

T0383  
A880/Di

# THÈSE

présentée à

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

pour obtenir le grade

de

DOCTEUR INGÉNIEUR

par

Marc TILL

SUJET

ÉTUDE RÉALISATION ET ESSAIS  
D'UN DISPOSITIF DE GUIDAGE  
MAGNÉTIQUE DE CATHÉTERS  
INTRA VASCULAIRES AU MOYEN  
D'UN AIMANT SUPRACONDUCTEUR

---

Soutenu le 3 Septembre 1980 devant la commission d'Examen

Président M. SOUTIF

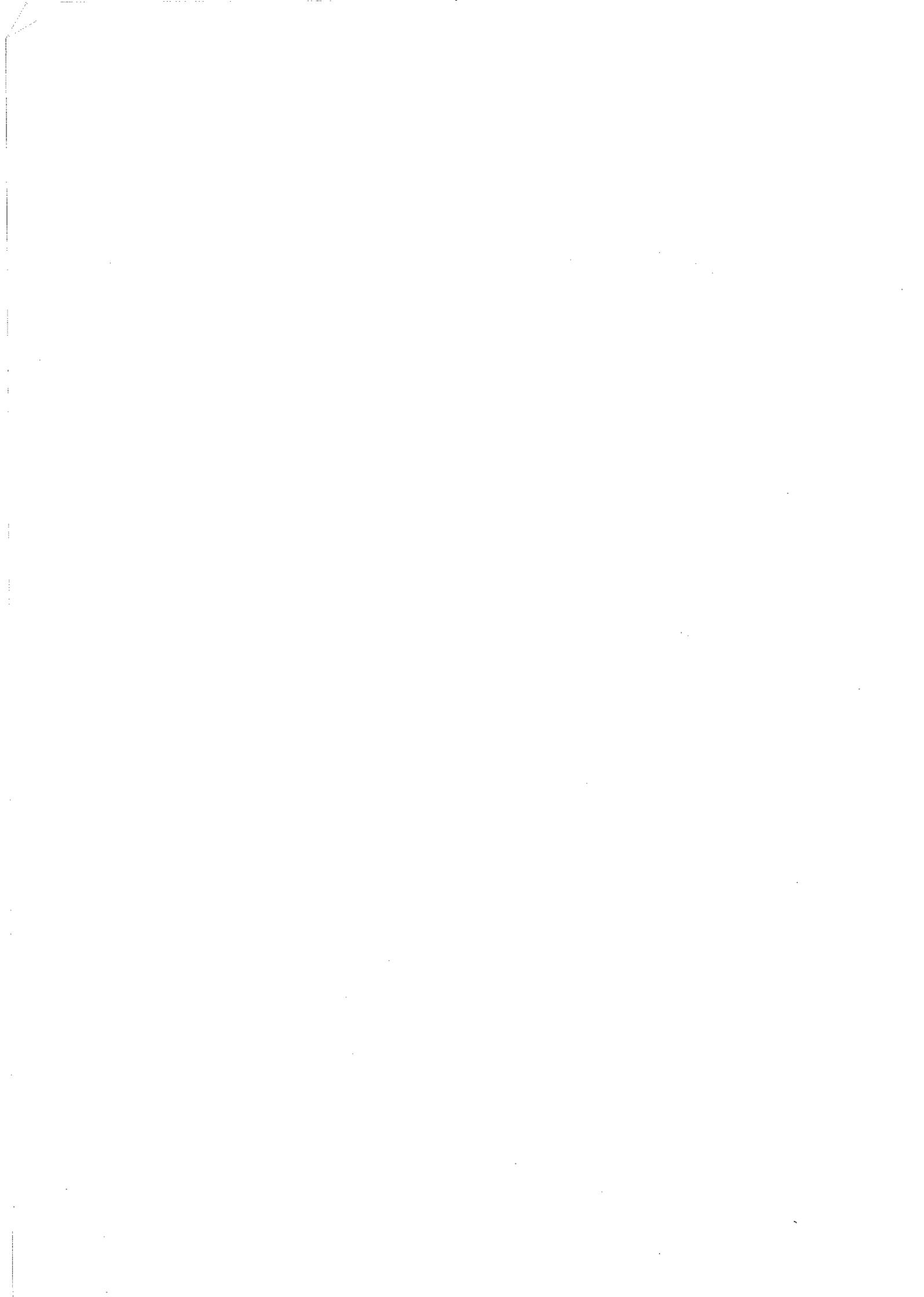
A. LACAZE

A. NEMOZ

Examineurs J. de ROUGEMONT

J.J. THIBAUT

J.C. VALLIER



Monsieur Gabriel CAU : Président

-----

MEMBRES DU CORPS ENSEIGNANT DE L'U.S.M.G.

PROFESSEURS TITULAIRES

MM. AMBLARD Pierre	Clinique de dermatologie
AMBROISE-THOMAS Pierre	Parasitologie
ARNAUD Paul	Chimie
ARVIEU Robert	I.S.N.
AUBERT Guy	Physique
AYANT Yves	Physique approfondie
Mme BARBIER Marie-Jeanne	Electrochimie
MM. BARBIER Jean-Claude	Physique Experimentale
BARBIER Reynold	Géologie appliquée
BARJON Robert	Physique nucléaire
BARNOUD Fernand	Biosynthèse de la cellulose
BARBA Jean-René	Statistiques
BARRE Joseph	Clinique chirurgicale A
BEAUDOING André	Clinique de Pédiatrie et Puériculture
BELORIZKY Elie	Physique
BEZAKER Claude	Mathématiques appliquées
BERNARD Alain	Mathématiques Pures
Mme BERTRANDIAS Françoise	Mathématiques Pures
MM. BERTRANDIAS Jean-Paul	Mathématiques Pures
BEZES Henri	Clinique chirurgicale et Traumatologie
BILLET Jean	Géographie
ELAMBERT Maurice	Mathématiques Pures
BONNET Jean-Louis	Clinique Ophtalmologique
BONNET-EYVARD Joseph	Clinique Hépatogastro-entérologique
Mme BONNIER Jeanne-Marie	Chimie générale
MM. BOUCHERLE André	Chimie et Toxicologie
BOUCHEZ Robert	Physique nucléaire
BOHNET DE MONVEL Louis	Mathématiques Pures
BRAVARD Yves	Géographie
CABANEL Guy	Clinique rhumatologique et hydrologique

....

MM. CALAS François	Anatomie
CARLIER Georges	Biologie végétale
CARRAZ Gilbert	Biologie animale et pharmacodynamie
CAU Gabriel	Médecine légale et toxicologie
CAUQUIS Georges	Chimie organique
CHARACHON Robert	Clinique Oto-rhino-laryngologique
CHATEAU Robert	Clinique de neurologie
CHIBON Pierre	Biologie animale
COEUR André	Pharmacie chimique et chimie analytique
COUDERC Pierre	Anatomie pathologique
CRABBÉ Pierre	C.E.R.M.O.
DEBELMAS Jacques	Géologie générale
DEGRANGE Charles	Zoologie
DELORMAS Pierre	Pneumophthysiologie
DEPORTES Charles	Chimie minérale
DESRE Pierre	Métallurgie
DODU Jacques	Mécanique appliquée (IUT 1)
DOLIQUE Jean-Michel	Physique des plasmas
DREYFUS Bernard	Thermodynamique
DUCROS Pierre	Cristallographie
FONTAINE Jean-Marc	Maths Pures
GAGNAIRE Didier	Chimie Physique
GALVANI Octave	Mathématiques pures
GASTINEL Noël	Analyse numérique
GAVEND Michel	Pharmacologie
GEINDRE Michel	Electroradiologie
GERBER Robert	Mathématiques pures
GERMAIN Jean-Pierre	Mécanique
GIRAUD Pierre	Géologie
JANIN Bernard	Géographie
JOLY Jean-René	Mathématiques pures
KAHANE André	Physique générale
KLEIN Joseph	Mathématiques pures
KOSZUL Jean-Louis	Mathématiques pures
KRAVTCHENKO Julien	Mécanique
LACAZE Albert	Thermodynamique
LACHARME Jean	Biologie végétale
Mme LAJZEROWICZ Janine	Physique
MM. LAJZEROWICZ Joseph	Physique
LATREILLE René	Chimie organique

MM. LATURAZE Jean  
 LAURENT Pierre-Jean  
 LE ROY Philippe  
 LLIBOUTRY Louis  
 LOISEAUX Jean-Marie  
 LONGUEQUE Jean-Pierre  
 LOUP Jean  
 Mlle LUTZ Elisabeth  
 MM. MALINAS Yves  
 MARTIN-NOEL Pierre  
 MAYNARD Roger  
 MAZARE Yves  
 MICHEL Robert  
 MICOUD Max  
 MOURIQUAND Claude  
 MOUSSA André  
 NEGRE Robert  
 NOZIERES Philippe  
 OZENDA Paul  
 PAYAN Jean-Jacques  
 PERAY-PEYROULA Jean-Claude  
 PERRET Jean  
 RACHAIL Michel  
 RASSAT André  
 RENARD Michel  
 REVOL Michel  
 Mme RINAUDO Marguerite  
 MM. DE ROUGENONT Jacques  
 SARRAZIN Roger  
 SEIGNEURIN Raymond  
 SENDEL Philippe  
 SIBILLE Robert  
 SOUTIF Michel  
 TANCHE Maurice  
 VAILLANT François  
 VALENTIN Jacques  
 VAN CUTSEM Bernard  
 VAUQUOIS Bernard  
 Mme VERAINE Alice

Biochimie Pharmaceutique  
 Mathématiques appliquées  
 Mécanique (IUT I)  
 Géophysique  
 Sciences nucléaires  
 Physique nucléaire - I.S.N.  
 Géographie  
 Mathématiques pures  
 Clinique obstétricale  
 Clinique cardiologique  
 Physique du solide  
 Clinique Médicale A  
 Minéralogie et Pétrographie  
 Clinique Maladies infectieuses  
 Histologie  
 Chimie nucléaire  
 Mécanique  
 Spectrométrie Physique  
 Botanique  
 Mathématiques pures  
 Physique  
 Séméiologie Médicale (Neurologie)  
 Clinique Médicale B  
 Chimie systématique  
 Thermodynamique  
 Urologie  
 Chimie macromoléculaire  
 Neuro-chirurgie  
 Clinique chirurgicale B  
 Microbiologie et Hygiène  
 Zoologie  
 Construction mécanique (IUT I)  
 Physique générale  
 Physiologie  
 Zoologie  
 Physique Nucléaire  
 Mathématiques appliquées  
 Mathématiques appliquées  
 Pharmacie galénique

MM. VERAINE André  
 VEYRET Paul  
 VIGNALS Pierre  
 PROFESSEURS ASSOCIES  
 MM. GREENE Richard  
 ROTH Walter  
 SZYMANSKI Zdzislaw  
 PROFESSEURS SANS CHAINE  
 Mlle AGNIUS-DELORD Claudine  
 ALARY Josette  
 MM. ARMAND Gilbert  
 BENZAKEN Claude  
 BIAREZ Jean-Pierre  
 BILLET Jean  
 BOUCHET Yves  
 BRUGEL Lucien  
 BUISSON Roger  
 BUTEL Jean  
 CHARDON Michel  
 COHEN-ADDAD Jean-Pierre  
 COLOMB Maurice  
 CONTE René  
 DELOBEL Claude  
 DEPASSEL Roger  
 GAUTRON René  
 GIDON Paul  
 GLENAT René  
 GROULADE Joseph  
 HACQUES Gérard  
 HOLLARD Daniel  
 HUGONOT Robert  
 IDELMAN Simon  
 JALBERT Pierre  
 JUMEN Pierre  
 Biophysique  
 Géographie  
 Biochimie médicale  
 Basses Températures  
 Cristallographie  
 Institut des Sciences Nucléaires  
 Physique pharmaceutique  
 Chimie analytique  
 Géographie  
 Mathématiques appliquées  
 Mécanique  
 Géographie  
 Anatomie  
 Energétique (IUT I)  
 Physique (IUT I)  
 Orthopédie  
 Géographie  
 Spectrométrie physique  
 Biochimie médicale  
 Physique (IUT I)  
 M.I.A.G.  
 Mécanique des fluides  
 Chimie  
 Géologie et Minéralogie  
 Chimie organique  
 Biochimie médicale  
 Calcul numérique  
 Hématologie  
 Hygiène et Médecine préventive  
 Physiologie animale  
 Histologie  
 Mathématiques appliquées

Mme KAHANE Josette  
 MM. KRAKOWIACK Sacha  
 KUHN Gérard  
 LUY DUC Cuong  
 MACHE Régis  
 MARECHAL Jean  
 MIC-HOUBLIER Jean  
 Mme MINTIER Colette  
 MM. PELMONT Jean  
 PERRIAUX Jean-Jacques  
 PFISTER Jean-Claude  
 Mlle PIERY Yvette  
 MM. RAYNAUD Hervé  
 REBECQ Jacques  
 REYMOND Jean-Charles  
 RICHARD Lucien  
 SARROT-REYNAUD Jean  
 SIROT Louis  
 Mme SOUTIF Jeanne  
 MM. STIEGLITZ Paul  
 VIALON Pierre

Physique  
 Mathématiques appliquées  
 Physique (IUT I)  
 Chimie organique - Pharmacie  
 Physiologie végétale  
 Mécanique (IUT)  
 Physique (IUT I)  
 Physique (IUT I)  
 Biochimie  
 Géologie et Minéralogie  
 Physique du solide  
 Physiologie Animale  
 M.I.A.G.  
 Biologie (CUS)  
 Chirurgie générale  
 Biologie végétale  
 Géologie  
 Chirurgie générale  
 Physique générale  
 Anesthésiologie  
 Géologie

MATRÉS DE CONFÉRENCES ET MATRÉS DE CONFÉRENCES AGRÉGES

MM. ARMAND Yves  
 AURIAULT Jean-Louis  
 BACHELOT Yvan  
 BARGE Michel  
 BEGUIN Claude  
 BENABID Alim-Louis  
 Mme BERIEL Hélène  
 MM. BOUFFET Christian  
 BOST Michel  
 BOUCHARLAT Jacques  
 Mme BOUCHE Liane  
 MM. BERNARD Pierre  
 CHAMHAZ Edmond  
 CHAMPETIER Jean

Chimie (IUT I)  
 Mécanique (IUT I)  
 Endocrinologie  
 Neuro-chirurgie  
 Chimie organique  
 Médecine et chirurgie expérimentales  
 Pharmacodynamie  
 Mathématiques appliquées  
 Pédiatrie  
 Psychiatrie adultes  
 Mathématiques (CUS)  
 Gynécologie  
 Biochimie médicale  
 Anatomie et organogénèse

MM. CHERADAME Hervé  
 CHIAVERINA Jean  
 COHEN Henri  
 COLIN DE VERDIÈRE Yves  
 CONTAMIN Charles  
 CORDONNIER Daniel  
 COULOMB Max  
 CROUZET Guy  
 CYROT Michel  
 DENIS Bernard  
 DOUCE Roland  
 DUSSAUD René  
 Mme ETERRADOSSI Jacqueline  
 MM. FAURE Jacques  
 FAURE Gilbert  
 FLOYRAC Roger  
 FOURNET Jacques  
 GAUTIER Robert  
 GIDON Maurice  
 GROS Yves  
 GUIDICELLI Henri  
 GUIGNIER Michel  
 GUITTON Jacques  
 HICTER Pierre  
 JALBERT Pierre  
 JUNIEN-LAVILLAVROY Claude  
 KOLODIE Lucien  
 LE NOC Pierre  
 MAGNIN Robert  
 MALLIEN Jean-Michel  
 MARTIN-BOUYER Michel  
 MASSOT Christian  
 NEMOZ Alain  
 NOUGARET Marcel  
 OUDET Bruno  
 PARANELLE Bernard  
 PEFFEN René  
 PERRAUD Robert  
 PERRIER Guy

Chimie papetière (EFP)  
 Biologie appliquées (EFP)  
 Mathématiques pures  
 Maths pures  
 Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire  
 Néphrologie  
 Radiologie  
 Radiologie  
 Physique du solide  
 Cardiologie  
 Physiologie végétale  
 Mathématiques (CUS)  
 Physiologie  
 Médecine légale  
 Urologie  
 Biophysique  
 Hépato-gastro-entérologie  
 Chirurgie générale  
 Géologie  
 Physique (IUT I)  
 Chirurgie générale  
 Thérapeutique  
 Chimie  
 Chimie  
 Histologie  
 O.R.L.  
 Hématologie  
 Bactériologie-virologie  
 Hygiène et médecine préventive  
 Médecine du travail  
 Chimie (CUS)  
 Médecine interne  
 Thermodynamique  
 Automatique (IUT I)  
 M.I.A.G.  
 Pneumologie  
 Métallurgie (IUT I)  
 Chimie (IUT I)  
 Géophysique-Glaciologie

MM. PHELIP Xavier  
 RACINET Claude  
 RAMBAUD Pierre  
 RAPHAEL Bernard  
 Mme RENAUDET Jacqueline  
 MM. ROBERT Jean-Bernard  
 SAKAROVITCH Michel  
 SCHAEERER René  
 Mme SEAGLE-MURANDI Françoise  
 MM. STOBNER Pierre  
 STUTZ Pierre  
 VROUSOS Constantin

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

M. SIDNEY Stuart

MAITRE DE CONFERENCES DELEGUE

M. ROCHAT Jacques

PERSONNALITES HABILITEES PAR LE CONSEIL SCIENTIFIQUE DE L'U.S.M.G. A ETRE

DIRECTEURS DE THESE :

MM. BELAKHOVSKY Michel  
 BIAREZ Jean-Pierre  
 BOEHLER Jean-Pierre  
 BOIS Philippe  
 BOULLET Louis  
 BOURRET Alain  
 BRODEAU François  
 CHAMBEROD André  
 CHANBRON William  
 CHAPPERT Jacques  
 Mme CHATELIN Françoise  
 MM. COURT Jean  
 DELAYE Jean-Marc

Rhumatologie  
 Gynécologie et Obstétrique  
 Pédiatrie  
 Stomatologie  
 Bactériologie (Pharmacie)  
 Chimie-Physique  
 Maths appliquées  
 Cancérologie  
 Cryptogamie  
 Anatomie Pathologique  
 Mécanique  
 Radiologie

Mathématiques pures

Hygiène et Hydrologie (Pharmacie)

CENG/DRF/Chimie physique nucléaire  
 Professeur Mécanique  
 M.A. Mécanique  
 Mécanique  
 Prof.USS IUT II Informatique  
 CENG-DRF/Physique solide  
 Prof.USS Maths appliquées  
 CENG/DRF/Physique solide  
 CENG/DRF/Physique solide  
 CENG/DRF/Chimie physique nucléaire  
 Prof.USS Maths appliquées  
 M.A. Chimie générale  
 CENG

MM. DESCLAUX Jean-Paul  
 DOMINGO Luna  
 DUC-JACQUET Marc  
 DUFRESNOY Alain  
 GIKROUD Jean-Pierre  
 HERVE Alain  
 HILLAIRET Jacques  
 JORRAND Philippe  
 KLEITZ Michel  
 Mme LEJEUNE-JALABERT Monique  
 MM. LEMOINE Marcel  
 LETOURNEUR Jean  
 LIGEON Emile  
 MAISONNEUVE Bernard  
 MONDARON Paul  
 MOSER Pierre  
 PECCOUD François  
 PERETO Pierre  
 PIERRE Jean-Louis  
 PHAM DINH Tuan  
 POGGI André  
 RINAUDO Jean  
 ROBERT Raoul  
 ROMIER Guy  
 ROSSAT-MIGNOD Jean  
 ROUAULT Jacques  
 SAXOD Raymond  
 SOUQUET Jean-Louis  
 SUSCILLON Michel  
 TANE Michel  
 TEOULE Robert  
 VALLON Michel  
 VILLAIN J.  
 VIVIAN Robert  
 Mme ZOLL

CENG/DRF/Chimie physique nucléaire  
 Maths pures  
 M.C.USS Maths appliquées  
 Maths pures  
 M.A. Mécanique  
 CENG/DRF/R.M.N.  
 CENG/DRF/Physique solide  
 M.R. CNRS Maths appliquées  
 Maître rech.CNRS ENSEEG  
 Maths pures  
 Géologie Alpine LA 69  
 Prof.Hon. Ecole mines Saint Etienne (rich)  
 CENG/DRF/Physique solide  
 M.C.USS Maths appliquées  
 M.A. Zoologie  
 CENG/DRF/Physique solide  
 M.C. USS Paths appliquées  
 CENG/DRF/Chimie physique nucléaire  
 M.A. Chimie  
 Attaché rech. MATHS appliquées  
 Ingénieur CNRS Géophysique  
 M.A. Chimie générale  
 Maths appliquées  
 Prof. USS Maths appliquées  
 CENG/DRF/Diffraction neutronique  
 M.C. USS Maths appliquées  
 M.A. Zoologie  
 M.A. Chimie ENSEEG  
 CENG/DRF/Hématologie  
 Chimie  
 CENG/Radiobiologie  
 M.A. Géophysique  
 CENG/DRF/Diffraction neutronique  
 M.A. Géographie  
 Pharmacie DIJON (matière médicale)

Président : M. Philippe TRAYNARD  
Vice-Présidents : M. Georges LESPINARD  
M. René PAUTHENET

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

MM ANCEAU François	Informatique fondamentale et appliquée
BENOIT Jean	Radioélectricité
BESSON Jean	Chimie Minérale
BLINAN Samuel	Electronique
BLOCH Daniel	Physique du Solide - Cristallographie
BOIS Philippe	Mécanique
BONNETAIN Lucien	Génie Chimique
BONNIER Etienne	Métallurgie
BOUVARD Maurice	Génie Mécanique
BRISONNEAU Pierre	Physique des Matériaux
BUYLE-BODIN Maurice	Electronique
CHARTIER Germain	Electronique
CHERADAME Hervé	Chimie Physique Macromoléculaires
CHERYU Arlette	Automatique
CHIAVERINA Jean	Biologie, biochimie, agronomie
COHEN Joseph	Electronique
COUMES André	Electronique
DURAND François	Métallurgie
DURAND Jean-Louis	Physique Nucléaire et Corpusculaire
FELICI Noël	Electrotechnique
FOULARD Claude	Automatique
GUYOT Pierre	Métallurgie Physique
IVANES Marcel	Electrotechnique
JOUBERT Jean-Claude	Physique du Solide - Cristallographie
LACOURME Jean-Louis	Géophysique - Traitement du Signal
LANCIA Roland	Electronique - Automatique
LESIEUR Marcel	Mécanique?
LESPINARD Georges	Mécanique
LONGUEUE Jean-Pierre	Physique Nucléaire Corpusculaire
MOREAU René	Mécanique
MORET Roger	Physique Nucléaire Corpusculaire
PARIAUD Jean-Charles	Chimie-Physique
PAUTHENET René	Physique du Solide - Cristallographie
PERRET René	Automatique
PERRET Robert	Electrotechnique
PIAU Jean-Michel	Mécanique
PIERRARD Jean-Marie	Mécanique
POLOJADOFF Michel	Electrotechnique
POUFOU Christian	Electronique - Automatique
RAMEAU Jean-Jacques	Chimie
ROBERT André	Chimie Appliquée et des matériaux
ROBERT François	Analyse numérique
SABONNADIÈRE Jean-Claude	Electrotechnique

.../...

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme SAUCIER Gabrielle	Informatique fondamentale et appliquée
M SOHM Jean-Claude	Chimie Physique
Mme SCHLENKER Claire	Physique du Solide - Cristallographie
MM TRAYNARD Philippe	Chimie - Physique
VEILLON Gérard	Informatique fondamentale et appliquée
ZADWORYN François	Electronique

CHERCHEURS DU C.N.R.S. (Directeur et Maîtres de Recherche)  
M FRUCHART Robert Directeur de Recherche  
MM ANSARA Ibrahim Maître de Recherche  
BRONOEL Guy Maître de Recherche  
CARRE René Maître de Recherche  
DAVID René Maître de Recherche  
DRIOLE Jean Maître de Recherche  
KAMARINOS Georges Maître de Recherche  
KLEITZ Michel Maître de Recherche  
LANDAU Ioan-Doré Maître de Recherche  
MERMET Jean Maître de Recherche  
MUNIER Jacques Maître de Recherche

Personnalités habilitées à diriger des travaux de recherche (Décision du Conseil Scientifique)

E.N.S.E.E.G.

MM ALLIBERT Michel	
BERNARD Claude	
CAILLET Marcel	
Mme CHATILLON Catherine	
COULON Michel	
HAMMOU Abdelkader	
JOUD Jean-Charles	
RAVAINE Denis	
SAINFORT	C.E.N.G.
SARRAZIN Pierre	
SOUCUET Jean-Louis	
TOUZAIN Philippe	
URBAIN Georges	

ODEILLO

E.N.S.M.S.E.

MM BISCONDI Michel	
BOOS Jean-Yves	
GUILHOT Bernard	
KOBILANSKI André	
LALAUZE René	
LANCELOT Francis	
LE COZE Jean	
LESBATS Pierre	
SOUSTELLE Michel	
THEVENOT François	

.../...

THOMAS Gérard  
TRAN MINH Canh  
DRIVER Julian  
RIEU Jean

E. N. S. E. R. G.

MM BOREL Joseph  
CHEHIKIAN Alain  
VIKTOROVITCH Pierre

E. N. S. I. E. G.

MM BORNARD Guy  
DESCHIZEAUX Pierre  
GLANGEAUD François  
JAUSCAUD Pierre  
Mme JOURDAIN Geneviève  
MM LEJEUNE Gérard  
PERARD Jacques

E. N. S. H. G.

M DELHAYE Jean-Marc

E. N. S. I. M. A. G.

MM COURTIN Jacques  
LATONBE Jean-Claude  
LUCAS Michel  
VERDILLON André

\* \*  
\* \*

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

*Ce travail a été effectué au Centre de Recherches sur les Très Basses Températures. Je remercie Monsieur le Professeur LACAZE de m'avoir accueilli dans ce laboratoire que dirige actuellement Monsieur TOURNIER. Cette étude a été menée en collaboration avec des équipes médicales du C.H.U. de Grenoble, de l'U.S.M.G. et de l'Hôpital Henri Mondor à Créteil, et a été soutenue financièrement par l'U.S.M.G. et le Pôle Régional de Génie Biologique et Médical de la D.G.R.S.T.*

*J'adresse mes vifs remerciements à Monsieur le Professeur SOUTIF d'avoir bien voulu présider le jury de cette thèse.*

*Je remercie Messieurs les Professeurs LACAZE, NEMOZ, de ROUGEMONT, ainsi que Messieurs THIBAULT, de la Société L'AIR LIQUIDE, et VALLIER, du C.N.R.S., d'avoir accepté de faire partie du jury.*

*Que Monsieur le Professeur LACAZE qui a bien voulu assumer la direction de ce travail et me conseiller efficacement trouve ici l'expression de ma reconnaissance.*

*Monsieur VALLIER m'a apporté son aide et ses conseils enthousiastes tout au long de ce travail. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude.*

*J'ai le plaisir de remercier Messieurs les Professeurs BENABID et de ROUGEMONT et le Docteur KERAVEL, pour l'intérêt très vif qu'ils ont porté à cette étude ainsi que pour les facilités et l'assistance qu'ils m'ont accordées tant par la fourniture de matériel que pour les essais en milieu hospitalier.*

*Je remercie vivement Messieurs GIANESE et REYNAUD pour l'aide qu'ils m'ont apportée pour la conception et la réalisation de la partie cryogénique.*

*Je tiens à remercier les chercheurs et ingénieurs du C.R.T.B.T. qui m'ont aidé dans l'accomplissement de ce travail et, tout particulièrement, Monsieur BRET, pour la partie mesures, et Monsieur le Professeur NEMOZ, pour l'intérêt qu'il a porté dès le départ au projet.*

*Je remercie également les techniciens du C.R.T.B.T., du S.N.C.I. et de l'atelier central du C.N.R.S. et, tout particulièrement, Messieurs BERTHET, BOULBES et ROBERT.*

*Je rends hommage à la gentillesse, l'efficacité et la rapidité de Madame DEVILLERS et Mademoiselle MAHIEUX sans qui mon manuscrit n'aurait pu devenir un mémoire présentable.*

*Je remercie enfin Madame TREVISSON qui s'est chargée du tirage.*

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

Le guidage magnétique des cathéters, envisagé depuis un certain temps déjà, était difficilement praticable avec des aimants classiques. Le niveau de fiabilité atteint par les techniques supraconductrice et cryogénique (hélium) en ont grandement augmenté la faisabilité.

Le dispositif dont il est question dans cette thèse a été étudié et essayé en collaboration avec les équipes médicales suivantes :

- à Grenoble

- . le Service de Neurochirurgie (Prof. de ROUGEMONT) et le Service de Neuroradiologie (Prof. Ag. CROUZET) de l'Hôpital des Sablons
- . le Laboratoire de Médecine et Chirurgie Expérimentales et Comparées de l'Université (Prof. Ag. BENABID)

- à Créteil

- . le Service de Neurochirurgie (Prof. CARON, Dr. KERAVEL) et le Service de Neuroradiologie (Prof. DEBRUN) de l'Hôpital Henri Mondor.

Ce travail a été soutenu financièrement par l'U.S.M.G. et le Pôle Régional de Génie Biologique et Médical Rhône-Alpes de la D.G.R.S.T.

Les principaux problèmes rencontrés dans l'étude et la réalisation de ce dispositif portent sur :

- le cryostat qui doit permettre le fonctionnement de l'aimant dans toutes les positions,
- la réalisation d'un système de visualisation insensible au champ magnétique créé par la bobine, qui exclut totalement l'utilisation d'un amplificateur de brillance radioscopique. A notre connaissance, aucune solution satisfaisante n'avait été trouvée à ce jour.

Une présentation succincte du travail peut être trouvée dans la publication figurant à l'Annexe 3.

Le plan que nous avons adopté est le suivant :

### Chapitre 1

Présentation du problème de guidage magnétique des cathéters et étude sommaire des forces en présence qui nous permet de déterminer les valeurs à donner au champ magnétique et au gradient.

### Chapitre 2

Conception, réalisation et essais préalables de l'aimant compte tenu des données du chapitre 1.

### Chapitre 3

Il traite de l'ensemble des problèmes cryogéniques : fonctionnement du cryostat dans toutes les positions, espaceurs, mesure de niveau et ligne de transfert. Les premiers essais (sans guidage) de l'ensemble formé par l'aimant et le cryostat y sont décrits.

### Chapitre 4

Description des deux supports successifs du cryostat.  
Essais de guidage.

### Chapitre 5

Etude et fonctionnement du système de visualisation de l'image radioscopique sans lequel il n'est pas possible d'envisager le guidage.

### Chapitre 6

Nous discutons l'ensemble du travail et nous esquissons les développements ultérieurs envisageables et souhaitables.

T A B L E D E S M A T I E R E S

<u>CHAPITRE 1 - GUIDAGE MAGNETIQUE DES CATHETERS</u> .....	1
I - Historique : magnétisme et médecine .....	2
II - Application des champs magnétiques au guidage des cathéters .	2
III - Forces exercées sur un cathéter .....	4
<u>CHAPITRE 2 - L'AIMANT</u> .....	7
Note préalable .....	8
I - Performances souhaitées .....	8
II - Calculs .....	8
III - Conception .....	14
IV - Réalisation et essais préliminaires .....	18
<u>CHAPITRE 3 - LE CRYOSTAT</u> .....	23
Introduction .....	25
I - Remplissage .....	26
II - Positionnement des enceintes .....	28
III - Ecran .....	30
IV - Tenue mécanique de l'enceinte hélium .....	31
V - Alimentation en hélium - Mesure de niveau .....	34
VI - Mesure des températures .....	37
VII - Montage du cryostat .....	38
VIII- Essais .....	38
<u>CHAPITRE 4 - ESSAIS DE GUIDAGE</u> .....	43
I - Support provisoire .....	45
II - Support 3 axes .....	45
III - Maquette de la circulation sanguine crânienne .....	48
IV - Guidage dans la maquette .....	48
V - Essai in vivo .....	50
<u>CHAPITRE 5 - SYSTEME D'OBSERVATION</u> .....	53
I - Problèmes liés au champ magnétique .....	54
II - Etude du dispositif .....	55

III - Réalisation .....	57
IV - Essais .....	58
<u>CHAPITRE 6 - CONCLUSION ET DEVELOPPEMENTS ULTERIEURS</u> .....	63
Annexe 1 - Contraintes de bobinage .....	67
Annexe 2 - Calcul de l'échangeur de l'écran .....	73
Annexe 3 - Publication à ICEC 8 Gènes Juin 1980 .....	77

---+---+---





C H A P I T R E I

---

- GUIDAGE MAGNETIQUE DES CATHETERS -

## I - HISTORIQUE : MAGNETISME ET MEDECINE

On trouve des traces de l'utilisation des champs magnétiques en médecine depuis l'Antiquité Grecque, en passant par Ambroise Paré, William Gilbert (auteur du premier ouvrage "scientifique" sur le magnétisme (De Magnetè )) [1], sans oublier le célèbre Messmer [2]. L'étude des effets des champs magnétiques a été entreprise de manière rigoureuse depuis le début du siècle (d'Arsonval) [1,2,3], cependant, il est difficile de déterminer exactement ces effets, d'autres paramètres ayant une influence difficile à évaluer.

L'utilisation des forces magnétiques date environ de cette époque [1] et permet d'envisager l'extraction d'objets ferromagnétiques accidentellement introduits dans l'organisme ainsi que le guidage et le positionnement de tels objets introduits volontairement.

Les références [1] et [3] dressent un vaste tableau des utilisations et des effets des champs magnétiques.

## II - APPLICATION DES CHAMPS MAGNETIQUES AU GUIDAGE DES CATHETERS

1) Le cathétérisme vasculaire est une technique chirurgicale très séduisante. Elle consiste à amener par un vaisseau sanguin (veine ou artère) une sonde constituée par un tube flexible en polyéthylène de petit diamètre ( $\emptyset \sim 1$  mm). Ce tube permet de véhiculer, à proximité ou à l'intérieur de l'organe à traiter, les substances désirées. On peut, en particulier, traiter des malformations vasculaires cérébrales (anévrisme ou angiome), inabordables sur le plan chirurgical, au moyen de ballonnets largables susceptibles de venir obstruer ces malformations [4].

Cependant, la constitution du lit vasculaire cérébral (fig.1.1.) rend ce cathétérisme (dit hypersélectif) très difficile, notamment aux embranchements, et le guidage magnétique des cathéters permet d'envisager un cathétérisme beaucoup plus précis et efficace.

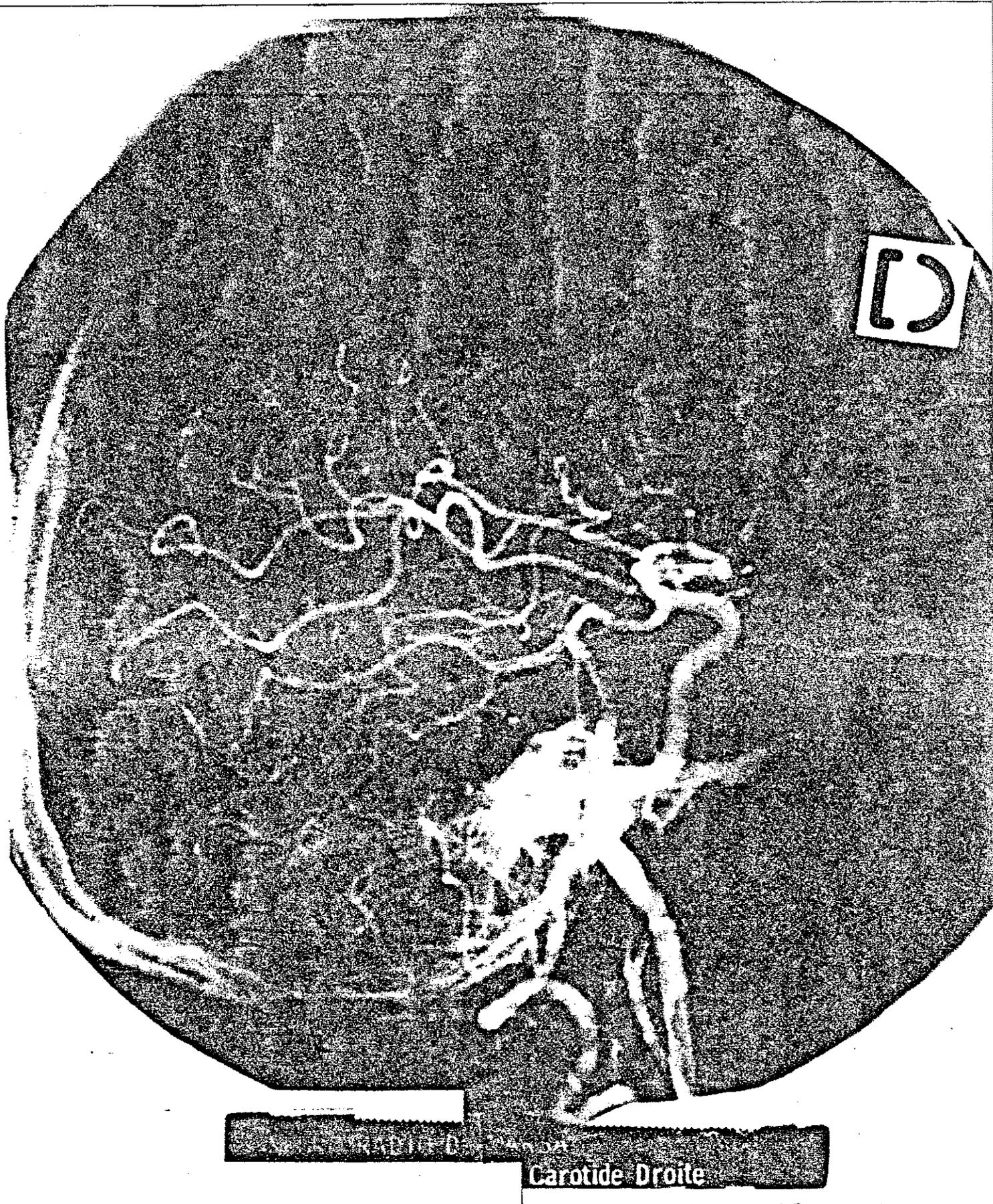


Figure 1.1 : Radiographie de profil du réseau vasculaire crânien

Cependant, les aimants "classiques" (aimants permanents ou bobines résistives refroidies à l'air ou à l'eau) ne permettent pas un guidage efficace, soit parce qu'ils produisent un champ ou un gradient trop faible, soit à cause de leurs dimensions qui gênent fortement leur utilisation en salle d'opération.

Le développement de techniques supraconductrices et cryogéniques fiables et performantes a permis d'envisager la réalisation de dispositifs de guidage où le champ et le gradient sont produits par une bobine supraconductrice, ce qui permet de réduire notablement l'encombrement. De tels dispositifs ont déjà été réalisés [5,6], cependant les champs magnétiques intenses produits empêchent le fonctionnement des amplificateurs de brillance utilisés en radiologie (voir chapitre 5), ce qui gêne considérablement le guidage.

### III - FORCES EXERCEES SUR UN CATHETER

Ces forces sont [7,8] :

- 1) Les forces et couples exercés sur les parties magnétiques du cathéter par les champs et gradients appliqués depuis l'extérieur ;
- 2) Les forces transmises par le tube depuis l'extrémité extérieure ;
- 3) Les forces causées par l'environnement (frottement et flux sanguin).

Les forces dues au flux sanguin sont évaluées dans l'annexe 3. Elles sont de l'ordre de  $10^{-3}$  N (0,1 gf).

La force exercée sur une particule ferromagnétique de volume  $v$  dans un gradient de champ magnétique  $\frac{dH}{dz}$  s'écrit :

$$F_z = v \cdot \left( B \cdot \frac{dH}{dz} \right)$$

où  $B$  est l'induction dans le matériau.

Le couple s'écrit de même :

$$\vec{F} = \vec{v} \cdot \vec{B} \wedge \vec{H}$$

Si l'on utilise un aimant, solidaire du cathéter, en  $\text{SmCo}_5$  dont les dimensions sont  $\ell = 1,2 \text{ mm}$ ,  $\varnothing 1 \text{ mm}$ , une telle force est produite par un gradient de  $2,2 \cdot 10^6 \text{ A m}^{-2}$  (gradient d'induction dans le vide :  $2,7 \text{ T m}^{-1}$ ), l'induction dans le matériau étant de  $0,5 \text{ T}$ . Cette valeur est tout à fait comparable aux valeurs rencontrées dans la littérature [5,9].

En fait, il est facile de réaliser avec un encombrement acceptable des gradients de  $7,5 \text{ T m}^{-1}$  et des champs de  $0,5 \text{ T}$  au niveau du cathéter [5,9].

REFERENCES DU CHAPITRE 1

- 1 - E.H. Frei, Biomagnetics, Conférence Intermag 1972, IEEE Trans Mag., vol. Mag. 8, pp. 407-413, sept. 1972.
- 2 - J.D. de Certaines, Heurs et Malheurs du Biomagnétisme, La Recherche n° 65, vol. 7, p. 286, mars 1976.
- 3 - H. Brechna, Medical Applications and Biological Effects of Magnetic Fields, Conf. MT5, Frascati, 1975.
- 4 - Debrun G., Lacour P., Caron J.P., Hurth M., Comoy J., Keravel Y., Traitement de certaines lésions vasculaires par ballonnet détachable, Ann. Radiol. 21 (7), 1978, pp. 497-514.
- 5 - J.R. Hale, Medical Applications of Magnet Devices, IEEE Trans. Mag, vol. Mag-11, n° 5, pp. 1405-1407, sept. 1975.
- 6 - S.J. St Lorant, Magnetic Fields in Surgery, Conf. MT5, Frascati, 1975.
- 7 - J. Driller, Kinetics of Magnetically Guided Catheters, IEEE Trans Mag, sept. 1970, pp. 467-471.
- 8 - S.K. Hilal, W.J. Michelsen, J. Driller et E. Leonard, Magnetically Guided Devices for Vascular Exploration and Treatment, Diagnostic Radiology, pp. 529 - 540, déc. 1974.
- 9 - D.B. Montgomery, Magnetic Forces for Medical Applications, J. Appl. Phys., vol. 40, n° 3, mars 1969, pp. 1039-1041.





CHAPITRE 2

---

- L'AIMANT -

### Note préalable

Les unités MKSA de champ magnétique et d'induction sont respectivement l'Ampère par mètre ( $\text{Am}^{-1}$ ) et le Tesla (T). Cependant, alors que le Tesla se relie très facilement à l'unité c.g.s d'induction ( $1 \text{ T} = 10^4 \text{ G}$ ), il en va tout autrement de l'Ampère par mètre ( $1 \text{ A/m} = 1,26 \cdot 10^{-2} \text{ Oe}$ ), ce qui fait que ce dernier est encore assez peu entré dans les moeurs. De plus, étant donnée la valeur de  $\mu_0$  en MKSA ( $4 \pi \cdot 10^{-7}$ ), à des inductions dans le vide de l'ordre de 1 T correspondent des champs magnétiques de  $10^6 \text{ Am}^{-1}$ .

Pour toutes ces raisons, alors que l'on devrait considérer le champ magnétique et son gradient ( $H$  et  $\frac{\partial H}{\partial z}$ ), nous nous intéresserons à l'induction produite dans le vide par ce même champ et au gradient de cette induction ( $B_0 = \mu_0 H$  et  $\frac{\partial B_0}{\partial z} = \mu_0 \frac{\partial H}{\partial z}$ ).

### I - PERFORMANCES SOUHAITEES

L'aimant devra produire, à une distance de la paroi extérieure du cryostat égale à 10 cm, une induction dans le vide de 0,5 T et un gradient de  $7,5 \text{ Tm}^{-1}$ . Cette distance de 10 cm de la paroi du cryostat correspond à une distance de 12,5 cm environ de l'extrémité du bobinage ou de 14 cm environ du centre du bobinage (figure 2.1).

Le cryostat devant être orientable dans toutes les positions ne sera rempli qu'à moitié. Le mandrin de la bobine devra donc être le plus conducteur de la chaleur possible, compte tenu d'une bonne tenue mécanique et d'un poids le plus faible possible.

### II - CALCULS

La zone de travail de l'aimant étant située loin du centre, la formulation de Fabry et son adaptation aux aimants supraconducteurs [1] ne peut nous être d'aucun secours. Il faut donc reprendre le problème, sans pour autant rentrer dans une formulation générale qui, outre le fait qu'elle aurait deux paramètres supplémentaires (distance et gradient),

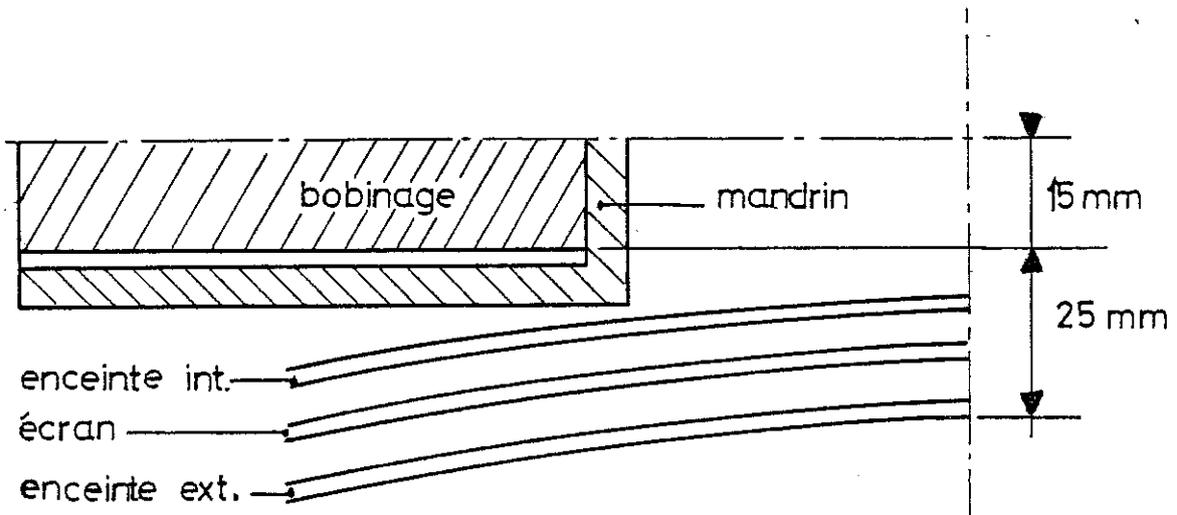


Figure 2.1 : Disposition de la bobine par rapport à l'enceinte extérieure

serait disproportionnée au but à atteindre. Il vaut mieux commencer par un problème à peu de paramètres qui permette de dégager un optimum, quitte à rajouter, par la suite, un ou plusieurs paramètres pour parfaire l'optimisation si besoin est.

### 1) Induction et gradient produits par une spire

L'induction produite dans le vide, sur son axe, par une spire de rayon  $a$ , se calcule aisément en intégrant la loi de Biot et Savart le long de la spire. On obtient :

$$B_o = \mu_o \frac{I}{2a} \sin^3 \alpha \text{ où } \alpha = \arctg \frac{z}{a}$$

ce que l'on peut écrire aussi

$$B_o = \mu_o \frac{I}{2} a^2 (a^2 + z^2)^{-3/2} \quad (2.1)$$

en dérivant par rapport à  $z$ , on obtient le gradient

$$\frac{\partial B_o}{\partial z} = - \frac{3}{2} \mu_o I a^2 z (a^2 + z^2)^{-5/2} \quad (2.2)$$

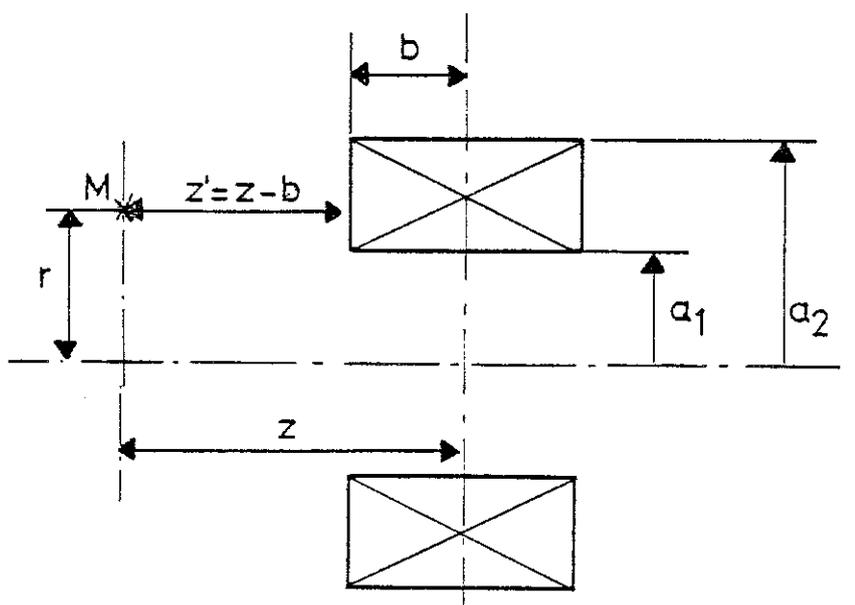
Montgomery [2] a tracé les courbes du champ et du gradient en fonction de la distance. Cependant, ces courbes ne sont pas très parlantes car elles donnent  $H$  et  $\frac{\partial H}{\partial z}$  en fonction de  $H(0)$  champ au centre, qui est inversement proportionnel au rayon de la spire.

les courbes donnant

Il nous paraît plus intéressant de tracer le courant qui produit l'induction et le gradient désirés, en fonction du rayon  $a$  de la spire, la distance  $z$  étant fixée. La figure 2.2 montre de telles courbes, tracées pour une distance de 14 cm. On voit un optimum très net pour le gradient à  $a = 11,5$  cm, alors que pour l'induction l'optimum se trouve au-delà de 18,5 cm (pour  $a \gg z$ , l'équation (2.1) donne  $B_0 \approx \mu_0 \frac{I}{2a}$  soit  $I \approx 2a \frac{B_0}{\mu_0}$ ). Cependant, pour les valeurs de l'induction et du gradient désirées qui sont respectivement 0,5 T et  $7,5 \text{ Tm}^{-1}$ , on voit qu'à 11,5 cm il faut 420 kA pour produire  $7,5 \text{ Tm}^{-1}$  et seulement 358 kA pour produire 0,5 T. On aura donc tendance à privilégier l'induction au détriment du gradient. Pour éviter cela et pour, en outre, réduire l'encombrement et le volume de conducteur, on peut diminuer le rayon jusqu'à 10 cm environ sans beaucoup perdre sur le gradient (428 kA au lieu de 420, soit 2 % en plus) tout en gardant une valeur de l'induction supérieure de 5 % à la valeur désirée.

2) Induction et gradient produits par une bobine de section non nulle

a) Rappel des notations habituelles



$a_1$  est le rayon intérieur  
 $a_2$  est le rayon extérieur  
 $b$  est la demi-longueur  
 $z$  est la distance du plan de symétrie au point considéré (M)  
 $r$  est la distance de l'axe au point M.

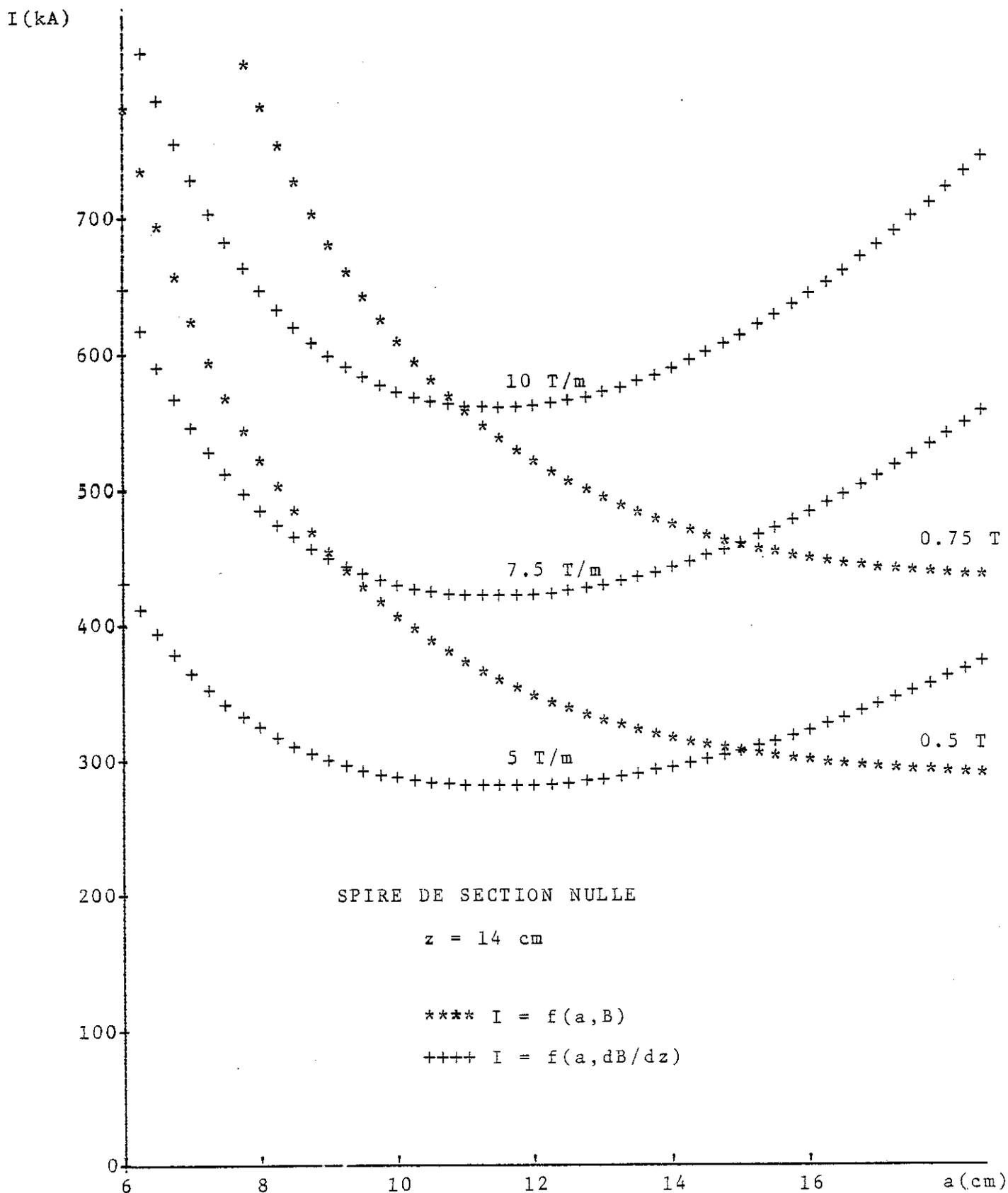


Figure 2.2 INDUCTION ET GRADIENT PRODUITS PAR UNE SPIRE UNIQUE

On notera  $J_0$  la densité de courant dans le conducteur et  $J = \lambda J_0$  la densité de courant globale où  $\lambda$  est le coefficient de remplissage ( $< 1$ ). Les équations (2.1) et (2.2) s'intègrent très facilement pour un point situé sur l'axe ( $r = 0$ ) et on obtient alors

$$B_0(z, r=0) = \mu_0 \frac{J}{2} \left[ \left[ z \text{Log}(a + \sqrt{a^2 + z^2}) \right]_{a_1}^{a_2} \right]_{z-b}^{z+b} \quad (2.3)$$

$$\frac{\partial B_0}{\partial z}(z, r=0) = \mu_0 \frac{J}{2} \left[ \left[ \text{Log}(a + \sqrt{a^2 + z^2}) - \frac{a}{\sqrt{a^2 + z^2}} \right]_{a_1}^{a_2} \right]_{z-b}^{z+b} \quad (2.4)$$

b) Pour affiner le calcul, nous allons maintenant considérer le cas d'une bobine épaisse. Les résultats du paragraphe précédent nous donnent un rayon moyen  $a_m = 10$  cm avec un courant de 428 kA. Si l'on se donne, a priori, une densité de courant de  $24 \text{ kA/cm}^2$ , cela conduit à prendre une section de bobinage  $S \approx 17,8 \text{ cm}^2$ , ou encore un volume  $V = 2 \pi a_m S = 1120 \text{ cm}^3$ .

La figure 2.2 montrant que les spires de rayons compris entre 10 et 13 cm sont les plus "efficaces", on aura intérêt à optimiser le bobinage à volume et rayon extérieur constants, plutôt qu'à volume et rayon moyen constants, en prenant un rayon extérieur de 12,5 cm qui est tout à fait compatible avec les contingences d'encombrement.

Les courbes de la figure 2.3 donnent la densité de courant globale  $J$  nécessaire à la production du champ et du gradient désirés, en fonction du rayon extérieur  $a_1$ , pour un volume de  $1100 \text{ cm}^3$  et à une distance  $z' = 12,5 \text{ cm}$  du bout du bobinage. (La courbe densité de courant en fonction du volume, à rayon extérieur constant, étant décroissante, on aura intérêt à prendre le volume donnant la densité de courant maximale admissible, c'est-à-dire un volume le plus faible possible). Si l'on considère la courbe  $J(a_1, B_0)$  on voit un minimum pour  $a_1 = 5$  cm environ pour lequel  $J$  vaut  $23,3 \text{ kA/cm}^2$  pour une induction de 0,5 T. La courbe  $J(a_1, \frac{\partial B_0}{\partial z})$  présente un minimum très aplati pour  $a_1 = 3$  cm,  $J$  valant  $22,9 \text{ kA/cm}^2$  pour un gradient de  $7,5 \text{ Tm}^{-1}$ . On serait donc tenté de prendre comme valeur du rayon intérieur  $a_1 = 4$  cm ; cependant, à ce stade, il convient de faire intervenir deux paramètres supplémentaires.

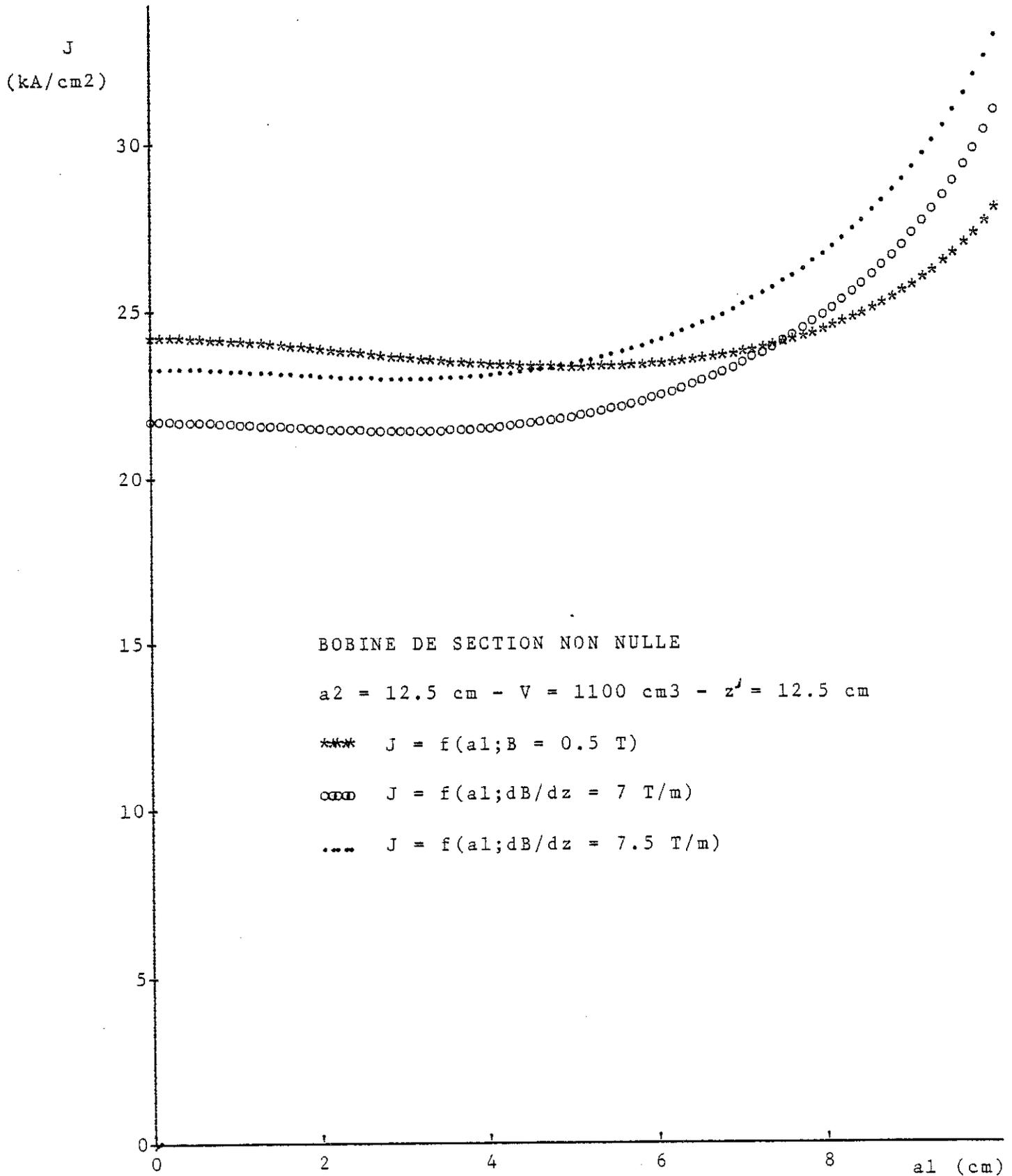


Figure 2.3 INDUCTION ET GRADIENT PRODUITS PAR UNE BOBINE EPAISSE

\* L'induction maximum sur le conducteur qui varie comme le montre la figure 2.4 (la densité de courant est celle qui donne au moins l'induction et le gradient désirés pour le rayon intérieur considéré). Ce paramètre inciterait à se placer au-delà de 10 cm, cependant le courant et la self croissent très rapidement avec le rayon intérieur, ce qui entraîne une augmentation très brutale de l'énergie stockée dans la bobine  $W = \frac{1}{2} LI^2$  (à nombre de spires constant, on passe de  $L = 15$  H pour  $a_1 = 6$  cm à  $L = 20$  H pour  $a_1 = 9$  cm, la densité de courant passe, elle, de  $23 \text{ kA/cm}^2$  à  $29 \text{ kA/cm}^2$ , soit une augmentation de l'énergie stockée de 140 % environ).

\* La tenue mécanique du mandrin : à rayon extérieur constant, le flasque résistera d'autant mieux en flexion que le rayon intérieur sera grand.

Pour toutes ces raisons, on peut considérer qu'un rayon intérieur de l'ordre de 6 cm est un bon choix. Les dimensions choisies seront donc :

$$\begin{aligned} a_1 &= 6,25 \text{ cm} \\ a_2 &= 12,5 \text{ cm} \\ b &= 1,5 \text{ cm} \end{aligned}$$

ce qui donne un volume  $V = 1104,5 \text{ cm}^3$ .

### III - CONCEPTION

#### 1) Conducteur et courant de fonctionnement

Le conducteur choisi [3] est un fil de  $\varnothing 0,4$  mm contenant 61 filaments de NbTi [4] avec un rapport cuivre sur supraconducteur de 1,9. Le nombre de spires, et, par conséquent la longueur de fil, est déterminé sachant que chaque spire occupe une surface  $s = 0,209 \text{ mm}^2$  (supérieure à la section droite du conducteur). On aura donc pour une section totale de  $1875 \text{ mm}^2$ , 8971 spires. Le diamètre du fil isolé étant de 0,43 mm on aura  $n = 70$  spires par couche, soit 128 couches.

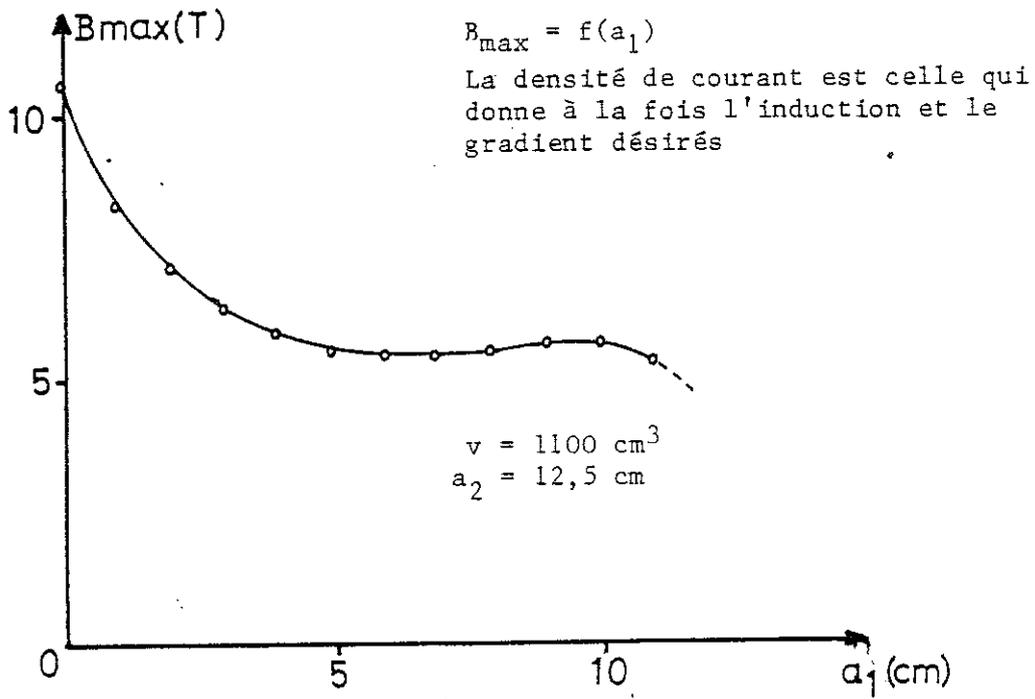


Figure 2.4 : Induction maximale vue par le conducteur

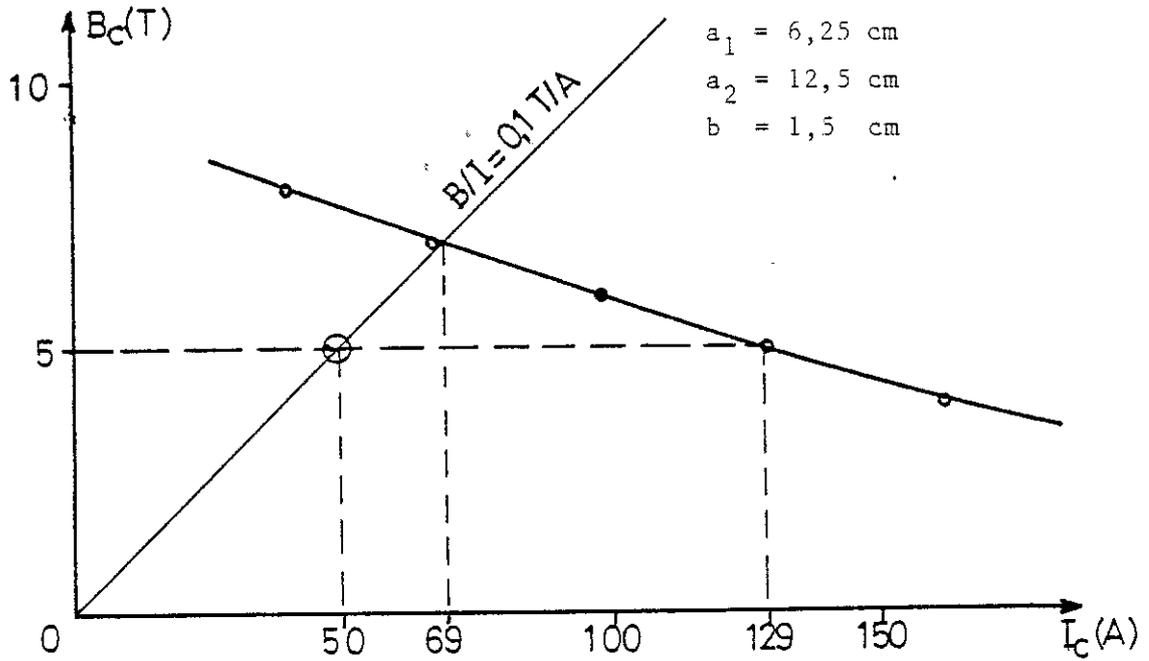


Figure 2.5 : Point de fonctionnement de la bobine

Le courant circulant dans le conducteur avec une densité de courant globale de  $24 \text{ kA/cm}^2$  sera  $I = J.s = 50,2 \text{ A}$ , ce qui nous donne un  $B_{\text{max}}/I = 0,1 \text{ T/A}$ . On a porté sur la figure 2.5 les performances en échantillon court du conducteur [4]. On pourrait donc avoir un courant critique pour la bobine de  $69 \text{ A}$ .

Le courant de fonctionnement calculé vaut  $40 \%$  du courant critique du conducteur sous une induction de  $5 \text{ T}$ . Une telle marge de sécurité peut sembler importante mais il faut tenir compte du fait qu'au cours de son fonctionnement la bobine n'est qu'à moitié immergée et qu'ainsi certains points peuvent se trouver à des températures légèrement supérieures à  $4,2 \text{ K}$ .

## 2) Choix du matériau du mandrin

Les critères de poids et de conductivité thermique nous ont fait choisir l'aluminium. L'aluminium pur étant fort peu résistant mécaniquement, il faut considérer ses alliages.

Les alliages aluminium-cuivre du type Dural (AU4G - nouvelle norme série 2000) posent des problèmes de soudabilité et, compte tenu de leur structure (cfc), présentent des risques de fragilisation à froid. Par contre, les alliages aluminium-magnésium ( $AG_n$ ,  $0,5 < n < 4,5$ ) sont couramment utilisés à basses températures [5]. L'alliage retenu a été, en particulier pour des raisons de disponibilité, l'alliage 5083 ( $4,5 \%$  de Mg). Le mandrin, vu ses faibles dimensions, sera usiné d'une pièce.

## 3) Etude sommaire des contraintes

### a) Contraintes électromagnétiques

Elles ont été calculées au moyen du programme STSRU utilisé couramment au laboratoire. Le calcul nous donne une contrainte maximale de  $3 \text{ kg/mm}^2$  en traction, ce qui est inférieur à la pré-contrainte de bobinage qui est de  $6 \text{ kg/mm}^2$  environ.

b) Contraintes de bobinage

\* Le fil voit uniquement la précontrainte de  $6 \text{ kg/mm}^2$ .

\* Le flasque subit

- la contrainte due au fait que le bobinage est hélicoïdal,
- la contrainte due au phénomène de Poisson sur le bobinage.

Le détail des calculs des efforts sur le flasque et des "astuces" utilisées pour les diminuer figure à l'annexe I. L'effort total sur le flasque est de  $12.000 \text{ kg}$ .

Si l'on assimile le flasque à une poutre encastree à une extrémité, l'effort tranchant sera égal à cette charge, ce qui nous permettra de déterminer l'épaisseur minimale du flasque. Compte tenu de la charge de rupture du matériau choisi qui est de  $27 \text{ kg/mm}^2$  [5] et d'un coefficient de sécurité de 4, on devra avoir une section de poutre à l'encastrement de  $S = 1780 \text{ mm}^2$ . On en déduit l'épaisseur minimale du flasque de  $e = \frac{S}{2\pi a_1} = 4,5 \text{ mm}$ . Pour ce qui est de l'épaisseur de la partie cylindrique, on fait le calcul avec la limite élastique du matériau ( $12 \text{ kg/mm}^2$ ) [5], afin d'éviter toute déformation préjudiciable au bon maintien des spires. On trouve alors une section de  $S' = 2540 \text{ mm}^2$ , ce qui correspond à un rayon intérieur maximal de  $r = 55,6 \text{ mm}$ . Nous prendrons donc comme rayon intérieur du flasque  $55 \text{ m}$ , soit une épaisseur de  $7,5 \text{ mm}$ .

Les dimensions du mandrin sont donc déterminées, sachant qu'entre le conducteur et le flasque on interpose de la vetronite (ruban de tissu de verre imprégné) de  $2,5 \text{ mm}$  de large qui sert d'"amortisseur" et permet de réduire les efforts en flexion sur le flasque .

#### IV - REALISATION ET ESSAIS PRELIMINAIRES

Le mandrin a été tourné aux cotes puis le fil a été bobiné en interposant entre les couches une feuille de mylar de 5/100 de mm. La bobine est imprégnée avec de la graisse à vide chargée à la silice pour en améliorer la conductivité thermique et diminuer la contraction à basse température. Un problème s'est posé au cours du bobinage : le vase dans lequel la bobine devait être testée présentait un faux rond qui nous a obligé à réduire le diamètre extérieur du mandrin, en le ramenant à 247 mm de diamètre, ce qui a limité le diamètre extérieur du bobinage à 243,5 mm. Le fil est fretté extérieurement au moyen de ruban adhésif armé. On a bobiné au total 8198 spires, soit un coefficient de remplissage de  $0,217 \text{ mm}^2/\text{spire}$  ou encore  $460,8 \text{ spires/cm}^2$ , donc légèrement moins bon que ce qui était pris comme base de calculs ( $0,209 \text{ mm}^2/\text{sp}$  soit 3,7 % de variation). La densité de courant sera liée au courant dans le conducteur par la relation

$$J(\text{A/cm}^2) = 460,8 I(\text{A})$$

La self du bobinage sera de

$$L(\mu\text{H}) = N^2 a_1 \lambda \quad \text{où} \quad \lambda = f(b/a_1, a_2/a_1) \approx 30,5 \cdot 10^{-3}$$

$a_1 = \text{rayon intérieur} = 6,25 \text{ cm}$   
 $N = \text{nombre de spires} = 8198$

$$\underline{L = 12,8 \text{ H}}$$

L'énergie stockée dans le bobinage sera, à  $I = 50 \text{ A}$

$$W = \frac{1}{2} LI^2 = 16 \text{ kJ}$$

Les fils d'amenée de courant sont reliés au fil supraconducteur au moyen de contacts tels qu'ils sont réalisés couramment au laboratoire.

L'aimant une fois réalisé a été testé dans un vase, en immersion complète. Le courant de la première transition a été de 58 A, et de 59 A pour la deuxième, ce qui est inférieur aux performances en échantillon court, mais qui s'explique peut-être par le fait que l'imprégnation de la bobine n'est pas aussi rigide que de la résine epoxy.

Les cotes définitives du bobinage nous permettent de calculer exactement l'induction et le gradient produits par l'aimant (fig. 2.6) pour une densité de courant de  $23040 \text{ A/cm}^2$  correspondant à 50 A.

L'induction et le gradient sont respectivement de 0,46 T et  $6,75 \text{ T m}^{-1}$  à 14 cm du centre de la bobine. Il faudrait donc augmenter le courant jusqu'à 55 A pour avoir les valeurs désirées.

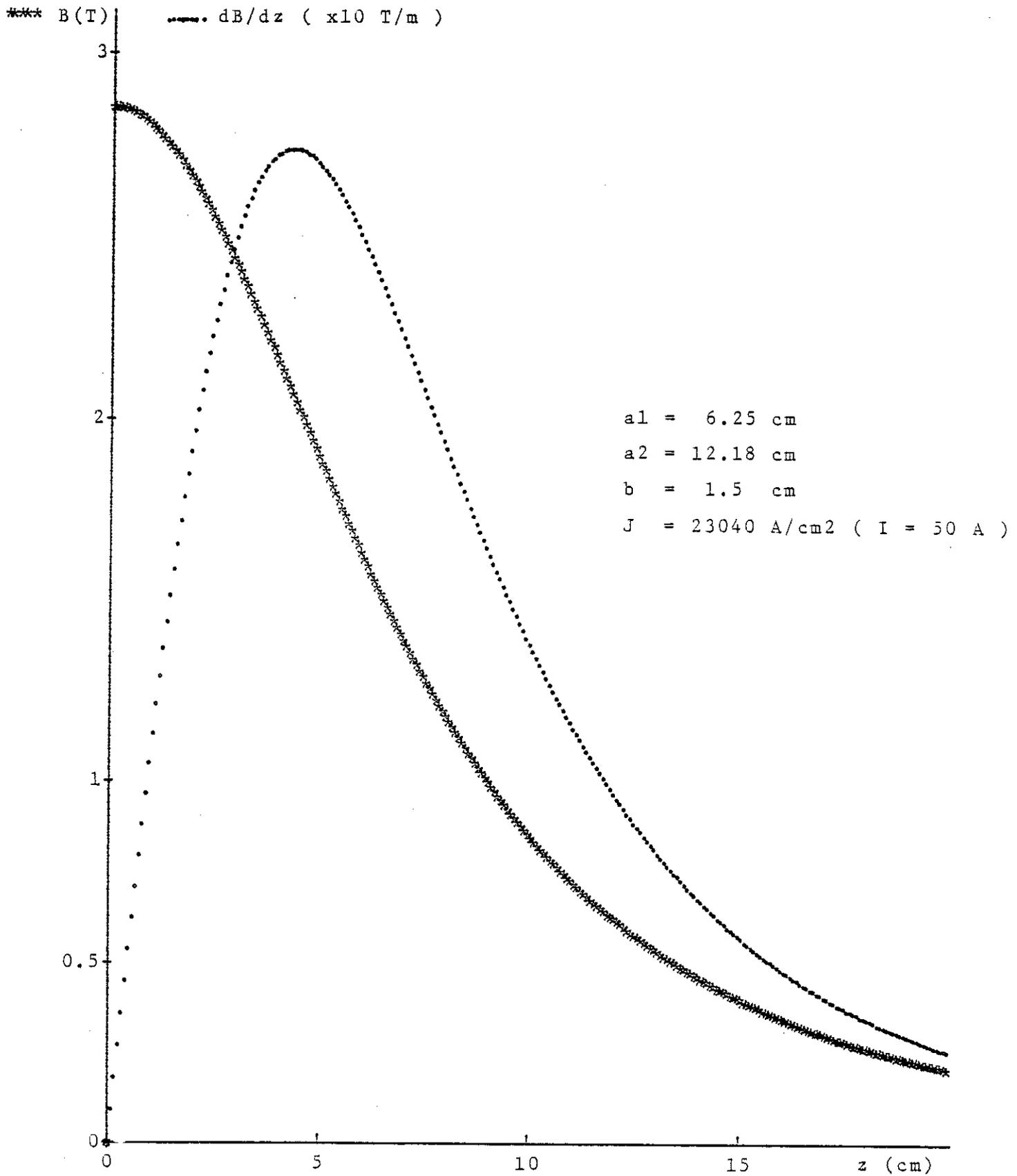


Figure 2.6 INDUCTION ET GRADIENT PRODUITS SUR SON AXE PAR LA BOBINE REALISEE.

TABLEAU RECAPITULATIF DES CARACTERISTIQUES DE L'AIMANT

* Conducteur NbTi $\emptyset$ 0,4 mm	61 filaments	Cu/Supra = 1,9
* Dimensions		
- rayon intérieur		6,25 cm
- rayon extérieur		12,18 cm
- demi épaisseur		1,5 cm
* Nombre de spires		8198
* Dimensions du mandrin		
- diamètre extérieur		24,7 cm
- longueur		4,5 cm
- épaisseur du flasque		0,5 cm
* Matériau du mandrin		alliage Al-Mg 5083
* Isolation bobinage/flasque		vetronite 2,5 mm
* Isolation couche/couche		mylar 5/100 mm
* Imprégnation		graisse à vide chargée à la silice
* Frettage extérieur		ruban adhésif armé
* Performances		
- courant critique (ech. court)		69 A
- courant critique effectif		58 A
- courant de fonctionnement		50 A
- self		12,8 H
- énergie à 50 A		16 kJ
- induction au centre		2,85 T
- induction à 14 cm du centre		0,46 T
- gradient à 14 cm du centre		6,75 Tm <sup>-1</sup>
- gradient maximum (à 5 cm du centre)		27,5 Tm <sup>-1</sup>

REFERENCES DU CHAPITRE 2

- 1 - R.W. Boom et R.S. Livingston, Superconducting Solenoids,
- 2 - B.D. Montgomery et R.J. Weggel, Magnetic Forces for Medical Applications, J. Appl. Phys. Vol. 40, n° 3, Mars 1969.
- 3 - J.C. Vallier, SNCI, Communication privée.
- 4 - Fil produit par Vacuumschmelze GMBH ref. F60-19 (0,4) TL.
- 5 - Document technique du Centre Technique de l'Aluminium Pechiney, L'aluminium et ses alliages.





CHAPITRE 3

- LE CRYOSTAT -



## INTRODUCTION

Le cryostat doit pouvoir être orienté dans toutes les positions, la direction du champ et du gradient étant fixée par la position de la bobine dans l'espace. Ceci pose certains problèmes.

\* Un problème de remplissage : le cryostat doit pouvoir être retourné "la tête en bas" sans pour autant se vider.

\* Un problème de positionnement des différentes enceintes l'une par rapport à l'autre, quelle que soit la direction de la gravité.

De plus, les dimensions extérieures du cryostat doivent être les plus proches possible de celles de la bobine, tout au moins vers l'"avant" (zone de travail de la bobine) et sur les côtés (encombrement), les dimensions vers l'"arrière" étant moins cruciales mais conditionnant tout de même la mobilité. Les liaisons du cryostat avec l'extérieur doivent être réduites au minimum pour des raisons de maniabilité.

Un cryostat de ce type a déjà été réalisé par l'équipe du MIT [1] mais il nous a semblé que certains des dispositifs retenus pouvaient être sinon améliorés du moins simplifiés.

Le cryostat projeté étant un prototype, nous avons par contre choisi de le réaliser de manière à le rendre aisément modifiable, ce qui ne peut se faire qu'au détriment de la compacité. (Certaines parties doivent être démontables et remontables sans intervention irréversible).

Pour des raisons d'encombrement, il n'est pas question d'avoir une garde d'azote liquide. On aura donc un écran refroidi par les vapeurs, qui entoure complètement la boîte à 4,2 K. Le cryostat sera donc constitué de trois boîtes plates cylindriques emboîtées à la manière des poupées russes.

## I - REMPLISSAGE

Le cryostat du MIT est séparé en trois compartiments dont un, annulaire, contient la bobine, l'hélium arrivant de manière continue dans un des compartiments centraux et repartant par le deuxième (figure 3.1). L'hélium circule en permanence à l'intérieur de la bobine qui comporte donc un certain nombre de canaux de circulation.

Compte tenu des faibles dimensions de la bobine, la circulation d'hélium à l'intérieur du bobinage ne nous semble pas indispensable. Nous avons donc envisagé dans un premier temps de placer la bobine massive dans le cryostat et d'avoir une récupération des vapeurs mobile en fonction de la position du cryostat de manière à garder ce dernier toujours plein (figure 3.2). Ce système, outre son encombrement accru, a le défaut d'être compliqué et d'un fonctionnement discutable, en particulier au niveau du joint tournant et du clapet à bille.

On pourrait aussi envisager un système similaire à celui de la séparation de phase passive utilisée dans les cryostats spatiaux mais cela nécessiterait la présence d'un échangeur de grandes dimensions à l'intérieur du vase.

En fait, la solution la plus simple technologiquement consiste à réaliser une bobine massive avec un mandrin bon conducteur de la chaleur, et à ne l'immerger qu'à moitié dans le liquide, l'autre moitié étant refroidie, si besoin est, par conduction dans le mandrin et le conducteur et par le gaz.

Le cryostat sera donc toujours presque à moitié rempli, la sortie des vapeurs étant située juste au centre (figure 3.3). Il est à noter que la plaque située à l'arrière de la bobine ne sert qu'à forcer l'hélium à passer autour de la bobine au cours du refroidissement afin d'éviter qu'il ne reparte presque aussi froid qu'à l'entrée. Le volume libre à l'intérieur du cryostat est de  $1200 \text{ cm}^3$  environ, on aura donc  $600 \text{ cm}^3$  de liquide au maximum. Comme la surface libre du liquide ne peut pas trop baisser, on sera donc amené à faire circuler l'hélium en permanence.

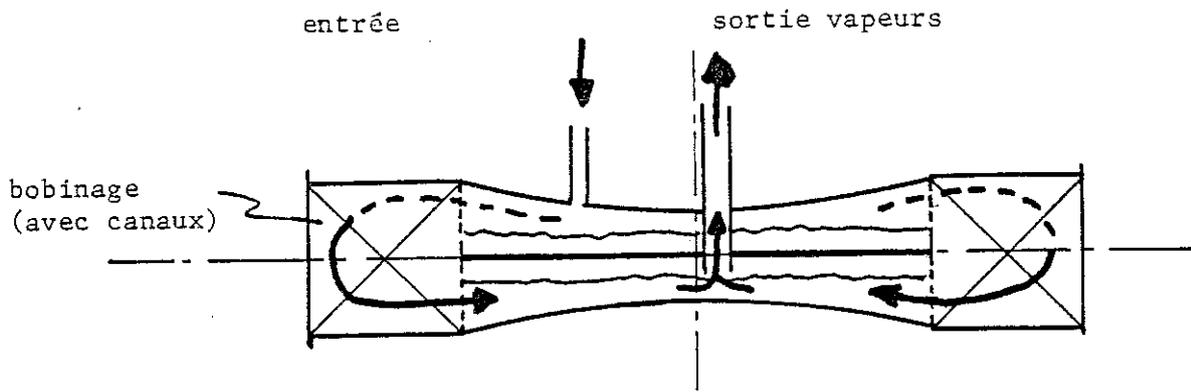


Figure 3.1 : Coupe schématique du cryostat MIT

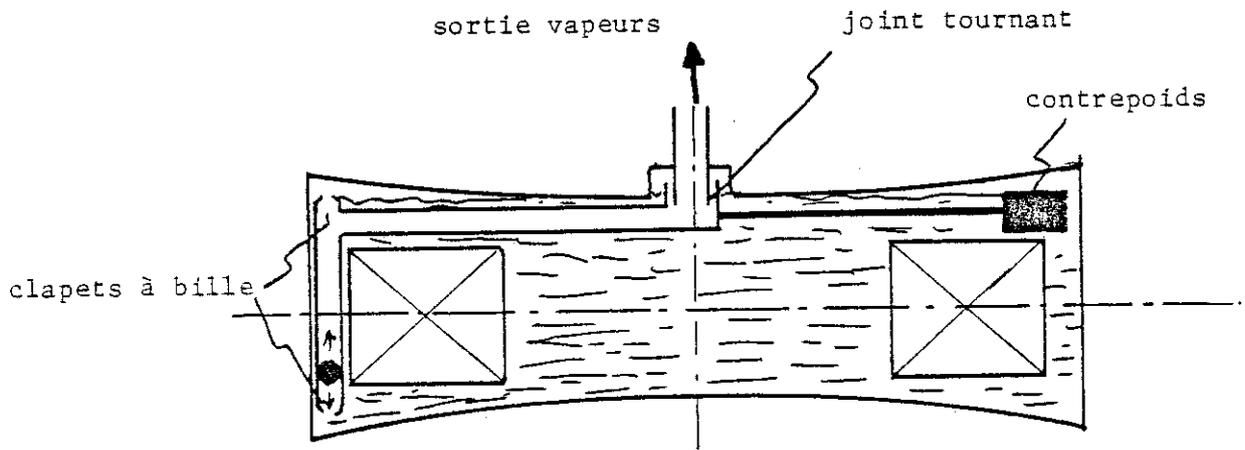


Figure 3.2 : Schéma d'un dispositif à bras tournant

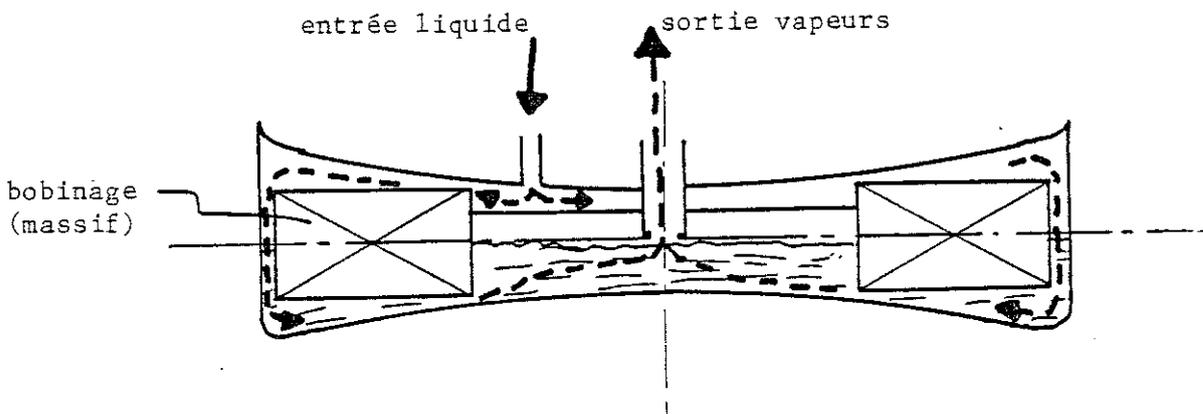


Figure 3.3 : Schéma du dispositif retenu

## II - POSITIONNEMENT DES ENCEINTES

On utilise couramment deux techniques afin de maintenir une enceinte froide à l'intérieur d'une enceinte chaude

- soit des câbles d'acier
- soit des supports en fibre de verre imprégnée de résine epoxy.

Ces deux techniques peuvent, bien entendu, être utilisées conjointement.

### 1) Câbles d'acier

C'est la solution retenue par le MIT. L'étude que nous en avons faite a montré qu'il faudrait 12 câbles, tendus obliquement entre les deux parties cylindriques de l'écran et de l'enceinte intérieure, six câbles seulement travaillant à la fois quand l'axe de la bobine est vertical. La longueur de ces câbles serait de 8 cm. Il faudrait leur appliquer une précontrainte, à l'ambiante, de  $23 \text{ kg/mm}^2$  afin de compenser à froid la différence de contraction entre l'écran et l'enceinte extérieure. La section du câble, étant données la précontrainte et la contrainte due au poids de l'enceinte extérieure dans le cas défavorable (axe horizontal), serait de  $2 \text{ mm}^2$ . La rentrée de chaleur sur la boîte à 4,2 K serait de 105 mV environ, l'intégrale de conductivité thermique de l'acier inoxydable étant entre 4,2 et 80 K de 3,49 W/cm.

### 2) Supports en fibre de verre epoxy

Ils sont plus faciles à mettre en oeuvre surtout dans le cas où la démontabilité est un facteur important.

Ils ont la forme de troncs de cône de 5/10 de mm d'épaisseur et de 4 cm de longueur, placés tête bêche (fig. 3.4). Les cônes sont tenus en place par une couronne mobile qui est serrée par des vis de blocage. Comme la couronne comprise entre les deux cônes est mince (5 mm), sa contraction sera faible et il ne faudra compenser par précontrainte que la différence de contraction entre les cônes et l'écran. L'intégrale de conductivité thermique du tissu de verre imprégné, entre 4 et 80 K, étant de 0,148 W/cm,

la puissance thermique transmise par un cône serait de 150 mW. Compte tenu du fait que la boîte intérieure n'est appuyée que sur un cône à la fois et que, de plus, cet appui ne saurait être parfait, on peut considérer que ces 150 mW représentent la puissance transmise par les deux supports.

### 3) Comparaison des deux solutions envisagées

Les supports en fibre de verre transmettraient 43 % de puissance de plus que les câbles d'acier. Cependant, il faut remarquer que :

- la charge qu'ils peuvent supporter est de 4 T axialement (contrainte de 10 kg/mm<sup>2</sup>) alors que la charge que peuvent supporter les câbles n'est que de 720 kg ( $\sigma = 60$  kg/mm<sup>2</sup>), l'épaisseur surabondante des cônes étant nécessaire pour assurer une bonne tenue transversale.

Tableau récapitulatif des entrées de chaleur sur l'enceinte intérieure

Câbles d'acier	105 mW	
Supports fibre de verre epoxy		150 mW
Amenées de courant	200 mW	
Rayonnement (écran à 80 K)	5 mW	
Fils de mesure (depuis l'ambiante sur 20 cm)	150 mW	
	<hr/>	
TOTAL .....	460 mW	505 mW
soit .....	0,66 l/h	0,73 l/h

La variation de consommation du cryostat sera donc de 10 %.

De plus, la consommation d'un cryostat alimenté en permanence est surtout gouvernée par la ligne de transfert. Les pertes d'un siphon souple superisolé étant de 1 à 2 W par mètre [4], la différence de consommation ne représentera donc que quelques pourcents de la consommation totale pour un siphon de 1 à 2 mètres de longueur.

Nous avons donc porté notre choix sur les supports en fibre de verre epoxy pour des raisons de simplicité mécanique. Avant de prendre la décision finale nous avons cependant fait des essais en vraie grandeur afin de déterminer la tenue mécanique (surtout transverse) : les cônes dans leur configuration de montage supportent sans problème des charges jusqu'à 1 tonne, tant axialement que radialement.

### III - ECRAN

#### 1) Bilan thermique de l'écran

En supposant l'écran à 80 K, on peut en déduire la puissance qu'il reçoit de l'enceinte extérieure. Elle se décompose comme suit :

Rayonnement	1,68 W
Supports	1,7 W
	<hr/>
	3,4 W

Connaissant la consommation du vase, on peut en déduire la quantité de chaleur susceptible d'être enlevée sur l'écran par les vapeurs s'échappant du vase.

Cette puissance thermique  $P = \dot{m} H_4^{80}$  vaut 9,25 W, la différence d'enthalpie de l'hélium entre 4 K et 80 K étant de 365 J/g [5]. On a donc un excès de chaleur sensible, le bilan thermique de l'écran étant largement excédentaire.

#### 2) Calcul de l'échangeur

C'est un simple tube d'aluminium soudé à l'écran dans lequel passent les vapeurs. Le calcul (dont le détail figure à l'annexe 2) nous donne, pour une longueur de 70 cm et une température d'entrée de 10 K, une puissance thermique extraite de 7,3 W et une température de sortie de 66 K.

L'écran sera donc trop refroidi et sa température s'établira à une valeur inférieure à 80 K, ce qui ne peut qu'améliorer le fonctionnement de l'enceinte intérieure.

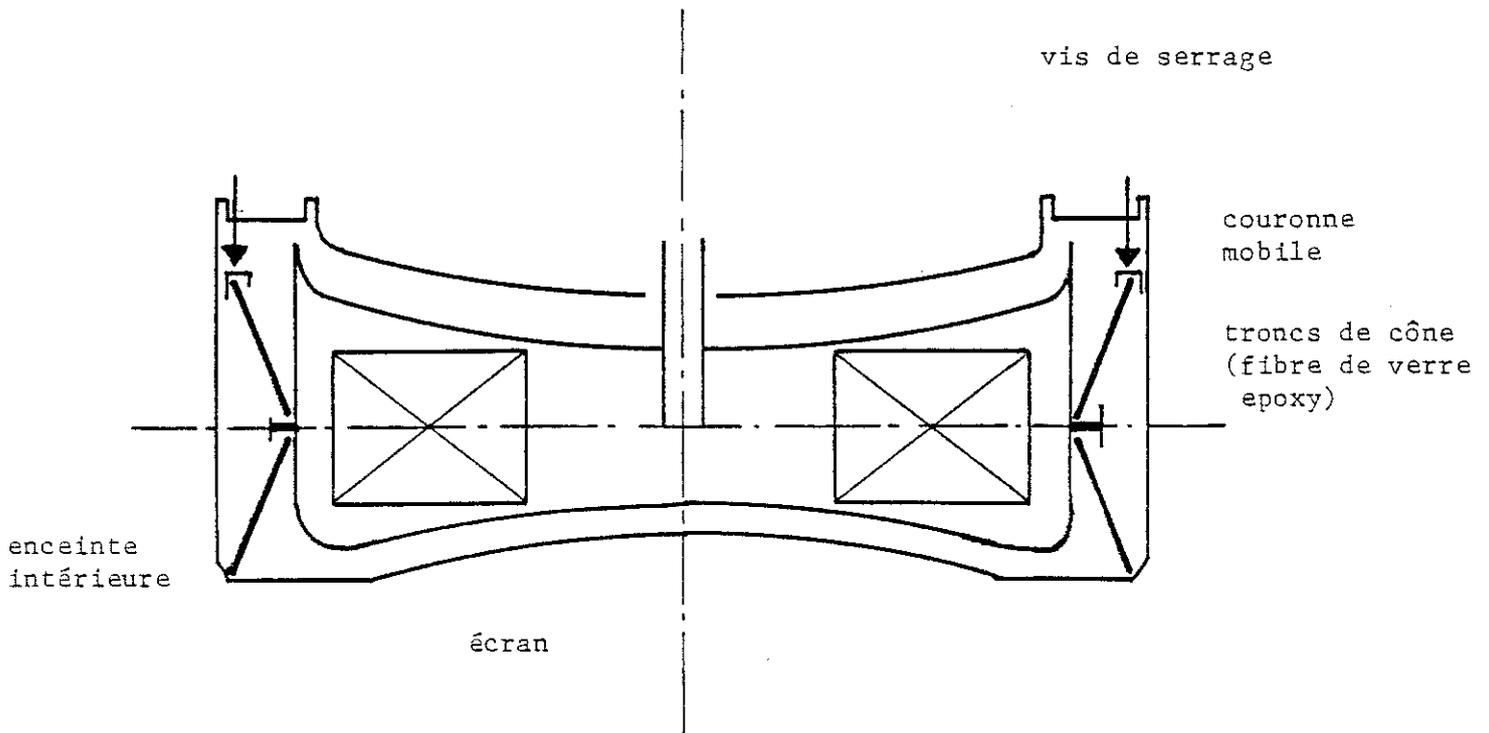


Figure 3.4 : Schéma du système d'espaceurs

#### IV - TENUE MECANIQUE DE L'ENCEINTE HELIUM

##### 1) Pression maximale pouvant être atteinte dans le vase

En cas de transition de la bobine, l'énergie stockée dans la bobine se répartira, en supposant le vase fermé, dans le fluide et dans

la bobine, au bout d'un temps suffisamment long.

L'énergie stockée dans la bobine est de 16000 J. L'enthalpie des matériaux constituant la bobine est, à 30 K, de 2150 J (elle est négligeable à 4,2 K). On voit donc que l'énergie sera surtout dissipée dans le bain.

Tant que le vase n'explose pas, la transformation sera isochore. La masse d'hélium est de 85 g. Il faut donc augmenter l'enthalpie du fluide dans l'état initial de 190 J/g, ce qui nous amène à chercher quel est l'état de l'hélium de masse volumique  $\rho = 7.10^{-2}$  g/cm<sup>3</sup> et d'enthalpie  $H = 200$  J/g. On trouve une température de 36 K et une pression de 60 atm [5].

La transformation a donc fort peu de chances de rester isochore !

Supposons maintenant que le vase soit ouvert et se vide à l'atmosphère par un tube de  $\emptyset$  8 mm et de 3 m de longueur.

Compte tenu du coefficient et de la surface d'échange entre le bain et la bobine, et de la chaleur latente de l'hélium, le débit maximal de fluide sera de 25 g/s (à 4,2 K sous 1 atm). Pour évacuer un tel débit à cette température, il faut une surpression de 0,07 atm. Par contre, si le fluide est à 80 K, il faut une surpression de 3,70 atm, soit 4,70 atm dans le vase. Il serait donc plus prudent de monter sur le vase, en amont du siphon, une soupape de mise à l'atmosphère. Cette soupape est tarée à 2 atm absolues et se trouve au bout d'un tube de 20 cm de long et  $\emptyset$  10 mm. Elle sera donc en mesure d'évacuer sans problème un tel débit.

## 2) Dimensionnement de l'enceinte à 4 K

Dans un premier temps, nous avons envisagé de réaliser l'enceinte intérieure en alliage d'aluminium en la munissant d'un raidisseur intérieur reliant les deux fonds bombés. Nos calculs [2] (fort probablement pessimistes) nous donnaient des épaisseurs de 4 mm. Finalement, la décision a été prise de la construire en acier inoxydable, dont la technologie était mieux maîtrisée au laboratoire. Etant donné le nombre de cryostats réali-

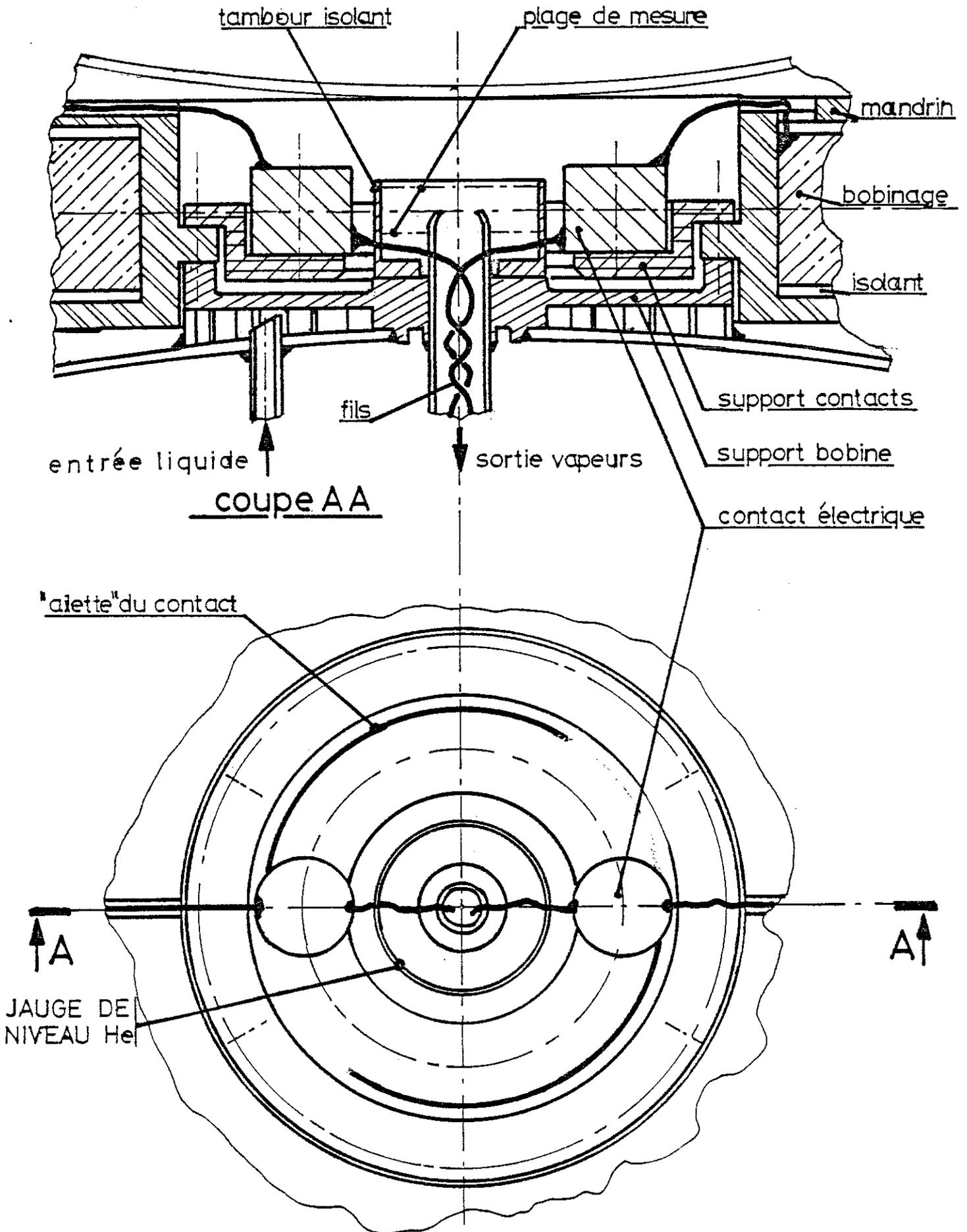


Fig 3,5 ZONE CENTRALE DU CRYOSTAT

sés en aluminium et alliages au laboratoire depuis cette date (en particulier pour les expériences de neutrons), il semble que 2 mm d'AG3 auraient largement suffi, compte tenu de l'écrouissage induit par les travaux de déformation des fonds.

L'épaisseur des fonds en acier inoxydable a été fixée à 2 mm, ce qui nous donne une confortable marge de sécurité car ils peuvent résister à une pression de 5 atm [2].

#### V - ALIMENTATION EN HELIUM - MESURE DE NIVEAU

Les contacts sont situés au centre de la bobine, sur un diamètre de 62 mm, leur diamètre étant de 20 mm. Un fil de cuivre leur sert d'ailette (fig. 3.5). Cependant, il vaut mieux que le niveau de liquide ne s'éloigne pas trop du centre, afin que les contacts ne soient pas réchauffés par conduction et effet Joule dans les amenées de courant. Il faut donc un système de mesure de niveau.

Le système retenu est un système à fil supraconducteur dont la géométrie est adaptée à celle du vase. Une telle jauge, parcourue par un courant constant, délivre une tension proportionnelle à la longueur de fil émergé.

L'idéal serait d'avoir une nappe cylindrique de supraconducteur placée au centre, homothétique du cryostat. Le diamètre et la hauteur de cette nappe correspondent à la variation maximale de niveau du liquide (figure 3.6).

Pour s'en approcher en utilisant le moins de fil possible (et donc en ayant une puissance dissipée la plus faible possible), le fil est bobiné sur un tambour cylindrique isolant en fibre de verre epoxy, ajouré, en faisant un angle d'environ 30° avec les génératrices du cylindre (figure 3.7).

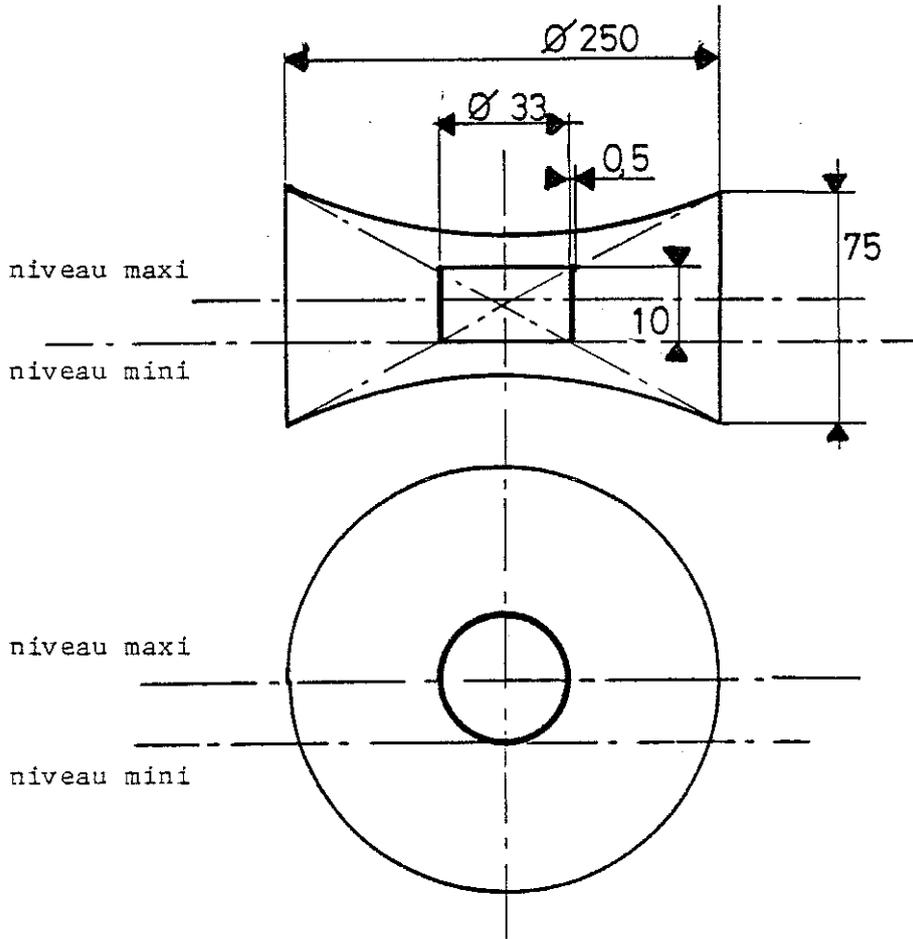


Figure 3.6 : Implantation de la jauge de niveau

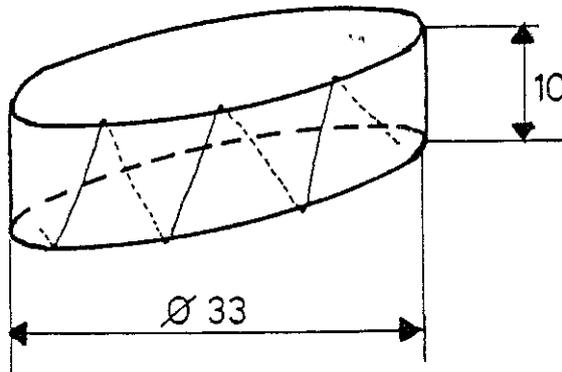


Figure 3.7 : Bobinage du fil sur le tambour

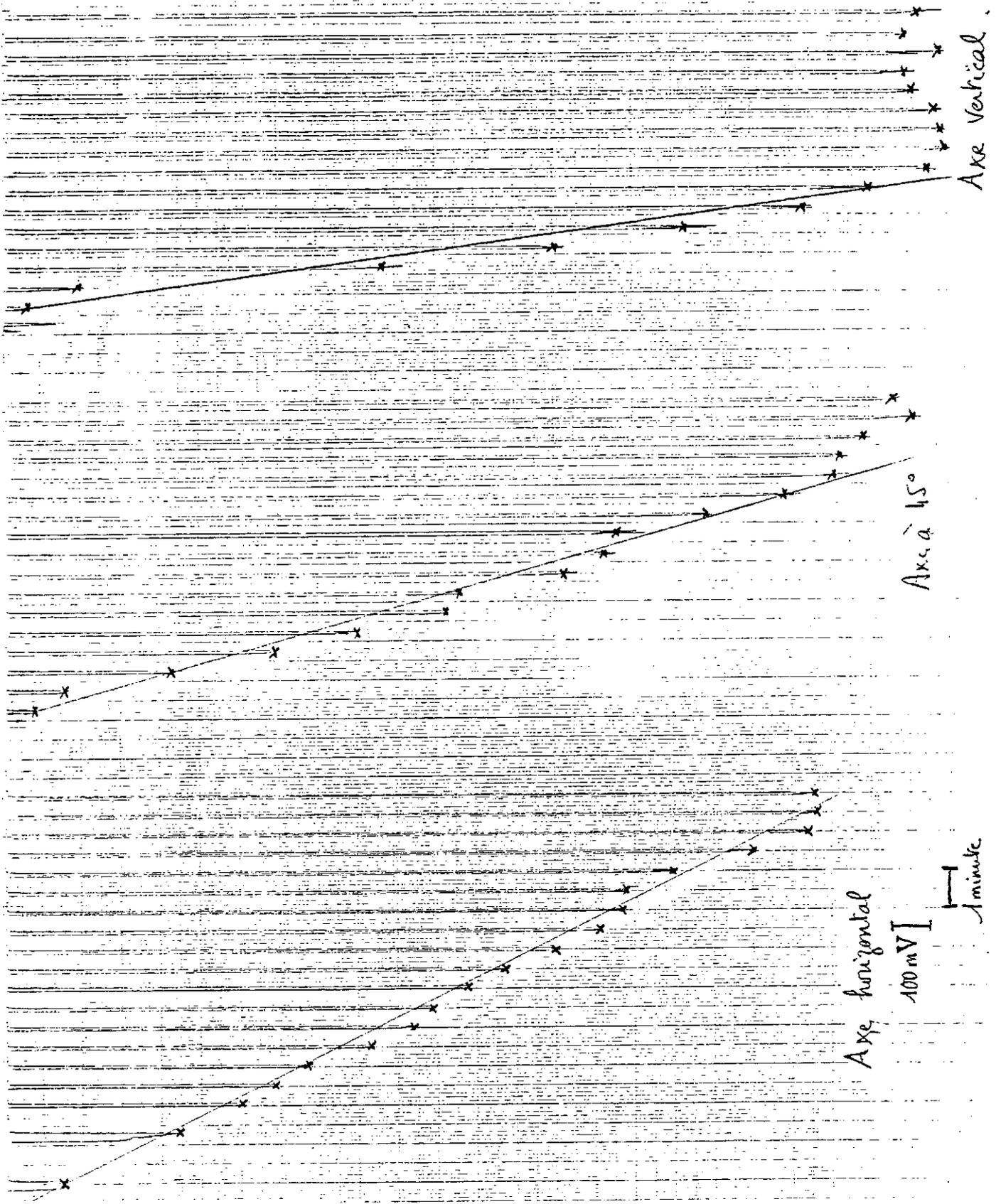


Figure 3.8 : Signal délivré par la jauge pour 3 inclinaisons du tambour

Le fil utilisé est du fil NbTi à matrice CuNi  $\emptyset$  5/100. Il est torsadé avec un fil de chauffage en constantan. Pour simplifier le câblage, ces deux fils sont montés en série. Le courant de fonctionnement de la jauge est de 50 mA (courant critique sous 3,5 T de 65 mA). On a bobiné deux jauges identiques sur le même tambour pour des raisons de sécurité.

Les tests réalisés dans un vase en verre (cryostat d'essais) ont montré que la tension aux bornes de la jauge varie sensiblement linéairement avec le temps (et donc le niveau, les pertes du vase étant quasi-constantes) et ceci pour 3 inclinaisons de l'axe du tambour (figure 3.8).

Un coffret de mesure identique à ceux déjà réalisés au laboratoire permet un fonctionnement échantillonné de la jauge (impulsions de 0,5 s avec une période ajustable de 5 à 50 s) avec un affichage mémorisé sur une barette de 16 LED.

## VI - MESURE DES TEMPERATURES

La température du mandrin de la bobine est mesurée par 3 résistances en carbone Allen-Bradley ( $390 \Omega$  à 300 K,  $14 \text{ k}\Omega$  à 4,2 K) implantées sur un plan diamétral, à la périphérie (voir figure 3.9), cette zone pouvant être la plus chaude de la bobine en fonctionnement normal.

D'autre part, la température de l'écran est mesurée sur la bride de sortie des vapeurs, au moyen d'une résistance de platine  $100 \Omega$ . Toutes ces résistances sont mesurées à l'Ohm-mètre, une précision du 1/4 de degré étant largement suffisante pour surveiller le bon fonctionnement de la bobine.

## VII - MONTAGE DU CRYOSTAT

### 1) Enceinte intérieure (voir le dessin d'ensemble, figure 3.9).

La bobine munie des thermomètres et des fils d'amenée de courant est montée sur la plaque de séparation soudée au fond arrière. Les fils d'amenée de courant passent par le tube de sortie des vapeurs. On ferme ensuite l'enceinte intérieure en soudant la partie avant au fond bombé arrière.

### 2) Ecran

L'enceinte intérieure est placée en appui sur le cône avant, à l'intérieur de la partie avant de l'écran. Les fils d'amenée de courant sont passés dans le tube de refroidissement de l'écran (opération éprouvante) qui est ensuite accouplé au tube de sortie des vapeurs de l'enceinte intérieure au moyen d'un joint en fil d'indium. On place ensuite le cône arrière et la couronne mobile qui est serrée par des vis traversant le fond arrière de l'écran, soudé à la partie avant (voir figure 3.4).

### 3) Enceinte extérieure

Son montage s'effectue de façon similaire. Elle est percée à la partie arrière d'un trou sur lequel se raccorde le siphon. Les brides de raccordement des tubes d'arrivée et départ d'hélium sont accessibles par ce trou.

Une fois l'enceinte extérieure fermée, le cryostat est prêt à être raccordé du siphon.

## VIII - ESSAIS DU CRYOSTAT

### 1) Essais avec un siphon provisoire

Dans un premier temps, nous avons adapté au cryostat un siphon

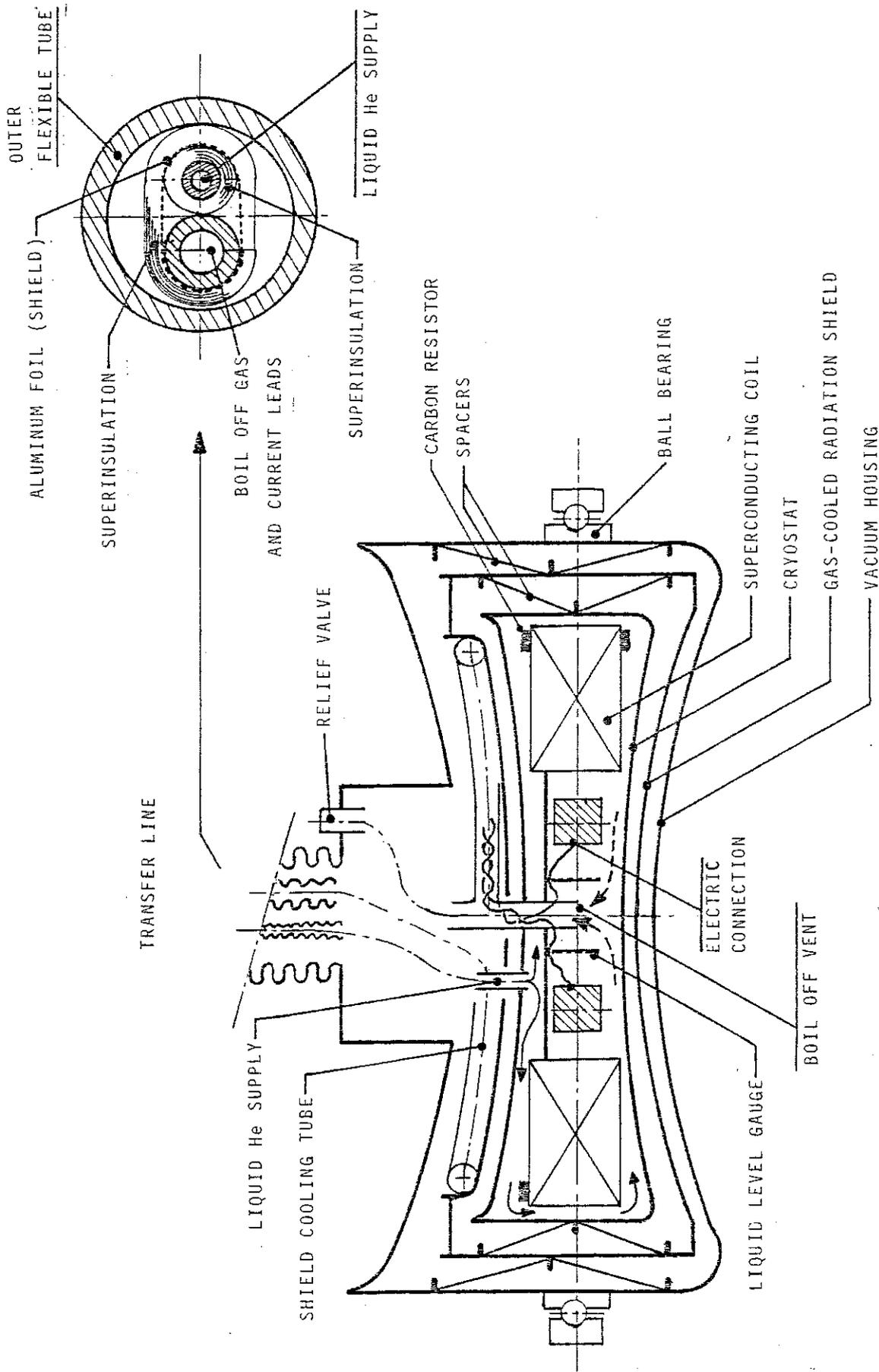


Figure 3.9 : Coupe schématique du cryostat et du siphon

souple destiné au remplissage des vases de stockage, muni d'un raccord Johnston. La consommation pendant le siphonnage continu était de l'ordre de 4 l/h d'hélium liquide, cela étant surtout dû à la difficulté de réguler le débit en ne jouant que sur la pression du vase de stockage. La consommation du cryostat seul est de 0,8 l/h, ce qui est en bon accord avec la valeur calculée au paragraphe II qui est de 0,725 l/h.

Au cours de ces essais, nous avons dressé la carte du champ qui nous a permis de mettre en évidence un défaut de positionnement de la bobine, la distance du centre de la bobine à la face avant du cryostat étant de 5,5 cm au lieu de 4 initialement prévus. Ceci ramène l'induction et le gradient à 0,37 T et  $5,2 \text{ Tm}^{-1}$  respectivement à une distance de 10 cm du cryostat, ces valeurs étant cependant supérieures à celles rencontrées dans la littérature (chapitre I). Ce point devra être particulièrement surveillé au cas où un autre dispositif serait réalisé.

## 2) Ligne de transfert définitive

La ligne de transfert regroupe, à l'intérieur d'un tube flexible unique de 1,8 m de long et de 50 mm de diamètre 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 en fonction du niveau. Cette opération est réalisée de manière manuelle mais peut être réglée au moyen de la jauge de 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 [3]. La consommation en siphonnage continu est de 2,5 l/h, ce qui, compte tenu des pertes propres du cryostat, nous donne 1,7 l/h pour la ligne, soit un peu moins que 1 l/h par mètre, alors que la valeur "classique" est de 2 W/m soit 3 l/h par mètre pour un tube flexible superisolé sans écran refroidi [4]. En fait, étant donné le fort débit d'hélium, les pertes du cryostat seront plus faibles et la valeur des pertes du siphon est un peu sous estimée (elle reste toutefois inférieure à 1,5 l/h par mètre).

La mise en froid nécessite 18 l d'hélium liquide. L'enthalpie de la bobine et de l'enceinte intérieure étant d'environ  $10^6$  J et celle de l'hélium 1500 J/g à température ambiante [5], on voit qu'il faudrait 660 g d'hélium soit 5,3 l pour refroidir la partie froide du cryostat si on récupère toute l'enthalpie du fluide, alors qu'il en faudrait 400 l si l'on ne prenait en compte que la chaleur latente de vaporisation à 4 K. La mise en froid dure une heure environ.

Le comportement de la bobine est satisfaisant dans toutes les positions. Le courant critique de la bobine est de 58 A, la transition ne provoquant l'ouverture de la soupape que pendant 20 s environ. La bobine peut être remise en fonctionnement au bout d'un quart d'heure environ.

REFERENCES DU CHAPITRE 3

- 1 - J.R. Hale, N.T. Pierce et M.O. Hoenig, The design of a 2T superconducting solenoid for magnetic catheter guidance, IEEE Trans. Mag., vol. MAG-11, n° 2 Mars 1975.
- 2 - R.R. Comte, Elements de cryogénie, Masson 1970 (chap. calcul des enveloppes p. 70 et suivantes).
- 3 - J.M. Lock, Optimization of current leads into a cryostat, Cryogenics, Dec. 1969.
- 4 - R.R. Comte, id., p. 201.
- 5 - Diagramme de l'hélium 4 dans Haselden, Cryogenics Fundamentals, Academic Press 1971.

Il est à noter que les ouvrages de Comte et Haselden, en tant que "bibles" du cryogéniste, devraient être cités très souvent dans ce chapitre.





CHAPITRE 4

---

- ESSAIS DE GUIDAGE -



## I - SUPPORT PROVISOIRE

Il nous a permis de réaliser les premiers essais, semi-statiques. Ce support ne permettait en effet qu'un seul mouvement du vase, autour d'un axe perpendiculaire à son axe de symétrie. Cependant étant donnée cette symétrie de révolution, ce basculement seul suffit à déterminer si le fonctionnement du cryostat est satisfaisant dans toutes les positions.

Ce support (fig. 4.1.) est simplement constitué de deux montants sur lesquels s'articulent deux tourillons solidaires de la couronne extérieure du roulement à bille du cryostat. Ce roulement ne sert qu'à réduire les efforts en torsion sur le flexible dont l'extrémité liée au vase de stockage est fixe, alors que l'autre tourne dans l'espace.

Nous avons réalisé tous les essais avec le siphon provisoire (cf. chap. 3) sur ce support, ainsi que les premiers essais du siphon "intégré". Les premiers essais de guidage réalisés au moyen de ce support ont été accomplis en déplaçant la maquette (cf. § III) autour du cryostat, au lieu du contraire.

## II - SUPPORT 3 AXES

Ce support dont l'étude et la réalisation ont été conduites en dehors du laboratoire, sur commande des équipes médicales grenobloises, permet un positionnement dans un demi-espace autour de la tête du patient (fig. 4.2 et 4.3).

Les déplacements du cryostat sont manuels, ce qui présente plusieurs inconvénients :

- la personne qui "conduit" le cathéter n'a pas un accès direct au guidage ;
- la personne qui manipule le cryostat est exposée au rayonnement de radioscopie ;
- étant donnée la conception simple du support, plusieurs mouvements

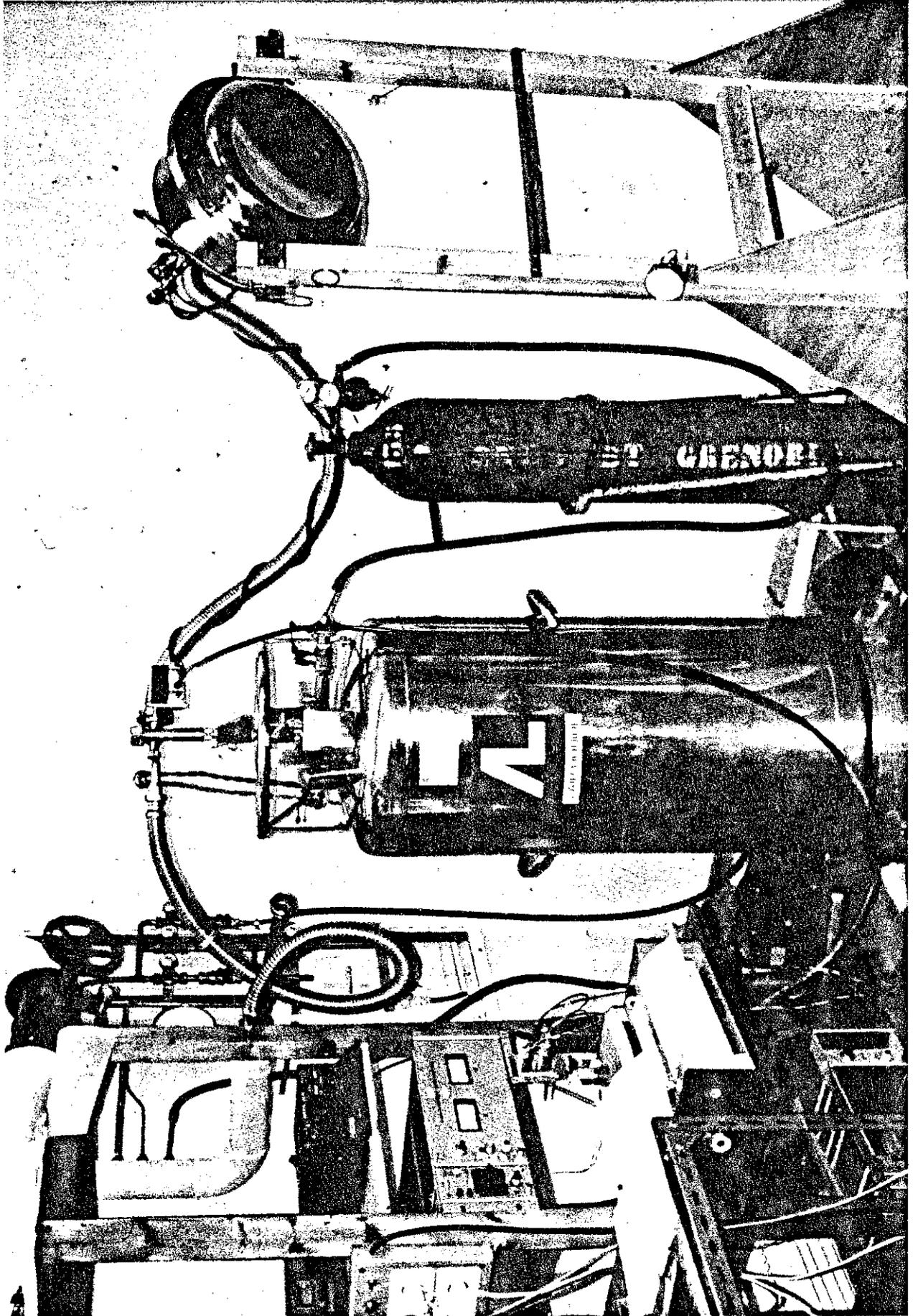


Figure 4.1 : Ensemble de l'appareillage cryogénique, le cryostat étant sur le support provisoire

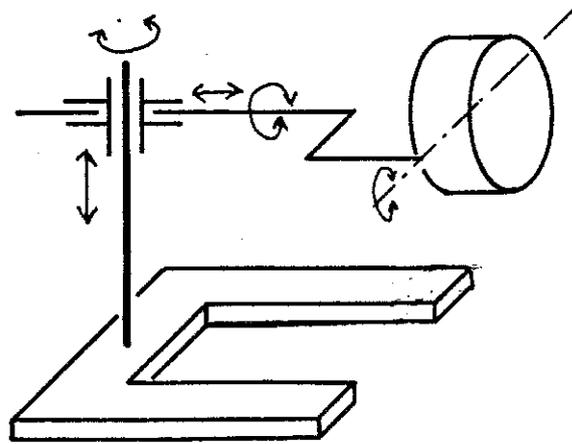


Figure 4.2 : Cinématique du support 3 axes

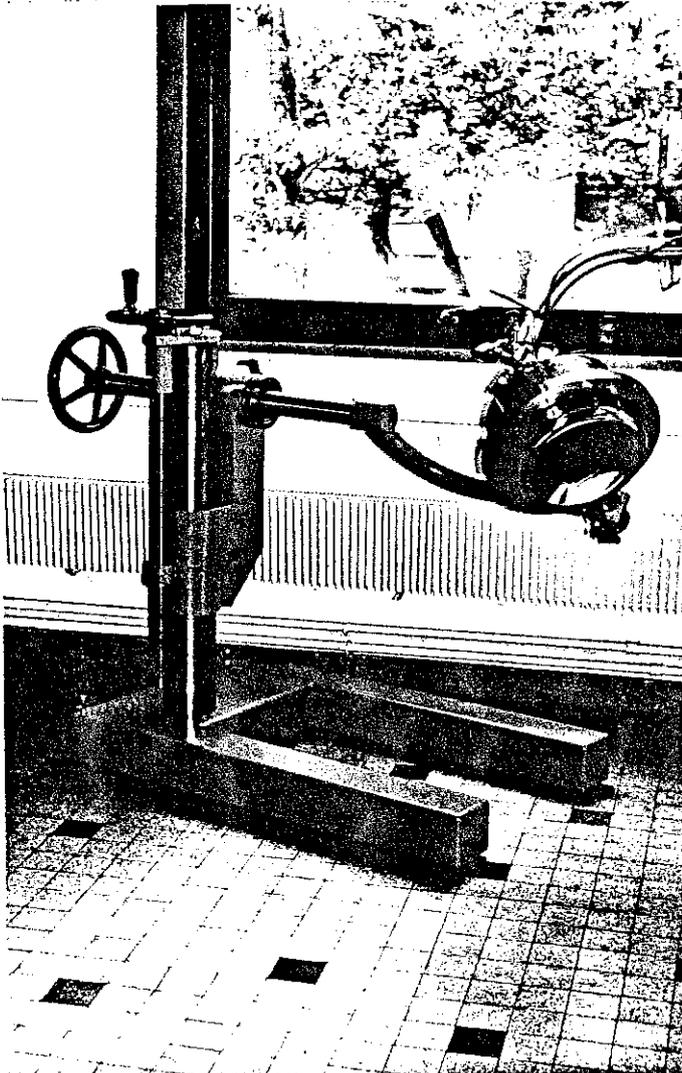


Figure 4.3 :  
Vue du cryostat monté sur le  
support 3 axes

combinés sont nécessaires pour déplacer la bobine de 90° autour de la tête, l'axe restant dirigé vers le centre, ce qui ralentit la manipulation.

La configuration d'un support plus élaboré (qui devrait être télécommandé par le seul manipulateur) est esquissée au chapitre 6.

Il faut cependant remarquer que ce support, malgré sa maniabilité réduite, a le mérite d'exister et est d'un emploi nettement plus pratique que le support provisoire, ne serait-ce que pour les essais "in vitro".

### III - MAQUETTE DE LA CIRCULATION SANGUINE CRANIENNE

Cette maquette (fig. 4.4.) nous a été fournie par les équipes médicales grenobloises. Nous y avons adapté un système de circulation formé d'un réservoir, d'une pompe d'aquarium, le débit étant ajusté au moyen d'une impédance variable court-circuitant la pompe (fig. 4.5.). La maquette est reliée à la pompe au moyen de tuyaux souples.

La partie schématisant le siphon carotidien et la bifurcation étant usinée en plexiglass, nous avons rencontré des problèmes liés au frottement et à la présence d'angles vifs.

### IV - GUIDAGE DANS LA MAQUETTE

Nous avons procédé à des essais avec des cathéters fournis par l'Hôpital Henri Mondor à Créteil. Ces cathéters sont munis à leur extrémité de ballonnets dans la pointe desquels se trouve l'aimant de guidage. Les premiers aimants étaient des pastilles de  $\text{SmCo}_5$  de 1,1 mm de diamètre et de 0,5 de longueur.

Les essais ont montré que l'on pouvait faciliter le passage du siphon en appliquant le champ et le gradient (bien que l'on puisse passer le siphon sans champ magnétique) et surtout que l'on pouvait introduire la tête du cathéter dans chacune des trois branches considérées ; cependant, la taille importante des ballonnets et les angles vifs du modèle empêchaient la navigation au-delà de la bifurcation (fig. 4.6.).

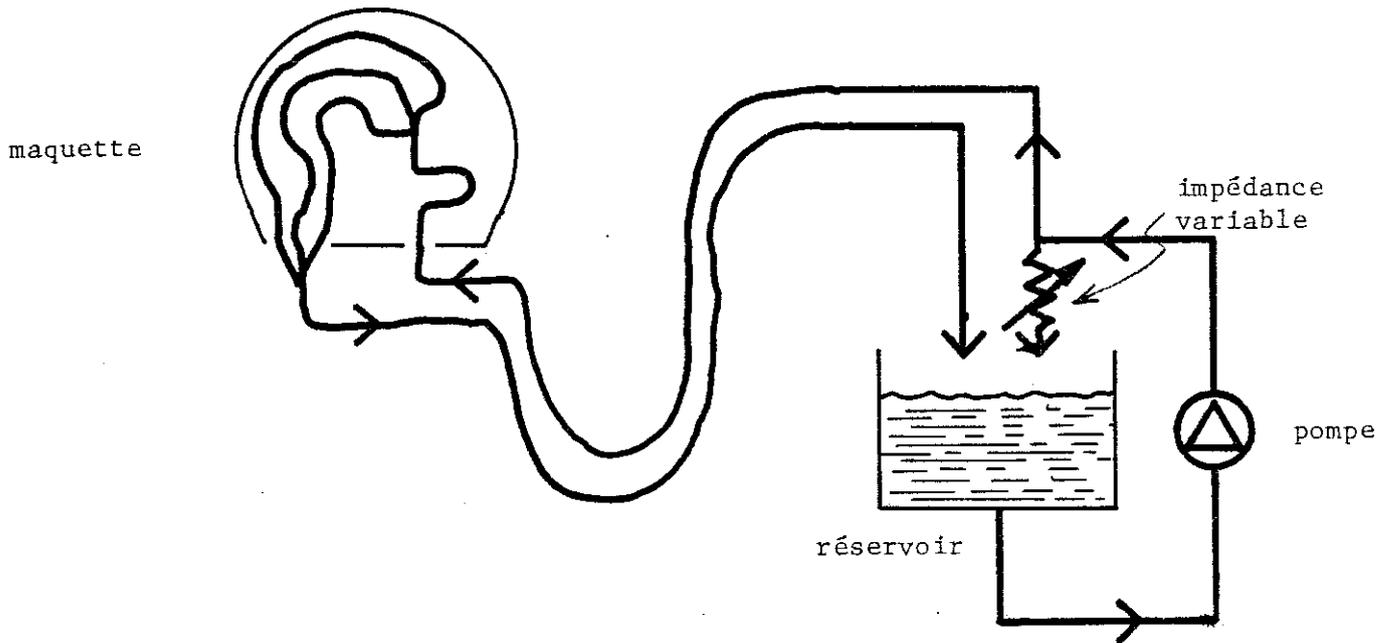


Figure 4.5 : Schéma du dispositif de circulation de la maquette

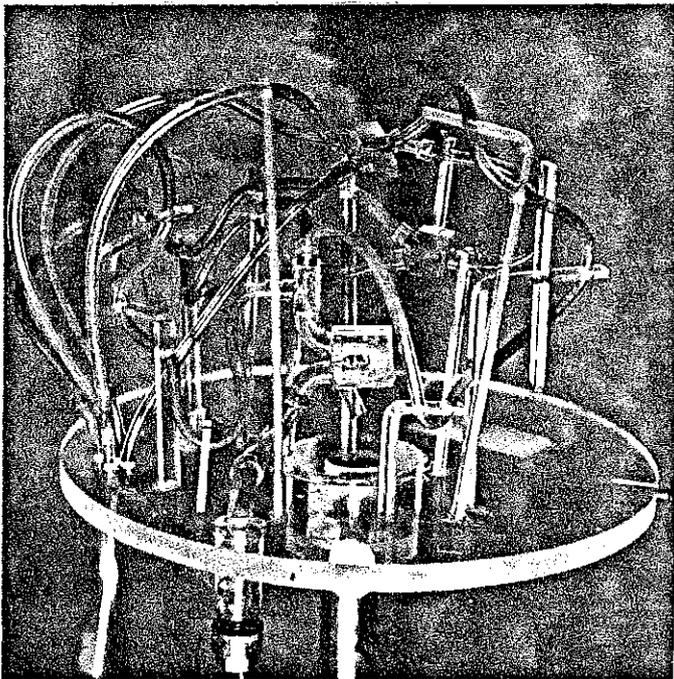


Figure 4.4 : Vue de la maquette de circulation sanguine crânienne

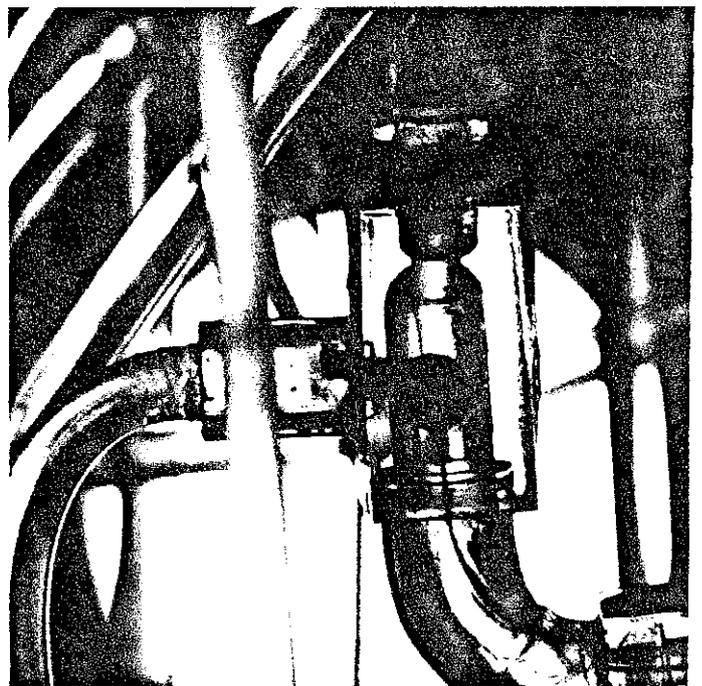


Figure 4.6 : Vue du cathéter engagé dans la bifurcation.

Des essais avec des ballonnets plus petits et des aimants plus allongés ( $\emptyset = 1$  ;  $l = 1,2$  mm) n'ont pas permis d'aller beaucoup plus loin. En effet, la finesse des ballonnets diminuait la rigidité du couplage ballonnet-cathéter et de plus, les faibles dimensions de la chambre distale posaient un problème quant à la tenue de l'aimant. Qui plus est, la fragilité de ces ballonnets a été la cause d'éclatements intempestifs.

Nous avons aussi serti des aimants dans un tube polyéthylène de diamètre  $\emptyset \sim 1$  mm ; même avec 4 aimants, la rigidité du tube était trop grande pour permettre le passage dans le siphon carotidien du modèle.

Nous avons alors envisagé de fixer les aimants au bout de cathéters fins ( $\emptyset_e = 0,7$  mm) identiques à ceux munis de ballonnets. La fixation de l'aimant est assez délicate. La solution retenue consiste à enfiler 1 ou 2 aimants et le cathéter dans un morceau de gaine thermo-rétractable. Cependant, la gaine, une fois rétractée est rigide et le cathéter n'a pas une progression aussi aisée qu'avec les ballonnets, que ce soit avec ou sans champ magnétique. Il faudrait donc trouver un système qui permette de fixer un aimant au bout d'un cathéter fin sans en augmenter le diamètre et la rigidité.

#### V - ESSAI IN VIVO

Le but de l'essai consistait à guider un cathéter dans l'artère rénale d'un chien, en l'introduisant par l'artère fémorale.

Nous avons donc déplacé l'ensemble de l'appareillage à l'hôpital. Le cryostat était alimenté à partir d'un vase de stockage de 50 l, d'encombrement plus réduit qu'un vase de 100 l.

La bobine a parfaitement fonctionné (l'hélium était rejeté à l'atmosphère), ainsi que le système d'observation (pour plus de détails, voir chapitre 5).

Nous n'avons malheureusement pas pu guider le cathéter. En effet, les médecins ont eu des problèmes et n'ont pu injecter

d'opacifiant dans le système artériel, et faute de voir la position du cathéter, il n'était pas question de le guider.







CHAPITRE 5

- SYSTEME D'OBSERVATION -

## I - PROBLEMES LIES AU CHAMP MAGNETIQUE

Afin de permettre un cathétérisme précis et efficace, il est nécessaire de connaître à chaque instant la position du cathéter dans le réseau vasculaire. En cathétérisme classique, cela est fait en radioscopie, au moyen d'un tube amplificateur d'image. Ce tube est essentiellement constitué d'une fenêtre d'entrée comportant une couche fluorescente qui est accolée à une photocathode (voir figure 5.1). Cette photocathode émet des électrons qui sont accélérés par des électrodes à relativement basse tension (quelques centaines de volts) et focalisés ensuite sur la fenêtre de sortie, de dimensions inférieures à la fenêtre d'entrée. On obtient ainsi une image de brillance supérieure à l'image qui se formerait sur un écran fluorescent ordinaire. Cette image est en général transmise par une caméra vidéo et observée sur un moniteur.

Etant donné la forte induction produite par l'aimant dans la région de l'amplificateur (de l'ordre de 0,1 T), il nous semblait fort douteux que l'on puisse obtenir une image acceptable. Nous avons donc procédé à un essai en vraie grandeur, en amenant à l'hôpital une bobine refroidie à l'azote liquide, permettant de créer, à l'extérieur du vase la contenant, une induction de 0,1 T. Cet essai, sur un appareil de radioscopie, a permis de déterminer que l'image était inexploitable quand l'induction sur la face d'entrée de l'amplificateur dépassait  $3.10^{-4}$  T [1].

Nous avons donc envisagé le blindage de l'amplificateur. La littérature proposait une solution [2] consistant à placer devant la face d'entrée un sandwich de mylar et de mu-métal. Cependant, ce dispositif ne donnait des résultats satisfaisants que jusqu'à des inductions de 0,01 T. Etant données la valeur de l'induction à écranter, son inhomogénéité et son orientation variable d'une part, et les dimensions de l'amplificateur ( $\emptyset$  20 cm, l = 50 cm) d'autre part, il nous semblait difficile d'envisager une solution simple et peu encombrante à ce problème, que ce soit par un blindage passif (lourd), actif (compliqué), ou supra-conducteur (encombrant).

## II - ETUDE DU DISPOSITIF

Notre raisonnement a été le suivant : puisqu'il est difficile de réduire l'induction sur le tube amplificateur en le laissant en place, pourquoi ne pas envisager de réduire l'induction en jouant sur la distance de la bobine au faisceau électronique ?

En effet, l'induction produite par la bobine à une distance de 1 m est, quelle que soit l'orientation de la bobine, de l'ordre de  $10^{-3}$  T.

Il fallait donc, tout en gardant le récepteur RX dans la zone de travail, pour éviter un grandissement de l'image préjudiciable à sa qualité, éloigner le dispositif électronique nécessaire à l'amplification de brillance. Pour ce faire, il fallait pouvoir transporter l'image par une voie insensible à l'induction, la plus simple à mettre en oeuvre étant la voie optique.

L'éclairement de la surface photodétectrice d'un tube de caméra vidéo est :

$$I_{pc} = \frac{\pi \cdot L_s \times t}{4 \times (f/\phi)^2 \times (1+\gamma)^2} \quad (5.1)$$

où  $L_s$  est la luminance de l'objet observé

t le coefficient de transmission du système optique

$f/\phi$  l'ouverture numérique de l'objectif

$\gamma$  le grandissement.

La luminance d'un écran fluorescent est typiquement de  $10^{-6}$  Lambert, soit en S.I  $L_s = \frac{1}{\pi} 10^{-2}$  cd m<sup>-2</sup> pour un faisceau de RX de 80 kV et 4 mA [3]. Avec un coefficient de transmission  $t \approx 0,75$ , une ouverture de 1,2 et un grandissement d'environ 0,2, on aura un éclairage de  $9 \cdot 10^{-4}$  Lux sur la face d'entrée du tube. Cet éclairage est dans le domaine des tubes "bas niveau de lumière" disponibles sur le marché (Thomson Nocticon, RCA SIT par exemple). La première idée a été d'utiliser un faisceau de fibres optiques qui, en outre, permettrait une certaine souplesse d'utilisation.

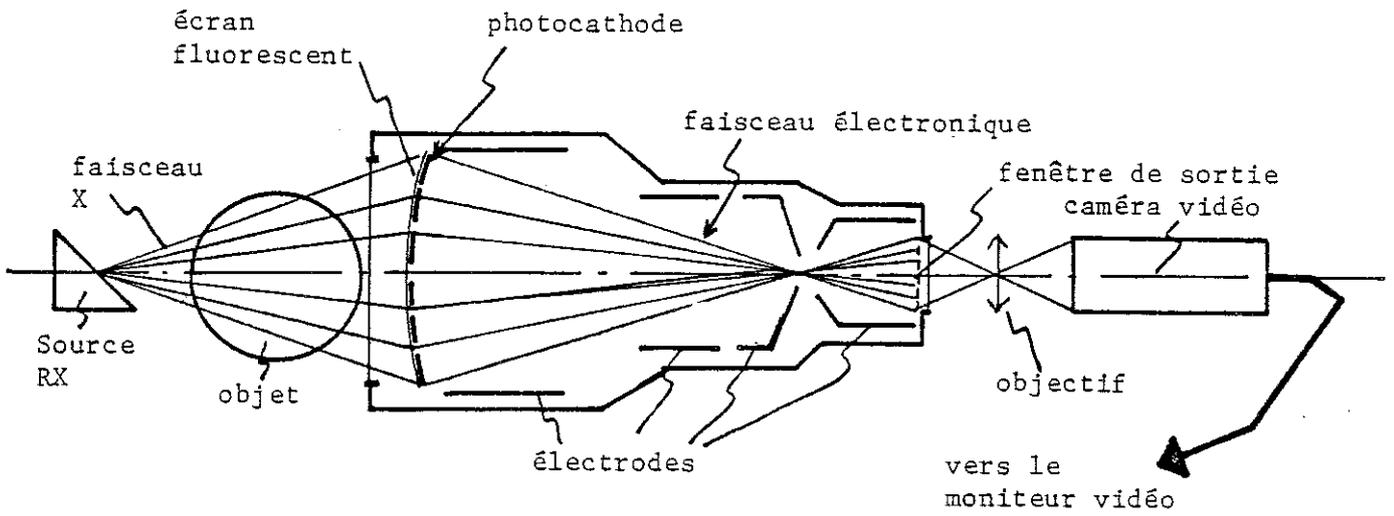


Figure 5.1 : Schéma d'un dispositif classique d'amplification de brillance (d'après doc. Thomson CSF)

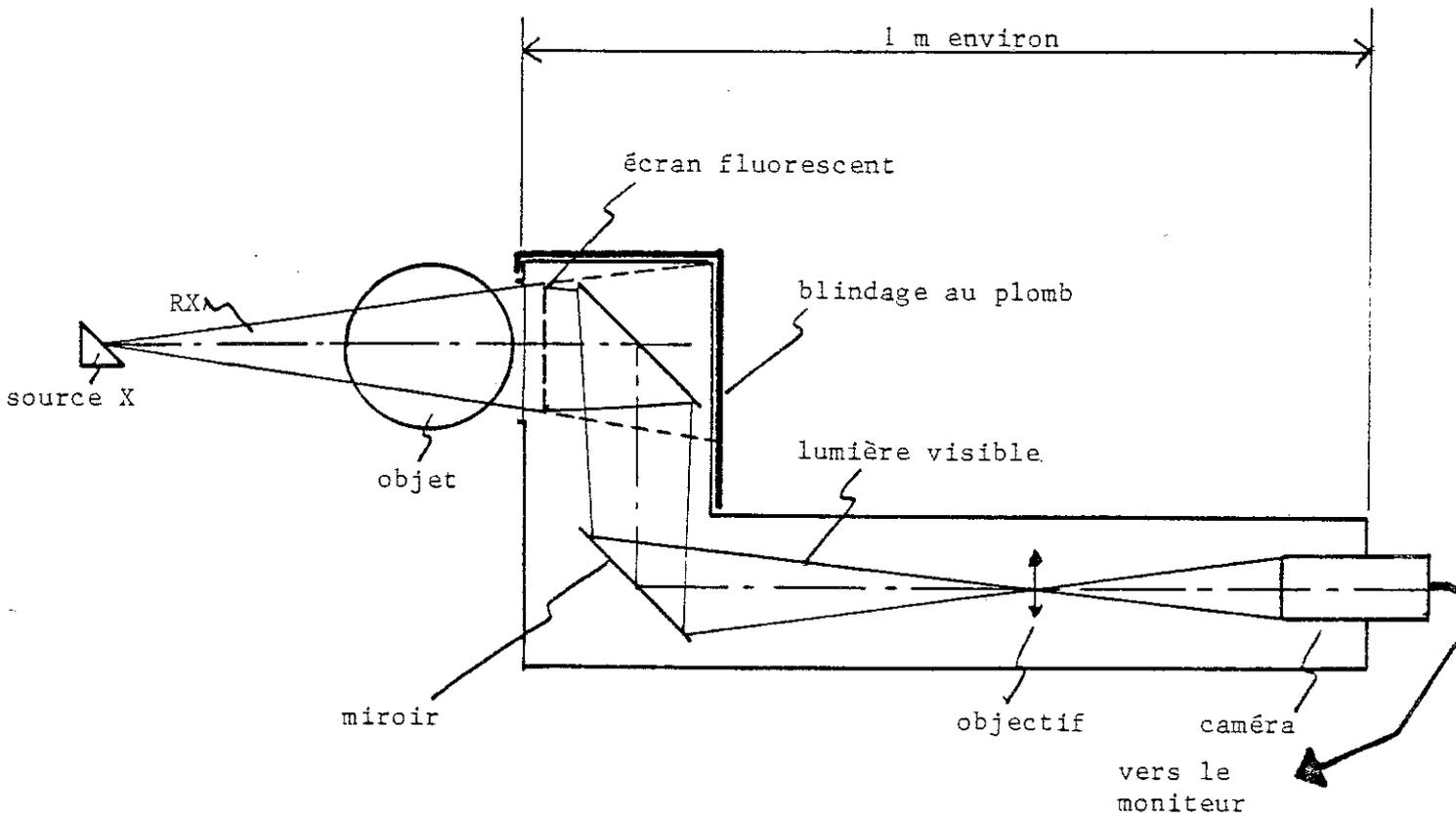


Figure 5.2 : Dispositif d'observation réalisé

Cependant, la faible ouverture numérique et surtout la très faible définition de l'image (200 lignes TV environ) des endoscopes à fibres optiques disponibles sur le marché nous ont fait préférer un système à base de miroirs, moins souple d'utilisation mais nettement meilleur sur le plan optique, sur les conseils de M. J. Vulmière de l'Institut d'Optique de Paris.

Nous avons été confortés dans cette voie par le fait que de tels systèmes de radioscopie (écran fluorescent éloigné du système d'amplification) ont déjà été réalisés [4,5], quoique cela fût pour des buts autres que la protection contre les champs magnétiques.

### III - REALISATION

En vue des premiers essais, nous avons porté notre choix sur une chaîne vidéo fournie par la Société SOFRETEC\*.

Cette chaîne comprend :

- Une caméra vidéo CF 152 NV équipée d'un tube Thomson Nocticon 9655 dont la résolution à  $9.10^{-4}$  lux est de 670 lignes TV [6].
- Une optique  $f = 112$  mm d'ouverture  $f/1,2$ .
- Le coffret de voie de la caméra.
- Un moniteur vidéo.

La caméra est équipée d'un blindage supplémentaire au mu-métal dont les performances n'ont pu nous être précisées.

Le faisceau de rayons X est reçu sur un écran fluorescent classique (Ecran Massiot Philips de type Sirius) dont les dimensions utiles sont  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. Le faisceau lumineux issu de l'écran est dévié par deux miroirs à  $45^\circ$  afin d'écarter la caméra du faisceau de rayons X et d'empêcher ainsi qu'elle ne le diffuse. [7]

\* SOFRETEC, 68 Bd de la Mission Marchand, 92400 COURBEVOIE.

L'ensemble du système vidéo est contenu dans une chambre noire (figure 5.2), blindée extérieurement par une feuille de plomb (protection des personnels).

#### IV - ESSAIS

1) Les premiers essais, dès réception du matériel vidéo, ont permis d'en déterminer la sensibilité au champ magnétique. L'écran fluorescent a été remplacé par une "mire" éclairée par transparence. La chambre noire a été placée dans la position qu'elle occuperait en fonctionnement normal au voisinage de la bobine. On voit sur la figure 5.3 les photographies de l'écran du moniteur sans, puis avec champ magnétique (le courant dans la bobine étant de 50 A). L'induction au voisinage du tube est d'environ  $10^{-3}$  T. On remarque surtout que l'image a pivoté mais qu'elle reste encore tout à fait acceptable (on apprécie des détails de l'ordre de 0,5 mm).

2) Au cours de la première manipulation "in vivo", nous avons procédé à un deuxième essai. On en voit les résultats sur la figure 5.4. Les deux images sont de mauvaise qualité, la différence due au champ étant assez peu sensible, cela est en fait dû à la mauvaise qualité du faisceau X qui était produit par un tube de radiographie, peu adapté à nos besoins.

3) Afin d'être mieux à même de juger de la qualité de l'image produite par le dispositif, nous avons réalisé un essai avec un tube de radioscopie. La figure 5.5. permet de comparer l'image obtenue avec celle produite au moyen du meilleur dispositif de radioscopie disponible au service de Neuroradiologie de l'Hôpital. Le faisceau de rayons X est produit dans les deux cas par le même tube RX fonctionnant dans les mêmes conditions (55 kV et 2 mA environ). La différence est sensible, cependant notre image a été jugée tout à fait suffisante pour le cathétérisme par des spécialistes de Neuroradiologie.

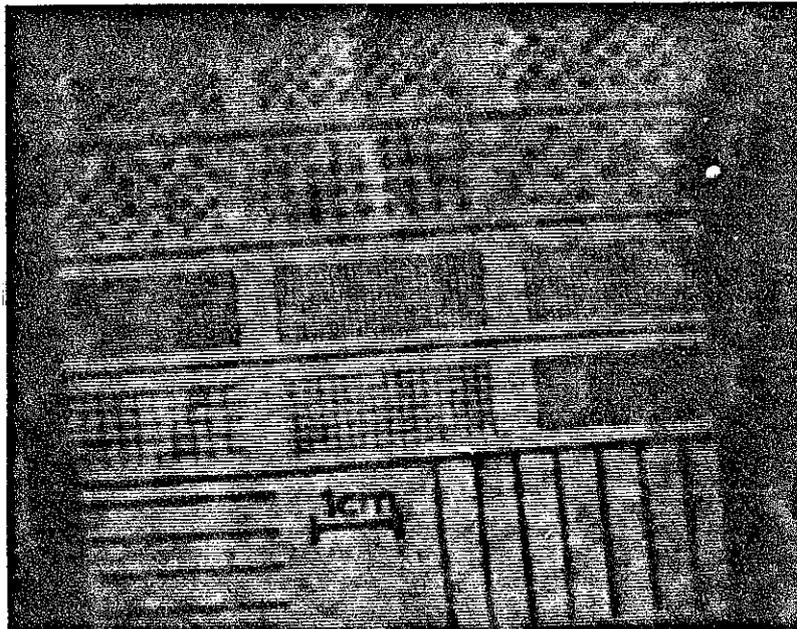
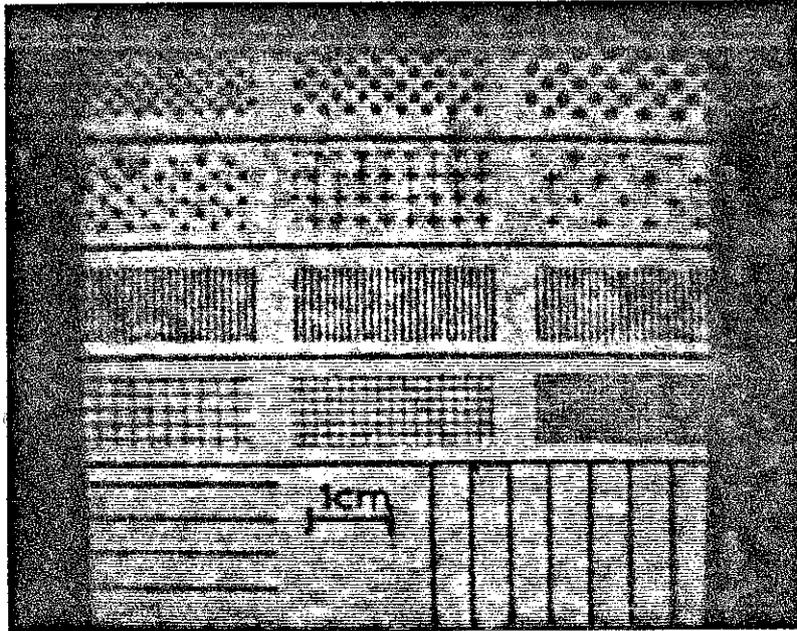


Figure 5.3 : Image d'une "mire" obtenue au moyen de notre appareillage de visualisation, la mire remplaçant l'écran fluorescent.

- Photo du haut : sans champ magnétique
- Photo du bas : avec champ magnétique

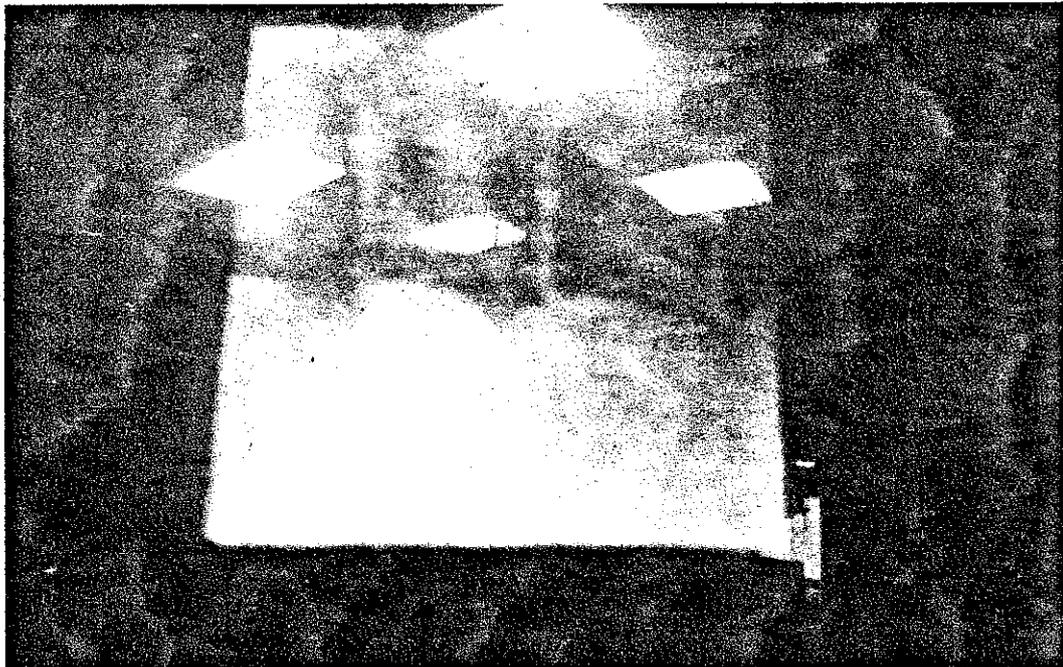
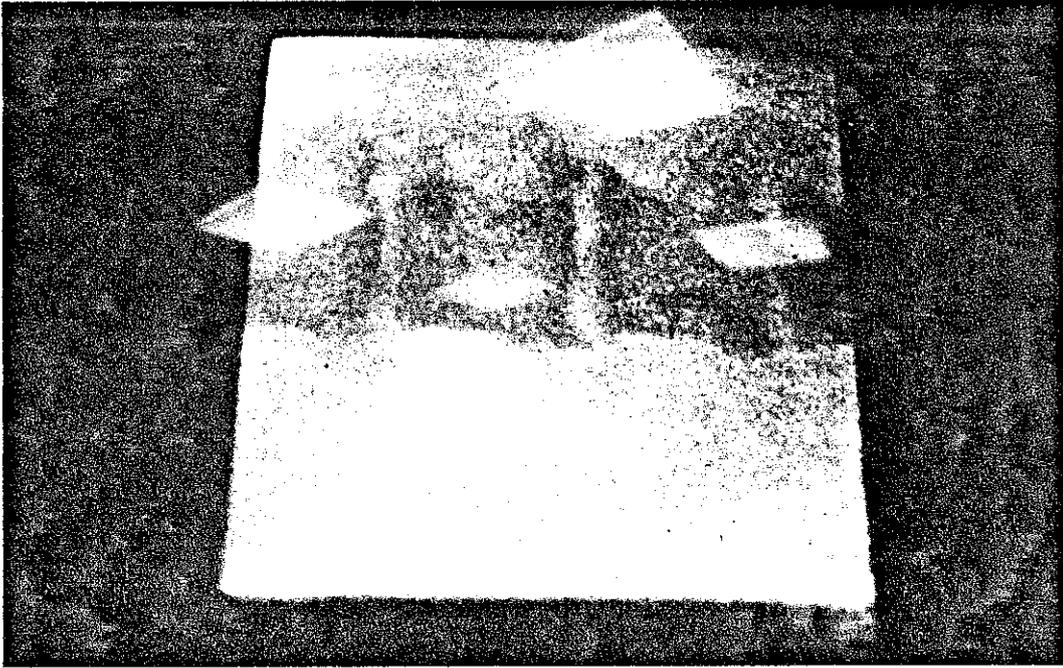


Figure 5.4 : Radioscopie d'une colonne vertébrale de chien (profil) obtenue au moyen d'un tube de rayons X de radiographie utilisé en radioscopie et de notre appareillage de visualisation :

- Photo du haut : sans champ magnétique
- Photo du bas : avec champ magnétique.

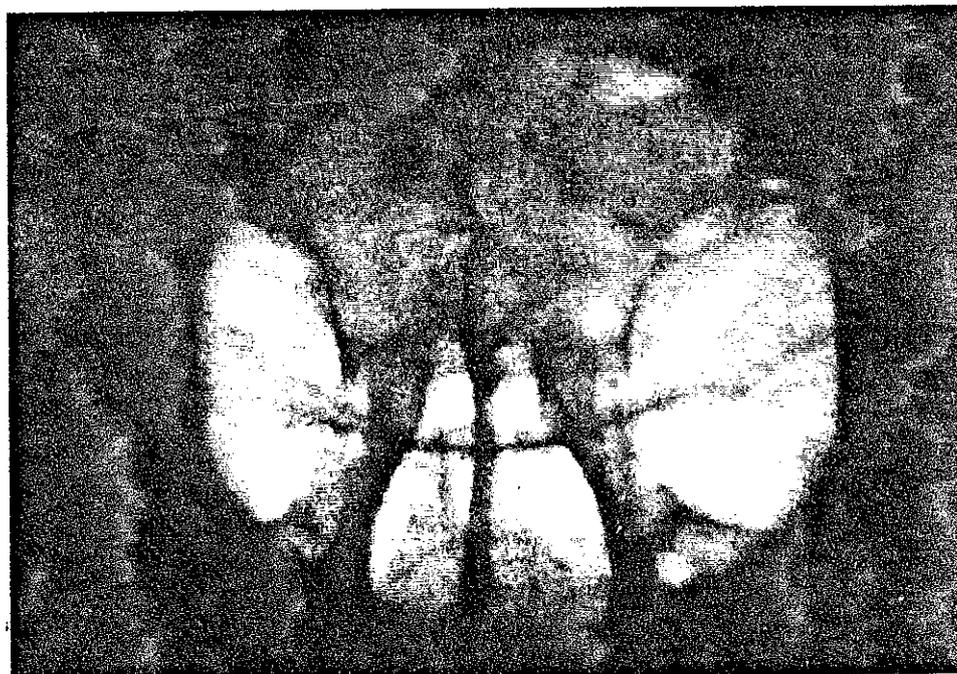
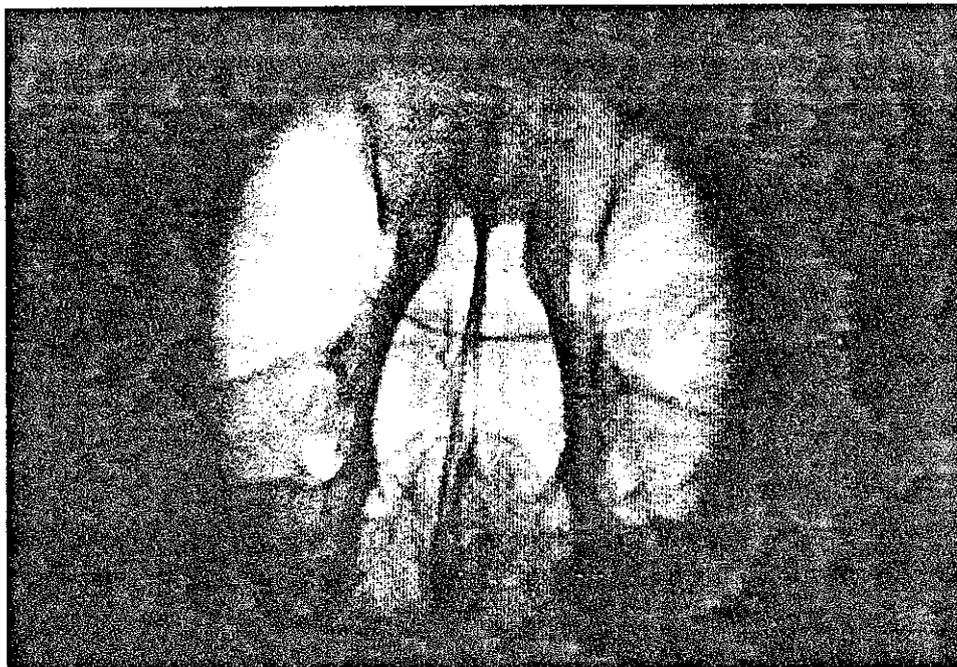


Figure 5.5 : Radioscopie d'un crâne sec (de face)

- Photo du haut : au moyen du meilleur dispositif de radioscopie existant à l'hôpital de Grenoble.
- Photo du bas : au moyen du tube à rayons X du dispositif cité ci-dessus et de notre appareillage de visualisation.

Caractéristiques du rayonnement X utilisé dans les deux cas :

V	≈ 55 kV
I	≈ 2 mA

REFERENCES DU CHAPITRE 5

- 1 - M. Till, projet de fin d'études ENSIEG 1977.
- 2 - J. Driller, S.K. Hilal et W. Burt, Shielding of image intensifiers from incident magnetic fields, J. of the Assoc. for the Advancement of Medical Instrumentation 4, n° 3, Mai-Juin 1970.
- 3 - G.L. Clark, Les rayons X et leurs applications, Dunod 1961, p. 238.
- 4 - R. Kingslake, Applied Optics and Optical Engineering 5, p. 279, Academic Press, New York et Londres 1969.
- 5 - M. Bertin, Société Sofretec, Communication privée.
- 6 - Notice Thomson TEV 3150 relative au tube TH 9655 Nocticon.
- 7 - Miroirs MTO Amplivex 90 optique.





C H A P I T R E 6

---

- CONCLUSION ET DEVELOPPEMENTS ULTERIEURS -

## I - CONCLUSION

Ce chapitre ne conclut que le travail de thèse, et non, je l'espère, les essais de l'appareillage étudié, qui devraient se poursuivre activement.

Le fonctionnement du dispositif de guidage tant au plan cryogénique que magnétique a été pleinement satisfaisant, malgré quelques défauts de jeunesse surmontés (fuites) ou surmontables (maniabilité).

De plus, nous avons montré la faisabilité d'un système d'observation qui était la pierre d'achoppement des autres dispositifs de guidage. Les performances de notre appareil de radioscopie se sont révélées tout à fait suffisantes pour permettre un guidage précis.

## II - DEVELOPPEMENTS ULTERIEURS

### 1) Améliorations du dispositif actuel

Il faudrait modifier encore une fois le siphon, en montant à demeure sur le support actuel un vase de 25 l (fig. 6.1.) sur lequel serait fixé le siphon, le vase de 25 l étant rempli une fois avant la mise en froid et réalimenté avant le début de l'opération. Ce vase devrait être muni d'un système de mesure de niveau.

Le système d'observation dont le support actuel est des plus rudimentaires doit pouvoir être orienté dans toutes les directions afin de permettre une observation plus facile. Il est à noter que ce support doit être étudié compte tenu des contingences de la salle dans lequel il sera utilisé.

Dans un deuxième stade, il faudra réaliser un support plus maniable, et surtout entièrement motorisé, afin de permettre le guidage du cathéter par le manipulateur qui monte le cathéter (fig. 6.2).

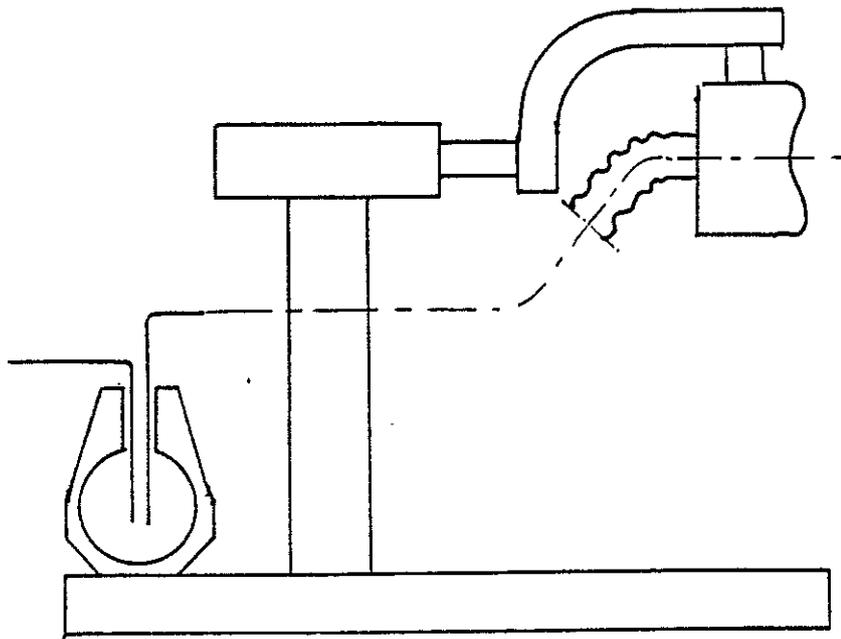


Figure 6.1 : Implantation du vase de stockage de 25 l sur le support

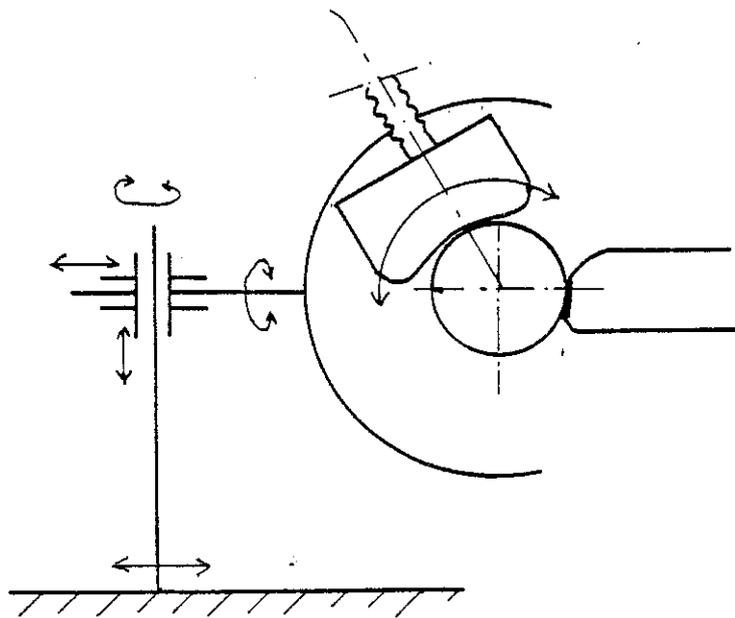


Figure 6.2 : Cinématique d'un support mieux adapté

2) Autres dispositifs

Si tous ces essais s'avèrent satisfaisants, il faudra envisager la construction d'un deuxième dispositif qui serait installé à Créteil. La réalisation en sera grandement facilitée par l'expérience acquise avec le prototype. Il faudrait étudier dans ce cas les avantages et les inconvénients apportés par un système à bain superfluide qui permettrait de diminuer encore l'encombrement (densité de courant plus forte) et assurerait un refroidissement plus efficace.

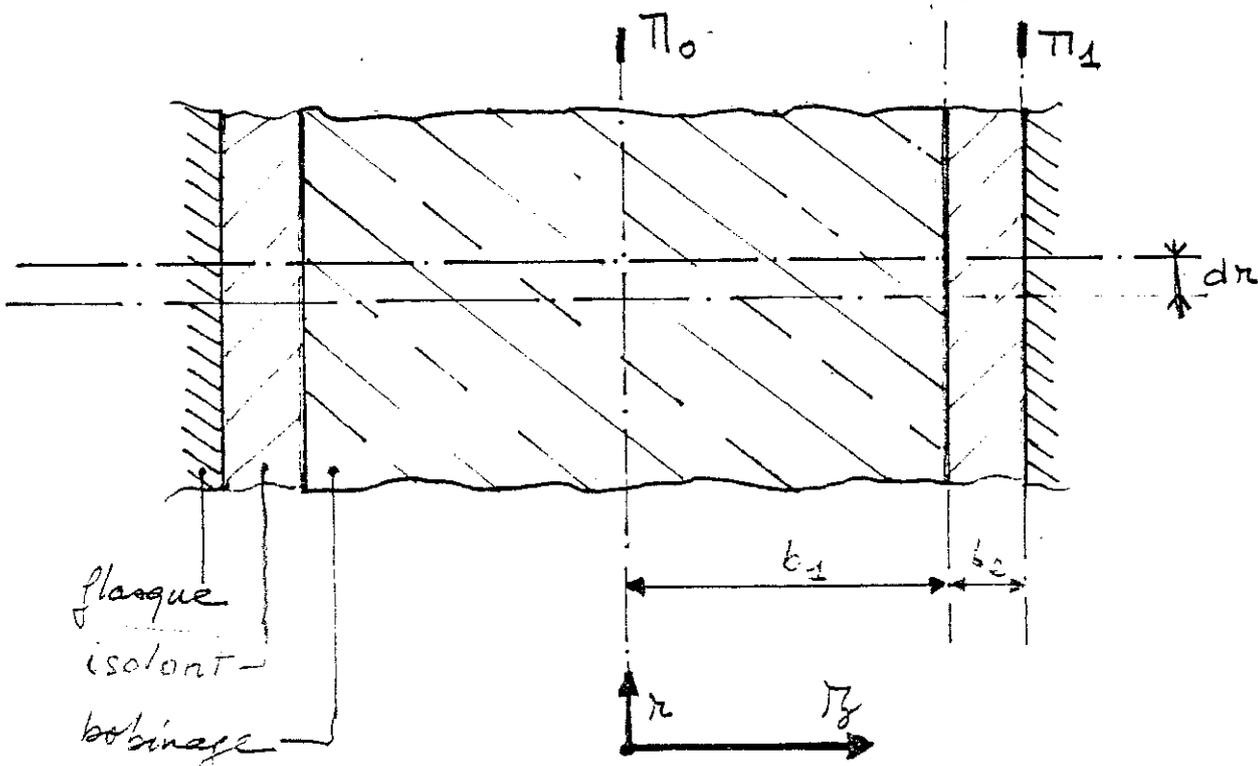
A N N E X E 1

CONTRAINTES DE BOBINAGE

I - CONTRAINTES DUES AU PHENOMENE DE POISSON

Le fil étant bobiné en tension exerce sur les couches intérieures une contrainte radiale qui se transforme en contrainte axiale par le phénomène de Poisson.

On s'intéresse à l'effet produit sur cette contrainte axiale par l'interposition entre le bobinage (supposé homogène) et le flasque (supposé indéformable) d'une couche de matériau (isolant en général) de module d'élasticité inférieur à celui du bobinage.



Dans ce qui suit, l'indice 1 sera affecté au bobinage, l'indice 2 à l'isolant, les contraintes axiales, radiales et tangentielles seront notées  $\sigma_z$ ,  $\sigma_r$  et  $\sigma_\theta$  et les allongements relatifs seront respectivement  $\epsilon_z$  et  $\epsilon_r$ . On notera par  $\mu$  et  $E$  le coefficient de Poisson et le module d'élasticité.

On écrit dans le bobinage et dans l'isolant les équations de Poisson.

$$\epsilon_{1z} = \frac{1}{E_1}(\sigma_{1z} - \mu_1 \sigma_{1r}) \quad (1)$$

$$\epsilon_{1r} = \frac{1}{E_1}(\sigma_{1r} - \mu_1 \sigma_{1z}) \quad (2)$$

$$\epsilon_{2z} = \frac{1}{E_2}(\sigma_{2z} - \mu_2 \sigma_{2r}) \quad (3)$$

$$\epsilon_{2r} = \frac{1}{E_2}(\sigma_{2r} - \mu_2 \sigma_{2z}) \quad (4)$$

On a donc quatre équations à huit inconnues. Cependant, les conditions aux limites nous donnent :

$$\sigma_{2z} = \sigma_{1z} \quad (5) \quad \text{égalité de contrainte à la jonction}$$

$$b_1 + b_2 = \text{cte}$$

$$db_1 + db_2 = 0 \quad \text{soit encore}$$

$$\epsilon_{1z} b_1 = - \epsilon_{2z} b_2 \quad (6)$$

D'autre part, nous connaissons  $\sigma_{1r}$  en fonction de  $r$  car c'est une donnée du bobinage et pour ce qui est de  $\sigma_{2r}$  on peut sinon l'évaluer, du moins en donner une limite supérieure.

On a donc six équations à six inconnues. On ne s'intéresse qu'à  $\sigma_z$  (1 ou 2), du système d'équations (1, 2, 3, 4, 5, 6) on déduit :

$$\sigma_z = \frac{\frac{\mu_1 b_1}{E_1} \sigma_{r2} + \frac{\mu_2 b_2}{E_2} \sigma_{r2}}{\frac{b_1}{E_1} + \frac{b_2}{E_2}} \quad (7)$$

On a  $\mu_1 = \mu_2 \approx \frac{1}{3}$ .

Pour le bobinage (assimilé au cuivre)  $E_1 = 10000 \text{ kg/mm}^2$   
 pour l'isolant (fibre de verre imprégnée)  $E_2 = 2000 \text{ kg/mm}^2$   
 $= E_1/5$ .

On suppose que  $\sigma_{2r}$  est de l'ordre de  $\frac{\sigma_{r1}}{5}$ . On en tire :

$$\sigma_z \approx \mu \sigma_{r1} \times \frac{b_1 + b_2}{b_1 + 5b_2}$$

avec  $b_1 = 15 \text{ mm}$

$b_2 = 2,5 \text{ mm}$ . Il vient :

$$\sigma_z \approx 0,64 \mu \sigma_{r1}$$

On gagne donc environ 35 % sur la contrainte axiale (qui serait de  $\mu \sigma_{1r}$  dans le cas d'un enroulement au contact direct avec un flasque indéformable). La limite quand  $\sigma_{r2} \rightarrow 0$  est de  $0,55 \mu \sigma_{r1}$ .

Calcul de la contrainte radiale dans un enroulement bobiné avec une tension (contrainte tangentielle)  $\sigma_\theta$

$$\text{On a} \quad \sigma_r = \frac{S}{e} \sigma_\theta \cdot \frac{1}{r} \quad (*)$$

où S est la section du fil, e sa largeur (on le suppose rectangulaire) et r le rayon de la spire.

Comme on bobine N couches l'une sur l'autre, la n<sup>è</sup> verra une contrainte

$$\sigma_r(n) = \sum_n^N \sigma_r(i)$$

en supposant le bobinage homogène et les couches minces on peut écrire

(\*) Le calcul est analogue à celui de Timoshenko, Résistance des matériaux T<sub>1</sub> p. 30-31.

$$\frac{S}{e} \approx dr$$

soit encore

$$\sigma_r(r) = \int_r^{a_2} \sigma_\theta \frac{dr}{r}$$

et donc

$$\sigma_r(r) = \sigma_\theta \text{Log} \frac{a_2}{r}$$

On en déduit

$$\sigma_z(r) \approx 0,64 \mu \sigma_\theta \text{Log} \frac{a_2}{r}$$

Effort sur flasque du mandrin dû au phénomène de Poisson

On l'évalue en intégrant  $\sigma_z$  sur la surface du flasque, de  $a_1$  à  $a_2$ .

On a

$$dP = 2\pi r dr \sigma_z(r)$$

$$P = - \int_{a_1}^{a_2} 1,28 \pi \mu \sigma_\theta r \text{Log} \frac{r}{a_2} dr$$

$$= - 1,28 \pi \mu \sigma_\theta \left[ \frac{r^2}{2} \text{Log} \frac{r}{a_2} - \frac{r^2}{4} \right]_{a_1}^{a_2}$$

$$= 1,28 \pi \mu \sigma_\theta \left[ \frac{a_2^2}{4} + \frac{a_1^2}{2} \text{Log} \frac{a_1}{a_2} - \frac{a_1^2}{4} \right]$$

avec  $\mu = \frac{1}{3}$

$\sigma_\theta = 4 \text{ kg/mm}^2$  (la contrainte tangentielle de  $6 \text{ kg/mm}^2$  n'est exercée que sur le fil, le coefficient de remplissage est d'environ 2/3).

$$a_1 = 62,5 \text{ mm}$$

$$a_2 = 125 \text{ mm}$$

On obtient

$$\underline{P_1 \approx 12.000 \text{ kg}}$$

Effort dû au bobinage hélicoïdal entre un flasque rigide

La contrainte axiale due au bobinage hélicoïdal s'écrit

$\sigma_z = \sigma_\theta \sin \alpha$  où  $\alpha$  est l'angle que fait la spire avec le plan de symétrie du bobinage. On a :

$$\sin \alpha \approx \frac{e}{2\pi r}$$

et donc : 
$$\sigma_z = \sigma_\theta \frac{e}{2\pi r}$$

ce qui s'intègre en :

$$P = \frac{n}{2} \int_{a_1}^{a_2} 2\pi r \, dr \times \frac{\sigma_\theta e}{2\pi r}$$

(on ne tient compte que de la moitié des spires, le plan de symétrie du bobinage étant ligne neutre).

On a : 
$$\frac{n}{2} e = b$$

d'où : 
$$P = b \int_{a_1}^{a_2} \sigma_\theta \, dr$$
$$= b\sigma_\theta (a_2 - a_1)$$

$$P_2 = 3750 \text{ kg}$$

Cependant, dans notre cas particulier, on peut considérer que le ruban de vetronite se déforme localement quand la spire arrive à son contact et que l'effort dû au bobinage hélicoïdal est négligeable devant celui dû au phénomène de Poisson.

On aura donc un effort total de 12.000 kg environ.







A N N E X E 2

CALCUL DE L'ECHANGEUR DE L'ECRAN

1) Ecoulement dans le tube

Détermination des nombres caractéristiques :

$\dot{m}$  est le débit en masse =  $2,5 \cdot 10^{-2} \text{ gs}^{-1}$

$\mu$  est la viscosité du fluide à 4 K  $\rightarrow 1,25 \cdot 10^{-5}$  poise

40 K  $\rightarrow 5,54 \cdot 10^{-5}$  poise

80 K  $\rightarrow 8,5 \cdot 10^{-5}$  poise

d est le diamètre du tube = 0,8 cm

k est la conductivité thermique du fluide à 4 K  $\rightarrow 0,1 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-1} \text{ K}^{-1}$

40 K  $\rightarrow 0,4 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-1} \text{ K}^{-1}$

80 K  $\rightarrow 0,634 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-1} \text{ K}^{-1}$

\* Reynolds

$$Re = \frac{4\dot{m}}{\pi\mu d}$$

$$\text{à } 4 \text{ K } Re \approx 3200$$

$$40 \text{ K } Re = 720$$

$$80 \text{ K } Re = 470$$

L'écoulement sera donc sensiblement laminaire.

\* Prandtl

$$Pr \approx 0,7 \text{ quel que soit } T.$$

\* Nusselt

$$Nu = 1,35 \left( Re Pr \frac{d}{L} \right)^{0,4}$$

$$\text{à } 4 \text{ K } Nu = 4,94$$

$$40 \text{ K } Nu = 2,72$$

$$80 \text{ K } Nu = 2,29$$

\* Coefficient d'échange en convection forcée

$$h = \frac{k}{d} Nu$$

$$\begin{aligned} \text{à } 4 \text{ K} \quad h &= 6,2 \cdot 10^{-4} \text{ Wcm}^{-2}\text{K}^{-1} \\ 40 \text{ K} \quad h &= 1,36 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-2}\text{K}^{-1} \\ 80 \text{ K} \quad h &= 1,72 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-2}\text{K}^{-1} \end{aligned}$$

On prendra  $h \approx 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ Wcm}^{-2}\text{K}^{-1}$ .

2) Puissance extraite dans un tube de 70 cm de long  $\phi$  0,8 cm

On écrit que la quantité de chaleur élevant la température du gaz de  $dT$  est égale à la quantité de chaleur extraite par convection.

$$dH = \dot{m}c_p dT = h\pi dx(T_p - T),$$

où  $T_p$  est la température de la paroi et  $T_e$  la température d'entrée.  
En intégrant, il vient :

$$\int_{T_e}^T \frac{dT}{(T - T_p)} = \int_0^x - \frac{\pi h d}{\dot{m}c_p} dx$$

$$\text{Log} \frac{T - T_p}{T_e - T_p} = - ax \text{ où } a = \frac{\pi h d}{\dot{m}c_p}$$

$$(T - T_p) = (T_e - T_p)e^{-ax}$$

On en déduit la chaleur échangée en fonction de la longueur du tube  $L$

$$\begin{aligned} \Delta \dot{H} &= \int_0^L \pi h d (T_p - T) dx \\ &= \int_0^L \pi h d (T_p - T_e) e^{-ax} dx \end{aligned}$$

$$|\Delta \dot{H}| = \left[ \frac{\pi h d}{a} (T_p - T_e) e^{-ax} \right]_0^L$$

$$|\dot{\Delta H}| = \dot{m} c_p (T_p - T_e) (1 - e^{-aL})$$

pour  $T_p = 80 \text{ K}$

$T_e = 10 \text{ K}$

$L = 70 \text{ cm}$

$d = 0,8 \text{ cm}$

$h = 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ W cm}^{-2} \text{ K}^{-1}$

$\dot{m} = 2,5 \cdot 10^{-2} \text{ gs}^{-1}$

$c_p = 5,2 \text{ Jg}^{-1}$

Cela nous donne  $a = 2,32 \cdot 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ . On a :

$$|\dot{\Delta H}| = 0,8 \dot{m} c_p (T_p - T_e)$$

$$= 7,3 \text{ W}$$

La température de sortie sera :

$$T_s = T_p + (T_e - T_p) e^{-aL}$$

$$= 66,2 \text{ K}$$

Les valeurs des constantes de l'hélium sont extraites de "Thermophysical Properties of Helium-4 from 2 to 1500 K with pressures to 1000 Atmospheres" NBS Technical Note 631.







A N N E X E 3

Publication présentée à la  
HUITIEME CONFERENCE INTERNATIONALE SUR L'INGENIERIE CRYOGENIQUE (ICEC 8)  
Gênes, Juin 1980

-+--+

A. Lacaze, A. Nemoz, M. Till, J.C. Vallier

C.R.T.B.T. (Laboratoire associé à l'USMG), CNRS, BP 166 X, 38042 Grenoble, France

Two years ago, we started studying a magnetical catheter guidance system in cooperation with the Neurosurgical Service at Grenoble Hospital. This paper describes the design, construction and operating parameters (cooldown time, helium consumption, magnetic field, etc ...) of this system. This device must operate in any orientation and must have a small volume which leads to continuous helium transfer.

The complete apparatus has been tested successfully in our laboratory and we have been able to guide catheters in a plastic vascular network.

We also have studied an X-ray observation system which can be used with ambient magnetic field (unlike conventional image intensifiers).

## INTRODUCTION

The use of magnetic forces for catheter guidance is a well-known technique, but conventional magnets are limited both in performance and convenience of use because of their dimensions. A simple solution to this problem is the use of a superconducting magnet, but only a few systems have been developed until now [1,2].

In 1977 we started the study of the system described in this paper, in cooperation with the Neurosurgical Services at the Grenoble Hospital and the Henri Mondor Hospital at Créteil (near Paris). The study and construction have been conducted step by step : first the magnet, then the cryostat with a provisional transfer line and then the definitive transfer line. The whole system has been designed in order to allow modifications if necessary. In order to have a compact and easy-to-use system the cryostat has to be the smallest possible, which leads to continuous helium supply through a flexible transfer line.

### Magnetic forces for catheter guidance

The catheters we use are fitted with a small inflatable and releasable balloon [3] on their distal end, which facilitates the down stream navigation of the catheter. The only task of the magnetic forces is orienting the tip at a branching [4]. The balloon is fitted normally with a small silver cylinder (1 mm long, 1 mm OD) which permits easy X-ray spotting of the catheter. For our purpose we replace it with a Samarium Cobalt magnet of similar dimensions. This material being "hard", the field will act only by the torque it will produce, and the force will be only produced by the gradient, whatever the field is.

In order to determine the strength of the magnetic gradient to achieve, we calculated the viscous force on a 2 mm OD sphere in a blood flow, the speed of which is  $0.3 \text{ ms}^{-1}$  ( $0.250 \text{ l mm}^{-1}$  in a 4 mm ID vessel) and the force due to the impact pressure on a  $3 \text{ mm}^2$  surface in the same flow. These forces are respectively  $6.10^{-6} \text{ N}$  (0.6 mgf) and  $0.17 \cdot 10^{-3} \text{ N}$  (17 mgf). We shall set the strength of the force at about  $10^{-3} \text{ N}$  (0.1 gf) to take into account the other forces (mainly stiffness of the balloon). Such a force is achieved in a gradient of  $2.2 \cdot 10^6 \text{ A m}^{-2}$  ( $270 \text{ Oe cm}^{-1}$  or  $2.7 \text{ T m}^{-1}$ ) using a 1 mm OD, 1.2 mm long  $\text{SmCo}_5$  magnet (assuming the remanent induction is 0.5 T at

- 79 -

$\lambda/d = 1.2$ ). This value compares well with the one ( $4 \text{ T m}^{-1}$ ) Hale et al. give in ref. [1].

### THE SOLENOID

The tabulation of the magnetic field gradient generated by a coil, being given the outer diameter and the cross section of the winding, shows two things. (The cross section is about  $20 \text{ cm}^2$ , OD about 25 cm). Firstly, the value of the maximum gradient increases when the inner radius decreases (the distance at which it takes place is smaller than one third of the outer radius). Secondly, at a distance from the winding end greater than the outer radius, the gradient does not significantly depend on the inner radius, when the ratio between the outer and inner radius is greater than 1.3. This shows that the important parameters for a guidance coil are the outer diameter and cross-section, the greater the outer diameter, the greater the gradient. Though, in order to have a device which can be used conveniently around an operating table, the cryostat dimensions have to be limited, setting a maximum value of the outer diameter of the winding. We then choose the cross-section in order to approximate the values of the field and gradient [5] which were then optimized by adjusting the inner radius (the minimum thickness of the coil is an important parameter, whereas it is strongly related to the dimension of a human finger).

The solenoid dimensions are 24.5 cm OD, 12.5 cm ID with a length of 3 cm. It is wound with 4.75 km of wire on a coil form made of 5083 Aluminum-Magnesium (4.5 %) alloy. The wire is 0.4 mm in diameter and contains 61 filaments of NbTi with a copper to superconductor ratio of 1.9. There are 8200 turns in 124 layers which are separated by a 0.05 mm sheet of mylar. The winding is potted with silica-filled vacuum grease. The outside constraining ring is made of glass-fiber reinforced adhesive tape.

### THE CRYOSTAT

As the magnet has to operate in any orientation, it is not possible to fill up the cryostat with liquid helium. The simplest solution is to keep it a little less than half-full and to collect the boil-off helium at the geometric central point of the cryostat and coil. Thus, one half of the coil is cooled by pool convection and the other one is cooled by conduction in the 5 mm thick coil form and by the boil-off gas. In order to have a faster pre-cooling, liquid helium is supplied on the back side of the cryostat and has to pass around the winding before reaching the boil-off vent (Fig. 1).

The cryostat is made of 2 mm thick stainless steel. It is enclosed in an aluminum radiation shield which is cooled by the boil-off gas. The stainless steel/aluminum tube junctions are made by the means of indium wire seals. The cryostat is held in place inside the thermal shield by the means of two truncated cones made of 0.5 mm thick glass fiber reinforced epoxy. The supporting pieces are covered with one foil of superinsulating aluminized mylar in order to improve the emissivity. As the main thermal losses are due to the continuous helium supply to the cryostat, the surface treatment of the outside of the cryostat, the thermal shield and the inside of the vacuum housing is only mechanical polishing. The outer vacuum jacket is made of stainless steel and measures 30 cm in diameter and 20 cm in length (this length can be reduced for a cryostat made at once).

The coil form temperature is measured in 3 points on the outer diameter with carbon resistor thermometers. The shield temperature is measured with a platinum one. The liquid helium level is constantly measured by a specially wound superconducting wire which gives a proportional signal in any position of the magnet.

### THE TRANSFER LINE

As flexible transfer lines for conventional cryostats are currently made in our workshop, we developed the special transfer line for our purpose. The transfer line is

1.80 m long and 5 cm OD. It is the only link between the cryostat and the "outside world" apart from the 3-axis support. The liquid supply tube is superinsulated and shielded from incident radiation by the means of an aluminum foil which is cooled by the boil-off gas tube which is itself superinsulated (Fig. 1). The resistive current leads are contained inside the boil-off helium tube from the magnet to the storage dewar-end of the transfer line. The transfer line also carries the voltage sensing leads, thermometer and level sensor wires. Liquid helium is stored in a constant pressure 100 l dewar. The flow to the cryostat is controlled by a needle valve which is until now hand driven but it can be easily motor-driven in order to regulate the liquid level.

The DC power supply and measurement apparatus are located on a rack remote from the system.

OBSERVATION PROBLEMS

Just alike any electro-optical device, X-rays image intensifiers are strongly sensitive to magnetic fields [6] (the one we tested at the Grenoble Hospital gave no usable image at a field strength greater than 3 Gauss). Nevertheless, a proper observation is essential to an easy catheter guidance. As the field strength on the image intensifier is very high (~ 500 G) it is impossible to shield properly (OD = 25 cm). To our knowledge no satisfactory system has been found yet (see discussion in ref. [2]).

The system we are testing nowadays consists in picking X-ray photons on a fluoroscopic screen and transporting the information by optical means to a very low light level video camera which acts as an image intensifier. The camera is remote enough from the magnet in order to be easily shielded (the magnetic field at a distance of 1 m is less than 10 G).

OPERATION

Cool down. As the magnet is not potted with epoxy, it can be cooled very quickly. The shortest cool-down time is one hour from room temperature, requiring 18 liters of liquid helium.

Heat losses. During continuous supply, the total helium consumption is about 2.5 l h<sup>-1</sup>. The flow is controlled with a valve in order to keep a constant liquid helium level. When the valve is closed, the consumption drops to 0.8 l h<sup>-1</sup>, the magnet being disconnected in order to prevent a quench.

Magnet operation. The magnet was designed to operate at 50 Amperes. At this current, the field and gradient are 0.425 T and 6.2 T m<sup>-1</sup> at 9 cm and 0.37 T and 5.2 T m<sup>-1</sup> at 10 cm distance from the cryostat outer wall. The inductance of the magnet is 12.2 H and it stores 16 k J at 50 Amperes. Short sample tests give us a quench current of 69 A, the effective critical current being 59 A by complete immersion in a testing facility and 58 A in the cryostat during normal operation. There is no quenching problem, the excess pressure being vented to the atmosphere through a 1 atm relief valve.

Camera tests. We have tested the camera at the distance from the magnet at which it will operate in the optical chain, by looking at a geometrical pattern. The maximum field close to the lens is 9 G (measured) at 50 A. The image shows a slight rotation, proportional to the applied field (6° at 50 A) and a little blurring (negligible at 30 A) but no appreciable distorsion. Therefore if necessary it would be very easy shielding the camera, a 0.5 shielding factor being sufficient. (see Figure 2).

CONCLUSION

We have been able to guide successfully catheters in a plastic vascular network model where angles are much sharper than in the human being (Fig. 3). We are now going to

transport ourselves to the Grenoble Hospital where we shall start the tests in the animal laboratory in June 1980. This will permit us to see how the whole apparatus (guidance and observation) works in a hospital environment.

#### REFERENCES

- 1 Hale J.R., Pierce N.T. and Hoenig M.O. 'The design of a 2 T superconducting solenoid for magnetic catheter guidance'. IEEE Trans. Magn., Vol. MAG-11, n° 2 (1975) pp. 563-564.
- 2 Lorant S.J.St. 'Magnetic fields in surgery', Proc. Conf. MT5 (1975) pp. 393-395.
- 3 Debrun G., Lacour P., Caron J.P., Hurth M., Comoy J., Keravel Y., 'Traitement de certaines lésions vasculaires cérébrales par ballonnet détachable', Ann. Radiol. 21 (7) (1978) pp 497-514.
- 4 Driller J. 'Kinetics of magnetically guided catheters', IEEE Trans. Magn. vol. MAG-6, n° 3 (1970) pp. 467-471.
- 5 Montgomery D.B. and Weggel R.J. 'Magnetic forces for medical applications', J. Appl. Phys. vol. 40, n° 3 (1969) pp. 1039-1041.
- 6 Driller J., Hilal S.K., Burt W.J. : 'Shielding of image intensifiers from incident magnetic fields', J. Assoc. Adv. Med. Instrum., Vol. 4, n° 3 (1970) pp. 120-126.

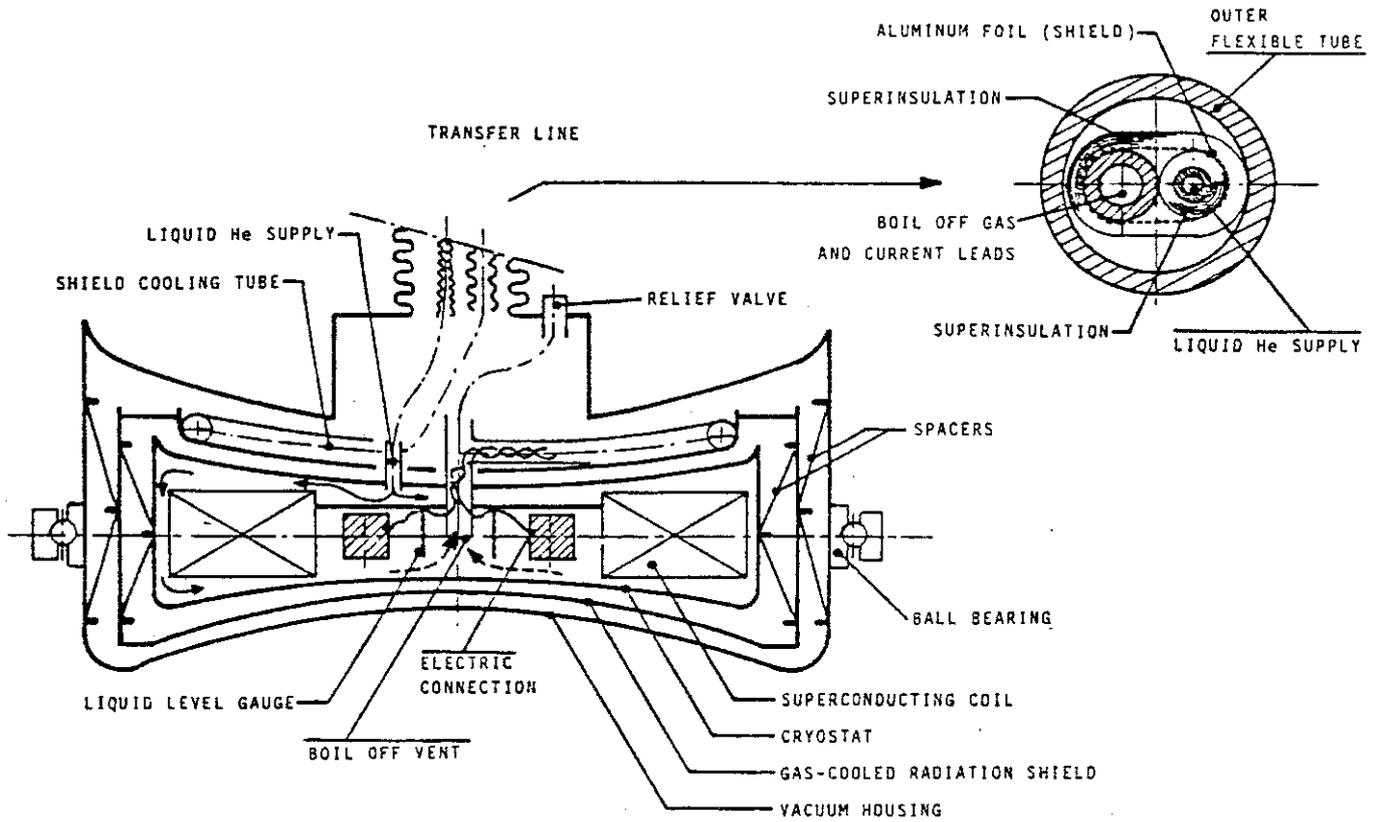


Figure 1. Schematic cross-cut of the cryostat and transfer line.

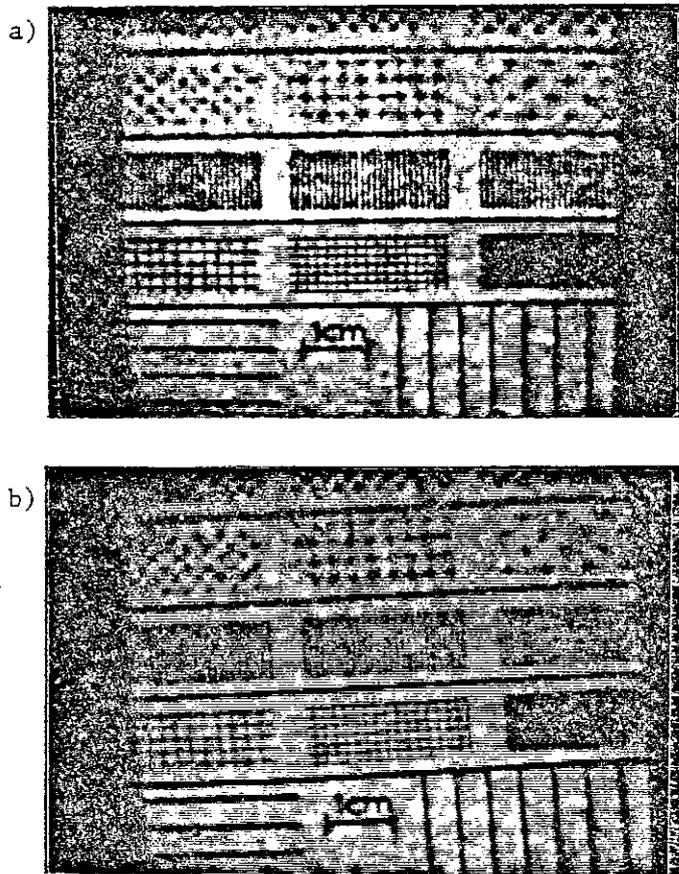


Figure 2. Camera tests.  
a) Without magnetic field.  
b) With magnetic field (coil current 50 A)

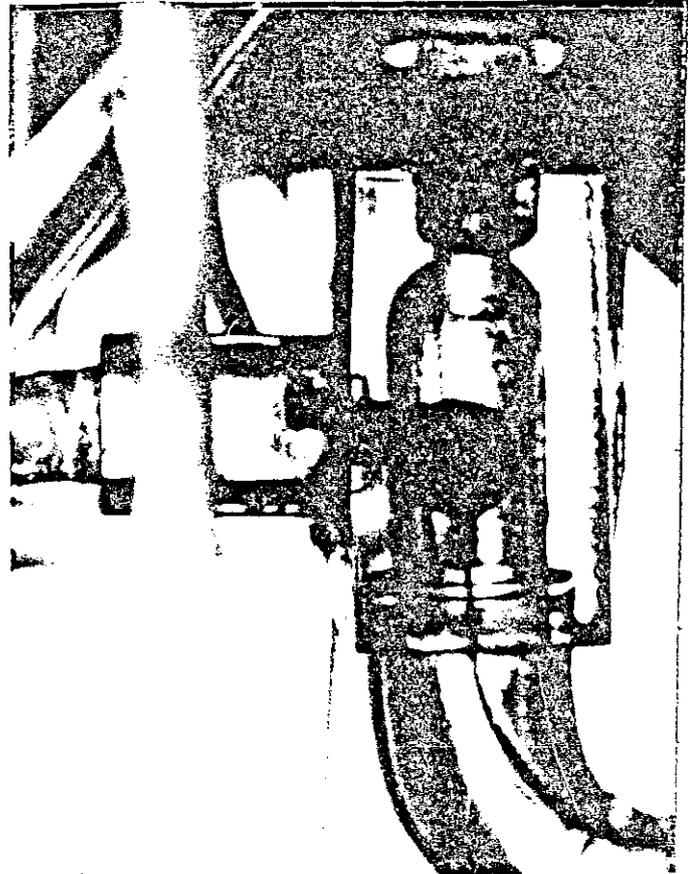


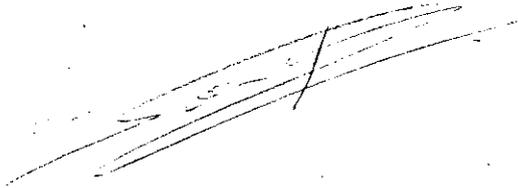
Figure 3. A view of the catheter in a branch in the plastic model.

Dernière page d'une thèse

VU

Grenoble, le 3. 8. 80

Le Président de la thèse

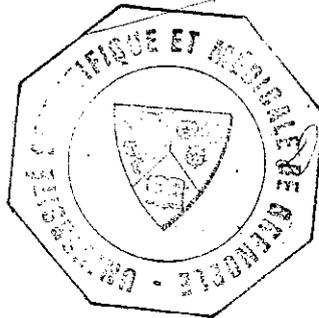


Vu, et permis d'imprimer,

Grenoble, le 18. 7. 80

Le Président de l'Université  
Scientifique et Médicale

*Henri Cau*



*G. Cau*

