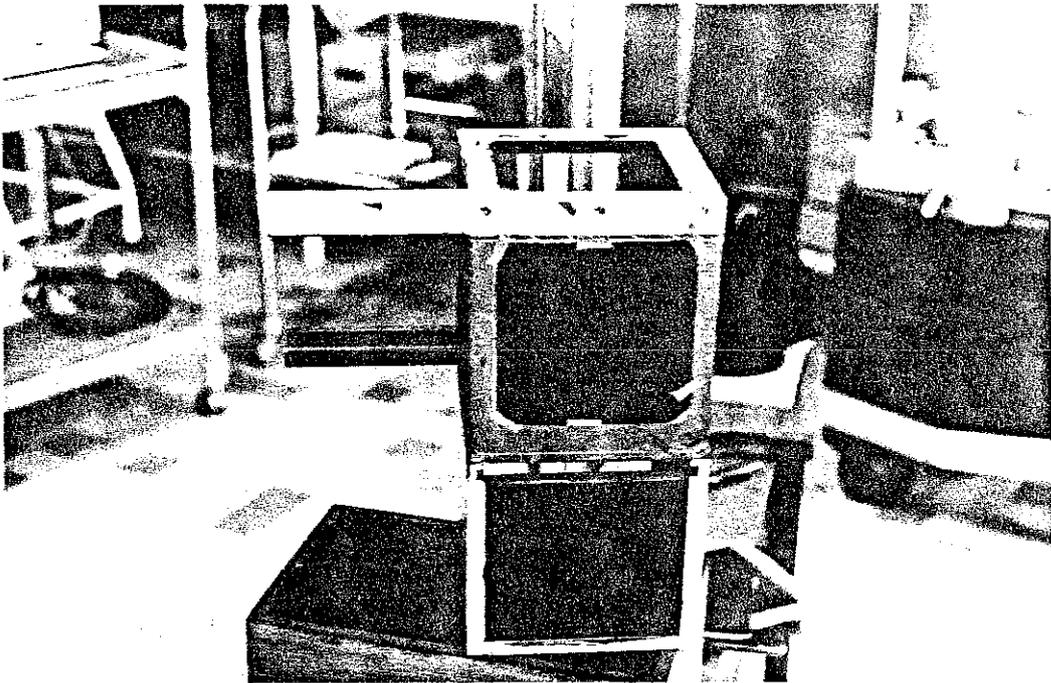
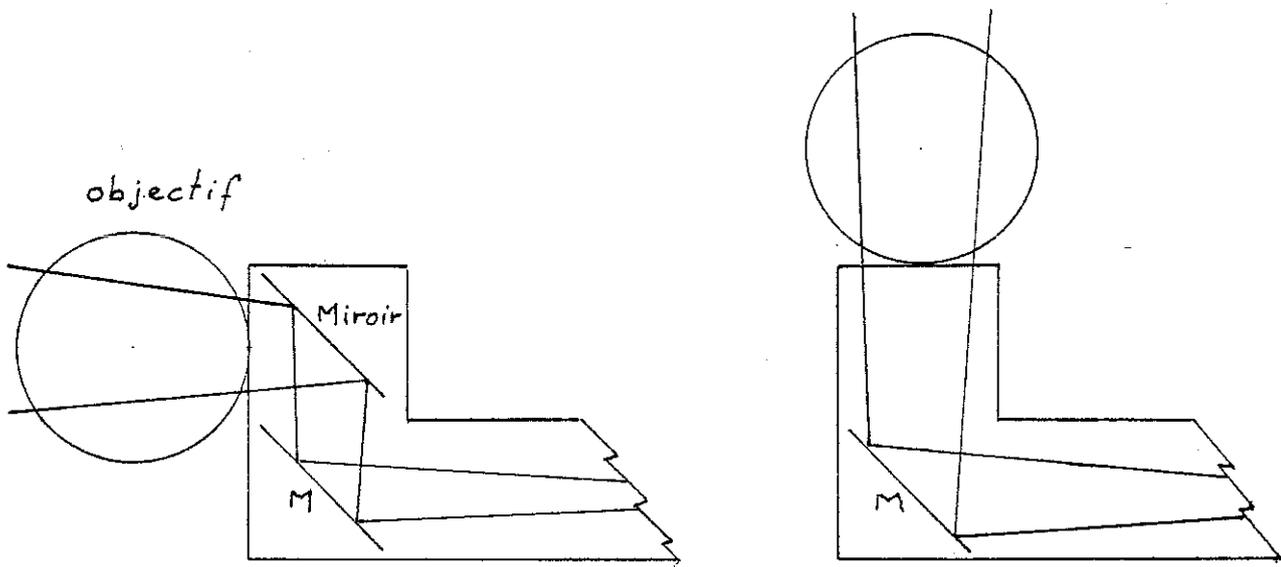


Figure 5

Afin de diminuer l'influence de l'induction magnétique sur la caméra de télévision, nous l'avons recouverte avec un blindage magnétique en tôle en acier doux de 2 mm d'épaisseur dont les dimensions sont : 50 cm x 17,5 cm x 17,5 cm. L'efficacité de cet écran s'est révélée plus remarquable dans le cas où l'axe de la bobine et l'axe longitudinal de la caméra étaient parallèles. Malgré cette amélioration, la netteté de l'image était loin d'être satisfaisante.

Afin de connaître si les performances de notre caméra de télévision avaient été altérées au cours des expérimentations, nous l'avons présentée, afin de la faire contrôler, aux Etablissements Thompson-CSF (Saint-Egrève). Les épreuves de cette compagnie exécutées par Mr COULOMB ont montré que celle-ci était capable de produire des images nettes avec un éclairage de 10^{-3} Lux (10^{-4} Lux au niveau de la photocathode).

Sur conseil de Mr COULOMB, nous avons refocalisé la caméra une fois celle-ci placée sous l'action du champ magnétique. Dans ce but, nous avons fixé un manche noir impénétrable à la lumière au-dessus de l'objectif de la caméra (figure 5).

Cette action, comme décrite ci-dessus, n'ayant montré aucune efficacité remarquable sur la qualité de l'image, nous avons décidé de focaliser une seule fois la caméra à l'aide d'une mire transparente et de la laisser en cet état au cours des expériences.

Nous avons fait les essais sous champ et avec champ. Nous avons aligné la bobine, la caméra et le moniteur comme le montre schématiquement la figure 6.

Les essais sans champ ont montré que malgré la focalisation de la caméra et du moniteur l'image n'était pas assez nette, le faisceau de balayage du moniteur n'étant pas bien focalisé au centre de celui-ci.

Sous champ magnétique, sans blindage, l'image se dégradait remarquablement. L'incorporation du blindage améliorerait un peu la qualité de l'image.

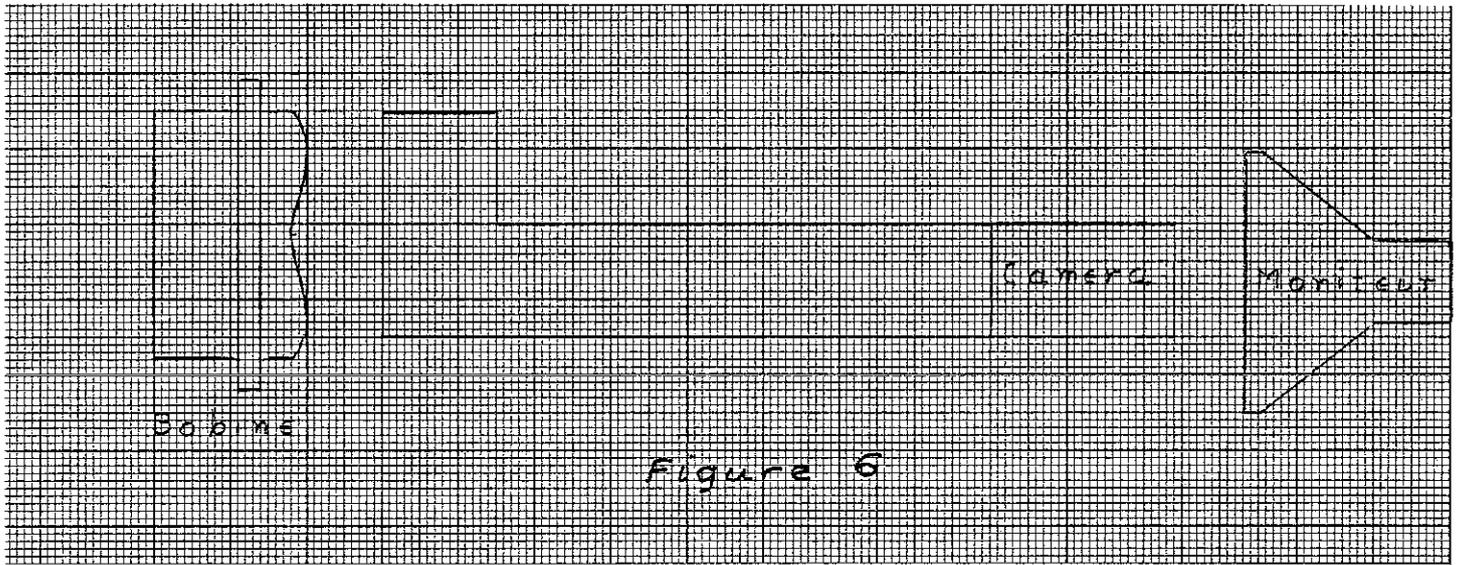


Figure 6

Sur l'écran du moniteur, l'image pivotait plus ou moins selon sa distance par rapport à la bobine et de son orientation par rapport à l'axe de la bobine (figure 7).

L'image n'était plus pivotée du tout à $\alpha = 180^\circ$.

De ces expériences, nous avons extrait certaines conclusions :

1°) l'image est remarquablement plus acceptable en l'absence de champ magnétique qu'en sa présence, même avec le blindage. Il faut blinder soigneusement la caméra contre le champ ;

2°) il faut éloigner le moniteur autant que possible de la bobine.

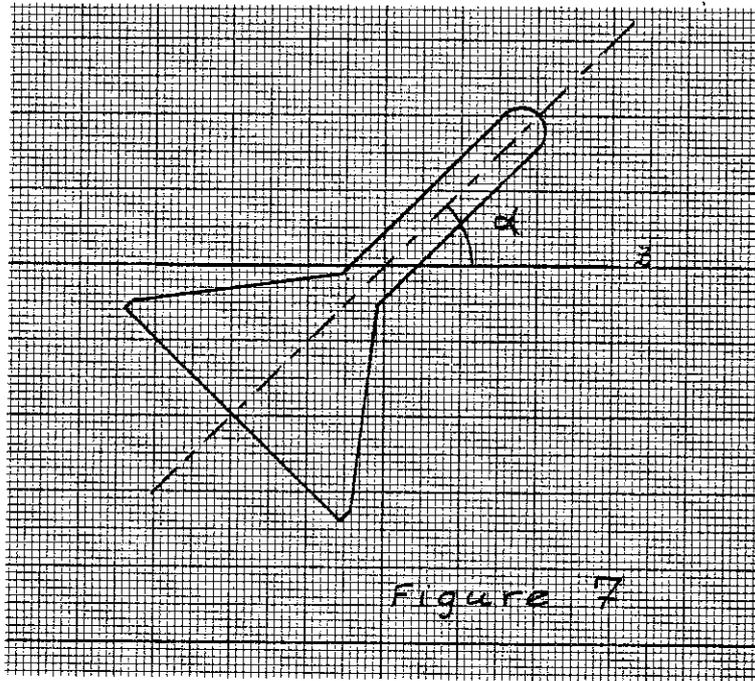
Des essais postérieurs pratiqués à l'hôpital de la Tronche sur le cou et le crâne du même radiologiste avec notre caméra et un appareil Massiot-Phillips, ont montré que les tensions d'émissions minimales nécessaires afin d'avoir une image visible étaient comme le montre la table I.

Table I

	Appareil Massiot Phillips	Notre caméra
Crâne	60 kV	110 kV
Cou	48 kV	97 kV

Par contre, ces tensions étaient entre 75 et 85 kV pour l'écran Massiot-Phillips, type Sirius, utilisé par TILL.

En plus de la différence en qualité d'image, les différences en tension sont importantes, étant donné que l'énergie des photons d'un faisceau de rayons X, tels qu'ils sont émis par le foyer, est définie par cette tension.



Le rayonnement émis entre 100 et 125 kV est déjà catalogué comme un rayonnement dur et pénétrant ce qui expose le patient et encore plus le cathétériste à des radiations assez intenses pendant des périodes de temps longues, même avec des tensions comprises entre 70 et 85 kV (rayonnement moyen).

La solution à de tels problèmes impliquerait soit de compter avec des écrans plus sensibles, c'est-à-dire exerçant sur la caméra une action plus efficace en permettant ainsi de diminuer la tension d'émission, soit d'approcher la caméra de l'écran.

Il est compréhensible que l'action des écrans est d'autant plus efficace que la proportion du rayonnement X arrêtée par celle-ci est plus élevée.

Les diminutions des cristaux du luminophore jouent un rôle important. Pour un sel de composition connue, l'absorption des rayons X est d'autant plus grande que la quantité du sel par unité de surface et l'épaisseur sont plus grandes.

On augmente donc l'efficacité, la rapidité des écrans en accroissant la quantité de matière active utilisée par unité de surface. Toutefois, cela suppose que le sel luminescent est assez transparent à la lumière qu'il émet pour que la lumière venant des couches les plus profondes de l'écran puisse atteindre la caméra, en traversant les couches superficielles de celui-là.

Cette augmentation d'efficacité s'accompagne d'un inconvénient : au fur et à mesure que l'épaisseur de la couche luminescente croît, la diffusion de la lumière augmente. Il en résulte que la finesse des images données par l'écran va en diminuant au fur et à mesure que la sensibilité va en augmentant pour un sel donné (10).

Seule l'étude et l'expérimentation des écrans proposés sur le marché pourra nous dire s'il est possible d'améliorer la qualité de notre image avec un écran plus performant.

Finalement, bien que l'originalité de notre système actuel est de ne pas utiliser un amplificateur de brillance s'il n'est pas possible

de trouver un écran dont l'émissivité et le spectre d'émission soient dans le rang de sensibilité de notre caméra, il faudra penser à incorporer l'intensificateur afin d'augmenter la qualité de l'image en diminuant la tension minima nécessaire pour avoir une image visible.

Cette dernière solution exigera des blindages magnétiques lourds ou bien complexes (donc plus coûteux), mais le développement et l'extension des applications médicales du guidage magnétique dépendront en partie de la bonne qualité de la visualisation.

C. La force magnétique de traction.

Les expériences "in vitro" sur le modèle de TILL et les expériences "in vivo" sur des chiens nous avaient montrés qu'il y avait des situations où la force de traction exercée par la bobine sur un aimant en SmCo_5 , d'1 mm de diamètre et 1,2 mm de largeur, fixé au bout d'un cathéter n'était pas toujours suffisante pour tirer le cathéter contre les forces visqueuses exercées sur celui-ci par le flux sanguin ou bien contre les forces élastiques opposées par le cathéter lui-même.

Dans les expériences "in vivo", l'efficacité de la bobine diminuait toujours, vu la conformation du corps du chien ou que l'encombrement de la table d'opération obligeait d'éloigner la bobine du cathéter, d'où diminution de force d'attraction.

Le gonflement du ballonnet entraînait son refoulement par le flux sanguin, spécialement à l'entrée ou à l'intérieur des fistules à fort débit sanguin.

Etant donné que le système n'a pas encore été essayé sur des êtres humains, nous n'avons pas la possibilité d'affirmer que ces mêmes situations seront retrouvées. Cependant, en vue de réaliser des systèmes plus performants et la possibilité d'étendre le guidage magnétique aux autres parties du corps, nous avons été amenés à étudier la façon d'augmenter la traction magnétique sur le cathéter.

La force qu'exerce le gradient de l'induction magnétique ∇B sur un dipole magnétique \vec{m} (12) est donnée par la relation :

$$\vec{F} = (\vec{m} \cdot \nabla) \vec{B} \quad (1)$$

L'hypothèse que la magnétisation \vec{M} est uniforme au travers du volume v d'une petite barre cylindrique nous permet d'écrire l'équation (1), comme :

$$\vec{F} = v(\vec{M} \cdot \nabla) \vec{B} \quad (2)$$

On peut calculer la force de traction que supporte un petit aimant en SmCo_5 , d'1 mm \emptyset et 1,2 mm de longueur dont son induction intrinsèque B_i est de 0,5 T environ. Cette force étant de $2,8 \times 10^{-3}$ N. ($d B/d Z = 7.5$ T/m).

Cette force est comparable aux valeurs rencontrées dans la littérature (13) comme suffisante pour vaincre les forces supportées par le cathéter dans les vaisseaux sanguins.

Un cathéter supporte les forces de gravitation, visqueuses, élastiques, magnétiques, de friction contre les parois des vaisseaux et contre son guide, et celles exercées sur le cathéter lui-même par le chirurgien en le faisant tourner, ces dernières forces permettant d'utiliser des cathéters préformés (cathéters téflon semi-rigides).

D'autres cathéters, comme le cathéter de Kerber étant fabriqués en caoutchouc souple, ont besoin d'une traction magnétique plus grande, leur souplesse ne permettant pas de les pousser, contrairement aux cathéters plus rigides mentionnés ci-dessus. D'autre part, ils ne sont pas préformables.

L'équation (2) nous autorise à convenir de trois formes d'augmenter la traction sur le cathéter :

- 1) augmenter le volume de l'aimant fixé au bout du cathéter, condition plus ou moins facile à réaliser ;

2°) augmenter l'aimantation moyenne \vec{M} de l'aimant, condition beaucoup plus difficile à réaliser étant donné qu'un aimant ne peut pas être aimanté au-delà de son aimantation de saturation M_s , mais en plus pour le cas des aimants permanents l'aimantation dépend de leur aimantation rémanente, coercitivité, champ démagnétisant et produit d'énergie.

Un aimant permanent est "stabilisé" à une valeur d'aimantation inférieure à son aimantation rémanente (14).

3°) augmenter le gradient du champ produit par la bobine :

Nous avons augmenté le volume des aimants en fixant simplement deux, trois, jusqu'à quatre aimants de SmCo_5 , alignés au bout du cathéter.

D'autre part, l'utilisation du fer doux nous a permis de fabriquer des aimants de 2 à 4 mm de longueur (bien que le fer ne soit pas un aimant permanent).

L'expérience nous a montrés que les aimants plus longs que 2 mm avaient tendance à se coincer dans les vaisseaux sanguins.

Etant donné que l'aimantation de saturation M_s de SmCo_5 est de 0,9 T ($7,16 \times 10^{-5}$ A/m), nous avons pensé à utiliser le fer doux dont l'aimantation de saturation M_s est de 2,157 T ($1,72 \times 10^6$ A/m) environ. En plus, l'aimantation du fer doux est dépendante du champ extérieur H_a (B_a/μ_0) :

$$M = \frac{\chi}{1+\chi N} H_a = \frac{\chi}{1+\chi N} \frac{B_a}{\mu_0} \quad (3)$$

Le fait que $\chi \gg 1$ tant que M n'est pas très proche de M_s nous permet d'écrire (3), comme suit :

$$M = \frac{1}{N} \frac{B_a}{\mu_0} \quad (4)$$

N étant le facteur démagnétisant.

De cette façon, M peut être considéré comme une fonction linéaire de l'induction appliquée B_a jusqu'à une valeur B_0 déterminée par l'intersection de l'équation (4) avec la droite $M = M_s$ (figure 8).

Dans le cas d'un aimant non permanent de haute susceptibilité, "doux" (libre d'hystérésis), et donc aucune part du matériel est saturée, dont les dimensions sont de 1,2 mm de longueur et 1 mm \emptyset , M_0 a une valeur de 0,71 T environ.

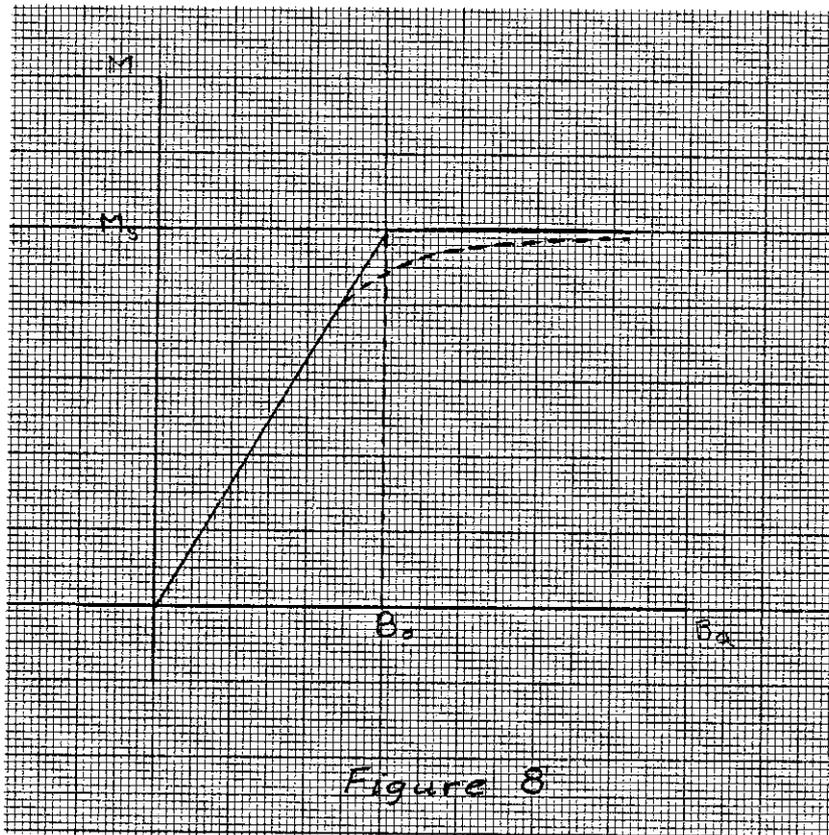
La figure 8 est une idéalisation parce que lorsque le matériel est proche de la saturation, cette saturation est graduelle plutôt qu'abrupte (ligne en pointillés), ce qui est particulièrement vrai pour les formes non ellipsoïdales telles que les barres cylindriques (15).

A l'aide des équations (2) et (4), il est possible de calculer la force de traction supportée par un aimant en fer dont les dimensions sont celles mentionnées ci-dessus. Si on considère que B_a est de 0,5 T et dB_a/dZ est de 7,5 T/m et en plus on approche N par le facteur démagnétisant d'une sphère de 1 mm \emptyset ($= 1/3$), la force de traction sera de $8,4 \times 10^{-3}$ N, soit trois fois plus grande que la force supportée pour un aimant en $SmCo_5$ dans les mêmes conditions.

Etant donné que la vraie valeur de l'aimantation des aimants en $SmCo_5$ était inconnue, nous avons mesuré directement les forces de traction supportées par les aimants en $SmCo_5$ et en fer doux. Pour mesurer la force de traction nous avons utilisé une lame de ressort fixée en une extrémité, l'autre extrémité supportant la force de traction étant fléchie par celle-ci (figure 9). Cette flexion pouvant être reproduite par des petits poids en cuivre nous a permis de connaître directement la grandeur de la force à différentes distances à partir de la paroi du cryostat.

Les figures 10 et 11 montrent les valeurs de la force, mesurée à différentes distances et différentes géométries.

Ces figures montrent que pour des aimants d'1 mm de longueur, la distance d_0 à partir de laquelle le fer est plus fortement attiré est de 15 cm, ce qui est une distance valable pour nos besoins.



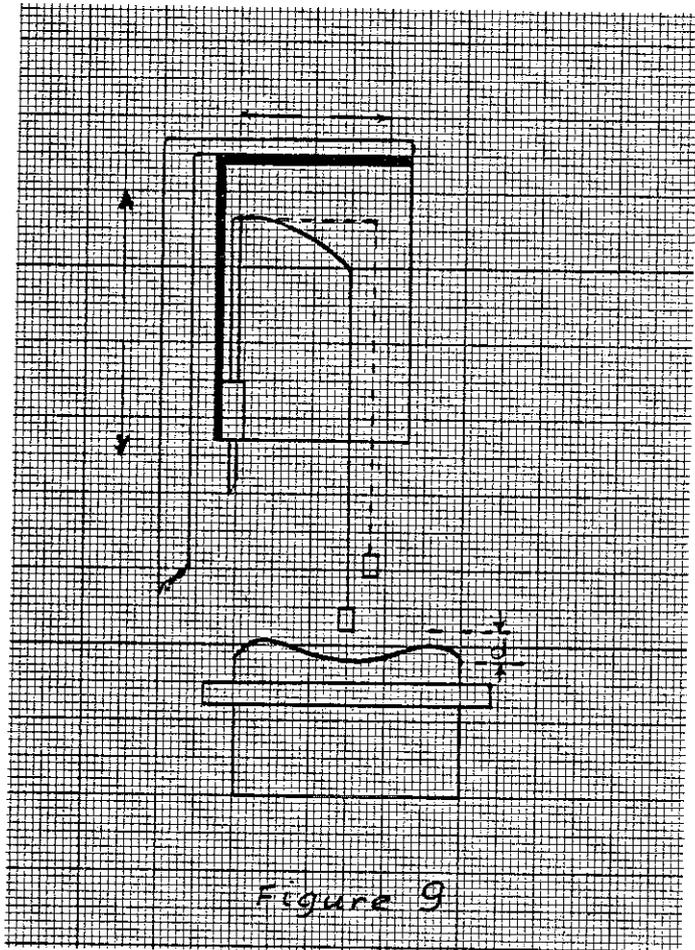


Figure 9

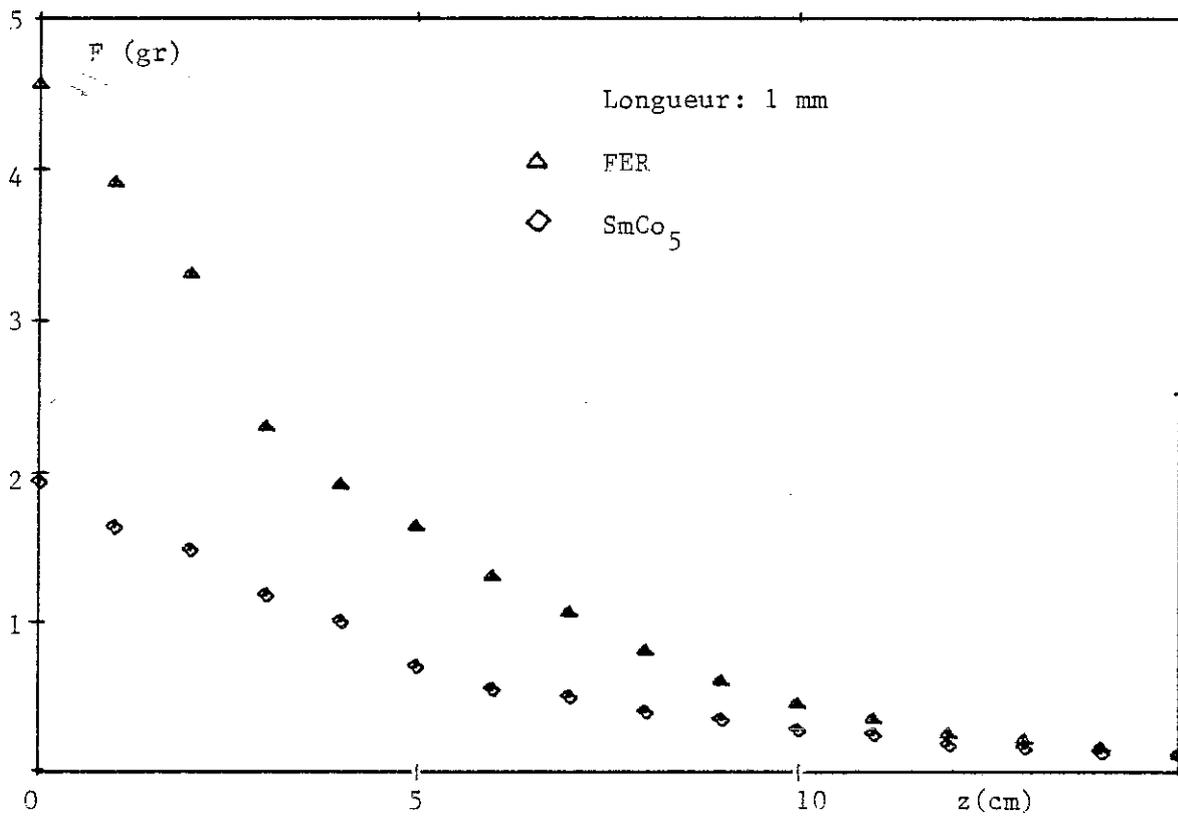


Figure 10

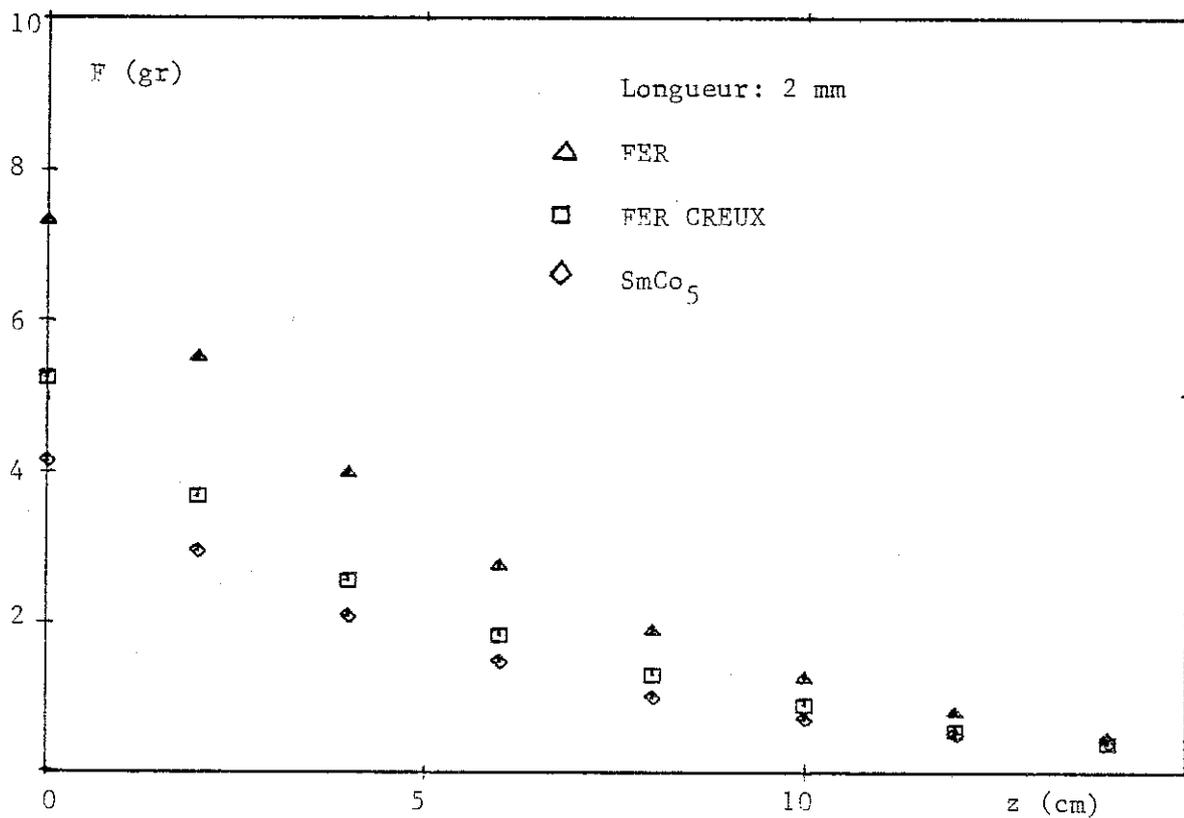


Figure 11

Les aimants percés :

Nos efforts pour percer les aimants en SmCo_5 ayant échoué, l'utilisation du fer doux nous a permis d'obtenir des aimants percés, lesquels nous ont permis d'injecter à travers les cathéters soit des produits de contraste, soit de ferrofluides.

Malheureusement, les aimants en fer doux prennent une polarité contraire à la polarité du centre de la bobine quand ils passent près du rayon extérieur de celle-ci et gardent cette polarité qui les fait renverser quand ils arrivent au centre de la bobine (figure 12).

Ce renversement est gênant et même dangereux dans certains cas.

Pour tenter d'éliminer ce renversement, nous avons combiné un aimant en fer avec un aimant en SmCo_5 (figure 13).

L'aimant conservait la polarité fixe du SmCo_5 , il ne se renversait pas en permettant en même temps d'injecter des produits, mais il était très élaboré à fabriquer.

Nous avons essayé un système de fixation des aimants au bout de cathéters qui nous semble intéressant pour la technique future.

Ce système consiste à introduire un ou deux aimants dans un morceau de cathéter en téflon d'une longueur dépassant d'1 mm celle du ou des aimants. Un fil à suturer de 6/0 traverse ce millimètre de cathéter dépassant et est relié de la même manière à l'extrémité du cathéter, quel qu'il soit (de Kerber ou en téflon) (figure 14).

Ce procédé permet à ou aux aimants de prendre automatiquement la direction du champ magnétique imposé sans avoir à vaincre l'effort de flexion de l'extrémité du cathéter et par son articulation grâce au fil à saturer, de présenter et conduire plus facilement le cathéter. Ce dernier n'étant transpercé en son extrémité que par un fil très fin permettant les injections espérées.

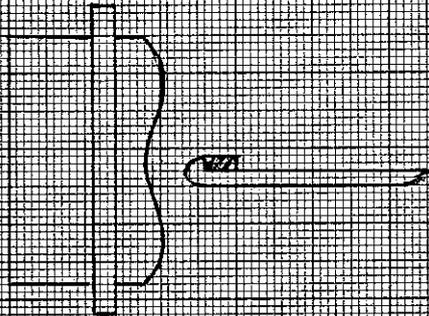


Figure 12

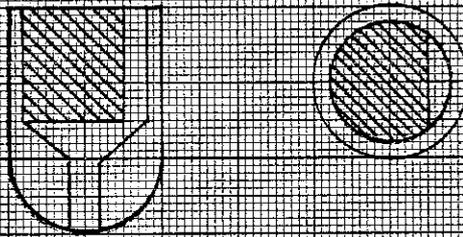


Figure 13



Figure 14

La troisième possibilité d'augmenter la force de traction sur le cathéter portant à son bout un aimant en SmCo_5 est l'augmentation dans le vide du gradient du champ, ce qui nous amène à étudier d'autres distributions spatiales de l'induction et du gradient et des calculs du champ magnétique.

Le calcul du champ magnétique produit par un solénoïde est tout à fait essentiel. D'une part, parce que la finalité du solénoïde est de produire une induction et un gradient précis en tout point de l'espace et d'autre part parce que les forces électromagnétiques sur les bobinages et les propriétés des matériaux supraconducteurs dépendent de la valeur de l'induction.

Le calcul d'un bobinage consiste des paramètres géométriques d'une ou plusieurs bobines donnant une distribution spatiale donnée de l'induction et du gradient.

En plus des paramètres géométriques, il faut considérer aussi des facteurs tels que les propriétés des matériaux supraconducteurs utilisés, les contraintes électromagnétiques et l'instabilité de la bobine. Une étude de ces paramètres donnée par BRECHNA (12), MONGOMERY (17), VALLIER et MARTY (18).

Nous nous sommes limités à l'étude de quelques géométries que nous donneront les distributions désirées, sans prendre en compte, pour le moment, les autres paramètres mentionnés plus haut.

Equation du champ :

Une expression générale pour les composants de l'induction peut être dérivée en tout point (r, θ, z) de l'espace, si on considère le bobinage divisé en circuits élémentaires et en l'intégrant sur tout le volume du bobinage (figure 15).

En appliquant la loi de Biot-Savart, on peut déduire de la figure 15 les composants de l'induction :

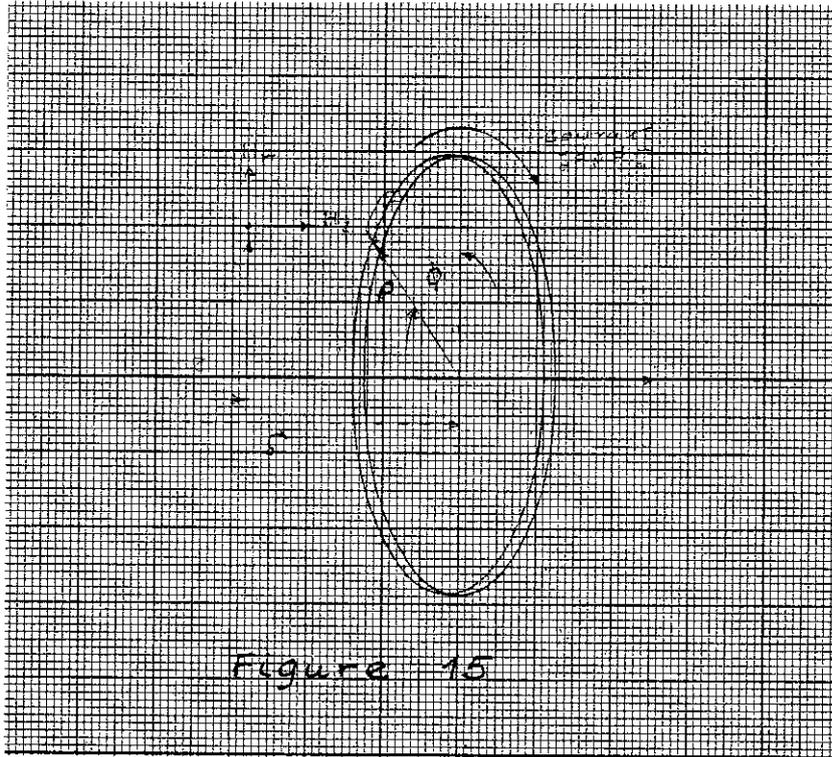


Figure 15

$$B_r(r,z) = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{a_1}^{a_2} \int_{-b}^b \frac{(z-\zeta)(\rho \cos \phi) d\phi d\rho d\zeta}{(\rho^2 - 2\rho r \cos \phi + (z-\zeta)^2 + r^2)^{3/2}} \quad (5)$$

$$B_z(r,z) = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_{a_1}^{a_2} \int_{-b}^b \frac{(\rho^2 - \rho r \cos \phi) d\phi d\rho d\zeta}{(\rho^2 - 2\rho r \cos \phi + (z-\zeta)^2 + r^2)^{3/2}}$$

Malgré le pôle au point $\rho = r$, $\phi = 0$, $\zeta = Z$, les intégrales convergent et sont valables en tout point de l'espace.

Il est possible d'intégrer deux fois analytiquement les équations (5), l'intégration par rapport à ϕ est nécessairement numérique :

$$B_z(r,z) = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^{2\pi} \left[\left[\frac{r \cos \phi}{2} \ln \frac{(z-\zeta)+R}{(z-\zeta)-R} - (z-\zeta) \ln (R + \rho - r \cos \phi) \right. \right. \\ \left. \left. + r \sin \phi \operatorname{arc Tan} \frac{(\rho - r \cos \phi)(z-\zeta)}{R r \sin \phi} \right] \right]_{-b}^b \Big|_{a_1}^{a_2} d\phi$$

$$B_r(r,z) = \frac{\mu_0 J}{4\pi} \int_0^{2\pi} \left[\left[\cos \phi (R + r \cos \phi \ln(2R + 2\rho - 2r \cos \phi)) \right] \right]_{-b}^b \Big|_{a_1}^{a_2} d\phi$$

J est la densité de courant et

$$R = (\rho^2 - 2\rho r \cos \phi + (z-\zeta)^2 + r^2)^{1/2}$$

Ces équations sont considérablement réduites sur l'axe Z :

$$B_r(0,z) = 0$$

$$B_z(0,z) = -\frac{\mu_0 J}{2} \left[\left[(z-\zeta) \ln \left((\rho^2 + (z-\zeta)^2)^{1/2} + \rho \right) \right] \right]_{a_1}^{a_2} \Big|_{-b}^b$$

$B_z(0,Z)$ étant facilement dérivable par rapport à Z :

$$\frac{\partial B_z}{\partial Z} = -\frac{\mu_0 J}{2} \left[\ln(\rho^2 + (Z - \zeta)^2)^{1/2} \dots \dots \dots \right. \\ \left. + \frac{(Z - \zeta)^2}{\rho^2 + (Z - \zeta)^2 + \rho(\rho^2 + (Z - \zeta)^2)^{1/2}} \right] \begin{matrix} a_2 & b \\ a_1 & -b \end{matrix}$$

Diverses méthodes de calcul de l'induction sont décrites par BRECHNA (16), MONTGOMERY (17) et PARKINSON(19).

Bien que cette question fut étudiée en utilisant une variété de méthodes différentes, à ce jour il n'existe pas d'expressions analytiques simples et faciles à manipuler, ce qui nous oblige à utiliser plutôt des programmes informatiques pour nos calculs.

Nous avons calculé d'abord l'induction et gradients produits en un point situé à 12,5 cm de la face d'une bobine (10 cm à partir de la paroi extérieure du cryostat).

Nous avons conservé constants le volume du bobinage (1030 cm³) et la densité de courant (24 kA) ; le rayon intérieur a_1 , le rayon extérieur a_2 et de largeur b , étant variables (figure 16).

Une valeur maximum de 7,12 T/m du gradient est obtenue avec une bobine de 12 cm de \emptyset extérieur, 4 cm \emptyset intérieur et 1,28 cm de demi-largeur.

Deux bobines de grand diamètre placées l'une perpendiculaire à l'autre, la distance entre leur centre étant zéro, représentent un système intéressant d'un point de vue des applications médicales (figure 17).

Afin de simplifier leur étude et considérer leur réalité, nous avons étudié le cas de deux spires placées comme le montre la figure 18.

En appliquant la loi de Biot-Savant et en nommant par \hat{i} , \hat{j} , \hat{k} les vecteurs unitaires dans les directions x , y , z , on peut trouver que

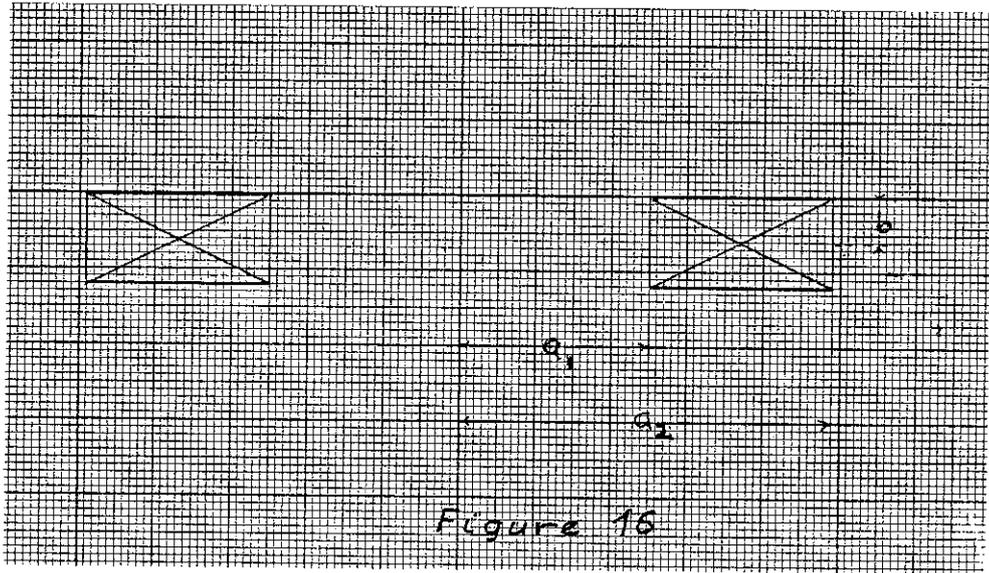


Figure 16

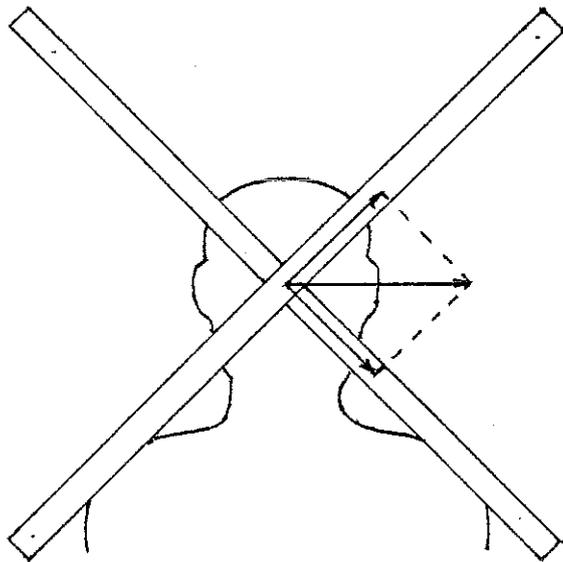
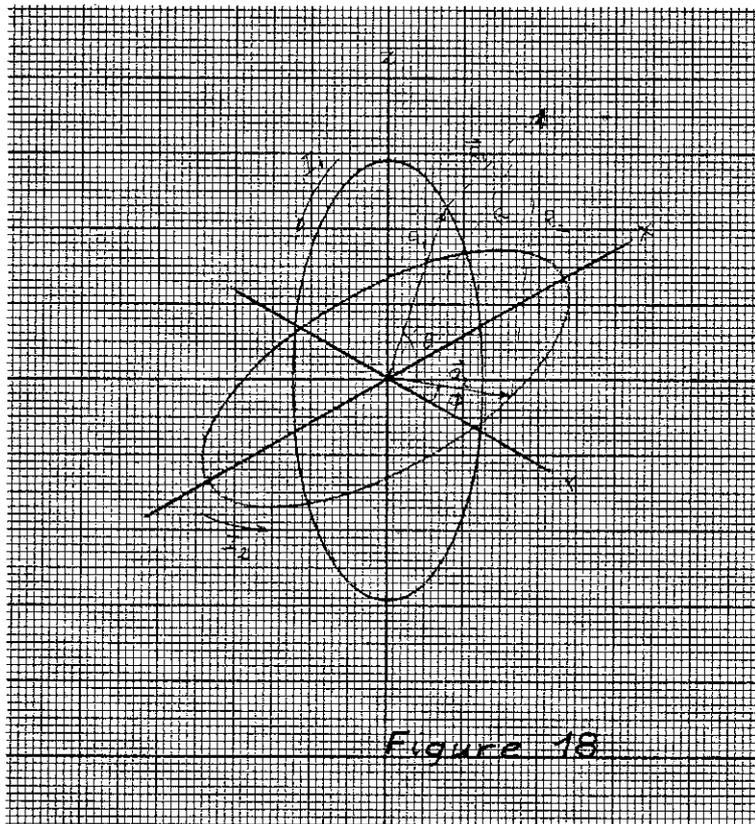


Figure 17



l'induction sur un point $\vec{R} = x\hat{i} + z\hat{j}$ ($x = z$) est donnée par les équations (7) :

$$B_x(\vec{R}) = \frac{\mu_0 I_1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a_1^2 - (R/\sqrt{2})a_1 \sin \theta) d\theta}{(R^2 + a_1^2 - \sqrt{2}Ra_1 \sin \theta)^{3/2}} + \frac{\mu_0 I_2}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(R/\sqrt{2})a_2 \sin \phi d\phi}{(R^2 + a_2^2 - \sqrt{2}Ra_2 \sin \phi)^{3/2}}$$

(7)

$$B_z(\vec{R}) = \frac{\mu_0 I_1}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(R/\sqrt{2})a_1 \sin \theta d\theta}{(R^2 + a_1^2 - \sqrt{2}R a_1 \sin \theta)^{3/2}} + \frac{\mu_0 I_2}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a_2^2 - (R/\sqrt{2})a_2 \sin \phi d\phi)}{(R^2 + a_2^2 - \sqrt{2}R a_2 \sin \phi)^{3/2}}$$

La projection sur une direction donnée par le vecteur

$$\hat{R} = \frac{1}{\sqrt{2}} (\hat{i} + \hat{k})$$

nous donne :

$$B_R(R) = \frac{\mu_0 I_1 a_1^2}{4\pi \sqrt{2}} \int_0^{2\pi} \frac{d\theta}{(R^2 + a_1^2 - \sqrt{2}R a_1 \sin \theta)^{3/2}} + \frac{\mu_0 I_2 a_2^2}{4\pi \sqrt{2}} \int_0^{2\pi} \frac{d\phi}{(R^2 + a_2^2 - \sqrt{2}R a_2 \sin \phi)^{3/2}}$$

$B_R(R)$ représente la composante de l'induction $B(R)$ dans la direction \hat{R} laquelle forme un angle de 45° par rapport aux axes x et z .

En appliquant la loi d'Ampère, nous pouvons calculer la force d'attraction entre les deux spires :

$$\tau_y = \frac{\mu_0 I_1 I_2 a_1^2 a_2^2}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\sin^2 \theta d\theta d\phi}{(a_1^2 + a_2^2 - 2a_1 a_2 \cos \phi \cos \theta)^{3/2}}$$

(9)

L'équation 8 est dérivable par rapport à R ;

$$(10) \quad \frac{\partial B_R(R)}{\partial R} = -\frac{3}{2} \frac{\mu_0 I_1 a_1^2}{4\pi\sqrt{2}} \int_0^{2\pi} \frac{(2R - \sqrt{2} a_1 \sin\theta) d\theta}{(R^2 + a_1^2 - \sqrt{2} R a_1 \sin\theta)^{5/2}} \\ - \frac{3}{2} \frac{\mu_0 I_2 a_2^2}{4\pi\sqrt{2}} \int_0^{2\pi} \frac{(2R - \sqrt{2} a_2 \sin\phi) d\phi}{(R^2 + a_2^2 - \sqrt{2} a_2 \sin\phi)^{5/2}}$$

Toutes ces équations sont intégrables numériquement.

Les courbes de $B_R(R)$ et $\frac{dB_R(R)}{dR}$ sont montrées sur les figures 19 et 20.

Les courants ont été choisis de manière qu'au centre des bobines les composantes de $B(R)$ soient égaux, ce qui nous amène à la relation entre les courants

$$(11) \quad \frac{I_1}{a_1} = \frac{I_2}{a_2}$$

Ce système est intéressant parce qu'il permet de varier la direction et la grandeur de l'induction simplement en jouant avec les courants avec un minimum de mouvement, mais on peut voir sur la figure 20 que le maximum de gradient se trouve à une distance proche de 50 cm (déjà en dehors des bobines), ce qui diminue beaucoup ses possibilités.

On peut songer à une bobine qui produirait un gradient de 7,5 T/m à une distance de 20 cm au lieu de 10, à partir de la paroi extérieur du cryostat.

Ayant fixé un volume de 4 000 cm³ et un rayon extérieur de 15 cm, nous avons trouvé que la densité de courant optimum pour produire ce gradient est de 38,47 kA, le rayon intérieur étant de 4,88 cm et la demi-largeur de 3,16.

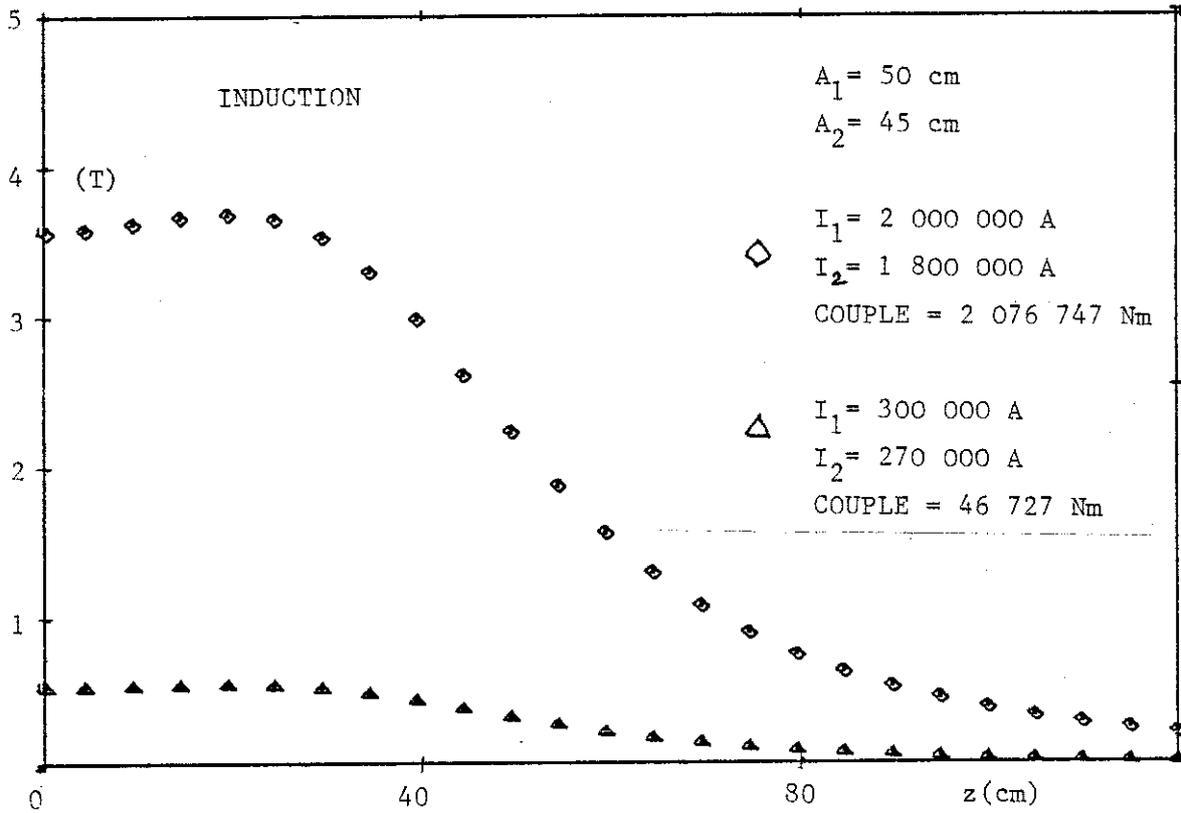


Figure 19

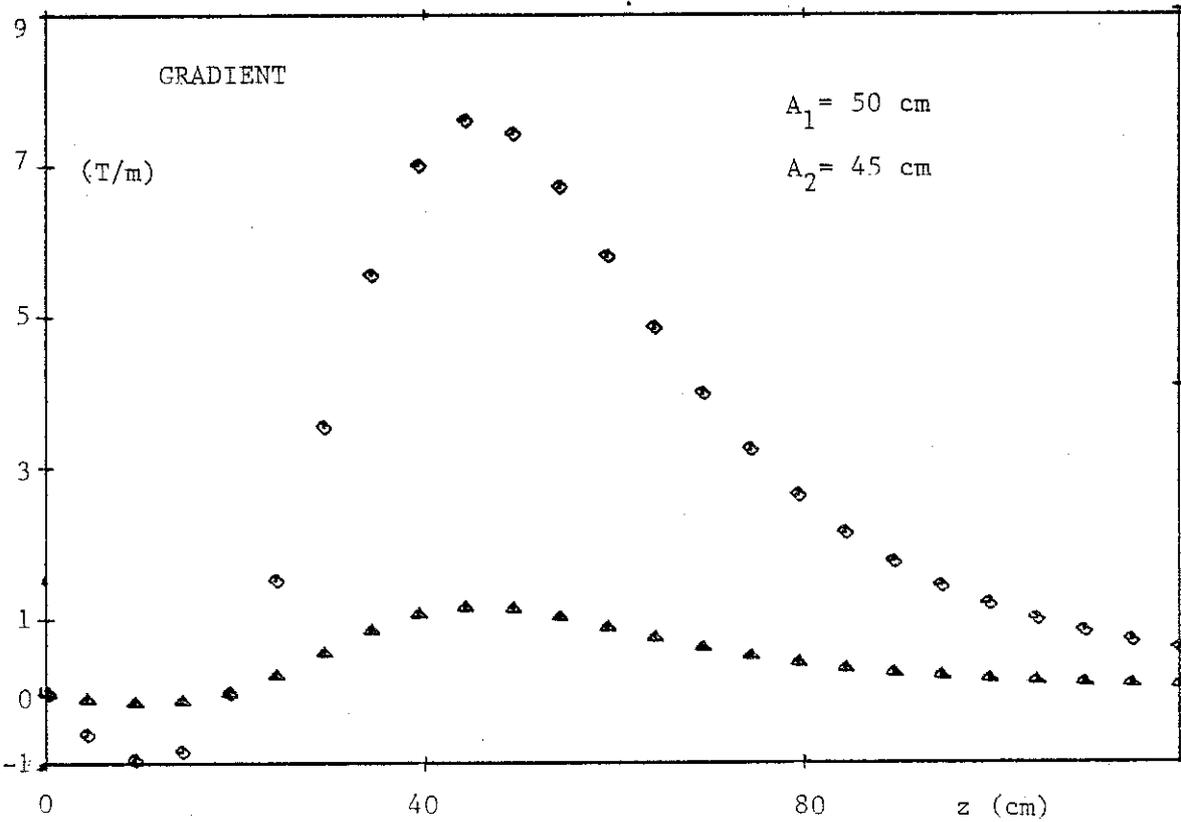


Figure 20

Un bobinage de ces dimensions donnerait des valeurs de l'induction très hautes au niveau du bobinage, d'énergie stockée et de contraintes très grandes aussi. D'autre part, il faut prendre en compte un facteur pratique très important : la courbe du gradient sur l'axe Z doit être aussi "plate" que possible, ce qui nous permet d'avoir des gradients utiles à distances plus grandes mais en même temps nous permet de réduire le maximum de gradient près de la bobine. Un grand gradient et en conséquence une grande induction peuvent être dangereux étant donné les grandes forces supportées par des objets, tels que les ciseaux, pinces et autres outils attirés accidentellement par la bobine.

Une bobine de 19 cm de rayon extérieur, 9 cm de rayon intérieur et 3 cm de demi-largeur avec une densité de courant de 24 kA donne des valeurs du gradient et d'induction assez acceptables mais la haute induction au niveau du bobinage et surtout les contraintes électromagnétiques (20) de l'ordre de 20 kg/cm^2 sur les conducteurs nous a fait adopter un bobinage de 19 cm de rayon extérieur, 9 cm de rayon intérieure et 2 cm de demi-largeur. Les courbes du gradient et induction sont montrées sur la figure 21.

Une bobine à grand rayon permettant de faire passer le corps du patient au travers de la bobine permettrait d'exercer des forces en direction, lesquelles actuellement ne sont pas possibles, par exemple tirer un cathéter en direction du corps (figure 22).

Nous avons calculé qu'une bobine de 55 cm de rayon extérieur, 45 cm de rayon intérieur et une demi-largeur de 7,35 cm permettra d'avoir un gradient de 7,5 T/m. Les courbes de l'induction et du gradient sur l'axe de la bobine sont montrées sur la figure 23.

D. L'alimentation.

Au début des expériences, les médecins ont ressenti la nécessité de remonter ou d'éliminer le champ dans un délai le plus court possible.

L'alimentation normale d'une bobine est réglée de façon à produire un courant donné, ayant choisi une consigne de tension fixe,

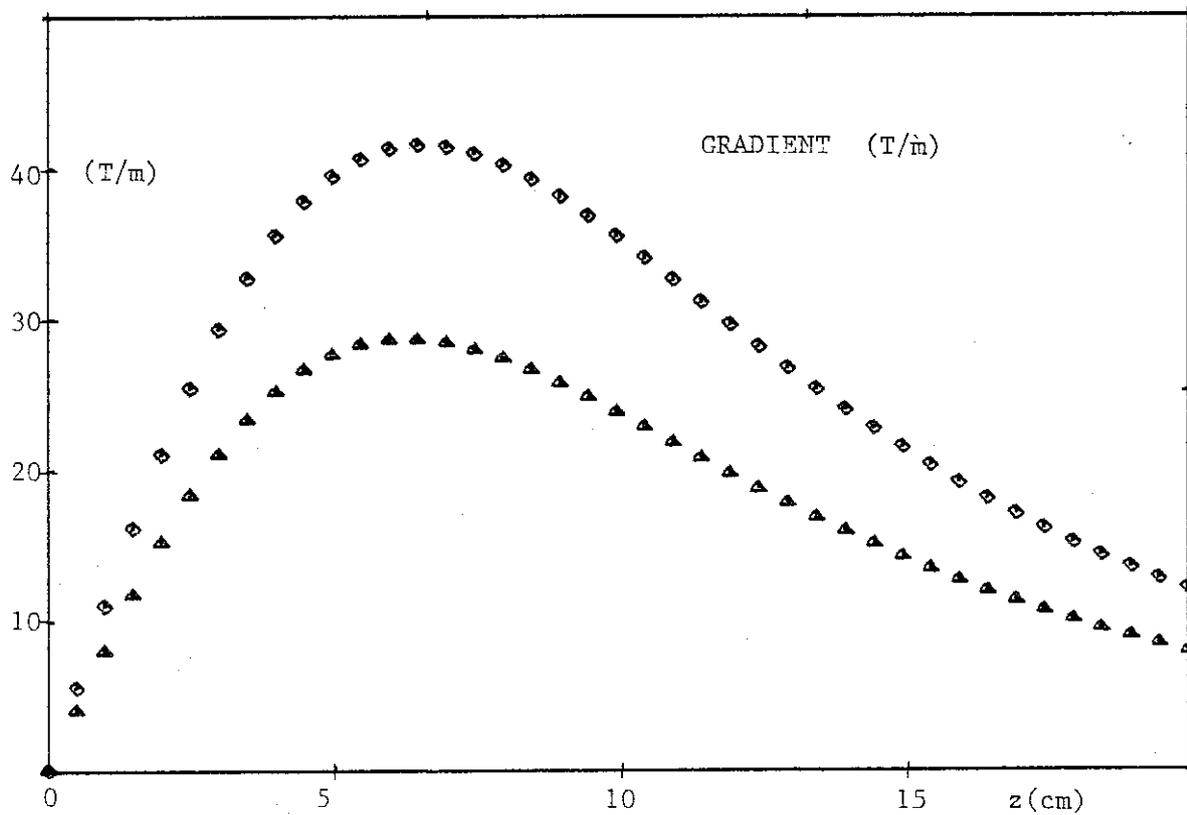
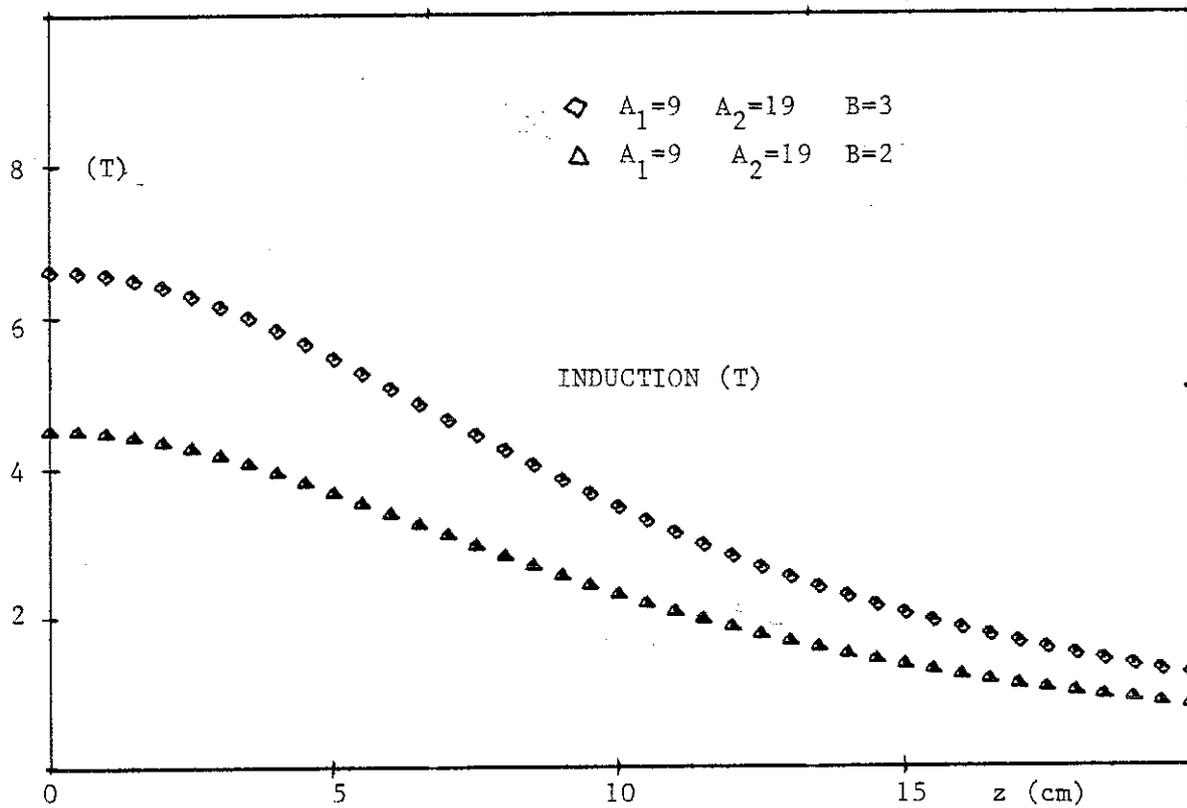


Figure 21

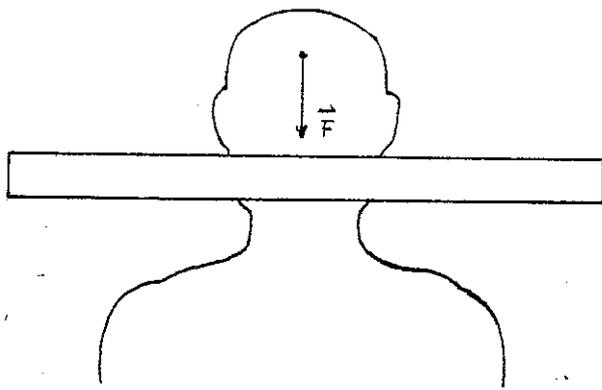


Figure 22

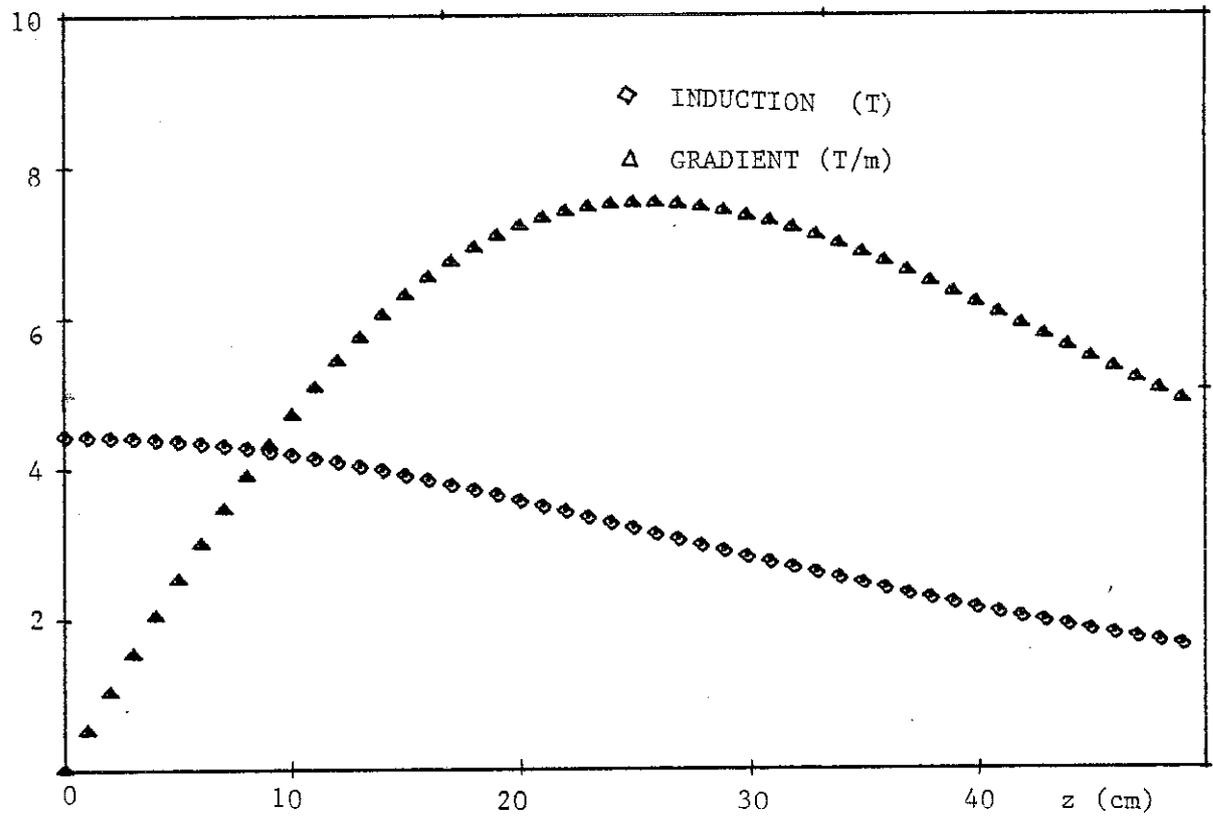
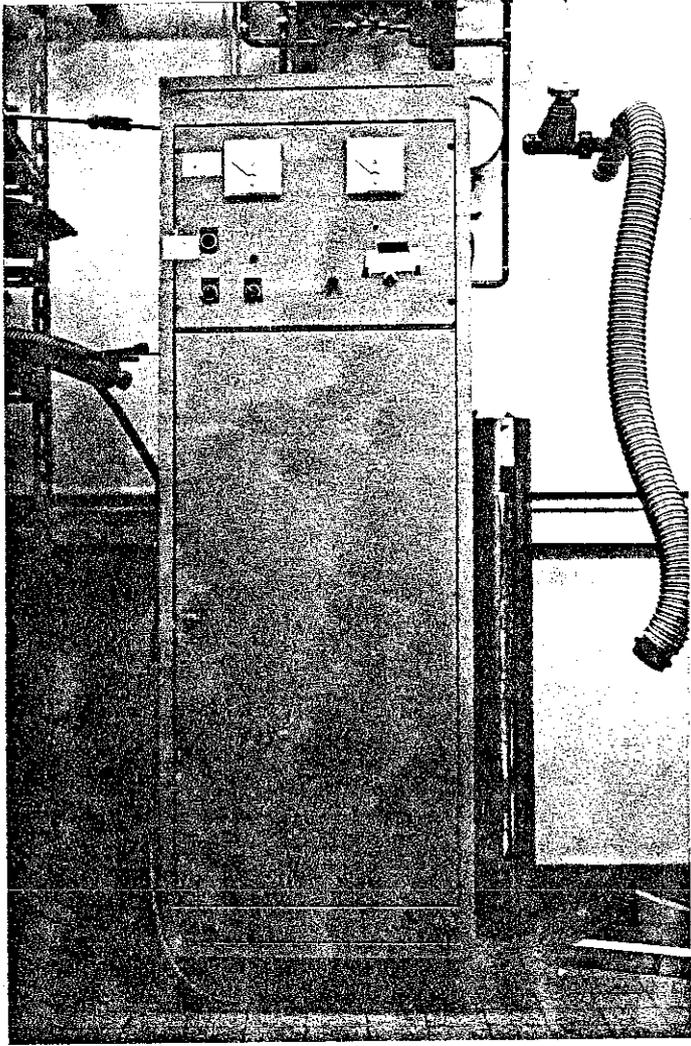
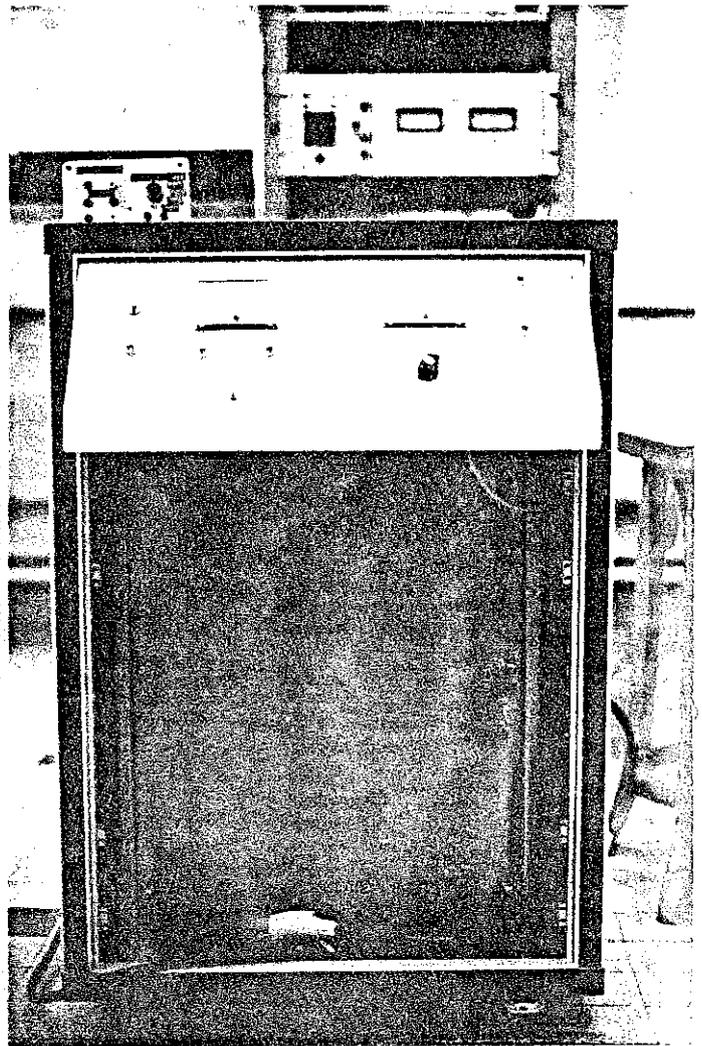


Figure 23



Alimentation modifiée



Nouvelle alimentation

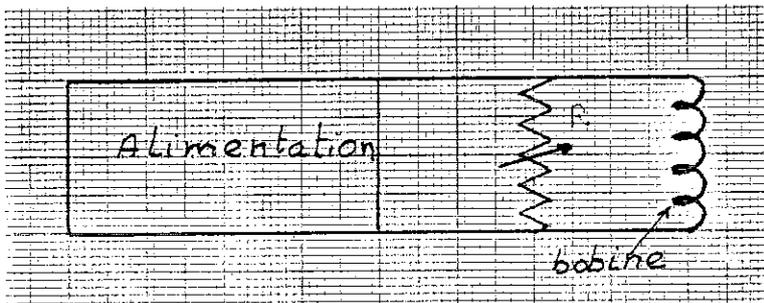


Figure 24

le temps de remontée du courant, étant donné par l'équation (12) :

$$(12) \quad t = \frac{L}{V} I$$

où L est l'inductance, V est la tension de consigne et I est le courant de fonctionnement de la bobine.

Etant donné que l'inductance de la bobine est de 12,8 H et la tension maximum fournie par notre alimentation était de 2,2 Volts, pour un courant maximum de 50 Amp, le temps de montée ou de descente du champ est de 5 min. environ, temps assez long, étant donné qu'il faut remonter ou descendre le champ plusieurs fois de suite.

Nous avons adapté une alimentation normale qui nous a permis de monter ou de descendre le champ dans un temps d'environ 1 minute ; le schéma de connexion à la bobine est représenté par la figure 24.

La résistance R était un rhéostat capable de supporter tout le courant produit par l'alimentation pendant un temps assez court.

Notre service électronique a conçu et construit une alimentation spécialement pour notre bobine, laquelle permet de remonter le courant jusqu'à 50 A en 1 minutes, sous une tension de 15 Volts.

En outre, en plus de ses dimensions plus réduites, cette alimentation permet d'inverser facilement la polarité du courant (simple pression d'un bouton).

F. Le berceau.

Nous avons fabriqué dans un premier temps une table d'opération pour chiens à laquelle était adjointe une autre table afin de supporter la caméra (figure 25).

Cette table adjointe s'est vite révélée encombrante et nous l'avons remplacée par le pied mobile utilisé antérieurement.

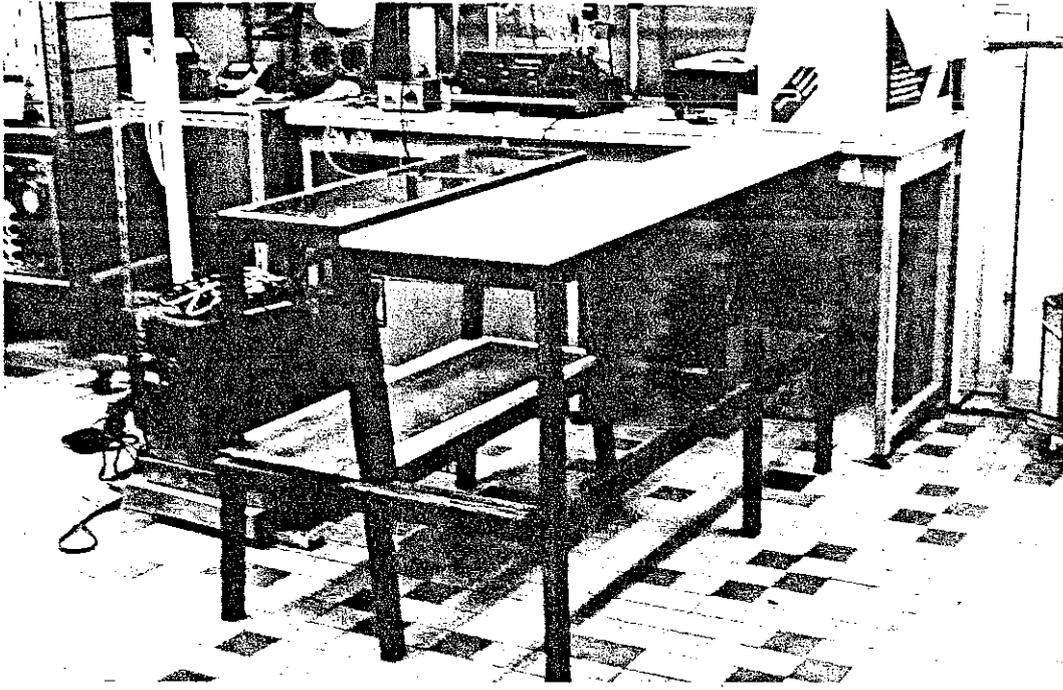


Figure 25

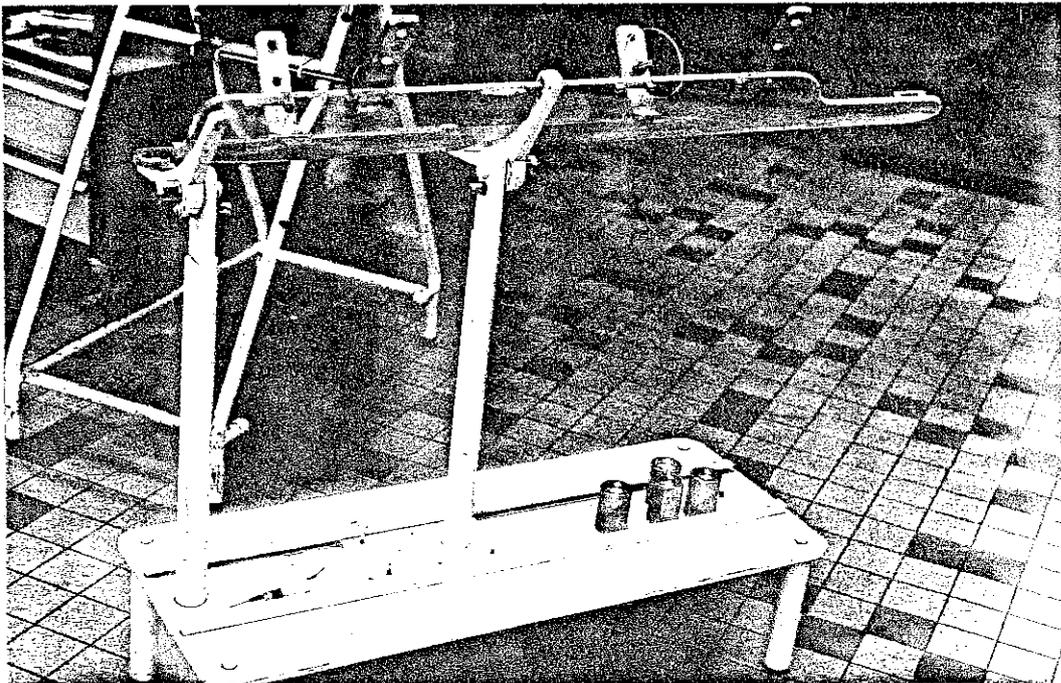


Figure 26

LEMELAND a conçu et réalisé un berceau spécialement pour expérimenter des chiens et éventuellement utile en pédiatrie, lequel berceau peut tourner autour de son axe longitudinal sur l'un ou l'autre côté à 180°. Un pied mobile permet de positionner la caméra à tous les angles désirés (figure 26).

G. Consommation d'hélium liquide.

Nous avons mesuré à trois occasions la consommations d'hélium liquide.

La mise au froid a nécessité à chaque fois 22 litres environ d'hélium liquide dans un temps d'environ 3 heures.

La vaporisation moyenne d'hélium, bobine froide et dans toutes les positions a été de 4 l/heure.

Afin de connaître approximativement la dépense d'hélium liquide du cryostat seul, nous avons fermé le siphon en dépressurant complètement le vase de stockage. Nous avons estimé la quantité de gaz vaporisé à l'aide d'un compteur à gaz.

Le cryostat était en position verticale et nous avons contrôlé la température de la résistance placée sur la partie inférieure de la bobine, ce qui nous a permis de faire nos mesures avec la certitude que nous avions du liquide dans le cryostat. La consommation du cryostat seul, mesurée de cette façon, est de 0,85 l/h, ce qui est en bon accord avec la consommation mesurée par TILL (6). Par contre, la consommation de la ligne de transfert s'est révélée élevée, un peu plus de 3 l/h.

Les ferrofluides :

Des ferrofluides ont été utilisés par les médecins afin de traiter certaines lésions, telles que les anévrismes sacculaires.

Les ferrofluides étaient injectés dans l'anévrisme à l'aide d'un cathéter de Kerber portant en son extrémité un aimant en fer doux percé et attiré par le champ magnétique, lequel champ devait en principe retenir les dits-ferrofluides dans l'anévrisme afin de permettre la thrombose de celui-ci.

Une partie de l'artère ainsi que l'anévrisme ayant été extraits, leur examen a montré que le ferrofluide avait rempli l'anévrisme mais aussi une partie de l'artère.

Un modèle en plexiglass imaginé par Mr LACAZE reproduisant une artère porteuse d'anévrismes sacculaires différents (figure 24) nous a permis d'observer qu'effectivement la turbulence de l'eau teintée et pulsée par une pompe d'aquarium arrachait des portions de ferrofluide et les transportait dans le flux aqueux.

Un autre phénomène a été mis en évidence par ce modèle :

En présence du champ magnétique le ferrofluide s'accumulait au bout de cathéter et le gonflait assez remarquablement. Le champ magnétique étant supprimé, le ferrofluide était complètement entraîné par le flux aqueux (figure 27).

On peut aisément calculer les forces magnétiques exercées par la bobine sur une particule de ferrofluide considérée sphérique et d'un diamètre de 100 \AA (10^{-8} m) ainsi que la force visqueuse exercée par le flux sanguin sur cette même particule.

Les équations (2) et (4) nous permettent de calculer la force magnétique :

$$F = v \frac{B_a}{\mu_0 N} \frac{dB_a}{dz}$$

En considérant que $N = 1/3$, $B_a = 0,5 \text{ T}$ et $dB_a/dz = 7,5 \text{ T/m}$, la force calculée est de l'ordre de 10^{-18} N .

La force visqueuse est calculable par la loi de Stokes :

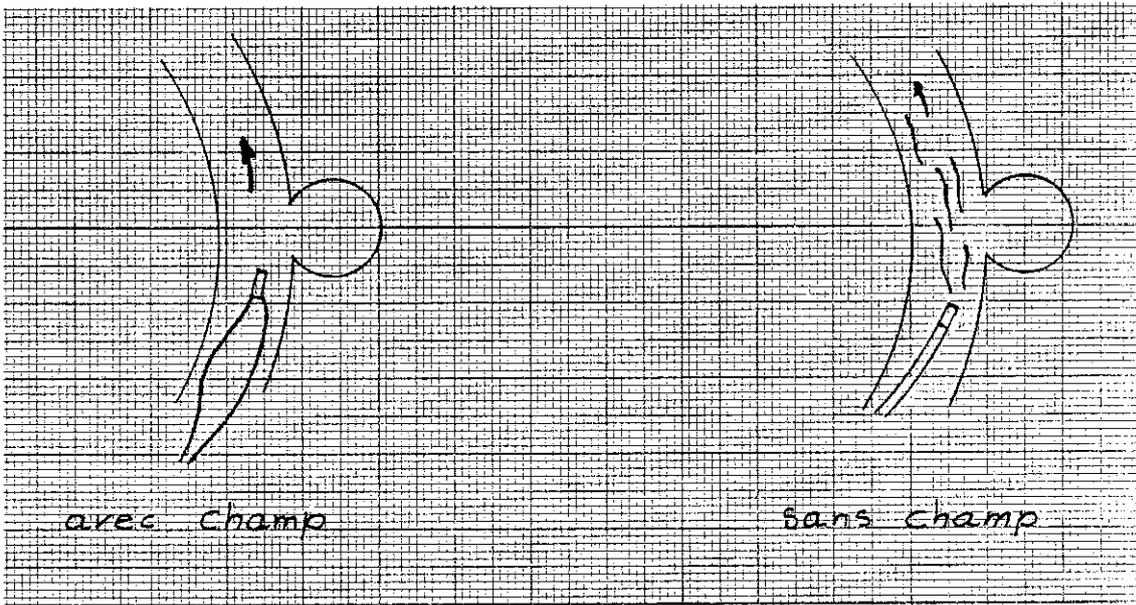
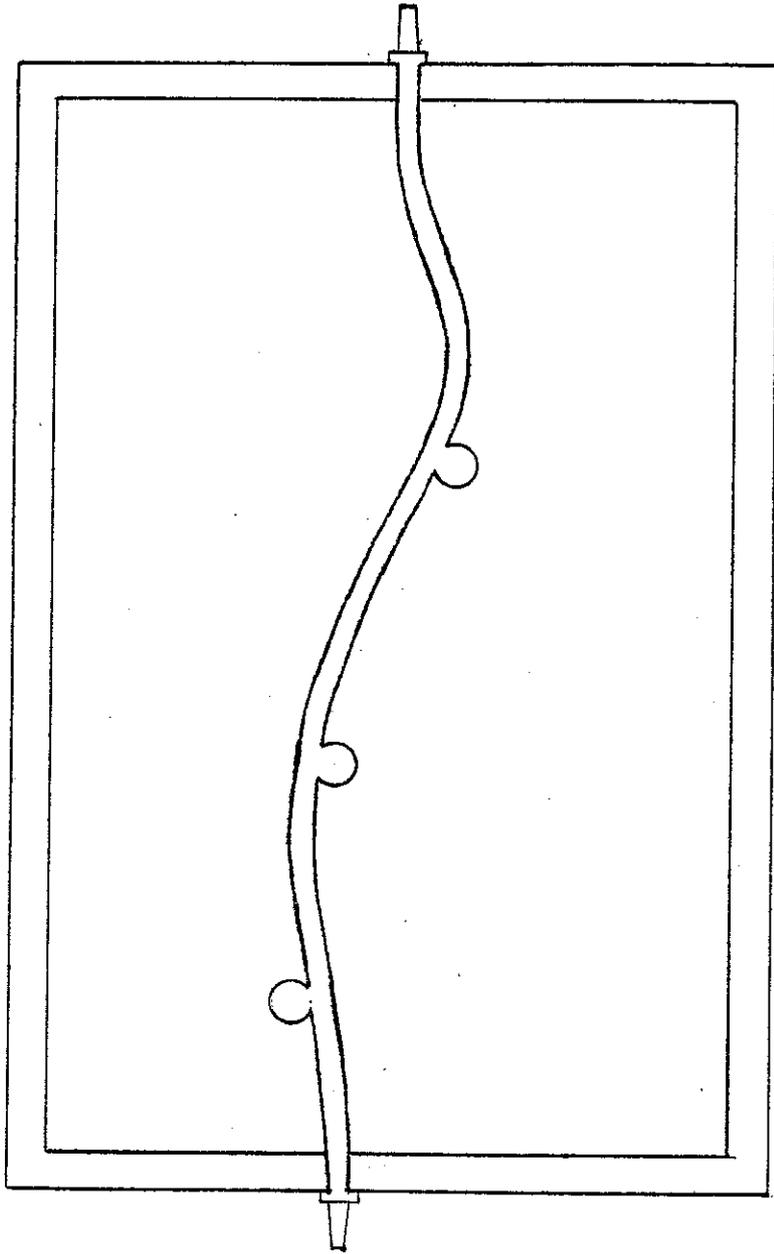


Figure 27

$$F = 6 \pi \eta r v$$

pour le sang $\eta \sim 0,00270$ Poisseuille et pour les artères $v \sim 10$ cm/s, ce qui nous donne une force de l'ordre de 10^{-11} N.

En égalant les deux expressions pour les forces, nous avons calculé que la force visqueuse pouvait être compensée par la force magnétique si le diamètre de la particule était de l'ordre de 10 microns (10^{-5} m).

En réalité, le processus est encore plus compliqué puisqu'il faut considérer la dynamique de deux liquides, lesquels peuvent être ou non miscibles : le sang et le liquide porteur des particules ferromagnétiques. En plus la viscosité du ferrofluide est fonction du champ magnétique ce qui fait que le ferrofluide se comporte de manière différente, selon la présence ou l'absence du champ. En présence d'un champ (en principe uniforme), à saturation, il faut distinguer entre une viscosité parallèle au champ et une viscosité perpendiculaire au champ :

$$\eta_{||} = \eta \left(1 + \frac{3}{2} \varepsilon\right) \quad \eta_{\perp} = \eta \left(1 + \frac{3}{4} \varepsilon\right)$$

où

$$\eta = \eta_0 (1 + 2,5 \varepsilon)$$

où ε est la fraction de volume et η_0 la viscosité du liquide porteur.

Les propriétés physiques des ferrofluides sont décrites par exemple par CHARLES et POPPLEWELL (21).

ANNEXE : DEFORMATION DES CATHETERS SUR L'ACTION DU CHAMP MAGNETIQUE

Afin de savoir si la force magnétique supportée par un aimant, en SmCO_5 d'1,2 mm de longueur (\emptyset 1 mm) fixé au bout d'un cathéter, était suffisamment grande pour faire fléchir celui-ci, nous avons coincé le cathéter comme le montre la figure 28.

Nous avons utilisé deux cathéters en téflon : l'un en téflon transparent de 0,7 mm \emptyset extérieur et l'autre en téflon opaque d'1 mm

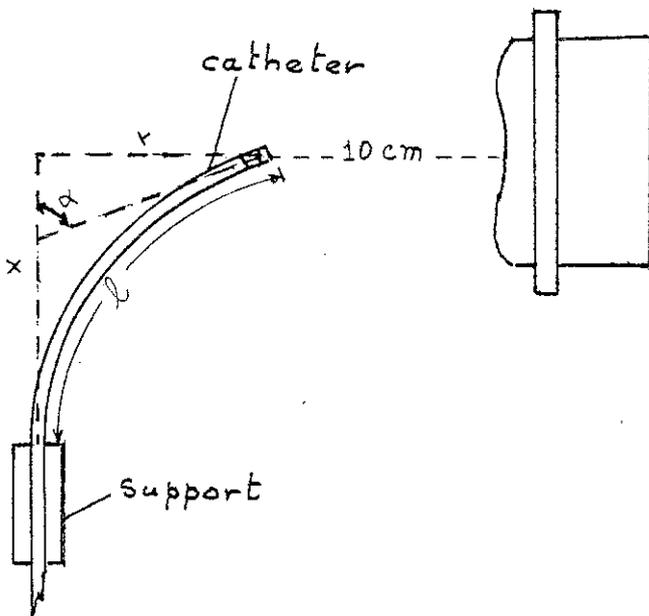


Figure 28

\emptyset extérieur. A l'extrémité du cathéter transparent était fixé un ballonnet contenant l'aimant de SmCo_5 ; sur l'autre cathéter opaque, nous avons fixé l'aimant à l'aide d'un petit morceau de cathéter de 2 mm de longueur relié à lui-même au cathéter par un fil en soie, référence 6/0.

Nous avons pris comme paramètres de mesure la longueur " λ " de l'extrémité libre du cathéter, l'angle α correspondant à la tangente à la courbe que forme le but du cathéter et les coordonnées x et y de l'aimant, celui-ci étant toujours placé sur l'axe Z et à 10 cm de la paroi de la bobine.

La forme que prenait toujours le cathéter ressemblait fortement à une parabole, et, dans le cas du cathéter transparent, cette parabole était pratiquement la même pour toutes les longueurs λ que nous avons déterminées au départ, c'est-à-dire d'abord 3 cm, puis 4, jusqu'à 6 cm (voir figure).

Ce fait nous a paru suffisamment intéressant pour que nous ne résistions pas à la tentation d'en déterminer l'équation.

La forme de cette équation est :

$$y = 0,025 x^2$$

où x et y sont représentés sur la figure 28, mais dans ce cas particulier, x et y représentent chaque point sur le cathéter.

Cette parabole correspond assez bien aux données expérimentales présentées au tableau II.

Les valeurs des paramètres mesurées sont montrées sur les tableaux II et III.

Tableau II

Téflon transparent

l (mm)	α ($^{\circ}$)	y (mm)	x (mm)
30	39	11	22
40	58	21	32
50	67	32	36
60	75	40	39

Tableau III

Téflon opaque

l (mm)	α ($^{\circ}$)	y (mm)	x (mm)
20	17	5	10
30	29	10	26
40	44	19	32
50	55	29	37
60	66	40	39

Etant donné que les cathéters sont introduits dans des veines ou des artères qui sont des organes non rigides et même souvent de surface intérieure fibreuse, il nous est difficile de pouvoir définir par des moyens mécaniques quelle doit être la courbure nécessaire à l'entrée d'un cathéter dans un branchement à angle supérieur à l'angle α .

C'est pourquoi la rigidité d'un cathéter en téflon par rapport à celle des parois d'une veine ou d'une artère n'autorise pas d'espérer que le fait que le cathéter soit légèrement introduit dans l'embranchement il suffise d'une poussée pour qu'il rentre complètement. D'où à nouveau reconnue indispensable la nécessité d'une attraction magnétique plus grande ou de cathéters plus souples, tels ceux de Kerber.

CHAPITRE III

Expériences, description et discussion du point de vue médical :

L'expérimentation de la bobine a été conduite pendant diverses campagnes de travail, à l'hôpital de la Tronche et dans les locaux du CERMO à Grenoble.

Au cours de ces périodes, nous avons travaillé dans les conditions techniques visant à se rapprocher des conditions d'applications éventuelles ultérieures en pratique médicale.

Dans cet esprit, les modifications du matériel de cathétérisme conventionnel ont été minimes, l'adjonction des aimants inclus dans les sondes ont peu modifié les propriétés d'utilisation.

Les différentes expériences réalisées nous ont permis de conclure à l'utilité du guidage magnétique comme appoint aux différentes techniques de cathétérisme hypersélectif ; et peut être une voie nouvelle dans le développement des thérapeutiques endovasculaires.

Matériel et méthode :

Le travail a été conduit sur des chiens adultes de 20 à 30 kg.

Deux types d'expérimentation ont été réalisées chez ces animaux sous anesthésie générale.

a) Cathétérisme sélectif d'artères viscérales de l'aorte abdominale et des branches collatérale de la carotide externe.

b) Cathétérisme et traitement éventuel des lésions réalisées expérimentalement telles que des fistules artério-veineuses et des anévrismes artériels expérimentaux.

Les mêmes animaux ont pu être utilisés pour plusieurs expériences au cours de la même séance. Par exemple, cathétérisme digestif et carotidien.

Le cathétérisme des artères digestives fut réalisé chez trois animaux dans le plan artério-postérieur grâce à la traction magnétique. Le cathéter fut à chaque fois entré sélectivement dans le tronc coeliaque et dans l'artère mésentérique supérieure sous la seule action du champ appliqué sur la paroi antérieure de l'abdomen.

Ces expériences simples dans leur réalisation ont permis de montrer la grande efficacité de la traction magnétique sur les cathéters.

On peut rapporter une expérience positive sur les branches collatérales de la carotide externe qui fut facilitée par le guidage magnétique.

Très tôt les médecins qui faisaient ces expériences ont ressenti la nécessité de créer expérimentalement des lésions telles qu'une fistule artério-veineuse ou un anévrisme expérimental, pour en réaliser le cathétérisme sélectif et le traitement, afin de prouver que la traction magnétique permettait d'accéder à ces lésions, soit à contre-courant, soit sans flux préférentiel (anévrisme artériel).

Nous décrivons d'abord succinctement ces modèles expérimentaux.

Les médecins ont réalisé des fistules artério-veineuses fémoro-fémorales, latéro-latérales et des fistules artério-veineuses, jugulo-carotidiennes.

Fistule fémoro-fémorale (figure 1).

Il fut possible de franchir la fistule à contre-courant, à partir de la veine fémorale sous l'action du champ magnétique.

Ce modèle expérimental offre l'avantage de fournir une fistule artério-veineuse à fort courant sanguin et à forte turbulence.

Sur trois chiens, deux furent facilement cathétérisés. Dans ces deux cas, le franchissement de la fistule fut possible à partir de la veine fémorale.

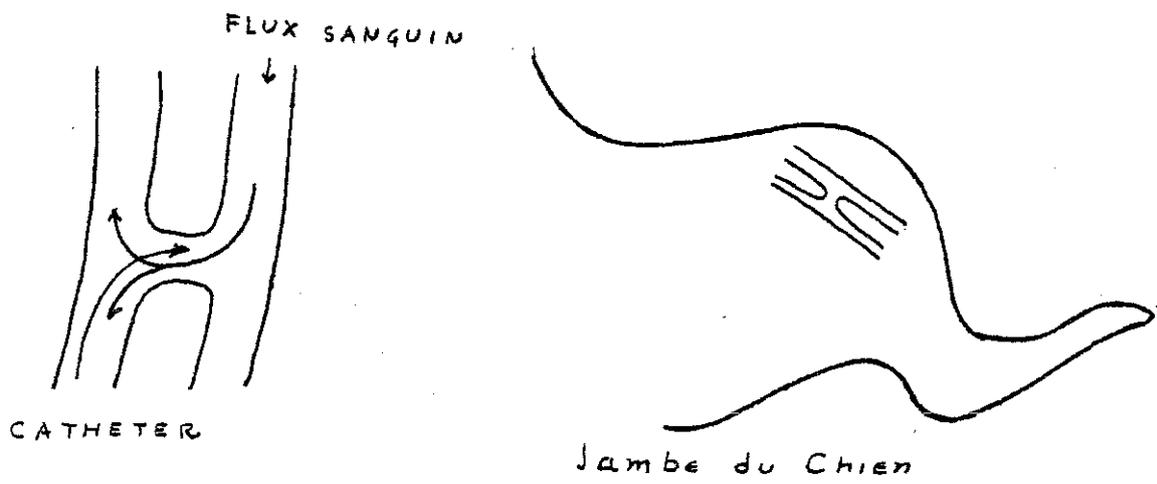


Figure 1

Fistule jugulo-carotidienne (figure 2).

Ce modèle expérimental est apparu plus utile car il impose d'utiliser un segment intermédiaire entre l'artère et la veine et de ce fait il était possible de préciser la ligne de traction du champ magnétique.

Les cathétérismes jugulaires ont été réalisés trois fois par voie cervicale et trois fois par voie veineuse-fémorale.

Le segment fistuleux a pu être cathétérisé six fois mais une pénétration franche dans l'artère n'a pu être obtenue que deux fois.

Il fut possible de traiter ces lésions par ballonnet occlusif malgré un recul du ballonnet, au moment du gonflage, par le flux sanguin venant de l'artère.

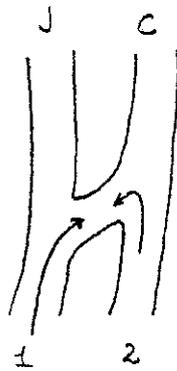
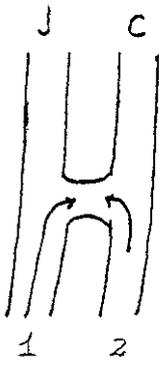
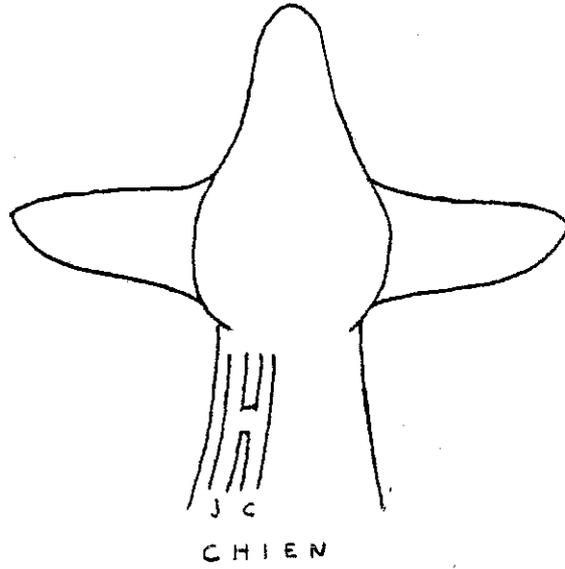
Ce modèle a permis d'envisager le traitement de certaines lésions artério-veineuses par voie veineuse sous l'action du champ magnétique.

D'autre part, cette lésion artério-veineuse put être réutilisée au cours de la même séance pour réaliser un anévrisme artériel branché sur la carotide en liant le pont veineux (figure 3).

Six anévrismes artériels ont pu être ainsi obtenus. Leur cathétérisation sélective a pu être faite à chaque fois grâce au champ magnétique (trois ballons munis d'un aimant en SmCo_5 et trois sondes de Kerber comportant un aimant de fer creux à leur extrémité).

Deux fois une occlusion satisfaisante a été obtenue par un ballonnet largué. Deux fois il fut possible de remplir l'anévrisme avec un ferrofluide.

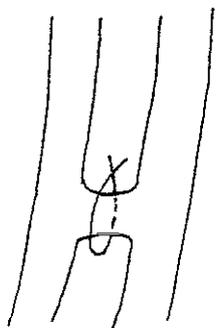
Trois fistules artério-veineuses et trois anévrismes artériels ont ainsi pu être étudiés par voie fémorale. Trois fistules artério-veineuses l'ont été par voie cervicale.



J = Jugulaire
C = Carotide

1 = Cathéter
2 = Flux Sanguin

Figure 2



FISTULE



ANEURISME

Figure 3

Conclusions des expériences médicales :

L'utilité du guidage magnétique comme aide au cathétérisme hypersélectif n'est plus à démontrer, étant donné que le cathétérisme conventionnel a subi certains échecs dus essentiellement aux sinuosités des vaisseaux et d'autre part le guidage magnétique a permis l'utilisation de cathéters assez souples et sans guide.

Dans ces conditions préalables, l'expérimentation a permis, à partir de cathéters simples non préformés et sans utiliser les moyens du cathétérisme conventionnel, d'aboutir à certaines conclusions :

- l'efficacité du guidage externe,
- la possibilité de franchir à contre-courant certaines fistules artério-veineuses à partir de vaisseaux veineux, ou d'accéder à certaines lésions sans flux préférentiel telles que les anévrismes artériels ;
- l'efficacité évidente de ce guidage magnétique pour guider des cathéters munis de ballons grâce auxquels on a pu traiter certaines lésions ;
- la certitude de pouvoir utiliser ce matériel en ambiance de salle d'opération dès que la maniabilité de la bobine et la visualisation seront plus importantes.

A l'issue de ces expériences, certains éléments sont acquis :

- le traitement par ballon d'anévrismes artériels et de fistules artério-veineuses à relativement faible turbulence, telles que les fistules jugulo-carotidiennes ;
- la possibilité de confectionner un ensemble cathéter-aimant creux permettant d'injecter un produit de contraste ou un matériel d'embolisation par son extrémité distale, cette dernière situation étant très proche de la situation d'angiographie thérapeutique.

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

1. Traitement de certaines lésions vasculaires cérébrales par ballonnet détachable
G. DEBRUN, P. LACOUR, J.P. CARON, M. HURTH, J. COMOY, V. KERAVEL
Annales de Radiologie, 1978, 21, 497-514.
2. Magnetically guided devices for vascular exploration and treatment
Sadek K. HILAL, M.D., Ph.D., W. Jost MICHELSEN, M.D., Jack DRILLER, M.Sc., and Edward LEONARD, Ph.D.
Diagnostic Radiology, 1974, 113, 529-540.
3. Medical applications of magnet devices
J.R. HALE
IEEE Transactions on Magnetics, Mag-11, 1975, n° 5, 1405-1407.
4. Symmetric hysteresis curves of rare earth-cobalt magnets measured by high magnetic fields
O. YAMADA, H. MARUYAMA, R. PAUTHENET and J.C. PICOCHÉ
IEEE Transactions on Magnetics, Mag. 17, n° 6, 1981, 2645-2647.
5. Cobalt-Samarium, A new generation permanent magnet material
H.J. MARIK, K. SCHLENK
Powder Metallurgy International, 1977, 9, n° 3.
6. Etude, réalisation et essais d'un dispositif de guidage magnétique de cathéter intra-vasculaire au moyen d'un aimant supraconducteur
Marc TILL
Thèse de Docteur-Ingénieur, Université Scientifique et Médicale de Grenoble et Institut National Polytechnique de Grenoble.
7. Ibid, pp. 7 à 22.
8. Ibid, pp. 23 à 42.
9. Ibid, pp. 45 à 48.
10. La formation et la qualité de l'image radiographique
Notice d'information de Massiot Philips.
11. Ibid, pp. 58 à 61.
12. Electromagnetic fields
Roald K. WANGNESS, 1979, John Wiley and Sons, p. 345.
13. A superconductive device for magnetic catheter guidance
A. LACAZE, A. NEMOZ, M. TILL, J.C. VALLIER
8e Conférence Internationale sur l'Ingénierie Cryogénique (ICEC 8), Gênes, juin 1980.
14. Ferromagnetism
R.M. BOZORTH
D. Van Nostrand Co., 1951, pp. 344 à 365.

15. Magnetic forces for medical applications
D. BRUCE, MONTGOMERY and R.J. WEGGEL
Journal of Applied Physics, 1969, 40, n° 3, 1039-1041.
16. Superconducting magnet systems
H. BRECHNA
Springer-Verlag, 1973.
17. Solenoïde magnet design
D. BRUCE, MONTGOMERY
Robert E. Kneger Publishing Co., 1980.
18. Contribution à l'étude et à la réalisation d'un aimant supraconducteur
destiné à produire 20 Tesla
Jean MARTY
Thèse pour obtenir le titre de Docteur-Ingénieur, Université Scienti-
fique et Médicale de Grenoble (1981).
19. The generation of high magnetic fields
David H. PARKINSON
Hexwood Books, 1967.
20. J.C. VALLIER
communications privée.
21. Ferromagnetic materials
Edited by E.P. WOHLFARTH, North-Holland, 1980, pp. 510 à 555.

Dernière page d'une thèse

VU

Grenoble, le 28 Juin 1982

Le Président de la thèse

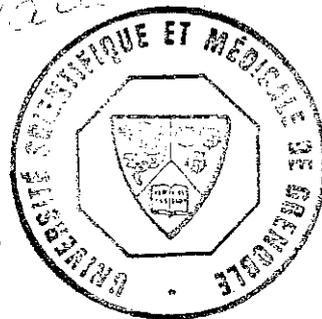
A handwritten signature in black ink, appearing to be 'H. F. ...', written over a diagonal line.

Vu, et permis d'imprimer,

Grenoble, le 29.6.82

Le Président de l'Université Scientifique et Médicale

Le Président
M. TANCHE



L'application de la technique de cathéterisme utilisant des ballons poussés par le flux sanguin est limitée par la présence de sinuosités vasculaires.

Le guidage magnétique externe au moyen de bobines supraconductrices permet d'apporter une solution à ce problème.

Nous décrivons dans ce mémoire les performances en milieu hospitalier d'un système de guidage magnétique de cathéters.

Des expériences médicales, réalisées sur des chiens, ont permis de traiter des lésions cérébrales telles que les fistules et anévrismes.

L'analyse des problèmes rencontrés en pratique médicale nous ont conduit à étudier et réaliser un certain nombre de modifications sur ce système.

MOTS CLES :

- Cathéter
- Cathéterisme hypersélectif
- Bobine supraconductrice
- Visualisation sans champ
- Guidage magnétique