Université de Strasbourg

Fachhochschule Nordwestschweiz
Hochschule für Life Sciences

msii ÉCOLE DOCTORALE

UNIVERSITÉ DE STRASBOURG

ÉCOLE DOCTORALE MAHTEMATIQUES, SCIENCES DE L'INFORMATION ET DE L'INGÉNIEUR

Laboratoire des sciences de l'Ingénieur, de l'Informatique et de l'Imagerie (ICube)

&

FACHHOCHSCHULE NORDWESTSCHWEIZ

Institut pour l'ingénierie Médicale et l'informatique Médicale (IM²)

THÈSE présentée par :

Thomas QUIRIN

soutenue le : **26 juin 2023**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : **Circuits et systèmes**

Développement d'un système de localisation magnétique submillimétrique et faiblement invasif pour l'ablation des arythmies cardiaques

THÈSE dirigée par **:**

M. HEBRARD Luc	Professeur, université de Strasbourg
co-dirigée par :	
M. MADEC Morgan	Maître de conférences, université de Strasbourg
co-encadrée par :	
M. PASCAL Joris	Professeur, Fachhochschule Nordwestschweiz

RAPPORTEURS :

Mme. ZHANG Ming	Maître de conférences, université Paris Saclay
M. LATORRE Laurent	Professeur, université de Montpellier

AUTRES MEMBRES DU JURY :

M. WEBER Serge	Professeur, université de Lorraine

Invité :

M. TINEMBART Jacques	Invité, Metrolab SA

Table des matières

TABLE DES MATIERES **1**

INTRODUCTION GENERALE **7**

I. ARYTHMIES CARDIAQUES ET LEURS TRAITEMENTS **10**

I.1. ARYTHMIES CARDIAQUES 10
I.2. NAVIGATION MAGNETIQUE DE CATHETERS 13
I.2.1. Navigation magnétique : Intérêts médicaux et principes physiques *14*
I.2.2. Systèmes de navigation magnétique existants *17*
I.3. LIMITES DES SOLUTIONS ACTUELLES 21
I.4. NOUVELLES PROPOSITIONS TECHNOLOGIQUES 23

II. ETAT DE L'ART SUR LA LOCALISATION MAGNETIQUE ET LES CAMERAS MAGNETIQUES **26**

II.1. PRINCIPES DE LOCALISATION COMPATIBLES AVEC LE CATHETERISME CARDIAQUE 26
II.2. SYSTEMES DE LOCALISATION MAGNETIQUE 29
II.2.1. Développements académiques *30*
II.2.2. Produits commerciaux *34*
II.3. CAPTEURS MAGNETIQUES 35
II.3.1. Capteurs à effet Hall *36*
II.3.2. Capteurs magnétorésistifs *43*
II.4. ETAT DE L'ART SUR LES CAMERAS MAGNETIQUES 49
II.4.1. Applications des caméras magnétiques *50*
II.4.2. Développements académiques *52*
II.4.3. Produits commerciaux *54*
II.4.4. Caméras magnétiques pour notre application *55*
II.5. METHODES DE CALIBRATION 56

III. CAMERAS MAGNETIQUES **59**

III.1. CAMERA MAGNETIQUE POUR LA CARTOGRAPHIE DE LA ZONE DU TORSE 60
III.2. CAMERA MAGNETIQUE POUR LA CARTOGRAPHIE DE LA ZONE DU CŒUR 64
III.3. CAMERA MAGNETIQUE POUR LES CHAMPS FAIBLES 67
III.4. METHODE DE CALIBRATION 69
III.4.1. Problématique *69*
III.4.2. Protocole *73*
III.4.3. Incertitude sur la détermination des paramètres de correction *74*
III.4.4. Champ magnétique de référence *78*
III.4.5. Alignement / désalignement de la caméra *85*
III.4.6. Influence du champ terrestre *90*
III.4.7. Résultats expérimentaux *90*
III.5. APPORT DE LA CARTOGRAPHIE EXPERIMENTALE 93

IV. SYSTEMES DE LOCALISATION MAGNETIQUE **99**

IV.1. SYSTEME DE LOCALISATION MAGNETIQUE MODELE 99
IV.1.1. Principe de fonctionnement de la localisation *99*
IV.1.2. Impact de la cartographie expérimentale *104*
IV.2. SYSTEME DE LOCALISATION MAGNETIQUE POUR LA NAVIGATION MAGNETIQUE 112
IV.2.1. Cartographie expérimentale du système de navigation *113*
IV.2.2. Localisation par trilatération *115*
IV.2.4. Preuve de concept et perspectives : Estimation de la forme et navigation du cathéter *119*

CONCLUSION GENERALE ET PROSPECTIVES **123**

A. ANNEXES **126**

1. SECURITE PATIENT 126

2. COMPLEMENTS SUR LA PROPAGATION DES ERREURS DANS LA PROCEDURE DE CALIBRATION..... 128
3. RESULTATS DE CALIBRATION..... 129
1. MagMapS-1..... 129
2. MagMapS-3..... 129

B. BIBLIOGRAPHIE..... 130

C. COMMUNICATIONS SCIENTIFIQUES..... 147

Revues spécialisées..... 147
Conférences internationales avec comité de lecture..... 147
Conférences nationales avec comité de lecture..... 148

Remerciements

Je souhaite commencer ce manuscrit en exprimant mes remerciements à toutes les personnes qui de près ou de loin, de manière directe ou indirecte, ont contribué à cette thèse.

Je tiens à remercier en premier lieu, Luc Hébrard, que j'ai rencontré pour la première fois lors de l'entretien pour intégrer le CMI et qui m'a ensuite accompagné de plus ou moins loin dans toutes mes études supérieures jusqu'à devenir directeur de ma thèse. Pendant mes études j'avais apprécié sa pédagogie, sa gentillesse et sa confiance en moi pour me proposer cette thèse. A travers la thèse j'ai pu profiter de toutes ses connaissances sur les différents aspects de mon travail. Grâce à ses conseils et son avis critique j'ai énormément pu progresser durant ces presque quatre années.

Mes remerciements vont ensuite à Morgan Madec qui a co-dirigé ma thèse avec beaucoup de bienveillance. Ses avis toujours pertinents sur mes travaux ainsi que sa disponibilité pour répondre à mes questions m'ont permis de progresser tout au long de la thèse.

Enfin un grand merci à Joris Pascal qui a encadré ma thèse et sans qui ce projet n'aurait pas vu le jour. J'ai également beaucoup progressé en travaillant à ses côtés. Outre les aspects techniques de nos discussions toujours intéressantes, j'ai apprécié sa disponibilité, sa réactivité et sa gentillesse dans le travail au quotidien. Je le remercie également d'avoir toujours été ouvert à me laisser imaginer et participer à des projets annexes qui m'intéressaient.

Je voudrais ensuite dire un grand merci à mes collègues du quotidien au sein de l'équipe « Sensors and Electronics for Life Sciences » de IM^2 : Céline Vergne, Hugo Nicolas, Corentin Féry, Guilherme Baumgarten, Simon Lemoigne, Dominic Jeker ainsi que précédemment Duc-Vinh Nguyen, Thomas Garello et Nicola Stanisavljevic. Dans cette équipe très complémentaire j'ai eu la chance de travailler dans la bonne humeur et de manière sereine sur les différents projets. Je remercie tout particulièrement Céline, Hugo et Corentin avec qui j'ai eu beaucoup d'échanges d'idées passionnantes au cours de ces années de par la complémentarité de nos travaux respectifs.

Plus généralement je remercie toutes les personnes de l'institut IM^2 avec qui j'ai pu avoir des interactions. Ils forment au quotidien un environnement de travail serein et agréable. Au sein de l'institut je remercie plus particulièrement Simone Hemm et Dorian Vogel du groupe de « Neuroengineering » avec qui j'ai travaillé sur des projets annexes. Je remercie également les différents stagiaires que j'ai encadrés tout au long de cette thèse et qui ont contribué à mon projet de thèse ou à des projets annexes. Je remercie enfin mes collègues de l'équipe SMH de ICube, et particulièrement Jean-Baptiste Schell avec qui j'ai interagi sur les capteurs à effet Hall.

Mes remerciements vont aussi à toutes les personnes extérieures avec qui j'ai collaboré durant ces années de thèse. Tout d'abord je remercie toutes les personnes des équipes MSRL de l'ETHZ et LIS de l'EPFL impliquées dans le projet « A Submillimeter Minimally Invasive System for Cardiac Arrhythmia Ablations ». Je remercie tout particulièrement au sein de ce consortium Cédric Fischer de MSRL. Nous avons travaillé de concert durant tout le projet pour mener au mieux le développement du système de localisation adapté à la navigation magnétique avec toujours de la complémentarité et de la bonne humeur. Je joins également ces remerciements à Christophe Chautems avec qui j'ai également beaucoup interagi lors de notre projet.

Je remercie aussi les personnes du service d'électrophysiologie de l'hôpital universitaire de Bâle avec qui j'ai pu travailler et plus particulièrement Sven Knecht pour nos interactions durant nos recherches sur la thématique « sécurité patient ». J'ai aussi eu l'occasion lors de cette thèse d'interagir avec des entreprises. A ce titre, je souhaite remercier les personnes de Metrolab SA avec qui j'ai pu discuter et notamment Antoine Daridon pour nos échanges réguliers sur les caméras magnétiques et leur potentiel applicatif et commercial. Je remercie également les personnes de Magnebotix AG dont David Sargent. Mes remerciements vont également aux membres des laboratoires AMT de l'université de Bâle (Aberdeen depuis) et IADI de Nancy qui nous ont aidé lorsque nous avons eu besoin d'utiliser des IRM. A ce titre, je veux remercier Najat Salameh et Mathieu Sarracanie que j'ai rencontré lors de mon stage de master à AMT et avec qui j'ai continué d'échanger durant cette thèse. Pour le laboratoire IADI mes remerciements principaux vont à Nicolas Weber pour son aide lors de l'utilisation de l'IRM à Nancy.

Enfin je tiens également à remercier Ming Zhang et Laurent Latorre pour avoir accepté d'évaluer mon travail en tant que rapporteurs ainsi que Serge Weber et Jacques Tinembart pour avoir accepté de faire partie de mon jury de thèse.

Pour finir sur un plan personnel, je tiens également à remercier Manon, mes parents, ainsi que tout le reste de ma famille et de mes amis pour leur soutien et leurs encouragements. Je dédie cette thèse à Manon et à mes parents.

Liste des acronymes

AC	Alternative Current | Courant alternatif
ADC	Analog to Digital Converter | Convertisseur analogique numérique
Afib	Fibrillation atriale
AFL	Flutter atrial
AMR	Anisotropic Magnetoresistance | Magnétorésistance anisotrope
ASIC	Application Specific Integrated Circuit
BEM	Boundary Element Method | Méthode des éléments finis de frontière
CE	Commission européenne
CMOS	Complementary Metal Oxyde Semiconductor
CT	Computed Tomography | Tomodensitométrie
DC	Direct Current | Courant continu
ECG	Electrocardiogramme
eMNS	electro-Magnetic Navigation System | Système de Navigation Electromagnétique
EPFL	Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne
EPR	Electron Paramagnetic Resonance | Résonance paramagnétique électronique
ETHZ	Ecole Polytechnique Fédérale de Zürich
FBG	Fiber Bragg Grating | Fibre à réseau de Bragg
FHNW	Haute école spécialisée de Suisse nord-ouest
FPGA	Field Programmable Gate Array
GMR	Giant Magnetoresistance | Magnétorésistance géante
GPS	Global Positioning System
HHD	Horizontal Hall Device | Capteur de Hall horinzontal
I^2C	Inter-Integrated Circuit
ICD	Implantable Cardioverter Defibrillator | Défibrilateur cardiaque implantable
IM^2	Institute for Medical Engineering and Medical Informatics
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LIS	Laboratory of Intelligent Systems
LSB	Least Significant Bit | Bit de poids faible
LUT	Look Up Table
MCU	Microcontroller Unit | Microcontrôleur
MEMS	Microelectromechanical Systems | Microsystème électromécanique
MFC	Magnetic Field Camera | Caméra magnétique
MNS	Magnetic Navigation System | Système de Navigation Magnétique
MR	Magnétorésistance
MRAM	Magnetic Random Access Memory | Mémoire non volatile de type magnétique
MSRL	Multi-Scale Robotics Lab
MTJ	Magnetic Tunnel Junction | Jonction tunnel magnétique
MUX	Multiplexeur
NMR	Nuclear Magnetic Resonance | Résonance magnétique nucléaire
PCB	Printed Circuit Board | Circuit imprimé
RF	Radiofréquence
RFID	Radio Frequency Identification | Radio-identification
RMN	Remote Magnetic Navigation | Navigation Magnétique à distance

rms	Root Mean Square | Racine carrée de la moyenne des carrés
ROS	Robotic Operating System
SCL	Serial Clock
SDA	Serial Data
SERF	Spin Exchange Relaxation-Free
SMH	Systèmes et Microsystèmes Hétérogènes
SNR	Signal to Noise Ratio | Rapport signal sur bruit
SPI	Serial Peripheral Interface
SQUID	Superconducting Quantum Interference Device
SRAM	Static Random Access Memory | Mémoire statique non volatile
TF	Transformée de Fourier
TMR	Tunnel Magnetoresistance | Magnétorésistance tunnel
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USB	Universal Serial Bus
VHD	Vertical Hall Device | Capteur de Hall vertical
VT	Tachycardie ventriculaire

Introduction générale

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été réalisés dans le cadre du projet « *A Submillimeter Minimally Invasive System for Cardiac Arrhythmia Ablations* ». Le consortium de ce projet regroupe trois partenaires : les écoles polytechniques fédérales de Zürich et Lausanne en Suisse (ETHZ et EPFL) ainsi que la haute école spécialisée de Suisse nord-ouest (FHNW) associée au laboratoire ICube de l'université de Strasbourg. Ce projet a été financé par le programme Bridge Discovery [1] du Fond National Suisse et de l'agence Innosuisse (Fig.1). Ce financement, tourné vers l'applicatif, a pour but d'accélérer le transfert de technologies depuis les universités vers l'industrie.

Les arythmies cardiaques sont des troubles du rythme cardiaque qui peuvent nécessiter différents types de traitements. L'un d'eux est une procédure d'ablation réalisée avec un cathéter. Le projet global consiste à améliorer significativement ces procédures routinières avec une version augmentée de la technologie existante de navigation magnétique de cathéters. Ce projet hautement multidisciplinaire a été divisé en trois thématiques :

- « Robotique » : Il s'agit de la conception d'un système de navigation magnétique adapté à des contraintes du monde hospitalier mal prises en compte par les systèmes actuels, à savoir le manque de place et la complexité d'utilisation. L'équipe « Multi-Scale Robotics Lab » (MSRL) de l'ETHZ [2] a en charge cette partie du projet (Fig.1).

- « Science des matériaux » : cette partie est dédiée au développement de cathéters à rigidité variable. Cela vise entre autres à simplifier le contrôle des cathéters, à réduire les champs magnétiques de navigation et à permettre l'accès à des zones anatomiques complexes. Le « Laboratory of Intelligent Systems » (LIS) de l'EPFL [3] porte cette thématique en collaboration avec l'équipe MSRL (Fig.1).

- « Instrumentation » : il s'agit du développement d'un système de localisation magnétique intégré se basant sur la source magnétique utilisée pour la navigation du cathéter, et sur un cathéter instrumenté développé à cet effet. Un tel système permettrait principalement de réduire les doses de rayonnement induit par l'imagerie (fluoroscopie) durant l'intervention médicale et d'avoir un meilleur contrôle du cathéter. Ce thème est partagé entre l'« Institute for Medical Engineering and Medical Informatics » (IM^2) de la FHNW [4], l'équipe « Systèmes et Microsystèmes Hétérogènes » (SMH) du laboratoire ICube [5] et l'équipe MSRL (Fig.1).

Cette thèse s'inscrit dans le cadre du dernier thème. Elle présente notamment l'électronique et l'instrumentation nécessaire au développement du système de localisation. Cédric Fischer, pour l'équipe MSRL, a de son côté développé la seconde partie de cet axe à savoir la mise au point de l'algorithme de localisation final et l'intégration de cette localisation au système de navigation.

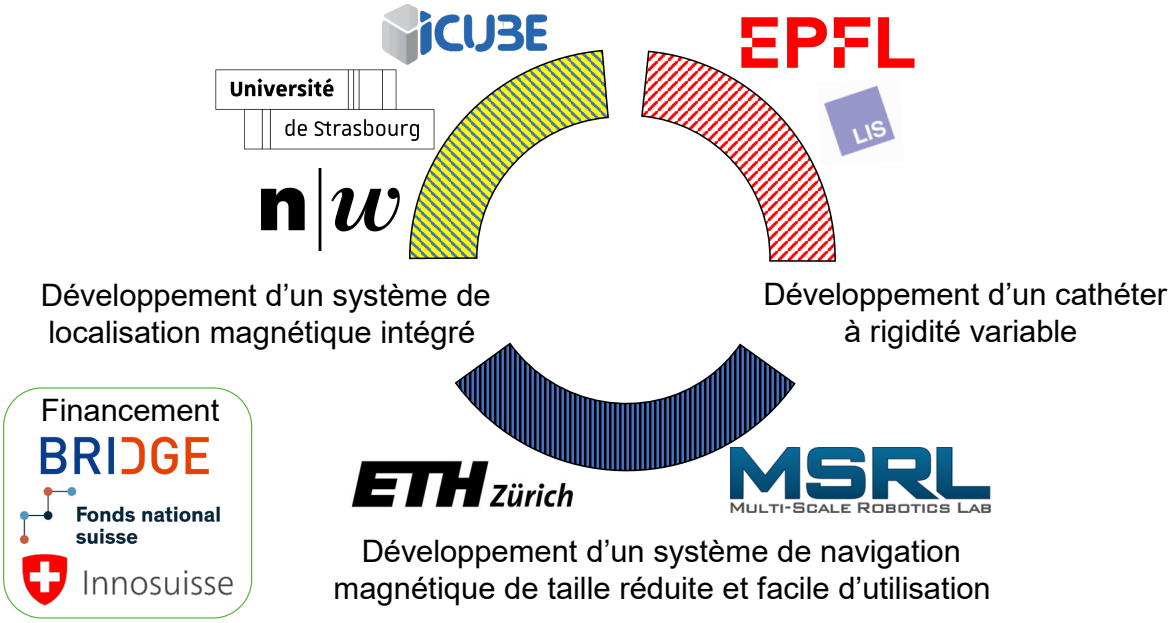


Fig.1 : Consortium du projet et principaux axes de travail

Le **chapitre I** commence par exposer le contexte de la thèse, à savoir les arythmies cardiaques et leurs traitements. La technologie de la navigation magnétique de cathéters est ensuite expliquée. Les systèmes existants sont détaillés avec leurs avantages et leurs faiblesses. De nouvelles technologies visant à remédier à ces faiblesses sont alors présentées et conduisent au nouveau concept proposé par le projet qui comprend un nouveau système de navigation, des cathéters à rigidité variable et l'intégration d'une localisation magnétique, objet de ce mémoire de thèse.

Le **chapitre II** commence ensuite par un état de l'art des technologies de localisation existantes. Cette étude montre que la localisation magnétique est la plus indiquée pour notre problématique. Le chapitre continue alors avec un état de l'art sur les systèmes de localisation magnétique qui met en évidence le besoin de caméras magnétiques adaptées à la problématique, elles-mêmes nécessitant des magnétomètres adaptés. Enfin le chapitre se conclut par une section traitant des méthodes de calibration existantes pour les capteurs et les caméras magnétiques.

Le **chapitre III** est consacré au développement et à la calibration des différentes caméras magnétiques utilisées dans le projet. Le développement d'un point de vue électronique de trois caméras magnétiques est tout d'abord abordé. Ces caméras sont chacune adaptées à des problématiques spécifiques du projet. Ensuite le chapitre présente et analyse la méthode de calibration spécifique que nous avons développée pour les caméras magnétiques. Enfin la dernière partie du chapitre montre l'apport de la cartographie expérimentale de champs magnétiques sur le cas simple mais classique d'une bobine présentant des défauts de fabrication.

Le **chapitre IV** présente les systèmes de localisation que nous avons mis au point et qui sont l'objectif final de ce travail de thèse. Le chapitre commence par une explication théorique de la méthode de localisation que nous avons choisie pour les premiers tests. Nous présentons ensuite un système de localisation modèle à champ faible et découplé de la navigation. Nous l'avons utilisé pour évaluer l'impact de la cartographie expérimentale sur la localisation grâce à un système développé au sein même de l'IM^2. Nous présentons ensuite les cathéters que nous avons instrumentés avec des capteurs magnétiques pour qu'ils puissent être localisés sur le système de navigation de l'équipe MSRL. Finalement, une première preuve de concept du système de localisation final intégré au système de navigation magnétique est présentée, avec des résultats préliminaire de localisation et navigation.

Pour finir, une **conclusion générale** résume ce travail et décrit les différentes prospectives pour les caméras magnétiques et pour l'intégration d'une localisation magnétique à un système de navigation magnétique.

I. Arythmies cardiaques et leurs traitements

Les arythmies cardiaques sont des troubles du rythme cardiaque qui nécessitent, selon le type et la gravité, différents traitements. Après avoir introduit succinctement les arythmies et les différentes procédures de traitement clinique, ce chapitre est consacré à la description de la navigation magnétique de cathéters et aux systèmes actuels. Après avoir listé leurs limitations technologiques, un nouveau concept est proposé pour y remédier.

I.1. Arythmies cardiaques

L'objectif de cette partie sur les arythmies cardiaques est d'introduire les concepts fondamentaux justifiant par la suite l'intérêt de la navigation magnétique de cathéter et l'intégration d'un système de localisation magnétique. Il n'est cependant pas nécessaire pour cette thèse d'étudier en profondeur les aspects médicaux. C'est pourquoi certains thèmes complexes sont uniquement mentionnés.

Anatomie du cœur et conduction électrique

L'électrophysiologie cardiaque est la science relative à la conduction électrique dans le cœur, aux troubles du rythme et aux traitements de ceux-ci [6]. Le cœur est l'organe du corps humain chargé d'assurer la circulation du sang à travers le système vasculaire. Cet organe musculaire agit de manière analogue à une pompe, en se contractant de manière régulière. La contraction est commandée électriquement [7]. Un signal est généré initialement au niveau du nœud sinusal (ou sinoatrial) dans l'atrium droit (Fig.2A). Il se propage ensuite, via des tissus dit cardionecteur, jusqu'au nœud atrioventriculaire [7]. De ce nœud, il est ensuite transmis aux ventricules via le faisceau de His, lui-même terminé par les fibres de Purkinje (Fig.2A). Le nœud atrioventriculaire sert de délai pour s'assurer que les atriums se contractent avant les ventricules afin que le sang circule dans le bon sens. La variation de potentiel électrique dans le cœur donne une forme de signal typique visible en Fig.2B, qui est appelé rythme sinusal. Ce signal mesuré par ECG (électrocardiographie) est l'indicateur typique pour détecter une arythmie cardiaque [8].

Arythmies

Les arythmies cardiaques sont des troubles du rythme cardiaque venant d'un dysfonctionnement de la conduction électrique qui vient d'être décrite. Il en existe une multitude, qui sont classées selon plusieurs critères. Le premier critère est la fréquence cardiaque au repos. En cas de troubles, la tachycardie désigne un rythme cardiaque trop rapide, i.e., supérieur à 100 battements par minute [9]. La bradycardie désigne au contraire un rythme cardiaque trop lent, i.e., inférieur à 60 battements par minute (hors cas des sportifs) [9]. Un second critère de classement est la localisation (atrial, sinusale, ventriculaire). Un autre critère est la régularité du signal, au-delà du changement de fréquence. Un battement irrégulier est généralement désigné par le terme de « fibrillation ». Pour illustrer ce classement, voici quelques exemples d'arythmies répertoriées : la bradycardie sinusale, la tachycardie ventriculaire (VT), la fibrillation atriale (Afib), le flutter atrial (AFL) [10].

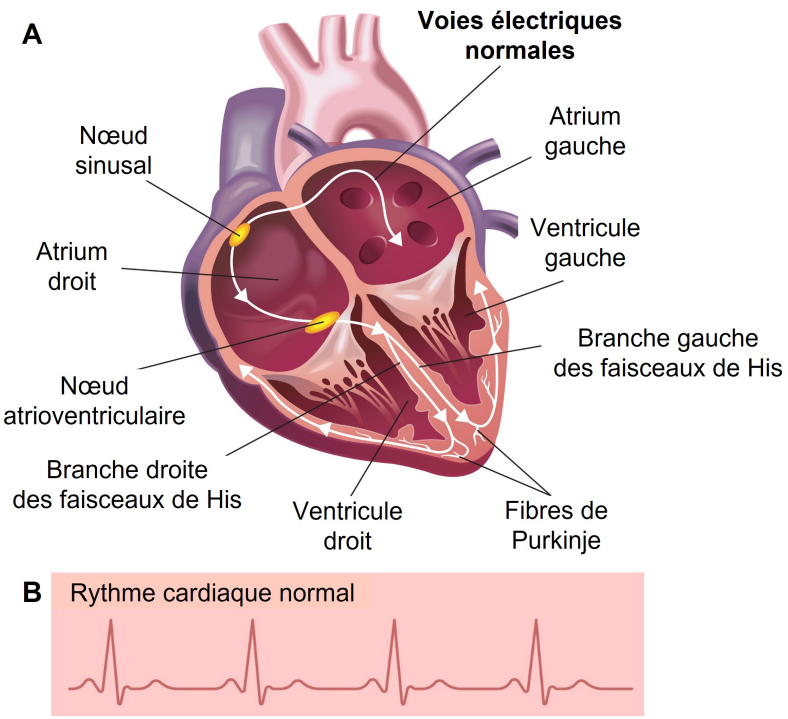


Fig.2 : (A) Anatomie simplifiée du cœur humain et conduction électrique (B) Signal électrique classique d'un cœur sain. Images adaptées d'Adobe Stock

La Fig.3 représente le mécanisme de la fibrillation atriale, l'un des troubles les plus communs [11], [12]. La Fig.3A montre le cheminement des signaux électriques aléatoires qui provoquent la fibrillation. Il n'y a par conséquent plus de synchronisation entre la contraction des atriums puis celle des ventricules.

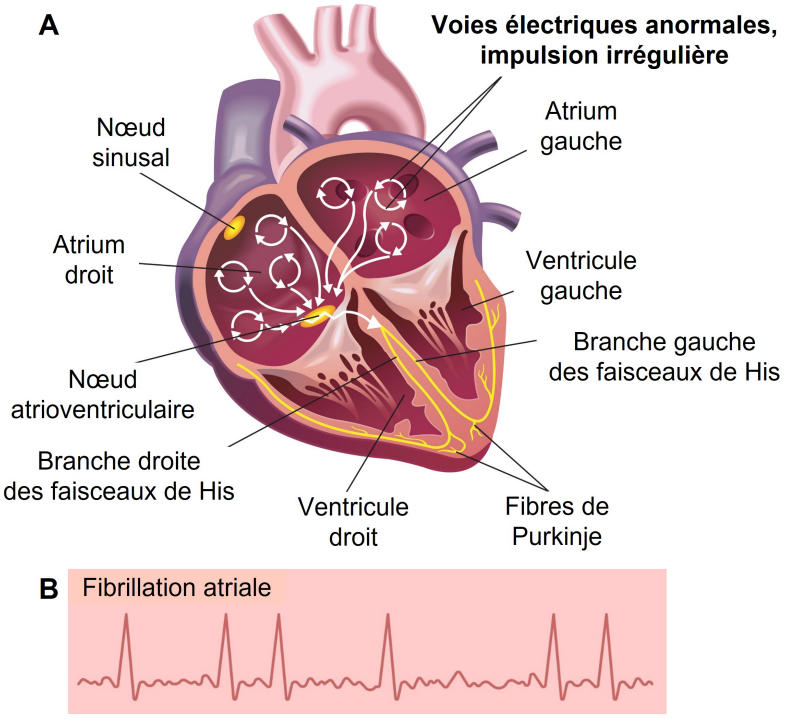


Fig.3 : (A) Conduction électrique d'un cœur en fibrillation atrial (B) Signal électrique résultant. Images adaptées d'Adobe Stock

Le signal électrique résultant d'une fibrillation atriale est montré par la Fig.3B, illustrant comment un diagnostic est possible via la lecture de l'ECG par le médecin. A titre d'exemple, la fibrillation atriale, évoquée précédemment, a été diagnostiquée en 2019 chez environ un million de nouveaux patients dans les pays membres de la société européenne de cardiologie, portant le nombre de personnes atteintes dans ces pays à 15.7 millions [11], et ce pour un seul type d'arythmie. Bien que ce soit la plus courante, il n'en reste pas moins que cela révèle que le problème est d'ampleur. La gravité de ces troubles varie en fonction de leur type [10], c'est pourquoi les médecins peuvent avoir recours à plusieurs traitements différents [9].

Traitements

Il existe trois grandes catégories de traitements pour les arythmies cardiaques en fonction de leur type et de leur gravité. Les médicaments sont le premier type de traitement [9]. Ils ne sont pas présentés dans ce manuscrit, car ils sont très éloignés des problématiques de ce travail de thèse. Les implants cardiaques actifs sont le deuxième type de traitement des arythmies. Il existe deux types d'implants cardiaques actifs : les pacemakers et les ICDs (défibrillateurs cardiaques implantables). La différence entre ces deux types d'implants réside dans la manière de les utiliser, c'est pourquoi il existe maintenant des implants combinant les deux. Un pacemaker envoie un signal électrique en continu pour stabiliser le rythme cardiaque alors qu'un ICD le surveille et envoie une impulsion électrique uniquement si nécessaire. Des travaux que nous avons menés en marge de cette thèse sur l'exposition de ces appareils à des champs magnétiques statiques sont visibles en annexe A.1 et dans [13]–[17]. Enfin le troisième type de traitements regroupe les ablations par cathéter, qui sont devenues, avec le temps, les procédures classiques pour le traitement des arythmies en remplacement des médicaments. En 2016, 581 procédures d'ablations par million d'habitants ont été réalisés en France contre 784 en Suisse [18]. En 2020, ces chiffres ont atteint 927 pour la France et 851 pour la Suisse [11], toutes deux étant situées dans les cinq pays européens en pratiquant le plus. France et Suisse sont également classés dans les cinq premiers pays européens pour le nombre d'hôpitaux pratiquant ce type de procédures en continu [19], alors qu'il ne s'agit pas un traitement d'urgence. Ces chiffres montrent bien le potentiel et l'intérêt des recherches pour améliorer ce type de procédure afin de les rendre plus sûres, plus rapides et plus efficaces.

Le principe de cette procédure est d'utiliser un cathéter pour ablater (Fig.4B) par effet Joule ou par cryoablation les tissus responsables de l'arythmie, i.e., ceux produisant un signal erroné [20]. Toujours en prenant l'exemple de la fibrillation atriale, l'intervention classique est d'isoler des tissus typiquement situés autour d'une ou plusieurs des quatre veines pulmonaires arrivant dans l'atrium gauche [20]. Pour arriver à cela, la procédure d'ablation radiofréquence (RF) - ablation par effet Joule - se déroule classiquement de la manière suivante (Fig.4) : pour commencer, une fois le patient installé, une gaine d'introduction est insérée dans l'artère fémorale et naviguée jusqu'à l'atrium droit. Cette gaine sert par la suite de guide pour les différents cathéters jusqu'au cœur. Il en existe plusieurs types, à forme fixe ou orientable [21]. Si la forme est fixe, les interventions complexes nécessitent de changer plusieurs fois de guide [22]. Un premier cathéter est ensuite inséré. Il sert à cartographier le signal électrique dans toute la chambre cardiaque afin d'identifier précisément le type et les causes de l'arythmie. Cette étape de la procédure est longue et fastidieuse pour l'électrophysiologiste car il doit déplacer le cathéter par petits pas afin de réaliser en chaque point la mesure du signal électrique cardiaque. La mesure est réalisée grâce à une ou plusieurs électrodes placées sur le cathéter. Cet examen est nommé ECG intracardiaque. Les signaux mesurés sont unipolaires s'ils le sont entre une électrode et la masse. Ils sont bipolaires s'ils proviennent de la différence entre deux signaux unipolaires.

Les enregistrements unipolaires sont indépendants de l'orientation et conservent les composantes du signal en champ proche et en champ lointain. Les enregistrements bipolaires permettent de réduire le bruit de mode commun et les composantes du signal de champ lointain. La qualité, la taille et la force du contact entre les électrodes et le tissu sont importants pour avoir un signal de bonne qualité. Une fois le chemin d'ablation optimal identifié à partir de la cartographie du signal électrique cardiaque, le cathéter d'ablation est introduit pour réaliser la procédure (Fig.4C). Une fois les tissus ablatés, le cathéter de cartographie permet de vérifier si le signal électrique du cœur est revenu à la normale ou non. Si ce n'est pas le cas, de nouvelles ablations peuvent être réalisées jusqu'à ce que l'ECG revienne à un rythme sinusal.

La navigation de tous ces cathéters se fait manuellement grâce à des câbles. L'action est impulsée par l'électrophysiologiste avec des molettes qu'il tourne pour exercer une contrainte mécanique. Ces commandes s'opèrent depuis la base du cathéter, à distance du cœur. Il faut également monitorer la position des cathéters dans le cœur. Le standard clinique est d'utiliser la fluoroscopie, qui offre un très bon contraste entre le cathéter et l'anatomie du patient, ce qui permet de déterminer la position (Fig.4A). Cette technique d'imagerie présente néanmoins le désavantage intrinsèque d'être basée sur des rayons ionisants. Il a été montré que cela est néfaste pour le patient mais surtout pour les opérateurs qui y sont exposés toute la journée au fil des procédures [23]. C'est pourquoi la recherche va dans le sens de trouver des systèmes de localisation alternatifs afin de réduire ou de supprimer les doses de radiations. Comme le cathéter est dans le cœur du patient, seuls les systèmes fonctionnant sans ligne de vue sont éligibles, ce qui exclut les systèmes basés sur l'infrarouge par exemple. Les systèmes utilisés en clinique, pour compléter la fluoroscopie, sont basés sur des mesures d'impédances, sur une localisation électromagnétique ou un mélange des deux. Le *Ensite Navx*™ (St.Jude Medical, St Paul, MN, USA) mesure des impédances via six patchs cutanés placés sur le torse, la jambe et le dos du patient [24]. Les patchs fonctionnent par paire de deux, une pour chaque axe, en envoyant un signal à quelques kHz. La présence du cathéter dans la zone de travail change l'impédance sur les trajectoires des signaux, ce qui permet la localisation. Le *Carto®3* (Biosense Webster, Irvine, CA, USA) est lui basé sur l'utilisation de micro-bobines [25]. Les micro-bobines sont des capteurs d'induction électromagnétique, sensible à des variations de flux magnétique Φ. Pour effectuer une localisation à partir de ces bobines, il faut donc une source de champ variable, qui travaille typiquement à une fréquence autour de 100 kHz. Le *Ensite Precision*™ (St.Jude Medical, St Paul, MN, USA), plus récent, utilise quant à lui ces deux technologies [26]. Une étude plus détaillée des systèmes de localisation et d'imagerie existants est donnée dans la partie II.2.2. afin d'évaluer leur compatibilité avec la navigation magnétique de cathéter qui est présentée dans la partie suivante.

I.2. Navigation magnétique de cathéters

Une alternative à la procédure classique d'ablation RF via des cathéters manuels, qui vient d'être décrite, est la navigation magnétique de cathéters. Le changement de procédure concerne uniquement la partie navigation et non le traitement en lui-même. Cependant il existe tout de même un vrai intérêt médical à ce changement, principalement au niveau de l'efficacité et de la sécurité de la procédure [23].

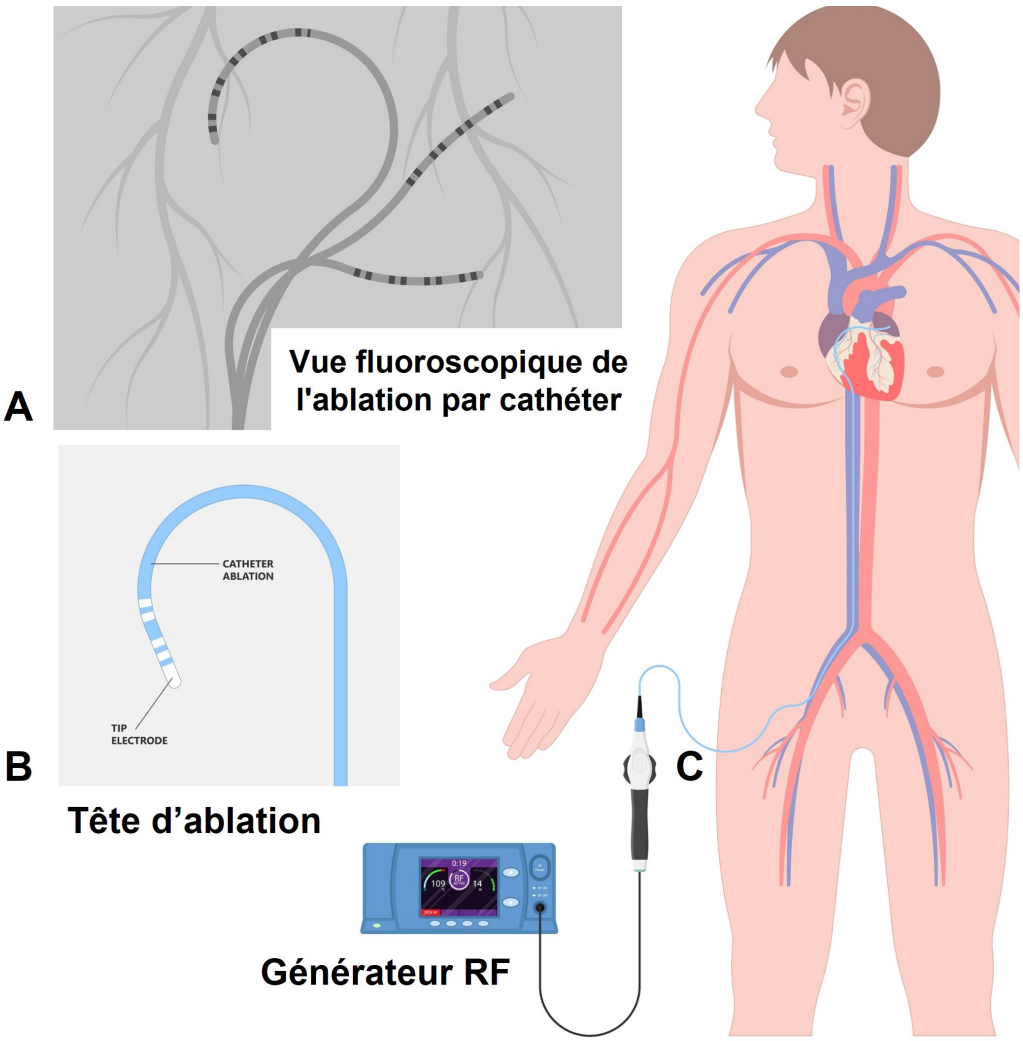


Fig.4 : Illustrations : (A) de plusieurs cathéters introduits dans la chambre cardiaque et visibles au fluoroscope (B) de la pointe du cathéter d'ablation (C) du trajet typique d'insertion du cathéter via l'artère fémorale jusqu'au cœur. Images adaptées d'Adobe Stock

I.2.1. Navigation magnétique : Intérêts médicaux et principes physiques

Intérêts médicaux

La plus grande sûreté de la navigation magnétique repose principalement sur le fait que le cathéter est contrôlé au niveau de la chambre cardiaque directement par un champ magnétique. Pour rappel, lors des ablations réalisées avec un cathéter manuel, les mouvements sont impulsés par des câbles rigides depuis l'entrée du cathéter, i.e. manuellement par l'électrophysiologiste et à distance du cœur. Les mouvements via la navigation magnétique sont plus précis, permettant d'atteindre des zones difficiles d'accès [27]. L'absence de câbles de guidage rend les cathéters dit magnétiques plus souples, ce qui réduit les risques de perforation de la paroi de la chambre cardiaque. L'autre aspect très important permis par la navigation magnétique est une réduction de la durée d'exposition aux radiations (fluoroscopie) de l'électrophysiologiste et du patient de l'ordre de plusieurs minutes, voire plus en fonction des procédures [28]–[30]. Enfin il a été prouvé que l'apprentissage par des opérateurs sans expérience de ce type de procédure est plus rapide avec des systèmes de navigation magnétique pour des cas classiques par rapport à la procédure normale [31].

Principes physiques

Le principe à la base de la navigation magnétique (ou actionnement magnétique) est l'application d'un champ magnétique sur un dipôle magnétique. Cela permet d'appliquer un couple ($\boldsymbol{T}_{mag}$) et/ou une force ($\boldsymbol{F}_{mag}$) sur celui-ci en fonction des propriétés du champ [32]. Le terme « Remote Magnetic Navigation » (RMN) est généralement utilisé pour désigner cette technique dans le domaine médical. Les équations (1) et (2) décrivent la relation entre un dipôle de moment magnétique $\boldsymbol{m}$, le champ magnétique $\boldsymbol{B}$ qui lui est appliqué, et le couple ($\boldsymbol{T}_{mag}$) ou la force ($\boldsymbol{F}_{mag}$) ainsi créé.

$$\boldsymbol{T}_{mag} = \boldsymbol{m} \times \boldsymbol{B} \quad (1)$$

$$\boldsymbol{F}_{mag} = (\boldsymbol{m} \cdot \boldsymbol{\nabla})\boldsymbol{B} \quad (2)$$

avec × l'opérateur du produit vectoriel et $\boldsymbol{\nabla}$ l'opérateur Nabla.

Pour créer un couple, un champ $\boldsymbol{B}$ homogène doit être appliqué au dipôle (Fig.5 A&B). Le contrôle de la direction en navigation magnétique s'effectue de cette manière, le couple s'appliquant au dipôle jusqu'à ce que ce dernier soit aligné avec $\boldsymbol{B}$ (couple nul dans ce cas). Le couple est maximal lorsque le champ est orthogonal à l'aimantation du dipôle. En prenant l'exemple d'un aimant classique de cathéter magnétique, i.e., un cylindre en néodyme ($B_r = 1{,}3T$) de diamètre 2,33 mm et de longueur 5mm, et d'un champ de navigation de 100 mT typique lui aussi, le couple maximal obtenu est 0,00215 N/m. L'application d'un gradient de champ crée en revanche une force de laquelle résulte un déplacement du dipôle colinéaire à $\boldsymbol{B}$ (Fig.5 C&D). En reprenant l'exemple de l'aimant classique de cathéter, et un gradient champ de 0,5 T/m, la force maximale obtenue est 0,0107 N. La combinaison de couple et de force est utilisée pour la navigation de microrobots magnétiques [33], une technologie qui pourrait s'avérer prometteuse dans le futur pour des applications comme la délivrance ciblée de médicaments [34] ou la chirurgie de l'œil [35].

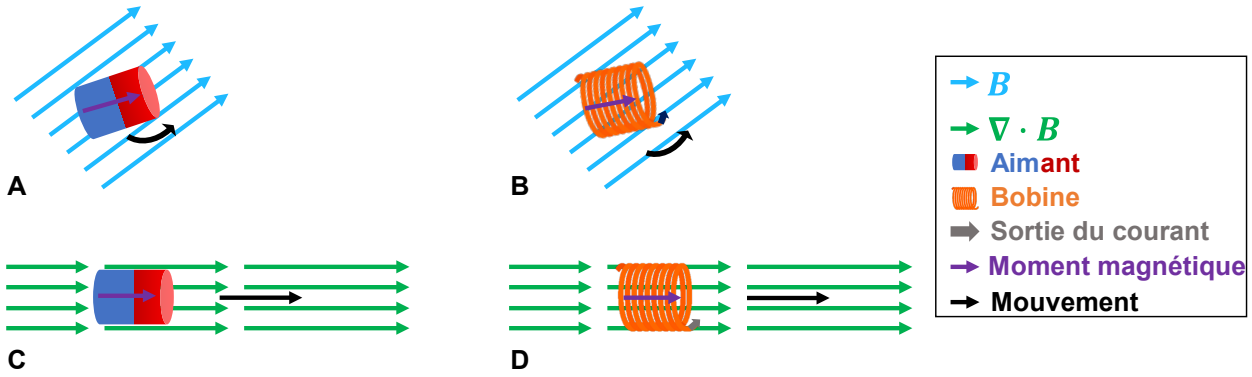


Fig.5 : Principes physiques à la base de la navigation magnétique : (A) Illustration d'un couple appliqué par un champ $\boldsymbol{B}$ sur un aimant permanant (B) Illustration d'un couple appliqué par un champ $\boldsymbol{B}$ sur une bobine parcourue par un courant continu (C) Illustration d'une force appliquée par un champ $\boldsymbol{B}$ sur un aimant permanant (D) Illustration d'une force appliquée par un champ $\boldsymbol{B}$ sur une bobine parcourue par un courant continu.

Un cathéter peut être vu comme un robot à six degrés de liberté [36] dont la navigation nécessite de combiner deux éléments. Le premier élément est de disposer du champ magnétique extérieur adéquat. Le second est d'équiper le cathéter d'un ou plusieurs dipôles juste en dessous de la tête d'ablation [37]. Les dipôles magnétiques classiques sont un aimant permanant (Fig.5A&C) ou un solénoïde (Fig.5B&D).

Il existe donc deux méthodes pour orienter les cathéters. Dans la première, où le cathéter est muni de bobines, la partie active de l'actionnement se fait au niveau du cathéter. Dans la seconde, le cathéter est équipé d'un ou plusieurs aimants permanents. Il est dans ce dernier cas qualifié de passif car la partie active est assurée par des variations de champ magnétique appliquées de l'extérieur.

Actionnement et contrôle d'un cathéter actif

Pour un actionnement réalisé avec un cathéter dit actif, les champs magnétiques variables sont pilotés au sein même du cathéter placé dans un environnement présentant un champ magnétique uniforme. L'idée est d'utiliser un appareil déjà présent dans une majorité d'hôpitaux, à savoir un imageur IRM (Imagerie par Résonance Magnétique), et plus particulièrement son champ statique $\boldsymbol{B_0}$. Ce champ est homogène, unidirectionnel (généralement colinéaire avec le tunnel de l'IRM) et ses valeurs typiques en clinique sont 1.5 T ou 3 T. Ce champ n'étant pas orientable, pour avoir une navigation dans l'espace, il faut un cathéter actif capable de générer des champs dans les trois directions. Le concept classique est basé sur trois micro-bobines orthogonales entre elles placées à la pointe du cathéter [38]. En modulant les courants dans ces trois bobines, il est possible de changer l'orientation du cathéter. Lors de la phase d'imagerie, des gradients sont superposés au $\boldsymbol{B_0}$. Toutefois, ils sont faibles et les petits déplacements qu'ils engendrent restent très limités. Enfin utiliser un IRM permet de faire directement de l'imagerie non ionisante durant la procédure pour localiser le cathéter si celui-ci est équipé de marqueurs. La principale limite de cette approche, qui empêche pour le moment son développement clinique, est la très petite taille des micro-bobines requise pour leurs intégrations. Or l'amplitude du moment magnétique de la bobine est proportionnelle au produit de son nombre de tours N par sa surface A et par le courant I qui la traverse ($\boldsymbol{m} \propto N \cdot I \cdot A$). Ainsi puisque la géométrie est limitée principalement par le diamètre du cathéter, pour générer un champ suffisant à la navigation, le paramètre restant est le courant. Or celui-ci est aussi limité en raison de l'échauffement dû à l'effet Joule qui pourrait endommager les tissus lors de la navigation, une température de 50°C causant des dommages irréversibles aux cellules [39]. Afin d'éviter les problèmes d'échauffement, il est possible de remplacer les bobines par des billes en matériaux magnétiques doux. Ces billes distordent localement le champ magnétique de l'IRM, ce qui crée des gradients locaux [40]. La navigation se fait alors en manipulant mécaniquement la position de la bille dans le cathéter avec un câble [41], à l'instar des cathéters manuels classiques. Bien que de nombreuses études aient été menées sur les cathéters actifs [38], [40]–[44], il n'y a toujours pas de produits cliniques pour les raisons citées précédemment (mobilisation d'un IRM et échauffement du cathéter principalement).

Actionnement et contrôle d'un cathéter passif

Pour l'actionnement avec un cathéter passif l'approche change puisque dans ce cas, le cathéter dispose en son sein d'un petit aimant permanent générant un champ fixe au niveau de la zone où sera appliqué le couple d'actionnement. Cette technique nécessite alors un système spécifique pour la génération de champs magnétiques de navigation. Le terme « Magnetic Navigation System » (MNS) est généralement utilisé pour désigner ces systèmes permettant de générer les champs de navigation, et qui sont présentés dans la partie I.2.2. La navigation de cathéter sur ce principe a déjà été utilisée cliniquement plus de 140 000 fois à travers le monde [45], [46]. Le contrôle des cathéters dans les systèmes de navigation existants est basé sur l'utilisation du couple magnétique. L'orientation se fait via l'application d'un couple et l'avancement via un avanceur mécanique [37].

Le champ de navigation n'étant pas parfaitement homogène, contrairement au $\boldsymbol{B_0}$ d'un IRM, des gradients existent et une force magnétique s'applique donc sur le cathéter. La manière de traiter cette force diverge selon les systèmes et les méthodes de guidage. Dans la plupart des méthodes, la force est simplement négligée. Cela s'explique par la faiblesse des gradients dans la majorité des systèmes au niveau de la zone de travail. En effet les gradients sont forts uniquement à proximité des aimants générant le champ externe. Négliger cette force est encore plus valable dans le cas de certains systèmes cherchant à créer des champs aussi homogène que possible [47]. La principale limite de cette manière de contrôler le cathéter est l'alignement de ce dernier avec le champ de guidage. Par exemple dans Chautems *et al.* [48], un cathéter magnétique typique, le MagnoFlush [49], est désaligné de 60° par rapport à un champ de 100 mT incliné à 120° par rapport au point d'insertion. Il en résulte des zones où l'accès avec le cathéter est impossible. Pour y remédier en partie, une approche avec un guidage mixte mêlant couple et force a été proposé [50], à l'instar des pratiques pour contrôler des microrobots magnétiques [35]. Cela nécessite une modification du cathéter, qui consiste à donner plus de libertés à l'aimant, en le liant au cathéter avec une attache souple [50]. Cette solution ne s'est cependant pas imposée, la plupart des développements que l'on trouve dans la littérature se portant plus sur la conception du cathéter (trois aimants, rigidité variable [37]) que sur la manière d'effectuer le contrôle.

I.2.2. Systèmes de navigation magnétique existants

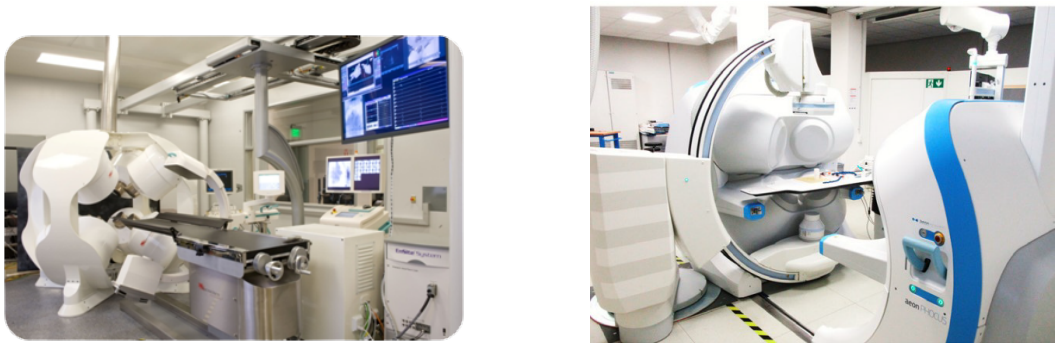
L'entreprise dominante sur le marché de la navigation magnétique est Stereotaxis Inc. (St. Louis, MO, USA) qui a la première commercialisé un système clinique au début des années 2000. Ce système utilise des aimants supraconducteurs pour générer le champ de navigation [51]. Les produits suivants, nommés *Niobe*® (trois générations) (Fig.6A) [52] et *Genesis RMN*® (Fig.6B) [53], ont évolué vers une technologie utilisant des aimants permanents. L'approche est de créer un champ homogène et de modifier ensuite la position des aimants pour en changer l'orientation. Deux « aimants » de plusieurs centaines de kilogrammes, qui sont en réalité composés de centaines de petits aimants, permettent de générer des champs dans la zone de travail de 80 à 120 mT [54] (Tab.1). Pour appliquer les couples nécessaires à la navigation (équation (1)), les deux aimants sont déplacés mécaniquement grâce à des moteurs pilotés via un ordinateur [55], faisant ainsi pivoter le champ. La durée de procédure est directement liée à la vitesse de cette manipulation mécanique, elle-même liée à la masse des aimants et au principe d'actionnement. Pour illustrer l'accélération des procédures, entre le *Niobe*® et le *Genesis RMN*®, Stereotaxis a réduit de 73% le délai nécessaire pour modifier l'orientation du champ [55] grâce d'une part à une masse globale du système passée de 4459 kg à 3190 kg (Tab.1) et d'autre part une rotation des aimants sur leur centre d'inertie. A noter cependant que l'utilisation d'aimants permanents ne permet pas de contrôler des gradients de champ dans la zone de travail de ces systèmes de navigation.

Une seconde approche consiste à développer les systèmes de navigation grâce à des électro-aimants. Les systèmes basés sur cette technologie peuvent être qualifiés de eMNS pour « electro-Magnetic Navigation System ». L'un des intérêts qui motive le développement de cette technologie est de pouvoir éteindre les systèmes. Un autre intérêt est que cela ouvre la voie à la réduction de la taille des systèmes comme cela est montré plus loin dans ce paragraphe.

Le contrôle des champs se fait cette fois en modulant les courants dans les électro-aimants et non par un déplacement mécanique de ceux-ci. Avec des électro-aimants en position fixe, les systèmes sont classiquement basés sur huit électro-aimants, ce qui offre cinq degrés de liberté pour contrôler le cathéter. Il est nécessaire d'avoir plus d'aimants que de degrés de liberté, afin d'éviter des instabilités pouvant apparaitre lorsque la dynamique de rotation du cathéter est plus rapide que les modifications de champ [56]. Le premier eMNS, nommé *CGCI* (Fig.6C) [57], a été commercialisé par Magnetecs Inglewood (CA, USA). Ce système comporte huit bobines et génère un champ maximum de 140 mT (Tab.1). Le patient est placé au centre des huit aimants pour une zone de travail cubique annoncée de 15 centimètres de côté (Tab.1). L'arrangement des aimants est le point faible de ce système. Avec quatre aimants en dessous du patient et quatre au-dessus, l'accès à la zone de travail est limité pour l'opérateur, mais aussi pour les systèmes d'imageries commerciaux classiques. Le confort du patient en est aussi impacté. Un second eMNS, nommé *Phocus* (Fig.6D), a été développé par Aeon Scientific (Zürich, Suisse) [58], une spin-off de l'équipe MSRL. L'architecture est similaire au *CGCI* avec huit bobines autour du patient, générant aussi un champ maximum de 140 mT (Tab.1). Cette fois la zone de travail est un cube de 25 centimètres de côté (Tab.1) et surtout l'accès au patient par le haut est un peu plus dégagé, laissant la place à un système de fluoroscopie commercial (*Artis zee*, Siemens, Erlangen, Allemagne). Les quatre systèmes qui viennent d'être mentionnés sont ou ont été commercialisés pour un usage clinique. Enfin une équipe de l'Institut d'Ingénierie Electrique (IEE) de l'académie chinoise des sciences a commencé le développement d'un système de navigation en 2016 [47], [59], dont la forme est similaire au *CGCI*. Le champ maximal est plus fort (220 mT) ce qui implique une masse supérieure qui atteint 16 tonnes (Tab.1). Tous les systèmes eMNS présentés jusqu'ici pèsent également chacun plusieurs tonnes, ils sont encombrants et non mobiles, ce qui limite un développement plus ample en clinique. Plus de détails sur ce point sont donnés dans la partie I.3 portant sur les limites de la navigation magnétique.

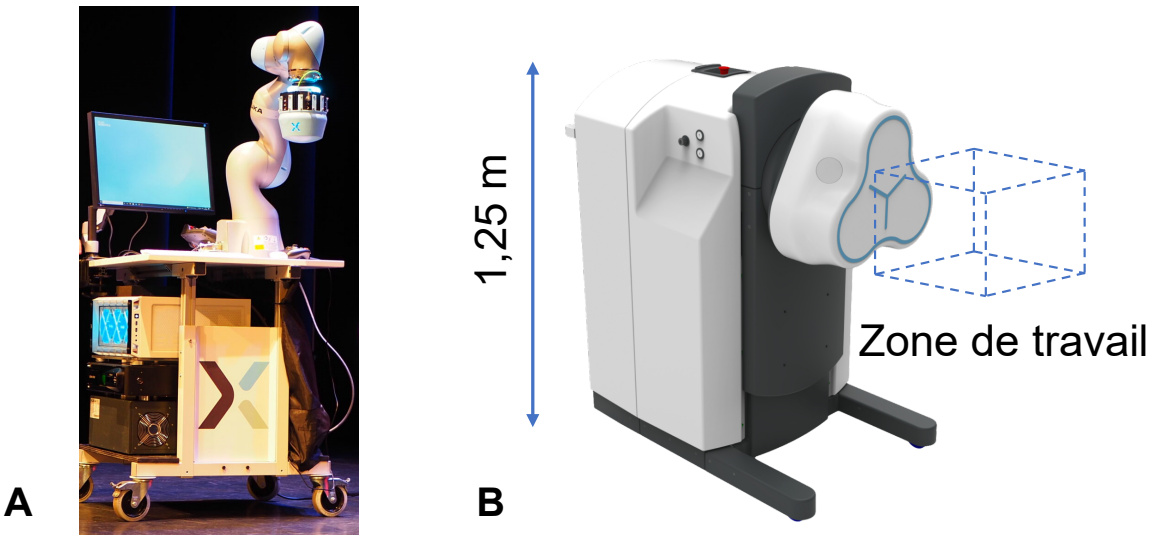
Pour remédier à ces problèmes de masse et de taille, de nouveaux acteurs développent des concepts plus mobiles. La navigation magnétique est un domaine où la recherche académique et l'entreprenariat sont souvent mêlés, c'est pourquoi les nouveaux acteurs sont deux start-ups issues d'équipes de recherches. Il s'agit de Flux Robotics [60] une spin-off de l'université de Twente et de Nanoflex Robotics [61], une spin-off de l'équipe MSRL à l'ETHZ. Ces deux équipes ont plusieurs années d'expériences dans le domaine, avec plusieurs prototypes à leur actif. Les premiers travaux de l'équipe de Twente ont conduit au *BigMag* (Tab.1). Il s'agit d'un système avec six électro-aimants pouvant générer 70 mT dans l'espace de travail. La nouveauté de ce travail est un concept hydride combinant ceux présentés précédemment, i.e., l'utilisation d'électro-aimants qui sont montés sur des moteurs pour faire varier leurs positions. Cela permet de réduire le nombre d'aimants nécessaires pour avoir cinq degrés de libertés sans problème de stabilité dans le contrôle [56]. C'est ce concept qui a été poussé encore plus loin dans leurs derniers travaux portant sur un système nommé *ARMM*. Ce nouveau système est basé sur l'utilisation d'un seul électro-aimant (max. 80 mT) placé sur un bras robotique avec six degrés de liberté. Cela permet un système beaucoup plus léger (37 kg pour le bras et la bobine, Tab.1), mobile et dont la zone de travail est modulable. La version commerciale de l'*ARMM*, toujours en cours de développement par Flux Robotics, est nommée *Flux One* (Fig.7A). Le *Navion* (Fig.7B) développé par l'équipe MSRL à l'ETHZ et Nanoflex Robotics est la seconde alternative mobile qui est annoncée commercialement dans les prochains mois. Les détails sur ce robot sont donnés dans la partie suivante portant sur les systèmes de navigation disponibles pour le projet.

A B



C D

Fig.6 : (A) Stereotaxis Niobe® (B) Stereotaxis Genesis RMN® (C) Magnetecs Inglewood CGCI (D) Aeon Scientific Phocus



A B

Fig.7 : (A) Flux Robotics Flux One (B) Nanoflex Robotics Navion

Systèmes de navigation magnétique disponibles pour le projet

Deux systèmes de navigation développés par l'équipe MSRL à l'ETHZ sont utilisés pour les travaux décrits dans ce manuscrit. Le premier, nommé *CardioMag*, est le prototype préclinique du *Phocus* (Aeon Scientific) présenté dans la partie précédente. Prototype préclinique signifie ici uniquement que des tests sur des animaux (porcs) ont été menés par l'équipe MSRL avec ce système dans le cadre des essais cliniques pour obtenir le marquage CE (commission européenne) du *Phocus*. Il ne s'agit pas d'une géométrie spécifique aux animaux comme cela se fait classiquement par exemple pour les IRM précliniques.

Le *CardioMag* est composé de huit électro-aimants pouvant produire un champ de navigation jusqu'à 100 mT dans toutes les directions [62]. Pour cela, les bobines des électro-aimants peuvent être alimentées jusqu'à 35A en étant refroidies avec un flux d'eau [45]. Le *CardioMag* consomme jusqu'à 30 kW et pèse 7500 kg [45]. Comme pour le *Phocus*, les huit bobines sont reparties autour de la zone de travail avec un accès facilité par le haut pour l'opérateur et l'imagerie. La zone de travail au centre du dispositif est sphérique, avec 10 centimètres de rayon (Tab.1). Le second système disponible pour le projet (Fig.7B), nommé le *Navion*, est le prototype du produit du même nom de leur spin-off Nanoflex Robotics [45], [61]. Ce nouveau système passe de huit électro-aimants à seulement trois. Les bobines sont cette fois arrangées en triangle et situées derrière (position assise) ou sur le côté (position allongée) du patient dans l'application finale (Fig.7B). L'objectif est de dégager totalement l'accès au patient pour des raisons pratiques et de confort du patient. Ce passage de huit à trois bobines s'accompagne également d'un changement d'approche au niveau du contrôle. Le *Navion* revient au principe de base que trois bobines sont suffisantes pour contrôler le champ magnétique 3D en un point de l'espace de travail. Cela se fait au détriment d'un contrôle sur les gradients qui existe sur un système comme le *CardioMag*. Par ailleurs, le système est mobile dans une certaine mesure grâce à une masse limitée à 350 kg et à l'électronique de puissance intégrée. Cependant il consomme tout de même jusqu'à 32 kW [45], ce qui empêche pour le moment de le brancher sur une prise électrique classique. Le champ maximal produit est de 50 mT pour une zone de travail cubique d'environ 20 cm de côté. Pour conclure, le tableau 1 résume les caractéristiques principales des systèmes de navigation magnétique de cathéters existants, et qui viennent d'être décrits.

Tableau 1 : Récapitulatif des principales caractéristiques des systèmes de navigation magnétique de cathéters existants ou en cours de développement

	Type d'aimants	*Champ maximal [mT]*	*Gradient maximal [T/m]*	*Zone de travail*	*Mobilité*	*Masse [kg]*	*Entreprise et/ou Université*	*Références*
Niobe®	Permanents	120	N.A.	Sphérique R = 15,24 cm	Non	*Niobe® :* 4459 *Total :* 6357	Stereotaxis	[54], [63]
CGCI	Electro-aimants	140	0,7	Cubique C = 15 cm	Non	N.D.	Magnetecs Inglewood	[64], [65]
Cardiomag	Electro-aimants	100	0,4	Sphérique R = 10 cm	Non	7500	ETHZ	[62]
Phocus	Electro-aimants	140	0,35	Cubique C = 25 cm	Non	N.D.	Aeon Scientific	[62]
BigMag	Electro-aimants	70	1	Sphérique R = 10 cm	Oui	N.D.	Uni. Twente	[66]
IEE MNS	Electro-aimants	220	N.D.	Cubique C = 20 cm	Non	16000	Chinese Academy of Sciences	[47], [59]
Genesis RMN®	Permanents	120	N.A.	Sphérique R = 15,24 cm	Non	*Genesis RMN® :* 3190 *Total :* 5088	Stereotaxis	[54], [67]
Navion	Electro-aimants	50	N.D.	Cubique C = 20 cm	Oui	350	ETHZ / Nanoflex Robotics	[45]
ARMM System / Flux One	Electro-aimants	80	0,6	Sphérique R = 130 cm	Oui	Bras robotique + bobine: 37	Uni. Twente / Flux Robotics	[68], [69]

I.3. Limites des solutions actuelles

La navigation magnétique de cathéters est une technologie clinique dont les avantages ont été énumérés plus haut, mais qui reste de fait encore très peu utilisée. Les solutions actuelles de navigation magnétique souffrent de limitations technologiques qui pénalisent la facilité d'utilisation, un point capital pour l'usage quotidien en milieu hospitalier. La première limitation, commune aux quatre produits cliniques (*Niobe*®, *Genesis RMN*®, *Phocus*, *CGCI*), est la taille de ces systèmes. En effet ces dispositifs imposants (Fig.6) ne sont pas mobiles et nécessitent l'utilisation d'une ou plusieurs salles dédiées [63], [67]. De plus pour les produits Stereotaxis, le champ magnétique ne pouvant pas être désactivé, des mesures de sécurités supplémentaires doivent être mises en place, de manière analogue à une salle d'IRM.

Le domaine de la navigation magnétique, avec les nouveaux concepts (Flux Robotics, Nanoflex Robotics), suit une tendance parallèle à celui de l'IRM pour évoluer vers des solutions mobiles et flexibles. Par exemple récemment, l'entreprise Hyperfine [70] a introduit sur le marché un IRM mobile (sur roulettes) et qui se branche sur une prise électrique classique. Pour cela ils ont répondu à des problématiques techniques similaires à celles qui se posent pour la navigation magnétique, i.e., la réduction de la taille via la réduction du champ, le maintien de l'efficacité, la compatibilité avec des environnements non protégés magnétiquement, etc. La deuxième limitation vient du fait que les procédures pour des cas d'arythmie cardiaque simple restent actuellement moins chronophages en étant réalisées manuellement plutôt qu'avec les premières versions des systèmes de navigation magnétique (*Niobe*® principalement). La troisième grande limitation est la multitude de produits à interfacer pour avoir un système complet.

La Fig.8 montre des laboratoires d'électrophysiologie classiques (sans système de navigation magnétique) avec, en partie A&B, la salle où le patient est installé, et en partie C&D la salle de contrôle. Il est déjà possible à ce stade de noter un encombrement important dû aux systèmes additionnels. En effet, il faut intégrer à l'environnement chirurgical le système d'imagerie (fluoroscopie associée éventuellement à de l'imagerie par ultrasons [71]), le système de cartographie 3D du signal électrique du cœur (ECG), et un éventuel système de localisation du cathéter (par mesure d'impédances et/ou électromagnétiques [24]), ainsi que tous les ordinateurs et écrans servant à commander ces appareils et à recevoir les informations. En fonction de la procédure clinique, une partie ou tous ces systèmes sont nécessaires. Et à tout cela, il faut donc ajouter l'un des systèmes de navigation magnétique commerciaux (Fig.6) prenant un grand volume et pesant plusieurs tonnes. Ces divers systèmes n'étant de plus pas vendus par les mêmes entreprises, les difficultés d'intégration d'un point de vue physique et logiciel sont un vrai défi pour rendre efficace l'aménagement des salles rendant possible et pratique l'utilisation de la navigation magnétique.

Pour illustrer l'impact de ces limites, il n'y a actuellement que trois systèmes Stereotaxis dans des centres hospitaliers en France. Ils sont situés à Saint-Etienne, Nice et Nancy [72]. En Suisse, deux systèmes avaient été installés aux centres hospitaliers universitaires de Bâle et Lausanne, mais ils ont été désinstallés depuis car ils étaient non rentables et trop encombrants. Pourtant la France comme la Suisse sont des pays avec un fort potentiel de développement pour cette technique, les statistiques de la partie I.1 montrent bien les besoins existants en termes de nombre de patients. De plus ces deux pays font partis des trois pays européens consacrant le plus de moyens financiers au secteur de la santé [11], ce qui permet l'utilisation de nouvelles procédures.

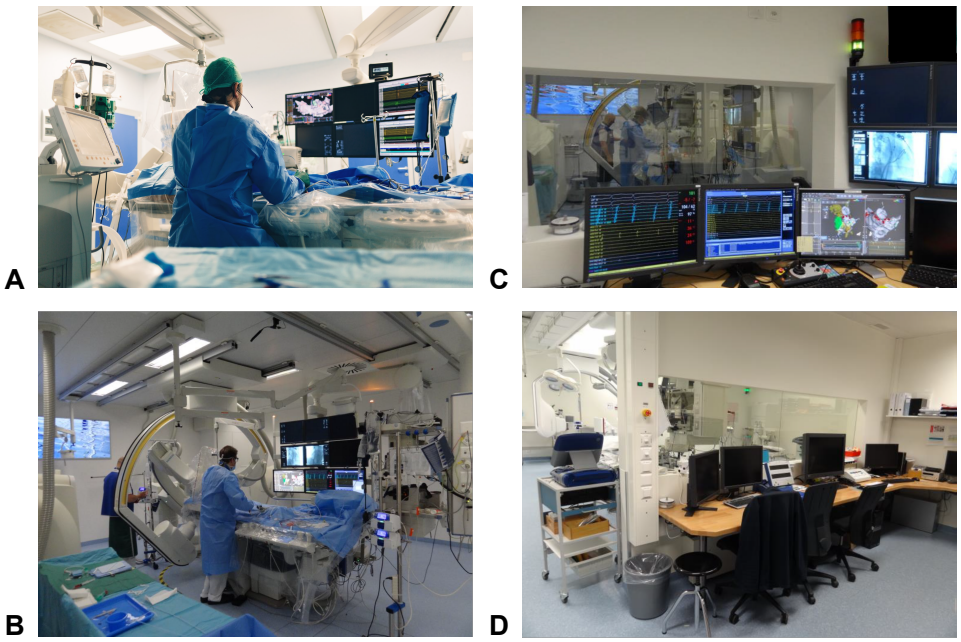


Fig.8 : Laboratoires d'électrophysiologie cardiaque. Exemples de (A)(B) salles d'opérations (C)(D) Salles de contrôle. Images (A) d'Adobe Stock, (B)(C)(D) Dr. Sven Knecht

D'autres limites apparaissent spécifiquement pour les systèmes de navigation basés sur des électro-aimants (eMNS), à cause des cœurs ferromagnétiques au centre des bobines nécessaires pour générer un champ suffisant. Cela rend impossible l'utilisation de systèmes de localisation magnétique basés sur des micro-bobines, qui sont des standards pour les procédures manuelles d'ablations dans le domaine de l'électrophysiologie cardiaque, comme expliqué dans la première partie. En effet les champs magnétiques de localisation générés par une source extérieure à des fréquences de l'ordre de 100 kHz sont perturbés en étant concentrés localement par les matériaux ferromagnétiques des électro-aimants du système de navigation. Il en résulte une modification des variations de flux (Φ) auxquelles sont sensibles les micro-bobines, et donc une perte de précision de la localisation.

Enfin comme évoqué précédemment, l'enjeu pour les nouveaux systèmes sera la mobilité et l'intégration, afin de répondre aux problématiques d'encombrement et de facilité d'utilisation qui ont amené au non-achat ou à la désinstallation des modèles existants. Pour réduire la taille des systèmes, la seule option est de réduire les intensités de champ magnétique produites pour naviguer les cathéters. Une des conditions pour y arriver est d'avoir un cathéter encore plus souple, puisque la raideur du cathéter est directement reliée à la facilité de le naviguer et aux zones que la tête du cathéter peut atteindre. Un compromis doit cependant être trouvé car il faut conserver une rigidité suffisante lors de la phase d'ablation et pour le contrôle du cathéter. En effet un cathéter trop souple sera soumis à un effet non négligeable de la force magnétique et de la gravité [37], ce qui n'est pas souhaitable dans l'approche du contrôle par le couple magnétique. Pour illustrer l'influence de la raideur sur la facilité de navigation, l'exemple évoqué précédemment du cathéter typique (MagnoFlush [49]) peut être repris en comparaison avec un cathéter non commercial plus souple. Pour rappel le MagnoFlush est désaligné de 60° par rapport à un champ incliné à 120° par rapport au point d'insertion dans le système *Phocus* (100 mT). Dans les mêmes conditions (couple maximal de 0,003 Nm) un cathéter plus souple (à base de rigidité variable, technologie présentée ci-dessous) est désaligné de seulement 15° [48]. L'objectif de notre consortium est de proposer des solutions pour adresser ces limites afin que la navigation magnétique devienne un standard clinique en électrophysiologie.

I.4. Nouvelles propositions technologiques

Comme décrit dans l'introduction générale, le consortium se propose d'améliorer la navigation magnétique grâce à trois points clés. Le premier est la réduction de la taille du système, le second, le développement de cathéters à rigidité variable, et le troisième l'intégration d'un système de localisation magnétique. De manière analogue à l'IRM [73], réduire la taille d'un système de navigation magnétique signifie réduire le champ magnétique. L'utilisation d'un cathéter à rigidité variable est une technologie permettant cette réduction. Ce type de cathéter est composé d'un ou plusieurs segments de matériaux à rigidité variable (e.g. alliage à bas point de fusion ou polymère à mémoire de forme) afin d'avoir un contrôle plus précis sur la forme (Fig.9A) [48], [74]. Par exemple si c'est un alliage à bas point de fusion qui est utilisé, le contrôle se fait avec une bobine enroulée autour du segment [75]. Un courant de l'ordre de 1A, pour une puissance inférieure à 1W [76], est injecté pour chauffer l'alliage par effet Joule et ainsi le rendre liquide [48]. Une fois revenu à température ambiante l'alliage redevient solide. Réalisé de cette manière (Fig.9C), les propriétés du cathéter dépendent des caractéristiques de l'alliage (point de fusion, constante de temps pour passer d'une phase à l'autre, …). Plusieurs aspects de la procédure d'ablation RF sont adressés par le cathéter à rigidité variable. Premièrement, le compromis entre la souplesse du cathéter pour la navigation et la stabilité lors de l'ablation devient secondaire. En effet lors de la procédure classique, le cathéter magnétique est verrouillé dans sa position d'ablation via le champ magnétique. Le cathéter classique (Fig.9B) doit être assez rigide pour maintenir une stabilité suffisante. En revanche avec un cathéter à rigidité variable, une fois positionnée pour l'ablation, la forme peut être verrouillée en mettant tous les segments en mode rigide. Au-delà de ce premier aspect, la rigidité variable permet aussi l'accès à des zones plus complexes, comme illustré de manière schématique sur la Fig.9C&D. La Fig.9D montre l'action d'un champ orthogonal sur un cathéter classique où la déformation se fait de manière régulière. La Fig.9C montre l'action du même champ sur un cathéter à rigidité variable. Le schéma illustre dans ce cas la capacité à moduler la forme du cathéter sans changer $\boldsymbol{B}$ ainsi que d'atteindre une position impossible d'accès à un cathéter normal pour un champ donné.

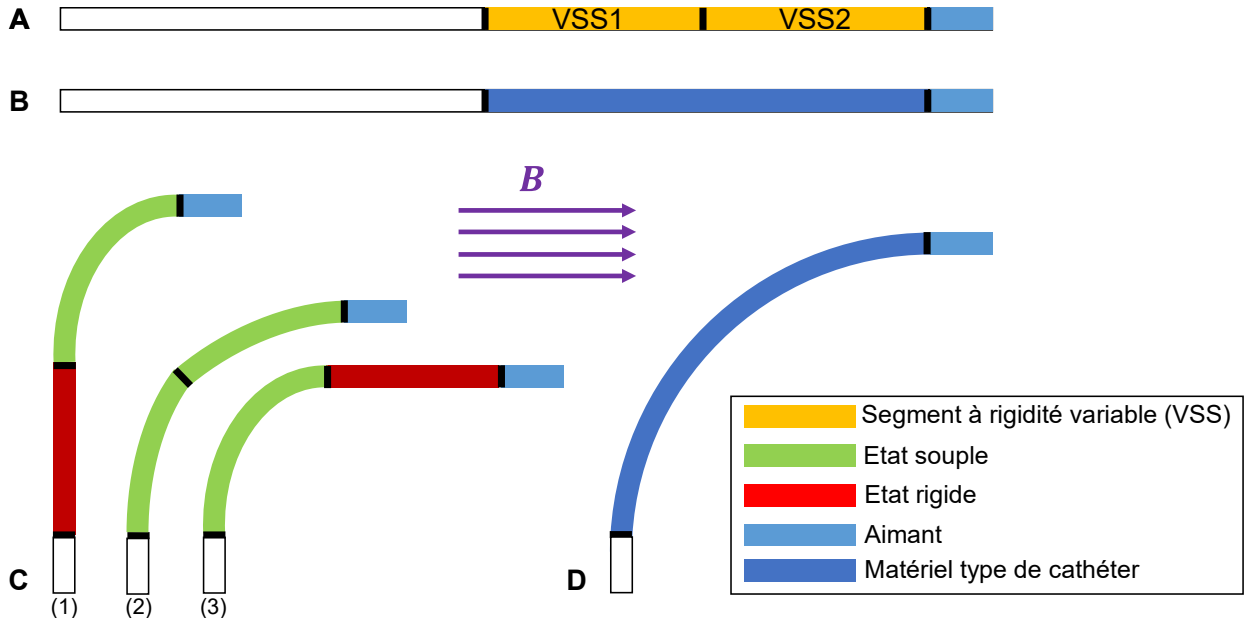


Fig.9 : (A) Cathéter à rigidité variable (B) Cathéter magnétique normal (C) Cathéter à rigidité variable soumis à un champ $\boldsymbol{B}$ (1)VSS1 rigide VSS2 souple puis (2) VSS1 souple VSS2 souple puis (3) VSS1 souple VSS2 rigide (D) Cathéter magnétique normal soumis à un champ $\boldsymbol{B}$

Enfin le dernier intérêt des cathéters à rigidité variable est la possibilité de positionner dans la zone de travail de la navigation magnétique plusieurs cathéters en simultané, car même s'ils sont tous soumis au même champ, il est possible d'en dévier un seul si les segments à rigidité variable des autres cathéters sont verrouillés en mode rigide. Par exemple, un cathéter à rigidité variable de cartographie peut être déplacé en premier lieu pour identifier les zones où les ablations doivent être réalisées. Le cathéter de cartographie peut ensuite être verrouillé dans un emplacement de référence pour surveiller les signaux d'électrocardiogramme. Le cathéter d'ablation RF est alors introduit, navigué jusqu'à la chambre cardiaque, et finalement déplacé pour atteindre les différentes zones de tissus à ablater. Dans la procédure classique avec un MNS, le cathéter de cartographie aurait dû être retiré avant l'introduction de celui d'ablation.

Il existe plusieurs verrous technologiques à un usage plus large de la navigation magnétique qui pourraient être débloqués par un système de localisation magnétique compatible avec les eMNS. La principale innovation proposée dans ce manuscrit pour parvenir à développer un tel système est d'utiliser la même source de champs magnétiques pour la navigation et la localisation (Fig.10A). Dans un cas idéal, il serait même possible d'utiliser le champ de navigation comme champ de localisation (Fig.10B). Ainsi il n'est pas nécessaire d'avoir recours à une source supplémentaire, comme c'est le cas pour les systèmes commerciaux actuels basés sur des cathéters munis de micro-bobines (e.g. *Carto®3*). L'intégration de ces systèmes avec des systèmes de navigation n'est pas simple, d'une part à cause de la source de champ supplémentaire à intégrer sous l'espace de travail, la Fig. 8 montrant bien l'encombrement dans un laboratoire d'électrophysiologie classique. D'autre part la longueur des micro-bobines (typiquement 2 cm) pose un problème d'intégration car elles ne doivent pas être déformées pour donner la réponse attendue. Enfin, les cathéters utilisant des micro-bobines ne sont, pour rappel, pas compatibles avec les eMNS à cause des perturbations sur les champs alternatifs de localisation dues aux cœurs ferromagnétiques des bobines du système de navigation (I.3). Utiliser la même source de champ ne rend pas obligatoire d'utiliser les mêmes champs pour la navigation et pour la localisation (Fig.10A) grâce à la modularité offerte par l'utilisation d'électro-aimants. Ce découplage permet d'explorer un spectre plus large de profils de champs. D'un autre côté l'utilisation du même champ permet une localisation en temps réel (Fig.10B).

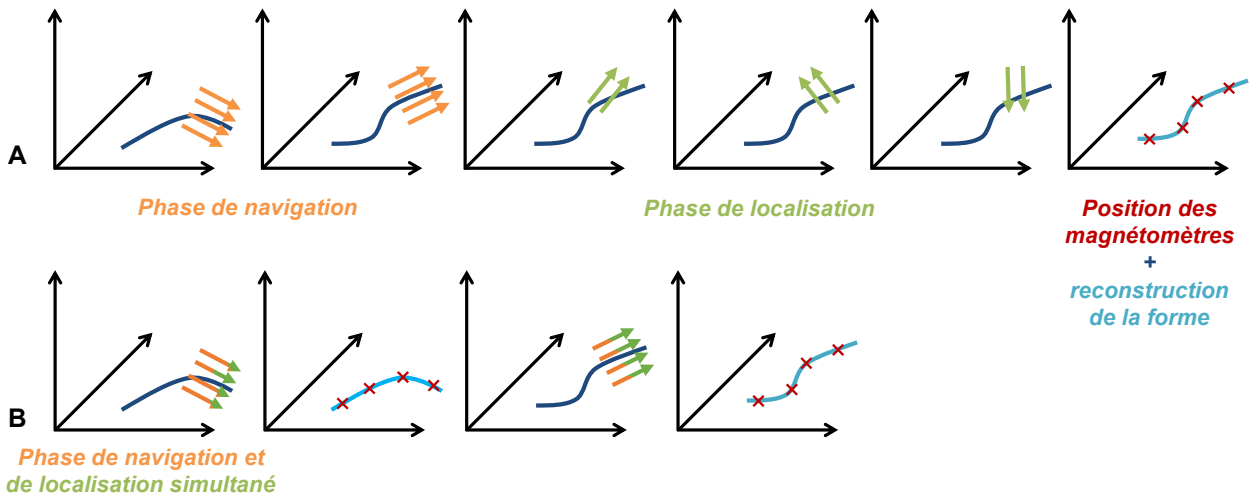


Figure 10 : Principe de fonctionnement d'une localisation utilisant la même source de champ magnétique que la navigation. (A) la phase de navigation et celle de localisation sont séparées pour utiliser des champs différents (B) la phase de navigation et celle de localisation sont simultanées en utilisant le même champ, pour faire de la localisation temps réel.

L'utilisation de la source de champ du système de navigation pour la localisation développée dans ce manuscrit requiert deux impératifs. D'une part des cartes de champ magnétique très précises et d'autre part l'intégration d'un ou plusieurs magnétomètres dans le cathéter d'ablation. En effet tout système de localisation magnétique doit avoir un ou plusieurs magnétomètres dans la zone de travail. Cette zone est définie par le volume où le ou les champs provenant de la ou les sources sont connus par le système et détectables par le(s) capteur(s). Trois approches de cartographie de champ existent : cartographie expérimentale, cartographie théorique ou simulée et un mélange des deux. Pour des systèmes complexes comme les eMNS (plusieurs aimants, non-linéarité, grand volume de travail, effet thermique, …), l'approche théorique (e.g. simulation avec un modèle semi-analytique) devient très vite complexe et n'apporte pas satisfaction en termes de précision. Pour y remédier, l'un des points importants de ce travail est le développement de caméras magnétiques adaptées à la problématique spécifique des eMNS. Elles permettent ensuite de réaliser des cartes expérimentales pouvant être utilisées seules ou bien pour calibrer des modèles de champs. Ces cartes sont à la base du développement du système de localisation. Pour équiper les caméras, l'état de l'art sur les capteurs magnétiques (II.3) montre que parmi les solutions intégrables, les capteurs à effet Hall sont les plus adaptés aux champs produits par les systèmes de navigation magnétique. C'est pourquoi nous avons intégré dans nos cathéters le même type de capteur. Avec ces outils à disposition, le système de localisation est totalement intégrable à la navigation magnétique.

Par ailleurs si ce projet est centré sur le traitement des arythmies cardiaques, les méthodes qui y sont développées peuvent être adaptées au traitement d'autres pathologies, par exemple l'implantation d'électrodes de stimulation cérébrale profonde [77], [78] ou encore la navigation de cathéters neurovasculaires et d'endoscopes [79]–[81].

~

Dans ce chapitre, les arythmies cardiaques et leurs traitements ont été présentés, et plus particulièrement l'apport de la navigation magnétique de cathéters à la procédure par ablation RF. Après un état de l'art sur cette technique, les systèmes existants, leurs limitations, ainsi que les nouveaux concepts proposés, ont été détaillés. La suite du manuscrit est axée sur le développement de la localisation magnétique. C'est pourquoi le chapitre suivant est consacré à un état de l'art sur les systèmes de localisation magnétique, puis à un état de l'art sur les capteurs et les caméras magnétiques qui sont les composants clés du système de localisation développé dans ce travail.

II. Etat de l'art sur la localisation magnétique et les caméras magnétiques

Comme montré dans le chapitre précédent, les procédures d'ablation pour les arythmies cardiaques nécessitent une localisation de cathéters. Les méthodes de localisation applicables sont différentes selon la technique utilisée pour naviguer les cathéters (manuelle ou par navigation magnétique). Ainsi après avoir introduit succinctement les méthodes de localisation compatibles avec le cathétérisme cardiaque, ce chapitre commence par un état de l'art sur la localisation magnétique, méthode qui est développée dans ce travail. Il est ensuite complété par une partie détaillant les capteurs magnétiques, en particulier les capteurs à effet Hall et les capteurs magnétorésistifs utilisés dans ce travail. Un état de l'art sur l'utilisation de ces capteurs en caméras magnétiques donne alors un aperçu des applications potentielles de ces dispositifs en plus de leur utilité pour le système de localisation. Cette partie est complétée par une analyse des caméras disponibles sur le marché en rapport à l'application de ce travail. Enfin le chapitre se conclut par une partie traitant des méthodes de calibration des capteurs et des caméras magnétiques.

II.1. Principes de localisation compatibles avec le cathétérisme cardiaque

Parmi les principes possibles de localisation, tous ne sont pas compatibles avec le cathétérisme cardiaque, et certains ne le sont qu'avec la procédure de navigation manuelle. Il est intéressant d'en étudier les raisons pour justifier le choix de développer une localisation magnétique de cathéter dans ce travail. Au-delà de raisons scientifiques qui empêchent ou non une méthode d'être utilisée, il faut également prendre en compte l'expérience des utilisateurs (patients et soignants), l'intégrabilité dans l'ensemble du système et le coût. Deux catégories de localisation peuvent être distinguées : celles basées sur l'analyse d'images médicales et celles basées sur des mesures directes.

Dans la première catégorie, il faut commencer par mentionner à nouveau le standard clinique actuel, à savoir l'imagerie par fluoroscopie. Pour rappel l'avantage de cette imagerie est une vue de l'anatomie et du cathéter en 2D avec un bon contraste, ce qui permet à l'électrophysiologiste de visualiser directement la navigation du cathéter [82]. Au niveau de l'intégrabilité, cette technique étant devenue le standard, les appareils commerciaux sont adaptés aux salles d'électrophysiologie cardiaque classiques et aux systèmes de navigation magnétique. Le point faible de la fluoroscopie est la dose de rayons ionisants inhérente. D'un point de vue scientifique, comme évoqué précédemment, cela entraine principalement des risques de cancers plus élevés. Du point de vue de l'expérience utilisateur, cette technique oblige également les opérateurs à porter des tabliers de protection plombés pesant plusieurs kilogrammes, ce qui constitue une gêne au quotidien et une pénibilité à long terme. C'est pour réduire ou supprimer ces doses de radiations que des alternatives sont recherchées. Parmi les techniques d'imagerie restantes, celles reposant sur des rayonnements ionisants ou de la radioactivité sont donc exclues car elles ajouteraient de la complexité sans résoudre le problème initial.

Une autre catégorie de techniques d'imagerie regroupe les imageries basées sur les champs magnétiques. La magnétoencéphalographie et la magnétocardiographie qui sont considérées comme des formes d'imagerie, ne sont évidemment pas éligibles, ne détectant pas le cathéter. L'IRM est lui éligible, dans la mesure où le cathéter est équipé de marqueurs (e.g., gadolinium) le rendant sensible à la résonance magnétique et donc visible [83]. Il ne doit cependant pas chauffer à cause des séquences RF de l'imagerie et être non-magnétique dans le cas de la procédure classique. L'utilisation d'un IRM est même nécessaire pour l'approche de navigation magnétique via un cathéter actif comme expliqué dans la section I.2.1 (sous-partie cathéter actif). Cependant principalement pour des raisons de coûts, l'utilisation de l'IRM pour les procédures d'ablation ne s'est pas développée. Une dernière famille d'imageries repose sur l'utilisation des ultrasons. La modalité la plus connue et la plus répandue est l'échographie. De l'imagerie ultrason 3D est également apparue récemment. Cette technique d'imagerie est une alternative pour suivre la navigation du cathéter [84]. L'avantage de cette technique est qu'elle est non-irradiante et à faible coût. Elle nécessite cependant un opérateur très expérimenté car le rapport signal sur bruit est très faible. Il est donc difficile de distinguer les zones anatomiques du cathéter. Pour remédier à ce problème, il existe des tentatives de développement d'algorithmes permettant un traitement des images en direct pour aider l'interprétation de l'électrophysiologiste [85]. Cette technique a aussi l'avantage de pouvoir se combiner à d'autres technologies [86]. Par exemple, une autre modalité d'imagerie, utilisant en partie les ultrasons et dont l'efficacité pour guider des cathéters a été montrée, est l'imagerie photoacoustique. Le principe est de stimuler les tissus à imager avec une impulsion laser. Ceci entraine un régime transitoire dit thermoélastique des tissus, qui provoque l'émission d'ultrasons. Ces ultrasons sont récupérés et analysés avec un appareil d'imagerie ultrasonore classique. Pour être applicable à la navigation de cathéters, une fibre optique est placée dans le cathéter afin de générer les impulsions laser à la pointe [87]. Un bras robotique est ensuite utilisé pour déplacer le transducteur à ultrasons afin de récupérer les signaux au cours de la navigation. Il est possible d'utiliser l'imagerie ultrason classique pour compléter les informations. Les résultats scientifiques sont prometteurs, mais l'intégration du système doit être améliorée pour devenir un standard clinique dans le futur, car actuellement il faut l'ajout de trois appareils (générateur laser, imageur ultrason, bras robotique).

Dans la seconde catégorie, reposant sur des mesures directes, les systèmes de localisation basés sur des principes optiques peuvent être exclus d'emblée de l'étude car ils ont besoin d'une ligne de vue pour fonctionner, ce qui n'est pas possible lors de la navigation de cathéter dans le cœur. Les seules exceptions sont des systèmes dits hybrides mélangeant l'utilisation de capteurs optiques (e.g., Fiber Bragg Grating (FBG)) et la localisation magnétique [88]. Ces systèmes sont décrits plus en détails dans la partie suivante. La localisation dite par mesure d'impédances a déjà été évoquée précédemment comme faisant partie des alternatives commerciales existantes pour compléter la fluoroscopie. Pour rappel, six patchs cutanés sont placés sur le torse, la jambe et le dos du patient [24] et la présence du cathéter vient changer l'impédance et donc le signal reçu, ce qui permet la localisation. D'un point de vue technique, cette solution est un bon complément à l'imagerie. Les points faibles se situent plus du point de vue de l'expérience utilisateur, où l'opérateur doit d'abord commencer par équiper le patient des patchs, et rajouter l'appareil dans le champ opératoire. La localisation via la technologie RFID a aussi été envisagée en intégrant un tag RFID à la pointe d'un cathéter et en plaçant des antennes dans la salle [89]. Les différences de phases entre antennes lors de la réception du tag sont analysées pour réaliser la localisation. Pour le cas de la procédure d'ablation RF, la compatibilité d'une telle localisation reste à étudier ainsi que les perturbations potentielles dues à l'environnement (e.g. revêtement métallique d'un système de navigation agissant potentiellement comme une cage de Faraday).

Enfin la dernière méthode de localisation pouvant être utilisée pour l'électrophysiologie cardiaque regroupe les différentes techniques de localisation magnétique, qui sont détaillées dans la partie II.2 ci-après.

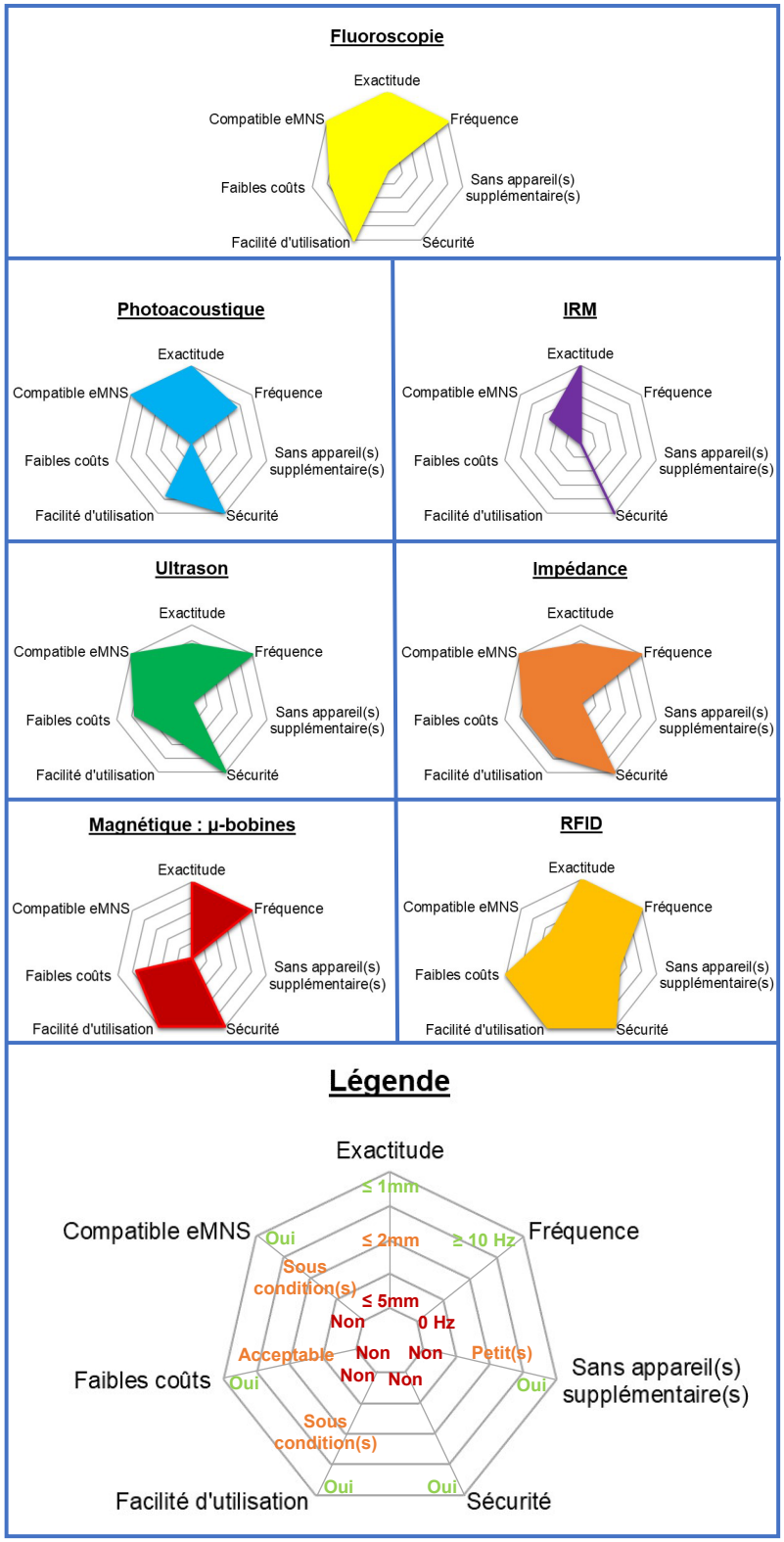


Fig.11 : Principaux systèmes de localisation éligibles aux procédures de navigation de cathéter cardiaque. Les critères sont choisis pour évaluer leurs intérêts et leurs plus-values dans le cadre de la navigation magnétique et plus particulièrement pour les systèmes basés sur des électro-aimants. L'imagerie par fluoroscopie, standard clinique actuel, sert de référence.

La Fig.11 résume les caractéristiques principales des systèmes de localisations évoqués. Les critères de la figure ont été choisis pour montrer la plus-value que peuvent apporter certaines approches par rapport à d'autres, au-delà de l'aspect purement technique car elles sont toutes compatibles avec au moins l'une des approches de navigation magnétique décrite dans I.2.1. Les critères « appareil supplémentaire ou non », « sécurité », « facilité d'utilisation » relèvent tous ici de la notion « d'intégration » de la localisation à la procédure d'ablation et à l'environnement chirurgical.

Si la technologie des cathéters actifs permettant la navigation via l'IRM était mature, ce qui n'est pas le cas à ce jour, cette méthode bien qu'élégante ne se développerait pas pour des raisons de coût. En effet dans l'environnement hospitalier actuel, quel que soit le pays, il n'est pas concevable de mobiliser un appareil coûtant plusieurs millions d'euros tous les jours pour des procédures pouvant être réalisée par d'autres moyens beaucoup plus économiques. Il faudrait d'autre part du personnel supplémentaire. Les méthodes basées sur les ultrasons ou la mesure d'impédance existent cliniquement mais seulement en complément de l'imagerie par fluoroscopie car elles présentent une faible précision et sont difficiles à « intégrer ». Par extension de l'imagerie ultrason, l'imagerie photoacoustique présente une aggravation des défauts « d'intégration » puisqu'il faut l'ajout d'un système laser au cathéter en contrepartie d'une précision améliorée.

Parmi les produits existants, la localisation effectuée par RFID est prometteuse pour la procédure de navigation manuelle, mais des études de compatibilité avec les systèmes de navigation magnétique doivent être menées pour en faire un candidat crédible. L'état de l'art, résumé par la Fig.11, montre qu'aucune technologie actuelle permet de remplir en même temps toutes les spécifications attendues pour un système eMNS appliqué au cathétérisme cardiaque. De fait, nous explorons par ce travail une nouvelle piste : la localisation magnétique à l'aide de capteurs intégrés. Celle-ci présente l'avantage de la simplicité d'intégration et de la compatibilité avec les eMNS, ce qui n'est pas le cas des systèmes basés sur des micro-bobines. Les raisons sont expliquées dans la partie suivante II.2.

II.2. Systèmes de localisation magnétique

Il existe plusieurs manières de réaliser un système de localisation magnétique, les développements académiques sur le sujet attestant de cette diversité. Il y a cependant des bases communes à tous ces systèmes. Pour réaliser un système de localisation magnétique il faut nécessairement avoir un ou plusieurs magnétomètres ainsi qu'une source générant un ou plusieurs champs magnétiques. Le ou les champs produits doivent également être connus le plus précisément possible. Pour cela il existe trois approches à savoir une cartographie expérimentale, une cartographie théorique (modèle analytique, simulation par élément fini, …) et une combinaison des deux. Les façons de développer une localisation magnétique pour les applications médicales se distinguent par le positionnement de la source de champ et par la famille de magnétomètres utilisés. La source de champ peut en effet être placée dans l'outil à localiser ou à l'extérieur de l'outil, à proximité du patient. Le ou les magnétomètres sont placés de manière inversée au placement de la source. Parmi les magnétomètres, il est possible d'utiliser des capteurs intégrés ou des micro-bobines.

Finalement, les principales possibilités pour réaliser une localisation magnétique sont les suivantes :

- Un ou plusieurs aimants (source de champ) placés dans l'outil chirurgical (e.g. cathéter, endoscope) et des magnétomètres placés autour de la zone de travail. Dans cette approche la taille de l'aimant étant limitée pour son intégration dans le cathéter et les capteurs magnétiques se trouvant à distance, ces derniers doivent être en mesure de détecter des champs faibles. Cette approche est compatible avec la navigation magnétique d'outils chirurgicaux à condition d'être en mesure de détecter les variations de champ dues à l'aimant superposées au champ de navigation.

- Une ou plusieurs micro-bobines utilisées en capteur inductif dans l'outil chirurgical et l'ajout d'une source de champ magnétique alternatif proche de la zone de travail. Cette approche est la plus classique et celle qui est développée commercialement (voir II.2.2). Comme évoqué dans la partie I.3, un tel système est compatible avec les systèmes de navigation magnétique basés sur l'utilisation d'aimants permanents déplacés mécaniquement mais pas avec ceux basés sur l'utilisation d'électro-aimants. En effet les cœurs ferromagnétiques de ces derniers modifient le champ alternatif produit et connu par le système, entrainant ainsi une perte de précision de la localisation.

- Un ou plusieurs capteurs intégrés (e.g. effet Hall) placés dans l'outil chirurgical et l'utilisation d'une source de champ produisant des champs statiques séquentiellement. Cette approche, compatible avec la navigation magnétique, est la plus prometteuse pour notre problématique car il devient alors possible d'utiliser comme source de champ celle du système de navigation comme expliqué dans la partie I.4. Le développement d'un tel système de localisation fera l'objet du chapitre IV. A noter que cette approche est maintenant possible grâce à l'arrivée récente sur le marché de capteurs magnétiques intégrés 3D performants.

II.2.1. Développements académiques

Les systèmes de localisation magnétique sont utilisés dans un grand nombre d'applications médicales, allant de la neurochirurgie aux procédures endoscopiques en passant évidemment par la cardiologie [90]. Les premiers travaux sur ce type de système datent des années 1970 avec entre autres les travaux de Wynn *et al.* [91] et de Raab *et al.* [92].

La méthode consistant à placer l'aimant dans l'outil chirurgical nécessite généralement l'utilisation d'arrangements de capteurs 2D ou 3D qui seront par la suite dénommés caméras magnétiques. Parmi les premiers travaux mettant en œuvre cette approche, il y a tout d'abord ceux réalisés depuis 2005 sous la supervision de Max Q.-H Meng dans le cadre de l'endoscopie par capsule [93]–[100]. Le premier développement propose une méthode consistant à localiser l'aimant ajouté dans la capsule avec un minimum de cinq capteurs [93]. Un nouvel arrangement basé sur 64 capteurs magnétorésistifs a ensuite été proposé pour avoir une zone de localisation suffisante [95]. Ceci a été couplé avec une méthode de calibration basée sur un système de localisation magnétique commercial existant (*Fastrack*®, Polhemus, Colchester, VT, USA) afin d'améliorer les performances [94]. La matrice de capteurs utilisée pour la localisation a ensuite été réduite à 16 capteurs magnétorésistifs dans [96] puis à huit capteurs à effet Hall dans [97], [99], les auteurs affirmant que leur approche précédente avec un arrangement de 64 capteurs autour de l'espace de travail n'apporte une amélioration des performances que dans un volume limité.

La localisation présentée dans ces trois articles a comme point commun avec notre problématique de devoir être opérée alors que le champ de navigation de l'outil est présent. Enfin un travail plus récent étudie en simulation l'impact d'une matrice allant de 4 (2×2) à 100 (10×10) capteurs. L'erreur de position devient millimétrique à partir d'une matrice de 5×5 capteurs et submillimétrique à partir de 8×8 [98]. Pour les résultats expérimentaux c'est finalement une matrice de 6×6 capteurs magnétorésistifs qui est choisie. Dans tous ces travaux, l'erreur de position varie de 2,04 mm à 5,6 mm et celle d'orientation de 1,5° à 4.5° en fonction des différentes variantes du système. Les derniers points importants sont la taille du volume de localisation qui peut atteindre jusqu'à $50 \times 50 \times 50\ cm^3$ [100] et l'aspect temps réel avec un rafraichissement de la localisation jusqu'à 60 Hz. Dans la continuité de ces travaux Su *et al.* proposent une étude en simulation et expérimentale de l'impact de la distance entre l'aimant et la matrice de capteurs sur la précision du système [101]. Ils décrivent également dans ce travail une méthode de calibration du système se servant de la précision de fabrication d'un PCB pour localiser la position d'un aimant. Les résultats expérimentaux ainsi obtenus donnent une erreur moyenne de position de 0,7 mm et d'orientation de 1,22° pour une distance entre l'aimant et le capteur allant de 36 à 96 mm [101]. Au-dessus de 10 cm, les erreurs commencent à augmenter rapidement, montrant que même avec des capteurs performants, il est difficile avec cette méthode d'avoir des erreurs homogènes dans un grand volume utile. Dans le même domaine de l'endoscopie par capsule, Boroujeni *et al.* proposent un travail plus axé sur la partie algorithmique de la localisation. Ils démontrent qu'en utilisant un filtre de Kalman étendu à la place de la méthode linéaire classique, il est possible de limiter le nombre de capteurs, d'en choisir des moins performants et d'encaisser la perte des données pendant une courte période [102]. Un autre travail récent dans ce domaine est celui de Kim *et al.* L'originalité de ce travail est de déplacer la matrice de capteurs à effet Hall dans le plan grâce à un robot, afin d'étendre le volume de localisation [103]. Enfin le travail de Son *et al.* présente une localisation compatible avec un système de navigation magnétique basée sur des électroaimants pour une capsule endoscopique [104] et utilisant une matrice de capteurs à effet Hall. Les résultats de localisation obtenus sont similaires à ceux de tous les travaux présentés jusqu'ici dans cette partie, avec une erreur de position allant de 2,1 mm à 5 mm pouvant s'expliquer en partie par l'utilisation d'une matrice de capteurs à effet Hall seulement 1D.

Pour la navigation de microrobots dans la cochlée, Kroubi *et al.* ont développé un système de localisation dont l'erreur de position est réduite de 2 mm à 0,1 mm grâce à la calibration des capteurs GMR utilisés [105]. Dans ce système seuls deux capteurs sont utilisés. L'un est disposé proche de l'oreille pour suivre le microrobot, tandis que le second est fixé à proximité afin de prendre en compte l'environnement magnétique. Toujours dans le domaine médical, Lu *et al.* proposent une application originale pour le suivi de la langue afin d'avoir des informations lors de traitements des troubles de la parole [106]. Un aimant de 6 mm de diamètre est placé pour cela sur la langue du patient. L'erreur de position est submillimétrique (0,45 mm) et l'erreur d'angle est de 2,33°. Une autre application originale consiste à mettre des marqueurs magnétiques dans des fibres musculaires afin de récupérer l'information de leurs mouvements pour réaliser une interface homme machine pour une prothèse (Tarantino *et al.*) [107]. La difficulté à long terme sera l'implémentation des capteurs. Plus classiquement Watson *et al.* localisent l'aimant à la pointe d'un outil chirurgical grâce à quatre capteurs magnéto-inductifs sous la zone de travail [108]. L'erreur de position est de l'ordre de 3 mm dans le plan et de 4 mm dans le volume. Cette étude bibliographique montre que les systèmes de localisation magnétique permettent d'atteindre une erreur de position millimétrique voir submillimétrique dans le cadre de procédures médicales variées, la limitation principale étant le volume utile.

Comme cela a déjà été mentionné plusieurs fois, les systèmes de localisation basés sur des micro-bobines ne sont pas éligibles pour notre application finale en raison de la perturbation du champ produit par la source externe par les matériaux ferromagnétiques de la source de navigation. Cependant étant le standard actuel, il convient de mentionner les avancées récentes dans ce domaine. Leur fonctionnement est décrit dans l'article [109] de Paperno *et al.*. Récemment le travail de Cavaliere *et al.* [110] ainsi que celui de O'Donoghue *et al.* [111] ont proposés des systèmes de localisation basés sur des bobines planaires réalisées sur des PCBs. Cela offre plusieurs avantages. Le premier est la précision et la reproductibilité du design car la fabrication de PCB est une technologie standard bien maitrisée. Le second est un gain de place. Le troisième est qu'il est possible de faire des bobines sur des PCBs flexibles afin de faire des capteurs intégrables dans des patchs pour monitorer la respiration par exemple. La contrepartie de ces bobines flexibles est la modification de leurs propriétés mécaniques et donc de leurs sensibilités lors des mouvements, ce dont il faut tenir compte à l'instar du phénomène similaire de déformation des bobines solénoïdales dans les cathéters. La dernière originalité du travail de O'Donoghue *et al.* est la réalisation de bobines en aluminium. Si l'erreur moyenne en est légèrement affectée, 1,5 mm contre moins de 1 mm pour la plupart des technologies commerciales classiques, l'avantage est de réduire les artéfacts dus au système lors d'une imagerie CT simultanée. Attivissimo *et al.* ont proposé une optimisation de la source avec une approche multifréquences ainsi que le passage par une « Look Up Table » (LUT) pour rendre le système plus fiable et robuste [112]. Enfin Jin *et al.* ont décrit un système qui peut être qualifié d'hydride avec la source de champ dans l'outil chirurgical et l'utilisation de micro-bobines [113]. L'application est le cathétérisme cardiaque. Si le système est toujours basé sur l'utilisation de bobines, cette fois le générateur de champ est la petite bobine du cathéter et les récepteurs sont deux bobines trois axes autour du patient. Les performances de cette approche inversée sont suffisantes pour le mapping de signal cardiaque puisque l'erreur de position moyenne est de 1,6 mm dans un volume de $25 \times 25 \times 25\ cm^3$.

Avec l'apparition des premiers capteurs magnétiques intégrés au début des années 2000, l'idée de remplacer les micro-bobines par d'autres types de capteurs est arrivé rapidement par exemple dans les travaux de Tanase *et al.* [114], [115], French *et al.* [116], Roetenberg *et al.* [117] ou encore de Dimitrov [118]. Dans la majorité de ces travaux, des capteurs intégrés sont utilisés dans un outil chirurgical pour des interventions endovasculaires. Une source de champ composée de plusieurs bobines génère séquentiellement les champs nécessaires à la localisation. Seul le travail de Roetenberg *et al.* propose une autre application à savoir l'étude de la posture. Parmi les travaux plus récents, l'étude de Sharma *et al.* démontre la possibilité d'atteindre 0.1 mm d'erreur de position avec une localisation basée sur des capteurs à effet Hall parmi les plus performants du marché, un résultat similaire à ce qui peut être obtenu avec des micro-bobines [119]. Cette étude se sert entre autres de très forts gradients de champ et de leurs cartographies expérimentales pour atteindre cette précision. Si cette approche est très efficace en termes de localisation, elle est aussi l'un des principaux points à améliorer. En effet la cartographie expérimentale des champs produits par la source dure 15 jours. En l'état cela empêche d'adapter facilement les cartes de champs lorsque le système est déplacé par exemple. Cette étude, réalisée indépendamment de nos travaux avec qui elle partage des points communs (voir notre système modèle présenté au chapitre IV), montre tout l'intérêt d'utiliser des caméras magnétiques pour la réalisation de cartographies expérimentales. Les caméras magnétiques, qui sont l'un des axes de ce travail de thèse, sont abordées dans la suite de ce chapitre puis détaillées dans le chapitre III. Trinh *et al.* décrivent également une méthode basée sur une source conçue pour générer des gradients de champs, mais cette fois le capteur est une GMR [120].

Pour l'application déjà évoquée précédemment de l'endoscopie par capsule, Taddese *et al.* proposent une alternative en mettant cette fois plusieurs capteurs à effet Hall dans la capsule [121]. A noter également l'existence de systèmes de localisation chirurgicaux utilisant les gradients d'IRM comme source de champ, avec par exemple les travaux de Schell *et al.* [122]–[125]. Enfin la localisation magnétique utilisant des capteurs intégrés peut également servir à des applications médicales non-chirurgicales, comme l'orthopédie par exemple [126]. Dans cet exemple, il s'agit d'utiliser un textile instrumenté pour reconstruire des formes de pieds.

En complément des trois manières de réaliser de la localisation magnétique, il est possible de faire des systèmes hydrides basés sur différents types de mesures. Une méthode intéressante pour la cardiologie est l'ajout dans le cathéter de capteurs optiques de type FBG afin de reconstruire sa forme [127]. Ainsi en combinant ce principe à un système de localisation magnétique qui permet par exemple de connaitre la position de la pointe si le capteur magnétique est situé à ce niveau, le système de FBG facilite la navigation en donnant à l'opérateur une estimation précise de la forme de l'outil. Pour que la forme soit utilisable elle est placée dans une image 2D ou 3D de l'organe obtenue à partir d'images précliniques ou d'images réalisées pendant la procédure. Les solutions de détection de la forme avec des techniques basées sur la fibre optique (dont les capteurs FBG sont un exemple) existent également de manière commerciale avec les produits de Intuitive Surgical (Sunnyvale, CA, USA) [128]. Cette entreprise possède par ailleurs un portefolio de brevets couvrant cette méthode [129]–[136].

Le tableau 2 récapitule les performances des principaux systèmes de localisation magnétiques présentés dans cette partie. Les critères choisis sont les plus importants pour un système de localisation, à savoir les erreurs (position et orientation si applicable), le volume utile et la fréquence de rafraîchissement.

Tableau 2 : Récapitulatif des principaux systèmes de localisation magnétiques présentés dans II.2.1

	Type de système	*Erreur sur la position [mm]*	*Erreur sur l'orientation [°]*	*Fréquence de rafraîchissement [Hz]*	*Zone de travail [cm^3]*	*Source*
Wang et al.	Aimant(s) + matrice de capteurs	2,04	2,45	N.D	Surface : 60x 50 cm^2	[97]
Su et al.	Aimant(s) + matrice de capteurs	0,70	1,22	N.D.	15x15x60	[101]
Waston et al.	Aimant(s) + matrice de capteurs	4,3	3,9	N.D.	Surface : 50x 50 cm^2	[108]
Son et al.	Aimant(s) + matrice de capteurs	2,1	6,7	200	7x7x5	[104]
Kroubi et al.	Aimant(s) + matrice de capteurs	0,1	N.A.	<10	15x10x2	[105]
O'Donoghue et al.	Micro-bobines	1,5	1	22,6	25x25x25	[111]
Attivissimo et al.	Micro-bobines	2	N.D.	N.D.	90x47,5x46	[112]
Jin et al.	Micro-bobines	1,62	2,15	200	25x25x25	[113]
Sharma et al.	Capteur(s) intégré(s) + source externe	0,1	N.A.	7	20x20x10	[119]
Trinh et al.	Capteur(s) intégré(s) + source externe	0,417	N.A	N.D.	Surface : 20x 20 cm^2	[120]
Taddese et al.	Capteur(s) intégré(s) + source externe	<5	6	100	$\frac{4\pi}{3}$ x 15	[121]

II.2.2. Produits commerciaux

Du fait que les capteurs magnétiques intégrés performants ne sont apparus que depuis une quinzaine d'années sur le marché, les systèmes commerciaux actuels de localisation magnétique s'appuient sur des micro-bobines maitrisées depuis beaucoup plus longtemps. Ce fait risque de changer dans les prochaines années car comme l'a montré la partie précédente, de plus en plus de recherches sont basées sur des magnétomètres intégrés.

Deux systèmes dominent le marché pour la cardiologie. Le premier est le *Carto®3* (Fig.12C) de la compagnie Biosense Webster (Irvine, CA, USA) [25] rachetée depuis par Johnson&Johnson. Le second est le *Ensite Precision*™ de la société St.Jude Medical (St Paul, MN, USA) [137]. Il a évolué en *Ensite X EP* (Fig.12B) avec le rachat par Abbott. La technologie *Ensite* a la particularité de mélanger la technologie de localisation magnétique et la localisation par mesure d'impédance [26]. Ces systèmes dominent le marché car ils sont directement combinés avec un système de mapping du signal cardiaque. Un système de mapping classique comme le *RHYTHMIA HDx*™ de Boston Scientific (Marlborough, Massachusetts, USA) doit être combiné à un système supplémentaire de localisation magnétique (Fig.12C) ou de localisation basée sur la mesure d'impédances.

A l'inverse, d'autres systèmes de localisation répandus en chirurgie le sont moins pour l'électrophysiologie cardiaque car ils ne sont pas par construction couplés à un système de cartographie du signal électrique cardiaque (I.1). Il y a tout d'abord le portefolio de la société Northern Digital Inc. (NDI, Waterloo, Canada) avec l'*Aurora* (Fig.12D) (plusieurs versions) et le *Wave*. Une autre série de sept systèmes est commercialisé par la société Polhemus Inc. (Colchester, VT, USA) avec par exemple le *Fastrack*®, le *Viper*™ ou le *Patriot*™. Enfin la société Ascension Tech. Corp. qui a été rachetée par NDI, commercialisait le *3D Guidance*. Tous ces systèmes de localisation magnétique commerciaux ont pour la plupart une erreur de localisation submillimétrique dans un volume conséquent, ce que nous cherchons également à atteindre mais avec cette fois un système compatible au eMNS. Les travaux de Sorriento *et al.*, Franz *et al.* Borlich *et al.*, Romero *et al.* résument les capacités et l'utilisation de ces systèmes [24], [90], [137], [138].

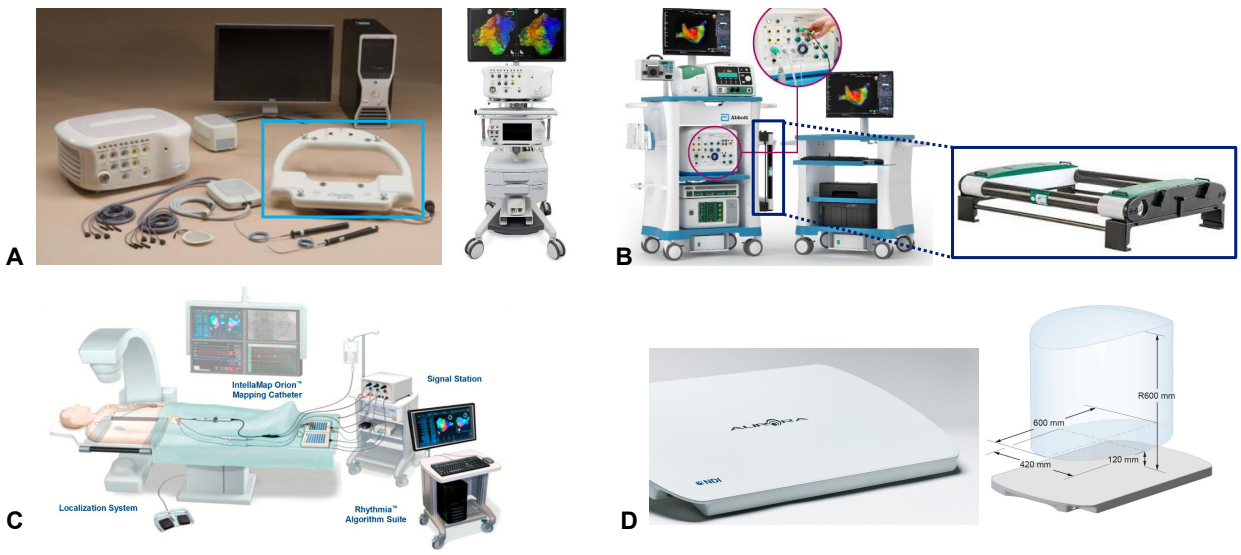


Fig.12 : (A) Carto®3 avec focus sur la source de champ (encadré bleu), images tirées de [25], [139] (B) EnSite X EP avec zoom sur la source de champ, images adaptées de [26], [140] (C) Source NDI Aurora, images tirées de [141] (D) RHYTHMIA HDx™ combiné à un système de localisation, image tirée de [139]

II.3. Capteurs magnétiques

L'une des briques élémentaires de tout système de localisation magnétique est le ou les capteurs magnétiques utilisés. Il existe une multitude de magnétomètres en fonction des effets physiques sur lesquels leur fonctionnement est basé. Ceci offre une diversité de dynamiques, de résolutions, de fréquences de mesure, de tailles, … qui permet le plus souvent de s'adapter au mieux à une problématique définie. C'est pourquoi sur les systèmes de localisation présentés précédemment, en fonction de leurs principes de fonctionnement, les capteurs utilisés sont différents (micro-bobine, effet Hall, magnétorésistif). La Fig.13, adaptée de [142], représente les principaux types de capteurs en fonction de leurs dynamiques de mesures en T et de leur précision en ppm. L'intégrabilité des capteurs est le premier critère de sélection pour le développement d'un système de localisation où le capteur est inséré dans l'outil chirurgical (cathéter, …). Ainsi parmi les technologies mentionnées dans le graphique Fig.13, la NMR, l'EPR, les SQUID, les SERF et les capteurs magnéto-optiques ne sont pas éligibles. Pour établir les critères de sélection entre les capteurs restants (effet Hall, magnétorésistifs, fluxgate [143], flux (bobines) et magnéto-inductifs (mesure de la charge/décharge d'un circuit RL) [144]), ce sont les caractéristiques des champs pouvant être produits grâce à la source de navigation qui dictent les choix. L'ordre de grandeur des champs magnétiques utilisés par les systèmes de navigation est de quelques mT jusqu'à quelques dizaines de mT en fonction de la position dans la zone de travail. Comme évoqué précédemment pour les eMNS, des concentrateurs de flux dans les électro-aimants sont nécessaires pour atteindre ces champs, et les fréquences des champs ne dépassent pas quelques Hz. Concernant les capteurs de flux (micro-bobines), ils nécessitent l'utilisation de champs de quelques kHz pour avoir suffisamment de signal. Les systèmes de navigation magnétiques ne pouvant pas générer ce type de champ, il est nécessaire d'ajouter une source supplémentaire les produisant (voir II.2.2). Cette approche est viable pour les systèmes de navigation basés sur les aimants permanents, mais n'est pas éligible pour ceux utilisant des électro-aimants à cause des concentrateurs de flux de ceux-ci perturbant le champ de localisation. Parmi les choix de capteurs intégrables restants, les capteurs magnétorésistifs, les fluxgate et les magnéto-inductifs ne sont pas utilisables dans l'application finale à cause de leurs dynamiques trop limitées.

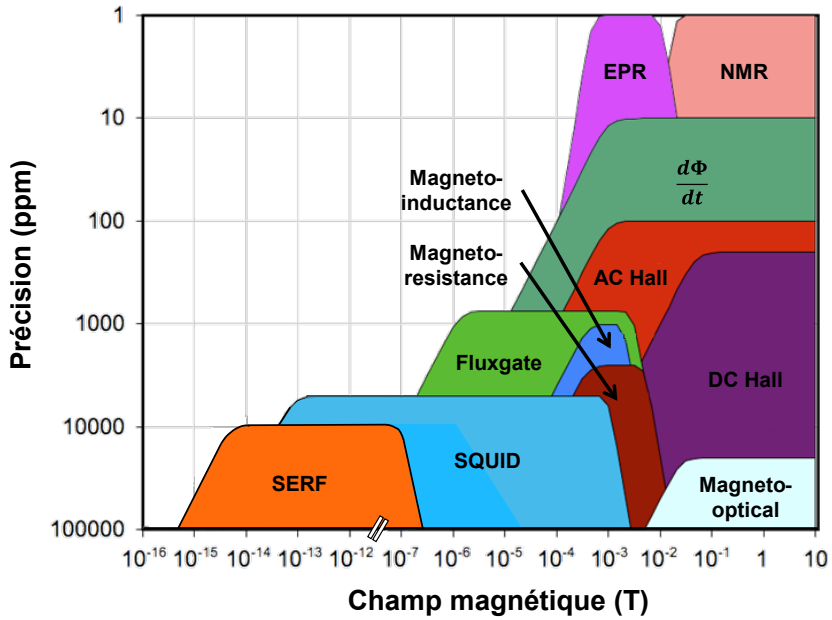


Fig.13 : Principaux types de magnétomètres en fonction des champs qu'ils peuvent mesurer en T et de leur précision en ppm, image adaptée de [142]

Les capteurs à effet Hall sont donc les seuls à remplir toutes les conditions. C'est pourquoi leur fonctionnement, leurs performances métrologiques et les produits disponibles sur le marché sont détaillés dans l'état de l'art qui suit. Bien que non éligibles pour notre application finale mettant en œuvre des champs de navigation magnétique de l'ordre de 50 mT, les capteurs magnétorésistifs sont aussi présentés dans cet état de l'art car ils sont utilisés dans notre système de localisation magnétique modèle. Ce système, développé au laboratoire pour démontrer les capacités de localisation de notre approche, fonctionne avec des champs plus faibles. Le rapport signal sur bruit (SNR) similaire à celui dans le système de navigation magnétique de l'équipe MSRL à Zürich avec des capteurs à effet Hall est donc conservé, ce qui permet d'émuler les performances de localisation attendues dans l'application finale sur un système de plus petite dimension et réalisable en laboratoire.

II.3.1. Capteurs à effet Hall

Principe de fonctionnement

L'effet Hall a été découvert en 1879 par Edwin H. Hall. Il énonce qu'«*un courant électrique traversant un matériau baignant dans un champ magnétique, engendre une tension perpendiculaire à ce dernier*» [145]. C'est à partir de ce principe de base qu'il est possible de faire un transducteur convertissant le champ magnétique en une tension proportionnelle. Ce magnétomètre est nommé capteur à effet Hall. Pour comprendre son fonctionnement, il faut retourner aux effets galvanomagnétiques. Les travaux de ce manuscrit reposant sur des capteurs intégrés, le cas étudié est celui d'un barreau de semi-conducteur (Si, GaAs, InSb, InAs, …) uniformément dopé de type N. Les porteurs sont dans ce cas les électrons de densité n et de charge électrique $-q$ ($-1{,}602 \times 10^{-19}$ C). Les effets galvanomagnétiques (Fig.14) sont la conséquence de la force électromagnétique ou force de Laplace ($\boldsymbol{F_L}$), s'exprimant par [146]:

$$\boldsymbol{F_L} = -q \cdot \boldsymbol{E_e} - q \cdot (\boldsymbol{v_n} \times \boldsymbol{B}) \qquad (3)$$

avec $\boldsymbol{E_e}$ le champ électrique auquel sont soumis les électrons, $\boldsymbol{v_n}$ la vitesse de déplacement des électrons, et $\boldsymbol{B}$ le champ magnétique en T.

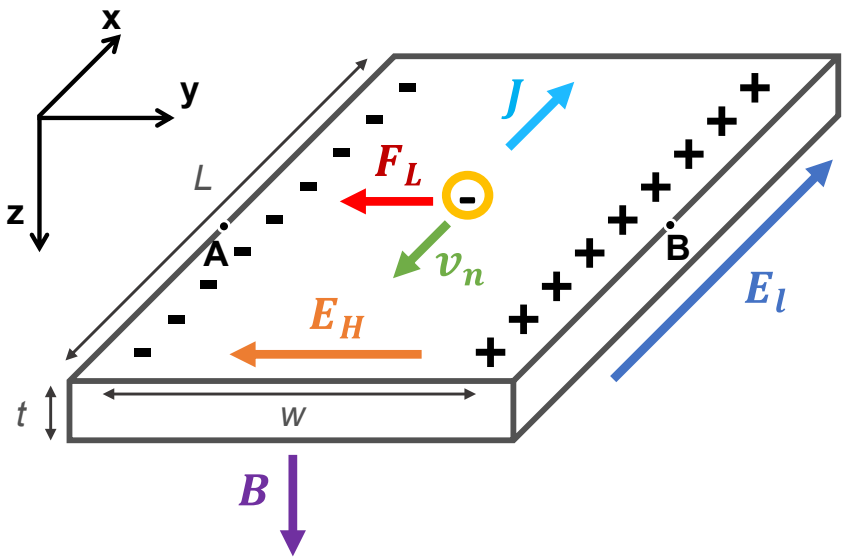


Fig.14 : Barreau de semi-conducteur dopé N infiniment long, soumis à l'effet Hall.

La Fig.14 décrit le cas général d'une plaque à effet Hall où le courant de densité $\boldsymbol{J} = \boldsymbol{J_x}$ circule selon l'axe des x, les faces latérales de la plaque étant sous haute impédance. Le courant dû aux trous dans un semi-conducteur de type N étant négligeable, la densité de courant au sein du barreau s'exprime par :

$$\boldsymbol{J} = \boldsymbol{J_n} = -q \cdot n \cdot \boldsymbol{v_n} \tag{4}$$

avec n la densité d'électrons

Lorsque $\boldsymbol{B}$ est nul, le courant circule suivant la longueur du barreau. Le type de porteur étant considéré unique, le champ électrique total $\boldsymbol{E_e}$ est décrit par la loi d'Ohm locale :

$$\boldsymbol{E_e} = \boldsymbol{E_l} = \frac{\boldsymbol{J_x}}{\sigma_n} \tag{5}$$

avec : $\sigma_n = n \cdot q \cdot \mu_n$, la conductivité électrique du barreau de semi-conducteur en S/m.

Lorsque $\boldsymbol{B}$ devient non nul, la composante magnétique de $\boldsymbol{F_L}$ ($q \cdot (\boldsymbol{v_n} \times \boldsymbol{B})$, appelée force de Lorentz) dévie les électrons vers la face latérale A de la plaque (cf. Fig. 14). Ceci provoque une accumulation de charges négatives la face A et l'apparition d'une charge positive sur la face latérale opposée, face B, égale en valeur absolue, le matériau restant neutre. Ces charges donnent lieu à un champ électrique, dit champ de Hall, $\boldsymbol{E_H}$ et à une force de Hall, $\boldsymbol{F_H} = -q \cdot \boldsymbol{E_H}$ qui compense la force de Lorentz $\boldsymbol{F_{Lmag}}$. Les deux forces, $\boldsymbol{F_{Lmag}}$ et $\boldsymbol{F_H}$ s'opposant parfaitement, le courant reste selon l'axe des x, et l'on a :

$$-q \cdot \boldsymbol{E_H} = q \cdot (\boldsymbol{v_n} \times \boldsymbol{B}) \tag{6}$$

En remplaçant $\boldsymbol{v_n}$ dans l'équation (6) par la relation issue de (4) et en supposant $\boldsymbol{B} = \boldsymbol{B_z}$, $\boldsymbol{E_H}$ s'exprime :

$$\boldsymbol{E_H} = \frac{1}{q \cdot n} \cdot \boldsymbol{J_x} \times \boldsymbol{B_z} \tag{7}$$

Il suffit alors de placer deux contacts ohmiques A et B, comme sur la figure 14, pour recueillir une tension, appelée tension de Hall, et qui s'exprime par :

$$V_H = \int_B^A \boldsymbol{E_H}\, dw = E_H \cdot W = \frac{1}{q \cdot n \cdot t} \cdot I_x \cdot B_z \tag{8}$$

avec I_x le courant de polarisation du capteur.

La tension de Hall est donc proportionnelle au courant de polarisation de la plaque et à la composante du champ magnétique perpendiculaire au plan de la plaque. Une analyse détaillée de la plaque permet de montrer que V_H est indépendant des composantes B_x et B_y sauf dans le cas de champs très intenses dont une des composantes dépasse le Tesla et où l'effet Hall planaire n'est alors plus négligeable [146]. Comme nos capteurs ne seront placés que dans des champs de quelques dizaines de mT, nous pouvons considérer que la plaque n'est sensible qu'à la composante B_z, c'est-à-dire à la composante du champ magnétique perpendiculaire au plan de la plaque. Il est aussi intéressant de noter que la tension de Hall est inversement proportionnelle au dopage n du semiconducteur.

Dans le cas très courant des capteurs de Hall intégrés dans les technologies CMOS, il faut donc utiliser les caissons n peu dopés de ces technologies pour réaliser le capteur (Fig.15). Les contacts sont quant à eux dopés N+ afin d'être ohmiques [147]. Le capteur à effet Hall 1D idéal ainsi obtenu est nommé HHD pour «Horizontal Hall Device» car son courant de polarisation circule horizontalement, i.e. dans le plan de la puce. Il permet une mesure du champ magnétique perpendiculaire à la puce. Le HHD peut prendre plusieurs formes géométriques, la plus classique étant celle en croix [148] où la polarisation en courant se fait entre les contacts C1 et C2 et la mesure de la tension de Hall entre C3 et C4 par exemple (Fig.15A).

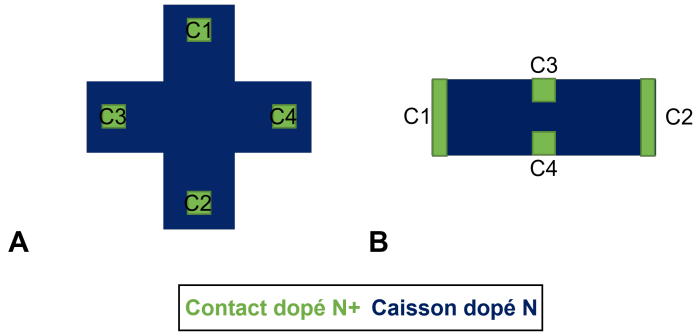


Fig.15 : Capteur à effet Hall horizontal (HHD), (A) en forme de croix (B) en forme de rectangle

Performances métrologiques des capteurs à effet Hall

L'équation (8) représentant un cas idéal, il est important d'introduire des facteurs de corrections de cette équation pour tenir compte d'effets réels qui dégradent les performances du capteur. En premier lieu, l'équation (8) a été établie en supposant que tous les électrons ont la même vitesse, ce qui n'est pas le cas dans la réalité.

La dispersion de la vitesse des porteurs, qui demande de tenir compte de la dispersion du temps de collision des porteurs, conduit à l'introduction du facteur de Hall r_H [146] dans l'expression de la tension de Hall. Pour du silicium de type N, r_H vaut 1,15 à température ambiante [147]. De manière analogue, un facteur de correction géométrique G est introduit pour tenir compte de l'effet de court-circuit. Ce dernier apparait à cause de la proximité des contacts de polarisation avec ceux de mesure, ce empêche la tension de Hall de s'établir totalement. Ce facteur compris entre 0 et 1 vaut 1, i.e. V_H s'établit totalement, lorsque la longueur est supérieure à trois fois sa largeur [147]. Avec ces corrections, l'expression de la tension V_H devient :

$$V_H = \frac{G.r_H}{q \cdot n \cdot t} \cdot I_x \cdot B_z \qquad (9)$$

avec $r_H \cong 1{,}15$ à température ambiante [147], et $G \in [0,1]$.

Les caractéristiques métrologiques les plus importantes d'un capteur sont sa sensibilité, son offset, sa résolution et sa dynamique de mesure. En reprenant l'équation (9), la sensibilité absolue du capteur s'exprime :

$$S_A = \frac{V_H}{B_z} = \frac{G.r_H}{q \cdot n \cdot t} \cdot I_{pol} = S_I \cdot I_{pol} \qquad (10)$$

avec S_I, la sensibilité relative au courant qui s'exprime en V/A.T.

En pratique, nous pouvons considérer que le produit $G \cdot r_H = 1$. D'autre part, dans les technologies intégrées, les caissons sont dopés avec $n \approx 10^{16} cm^{-3}$, voire légèrement au-dessus. Enfin l'épaisseur $t \approx 1 \text{ à } 2\ \mu m$. Ces valeurs typiques conduisent à une sensibilité relative au courant d'environ $100 V/AT$. D'autre part, le courant de polarisation de la plaque est classiquement limité à 1mA en raison de la résistance de la plaque de quelques $k\Omega$ et de la tension d'alimentation maximale de la technologie. En conséquence, la sensibilité absolue d'une plaque à effet Hall est typiquement de $100 mV/T$.

Du point de vue électrique, le capteur de Hall peut être vu comme un pont de Wheatstone et est connu pour présenter un offset important [147]. Cet offset provient du déséquilibre du pont dû principalement à la contrainte de cisaillement qui est inévitable au sein de la puce une fois celle-ci collée dans son boîtier. Toutefois, la technique du « spinning-current » permet de supprimer cet offset [147]. Comme le montre la Fig.16, cette technique consiste à échanger les contacts de polarisation et de mesure selon deux phases (phases 1 et 2) en conservant l'orientation de mesure de la tension de Hall par rapport à l'orientation du courant de polarisation. Dans ce cas, la tension de Hall reste la même sur les deux phases alors que l'offset est inversé. Il suffit alors de prendre la moyenne des deux mesures pour supprimer l'offset.

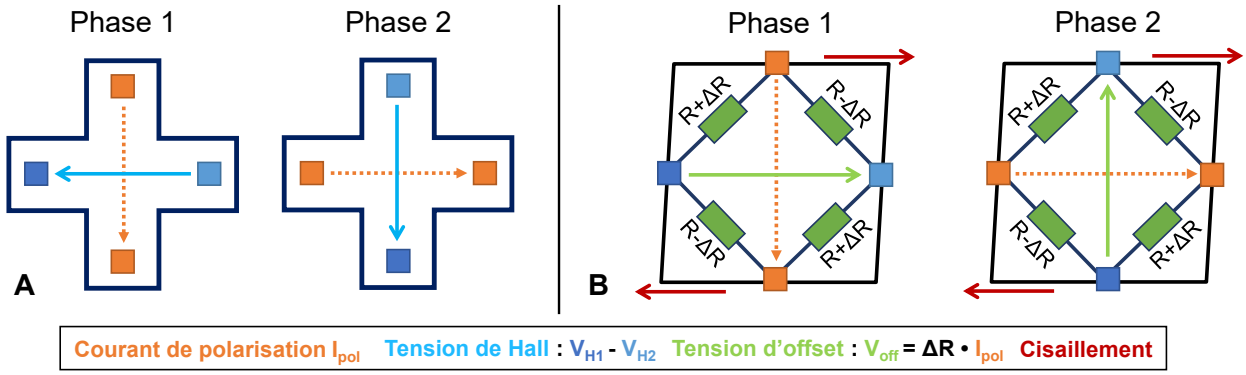


Fig.16 : (A) « Spinning-current » à deux phases appliqué à un HHD en croix (B) Modélisation du HHD contraint par un cisaillement par un pont de Wheatstone et effet du « Spinning-current »

En pratique, l'échange des contacts de polarisation et de mesure se fait périodiquement à une fréquence f_s pouvant atteindre $f_s = 100\ kHz$. L'offset est alors modulé autour de cette fréquence et un simple filtre passe-bas permet de le supprimer. D'autre part, comme le bruit en 1/f peut être vu comme un offset fluctuant à basse fréquence [147], la technique du « spinning-current » permet aussi de le supprimer. En effet, dans un capteur de Hall, le bruit en 1/f domine pour des fréquences inférieures au kHz [147]. Modulé autour de $100\ kHz$ par le « spinning-current », il sera très fortement atténué par un simple filtre passe-bas comme le montre la Fig.17. Actuellement, tous les capteurs commerciaux implémentent cette technique.

La résolution du capteur est donnée par $\sigma_B = \sqrt{P_{noise}}/S_A$. P_{noise} représente la puissance moyenne de bruit en sortie du capteur sur la bande passante de mesure. Grâce à la technique du « spinning-current », les capteurs de Hall ne présentent que du bruit thermique. Ce point est très important car les bandes passantes de mesure sont généralement autour du kHz, voire inférieures pour notre application. Sans suppression du bruit en 1/f qui domine à ces fréquences, la résolution serait très médiocre.

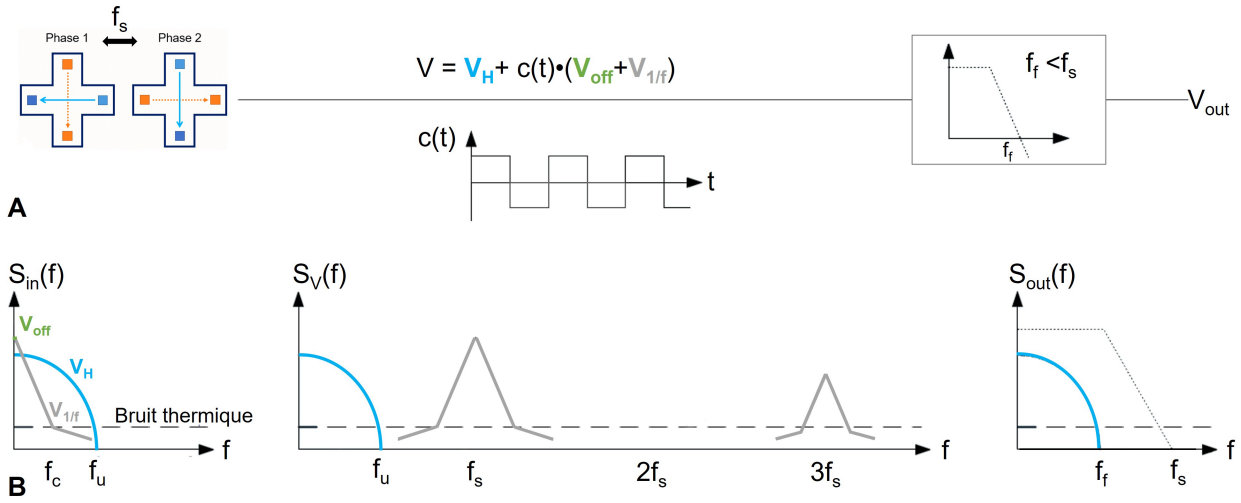


Fig.17 : « Spinning-current » permettant la suppression de l'offset et du bruit en 1/f, (A) Principe, (B) Spectre fréquentiel des signaux

Sachant que la résistance vue entre les contacts de mesure est identique à celle de polarisation (cas classique du capteur en forme de croix), soit environ $R_m = 3\ k\Omega$, $P_{noise} = 4 \cdot k \cdot T \cdot R_m \cdot BW = 4{,}8 \cdot 10^{-14}\ V^2$ à température ambiante pour une bande passante $BW = 1\ kHz$, en considérant alors une sensibilité absolue typique de $S_A = 100\ mV/T$, la résolution du capteur est de $\sigma_B = 2{,}2\ \mu T$. En pratique, les résolutions typiques des capteurs commerciaux sont comprises entre 1 et 10 µT car l'électronique de préamplification et d'implémentation de la technique du « spinning-current » apporte aussi sa contribution en bruit. Pour améliorer la résolution, l'une des techniques classiques consiste à choisir un semi-conducteur où la mobilité des électrons est plus grande que dans le Si comme le GaAs par exemple. Grâce à cela la résistance R_m diminue ce qui permet d'une part d'injecter plus de courant pour une tension d'alimentation donnée et ainsi augmenter S_A et d'autre part de diminuer le bruit thermique. La dernière caractéristique de mesure importante est la dynamique de mesure. Les capteurs de Hall étant linéaires pour des champs allant jusqu'à quelques T [146], ce n'est pas la plaque de Hall qui limite la dynamique mais le choix du gain de la chaîne d'amplification co-intégrée avec le capteur Hall sur la puce. La majorité des applications des capteurs à effet Hall utilisant des champs de quelques mT à une centaine de mT, les gains des chaînes instrumentales des capteurs commerciaux sont choisis pour adresser des dynamiques de quelques dizaines à quelques centaines de mT.

En résumé, une plaque de Hall permet de mesurer des champs allant du µT à plusieurs T avec une résolution de l'ordre du µT pour des bandes passantes de l'ordre du kHz. D'autre part, elle présente un offset très faible grâce à la technique du « spinning-current ». A noter toutefois qu'en pratique, les capteurs commerciaux ont des dynamiques limitées à 100, voire 200 mT car les applications utilisant des champs plus intenses sont très rares.

Capteur à effet Hall 3D

La géométrie venant d'être étudiée, le HHD, permet de mesurer le champ perpendiculaire à la puce, à savoir B_z. Pour réaliser un capteur intégré 3D, il faut introduire un capteur capable de mesurer les composantes du champ dans le plan de la puce, c'est-à-dire B_x et B_y. Nous utilisons pour cela un VHD (Vertical Hall Device) dénommé ainsi car son principe de fonctionnement est tiré d'une plaque à effet Hall placée verticalement et dépliée (Fig.18) pour amener les contacts de mesure et de polarisation en surface de la puce [146]. Le capteur VHD ainsi obtenu est polarisé entre les contacts C3 et C1 afin de pouvoir mesurer V_H entre C2 et C4.

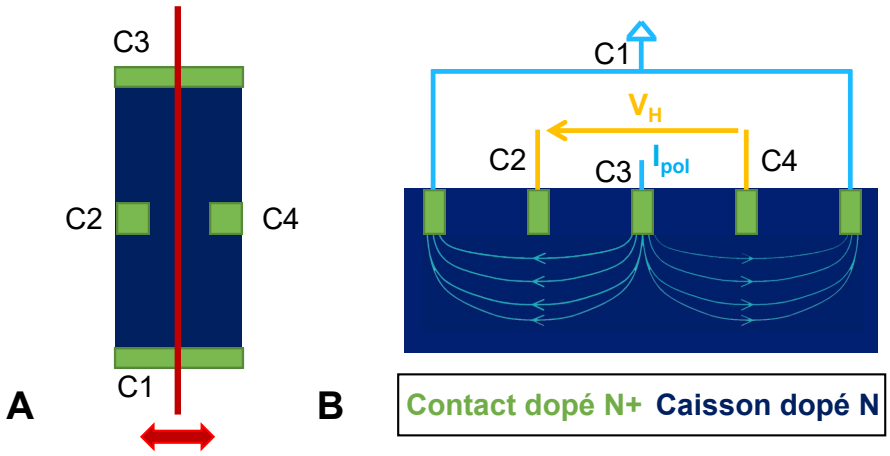


Fig.18 : Principe d'un VHD

Les performances du VHD peuvent être optimisées à l'instar de celle du HHD par l'électronique co-intégrée sur la puce. En particulier, le « spinning-current » décrit dans le cas du HHD peut également s'appliquer au VHD. Il faut cependant quatre phases afin de supprimer l'influence de l'offset systématique provenant de la zone de charge d'espace dans le caisson N en raison de la présence du substrat P de la puce et donc de l'existence d'une jonction NP polarisée en inverse [149]. Néanmoins, de par sa géométrie et du fait de la faible profondeur des caissons N des technologies CMOS dans lesquelles sont intégrés les VHD, la sensibilité d'un VHD reste limitée par un facteur géométrique généralement compris en 0,7 et 0,8, soit inférieur à celui du HHD qui est facilement proche de 1 [150]. Ainsi, les résolutions de mesure des VHD sont toujours moins bonnes que celles des HHD, typiquement d'un facteur 2 à 3. En conséquence, dans les capteurs 3D commerciaux les résolutions sont parfois différentes entre les axes X/Y (VHD) et l'axe Z (HHD). Au final, pour obtenir un capteur à effet Hall 3D, un HHD est combiné à deux VHD orientés à 90° l'un par rapport à l'autre sur une empreinte occupant environ $50\ \mu m \times 50\ \mu m$ (Fig. 19) [151].

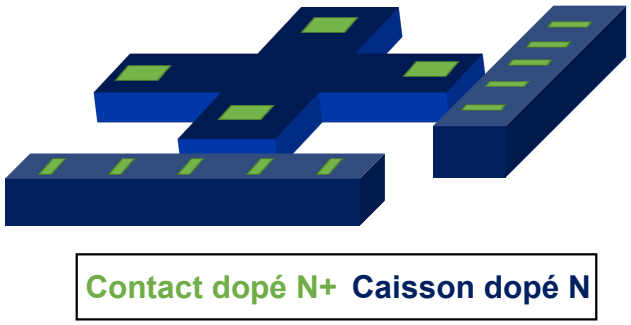


Fig.19 : Capteur à effet Hall 3D

Capteurs à effet Hall commerciaux et choix des capteurs

Pour le développement de notre système de localisation, nous aurions pu développer notre propre capteur de Hall sur un ASIC (Application Specific Integrated Circuit) mais nous avons choisi de nous servir de capteurs commerciaux. L'avantage de développer son propre capteur via un ASIC est de pouvoir l'adapter au mieux à l'application. Cela implique cependant un temps de développement très long, car en plus du capteur en lui-même (élément sensible, polarisation tournante, …), il faut développer tous les blocs servant à numériser le signal (ADC, module I^2C, …). D'autre part, les délais de fabrication d'un ASIC sont actuellement très longs en raison de la tension mondiale sur le marché des semi-conducteurs qui est considérable depuis 2020. Nous avons donc fait le choix d'utiliser des capteurs commerciaux. L'avantage de cette solution est l'accès à des capteurs performants avec un packaging de niveau industriel, incluant la chaine d'acquisition et une sortie numérique. Les itérations de développement du système de localisation sont donc beaucoup plus rapides. Le tableau 3 résume les principaux capteurs répondant à nos critères et disponibles sur le marché durant ce travail de thèse. Ils sont comparés au capteur idéal pour l'application.

Tableau 3 : Principaux capteurs à effet Hall 3D à sortie numérique disponibles sur le marché (dans leur configuration idéale), comparés aux performances théoriques du capteur idéal ciblé

	Niveau de détectabilité [µT/LSB]	*Bruit [μT_{rms}]*	*Dynamique [mT]*	*Fréquence de mesure max. [Hz]*	*Dimensions boitier [mm^3]*	*Sortie(s)*	*Source*
Capteur cible	1	1	± 100	1000	Submillimétrique	I^2C	/
AK09970N	1,1	5	± 36	100	3 x 3 x 0,75	I^2C, SPI	[152]
AK09970D	1,1	5	± 36	100	1,35 x 1,35 x 0,57	I^2C	[152]
AK09973D	1,1	5,5	± 36	2000	1,18 x 0,78 x 0,55	I^2C	[152]
AK09915C	0,15	N.D.	± 4,91	200	1,6 x 1,6 x 0,5	I^2C, SPI	[153]
AK09918C	0,15	N.D.	± 4,91	100	0,8 x 0,8 x 0,5	I^2C	[153]
AK09919C	0,15	N.D.	± 4,91	100	0,8 x 0,8 x 0,5	I^2C, I3C	[153]
TMAG5273A1	1.22	22 (X,Y) 9 (Z)	± 40	10000	2,9 x 1,6 x 1,1	I^2C	[154]
TMAG5273A2	1.22	24 (X,Y) 15 (Z)	± 133	10000	2,9 x 1,6 x 1,1	I^2C	[154]
ALS31300	25	100(X,Y) 37,5 (Z)	± 50	16000	3 x 3 x 0,75	I^2C	[155]
ALS31313	25	100(X,Y) 37,5 (Z)	± 50	16000	4,4 x 3 x 1,10	I^2C	[156]
MV2	100	113(X,Y) 45 (Z)	± 100	3000	3 x 3 x 0,9	SPI	[157]
TLE493D	64	100	± 100	8500	1,13 x 0,93 x 0,59	I^2C	[158]
MLX90392	1,5	11	± 50	1400	2 x 2,5 x 0,4	I^2C	[159]

Le capteur *AK09970* de la société japonaise AKM (Asahi Kasei Microdevices, San Jose, CA, USA) possède le meilleur niveau de détectabilité (1,1 µT/LSB) du marché pour un capteur à effet Hall dont la dynamique n'a pas été limitée à quelques mT et avec une sortie numérique. Il présente en outre un boitier millimétrique ($1{,}35 \times 1{,}35 \times 0{,}57\ mm^3$) et une sortie des données à 100 Hz. La dynamique sur les trois axes de ± 36 mT est le seul point faible de ce capteur, mais une telle dynamique pourrait suffire dans le futur car il est prévu à terme de baisser la valeur du champ de navigation dans le projet. Il a donc été sélectionné pour le projet. Le second capteur sélectionné, le *AK09973D* est une évolution du *AK09970*. Les performances métrologiques sont similaires mais deux aspects intéressants pour nous ont été améliorés avec une taille du boitier diminuée ($1{,}18 \times 0{,}78 \times 0{,}5\ mm^3$) et une second adresse I²C ajoutée. La plupart des capteurs de la série *AK0991XC* présente des aspects utiles pour le développement de notre système de localisation (excellente résolution, packaging compact, I²C) sauf la dynamique de mesure. Les performances de cette série sont probablement dues à l'utilisation d'un semi-conducteur GaAs même si cela n'est pas confirmé explicitement par le fabricant. De plus si la dynamique de mesure était déjà un point limitant pour les capteurs précédents, elle est pour cette série beaucoup trop faible. Cette série de capteurs *AK0991XC* n'a donc pas été sélectionnée. Le capteur *TMAG5273A1* provenant de la société Texas Instruments (Dallas, TX, USA) offre des performances similaires aux capteurs de la société AKM, avec une fréquence maximale supérieure, un adressage I²C, une dynamique configurable et un boiter plus fiable à l'assemblage que les boitiers « wafer-level ». Il est donc intéressant pour nos développements de caméras, d'autant que la version A2 propose une dynamique supérieure certes au détriment de la résolution. Les deux capteurs *ALS31300* et *ALS31313* commercialisés par la société Allegro MicroSystems (Manchester, NH, USA), offrent des performances métrologiques trop faibles et/ou un boitier trop grand pour pouvoir être sélectionnés par rapport aux capteurs présentés précédemment. Le même constat est à faire pour le *MV2* (Metrolab Technology SA, Genève, Suisse) et le *TLE493D* (Infineon, Neubiberg, Allemagne). Enfin même s'ils présentent des performances métrologiques de premier plan, les capteurs issus de la technologie *Triaxis*® de la société Melexis (Ypres, Belgique) [160] (donnée en exemple dans le tableau avec le *MLX90392*), sont exclus pour notre application car avec leur concentrateur de flux des phénomènes d'hystérésis apparaissent.

II.3.2. Capteurs magnétorésistifs

Magnétorésistances

Le phénomène de magnétorésistance (MR) a été découvert en 1856 par William Thomson connu aussi sous le nom de Lord Kelvin. Comme son nom l'indique ce phénomène décrit le changement de résistivité électrique de certains matériaux lorsque ceux-ci sont soumis à un champ magnétique. Parmi les différents types de matériaux réagissant au champ magnétique, les matériaux ferromagnétiques sont les plus intéressants pour exploiter le phénomène de magnétorésistance. En particulier les matériaux ferromagnétiques qualifiés de « doux » car ils sont sensibles à des champs beaucoup plus faibles que ceux qualifiés de « durs ». Le phénomène de magnétorésistance a seulement commencé à être exploité plus d'une centaine d'années après sa découverte avec principalement le travail de Hunt en 1971 pour la lecture de bande magnétique [161]. Cet essor tardif est dû à la nécessité de développer des technologies permettant de réaliser des couches minces de matériaux. Ce point est essentiel, car en couche mince, ces matériaux présentent ce que l'on appelle un axe d'anisotropie (Stoner-Wohlfarth,1947, [162]). Cet axe est la direction privilégiée selon laquelle s'établit le vecteur aimantation (noté $\boldsymbol{M}$) du matériau lorsque celui-ci n'est pas soumis à un champ magnétique extérieur.

Le modèle de Stoner-Wohlfarth décrit également le comportement de $\boldsymbol{M}$ lorsqu'un champ extérieur (noté $\boldsymbol{H}$ en A/m) est appliqué. Les deux cas particuliers sont l'application d'un champ parallèle ou perpendiculaire. L'application d'un champ parallèle provoque un phénomène d'hystérésis. En effet un champ appliqué dans le même sens que la magnétisation n'a pas d'effet sur $\boldsymbol{M}$ (Fig. 20A), alors que si le sens est opposé, $\boldsymbol{M}$ bascule brusquement dans le sens inverse lorsqu'une valeur seuil est atteinte (Fig. 20B). Cette valeur est appelée champ coercitif (noté $\boldsymbol{H_c}$). Ce phénomène est réversible par l'application d'un champ dans le sens opposé. L'application d'un champ perpendiculaire à l'axe d'anisotropie provoque cette fois une rotation de $\boldsymbol{M}$ par rapport à son état initial (Fig. 20C). L'angle formé entre l'axe d'anisotropie et $\boldsymbol{M}$, noté ϕ, dépend dans ce cas de l'intensité du champ appliqué. $\boldsymbol{M}$ revient à sa position initiale après exposition au champ (Fig. 20D). Ces variations d'orientations du vecteur $\boldsymbol{M}$ sous l'effet d'un champ magnétique sont intéressantes car elles ont un lien direct avec le changement de résistance du matériau. D'autre part, l'utilisation de couche mince permet une intégration avec les technologies microélectroniques. A partir de ces principes, trois types de structures sont réalisables pour construire des capteurs, à savoir une magnétorésistance anisotrope (AMR), une magnétorésistance géante (GMR) et une magnétorésistance à effet tunnel (TMR).

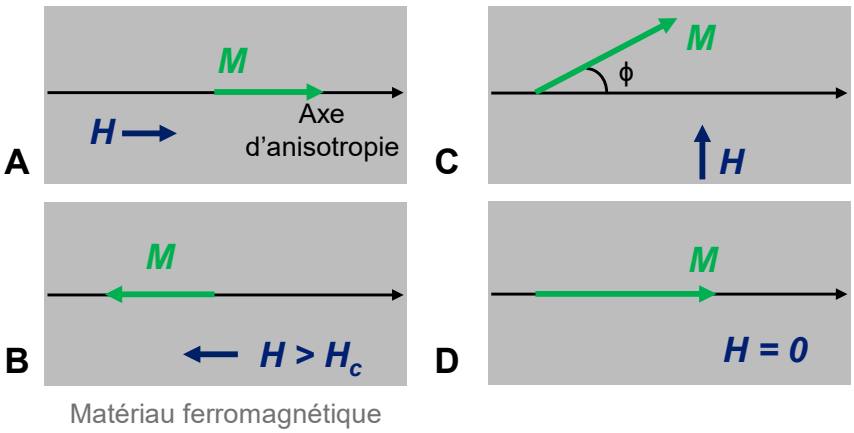


Fig.20 : Matériau ferromagnétique magnétisé selon son axe d'anisotropie, et soumis à un champ $\boldsymbol{H}$ (A) parallèle et dans le sens de $\boldsymbol{M}$, (B) parallèle et dans le sens inverse de $\boldsymbol{M}$,(C) perpendiculaire à l' axe d'anisotropie, (D) nul.

Capteurs AMR

La structure la plus simple pour réaliser un capteur est basée sur la magnétorésistance anisotrope (AMR). Le matériau utilisé classiquement est le permalloy, une gamme d'alliages de nickel et de fer, où le pourcentage de chacun des matériaux varie en fonction des propriétés recherchées. La répartition classique, pour les capteurs AMR, est située autour de 80 pour 20, i.e. $Ni_{80}Fe_{20}$, afin de réduire au maximum la coercivité et rendre la magnétostriction négligeable [163]. Il est cependant possible d'utiliser d'autres matériaux [164]. L'effet de magnétorésistance anisotrope dans un matériau ferromagnétique provient de la diffusion des électrons entre les bandes d'énergies 4s et 3d [165] qui dépend de la direction entre le courant électrique (i.e. du flux d'électrons) et l'aimantation $\boldsymbol{M}$.

La mobilité des électrons dépendant de leur diffusion, il en résulte une variation de la résistivité du matériau s'exprimant par :

$$\rho(\theta) = \rho_{\perp} + \Delta\rho \cdot \cos^2(\theta) \qquad (11)$$

avec $\Delta\rho = \rho_{\parallel} - \rho_{\perp}$, $\rho_{\parallel}$ et $\rho_{\perp}$ les résistivités lorsque le courant est respectivement parallèle et perpendiculaire à l'aimantation et θ l'angle formé entre le courant i et $\boldsymbol{M}$.

Sous l'effet d'un champ magnétique externe dans le plan de la résistance, l'angle ϕ formé entre l'axe d'anisotropie de la résistance et le vecteur $\boldsymbol{M}$ est décrit pour les petits angles par [166]:

$$\sin(\phi) = \frac{H_y}{H_k + \frac{H_x}{\cos(\phi)}} \cong \frac{H_y}{H_k + H_x} \tag{12}$$

avec H_k le champ magnétique d'anisotropie de la structure, H_x et H_y les composantes du champ extérieur dans le plan de la résistance et ϕ l'angle formé entre l'axe d'anisotropie et $\boldsymbol{M}$ (Fig. 20C).

Comme cette équation est valable pour les petits angles, i.e. $\cos(\phi) \cong 1$, elle peut être correctement approximée par la seconde fraction de l'équation (12).Les petits angles impliquent aussi que le champ magnétique externe en jeu soit relativement faible, ce qui permet d'approximer $H_k + H_x \cong H_k$ car $H_k \gg H_x$. H_k étant une propriété de la couche ferromagnétique, la variation de l'angle ϕ dépend donc principalement de l'intensité de la composante du champ perpendiculaire à l'axe d'anisotropie, ici H_y. D'autre part si le courant i est injecté dans la résistance selon l'axe d'anisotropie, l'angle θ formé entre le courant i et $\boldsymbol{M}$ et l'angle ϕ formé entre l'axe d'anisotropie et $\boldsymbol{M}$ (Fig. 20C) sont égaux. Il est alors possible de combiner (11) et (12) sur le volume du matériau afin d'obtenir la formule décrivant la variation de résistance d'une structure AMR :

$$R(H) = R_{\parallel} - \Delta R \cdot \left(\frac{{H_y}^2}{{H_k}^2}\right) \tag{13}$$

avec $\Delta R = R_{\parallel} - R_{\perp}$ la différence entre les valeurs de résistances lorsque le courant est respectivement parallèle et perpendiculaire.

Le capteur magnétique 1D obtenu à partir de la relation (13) a cependant une réponse quadratique (Fig. 21C, courbe θ = 0°) à cause du terme ${H_y}^2$. Pour linéariser la réponse, la méthode utilisée couramment dans l'industrie est nommée architecture « Barber pole ». Elle consiste à polariser le capteur avec un courant à ± 45° par rapport à l'aimantation de l'AMR (Fig. 21A, exemple pour θ = + 45°). Ainsi lorsque qu'aucun champ perpendiculaire n'est appliqué, la variation relative de résistance du capteur est sur un point milieu (Fig. 21C, courbe θ = ± 45°). Puis lorsque le champ est appliqué (Fig. 21B), la variation se fait sur une zone pouvant être considérée comme quasi-linéaire (Fig. 21C).

Pour implémenter de manière pratique cette polarisation à ±45°, des bandes d'un métal non magnétique et à haute conductance sont déposées sur le matériau ferromagnétique selon un angle de ±45° (Fig.22). Ces bandes sont déposées suffisamment proches pour que le champ électrique, qui s'établit perpendiculairement aux interfaces des bandes reste dans la même direction dans le matériau ferromagnétique entre les bandes de métal non magnétique. Le courant, parallèle au champ électrique, circule selon une trajectoire à 45° par rapport à l'aimantation.

En équation, pour voir l'apport de la structure « Barber Pole », il faut repartir de l'équation (11) en remplaçant θ par $\theta + 45°$. A l'aide des trois formules trigonométriques suivantes : $\sin(2a) = 2 \cdot \sin(a) \cdot \cos(a)$, $\sin(a+b) = \sin(a) \cdot \cos(b) + \sin(b) \cdot \cos(a)$ et $1 - \sin^2(a) = \cos^2(a)$, il est possible de réécrire l'équation (11) pour aboutir la relation (14) valable pour une polarisation initiale à 45°. Cela a été montré pour la première fois par Kuijk *et al.* dès 1975 dans [167] :

$$R(H) = R_{\parallel} \pm \Delta R \cdot \frac{H_y}{H_k} \cdot \sqrt{1 - \left(\frac{H_y}{H_k}\right)^2} \qquad (14)$$

La réponse du capteur devient ainsi quasi-linéaire dans la zone autour de zéro.

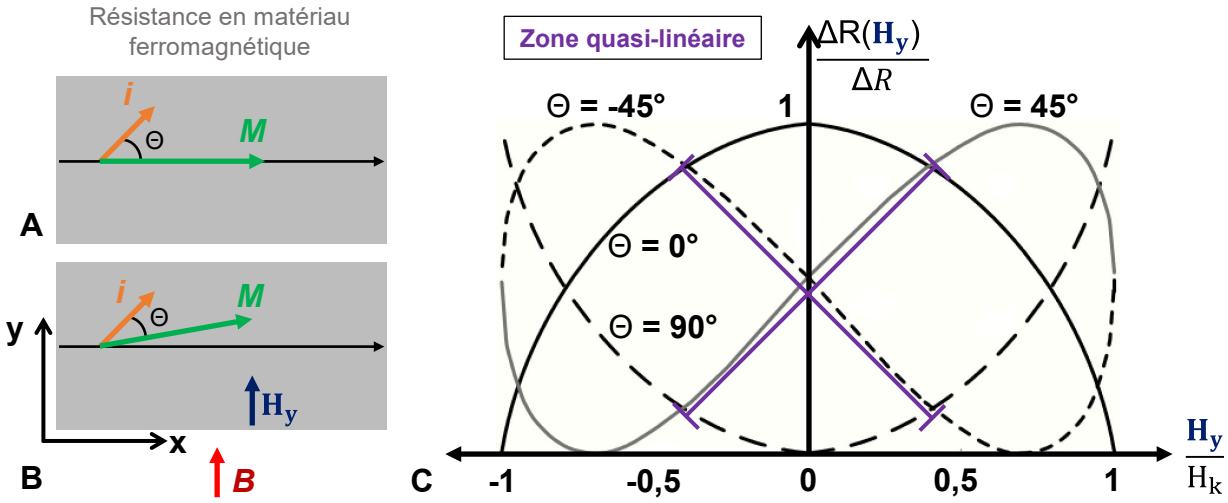


Fig.21 : (A) Résistance d'un matériau ferromagnétique d'aimantation M polarisé par un courant i à 45° (B) La même résistance soumise à un champ magnétique selon son axe y (C) Graphique de la variation relative de résistance selon le champ magnétique appliqué et l'angle du courant de polarisation avec l'aimantation. Graphique adapté de [168]

Pour permettre de contrôler le signe de la réponse du capteur, quatre magnétorésistances sont montées en pont de Wheatstone (Fig.22). Le dernier élément à ajouter pour réaliser un capteur performant en toute circonstance est un ensemble de bobines permettant d'agir sur la magnétisation du matériau. En effet, si le capteur est soumis à un champ supérieur au champ coercitif H_c, le vecteur $\boldsymbol{M}$ peut avoir été basculé de sens et le capteur ne fonctionne plus correctement. En appliquant un champ dit de « Set » supérieur à H_c dans le sens prévu par la construction du capteur, il est possible de replacer $\boldsymbol{M}$ dans le bon sens pour que le capteur fonctionne de manière conforme à ses spécifications.

Ces bobines peuvent également générer un champ de dit de « Reset » afin de changer volontairement le sens de $\boldsymbol{M}$. Cela est utile pour supprimer l'offset du capteur en mesurant une fois la réponse du capteur dans chaque sens de $\boldsymbol{M}$, et en moyennant les résultats [169]. Enfin pour obtenir un capteur AMR 3D, il faut pouvoir arranger trois structures « Barber pole », une selon chaque axe. Si des techniques classiques de microélectronique avec des dépôts successifs peuvent être utilisées, il existe aussi des méthodes de pliages en origami par exemple [164].

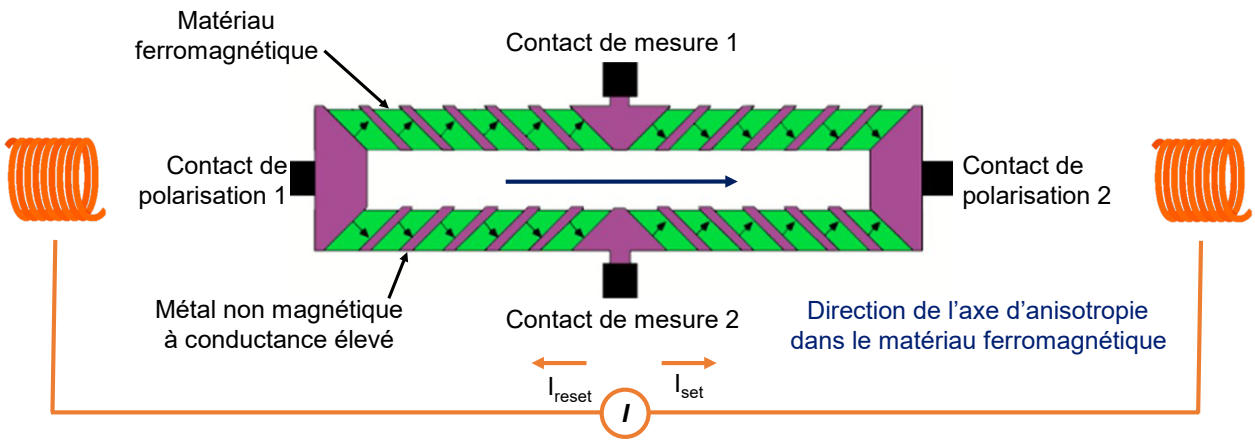


Fig.22 : Capteur AMR en configuration « Barber pole », avec les bobines permettant un SET/RESET de la magnétisation des éléments sensibles. Schéma adapté de [169]

Capteurs GMR

Un second moyen de réaliser un capteur magnétorésistif est basé sur l'utilisation d'une structure GMR. La structure GMR, pour magnétorésistance géante, a été découverte parallèlement en 1988 par l'équipe de A. Fert [170] et celle de P. Grunberg [171]. Cette structure est un empilement de couches minces de matériau ferromagnétique et de matériau non-magnétique de manière alternée. Lors de la construction, les couches ferromagnétiques sont réalisées de sorte que leur vecteur aimantation soit dans le sens opposé de celui de la couche suivante (Fig.23A). Ceci est appelé état antiparallèle. Dans une couche aimantée, le libre parcours moyen des électrons dépend de l'orientation de leur spin par rapport à celle de l'aimantation. Lorsque l'électron est de spin est « up », i.e., que son spin est parallèle à l'aimantation, son libre parcours moyen est grand. C'est l'inverse lorsque son spin est « down », c'est-à-dire antiparallèle à l'aimantation. Dans ce dernier cas, l'électron est fortement diffusé par la couche. En conséquence, lorsque la structure GMR est dans un état antiparallèle, les électrons des deux espèces (spin up ou spin down) sont fortement diffusés dans une couche sur deux lorsqu'ils traversent la structure (Fig.23A). La GMR présente alors une forte résistance. Si en revanche un champ magnétique suffisamment intense est appliqué sur la GMR de sorte que les moments magnétiques de toutes les couches ferromagnétiques soient dans le même sens, la structure passe dans un état dit parallèle et présente une faible résistance car les électrons de spin up la traversent très facilement (Fig.23A).

Pour profiter de ce principe et construire un magnétomètre, une structure GMR qualifiée de « spin-valve » est généralement réalisée (Fig.23B). Elle consiste en quatre couches superposées. La première est une couche antiferromagnétique, la deuxième une couche magnétique dite figée, la troisième une couche non-magnétique et la dernière une couche magnétique dite libre. La couche antiferromagnétique permet de figer l'aimantation de la seconde couche [169], [172]. Dans la couche dite libre, le vecteur $\boldsymbol{M}$ est en revanche libre de varier en fonction du champ externe appliqué dans le plan de la couche. Lorsqu'aucun champ n'est appliqué, la structure est telle que l'aimantation de sa couche libre soit orientée perpendiculairement à l'orientation de l'aimantation de la couche figée.

En appliquant alors un champ parallèlement à l'aimantation de la couche figée et dans la même direction, l'aimantation de la couche libre tourne d'un angle θ_f et la variation de résistance de la structure s'exprime par [173]:

$$R(H) = R_p + \frac{R_{ap} - R_p}{2} \cdot (1 - \sin(\theta_f)) \quad (15)$$

avec R_p, la résistance lorsque les vecteurs $\boldsymbol{M}$ des couches magnétiques sont parallèles et R_{ap}, la résistance lorsque les vecteurs $\boldsymbol{M}$ des couches magnétiques sont antiparallèles.

Il en résulte une variation de résistance en fonction du champ externe appliqué quasi-linéaire, avec une légère hystérésis (Fig.23C). Cette hystérésis peut être atténuée par l'application d'un champ selon l'axe d'anisotropie de la couche libre. Enfin à l'instar des capteurs AMR, cette structure de capteur GMR est également 1D. Pour réaliser un capteur 3D, il faut donc trois structures perpendiculaires entre elles.

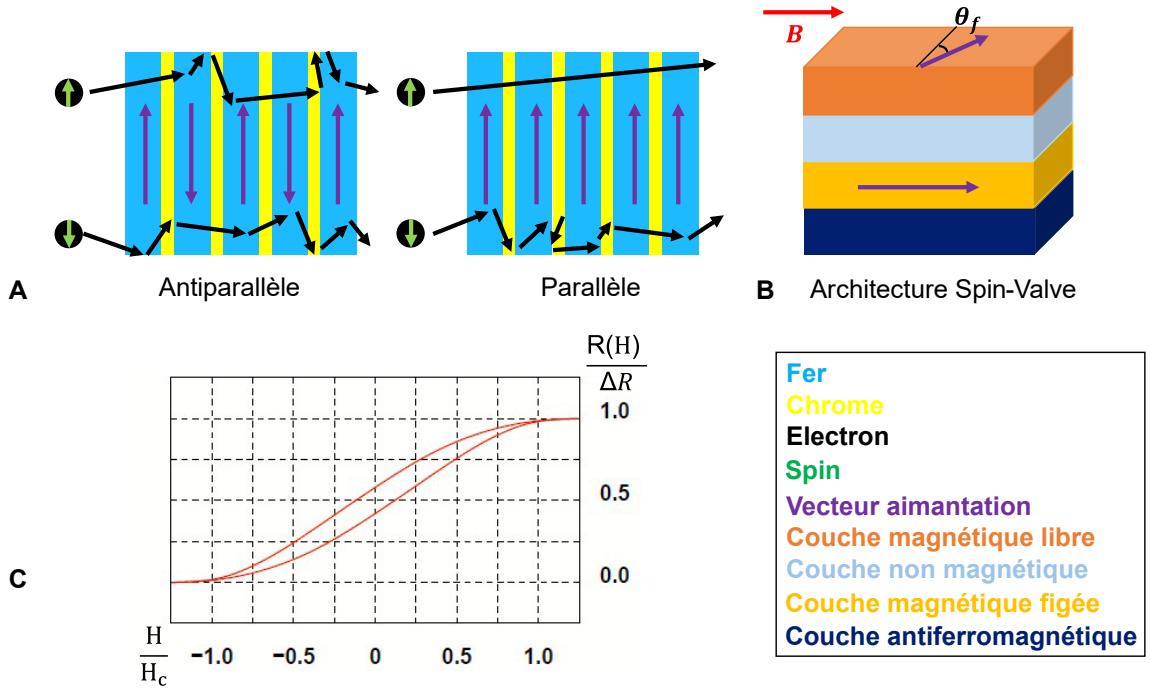


Fig.23 : (A) Diffusion des électrons de spin up et down dans une structure GMR, dans l'état parallèle et antiparallèle (B) Capteur GMR réalisé avec une structure «spin-valve» (C) Réponse à l'application d'un champ du capteur, graphique adapté de [165]

Capteurs TMR

Le troisième moyen de réaliser un capteur magnétorésistif est basé sur l'utilisation d'une structure TMR. La structure TMR, pour magnétorésistance à effet tunnel est très similaire à la structure GMR bien que les effets physiques utilisés soient totalement différents. En effet, la seule modification entre une structure GMR et une TMR se situe au niveau de la couche séparant les deux matériaux ferromagnétiques. La couche conductrice non magnétique de la GMR est remplacée par un isolant. De ce fait le passage des électrons à travers la structure se fait grâce à l'effet tunnel [172]. Ceci a été découvert dès 1975 par Julliere [174]. Il a cependant fallu attendre les progrès (toujours en cours) dans le développement des technologies des MRAM pour que des jonctions magnétiques à effet Tunnel (MTJ) soient produites de manière stable, les MRAM et les capteurs TMR partageant cette structure de base. Les capteurs TMR sont régis par la même équation que les capteurs GMR ((17)) [163]. Seules les valeurs de résistances maximales, et donc les variations de résistances, le niveau de bruit … changent entre les GMR et les TMR [163].

Etude comparative AMR/GMR/TMR pour notre application

Pour comparer les trois structures venant d'être présentées, le critère le plus classique est la variation maximale de résistance en fonction du champ. Il est généralement admis que le ratio de variation pour une AMR est de 3-5%, de 10-20% pour une GMR et de 100% pour une TMR [175] bien que ces chiffres puissent différer en fonction des technologies industrielles. Les capteurs GMR et TMR présentent donc des sensibilités supérieures voir très supérieures (TMR) par rapport aux capteurs AMR. Les GMR permettent aussi d'atteindre des dynamiques plus grandes que les AMR. Les versions industrielles des capteurs GMR et TMR présentent donc un potentiel plus intéressant car elles seront à terme plus performantes que les AMR dans la majorité des domaines. Mais au-delà des performances intrinsèques des trois structures, il faut également prendre en compte leur capacité à être fabriquées de manière industrielle, miniaturisées et intégrées à de l'électronique CMOS standard à ce jour. Sur ces trois points les capteurs AMR se démarquent car ils ont la structure la plus simple. Ces capteurs ont atteint la maturité industrielle, avec pour preuve l'apparition sur le marché de capteurs 3D à sortie numérique dans des boitiers millimétriques voir submillimétriques (e.g., *MMC5603NJ*, voir Tab.4). Pour les capteurs GMR et TMR ce point n'est pas encore atteint. La grande majorité des capteurs du commerce consistent en un élément sensible 1D même si des exceptions sont apparues récemment avec l'intégration de l'électronique de contrôle (*SM324-10E*, Tab.4). Les capteurs magnétorésistifs servant dans notre application à la réalisation d'une caméra magnétique haute densité (voir Chap. III), la technologie AMR a été retenue et plus particulièrement le *MMC5603NJ* qui présente le meilleur compromis performances, taille et sortie numérique. Le tableau 4 résume quelques exemples parmi les principaux capteurs disponibles sur le marché durant ce travail de thèse.

Tableau 4 : Principaux capteurs magnétorésistifs disponibles sur le marché dans leur configuration idéale

	Tech.	*Sensibilité*	*Bruit*	*Dynamique [mT]*	*Axe*	*Fréquence de mesure max. [Hz]*	*Dimensions boitier [mm^3]*	*Sortie*	*Source*
MMC5603NJ	AMR	160 000 LSB/mT	150 nT	±3	3D	75	0,8x0,8x0,4	Num.	[176]
HMC1001	AMR	1,6 mV/mT	180 pT/√Hz	±0,2	1D	5M	9,8x3,8,1,37	Ana.	[177]
HMC1053	AMR	1 mV/V/G	50 nV/√Hz	±0,6	3D	5M	3x3x0,8	Ana.	[178]
NVE AAL004-10	GMR	4,2 mV/V/Oe	N.D.	±1,05	1D	500k	2,5x2,5x0,8	Ana.	[179]
RR112-1G42-532	TMR	-5 mV/V/G	N.D.	±8	1D	100	1,45x1,45x 0,45	Ana.	[180]
SM324-10E	TMR	4 194 304 LSB/mT	2,2 µT	±2	1D	300	2,5x2,5x0,8	Num.	[181]

II.4. Etat de l'art sur les caméras magnétiques

Une caméra de champ magnétique (MFC | Magnetic Field Camera) est une matrice bidimensionnelle ou tridimensionnelle de capteurs magnétiques. En mesurant de multiples données magnétiques dans l'espace et en les interpolant, il devient possible de cartographier le champ, et donc d'en faire une image 2D ou 3D, d'où l'utilisation du terme caméra. Dans la littérature, il est également possible de trouver les termes mappeur, système de cartographie ou matrice de capteurs. Comme l'a montré l'état de l'art sur la localisation magnétique, des caméras magnétiques sont dans certains cas à la base de certains systèmes de localisation. Mais il existe un panel plus large d'applications pour des MFCs, qui sont listées ci-après.

II.4.1. Applications des caméras magnétiques

Les applications des caméras magnétiques vont au-delà du thème de la localisation magnétique traité dans ce manuscrit. Parmi les multiples applications, sept applications principales sont décrites ci-dessous et sont résumées par la Fig.24 :

- ***Expériences de physiques*** : différents types d'expériences de physiques peuvent faire appel à des caméras magnétiques, depuis la caractérisation de matériaux magnétiques doux [182] jusqu'aux expériences de physique des particules [183]–[185] en passant par la cartographie du champ terrestre par exemple. Ces exemples montrent déjà la nécessité d'avoir des caméras de tailles et de résolutions spécifiques à l'application.

- ***Système industrielle | électronique de puissance*** : le diagnostic non invasif de machines électriques [186]–[188] pour la détection de défauts en production et/ou la maintenance préventive [189] dans le cadre industriel est l'application qui apparait comme la plus prometteuse à grande échelle. Dans le même ordre d'idée, une application similaire est le diagnostic de systèmes électriques, avec de la mesure de courants sans contact [190], [191].

- ***Contrôle qualité d'aimants permanents*** : la qualité des aimants est un sujet important pour beaucoup d'applications, de la microrobotique à la fabrication de moteurs. L'exemple des microrobots magnétiques, qui sont des aimants de forme spécifique [33], [34], est typique. En cartographiant le champ du microrobot, une caméra peut valider ou non la qualité de sa fabrication, tout en procurant plus d'informations qu'un contrôle par imagerie classique. De même, la qualité des aimants placés dans les cathéters magnétiques doit être suffisamment bonne pour réagir comme prévu au guidage. Par ailleurs, beaucoup d'entreprises se sont déjà positionnées sur le marché du contrôle d'aimants dans l'industrie des machines électriques (II.4.3), ce qui explique l'abondance de caméras basées sur l'effet Hall dans le commerce par rapport aux autres principes de mesure.

- ***IRM*** : certaines caméras magnétiques sont basées sur le principe de la résonnance magnétique nucléaire. Elles adressent le marché de l'IRM, pour réaliser des cartes du champ statique $\boldsymbol{B_0}$ de l'IRM afin d'en mesurer l'homogénéité. Le principal produit sur le marché est la *MFC2046* [192] de la société Metrolab. Ce modèle est le plus récent d'une série de produits commercialisés par Metrolab au cours des 30 dernières années. Cette caméra peut atteindre une résolution de 0,01 ppm à 1,5 T et mesurer du statique jusqu'à 33 Hz. En complément, pour les champs dynamiques, comme les gradients d'IRM, il existe la caméra développée par la start-up Skope (Zürich, Suisse) [193], [194]. La technologie de ces caméras est mature, maitrisée et offre une extrême précision de mesure. Cependant le principe de fonctionnement est aussi la principale limitation. En effet il est nécessaire de travailler autour d'un champ donné et l'information vectorielle n'est pas mesurable.

- ***Sécurité des patients*** : l'apparition en masse d'aimants permanents dans l'électronique grand public a depuis quelques années relancé le champ de recherche sur les interactions entre les implants actifs (ICDs, pacemaker, …) et ce type de produits (*iPhone 12* par exemple) [195]. Les caméras magnétiques servent dans ce cas à communiquer des informations quantitatives aux cliniciens. Ce sujet est développé en annexe A.1 comme application dérivée de ce travail de thèse [13]–[16].

- ***Détection d'objets ferreux*** : cette problématique assez large est utile dans des domaines très variés. Le premier exemple concerne les portiques de sécurité dans les aéroports/gares ou à l'entrée d'appareils comme les IRM. Ils sont souvent basés sur la mesure de courant de Foucault. Mais une alternative est possible via des caméras magnétiques qui peuvent détecter les objets ferreux qui concentrent les lignes de champ magnétique, et donc provoquent un changement local du champ. En fonction de la résolution de la caméra magnétique, la détection peut s'effectuer grâce au champ terrestre ou en utilisant un champ additionnel [196]. Un autre exemple connu est le domaine militaire et plus précisément la surveillance maritime [197]. En effet les navires ou les sous-marins sont des masses métalliques importantes distordant localement le champ magnétique terrestre et pouvant ainsi être détectés à distance [198], [199] grâce à des caméras équipées de capteurs très précis. Enfin des domaines moins intuitifs peuvent tirer avantage de ces même technologies. Le cas de l'archéologie a déjà été étudié dans plusieurs situations [200]–[202], ce qui conduit à l'émergence d'une discipline comme l'archéomagnétisme [203] où l'utilisation des caméras magnétiques hautes performances pourra avoir un apport important pour trouver de nouveaux sites ou confirmer des informations.

- ***Navigation et localisation magnétique*** : c'est l'application centrale de cette thèse, qui est détaillée dans ce manuscrit.

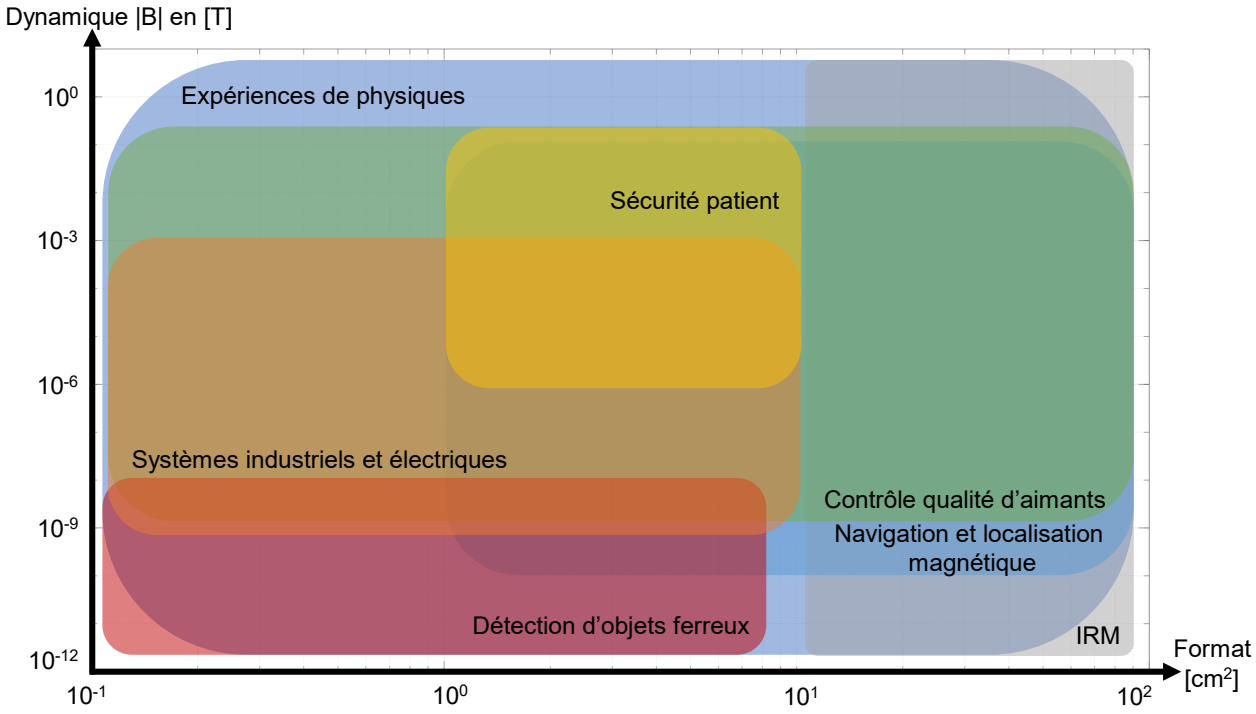


Fig.24 : Applications principales des caméras magnétiques représentés en fonction de la dynamique en T et du format en cm^2

D'autres applications vont se développer avec l'arrivée des caméras compactes pouvant mesurer des champs très faibles. Par exemple le biomagnétisme [204] qui regroupe des applications à court termes, en premier lieu la généralisation de l'utilisation des magnéto-cardiogrammes [205] ou des magnéto-encéphalogrammes [206] en clinique et des applications à plus long termes comme la localisation de billes magnétiques en biologie [207] ou les magnéto-grastrogrammes [208].

II.4.2. Développements académiques

Les caméras magnétiques peuvent être basées sur tous les types de capteurs magnétiques intégrables (II.3), même si la majorité est basée sur de l'effet Hall.

Caméras magnétiques basées sur l'effet Hall

Deux types de travaux se distinguent dans cette étude bibliographique. Les premiers sont ceux où l'élément sensible de base (le capteur de Hall) est développé par l'équipe de recherche, ce qui a abouti à un produit commercial le plus souvent. Les seconds sont ceux où les caméras sont basées directement sur des capteurs du commerce.

Dans la première catégorie, il faut d'abord citer le travail complet décrit dans une série d'articles [209]–[212] de chercheurs de l'institut Fraunhofer qui détaillent le capteur *HallinOne*® et comment la recherche s'est étendue au développement de la caméra *HallinSight*®. Grâce à la maitrise du capteur, la caméra peut mesurer des champs jusqu'à 4 T, à une fréquence allant du statique jusqu'à 10 kHz. La résolution annoncée est de 4 µT [213]. Les travaux de Vervaeke montrent l'utilisation du *Minicube 3D* pour cartographier des aimants permanents, avec notamment l'utilisation d'un robot trois axes [214], [215]. Plus de détails sur cette caméra sont donnés dans la partie suivante sur les produits commerciaux. Schlageter *et al.* montre dans leur article de 2001 la première matrice de capteurs à effet Hall qui peut donc être qualifiée de caméra magnétique [216]. Les capteurs utilisés sont dits cylindriques car ils mesurent le champ dans le plan de la puce grâce à des VHD et des concentrateurs de flux [217]. La chaine d'amplification analogique et de numérisation permet une lecture à 50 Hz des 16 capteurs (4x4) qui présentent un niveau de bruit de 6 µT et une dynamique jusqu'à 27 mT avant saturation [217]. Le travail de Liang *et al.* est complet en montrant le développement de la caméra magnétique à partir de celui du capteur et en allant jusqu'à l'application choisie, dans ce cas la détection d'objet [196]. L'innovation de ce travail est l'utilisation de capteurs basés sur le « Quantum Well Hall Effect ». Pour cela, la matrice (16×16) de capteurs de Hall 1D (croix) est réalisée sur un wafer composé de plusieurs couches de semi-conducteurs (GaAs, $In_{0.18}Ga_{0.82}As$, $Al_{0.35}Ga_{0.65}As$). Seuls les éléments sensibles sont réalisés sur le wafer, le reste de l'électronique de conditionnement est réalisé avec des composants discrets. La polarisation des capteurs se fait en tension alors que l'approche classique est une polarisation en courant [218]. Le bruit est réduit grâce à de la polarisation tournante sur deux phases. Une matrice (3×3) toujours 1D, mais basée sur une technologie silicium pour MEMS est décrite par Lee *et al.* [219]. Finalement Kim *et al.* proposent une MFC qualifiée dans ce manuscrit de bimodale, car plusieurs principes de mesure du champ y sont implémentés. La caméra est une matrice de 10 par 10 capteurs magnétorésistifs couplée à une seconde matrice de 32×32 capteurs de Hall [220]. La force de cette caméra est sa très grande densité alliée à une fréquence de mesure maximum de 6 Hz. Cependant les capteurs magnétorésistifs mesurent les composantes X et Y du champ quand les Hall mesurent Z. Disposer des trois axes pour chaque capteur offrirait plus de possibilités.

Dans la seconde catégorie qui regroupe les caméras dont l'élément sensible vient du commerce, le premier travail à citer est celui de Pascal *et al.* qui traite d'une première approche de cartographique dynamique du champ d'un système de navigation magnétique [221]. Pour cela la caméra développée couvre un volume de $40 \times 40 \times 40\ mm^3$ avec 64 capteurs Hall 3D *TLV493* (dynamique : ± 150 mT | résolution : 98 µT / LSB) [158]. L'architecture à base de FPGA permet une lecture synchrone à 100 Hz, ce qui a permis d'obtenir des cartes de champ dynamiques dans le système de navigation commercial *Niobe*® (cf. I.2.2).

Dans Pascal *et al.* et Roussel *et al.* [222], [223], une cartographie dynamique des gradients d'IRM est réalisée avec un mappeur modulable de trois par trois capteurs Metrolab *MV2* [157]. Tuan *et al.* proposent quant à eux d'utiliser une matrice d'éléments Hall 1D [224]. L'originalité de ces travaux est qu'ils utilisent des capteurs commerciaux à sortie analogique (lecture directe de la tension de Hall), puis développent toute la chaine instrumentale (amplificateurs, multiplexeur, ADC, …) ainsi que le programme pour visualiser les résultats. Une approche similaire est développée par Ahn *et al.*[225], avec cette fois une caméra 2D. Une caméra a été développée par Dai *et al.* [226], toujours avec des capteurs de Hall commerciaux (*AK09912*) mais avec une matrice plus modeste de trois par trois capteurs. Un travail récent montre une caméra magnétique constituée d'un PCB de 25 capteurs *WSH202* (5×5), espacés de 8 mm) [103], sans donner plus de détail. Il existe également dans la littérature des exemples de systèmes de capteurs de Hall destinés à la mesure de courant sans contact. La relation entre champ magnétique et courant dans un conducteur en appliquant un traitement mathématique permet une mesure précise du courant en étant isolé galvaniquement. Le fonctionnement de ces capteurs est le même qu'une caméra magnétique, à savoir une matrice de capteurs mesurant le champ de manière synchrone. Mais le but étant différant, la forme est souvent circulaire pour faire passer le conducteur au centre de la matrice et ainsi émuler un tore de Rogowski pour la mesure AC. Cette méthode permet également une mesure du courant DC. L'influence de la forme et de la position est étudiée par Itzke *et al.* avec une matrice de Hall [191].

Caméras magnétiques basées sur des technologies autres que l'effet Hall

Benitez *et al.* proposent une solution de MFC avec 33 PCBs en parallèle, chaque PCB étant une rangée de 33 capteurs magnéto-inductifs [227]. Grâce à l'utilisation de ce type de capteur, la caméra est adaptée aux champs faibles avec une résolution de 15 nT pour ± 1,1 mT de dynamique à une fréquence de mesure des capteurs fixées à 175 kHz. La matrice de 33 par 33 couvre une zone de $30 \times 30\ cm^2$. Cependant ce système utilisant des capteurs 1D, son utilité est limitée malgré sa modularité. Hu *et al.* ont construit une caméra magnétique mesurant dans le volume 3D contrairement à l'exemple précédent [95]. Quatre matrices de 16 capteurs sont utilisées pour former un cube avec deux faces ouvertes. Un volume de $50 \times 50\ \times 50\ cm^3$ est ainsi créé. Les capteurs utilisés sont des AMR trois axes (*HMC1043*) à sortie analogique qui offrent une résolution de 12 nT pour ± 0,6 mT de dynamique. L'utilisation de cette caméra mesurant des champs faibles se fait cette fois dans le cadre d'un système de localisation d'aimant, pour l'endoscopie par capsule évoqué en début de chapitre. Une autre caméra basée sur 4×4 AMR est décrite par Suksmono *et al.* dont l'originalité par rapport aux exemples précédents est une conception à partir de différents modules Arduino [228]. Le travail de Biancalana *et al.* est aussi à mentionner avec une modularité dans la forme de la matrice [229]. Dans le cas de la mesure de courant, Weiss *et al.* [190] montre un arrangement de capteurs fluxgate intégrés (*DRV425*) pour étudier le crosstalk entre eux. Le travail de développement le plus complet est celui de Becker *et al.* avec la création de la caméra à partir de capteurs AMR 3D auto-assemblés grâce à une architecture en micro-origami [164]. La matrice 8×8 utilisée dans ce travail est actualisée à 24 Hz, ce qui est important pour l'application visée, à savoir la création de peau artificielle connectée. Enfin le travail de Yang *et al.* montre une caméra basée sur 64 magnétomètres SERF (« spin exchange relaxation-free ») dans le but de cartographier le magnéto-cardiogramme [205]. L'originalité est d'utiliser des capteurs magnétiques quantiques (utilisant l'interaction entre un laser et les atomes d'un des métaux alcalins) pour pouvoir mesurer à quelques fT en fonction de la bande passante, pour une dynamique de ± 5 nT. Cette caméra n'est donc utilisable qu'au sein d'une chambre zéro-gauss.

II.4.3. Produits commerciaux

Les caméras magnétiques sur le marché sont très majoritairement basées sur des capteurs à effet Hall. L'entreprise Magcam (Louvain, Belgique) produit une caméra appelée le *MiniCube* avec une version 1D [230] et une version 3D [231]. Les termes 1D et 3D font référence à la capacité des capteurs de mesurer le champ sur un ou trois axes, et non à l'arrangement des capteurs qui est 2D dans les deux cas. Le point fort de cette caméra est son maillage très dense grâce à une matrice de 128×128 capteurs sur une surface de $12{,}7 \times 12{,}7\ mm^2$, soit un capteur tous les 0,1 mm. La dynamique de cette caméra est de ± 1T, ce qui convient à la majorité des applications de ce type de caméra en dehors de l'IRM. Les points faibles de ce produit sont une fréquence de mesure maximale de l'ordre de 1 Hz à cause du grand nombre de capteurs (16384) et une résolution de 0,1 mT ce qui n'est pas dans les meilleures performances du marché. Il y a également un seul étage de mesure, ce qui empêche d'acquérir un volume en une fois. Pour remédier à ce point, Magcam propose un troisième produit nommé *Portal* [232] qui consiste en un *MiniCube* monté sur un robot trois axes, ce qui permet de cartographier en volume cette fois. L'entreprise Senis AG a récemment mis sur le marché une caméra très similaire au *MiniCube 3D*, la *SEN-3D-CAM* [233]. Cette caméra présente le même nombre de capteurs, la même densité, la même surface de mesure et la même fréquence de sortie des données que celle de Magcam. La nouvelle caméra a également une résolution similaire mais se distingue par une dynamique plus faible (± 100 mT ou ± 500 mT).

L'entreprise Metrolab, citée précédemment pour ses caméras destinées à l'IRM, a également développé une caméra basée sur ses propres capteurs magnétiques à effet Hall, les *MV2*. Ce produit, nommé *HMC 9076*, consiste en un PCB circulaire de 7,6 cm, peuplé de 8 capteurs *MV2* [234]. Une stabilisation en température est prévue via un capteur de température présent sur le PCB. La dynamique de la *HMC 9076* peut être réglée entre ± 100 mT et ± 3T, tandis que la fréquence de mesure peut varier du statique à 3 kHz en fonction du réglage de l'ADC (14 à 16 bits). Selon les réglages choisis, la résolution peut varier entre 3,7 µT / LSB et 109 µT / LSB, ce qui est dans les meilleurs performances du marché pour des capteurs à effet Hall. Pour renforcer son portefolio et palier les faiblesses du *HMC9076*, Metrolab commercialise depuis 2021 le *HallinSight*® qui a été développé par l'institut de recherche Fraunhofer en Allemagne. La modularité est l'un des points forts de ce produit avec des capteurs qui peuvent être répartis sur différentes formes de PCBs. Les dispositions varient de 32 par 2 jusqu'à 32 par 32 en passant 16 par 16 capteurs [213]. Il est donc possible de couvrir une zone maximale de 77.5 mm par 77.5 mm.

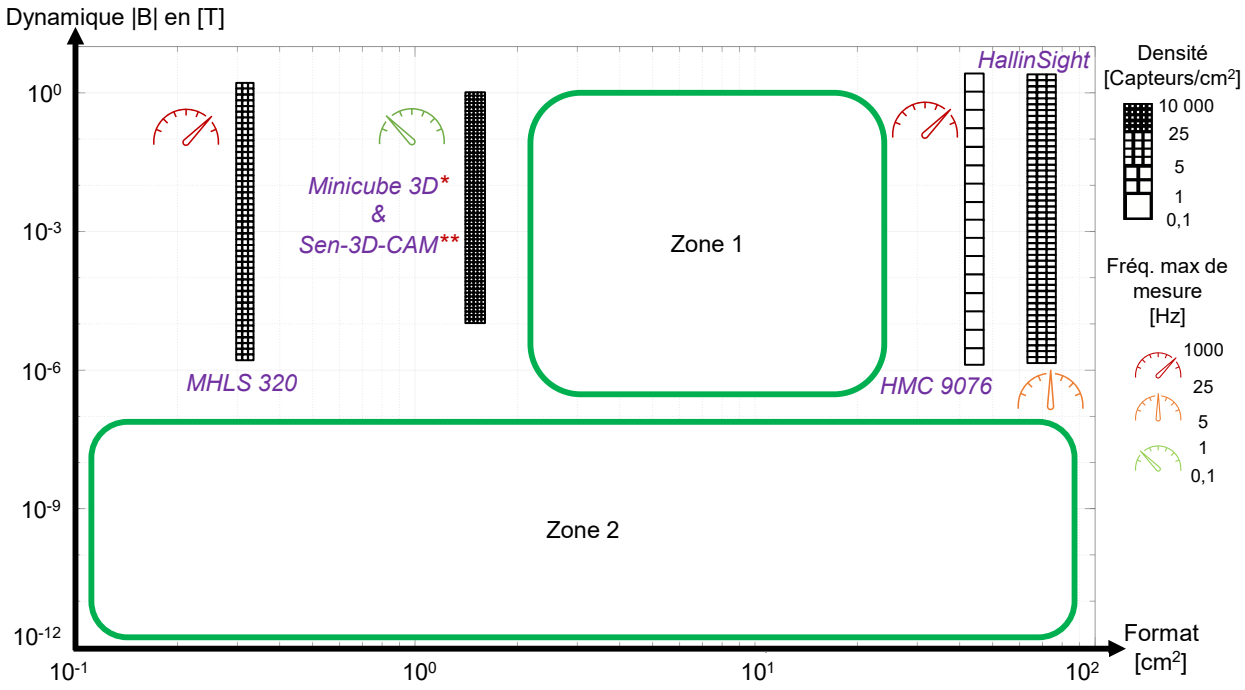
Le travail de Liang *et al.* cité précédemment est devenu un produit commercial avec la société AHS Ltd. (Manchester, Royaume Uni) [235]. La société Matesy (Jena, Allemagne) commercialise une solution de caméra dédiée aux moteurs avec une ligne de capteurs à effet Hall (entre 32 et 128) espacés de 2,5 mm. La dynamique de ces capteurs peut être réglée entre ± 100 mT et ± 2T, et la vitesse de mesure maximale est de 200 S/s. La société Koob Testsystems GmbH (Grabfeld, Allemagne) commercialise une solution similaire, sous le nom *Sensorarray* sans donner plus de précision sur la technologie de mesure, la fréquence, ... [236]. Enfin les entreprises Senis AG [237], MagSys (Dortmund, Allemagne) [238] et Brockhaus Measurements (Lüdenscheid, Allemagne) [239] proposent des produits où un capteur est monté sur un robot trois axes afin de cartographier le champ dans un volume.

II.4.4. Caméras magnétiques pour notre application

Les grandes lignes du cahier des charges des caméras magnétiques utilisées dans les systèmes de navigation de ce projet sont :

- des capteurs de Hall avec une résolution comprise entre 1 et 10 µT, une dynamique de mesure d'au moins 25 mT et une fréquence de mesure maximale de minimum 100 Hz
- un arrangement 3D sur un grand volume (environ le volume d'un torse) et un arrangement 3D dense sur un petit volume (environ le volume d'un cœur)
- un design non magnétique et un boitier non métallique

Parmi les caméras magnétiques du commerce, le *HallinSight*® est ce qui se reproche le plus de nos besoins grâce aux performances de ses capteurs à effet Hall combinant bonne résolution, dynamique suffisante et acquisition assez rapide. Malheureusement son boitier métallique est propice au courant de Foucault lorsque des champs variables sont appliqués. Les vis utilisées sont ferreuses ce qui est une autre source d'erreurs de mesure venant du design du boitier. Le *Minicube 3D* et la *SEN-3D-CAM* se distinguent par une énorme densité 2D mais la résolution et le format ne sont pas suffisants pour nos besoins. La *HMC 9076* manque au contraire de densité pour nos applications. Enfin de manière similaire, le *MHLS 320* ne possède pas un arrangement de capteurs favorables à notre contexte de mesure.



* 3D réfère dans ce cas à la capacité des capteurs à mesurer en 3D et non à leur arrangement en matrice 2D ou 3D

** Les caractéristiques présentées par ce graphique sont identiques pour les deux caméras à l'exception de la dynamique maximale de la *Sen-3D-CAM* qui est de 500 mT contre 1 T pour le *Minicube 3D*

Fig.25 : Graphique illustrant les performances de diverses caméras magnétiques du marché et les zones restantes pour le développement de caméras.

La Fig.25 illustre le placement des principales caméras commerciales. Le format de la Fig.25 est analogue à celui de la Fig.24, à savoir une échelle log-log avec en abscisse le format de la caméra, i.e. la surface couverte par un étage en cm^2, et en ordonnée la valeur absolue de la dynamique en T qui représente à la fois le champ maximal mesurable (valeur haute) et la résolution magnétique (valeur basse). Les informations sur la vitesse, la densité et le volume de mesure 3D sont ajoutées à la figure. La zone 1 correspond en partie aux besoins pour la cartographie de champ de navigation. La caméra idéale pour cette application doit couvrir un volume significatif avec une densité suffisante tout en restant simple à manipuler afin de la déplacer dans la zone. La zone 2 illustre le manque de caméras commerciales pour les champs faibles voir très faibles, qui ont pourtant un fort potentiel d'applications comme la mesure de magnétocardiogramme par exemple [205].

Il n'existe donc aucune caméra magnétique sur le marché actuellement qui remplisse l'intégralité du cahier des charges que nous nous sommes fixés pour la cartographie des champs magnétiques des systèmes de navigation. C'est pourquoi il a été décidé de concevoir nos propres caméras qui s'adaptent au mieux à nos besoins. Cependant en plus de concevoir des caméras magnétiques qui s'approchent aux mieux de nos besoins, pour en faire des outils métrologiques, il est important de calibrer les capteurs magnétiques qui les composent. C'est l'objet de la section suivante qui précède elle-même le chapitre sur la conception de nos caméras magnétiques.

II.5. Méthodes de calibration

Les capteurs et les caméras magnétiques souffrent d'erreurs de mesure liées principalement à leur fabrication. Il est donc nécessaire de les calibrer afin d'en faire des outils métrologiques fiables. Si les sources d'erreurs peuvent être multiples (e.g. désalignement des contacts, couches de matériaux mal déposées, …), les conséquences sur la mesure peuvent être regroupées en deux grandes catégories, à savoir l'erreur sur la sensibilité et l'erreur sur l'offset.

Méthodes de calibration pour capteurs magnétiques

Il existe deux catégories de méthodes permettant de calibrer un capteur magnétique. La première catégorie regroupe les méthodes dites ellipsoïdales, tandis que la seconde regroupe les méthodes dites vectorielles. La différence entre ces deux méthodes réside dans le fait que la première catégorie est basée sur un traitement mathématique d'un jeu de mesures réalisé avec le capteur à calibrer dans un champ de référence disponible naturellement, par exemple le champ terrestre, alors que la seconde catégorie nécessite l'utilisation de matériels additionnels.

- *Méthodes ellipsoïdales* : ce type de procédure est très utilisé lorsqu'il n'y a pas de matériel à disposition pour calibrer ou recalibrer un magnétomètre. L'exemple typique est un capteur utilisé dans l'aérospatiale (la plupart de ces méthodes proviennent de ce domaine). L'idée de ces méthodes est de tirer parti du champ géomagnétique comme champ de référence pour calibrer les capteurs. Un traitement mathématique plus ou moins lourd est nécessaire. Il permet d'extraire les paramètres de calibration d'un capteur magnétique en analysant les données mesurées par celui-ci lorsqu'il est soumis à un mouvement ellipsoïdale [240]. Il existe une multitude d'algorithmes pour extraire les paramètres de calibration. Ces différents algorithmes se distinguent entre eux en fonction des ressources de calcul qu'ils nécessitent. Ils sont plus ou moins simples à implémenter, et leur robustesse et précision varient [241].

- *Méthodes vectorielles* : pour appliquer ce type de procédure de calibration il est tout d'abord nécessaire de pouvoir générer un champ bien connu et caractérisé. Il faut ensuite un dispositif pour placer précisément le capteur dans ce champ. Ainsi en ayant un axe du capteur « parfaitement » aligné avec un champ « parfaitement » connu il devient possible d'effectuer une calibration en comparant la valeur connue du champ et la valeur mesurée par le capteur. Pour déterminer l'offset et la courbe de sensibilité, il faut réaliser plusieurs points de mesure pour chaque axe. Pour cela la méthode classique consiste à utiliser une bobine de Helmholtz [242], [243], connue pour son homogénéité [244], où il est possible d'injecter différents courants connus pour faire varier le champ. Les bobines de Helmholtz peuvent être 1D ou 3D. Dans le cas 1D, il faut positionner le capteur aussi parfaitement que possible selon chacun de ses trois axes, ce qui peut rendre la mécanique du dispositif complexe. Il est cependant possible d'utiliser d'autres références de champ comme le $\boldsymbol{B_0}$ d'un aimant de RMN qui est connu à quelques ppm par exemple. Une méthode pour s'affranchir du champ terrestre afin de mesurer uniquement l'offset du capteur consiste à simplement placer le capteur dans une chambre zéro-gauss, i.e. une chambre où le champ est quasi-nul car isolé du champ terrestre.

L'avantage des méthodes vectorielles est une plus grande simplicité si le matériel adéquat est disponible. Son point faible est la nécessité d'aligner mécaniquement le capteur. D'autre part cette méthode n'est pas intégrable « in situ ». Les méthodes ellipsoïdales peuvent évidemment l'être grâce à un algorithme embarqué. Si toutes ces techniques sont bien connues, l'objet de ce bref état de l'art est de voir comment elles ont été étendues aux caméras magnétiques.

Méthodes de calibration pour caméras magnétiques

L'utilisation de plus en plus importante de caméras magnétiques pousse la recherche à adapter les méthodes de calibration de capteurs individuels aux caméras. Au lieu de calibrer individuellement chaque capteur, le but est généralement de calibrer les capteurs de la caméra en parallèle afin de gagner du temps. Par ailleurs lorsqu'il s'agit de caméras, d'autres problèmes apparaissent. Le plus classique est de devoir tenir compte du désalignement des capteurs entre eux. Ce problème a par exemple été adressé dès 1995 par Lassahn *et al.* [245], qui ont proposé de remplacer la vérification de l'alignement des capteurs à l'aide d'un laser par un alignement mécanique et un calcul des erreurs. L'avantage est un gain de temps surtout si le nombre de capteurs est élevé. Hu *et al.* ont proposé en 2006 une calibration de leur caméra magnétique directement dans le cadre de leur système de localisation [246]. Ce travail est lié aux travaux réalisés en Chine sur l'endoscopie par capsule, travaux qui ont été présentés dans l'état de l'art sur la localisation magnétique. L'originalité de cette méthode est d'utiliser la caméra déjà positionnée dans le système de localisation. Pour générer le champ de calibration un aimant permanant est placé à différents endroits. L'algorithme appliqué permet de corriger les erreurs de sensibilité, d'orientation et de position. Les résultats de cette méthode sont cependant uniquement donnés à travers l'amélioration des résultats en localisation. Plus récemment, plusieurs nouvelles méthodes sont apparues.

Tout d'abord le travail de Adachi *et al.* [247]. L'application de ce travail est de calibrer suffisamment précisément des capteurs magnétorésistifs (produit non commerciaux de la société TDK) afin de mesurer un magnétocardiogramme. L'originalité de cette méthode est de remplacer l'utilisation d'une bobine de Helmholtz 3D classique par un réseau de petite bobines de Helmholtz 3D. Chaque bobine est activée une à une afin de recueillir pour chaque capteur un jeu de données suffisants pour résoudre les équations de calibration via un algorithme de minimisation. L'autre originalité est d'utiliser des signaux à 80 Hz dans les bobines et une transformée de Fourier (TF) de la mesure des capteurs afin de s'affranchir de la composante statique (l'offset), puisque ce système est uniquement destiné à des mesures dynamiques. Meier *et al.*, dans le but de calibrer une matrice de capteurs angulaires magnétorésistifs, introduisent des réseaux de neurones dans la procédure de calibration [248]. Dans ce travail les données sont recueillies dans une bobine de Helmholtz 2D puis traitées comparativement par deux réseaux de neurones distincts. Pang *et al.* proposent une méthode pour supprimer l'erreur de désalignement entre le support mécanique et la caméra en tirant partie du champ géomagnétique comme référence [249]. Cette méthode a cependant aussi des limites mécaniques et repose sur l'uniformité du champ géomagnétique. Yu *et al.* introduisent quant à eux un mélange entre une calibration vectorielle et ellipsoïdale [250]. Ils commencent par recueillir des données avec comme champ de référence un aimant qui est déplacé. Puis lorsque les paramètres de calibration sont obtenus, une calibration ellipsoïdale est faite pour les ajuster. Il devient ainsi possible de déterminer la contribution des erreurs de désalignements. Enfin Wu *et al.* ont récemment proposé une méthode basée sur un outil de calibration qui pivote au-dessus de la caméra [251]. L'outil consiste en un aimant permanant prolongé par une pointe qui permet d'effectuer une rotation à partir d'un point fixe au-dessus de la caméra. L'avantage de cette méthode est une calibration plus rapide.

Cet état de l'art sur la calibration montre qu'il n'y a pas encore de méthode simple et standard qui s'est imposée pour calibrer une caméra magnétique. Les méthodes appliquées dépendent généralement de la géométrie de la caméra ainsi que du matériel dont le laboratoire dispose. Nous avons donc dû aussi développer notre propre méthode de calibration pour les caméras que nous avons mises au point.

~

Dans ce chapitre, un état de l'art en cinq grandes parties a été présenté. Tout d'abord les systèmes de localisation applicables au cathétérisme cardiaque ont été discutés afin de montrer que dans le cas de la navigation magnétique, l'intérêt va aux développements de la localisation magnétique utilisant si possible les champs de navigation. La deuxième partie sur les systèmes de localisation magnétique discute les points forts et les points faibles des différentes approches. Cela permet de montrer notamment la nécessité de parfaitement connaître les champs de navigation pour pouvoir les utiliser pour la localisation. Une troisième partie sur les magnétomètres et leurs fonctionnements permet de justifier les choix des capteurs que nous utiliserons dans les chapitres III et IV. L'état de l'art sur les caméras magnétiques montre le potentiel de ces instruments ainsi que la nécessité d'en développer spécifiquement pour réaliser notre système dans le cadre de la navigation magnétique. Enfin la dernière partie est consacrée à la présentation de méthodes de calibration de capteurs et de caméras magnétiques afin d'en faire des outils métrologiques fiables. Le chapitre suivant est consacré à la description des caméras magnétiques que nous avons développées, à leur calibration et à leur utilisation dans le cadre de la cartographie de systèmes de navigation.

III. Caméras magnétiques

Comme montré dans le chapitre précédent, les systèmes de localisation magnétique nécessitent une cartographie précise des champs utilisés. Les méthodes de cartographie applicables sont pour rappel soit théoriques, soit expérimentales, soit un mélange des deux. Pour réaliser des cartographies expérimentales, il est possible d'utiliser un capteur unique ou une matrice de capteurs, la deuxième option permettant un gain de temps non négligeable dans la plupart des cas. L'état de l'art a montré que les caméras magnétiques disponibles sur le marché ne correspondent pas totalement à nos besoins (II.4.4). C'est pourquoi ce chapitre est consacré aux différentes caméras magnétiques que nous avons développées au cours de cette thèse, au total trois caméras pour répondre aux différents besoins. Les deux premières servent à cartographier les champs des systèmes de navigation magnétique, et la troisième sert à cartographier le champ de notre système de localisation modèle développé au sein du laboratoire IM². L'objectif fixé pour la première caméra est de pouvoir cartographier les champs dans un volume couvrant le torse du patient (Fig.26) afin de couvrir la zone de travail du système de navigation (I.2.2, Tab.1). Cette première caméra a également pour but d'être polyvalente afin de pouvoir évaluer un maximum d'aspects du système. La deuxième caméra est destinée à un usage dans des petits volumes d'environ la taille du cœur (Fig.26) avec une haute densité de capteurs. Enfin la dernière caméra destinée à notre système modèle doit pouvoir cartographier des champs faibles avec une grande densité et une résolution optimale afin de pouvoir comparer différentes approches de cartographies (e.g. compromis durée de mesures/densité).

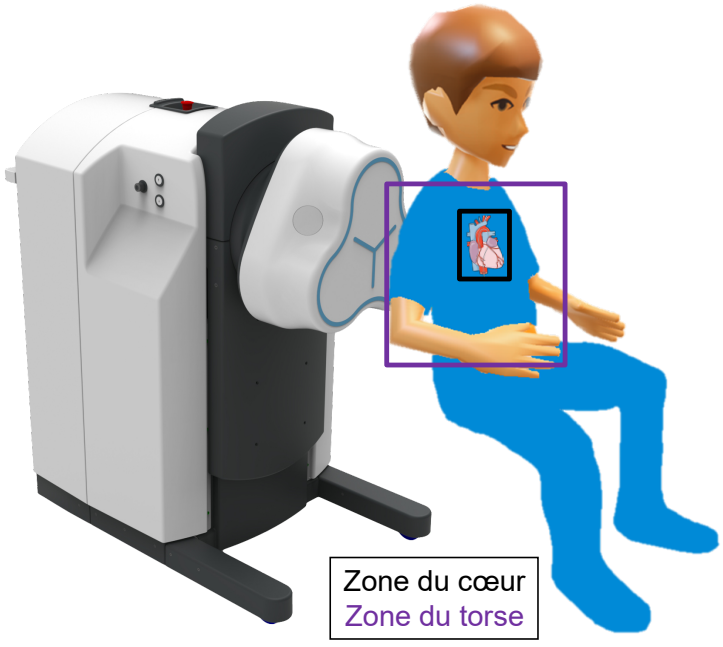


Fig.26 : Patient dans la configuration assise devant le Navion pour une procédure d'ablation. La zone du cœur et la zone du torse sont établies par rapport à la zone de travail du Navion. Images adaptées de [61] et [252].

Après avoir introduit succinctement le développement technique de nos différentes caméras répondant aux besoins présentés plus haut, l'accent dans ce chapitre est mis sur notre nouvelle procédure de calibration spécifique aux caméras magnétiques. En effet, les performances métrologiques des caméras sont un des points clés pour leur utilisation dans les systèmes de localisation magnétique. Ce chapitre se termine par une partie exposant des résultats de mesures effectuées avec une caméra magnétique sur l'exemple typique d'une bobine quasi-planaire.

Trois caméras magnétiques ayant été développées dans le cadre de ce travail de thèse, pour faciliter la lecture et pour une meilleure clarté du manuscrit, les noms de ces caméras ont été unifiés sous l'acronyme **MagMapS**-X, pour «**Mag**netic **Map**ping **S**ystem» avec X le numéro de la caméra.

III.1. Caméra magnétique pour la cartographie de la zone du torse

La première caméra développée dans le cadre du projet l'a été pour évaluer un maximum d'aspects des systèmes de navigation magnétique. Cette caméra, nommée MagMapS-1, a été pensée en premier lieu pour être polyvalente grâce notamment à l'utilisation de différents capteurs magnétiques. Elle est également conçue pour cartographier des grands volumes (zone du torse, Fig.26) et ce au détriment de la résolution spatiale. Dans le Tableau 1 de la partie I.2.2, les tailles des zones de travail des différents systèmes de navigation magnétique sont listées. Elles peuvent quasiment toutes (exception : *Flux One*) être contenues dans des cubes de 10 à 40 cm de côté. A partir de ce constat, nous avons jugé adapté de développer une caméra cubique couvrant un volume d'environ $5 \times 5 \times 5 = 125\ cm^3$ afin d'avoir un rapport nombre de positionnements de la caméra à effectuer / temps de cartographie totale optimal.

Hardware

L'architecture matérielle de la MagMapS-1 consiste en une caméra de forme cubique constituée de quatre PCB ($145\ mm \times 145\ mm$) pour un total de $4 \times 4 \times 4 = 64$ unités sensibles au champ magnétique. Chaque unité sensible est constituée de trois puces différentes : deux capteurs à effet Hall 3D et un capteur MEMS 3D. L'objectif est ainsi de couvrir plusieurs gammes de mesures, de fréquences et de résolutions dans un volume significatif. Les capteurs des unités sensibles sont contrôlés via des bus I²C par des microcontrôleurs (MCU). Pour rendre la caméra aussi flexible que possible en termes d'utilisation, les MCUs sont connectés entre eux en « daisy chain » SPI [253] afin d'avoir un nombre réduit de connexions. Cela permet une connectivité simple et répétitive entre les PCBs constituant la caméra, alors que le protocole SPI classique aurait conduit à des connexions via plusieurs dizaines de fils rendant la caméra fragile et complexe à assembler. Le MCU « Master » contrôlant cette « daisy chain » SPI communique avec le PC via une liaison série USB. Grâce à cette architecture physique, la caméra peut effectuer des mesures synchrones et asynchrones (cf. partie Firmware). Le schéma fonctionnel de la Fig.27 résume l'architecture proposée.

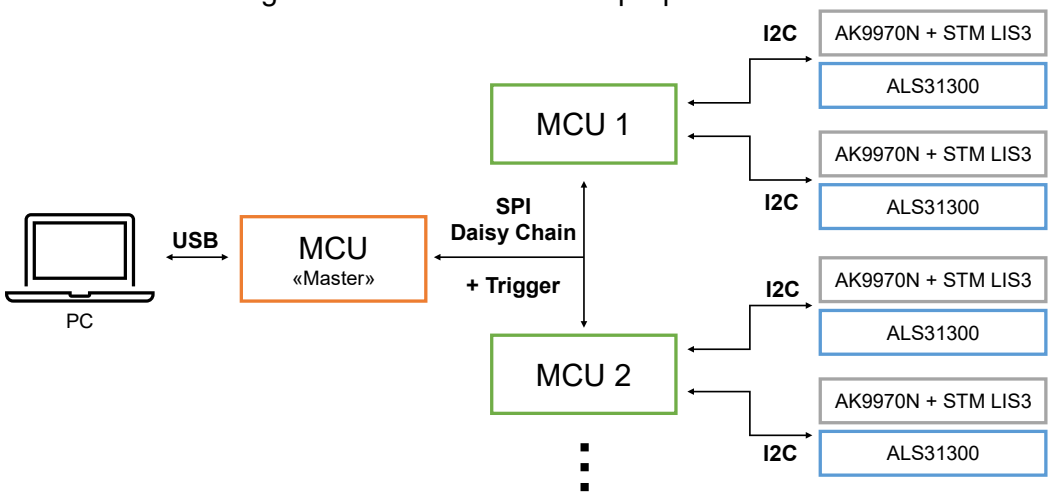


Fig.27 : Schéma fonctionnel du MagMapS-1

D'un point de vue mécanique (Fig.28), pour couvrir le volume voulu d'environ 125 cm³, les unités sensibles sont réparties de la manière suivante sur le PCB :

- Distance entre les capteurs sur le PCB : 16 mm sur les axes X et Y
- Distance entre les PCBs : 18 mm, grâce à une entretoise Lego® (16 mm) ajoutée à l'épaisseur du PCB (2 mm)
- Volume total de mesure : $48\ mm \times 48\ mm \times 54\ mm \simeq 125\ cm^3$

Pour faire d'une caméra magnétique un outil de mesure fiable, il faut d'abord s'assurer de la position des capteurs. L'utilisation d'entretoises *Lego*® combinée à des trous *Lego*® sur le PCB permet de déplacer la caméra magnétique simplement et précisément dans un grand volume, ce qui est un apport non-négligeable dans notre cas où les volumes à cartographier sont importants (zone du torse Fig.26). Concernant les tolérances mécaniques de la caméra, il faut tout d'abord noter que les briques *Lego*® sont fabriquées avec une incertitude sur les dimensions de 0,01 mm [254], alors que les PCB sont eux garantis avec une tolérance d'épaisseur de ± 0,1 mm. Le fabricant des PCBs de la caméra annonce une tolérance sur le placement des composants d'environ ± 0,1 mm. L'incertitude sur l'assemblage du MagMapS-1, résultant de ces tolérances, a été mesurée grâce à un pied à coulisse (résolution 0,01 mm) pour valider les ordres de grandeur. L'incertitude est partagée entre l'incertitude sur la taille des briques *Lego*® et l'incertitude sur les PCBs. La hauteur des 12 entretoises *Lego*® utilisées a été mesurée en moyenne à 15,97 mm (σ = 0,09 mm) au lieu des 16 mm attendus. L'épaisseur des PCB a été mesurée en moyenne à 1,90 mm (σ = 0,03 mm) au lieu de 2 mm à partir de 16 mesures (4 points de mesures par PCB sur 4 PCBs différents). La combinaison de ces deux séries de mesures donne une distance verticale moyenne mesurée entre les capteurs de 17,87 mm (σ = 0,1 mm) au lieu des 18 mm attendus. Ces mesures ont été effectuées manuellement ce qui ajoute une incertitude supplémentaire, mais l'ensemble est cohérent avec ce que les fabricants annoncent. Les erreurs de position des capteurs intrinsèques à la caméra sont de toute façon inférieures à l'erreur de positionnement de la caméra elle-même dans le volume de travail, comme ce sera montré dans le chapitre IV.

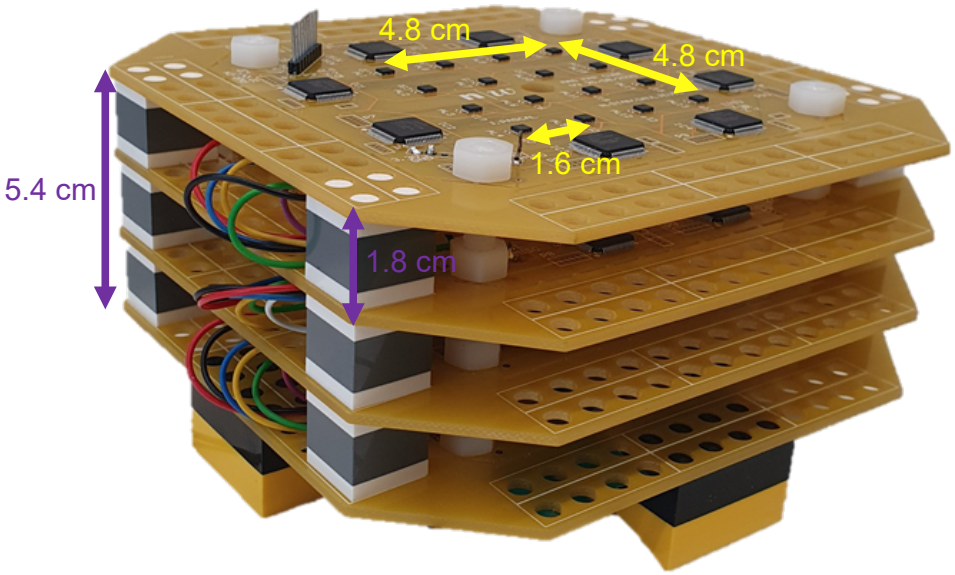


Fig.28 : Dimensions du volume de mesure du MagMapS-1

Le premier capteur sélectionné pour constituer les « unités sensibles » est le *AK09970N*. Il a été choisi principalement pour sa résolution qui est la meilleure du marché à ce jour pour un capteur de Hall à sortie numérique avec une dynamique de plusieurs dizaines de mT (Tab.3, III.3.1). Le gain de résolution, par rapport aux capteurs utilisés précédemment par l'équipe MSRL (e.g. sonde *THM1176* [255]), est d'environ deux ordres de grandeur (100 µT →1,1 µT). Dans le mode haute résolution, ce capteur a une dynamique sur ses trois axes de ± 36 mT. Cette caractéristique n'est pas optimale dans le contexte de notre application, les champs des robots pouvant être plus élevés (e.g. 50 mT maximum pour le *Navion*), mais elle pourrait le devenir par la volonté du projet de réduire au maximum les champs utilisés pour la navigation. Le deuxième capteur de Hall sélectionné est le *ALS31300* (Tab.3, III.3.1). Il présente l'avantage d'une plus grande dynamique, ± 200 mT, et une fréquence de mesure maximale élevée (16 kHz), mais au détriment de sa résolution (100 µT). Il est donc très complémentaire du *AK09970N*. Le troisième capteur choisi est un capteur MEMS basé sur la force de Lorentz [256] de STMicroelectronics (Genève, Suisse), le *LIS3MDL*. Ce capteur présente des performances similaires à ce qui se fait en technologie magnetoresistive (II.3.2) avec une résolution de 58,4 nT pour une dynamique de ± 1,6 mT. Il est typiquement utile pour étudier les champs résiduels restant après la mise hors tension du système de navigation. Ces champs proviennent de la magnétisation des cœurs ferromagnétiques des électro-aimants qui ne revient pas à zéro après arrêt du système.

Les microcontrôleurs choisis pour être sur les PCB de mesures formant la caméra (Fig.28) sont des *LPC54113J256* de NXP Semiconductors (Eindhoven, Pays-Bas) [257], qui sont basés sur une architecture ARM Cortex-M4. Ce modèle a été choisi pour son nombre de bus I^2C par MCU (jusqu'à 8), parce que son boîtier est non-magnétique (important car il est proche de la zone de mesure) et car il présente une SRAM embarquée importante (192 kB) pour stocker les données. Le MCU situé sur un PCB annexe complétant la chaine SPI et communiquant avec l'ordinateur est un *STM32F411* de STMicroelectronics [258]. Il est similaire au MCU précédent, mais présente l'avantage que STMicroelectronics a développé une libraire de pilotes USB, ce qui facilite la mise en œuvre de la communication de la caméra avec l'ordinateur la pilotant et récupérant les données de mesure.

Firmware

Les microcontrôleurs embarqués sur le MagMapS-1 gèrent principalement les bus de communications servant à lire les capteurs (I^2C) et à envoyer les données mesurées (SPI). Les autres fonctions du code servent à régler les « minutages » et les interruptions. Une boîte à outils de fonction de bases, contenant notamment les fonctions d'écriture et de lecture I^2C et SPI, a d'abord été développée. Une fois toutes ces fonctions de base en place, le programme principal a été construit. Ce dernier commence par les initialisations nécessaires puis entre dans une boucle infinie attendant la réception d'une commande ou d'une interruption. Cette boucle est divisée en 6 fonctions principales qui sont le cœur du programme pour contrôler le MagMapS-1:

- **Enumération** : cette première fonction permet aux microcontrôleurs des PCBs de s'attribuer un identifiant unique dans la chaîne SPI. Le bénéfice de cette façon de faire par rapport à coder la position en « dur » est de pouvoir mettre un programme identique dans tous les microcontrôleurs, quel que soit le nombre de PCBs et donc de MCUs constituant la caméra. C'est un apport supplémentaire pour la flexibilité de la caméra.

- **Configuration asynchrone** et **synchrone** : La fonction de configuration asynchrone permet d'envoyer des paramètres (valeurs de registres) aux capteurs sélectionnés via le logiciel. La configuration synchrone est codée de la même manière, seuls les paramètres envoyés aux capteurs changent pour les configurer dans le mode voulu en synchrone.

- **Mesure asynchrone** et **synchrone** : La mesure dite asynchrone des capteurs consiste à les lire successivement, donc à des instants différents. La fonction de mesure asynchrone est de ce fait basée sur le même modèle que les précédentes fonctions, i.e. avec un transfert de la commande MCU par MCU, cette commande déclenchant la lecture des capteurs. La mesure dite synchrone des capteurs consiste à lire tous les capteurs en parallèle à un instant donné. La fonction de mesure synchrone s'effectue donc sur une structure différente, sans propagation d'une commande. Elle utilise une interruption externe sur le front descendant d'un trigger. Lorsque l'interruption est déclenchée, la fonction est appelée pour effectuer les mesures.

- **Envoi des données** : Cette fonction gère le transfert des données des microcontrôleurs des PCBs vers le MCU « Master ». Chaque MCU ajoute ses propres données de mesures à la suite de celles reçues du MCU précédant, avant de les transmettre au suivant.

Concernant le MCU « Master » servant d'interface entre la caméra et l'ordinateur de contrôle, son code est presque exclusivement composé de la gestion du bus SPI en « Master » pour gérer l'envoi des commandes et la réception des données. Une boucle infinie attend la réception d'une commande, cette fois venant du PC, pour envoyer la commande d'exécuter une des six fonctions de la caméra évoquées plus haut. Le MCU « Master » reçoit les commandes du logiciel via notre fonction de réception qui est automatiquement appelée par le « handler ». Une seconde fonction sert pour envoyer les données de mesures ainsi que l'état (e.g. fonction précédente bien exécutée) du MagMapS-1.

Software

Codé en Python [259], le logiciel que nous avons développé pour le MagMapS-1 est une interface graphique qui gère la génération des commandes (sélection des capteurs, leurs configurations, lancement des mesures, …), ainsi que la sauvegarde et la représentation des données de manière simplifiée. Les commandes de l'ordinateur devant passer par le MCU « Master » puis par les MCU sur les PCBs de la caméra pour apporter l'information aux capteurs, nous avons mis en place un système d'encodage de ces informations à transmettre afin que les commandes transitent en un seul transfert.

La représentation des données est une question essentielle puisque les champs magnétiques ne sont pas directement perçus par les sens humains. Par conséquent, les types de représentations doivent être multiples pour clarifier les résultats expérimentaux. Nous avons mis en place trois catégories de représentation :

- **Courbes 2D** : ces représentations bien que basiques sont très utiles par exemple pour la méthode de calibration présentée dans la partie III.4. Les courbes 2D sont une représentation classique des mesures des 64 capteurs en fonction du temps. $B_x(t)$, $B_y(t)$, $B_z(t)$ et la norme $B(t)$ sont les quatre graphiques de base auxquels sont ajoutés quatre graphiques représentant les transformées de Fourier correspondantes. Cette représentation 2D est particulièrement pertinente pour les champs variables et permet également de visualiser clairement la dispersion des offsets des capteurs.

- **Cartes 3D** : Les cartes de champ 3D sont une seconde représentation classique des champs magnétiques. Pour les produire, il faut fixer, à un instant donné de la mesure, le niveau de l'un des axes afin de pouvoir représenter le champ selon un plan formé par les deux autres axes, e.g. $B_{xy}(z = 1, t = 1)$. Les données des capteurs sont ensuite interpolées mathématiquement pour compléter la carte à tracer. Les possibilités de cartes 3D étant nombreuses, le logiciel propose plusieurs options pour permettre d'avoir la souplesse de s'adapter aux besoins (e.g., un ou plusieurs plans sur le même graphique).

- **Vue vectorielle 3D / Iso-gauss 3D** : Deux autres types de représentations ont été ajoutés à notre interface. La première est une vue vectorielle, où le vecteur $\boldsymbol{B}$ est reconstruit au-dessus de la position de chacun des 64 capteurs. Cette vue est principalement intéressante pour voir les lignes de champ. La seconde représentation est appelée Iso-gauss 3D. Elle permet de visualiser une limite de champ dans l'espace. Par exemple, pour une carte autour d'un aimant permanent et une limite fixée à cinq mT, l'iso-gauss nous montrera les contours d'un volume autour de l'aimant où le champ est égal ou supérieur à cinq mT.

III.2. Caméra magnétique pour la cartographie de la zone du cœur

La deuxième caméra développée dans le cadre du projet devait permettre d'étudier le champ localement et plus finement, pour par exemple évaluer précisément les gradients. Cette caméra, nommée MagMapS-2, a donc été pensée pour avoir un maximum de densité de capteurs. Elle est conçue pour cartographier principalement des volumes de la zone du cœur (Fig.26). Nous avons à partir de ce constat jugé adapté de développer une caméra cubique couvrant un volume de $1.5 \times 1.5 \times 1.4 = 3.15\ cm^3$. Dans le Tableau 1 de la partie I.2.2, les gradients théoriques des appareils sont entre 0,35 T/m et 1 T/m. Les capteurs à effet Hall sont donc toujours indiqués pour cette caméra.

Hardware

Le MagMapS-2 est basé sur un seul type de capteur contrairement au MagMapS-1, mais l'architecture globale (Fig.29) reste similaire, i.e. une « daisy chain » SPI entre les microcontrôleurs lisant les capteurs en I²C. Les changements sont un bus I²C commun à plusieurs capteurs identiques, un modèle de MCU commun pour toute la chaîne SPI et une communication en UART avec le PC.

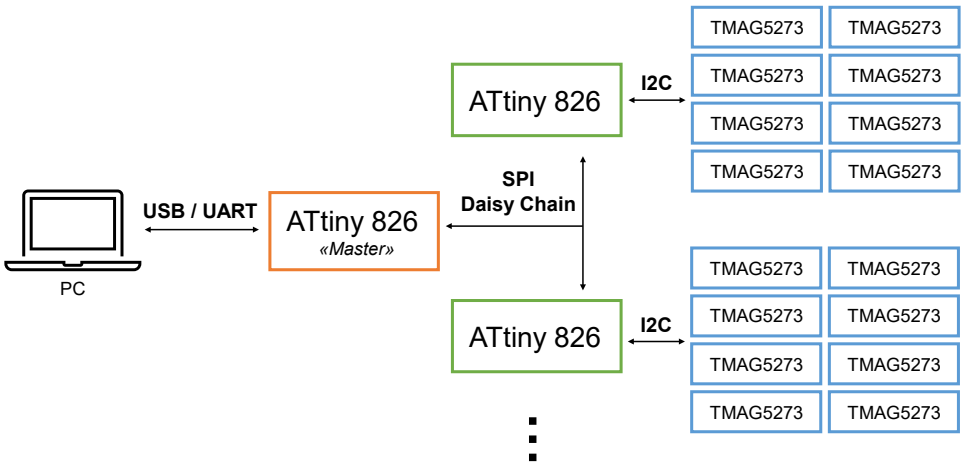


Fig.29 : Schéma fonctionnel du MagMapS-2

Pour équiper cette caméra, le capteur Hall *TMAG5273A1* a été choisi car il offre des performances proches de celles du *AK09970N* (Tab.3, II.3.1), devenu obsolète au moment du développement de cette seconde caméra. Ce capteur présente en plus un avantage majeur pour son utilisation dans une caméra magnétique, son adressage I²C configurable. Cette fonctionnalité est basée sur une mémoire volatile. Aussi un capteur ne peut pas être éteint pour configurer le suivant sans perdre l'adresse modifiée. Pour remédier à ce problème une alimentation séquentielle des capteurs est mise en œuvre afin que leurs adresses I²C puissent être modifiées une à une à chaque mise sous tension d'un nouveau capteur. Cette approche réduit le nombre de MCUs car il n'y a plus besoin d'un MCU par capteur. La contrepartie est que cette caméra peut effectuer uniquement des mesures séquentielles. Le microcontrôleur est également différent de celui du MagMapS-1 pour mieux s'adapter à nos besoins. Un MCU de Microchip Technology (Chandler, AR, USA), le *ATtiny 826* [260], a été choisi. Ce MCU est basé sur une architecture 8 bits *tinyAVR*® avec une fréquence d'horloge de 20 MHz. Les principales caractéristiques qui nous intéressent sont la présence des bus SPI et I²C, une taille mémoire suffisante et le nombre de GPIOs. La fréquence de 20 MHz est par ailleurs suffisante pour que nous puissions utiliser le bus SPI à plusieurs MHz et le bus I²C à 1 MHz (la vitesse maximale de la norme). Le nombre de GPIOs restant après avoir connecté les bus SPI et I²C permet de connecter huit capteurs à un microcontrôleur. Deux MCUs sont donc nécessaires pour peupler un étage de la caméra avec 4×4 capteurs (Fig.30A). En plus des étages de mesures (Fig.30B), la caméra est constituée d'une carte accueillant le MCU « Master » et la connexion à un câble USB/UART de l'entreprise FTDI (Glasgow, Royaume-Uni) [261]. La caméra est donc constituée d'un empilement de six cartes, cinq avec capteurs, plus une de contrôle (Fig.30C&D). Elle présente finalement un arrangement $4 \times 4 \times 5 = 80$ capteurs. Les 4×4 capteurs d'un PCB couvrent une surface de $15\ mm \times 15\ mm$ à raison de 5 mm d'espacement entre les capteurs. L'espace entre les PCBs est lui de 2,5 mm portant la distance entre les capteurs à 3,5 mm.

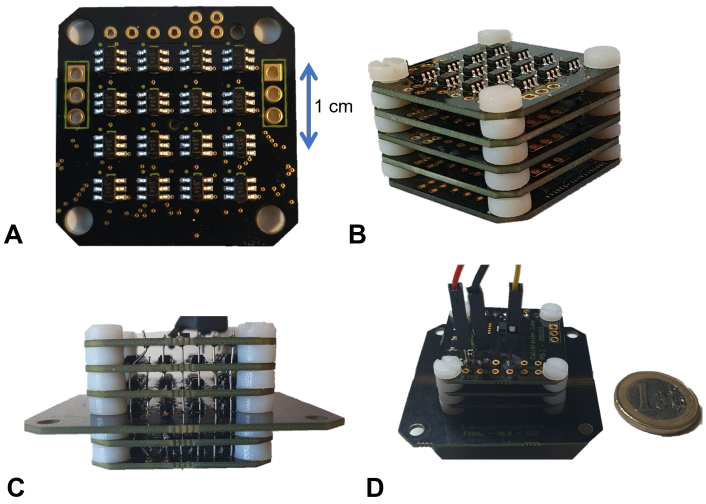


Fig.30 : (A) PCB unitaire du MagMapS-2 avec 16 capteurs (B) Disposition des PCBs avec entretoises de 2,5 mm (C) MagMapS-2 final, vue de côté (D) MagMapS-2 final, vue du dessus avec une pièce de 1 euro

Les tolérances mécaniques de la caméra dépendent largement des entretoises qui ont été imprimées en 3D, les spécifications des PCBs et de leur assemblage restant similaires à ce qui a été décrit pour le MagMapS-1. Des mesures au pied à coulisse (résolution 0.01 mm) ont été effectuées sur les 20 entretoises pour valider la distance verticale entre les PCBs. Les hauteurs ont été mesurées manuellement à une moyenne de 2,50 mm (σ = 0,023 mm, 20 mesures). A noter que les entretoises ont été ajustées en les limant jusqu'à atteindre la hauteur souhaitée.

Firmware

Le firmware du MagMapS-2 est moins complexe que celui embarqué dans le MagMapS-1, car le MCU offre moins de possibilités. La démarche a cependant été la même que pour le développement précédent, à savoir, la mise en place des fonctions d'écriture et de lecture I^2C/SPI et des « timers » pour construire ensuite les fonctions plus complètes. Après l'initialisation des GPIOs, des registres et des bus de communications (SPI, I^2C), la première tâche effectuée par le code est de mettre les capteurs sous tension et de modifier leur adresse I^2C de manière séquentielle. Le registre contenant les adresses des capteurs étant en mémoire volatile, il est nécessaire d'effectuer cette étape à chaque mise sous tension du MagMapS-2. Ensuite, trois fonctions principales ont été construites :

- **Configuration** : Elle est exécutée dès que les capteurs ont été mis en marche. Elle écrit dans les quatre registres de configuration du *TMAG5273* des valeurs codées en dur (modifiables par reprogrammation des MCUs) dans un fichier d'en-tête (.h). La configuration de base est la plus favorable en termes de résolution. Elle consiste en une plage de ± 40 mT et un moyennage interne de 32 mesures afin d'avoir la sensibilité maximale de 820 LSB/mT. Cela se traduit également par une vitesse de mesure maximale du capteur de 400 Hz. Ceci ne pose cependant pas de problème car la vitesse de lecture de la caméra est structurellement limitée par la lecture successive (asynchrone) de huit capteurs (à 400 Hz chacun) sur un même bus I^2C.

- **Mesure** : Cette fonction est asynchrone à cause de l'architecture matérielle. Elle consiste en un transfert de la commande de mesure via le SPI, puis la lecture successive des registres de données des huit capteurs gérée par le MCU.

- **Envoi des données** : Cette fonction propage les données vers le MCU « Master » via un transfert SPI.

Le firmware du MCU « Master » est lui divisé en deux parties, la gestion de la « daisy chain » SPI et l'envoi des données au PC via l'UART. La gestion du « Master » SPI dont l'horloge est réglée à 5 MHz se fait avec les fonctions de base. Les données ainsi récupérées sont ensuite envoyées en continu via un bus UART réglé à 115200 bauds pour un bon rapport stabilité/vitesse. La fréquence de sortie des données en continu de cette caméra à 80 capteurs est de 5 Hz. La reconstruction des données est faite cette fois par le logiciel sur le PC.

Software

Le MagMapS-2 avec son format d'envoi de données des registres en continu et sa configuration firmware ne peut pas se reconfigurer directement depuis un PC. C'est pourquoi la partie logicielle est très simplifiée par rapport au MagMapS-1. Les données sont collectées via un port COM dans *Matlab*® [262] ou Python. La reconstruction des données est faite cette fois en externe de manière classique. Les graphiques proposés sont similaires à ceux décrits pour le MagMapS-1. D'autre part les fonctions basiques (e.g. appliquer les coefficients de calibration ou contrôler le nombre d'acquisitions à sauvegarder et/ou tracer) se font dans le script directement et non via des commandes graphiques comme pour le MagMapS-1.

III.3. Caméra magnétique pour les champs faibles

La troisième caméra développée dans le cadre de ce travail de thèse, nommée MagMapS-3, est destinée à cartographier notre système de localisation magnétique modèle à champ faible qui sera présenté dans la section IV.1. Elle est conçue avec une grande densité de capteurs de résolution optimale afin de pouvoir comparer différentes approches de cartographies sur notre système (e.g. compromis durée de mesure/densité).

Hardware

La MagMapS-3 est comme la MagMapS-2 basée sur un seul type de capteur. Pour atteindre les objectifs de haute résolution et haute densité, nous avons choisi la technologie AMR (magnétorésistance anisotrope). Comme expliqué dans la partie II.3.2, c'est à ce jour la seule technologie de capteur magnétorésistif permettant une mesure haute résolution, 3D avec une sortie numérique et encapsulée dans un boîtier submillimétrique. Le *MMC5603NJ* (Tab.4, II.3.2) a été choisi en raison de son boitier de 0,256 mm^3 et de sa plage de mesure de ± 3,2 mT qui est plus large que celle de la plupart des capteurs similaires. Le dernier point qui rend ce capteur intéressant est que nous avons pu établir dans [263] que ses caractéristiques métrologiques n'étaient que très peu affectées par une exposition à des champs allant jusqu'à 7 T, à condition d'appliquer la procédure de Set/Reset (II.3.2), le champ maximal annoncé par les spécifications du constructeur n'étant pourtant que de 1T. Ceci rend la caméra robuste à une exposition accidentelle à des forts champs. Le *MMC5603NJ* n'ayant qu'une seule adresse I^2C, deux possibilités s'offraient pour lire les capteurs. La première était d'avoir un nombre de bus I^2C en parallèle égal au nombre de capteurs et donc d'avoir un MCU par capteur. Cette solution nécessite beaucoup d'espace sur le PCB, ainsi qu'une consommation électrique accrue, ce qui affecte la portabilité. La deuxième solution, celle qui a été retenue, consiste à multiplexer la ligne SDA (Fig.31) d'un nombre raisonnable de bus I^2C pour lire les capteurs les uns après les autres. La contrepartie de cette solution est encore une fois une lecture asynchrone des capteurs.

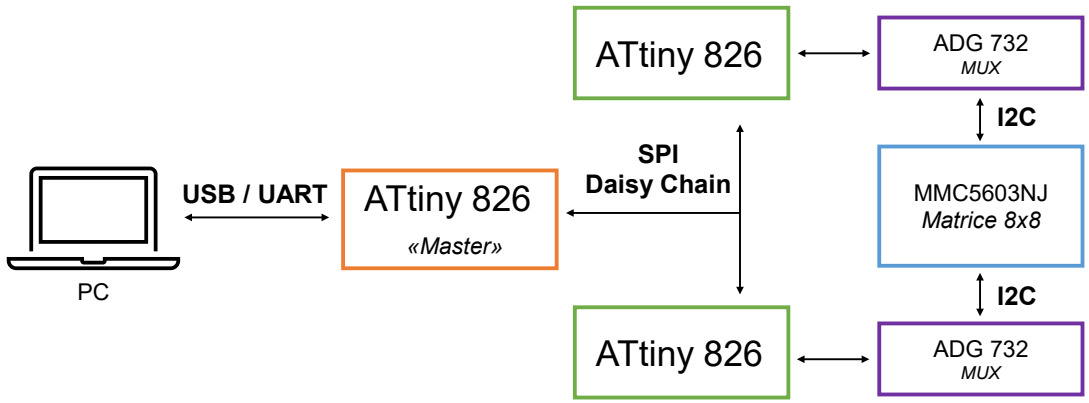


Fig.31 : Schéma fonctionnel du MagMapS-3

La matrice de capteurs choisie est de 8×8 avec un espacement de 2 mm entre les capteurs. Pour les MCUs, les *ATtiny 826* utilisés pour le MagMapS-2 sont conservés. Les 64 capteurs sont répartis entre deux *ATtiny* via deux multiplexeurs 32 vers 1 (*ADG732* [264]), seuls les SDA étant multiplexés. Le temps de transition d'une sortie à l'autre de l'*ADG732,* annoncé par le constructeur à 23 ns (typique), est négligeable pour notre système où le facteur limitant de la vitesse de mesure de la matrice est la lecture capteur par capteur.

Un troisième *ATtiny 826* est ajouté directement sur le PCB pour être le « Master » SPI et transférer les données via un circuit faisant la conversion du bus USB vers le bus UART de la marque FTDI [265]. Ce MCU peut cependant être déconnecté de la « daisy chain » afin de faire communiquer la caméra avec d'autres PCBs similaires et construire une caméra avec un arrangement 3D si besoin. Les capteurs mesurant des champs de l'ordre du nT, l'objectif est de les maintenir à l'écart des perturbations créées par l'électronique de contrôle (MCU+MUX). C'est pourquoi le PCB est de forme allongée avec le réseau de capteurs d'un côté couvrant une surface de $1{,}4\ cm \times 1{,}4\ cm$ (Fig.32, partie droite) puis un espace de 10 cm et enfin l'électronique de contrôle à l'autre extrémité (Fig.32). Comme pour le MagMapS-1, des emplacements *Lego*® ont été ajoutés pour déplacer la caméra facilement.

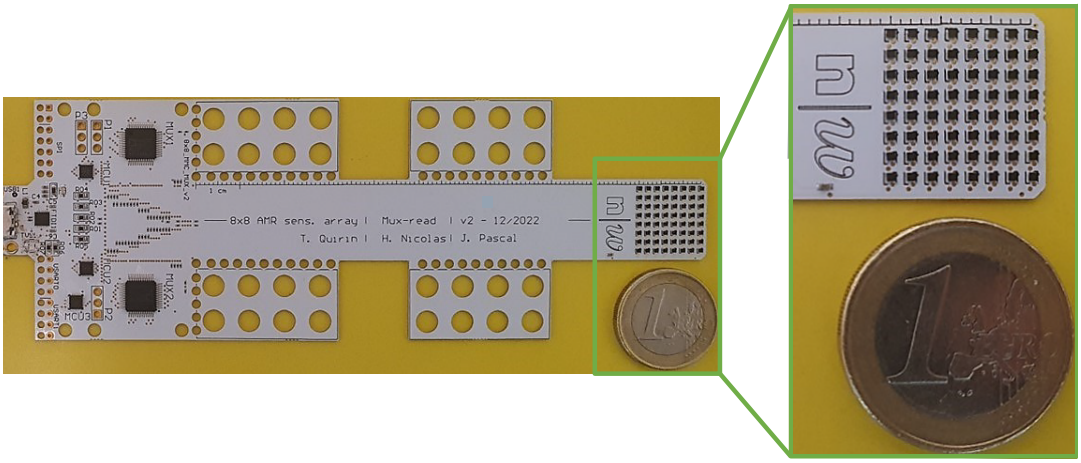


Fig.32 : PCB du MagMapS-3 avec un zoom sur la matrice de capteurs espacés de 2 mm

Firmware

Comme le MagMapS-3 utilise le même MCU que celui utilisé dans le MagMapS-2, le firmware du MagMapS-3 réutilise toutes les fonctions I^2C et SPI de base déjà développées. Les nouveautés de ce développement sont la gestion du MUX et la communication UART entre les MCUs et l'ordinateur permettant d'empiler les PCBs si nécessaire. Tout d'abord, le code du MUX est simplement une machine d'état couvrant les 32 possibilités (5 bits) avec cinq GPIO activés séquentiellement pour coder la sortie sélectionnée. Grâce à cela, la configuration est exécutée séquentiellement pour les 32 capteurs contrôlés par un MCU. Ce dernier règle les registres de configuration du capteur de manière à avoir un niveau de bruit optimal de 150 nT couplé à une fréquence de mesure de 75 Hz maximum. La mesure est ensuite asynchrone en raison de l'architecture matérielle, et la lecture des données entre MCU et capteurs se fait via SPI, comme pour le MagMapS-2. Il en résulte un rafraichissement des mesures de la matrice de capteurs à 2 Hz. Pour la connexion UART à l'ordinateur, le code du MagMapS-2 a été adapté. La nouveauté est l'utilisation du second bus UART de l'*ATtiny 826* « Master » pour communiquer entre les cartes. Il est ainsi possible de faire communiquer plusieurs cartes MagMapS-3 ensemble pour avoir par exemple une caméra $8 \times 8 \times 2$.

Software

Le logiciel du MagMapS-3 reprend des briques des logiciels présentés pour les MagMapS-1 et S-2. Les données sont ainsi collectées via un port COM dans *Matlab*® comme pour le MagMapS-2. Comme pour le MagMapS-1, le nombre de mesures doit être réglé en amont (pas d'envoi des données en continu). Les représentations du champ possibles en sortie sont similaires à celles décrites précédemment (2D et 3D).

~

Pour comparer les performances des caméras magnétiques qui ont été décrites plus haut, et avant de passer à leurs calibrations, le tableau 5 résume les principales caractéristiques des caméras.

Tableau 5 : Principales caractéristiques des MagMapS-X présentés plus haut.

	Technologie des capteurs	*Sensibilité [LSB/mT]*	*Pas de quantification [µT/LSB]*	*Résolution spatiale [mm]*	*Nombre capteurs*	*Arrangement*	*Fréq. max. [Hz]*	*Dynamique [mT]*
MagMapS-1	3D Hall + 3D Hall + 3D MEMS	10 900 18 500	100 1.1 0,054	16 (X/Y) 18 (Z)	3 x 64	4 x 4 x 4	2000 333 75	± 200 ± 36 ± 1,6
MagMapS-2	3D Hall	820	1.22	5 (X/Y) 3,5 (Z)	80	4 x 4 x 5	5	± 40
MagMapS-3	3D AMR	160 000	0,00625	2 (X/Y)	64	8 x 8	2	± 3,2

III.4. Méthode de calibration

L'étape de calibration est cruciale pour réduire au maximum les erreurs de mesure des capteurs composant les caméras magnétiques afin que celles-ci puissent être considérées comme des outils fiables d'un point de vue métrologique. L'état de l'art sur le sujet (II.5) a montré qu'il n'y a pas de méthode de calibration unique qui s'est imposée pour un niveau de précision souhaité. Parmi les méthodes décrites dans la section II.5, la plupart nécessite soit beaucoup de matériels, soit un traitement mathématique lourd. Dans cette section nous proposons notre méthode de calibration spécifique aux caméras magnétiques. Notre choix a été de créer un protocole flexible et efficace nécessitant un minimum de matériels et un traitement mathématique simple.

III.4.1. Problématique

Une caméra magnétique peut être considérée comme idéale si elle présente sur tous les axes de ses capteurs une sensibilité identique et un offset nul. Les dispersions lors de la fabrication empêchent d'atteindre cet idéal et une procédure de calibration est toujours nécessaire. Cette procédure a pour but de déterminer des facteurs de corrections permettant à tous les capteurs d'avoir un offset nul et une sensibilité généralement choisie égale à la sensibilité nominale indiquée par le fabricant. Les problématiques pour calibrer une caméra magnétique sont doubles avec d'un côté celles liées à la calibration de capteurs individuels et de l'autre celles spécifiques aux caméras. L'utilisation de capteurs analogiques ou numériques sur la caméra changent les paramètres à extraire. D'autre part, en demandant un certain niveau de précision, l'application influence la qualité du matériel nécessaire pour la calibration. Toutes ces petites variations de procédure ajoutent de la complexité à trouver une méthode et une installation uniques à tous types de caméras magnétiques. La section suivante détaille la procédure de calibration d'un capteur unique dont la transposition à l'échelle d'une caméra varie selon les différences de protocoles.

Calibration d'un capteur magnétique unique à sortie numérique

Pour calibrer un capteur magnétique individuel, les principales données à recueillir sont sa courbe de sensibilité et son offset, car ils sont directement liés à la réponse du capteur. La sensibilité et l'offset de capteurs à sortie analogique ont été présentés, par exemple pour l'effet Hall, dans la section II.3.1. Pour les capteurs à sortie numérique, comme ceux utilisés dans nos caméras, les expressions sont légèrement modifiées. La sensibilité d'un capteur de Hall analogique, définie par le rapport V_H sur B en V/T, devient pour la version numérique une sensibilité en LSB/T. La réponse nominale théorique d'un capteur magnétique à sortie numérique (Fig.33A) s'exprime par la relation :

$$B_{Nom} = S_{Nom} \cdot B_{app} + B_{off_{Nom}} \tag{16}$$

avec B_{Nom} la sortie du capteur en LSB correspondant au champ magnétique mesuré, S_{Nom} la sensibilité nominale (idéale) du capteur en LSB/T, B_{app} la valeur vraie du champ magnétique à mesurer en T, appliqué sur le capteur, et $B_{off_{Nom}}$ = 0 LSB, l'offset nominal du capteur qui est nul pour un capteur idéal.

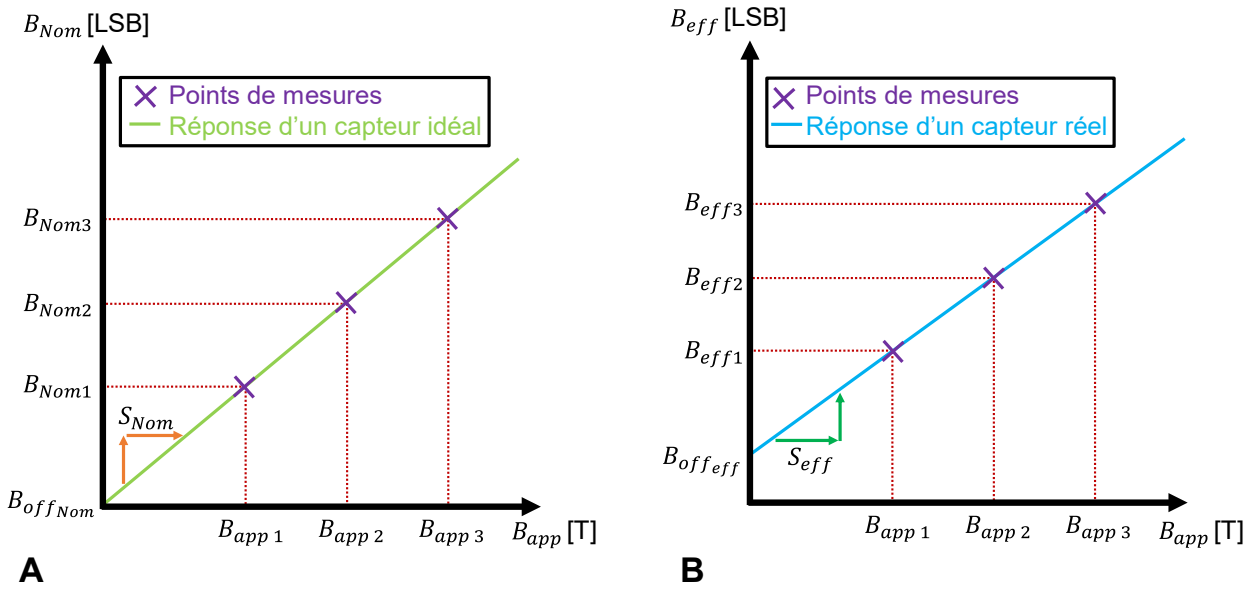


Fig.33 : (A) Réponse nominale (idéale) d'un capteur magnétique à sortie numérique (B) Réponse effective (réelle) d'un capteur magnétique à sortie numérique

Si le fabricant spécifie la sensibilité nominale théorique du capteur S_{Nom}, i.e. sa valeur typique, il spécifie également ses valeurs minimale et maximale, provenant des dispersions de fabrication. Cette dispersion fait que la sensibilité d'un capteur réel est l'un des paramètres qui doit être corrigé par la calibration, car une sensibilité différente de sa valeur nominale fausse les résultats de mesures. Il en va de même pour l'offset d'un capteur réel qui n'est jamais nul. L'expression (16) décrivant la sortie d'un capteur idéal devient donc pour un capteur réel (Fig.33B) :

$$B_{eff} = S_{eff} \cdot B_{app} + B_{off_{eff}} \tag{17}$$

avec B_{eff} la valeur effective en LSB du champ magnétique mesuré, S_{eff} la sensibilité effective (réelle) du capteur en LSB/T, et $B_{off_{eff}}$ l'offset effectif (réel) du capteur en LSB.

Enfin la sortie en LSB d'un capteur magnétique est généralement traduite en une valeur en T pour être intelligible par l'utilisateur en divisant la sortie du capteur par sa sensibilité nominale supposée être la sensibilité vraie du capteur. L'expression de la valeur affichée en sortie du capteur s'exprime donc par la relation :

$$B_{Mes} = \frac{B_{eff}}{S_{Nom}} = \frac{S_{eff}}{S_{Nom}} \cdot B_{app} + \frac{B_{off_{eff}}}{S_{Nom}} \tag{18}$$

avec B_{Mes} la valeur en T du champ magnétique mesuré, entachée d'une erreur si $S_{eff} \neq S_{Nom}$ et/ou si $B_{off_{eff}} \neq B_{Nom} = 0$.

A partir de l'expression (18), deux coefficients servant à la calibration, S_{Norm} et B_{off}, sont introduits par le jeu d'équations (19). S_{Norm}, pour sensibilité normalisée, est un coefficient sans unité calculé par le rapport de la sensibilité effective S_{eff} et de la sensibilité nominale S_{Nom} du capteur. S_{Norm} correspond de ce fait à la pente normalisée de la réponse expérimentale du capteur (Fig.34). Elle vaut 1 si le capteur est parfait. L'offset expérimental du capteur, B_{off}, est également exprimé par sa valeur de champ en T grâce au rapport entre sa valeur effective en LSB, $B_{off_{eff}}$, et S_{Nom}. Il est nul si le capteur est parfait.

$$\begin{cases} S_{Norm} = \dfrac{S_{eff}}{S_{Nom}} \\ B_{off} = \dfrac{B_{off_{eff}}}{S_{Nom}} \end{cases} \tag{19}$$

Avec l'introduction de cette nouvelle notation, la formule (18) peut se réécrire :

$$B_{Mes} = S_{Norm} \cdot B_{app} + B_{off} \tag{20}$$

Pour corriger la réponse du capteur, S_{Norm} et B_{off} sont donc les deux paramètres qu'il faut extraire pour chaque axe d'un capteur grâce à un protocole de calibration. La vraie valeur du champ magnétique mesuré, B_{corr}, est alors donnée par :

$$B_{corr} = \frac{(B_{Mes} - B_{off})}{S_{Norm}} = B_{app} \tag{21}$$

Nous avons pris ici le parti de corriger directement les valeurs en T avec les coefficients S_{Norm} et B_{off} pour plus de simplicité car les interfaces des caméras sortent en général les valeurs en T, mais la correction aurait également pu être faite au niveau des valeurs en LSB.

Avec une calibration parfaite, i.e., les valeurs de S_{Norm} et B_{off} connues parfaitement, il est possible d'avoir une mesure exacte, précise, i.e., $B_{corr} = B_{app}$, comme indiqué par l'équation (21) et la Fig.34.

Pour déterminer les coefficients S_{Norm} et B_{off} pour chacun des trois axes d'un capteur, il faut relever la réponse expérimentale selon chacun de ces axes puis déterminer les droites correspondantes par régression linéaire par les moindres carrés. Un minimum de trois points est nécessaire pour vérifier la linéarité de la réponse du capteur. Ces points de mesure sont appelés B_{app1}, B_{app2} et B_{app3} dans les Fig.33 et Fig.34.

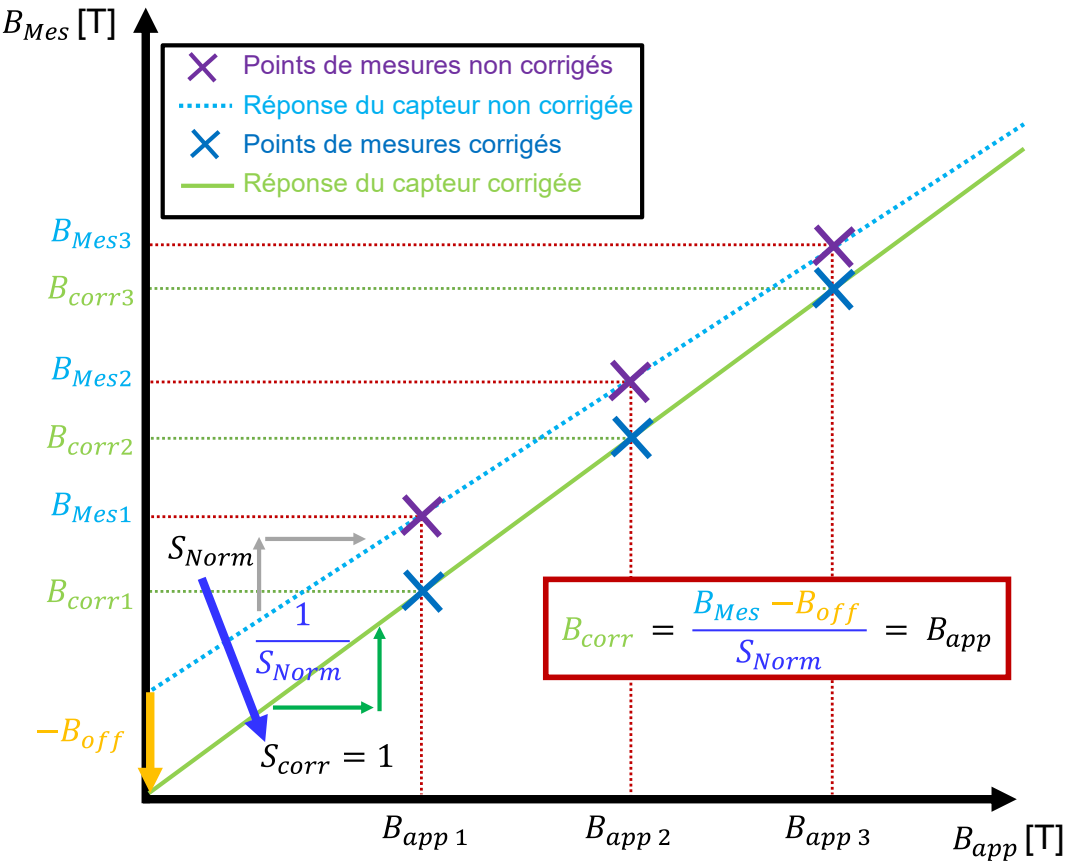


Fig.34 : Correction de la réponse effective d'un capteur avec les coefficients S_{Norm} et B_{off}

La linéarité est un point important à vérifier car les capteurs que nous utilisons pour nos systèmes de localisation sont soumis à des champs qui varient de plusieurs ordres de grandeurs en fonction de leurs positions dans la zone de travail. Nos trois points minimum pour tracer la réponse des capteurs sont suffisants pour vérifier la linéarité et ce pour deux raisons. Premièrement la théorie montre que la linéarité des capteurs de Hall est très bonne jusqu'à quelques centaines de mT [146]. Pour le cas des capteurs AMR, ils sont utilisés dans la structure « Barber Pole » qui les rend linéaire dans leur zone de travail [167]. La seconde raison réside dans les fiches fabricants qui garantissent sur la dynamique des capteurs des erreurs de linéarité généralement comprises entre 0.1 % (Hall) et 0.5 % (AMR), qui sont acceptables pour nous. En pratique, c'est en utilisant la fonction *Matlab*® **fit** [266] que S_{Norm} et B_{off} sont extraits à partir de N points expérimentaux (B_{app_i}, B_{Mes_i}), $N \geq 3$. Il est important de noter qu'ici les champs B_{app_i} sont supposés parfaitement connus. Par la suite cette hypothèse est analysée, tout comme le nombre de points de mesure N utilisé pour la calibration. Cette analyse permettra d'évaluer la robustesse statistique de l'extraction des coefficients S_{Norm} et B_{off}.

Calibration d'une caméra magnétique

La calibration de caméras magnétiques présente des spécificités supplémentaires à celles d'un capteur magnétique unique, l'objectif restant de calibrer chaque capteur par rapport à ses propres erreurs de sensibilité et d'offset. Pour cela, la technique de calibration d'un capteur unique peut être appliquée individuellement à chaque capteur, mais l'idéal est d'extraire les coefficients de correction en parallèle pour tous les capteurs de la caméra.

Une spécificité des caméras magnétiques provient de la qualité de l'alignement des capteurs entre eux. Il est possible de distinguer deux cas, celui des caméras magnétiques composées d'un arrangement de capteurs discrets (e.g., MagMapS-X, *HallinSight*®) et celui des caméras réalisées en technologie intégrée (e.g. *Minicube3D*®). Les erreurs d'alignement sont plus importantes dans le premier cas car la précision de la fabrication microélectronique est meilleure que celle de l'assemblage de composants sur PCB. De plus dans le cas de capteurs discrets, il y a également le positionnement de l'élément sensible à l'intérieur de son boiter qui participe à l'erreur d'alignement. L'erreur intrinsèque provenant du désalignement est complexe à quantifier car elle produit des effets similaires à l'erreur de sensibilité sur les mesures des réponses des capteurs. Nous verrons cependant à la section III.4.5 que dans le cas de nos caméras, ces erreurs peuvent être considérées comme négligeables. L'objectif de notre procédure de calibration de caméras magnétiques est donc d'extraire simultanément les coefficients S_{Norm} et B_{off} de manière simple et efficace selon chacun des trois axes de tous les capteurs présents sur une caméra.

III.4.2. Protocole

Dans l'état de l'art section II.5, les méthodes de calibration sont regroupées en deux sous-groupes, à savoir les méthodes ellipsoïdales et les méthodes vectorielles. Pour développer notre propre protocole, nous avons choisi une approche vectorielle. En effet pour appliquer les méthodes ellipsoïdales à des capteurs de Hall, le champ terrestre est trop faible, et réaliser expérimentalement les rotations requises par ces méthodes dans un champ plus fort, généré par exemple avec une bobine de Helmholtz, ne répond pas à nos objectifs de simplicité et de minimum de matériels. Le protocole de calibration que nous avons imaginé, appartenant donc à la catégorie vectorielle, s'effectue en trois étapes à répéter pour chacun des axes de mesure :

- **Positionner la caméra dans un champ homogène** : comme expliqué dans la section II.5, la première condition pour réaliser une calibration est de placer la caméra très précisément dans un champ connu qui sert de référence. En plus d'être connu, ce champ doit aussi être suffisamment homogène sur le volume de mesure de la caméra pour que tous les capteurs soient soumis au même champ, en même temps. C'est la première difficulté de la procédure de calibration. Le choix classique pour générer un tel champ se porte sur une bobine de Helmholtz. Par construction les bobines de Helmholtz présentent un grand volume d'homogénéité. Plus de détails sur cette architecture sont donnés dans la partie traitant de l'homogénéité du champ de référence.

- **Vérifier l'alignement de la caméra** : avant de relever les réponses expérimentales des capteurs selon un des trois axes de mesure, l'axe des capteurs doit être aligné avec le champ de référence. Il est important de noter que nous supposons les axes des capteurs alignés entre eux. Nous verrons dans la section III.4.5 que dans notre cas les désalignements des capteurs entre eux peuvent être effectivement considérés comme négligeables par rapport aux autres sources d'erreur. Aligner la caméra le plus précisément possible et à défaut quantifier ce désalignement, est l'une des parties les plus critiques de la procédure. Pour adresser ce problème, nous avons créé un protocole qui, en quantifiant simplement le désalignement, permet ensuite de corriger numériquement les valeurs de champ appliqué. Cette solution que nous qualifions d'ajustement numérique de la position de la caméra évite un ajustement mécanique qui serait très difficile à réaliser. Cette technique, qui est le point clé de notre procédure, est détaillée dans la section III.4.5.

- **Relever les réponses expérimentales des capteurs et déterminer les coefficients de correction S_{Norm} et B_{off}** : une fois la caméra alignée le plus précisément possible, il devient possible de mesurer la réponse des capteurs, puis d'extraire par régression par les moindres carrés les paramètres nécessaires à la calibration de chaque capteur de la caméra afin de corriger leurs erreurs de sensibilité et d'offset. Grâce à l'homogénéité du champ et à l'alignement de la caméra, il est possible de relever simultanément les réponses de tous les capteurs. C'est un gain considérable pour la durée de la procédure, ce qui la rend plus efficace et fiable.

- **Répéter la procédure pour chacun des axes** : dans un cas comme le nôtre où la procédure est réalisée dans une bobine de Helmholtz 1D, les trois étapes de la procédure sont répétées pour calibrer chacun des axes.

Les points d'attention particuliers sur cette procédure sont détaillés dans la suite de cette section III.4. Après avoir abordé dans III.4.3 les incertitudes sur les paramètres de correction, la manière de créer le champ magnétique de référence est présenté dans la section III.4.4 avec une étude détaillée de l'homogénéité du champ. Ensuite, la technique que nous proposons pour aligner numériquement la caméra est présentée dans la section III.4.5. Finalement, l'influence du champ terrestre est évaluée dans la section III.4.6 avant une présentation des résultats expérimentaux validant la procédure dans la section III.4.7.

III.4.3. Incertitude sur la détermination des paramètres de correction

La robustesse statistique des coefficients de correction S_{Norm} et B_{off} dépend des paramètres du relevé expérimental de la réponse du capteur (dynamique du champ appliqué, nombre de points de mesure) et des incertitudes provenant de l'imprécision du capteur et de l'imprécision avec laquelle est appliqué le champ B_{app}. La précision avec laquelle sont déterminés S_{Norm} et B_{off} dépend donc de :

- N : nombre de points (B_{app_i}, B_{Mes_i}) de la réponse expérimentale du capteur.

- La dynamique du champ appliqué B_{app}, dynamique qui ne doit pas dépasser celle du capteur.

- σ_{Cap} : l'incertitude de mesure provenant du capteur. Elle est constante du fait que le capteur à calibrer reste réglé dans la même configuration (dynamique, sensibilité, …) durant toute la procédure de calibration. Il est toutefois possible de réduire σ_{Cap} en répétant le même point de mesure et en moyennant ces mesures. En notant N_{mean} le nombre de répétitions de la mesure, l'incertitude de mesure provenant du capteur est divisée par $\sqrt{N_{mean}}$. Cette technique classique minimise l'effet du bruit intrinsèque du capteur, mais N_{mean} est limité par le LSB du capteur, c'est-à-dire par le nombre de bits de la sortie numérique du capteur et sa dynamique. Lorsque $\sigma_{Cap}/\sqrt{N_{mean}}$ devient inférieur au LSB du capteur, il est inutile de continuer à augmenter N_{mean}.

- $\sigma_{B_{app}}$: l'incertitude sur le champ appliqué. L'incertitude $\sigma_{B_{app}}$ est constante car elle dépend uniquement de la source de courant alimentant la bobine permettant de générer le champ de référence. Cette source de courant doit rester la même sur toute la dynamique du champ B_{app}. Grâce à un ampèremètre suffisamment précis, il est possible de déterminer $\sigma_{B_{app}}$, et nous verrons que si la source de courant utilisée est très précise, $\sigma_{B_{app}}$ peut dans certains cas être considéré comme négligeable.

Déterminés par une régression linéaire par les moindres carrés opérée sur les N données expérimentales (B_{app_i}, B_{Mes_i}), les paramètres de correction S_{Norm} et B_{off} s'expriment par [267] :

$$\begin{cases} S_{Norm} = \dfrac{N \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot B_{Mes_i} - \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{Mes_i}}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2} \\ B_{off} = \dfrac{\sum_{i=1}^{N} B_{Mes_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot B_{Mes_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{app_i}}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2} \end{cases} \quad (22)$$

Les données expérimentales étant entachées d'une incertitude, la détermination des paramètres de correction présente aussi des incertitudes notées $\sigma_{S_{Norm}}$ et $\sigma_{B_{off}}$. L'incertitude sur le champ appliqué $\sigma_{B_{app}}$ étant constante quel que soit le champ B_{app_i}, et la mesure B_{Mes_i} étant linéairement liée au champ appliqué par la relation (20), l'incertitude $\sigma_{B_{app}}$ se traduit par une incertitude sur la mesure qui est indépendante du champ appliqué et qui est donnée par le produit $S_{Norm} \cdot \sigma_{B_{app}}$. A cette incertitude lors de la mesure, s'ajoute l'incertitude intrinsèque du capteur, σ_{Cap}, elle aussi constante quel que soit le champ appliqué. L'incertitude σ_{Cap} étant indépendante de $\sigma_{B_{app}}$, tout se passe comme si le champ appliqué est parfaitement connu et que la mesure est entachée d'une incertitude indépendante du champ appliqué, $\sigma_{B_{Mes}}$, donnée par :

$$\sigma_{B_{Mes}} = \sqrt{\sigma_{Cap}^2 + S_{Norm}^2 \cdot \sigma_{B_{app}}^2} \quad (23)$$

Il est important de noter que si un moyennage est opéré avec N_{mean} mesures sur chaque point expérimental, l'équation (23) devient :

$$\sigma_{B_{Mes}} = \sqrt{\frac{\sigma_{Cap}^2}{N_{mean}} + S_{Norm}^2 \cdot \sigma_{B_{app}}^2} \quad (24)$$

Par le calcul de propagation d'erreurs détaillé en annexe A.2, il est alors possible de montrer que les incertitudes sur la détermination de S_{Norm} et B_{off} sont données par :

$$\begin{cases} \sigma_{S_{Norm}} = \sigma_{B_{Mes}} \cdot \sqrt{\dfrac{N}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2}} \\ \sigma_{B_{off}} = \sigma_{B_{Mes}} \cdot \sqrt{\dfrac{\sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2}} \end{cases} \quad (25)$$

Nous avons vu au chapitre II que les capteurs à effet Hall présentent des résolutions de mesure deux à trois ordres de grandeurs plus grandes à celles des capteurs magnétorésistifs. Nous verrons aussi dans la section III.4.4 consacrée au champ de référence qu'il est assez facile d'appliquer un courant suffisamment stable et précis dans la bobine générant le champ pour que l'incertitude $\sigma_{B_{app}}$ soit négligeable devant σ_{Cap}, du moins dans le cas des capteurs de Hall. Dans celui des capteurs magnétorésistifs, cette affirmation doit être vérifiée. Les capteurs de Hall étant le cas le plus défavorable où $\sigma_{B_{Mes}}$, donné par l'équation (24), est assez élevé, nous allons maintenant étudier l'influence des paramètres de l'équation (25), à savoir $\sigma_{B_{Mes}}$, N et la dynamique du champ appliqué, sur les incertitudes de détermination de S_{Norm} et B_{off}.

Pour cela le cas du capteur *TMAG5273A1* utilisé dans la caméra MagMapS-2 est étudié et les prédictions théoriques d'incertitude de mesure données par l'équation (25) sont comparées aux résultats expérimentaux, le tout étant répertorié dans le tableau 6.

Influence de $\sigma_{B_{Mes}}$ qui est fonction de σ_{Cap} et N_{mean} ($\sigma_{B_{app}}$ étant supposé négligeable) : Les incertitudes sur la détermination de S_{Norm} et B_{off} sont directement proportionnelles à l'incertitude $\sigma_{B_{Mes}}$. Cette dernière joue donc un rôle majeur dans la précision de détermination de S_{Norm} et B_{off}. L'incertitude sur la valeur du champ appliqué $\sigma_{B_{app}}$ étant supposée négligeable, seuls σ_{Cap} et N_{mean} déterminent la valeur de $\sigma_{B_{Mes}}$, du moins tant que celle-ci est supérieure au pas de quantification, i.e. au LSB de la sortie numérique du capteur. Dans la configuration choisie (dynamique ± 40 mT, moyennage interne de 32 mesures), la fiche de spécification du capteur *TMAG5273A1* annonce un niveau de bruit rms $\sigma_{Cap} = 22\ \mu T$ pour les axes de mesure X/Y (plan de la puce) et $9\ \mu T$ pour l'axe Z (perpendiculairement à la puce). D'autre part, le pas de quantification, identique sur chacun des axes, est de $1{,}22\ \mu T/LSB$. En conséquence, il est théoriquement inutile de répéter et moyenner la mesure plus de $N_{meanXY\,max} = (22/1{,}2)^2 = 325$ fois selon les axes X/Y et plus de $N_{meanZmax} = (9/1{,}22)^2 = 54$ fois selon l'axe Z. Pour nos prédictions théoriques et mesures expérimentales présentées dans le tableau 6, nous avons choisi de prendre $N_{mean} = 1$ ou 100 correspondant à une incertitude $\sigma_{B_{Mes}} = 22$ ou $2{,}2\ \mu T$.

Influence de la dynamique du champ appliqué B_{app} et du nombre de points de mesures N : Les influences de la dynamique du champ et du nombre de points de mesure N sont moins directes à déduire que celle de N_{mean}. Toutefois, en observant l'équation (25), N ou une somme de N termes apparait à la fois au numérateur et au dénominateur. En conséquence, le nombre de points N est certainement le paramètre qui a le moins d'influence sur la précision de détermination de S_{Norm} et B_{off}. Ceci est bien vérifié dans le tableau 6 où pour une même dynamique de mesure et des points de mesure équirépartis les précisions de détermination de S_{Norm} et B_{off} ne sont que peu améliorées entre $N = 3$ et $N = 10$ points de mesure (conditions théoriques 1 et 4 ou 2 et 5). En revanche, comme nous pouvions nous y attendre, la dynamique exerce une influence beaucoup plus importante puisqu'une même erreur de mesure exercera une influence relative plus grande si les deux points sont proches (dynamique faible) que s'ils sont éloignés (dynamique grande). Les conditions théoriques 1 et 2 ou 4 et 5 du tableau 6 comparant les résultats entre une dynamique de $0{,}5\ mT = [1\ ;1{,}5\ mT]$ et de $9\ mT = [1\ ;10\ mT]$ permettent de vérifier cette intuition. Il est toutefois important de noter que les champs produits par les bobines de Helmholtz sont souvent faibles. C'est notre cas où la bobine utilisée pour notre méthode de calibration ne permet de générer que quelques mT sans s'échauffer.

Résultats expérimentaux : Afin de valider les prédictions théoriques que nous venons de faire, nous avons confronté ces prédictions à des valeurs expérimentales toujours dans le cas des capteurs *TMAG5273A1* utilisé dans la caméra MagMapS-2. Comme nous le verrons dans la section suivante (III.4.4), nous ne disposons que d'une faible dynamique pour B_{app}. Le champ appliqué a ainsi été choisi entre 0,5836 et 1,1672 mT. La validation expérimentale s'est faite à partir de mesures réalisées avec l'axe X des capteurs *TMAG5273A1*, ce qui est le cas le plus défavorable. Ces mesures servent tout d'abord à déterminer la valeur expérimentale de σ_{Cap}. La valeur de σ_{Cap} pour la caméra est extraite en calculant l'écart type sur 100 mesures de chacun des capteurs de la caméra (80 au total) puis en faisant la moyenne des 80 écarts types ainsi obtenus. Les valeurs de σ_{Cap} expérimentales ainsi obtenues sont de 3,3 et 18,7 µT assez proche des 2,2 et 22 µT attendus. La valeur restante à ajuster expérimentalement est S_{Norm}. La valeur théorique de 1,05 été choisie dans le tableau 6 en raison de l'erreur de 5% typique annoncée par le fabricant. Expérimentalement les valeurs obtenues pour l'axe X sont légèrement supérieures (cf. III.4.7) avec une valeur moyenne de 1,077 soit 7,7% d'erreur de sensibilité. Il résulte de ces valeurs expérimentales une incertitude sur S_{Norm} de 0.0080 (Conditions expérimentales 1, Tab.6) ce qui correspond à 0,74 % d'erreur lorsque N = 3 et N_{mean} = 100. Pour B_{off}, l'incertitude sur la valeur s'élève à 7,9 µT toujours en utilisant les mêmes paramètres N et N_{mean}. En faisant passer N de 3 à 10, le gain est une réduction de 0.2% de l'incertitude de S_{Norm} et de 2,2 µT sur B_{off} (Conditions expérimentales 2, Tab.6). A l'inverse en réduisant N_{mean} à 1 au lieu de 100, les incertitudes augmentent d'un facteur 6 environ (Conditions expérimentales 3, Tab.6).

Tableau 6 : Application des équations (25) de manière théorique et expérimentale dans le cas du MagMapS-2

	$\sigma_{B_{Mes}}$ *[µT]*	N	*Dynamique de* B_{app} *[mT]*	N_{mean}	$\sigma_{S_{Norm}}$	S_{Norm}	$\frac{\sigma_{S_{Norm}}}{S_{Norm}}$ *[%]*	$\sigma_{B_{off}}$ *[µT]*
Conditions théoriques 1	2,2	3	[1 ; 1,5]	100	0,0062	1,05	0,59	7,9
Conditions théoriques 2	2,2	3	[1 ; 10]	100	0,00034	1,05	0,032	2,2
Conditions théoriques 3	22	10	[1 ; 10]	1	0,0024	1,05	0,23	15
Conditions théoriques 4	2,2	10	[1 ; 1.5]	100	0,0049	1,05	0,47	6
Conditions théoriques 5	2,2	10	[1 ; 10]	100	0,00024	1,05	0,023	1,5
Conditions expérimentales 1	3,3	3	[0,5836 ; 1,1672]	100	0,0080	1,077	0,74	7,3
Conditions expérimentales 2	3,3	10	[0,5836 ; 1,1672]	100	0,0059	1,077	0,55	5,1
Conditions expérimentales 3	18,7	10	[0,5836 ; 1,1672]	1	0,0333	1,077	3,09	29

A partir des données du tableau, nous avons choisi de fixer N_{mean} = 100 pour chacun des points de mesures, N=3 points pour tracer la réponse des capteurs. Le compromis durée de mesures / précision ainsi obtenu permet d'avoir une incertitude de moins de 1% sur S_{Norm} et de moins de 10 µT sur B_{off}.

III.4.4. Champ magnétique de référence

Dans notre procédure de calibration, nous utilisons une bobine pour générer les champs B_{app} servant de référence lors du relevé des réponses expérimentales des capteurs. Ces champs doivent être connus le plus précisément possible et homogène sur un volume suffisamment important pour contenir la caméra à calibrer. L'architecture simple connue pour présenter une très bonne homogénéité est la structure de bobine de Helmholtz. Notre sélection s'est donc portée sur une bobine de Helmholtz 1D (Tab.7) dite « grande ». Elle a été fabriquée à la FHNW (rayon 36 cm) et produit un champ de 0,5836 mT/A.

Pour alimenter la bobine, nous avons choisi une source de courant DC/AC (*BOP 100-2M*, Naju, Corée du Sud) (Tab.7) ayant une plage de 0 à 2 A, en prenant en compte que 2 A est la limite de courant pour éviter l'échauffement de la bobine. Cette source présente surtout l'avantage d'avoir un niveau de bruit rms très faible, spécifié inférieur à 0,01% en mode courant [268]. Ainsi pour le courant maximum de 2 A, le niveau de bruit rms est de 0.2 mA, ce qui se traduit une fois injecté dans notre bobine par un bruit rms maximal sur le champ appliqué d'environ 116 nT. Cette valeur est suffisamment faible pour que l'hypothèse stipulant que $\sigma_{B_{app}}$ est négligeable puisse être faite. En reprenant l'exemple utilisé plus haut de l'axe X du MagMapS-2, le niveau de bruit rms du capteur *TMAG5273A1* est de 22 µT, ce qui est bien supérieur aux 116 nT de bruit du champ de référence. Enfin pour mesurer le courant injecté, nous avons utilisé l'ampèremètre *U1252B* d'Agilent® (Santa Clara, CA, USA) (Tab.7) qui présente une résolution de 0,1 mA. Il permet de mesurer très précisément le courant et ainsi d'évaluer le niveau de bruit de la source de courant le cas échéant.

Tableau 7 : Appareils utilisés pour générer et contrôler le champ de référence pendant la procédure de calibration

	Nom	*Fabricant*	*Description*	*Réf.*
Grande bobine de Helmholtz 1D	N.A	FHNW	0,5836 mT/A | R = 36 cm	N.A.
Source de courant DC/AC	*BOP 100-2M*	Kepco	V_{max} = 100 V | I_{max} = 2 A	[269]
Ampèremètre	*U1252B*	Agilent	Résolution = 0,0001 A	[270]

Bobine de Helmholtz

Une bobine de Helmholtz est classiquement composée de deux bobines circulaires identiques, concentriques et séparées d'une distance typiquement égale à leur rayon (Fig.35) [271]. Les bobines sont en série et bobinées dans le même sens. Dans une telle configuration, le champ produit par chacune des deux bobines s'additionne, ce qui crée une zone centrale où le champ est quasiment uni-axial et homogène. La forme et la taille de cette zone peuvent être modulées en changeant la forme (carré, triangulaire, …) et/ou l'espacement des deux bobines [271], [272]. Cette architecture classique produisant un champ 1D peut être étendue à une version 3D avec trois paires de bobines orthogonales entre elles.

A partir de la loi de Biot et Savart, il est facile de montrer que le champ produit par la bobine de Helmholtz le long de son axe [271] (cf. Fig.35 pour l'orientation des axes), est colinéaire à cet axe et donné par :

$$B_{axial}(z) = B_1(z) + B_2(z) = \mu_0 \cdot n \cdot I \cdot \left(\frac{R^2}{2 \cdot \left(R^2 + \left(z - \frac{R}{2}\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} + \frac{R^2}{2 \cdot \left(R^2 + \left(z + \frac{R}{2}\right)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (26)$$

avec $\mu_0 = 4 \cdot \pi \cdot 10^{-7}$ la perméabilité magnétique dans le vide en T.m/A, n le nombre de tour des deux bobines, I le courant qui est injecté dans la bobine, et R le rayon des bobines.

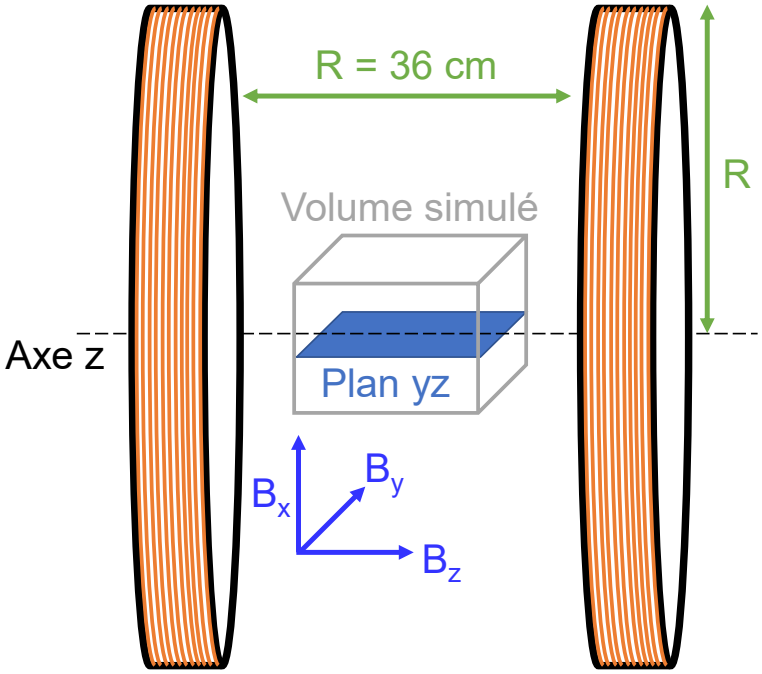


Fig.35 : Schéma de notre bobine de Helmholtz, avec la définition de l'orientation des composantes du champ, de l'axe z, du plan yz et du volume simulé qui sont utilisés pour l'étude 1D, 2D et 3D de l'homogénéité du champ.

L'homogénéité du champ produit par une bobine de Helmholtz se définit par rapport au champ en son point central. L'équation (27) définit l'inhomogénéité du champ axial de la bobine, c'est-à-dire de la composante du champ selon l'axe z, en tout point de l'espace à caractériser (axe z / plan yz / volume simulé, Fig.35).

$$Inhom_{xyz} = \frac{B_{axial_{xyz}} - B_{axial_{000}}}{B_{axial_{000}}} \cdot 100 \quad (27)$$

avec $B_{axial_{xyz}}$ la valeur du champ axial au niveau du point à caractériser qui est situé à la coordonnée {x,y,z} et $B_{axial_{000}}$ la valeur de ce champ au point central de la bobine de Helmholtz.

Grâce à l'équation (26), le champ axial attendu au centre de la bobine pour une polarisation à 2 A est d'environ 1,16 mT (Fig.36A). En introduisant l'équation (26) dans l'équation (27), nous pouvons tracer l'inhomogénéité du champ axial selon l'axe Z et avoir une première estimation rapide de la longueur de la zone d'homogénéité à 1% par exemple qui s'étend sur environ 20 cm (Fig.36B).

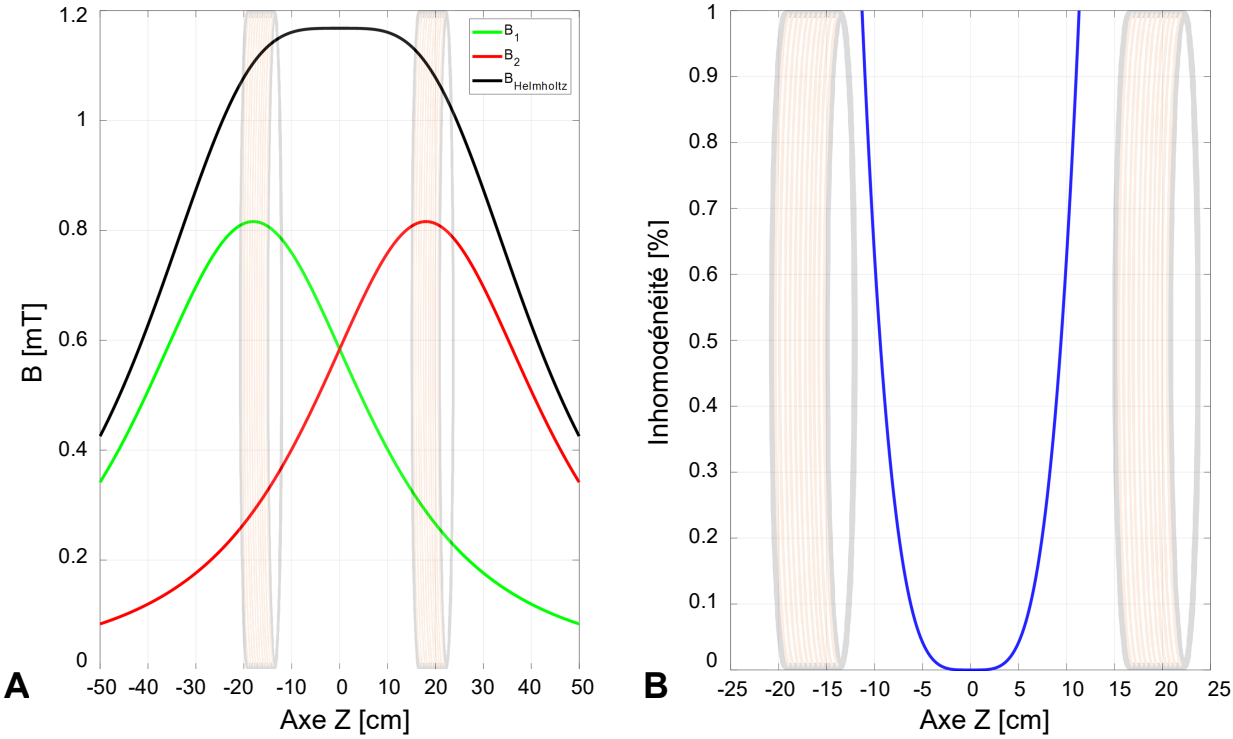


Fig.36 : (A) (A) Champ magnétique uni-axial de notre bobine de Helmholtz selon l'axe z, avec la contribution de chacune des bobines la composant (B) Inhomogénéité résultant du champ calculé dans (A)

Homogénéité du champ dans le volume

Les formules classiques de la section précédente permettent des estimations rapides mais elles ne nous permettent pas d'avoir des informations sur l'homogénéité du champ dans le volume. Or il est nécessaire de connaître précisément cette homogénéité pour calibrer des caméras magnétiques dont certaines couvrent un volume non négligeable. Pour étendre l'analyse de la bobine dans le volume, nous avons modélisé le champ grâce au travail de Schill dans [273]. En se basant sur des intégrales elliptiques, Schill décrit analytiquement les composantes axiale et radiale du champ produit par une boucle de courant circulaire. Ceci s'avère particulièrement adapté pour traiter le cas d'une bobine de Helmholtz circulaire. Deux possibilités s'offrent alors à nous. La première est de modéliser la bobine par deux boucles parcourues par un courant égal à n fois le courant réel où n est le nombre de tours de chacune des bobines. La seconde est de tenir compte de la géométrie de la bobine en simulant n boucles parcourues par le courant nominal et arrangées de la même manière que dans la bobine. Nous verrons plus bas les différences que cela implique. A noter que dans cette section nous utilisons ces solutions analytiques pour le plan central décrit par la Fig.35. Néanmoins l'architecture de notre structure de Helmholtz ayant une symétrie cylindrique, il est possible d'étendre la modélisation dans tout le volume en faisant tourner selon l'axe z le résultat obtenu dans le plan (Fig.35).

La Fig.37 montre le résultat de cette approche analytique modélisée sous *Matlab*® pour notre bobine. La Fig.37A montre le champ radial et la Fig.37B le champ axial. La norme résultant de ces deux champs est tracée en Fig.37C. Les cartes du champ axial et de la norme sont quasiment identiques, prouvant bien que le champ produit par la bobine de Helmholtz est quasi-axial. Ceci est confirmé par les cartes d'homogénéité du champ axial (Fig. 37E) et de la norme du champ (Fig. 37F) qui sont quasi-identiques, et par la Fig.37D montrant la contribution du champ radial à la norme du champ dans le plan yz. Sur un disque de rayon 7,5 cm (disque violet, Fig.37D), la contribution du champ radial est inférieure à 0,1 %. Dans le cas de notre bobine, 0,1 % correspond à 1,16 µT pour 2 A, ce qui pour des capteurs à effet Hall est à la limite du niveau de détectabilité. Du fait de la symétrie cylindrique de notre structure de Helmholtz, nous pouvons donc affirmer que dans une sphère de rayon 7,5 cm, la contribution du champ radial est négligeable. La plus grande de nos deux caméras utilisant des capteurs de Hall étant la caméra MagMapS-1 de dimensions $48\,mm \times 48\,mm \times 54\,mm$, nous pouvons considérer que le champ qui sera vu par les caméras lors de leur calibration est uni-axial et homogène. Pour la caméra utilisant des capteurs magnétorésistifs dont le niveau de bruit est de 150 nT, il faut se placer dans la zone où le champ radial contribue à moins de 0,01%, soit sur un disque de rayon 4 cm comme le montre le disque orange de la Fig.37D. Notre caméra 2D MagMapS-3, de dimensions $15\,mm \times 15\,mm$ pourra donc être calibrée en utilisant la même structure de Helmholtz.

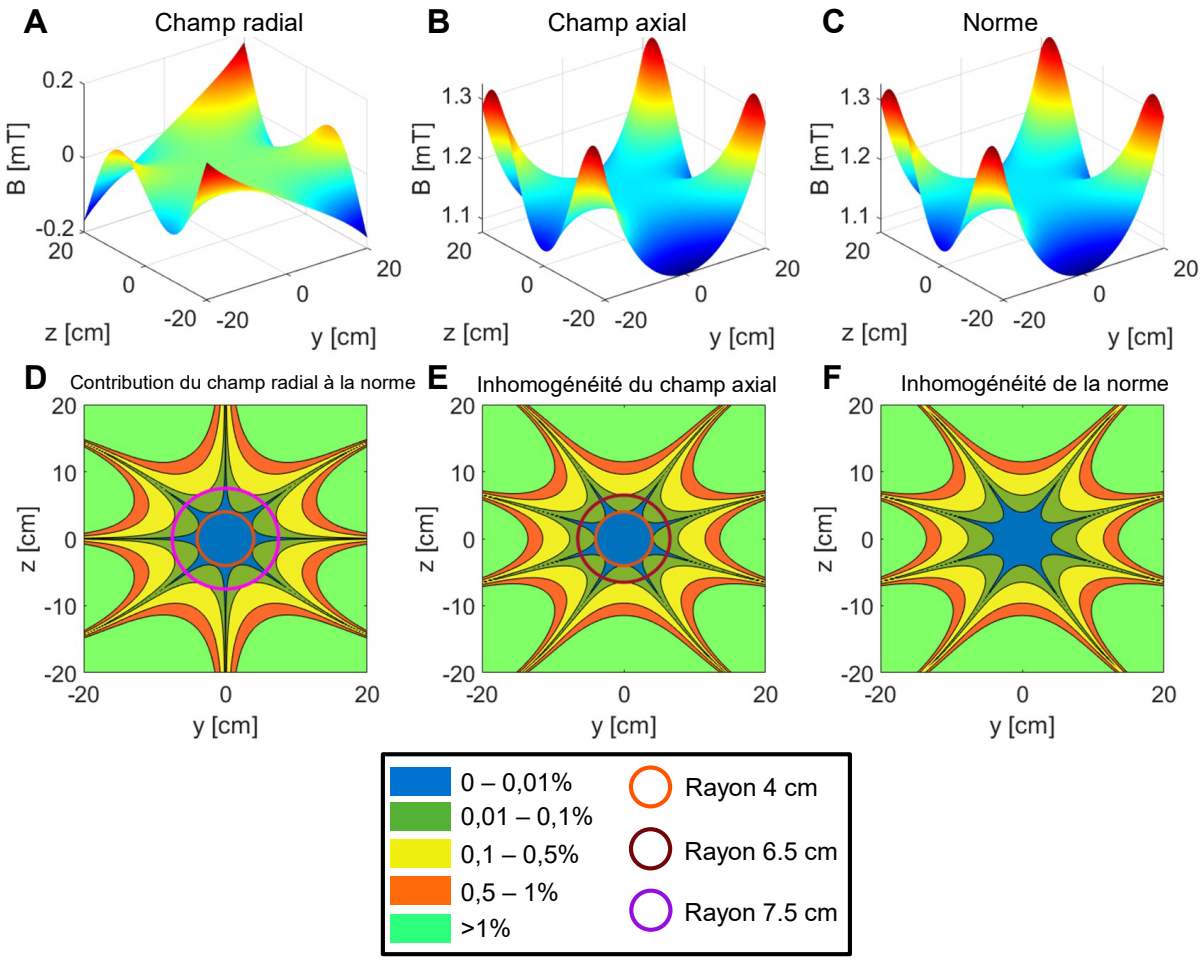


Fig.37 : Carte théorique 2D dans le plan yz de notre bobine de Helmholtz (A) du champ radial (B) du champ axial (C) de la norme du champ. (D) Contribution du champ radial à la norme du champ. (E) et (F) : Inhomogénéité correspondant respectivement aux cartes (B) et (C)

Pour vérifier la cohérence des résultats du modèle analytique, nous avons également simulé le champ de notre bobine de Helmholtz avec le module *Radia* du logiciel *Mathematica* (Wolfram Research, Champaign, IL, USA). Ce module, en accès libre, est développé depuis 1997 par le European Synchrotron Radiation Facility (ESRF). Il a été utilisé pour plusieurs applications comme par exemple l'évaluation de l'homogénéité d'un aimant pour la résonnance magnétique nucléaire [274]. *Radia* réalise les simulations en résolvant les équations magnétostatiques avec la méthode des éléments de frontière (BEM) [275]. L'approche utilisée par *Radia* consiste à simuler une densité de courant uniforme dans un conducteur unique qui possède les dimensions totales de la bobine. Dans le cas de notre bobine nous avons donc deux conducteurs simples en configuration de Helmholtz, ce qui est une légère approximation de la géométrie réelle. Le volume simulé grâce à *Radia* est centré (Fig.35) et couvre $16 \times 16 \times 10\ cm^3$ avec un pas de 2 mm. A ce stade, nous avons donc des jeux de données analytiques et simulées du champ et de l'homogénéité de notre bobine de Helmholtz. Bien qu'ils soient assez proches, il est tout de même intéressant de noter l'existence de légères différences entre les modèles analytiques et le modèle 3D *Radia* (Fig.38). Des différences similaires sont par exemple constatées dans [271]. Ces différences proviennent des différentes approximations utilisées par les modèles et par *Radia* au niveau de la géométrie de la bobine. Par exemple, la Fig.38A permet de constater que lorsque le modèle analytique est utilisé avec deux boucles et un courant de n fois le courant nominal, cela revient aux mêmes résultats que l'équation 1D selon l'axe. Si c'est la géométrie réelle qui est appliquée, la courbe s'approche plus des résultats de simulation *Radia*. Les mêmes tendances sont constatées en 2D dans la Fig.38B. Ces différences sont cependant suffisamment faibles pour qu'il soit possible de se baser sur les résultats de notre modèle analytique pour étudier l'inhomogénéité, d'autant plus que c'est la valeur du champ qui semble la plus affectée et non sa forme dont découle la carte d'homogénéité.

Nous venons de montrer que l'homogénéité du champ produit par notre structure de Helmholtz est suffisante pour calibrer nos caméras. Avant de décrire dans la section III.4.5 notre procédure d'alignement de la caméra dans ce champ axial homogène, nous avons mesuré l'homogénéité du champ de notre bobine de Helmholtz afin de valider nos résultats de modélisation et vérifier si la bobine a été suffisamment bien réalisée pour générer un champ présentant la précision attendue pour la calibration.

Caractérisation expérimentale

Pour réaliser la caractérisation expérimentale de notre bobine (Fig.39A), nous avons choisi d'utiliser une caméra magnétique calibrée, le *HallinSight*® (Metrolab SA) déjà présentée dans l'état de l'art, section II.4.3. Nous avons choisi d'utiliser cette caméra pour deux raisons. Premièrement elle est calibrée par le fabricant ce qui permet d'avoir une mesure de référence, et deuxièmement elle possède une matrice suffisamment importante ($7.75 \times 7.75\ cm^2$) permettant de couvrir une grande surface en un nombre limité de mesures. Pour s'assurer de la bonne réalisation de la bobine, nous avons choisi d'effectuer les mesures dans le plan central afin de pouvoir les confronter à la modélisation analytique 2D. En effet des défauts mineurs comme un bobinage non homogène ou des défauts majeurs comme des tours oubliés sur l'une des deux bobines lors de la fabrication ont un effet immédiat sur l'homogénéité dans le plan central. Si les résultats de mesures dans ce plan sont cohérents avec la modélisation, il est raisonnable de supposer que ce sera le cas dans tout le volume (Fig.35).

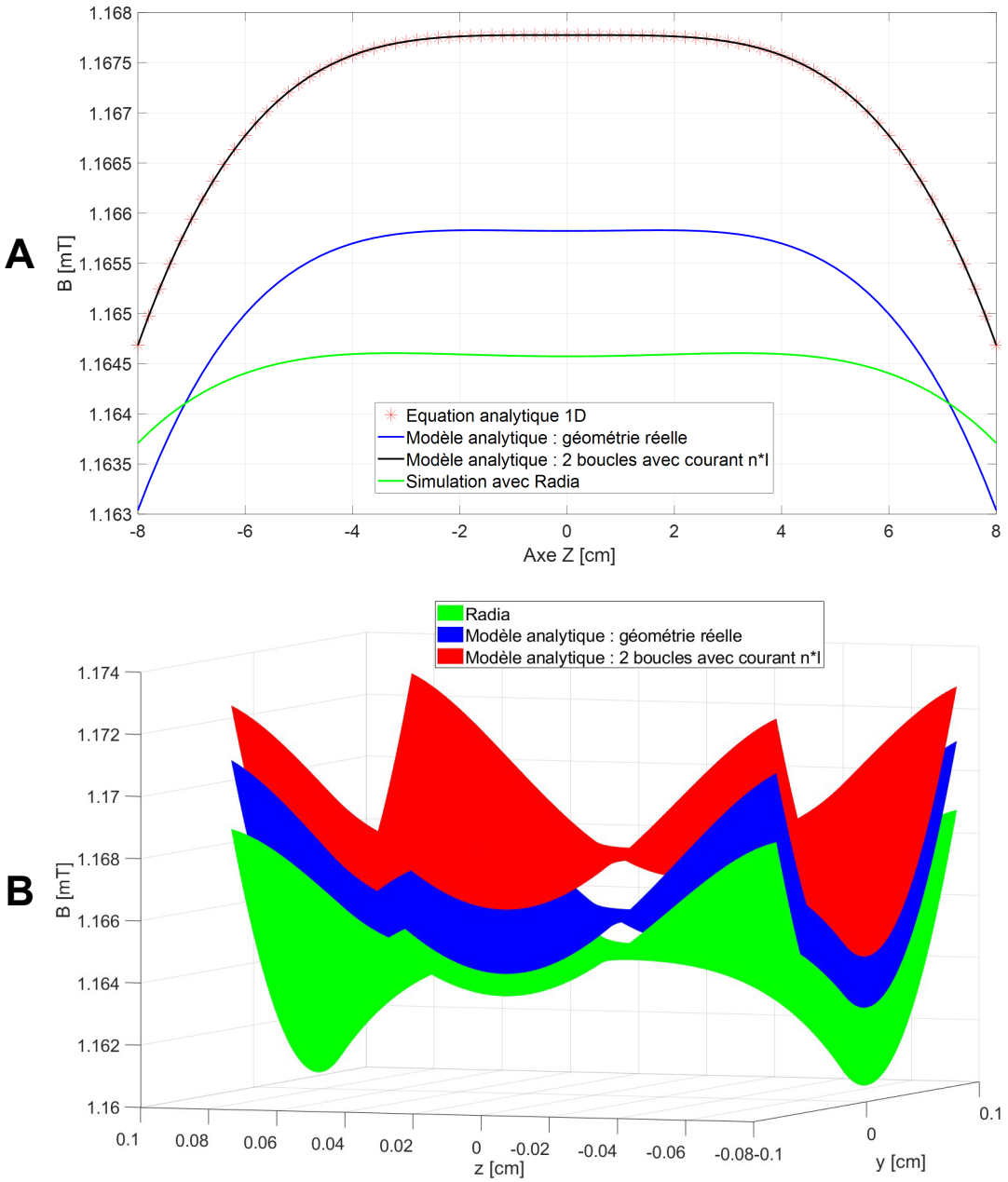


Fig.38 : (A) Comparaison des résultats obtenus avec les différentes modalités de simulations du champ axial le long de l'axe z. (B) Comparaison des modèles analytiques et du modèle Radia dans le plan central.

Nous avons donc réalisé les mesures sur une surface centrale de $16 \times 16\ cm^2$ couvertes avec 4096 points. Les données de mesure du champ axial avec les capteurs du *HallinSight*® sont moyennées 500 fois et un auto-zéro a été effectué à chaque position de la caméra. Cet auto-zéro consiste simplement à mesurer une phase supplémentaire où la bobine est éteinte et où les capteurs de la caméra sont dans la même configuration (résolution, nombres de moyennes, …), puis de faire la différence entre la phase avec champ et celle sans champ. Cela permet d'éliminer au mieux la contribution du champ terrestre. Toutefois, la carte expérimentale du champ axial de la bobine, en rouge sur la Fig.39B, montre bien que les résultats restent bruités. Le niveau de bruit sur ces mesures est approximé à ± 5 µT, ce qui est cohérent avec la résolution de la caméra annoncée à 4 µT. Il ne s'agit cependant que d'une approximation du bruit car la valeur vraie du champ varie légèrement sur la zone de mesure et contribue à la déviation standard calculée. Cette contribution ne peut pas être discriminée du bruit ce qui explique le résultat expérimental légèrement plus élevé que la valeur annoncée.

Pour remédier à ce niveau de bruit qui empêche d'établir une carte d'homogénéité claire, une moyenne glissante avec une fenêtre de 10 valeurs a été appliquée aux données expérimentales et aux données de la modélisation analytique du champ (Fig.39C). Les résultats ainsi filtrés peuvent être comparés plus facilement. La Fig.39C montre un écart d'environ 10 µT entre les deux cartes. Des tendances similaires sont par exemple visibles dans [271]. Les résultats de mesures montrent enfin une légère inclinaison qui pourrait être expliquée par le fait que les deux bobines ne sont pas parfaitement parallèles. Toutes ces divergences entre le modèle et la mesure (valeur moyenne, forme) sont cependant suffisamment faibles pour considérer que la bobine a été fabriquée au mieux et que dans ce cas la théorie s'applique comme attendue.

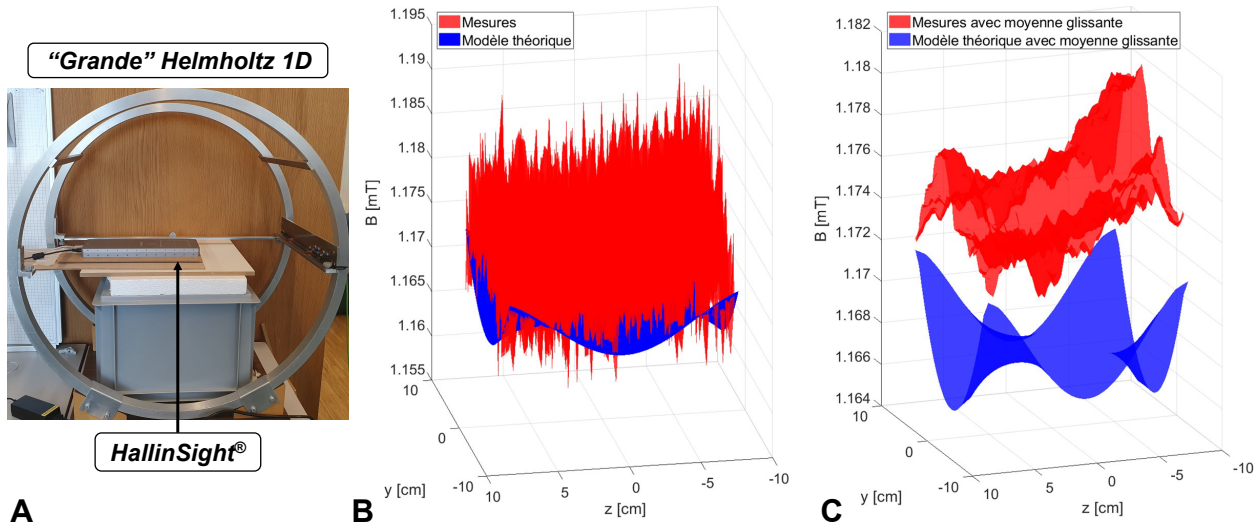


Fig.39 : (A) HallinSight® placé dans la bobine de Helmholtz (B) Cartes obtenus par modélisation 2D et mesures avec le HallinSight® (C) Mêmes cartes avec cette fois l'application d'une moyenne glissante sur les données

Les résultats présentés par la Fig.40 comparent les zones d'inhomogénéité dans le plan yz obtenues avec la modélisation analytique à celles obtenues avec la simulation *Radia* et avec la mesure. Plus la nuance de vert est foncée plus le champ est homogène. Comme attendu, les résultats théoriques et *Radia* sont très proches (Fig.40A&B). Le résultat provenant des mesures reste également satisfaisant car l'inhomogénéité mesurée reste dans les limites métrologiques du capteur, indiquant par conséquent que la bobine a été correctement fabriquée et ne présente pas de défaut majeur. En effet à cause des limites de performances des capteurs Hall de la caméra de référence, il n'est pas possible d'avoir des mesures des zones d'inhomogénéité à mieux de 1%, ce que confirme la figure 40C. Cette valeur de 1% correspondant à 10 µT pour un champ de 1 mT permet de rester au plus près du seuil de bruit des capteurs à effet Hall utilisés dans nos caméras. Une caractérisation plus fine pourrait être faite s'il existait une caméra magnétique de référence (vendue avec un certificat de calibration) utilisant par exemple des capteurs magnétorésistifs. Comme nous ne possédions pas une telle caméra (le MagMapS-3 étant calibré dans ce champ, il ne peut pas servir de référence), les inhomogénéités constatées proviennent donc à la fois de défauts mineurs de la bobine et du bruit restant sur la mesure malgré le filtrage. Enfin la contribution du champ terrestre ne pose pas de problème sur l'évaluation de l'homogénéité car il est lui-même très homogène sur un volume aussi restreint. Il est donc raisonnable de supposer que la bobine suit les cartes d'homogénéités issues du modèle analytique (Fig.40A) et de *Radia* (Fig.40B).

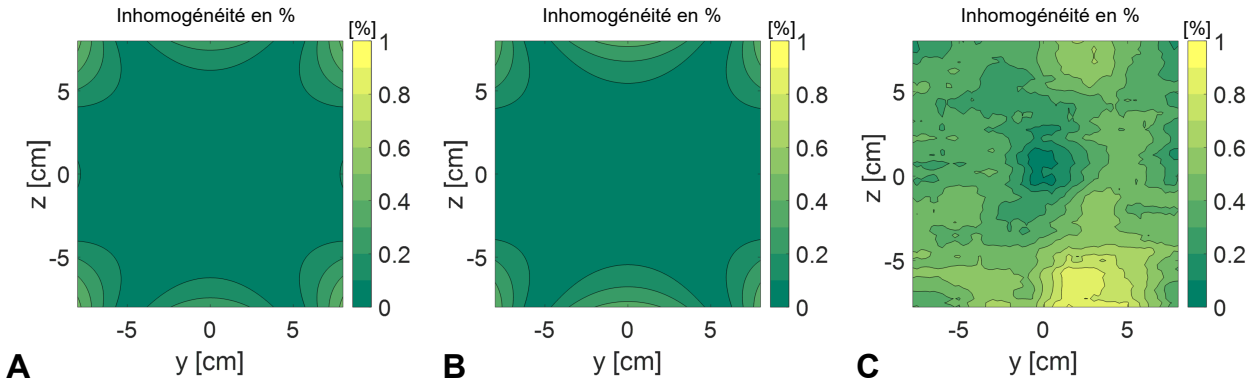


Fig.40 : Cartes d'inhomogénéité de la bobine de Helmholtz dans le plan yz (A) à partir de la modélisation théorique (B) à partir de la carte simulée avec Radia (C) à partir des mesures faites avec le HallinSight®

La conclusion de cette étude sur notre bobine de Helmholtz est qu'il existe un volume homogène suffisamment grand (au moins une sphère de 6,5 cm de rayon pour les Hall et une sphère de 4 cm de rayon pour les capteurs moins bruités) pour calibrer les différentes caméras MagMapS-X. Les mesures ont montré que la bobine a été suffisamment bien fabriquée pour qu'il soit possible de considérer que la théorie s'applique. L'étude théorique a aussi permis de montrer que le champ axial domine largement dans la zone homogène et que la contribution du champ radial dans cette zone est négligeable.

III.4.5. Alignement / désalignement de la caméra

Une fois le volume d'homogénéité connu précisément, la caméra magnétique à calibrer y est placée pour réaliser le relevé des réponses expérimentales des capteurs. Le champ magnétique de nos bobines étant unidirectionnel, la caméra doit être alignée axe par axe pour une calibration de chacun de ses axes de mesure. La Fig.41 montre le MagMapS-1 dans la structure de Helmholtz tel qu'il est placé pour la calibration de son axe X. Sur cette image, la caméra est placée dans la zone homogène de la bobine de Helmholtz grâce à un support *Lego*®. Pour d'autres caméras, nous avons imprimé en 3D des supports, mais dans les deux cas, l'alignement mécanique n'est pas assez fiable en raison des supports qui sont trop rudimentaires. C'est pourquoi nous avons imaginé une procédure pour quantifier et corriger le désalignement de la caméra.

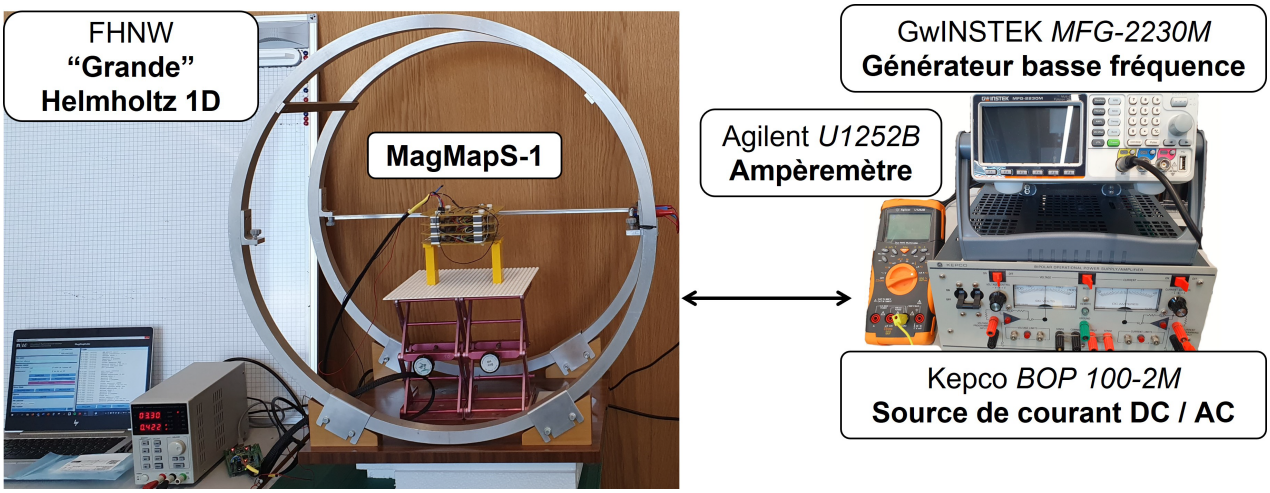


Fig.41 : Installation réalisée pour la calibration des caméras magnétiques

L'objectif est de quantifier précisément le pourcentage du champ axial B_{axial} qui est réellement appliqué sur l'axe de mesure de la caméra à calibrer afin de corriger numériquement les valeurs de B_{app} dans les réponses effectives des capteurs (section II.4.1, Fig.33&34). Pour cela, un coefficient d'alignement nommée ALN_{coef} est introduit :

$$B_{app} = B_{axial} \cdot ALN_{coef} \tag{30}$$

Pour déterminer ALN_{coef}, notre idée est de tirer parti de l'application d'un champ magnétique basse fréquence et de l'analyse de la transformée de Fourier (TF) des champs mesurés sur chacun des trois axes du capteur. Un champ magnétique à une fréquence entre 0,1 Hz et 1 Hz est tout d'abord appliqué avec la bobine de Helmholtz. L'utilisation d'un signal variable permet d'être indépendant des sources d'offset (valeur statique) en se concentrant spécifiquement sur une fréquence choisie. La plage de fréquence choisie est assez faible pour deux raisons. La première est que la caméra à calibrer doit être capable d'échantillonner suffisamment de point sur une période du signal. La seconde raison est d'éviter d'avoir une adaptation d'impédance à faire pour que notre amplificateur soit capable de générer le signal dans la bobine. Une fois les données acquises, elles sont analysées par TF. L'objectif est d'évaluer dans quelle mesure le champ unidirectionnel B_{axial} est aligné avec l'axe des capteurs en cours de calibration.

Un alignement parfait d'un capteur se manifeste par une unique raie dans la transformée de Fourier du signal mesuré sur l'axe à calibrer, à la fréquence d'intérêt. Un alignement imparfait (Fig.42A) se manifeste au contraire par la présence de raies spectrales sur les trois axes de mesure du capteur. L'amplitude des raies permet de calculer notre coefficient ALN_{coef} individuellement pour tous les capteurs de la caméra. Ce coefficient correspond également au produit du cosinus de l'angle α et du cosinus de l'angle β (angles décrits dans la Fig.42A) qui sont formés lorsque B_{axial} est «projeté» sur l'axe de la caméra à calibrer pour donner B_{app}. En reprenant la convention utilisée en géographie, α est l'angle de longitude et β est l'angle de latitude. L'équation (31) est ici écrite pour l'axe y à calibrer :

$$ALN_{coef}^{y} = \frac{h_y}{\sqrt{{h_x}^2 + {h_y}^2 + {h_z}^2}} = \cos\alpha \cdot \cos\beta \tag{31}$$

avec h_x, h_y et h_z les amplitudes des raies spectrales à la fréquence d'intérêt (Fig.43), α la longitude et β la latitude.

Dans la pratique ALN_{coef} ne vaut ainsi jamais 1, car il n'est jamais possible d'aligner parfaitement les caméras (sauf à disposer de systèmes onéreux comme un système d'alignement laser) et/ou l'assemblage de la caméra n'est également jamais parfait.

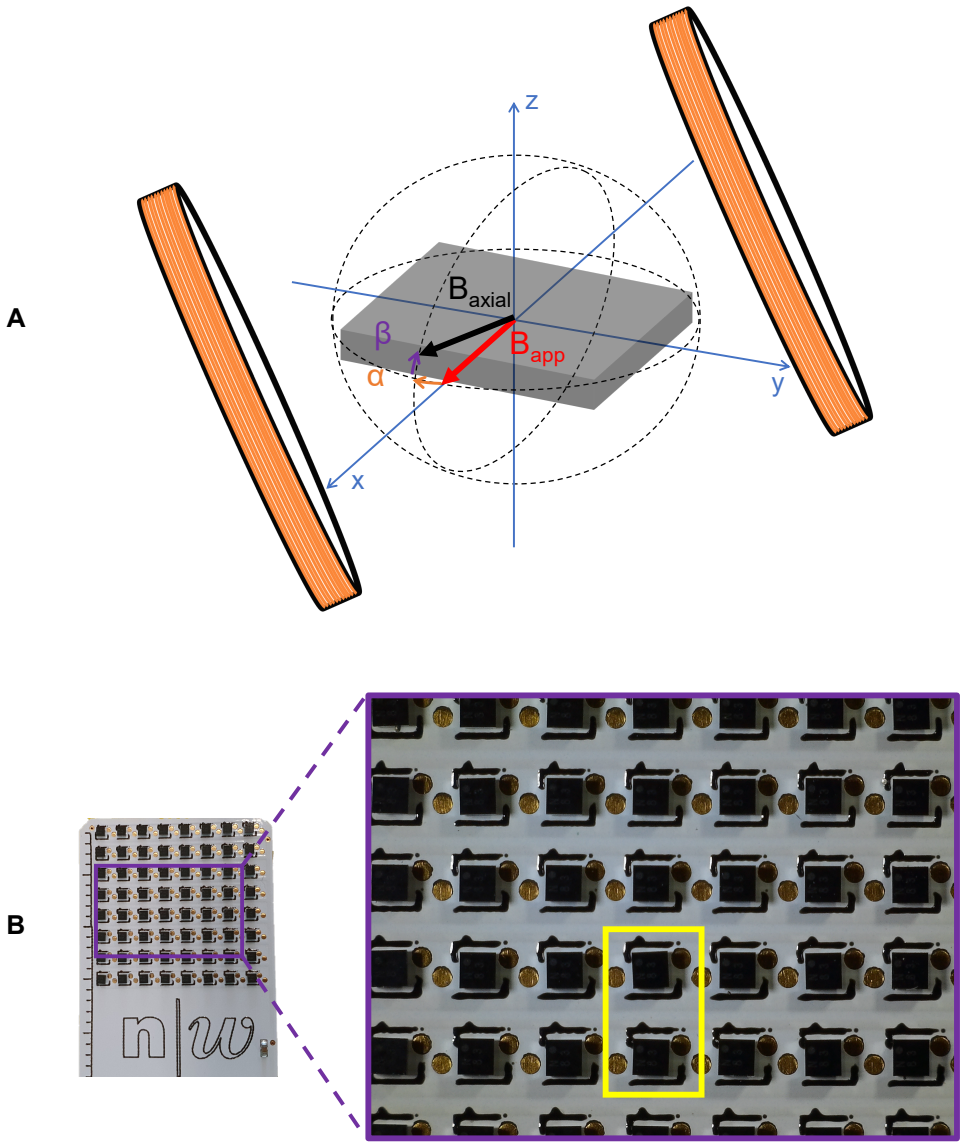


Fig.42 : (A) Cas où l'axe à calibrer (ici X) du capteur n'est pas aligné avec le champ de la bobine : des angle α et β servent alors à quantifier le champ réellement appliqué B_{app} qui résulte de la projection de B_{axial} sur X (B) Images de la matrice de capteurs du MagMapS-3 avec encadré en jaune deux capteurs légèrement désalignés.

Un exemple de résultats typiques d'un alignement imparfait d'une caméra (dans ce cas le MagMapS-2) est visible sur la Fig.43. Un champ à 0,3 Hz est appliqué sur l'axe Y de la caméra. L'encadré jaune montre une zone d'un signal temporel où un capteur capte clairement un signal alternatif sur son axe Z, ce qui ne serait pas le cas s'il était parfaitement aligné. Ce type de signal entraine un raie sur le signal fréquentiel correspondant alors que l'axe ne fait pas l'objet de la calibration. L'ensemble de ces raies résiduelles dues au désalignement sont montrées par les encadrés verts de la Fig.43. Les flèches montrent les valeurs h_x, h_y et h_z pour chacun des 80 capteurs du MagMapS-2 qui permettent de calculer tous les ALN_{coef} avec l'équation (31).

Les valeurs des spectres à 0 Hz montrent bien que les calculs de ALN_{coef} sont affranchis des offsets. En revanche la dispersion dans la hauteur des raies spectrales traduit à la fois le désalignement des capteurs entre eux (Fig.42B), les erreurs de sensibilités des capteurs (qui ne sont pas encore calibrés) et l'inhomogénéité de la bobine. Les effets de ces sources d'erreurs entremêlées sont discutés dans la partie suivante.

En se plaçant maintenant du point de vue d'une caméra magnétique et non plus de celui des capteurs uniques la composant, il est important de noter que le désalignement que cherche à corriger ALN_{coef} provient de deux facteurs distincts. Le premier est évidemment le désalignement de la caméra par rapport au champ produit par la bobine de Helmholtz. C'est ce point que nous cherchons à quantifier ici. Le second facteur est le désalignement des capteurs entre eux au sein même de la caméra à cause de l'assemblage des capteurs sur les PCB de la caméra (Fig.42B). Ce point contribue également à la hauteur des raies à la fréquence d'intérêt.

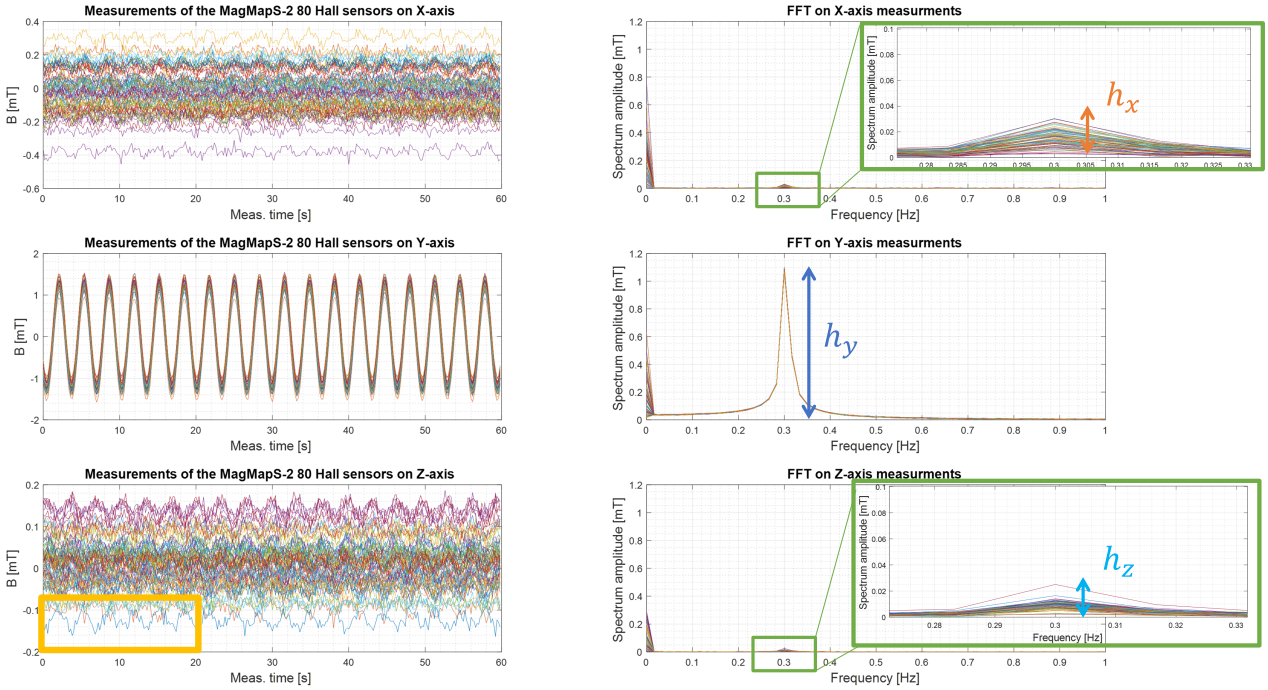


Fig.43 : Résultats typiques lorsque la caméra n'est pas parfaitement alignée avec le champ. Ici l'exemple du MagMapS-2 soumis à un champ de 0,3 Hz appliqué sur l'axe Y. L'encadré jaune montre une zone où un capteur capte clairement une partie du signal alternatif sur son axe Z, ce qui ne serait pas le cas s'il était parfaitement aligné. C'est ce type de signal qui entraine les raies qui sont montrées dans les encadrés verts. Les différentes hauteurs des raies permettent d'avoir les valeurs h_x, h_y et h_z à utiliser dans l'équation (31) pour chacun des 80 capteurs du MagMapS-2

Le postulat pour étudier les désalignements est de considérer que les erreurs de sensibilités sont similaires sur les trois axes. En effet notre méthode d'alignement se faisant par définition avant la calibration de la caméra, l'erreur de sensibilité influe sur l'amplitude des raies. Ce point est atténué par le fait que la plupart des capteurs disponibles sur le marché ont une erreur de sensibilité similaire sur les trois axes. Ceci est d'autant plus vrai qu'il est acceptable de supposer que les capteurs composants la caméra proviennent généralement du même lot de fabrication. Une erreur de sensibilité similaire sur les trois axes n'influe que marginalement sur ALN_{coef} puisque c'est la hauteur relative des raies entre elles qui est évaluée. L'équation (32) reprend la formule de ALN_{coef} présenté dans (31) en tenant compte cette fois d'une dispersion sur les sensibilités entre les axes d'un capteur sous la forme des coefficients multiplicateurs c_x, c_y et c_z.

$$\frac{c_y \cdot h_y}{\sqrt{(c_x \cdot h_x)^2 + \left(c_y \cdot h_y\right)^2 + (c_z \cdot h_z)^2}} = \frac{h_y}{\sqrt{\left(\frac{c_x}{c_y} \cdot h_x\right)^2 + {h_y}^2 + \left(\frac{c_z}{c_y} \cdot h_z\right)^2}} \qquad (32)$$

avec c_x, c_y et c_z les coefficients tenant compte des erreurs de sensibilité sur chaque axe.

Il est clair d'après (32) que si les erreurs de sensibilités sont très proches d'un axe à l'autre, $\frac{c_x}{c_y}$ et $\frac{c_z}{c_y}$ seront très proches de 1 et ALN_{coef} exprimera principalement le désalignement des capteurs de la caméra vis-à-vis du champ axial produit par la bobine de Helmholtz, comme recherché, à condition que sur la caméra les axes des capteurs entre elles soient alignés.

Notre support et la manière dont nous positionnons manuellement la caméra engendre vraisemblablement des valeurs typiques pour les angles α et β de l'ordre du degré (Fig.42A). Pour évaluer si c'est bien le cas et déterminer cette erreur de positionnement manuel, il est possible de s'appuyer sur les données mesurées lors de la procédure d'alignement numérique de la caméra, i.e. les données de la Fig. 43. En supposant que les valeurs mesurées de h_x, h_y et h_z soient bien leurs valeurs vraies, bien que ce ne soit qu'une approximation en raison des erreurs de sensibilités, il est possible de calculer les angles α et β (Fig.42A) à partir du jeu d'équations (33). Le résultat de ces calculs donne donc une estimation des valeurs réelles de ces angles.

$$\begin{cases} \beta = \arcsin\left(\dfrac{h_z}{\sqrt{{h_x}^2 + {h_y}^2 + {h_z}^2}}\right) \\ \alpha = \arccos\left(\dfrac{h_x}{\cos(\beta) \cdot \sqrt{{h_x}^2 + {h_y}^2 + {h_z}^2}}\right) \end{cases} \quad (33)$$

Par exemple, en prenant les résultats des mesures pour l'alignement du MagMapS-2, il résulte de (33) des angles α moyens de 0,66° et β moyens de 0,53°. De ces résultats, nous pouvons considérer que la position de la caméra ajustée manuellement possède une précision d'environ 1° sur les angles α et β. D'autre part, concernant le désalignement des capteurs entre eux au sein de la caméra, le sous-traitant qui assemble les caméras magnétiques annoncent une précision sur l'orientation des composants de 0,1° lors du placement. Il est ensuite possible que cette précision se dégrade légèrement lors du brasage. Pour vérifier cette valeur, nous pouvons utiliser les écarts-types sur les mesures des angles α et β. Nous avons obtenu en moyenne 0,27° d'écart type, une valeur légèrement plus élevée que l'imprécision de positionnement fourni par le fabricant de PCB et s'expliquant très certainement par la dispersion de sensibilité qui contribue aussi à cette valeur. Enfin, il faut aussi considérer le capteur utilisé et ses performances métrologiques. En effet en reprenant l'exemple du MagMapS-2 dans notre bobine dans laquelle circule 2 A, il est possible de considérer que tout désalignement de moins de 1° est négligeable car dans ce cas le résultat du calcul $B_{axial} \cdot (1 - \cos\alpha \cdot \cos\beta)$ est inférieur à la résolution du capteur. Or des désalignements de plus de 1° ne peuvent provenir que du désalignement général de la caméra. C'est pourquoi il est possible de considérer que c'est l'erreur d'alignement général qui domine. Dans tous les cas, l'alignement numérique que nous proposons grâce au coefficient ALN_{coef} , même imparfait en raison des limitations venant d'être discutées, reste préférable en termes de précision à un alignement purement mécanique, celui-ci restant beaucoup plus fastidieux et coûteux en termes de matériels pour des résultats semblables.

III.4.6. Influence du champ terrestre

La dernière source d'erreur qui n'a pas encore été évoquée est l'influence du champ magnétique terrestre sur la valeur de B_{off}. Si le champ magnétique terrestre n'affecte pas le calcul de S_{Norm} puisque qu'il s'agit de la pente de la courbe de calibration, il est présent dans la valeur mesurée de B_{off} :

$$B_{off} = B_{off_{cap}} + B_{Earth} \tag{34}$$

avec $B_{off_{cap}}$ l'offset intrinsèque du capteur lié aux défauts de fabrication et B_{Earth} le champ magnétique terrestre.

L'erreur maximale résultant du champ terrestre, incluse dans la valeur de B_{off}, est d'environ 50 µT en Europe centrale. Cela correspond au scénario le plus défavorable mais très peu probable où un axe de la caméra détecte 50 µT dans le cadre de la calibration alors qu'il ne détecte aucune contribution du champ terrestre pendant la mesure dans l'environnement de l'application. Cette erreur résiduelle correspond seulement à 0,0025 % du signal pour une mesure de 20 mT (valeur typique d'un champ de navigation). C'est pourquoi elle peut être négligée dans notre application finale qui est la localisation dans un système de navigation magnétique.

Il existe cependant des mesures à champ plus faible où la contribution du champ terrestre B_{Earth} à B_{off} n'est plus négligeable. C'est par exemple le cas de notre expérience de validation des coefficients de calibration décrite dans la section suivante. Quand il est nécessaire de s'affranchir de cette contribution, nous pouvons soit placer la caméra dans un environnement où le champ terrestre est supprimé ou bien le mesurer pour ensuite retrancher sa valeur du champ à mesurer. Pour s'affranchir de la partie de B_{Earth} dans B_{off} , la première méthode, la plus simple, est de placer la caméra dans une chambre « zéro gauss » et d'effectuer une nouvelle mesure des B_{off}. Le laboratoire n'étant pas équipé d'une chambre « zéro gauss » suffisamment grande pour y placer les MagMapS-X, nous n'avons pas pu tester cette méthode. La deuxième méthode consiste à effectuer une mesure de référence à l'endroit de la calibration avec une sonde calibrée 3D suffisamment précise (e.g. *TFM1186* [276]) pour connaitre la valeur de B_{Earth} selon l'axe de la bobine de Helmholtz. Nous avons testé cette méthode dans l'expérience de vérification des coefficients de calibration (III.4.7). Enfin la troisième méthode permet de s'affranchir de matériel supplémentaire, en effectuant deux mesures, la première avec la caméra dans sa position de calibration et la seconde avec la caméra tournée de 180°. En faisant la différence entre ces deux mesures, le résultat obtenu est deux fois la contribution du champ terrestre. La limite de cette méthode est la résolution des capteurs de la caméra qui doivent être suffisamment précis pour détecter des valeurs de 0 à 50 µT provenant de la contribution de B_{Earth}.

III.4.7. Résultats expérimentaux

Résultats de calibration

Nous avons utilisé la caméra MagMapS-2 pour nos résultats expérimentaux car elle présente un échantillon statistique légèrement supérieur aux deux autres caméras (80 capteurs contre 64). Les résultats de calibration des deux autres caméras sont fournis en annexe A.3.

La caméra MagMapS-2 présente également l'avantage d'utiliser un capteur dont les performances sont typiques des performances nécessaires à la réalisation de la localisation intégré de cathéter pour le système *Navion*. Le tableau 8 et la Fig.44 montrent les résultats obtenus pour chacun des axes de la caméra. Les moyennes (μ) et les écarts types correspondants (σ) sont calculés sur les 80 coefficients S_{Norm} et B_{off} que nous avons déterminés.

Tableau 8 : Résultats moyens (μ) et écarts types correspondants (σ) des coefficients de calibration de la MagMapS-2

	S_{Norm} X [mT/mT]	S_{Norm} Y [mT/mT]	S_{Norm} Z [mT/mT]	B_{off} X [mT]	B_{off} Y [mT]	B_{off} Z [mT]
μ	1,0776	1,0644	1,0428	-0,0280	0,0246	-0,0269
σ	0,0131	0,0171	0,0150	0,1227	0,1100	0,0559

Les résultats obtenus sont très proches de ce qui est attendu d'après la fiche de spécifications du capteur. Pour S_{Norm}, la correction de sensibilité du capteur est en moyenne de l'ordre de 6% sur les trois axes. Cette valeur moyenne est proche de l'erreur typique (un sigma) de sensibilité de 5% annoncée par le fabricant (erreur maximum annoncée à 20%). Pour les valeurs d'offset des capteurs, elles sont annoncées typiquement dans la plage ± 300 μT. A partir des valeurs B_{off} extraites de la calibration pour les trois axes, nous avons mesuré une plage (±3σ) de ± 0,285 μT, en parfaite cohérence avec ce qu'annonce le fabricant. A noter qu'avec ces résultats, les rapports $\frac{c_x}{c_y}$ et $\frac{c_z}{c_y}$ apparaissant dans l'équation (32) valent respectivement 1,01 et 1,03, validant ainsi notre hypothèse qu'ils sont très proches de 1.

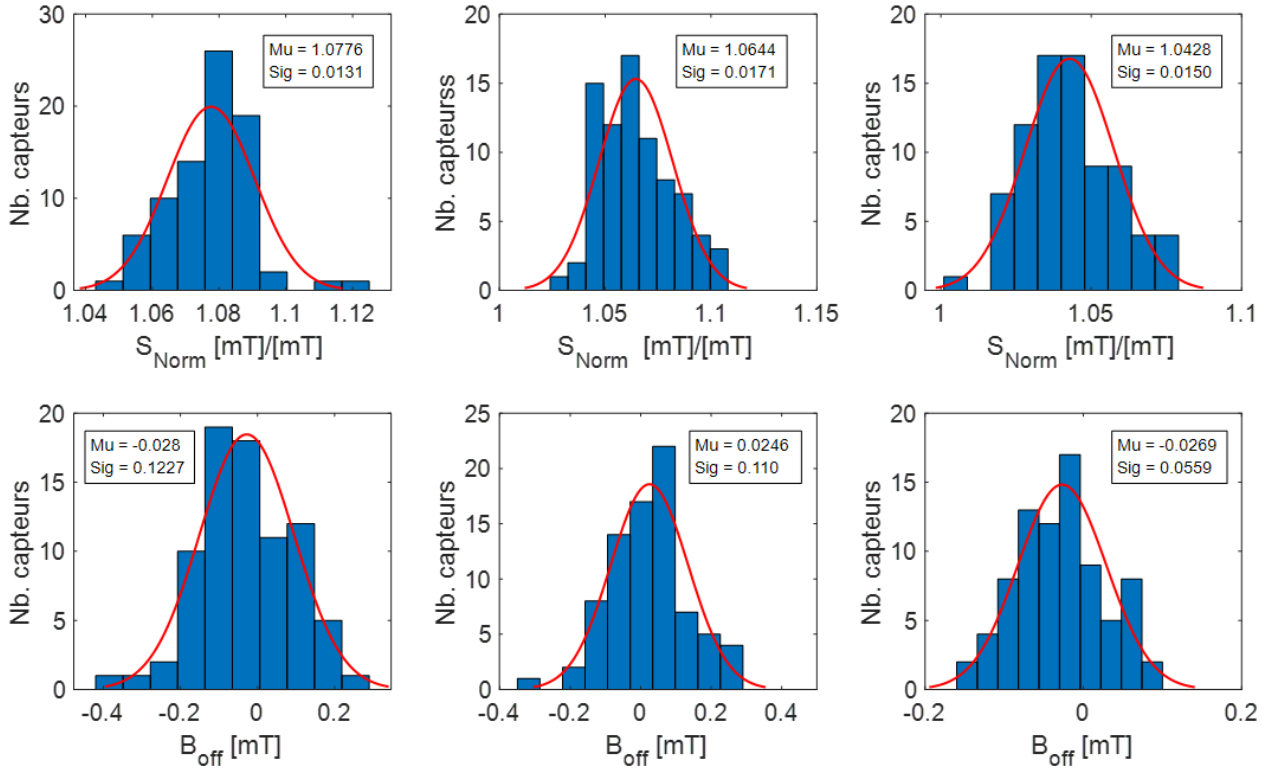


Fig.44 : Résultats moyens (μ) et écarts types correspondants (σ) des coefficients de calibration de la MagMapS-2

Validation des coefficients de calibration

Pour valider les coefficients de calibration que nous avons déterminés, nous avons placé la caméra dans cinq orientations aléatoires (Pos.1 à Pos.5) au sein de la zone homogène de la bobine de Helmholtz, puis nous avons mesuré la norme du champ fournie par chacun des 80 capteurs de la caméra. Grâce à l'étude précédente de la bobine de Helmholtz, nous connaissons la norme du champ attendue (1,1672 mT pour 2 A, inhomogénéité < 0,1% dans la zone centrale) sur les mesures des capteurs de la caméra. Ainsi il devient possible de se servir de cette référence de champ pour comparer les résultats des nouvelles mesures réalisées de cette manière avec et sans les coefficients de corrections S_{Norm} et B_{off} pour voir leur impact. Le tableau 9 et la Fig.45 résument les résultats ainsi obtenus pour cinq positions. Cette expérience de validation se faisant à champ faible, il faut cette fois prendre en compte la contribution du champ terrestre, comme discuté à la section III.4.6. En effet les trois axes de la caméra ayant été calibrés sans qu'il n'y ait de changement dans la position de la bobine de Helmholtz, il y a dans la valeur B_{off} de chaque axe (Tab.8) la même contribution de B_{Earth}. Ainsi en appliquant les coefficients de calibration pour l'expérience de validation, il apparait dans la norme trois fois la composante B_{Earth} de B_{off}. Pour supprimer cette erreur qui est significative à champ faible, nous avons utilisé la méthode décrite plus haut consistant à utiliser une sonde fluxgate calibrée [276] pour déterminer la valeur du champ terrestre selon l'axe de calibration, puis nous avons corrigé numériquement les valeurs en post-traitement.

Tableau 9 : Résultats des mesures du MagMapS-2 dans 5 positions aléatoires dans la bobine de Helmholtz

	Pos. 1	*Pos. 2*	*Pos. 3*	*Pos. 4*	*Pos. 5*
Moyenne des mesures non calibrées [mT]	1,3119	1,3049	1,2753	1,2657	1,2622
Moyenne des mesures calibrées [mT]	1,1855	1,1686	1,1880	1,1236	1,1598
Incertitude des mesures non calibrées [mT]	0,1063	0,1094	0,1401	0,0853	0,0801
Incertitude des mesures calibrées [mT]	0,0292	0,0265	0,0235	0,0168	0,0232
Différence entre la moyenne des mesures non calibrées et $B_{Helmholtz}$ *[|%|]*	12,4	11,8	9,3	8,4	8,1
Différence entre la moyenne des mesures calibrées et $B_{Helmholtz}$ *[|%|]*	1,6	0,1	1,8	3,7	0,7

Les résultats ainsi obtenus montrent très clairement l'effet de la calibration tant sur la valeur moyenne des mesures que sur la dispersion. En effet, la moyenne des 80 mesures, quelle que soit la position, est proche de la valeur attendue, l'erreur systématique est donc significativement réduite. De même, l'écart-type des mesures est divisé par un facteur oscillant entre 4 et 8, indiquant donc que la dispersion des mesures est fortement réduite. Ceci est particulièrement visible sur la Fig.45. L'apport de ces coefficients sur la précision de mesure est donc validé. Nous avons donc appliqué ces coefficients de post-traitement aux mesures brutes du MagMapS-2 comme dans la partie suivante III.5 évaluant pour finir l'apport de la cartographie expérimentale par rapport à une cartographie simulée.

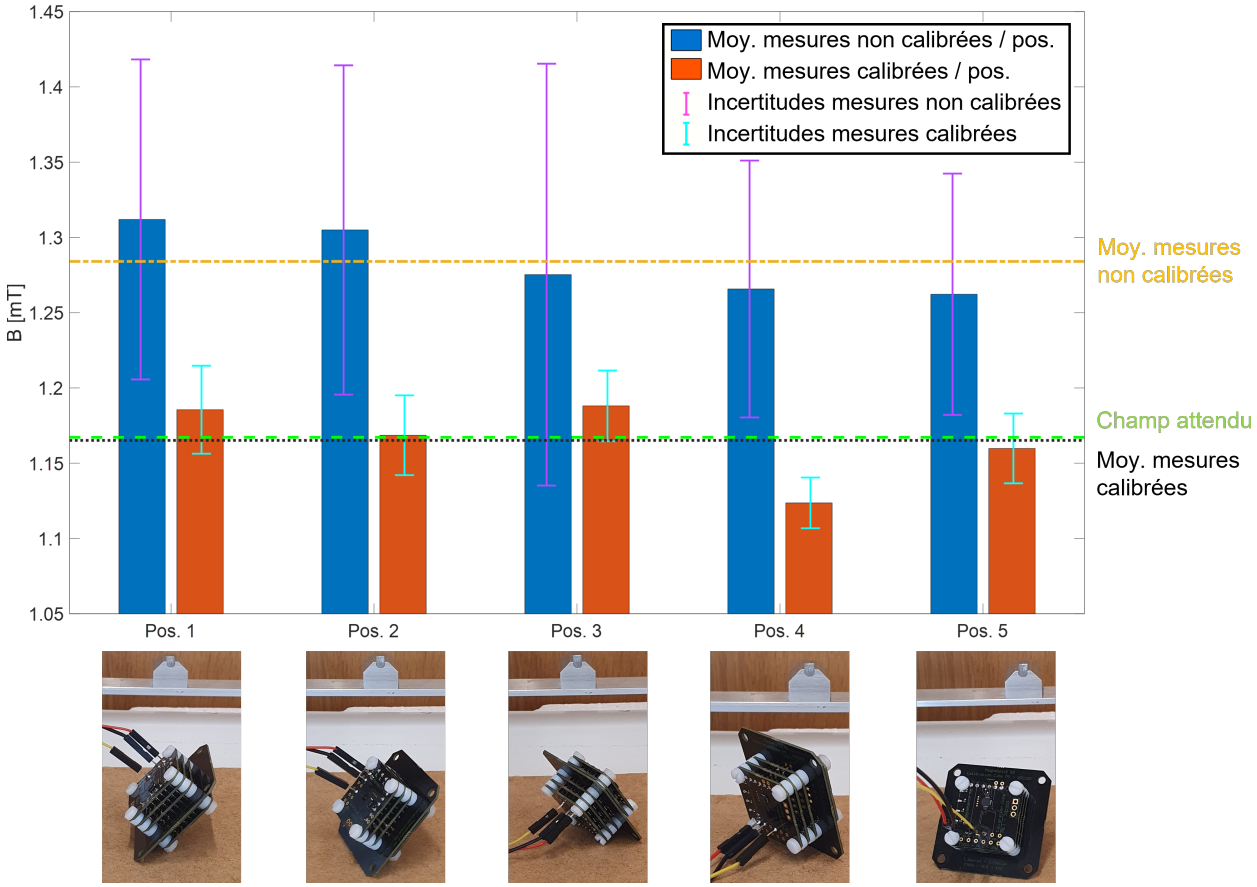


Fig.45 : Résultats en graphique des mesures du MagMapS-2 dans 5 positions aléatoires dans la bobine de Helmholtz avec les images correspondantes.

III.5. Apport de la cartographie expérimentale

Une fois calibrée les caméras magnétiques ont été utilisées dans le cadre du développement de la localisation magnétique (voir IV.1&2). Avant d'aborder en détail ce sujet, nous terminons ce chapitre en discutant l'intérêt de la cartographie expérimentale par rapport à des cartes de champs obtenues par simulation. Pour cela nous avons choisi de prendre l'exemple d'un électro-aimant sans concentrateur de flux, i.e., une bobine quasi-planaire. Cet exemple simple est déjà très instructif, les divergences entre modèles et mesures ne pouvant être qu'amplifiées sur des cas plus complexes comme celui des systèmes de navigation magnétique. La bobine choisie (Fig.46A) présente les dimensions suivantes : diamètre extérieur de 86 mm, diamètre intérieur de 20 mm et épaisseur 13 mm. Elle totalise 360 tours réalisés avec un câble «Litz» composé de 105 filaments de 0,08 mm, torsadés entre eux. Huit bobines ont été fabriquées selon ce format par le sous-traitant Hartai Technology Industry Co. (Guangdong, China).

Simulation de la bobine

Pour simuler les cartes de champ magnétique de la bobine, le module *Radia* présenté à la section III.4.3 est à nouveau utilisé. La méthode de calcul implémentée, consistant pour rappel à appliquer une densité de courant dans un conducteur unique possédant la géométrie à simuler (Fig.39B), présente un avantage particulièrement quand les géométries sont ouvertes [275]. En revanche, l'approximation faite sur la géométrie de la bobine ne permet pas de tenir compte d'éventuel défaut de fabrication.

Le but de l'étude menée ici est de voir si l'impact de ces approximations est négligeable ou non. Une cartographie expérimentale peut être une solution alternative beaucoup plus rapide et efficace à des simulations beaucoup plus complexes. La carte obtenue en sortie de *Radia* (Fig.46C) a généralement un pas de 1 à 5 mm (Fig.46D) pour réduire le temps de calcul. Les données sont ensuite interpolées via *Matlab*® ou Python. Dans cette partie, *Matlab*® a été choisi et plus particulièrement la fonction **interp3** [277] avec l'option d'interpolation «cubic» et un pas de 0,1 mm. Ce pas correspond à la précision atteinte dans le placement des plans de mesures de la caméra grâce à des *Lego*® (Fig.46G&H). Il n'est donc pas nécessaire de réaliser une interpolation plus fine.

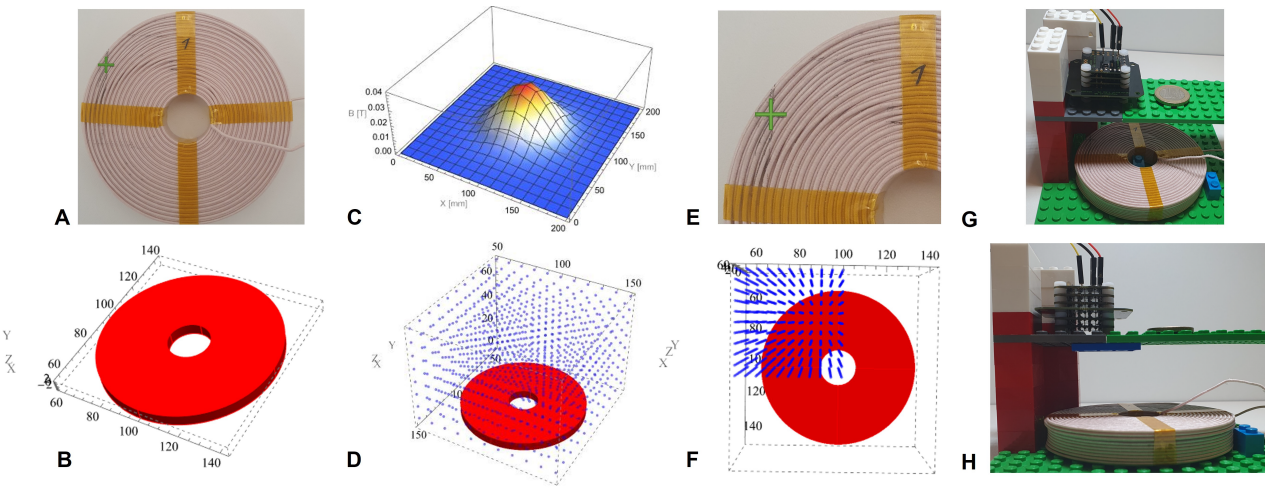


Fig.46 : (A) Bobine choisie avec D_{ext} = 86 mm, D_{int} = 20 mm, E = 13 mm, et 360 tours en câble « Litz » de 105 x 0,08 mm (B) Modélisation de cette bobine avec Radia (C) Carte obtenue avec (D) le maillage choisi de 1mm (E)&(F) Zone d'intérêt pour la comparaison carte théorique et carte expérimentale où des défauts sont visibles sur la bobine. (G) Vue du dessus du MagMapS-2 sur un support Lego® pour cartographier le quart supérieur gauche (H) Vue du côté du même dispositif. La croix verte dans (A) et (E) montre la position dans le plan du capteur 1 du MagMapS-2.

Cartographie expérimentale versus cartographie simulée

Parmi les huit bobines fabriquées, nous avons choisi celle présentant le plus de défauts visibles à l'œil nu à sa surface (Fig.46E). Dans cette partie la zone d'intérêt est donc le quart supérieur gauche de la bobine (Fig.46F). La cartographie expérimentale a été réalisée avec le MapMapS-2 afin de pouvoir cartographier à la fois de manière « proche » (quelques mm au-dessus de la bobine) et « lointaine » (quelques cm au-dessus de la bobine) (Fig.46G&H).

La carte *Radia* prévoit un champ maximal d'environ 27 mT, le MagMapS-2 peut donc être réglé avec son mode « meilleure résolution » où il présente une dynamique réduite à ± 40 mT. Pour placer la caméra précisément vis-à-vis de la bobine, un support *Lego*® a été utilisé (Fig.46G&H). Les données mesurées par la caméra sont moyennées 100 fois en plus des 32 fois en interne du capteur (total : 3200) afin de s'approcher du SNR optimal [278]. Les coefficients de calibration sont ensuite appliqués. La bobine est alimentée dans un premier temps avec une source de courant réglée à 2 A. La Fig.47 montre bien l'importance de la calibration pour faire d'une caméra magnétique un outil de mesure fiable. Elle montre les mesures des cinq étages (une couleur = un étage) du MagMapS-2 pour les axes X,Y et Z avant et après application des coefficients de calibration. Les étages de mesures sont placés entre 42,5 mm et 56,5mm de hauteur par rapport à la surface de la bobine. Dans le cas des capteurs de Hall comme ceux utilisés ici, l'effet de la calibration est plus important lorsque les champs sont faibles (e.g. Fig.47 axe X) car ce type de capteur présente généralement un offset important.

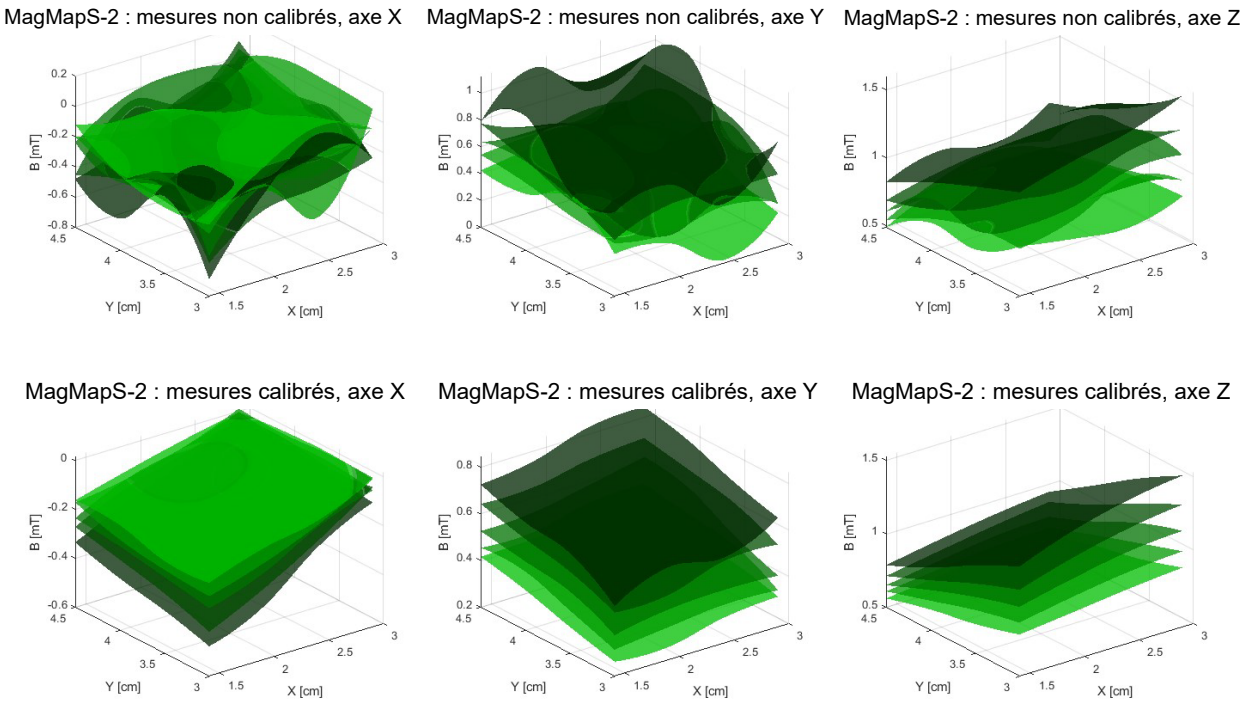


Fig.47 : Effet de la calibration sur la mesure du champ de la bobine par le MagMapS-2. La bobine est alimentée à 2A et les étages de mesures de la caméra sont situés entre Z_{min} = 42,5 mm et Z_{max} = 56,5 mm de la surface de la bobine

Les cartes calibrées ainsi obtenues (Fig.47) sont ensuite comparées avec la carte *Radia* correspondante, axe par axe, et en norme, pour la bobine alimentée avec 2 A. Les mêmes mesures et comparaisons sont également effectuées pour un courant d'alimentation de 4,5 A afin de tester plusieurs configurations. La Fig.48 montre l'exemple d'un des résultats obtenus pour un étage de mesure situé à Z = 42,5 mm au-dessus de la surface de la bobine. Les résultats dans la Fig.48 sont illustrés sous la forme d'une carte des pourcentages de différences entre la mesure et la simulation *Radia*.

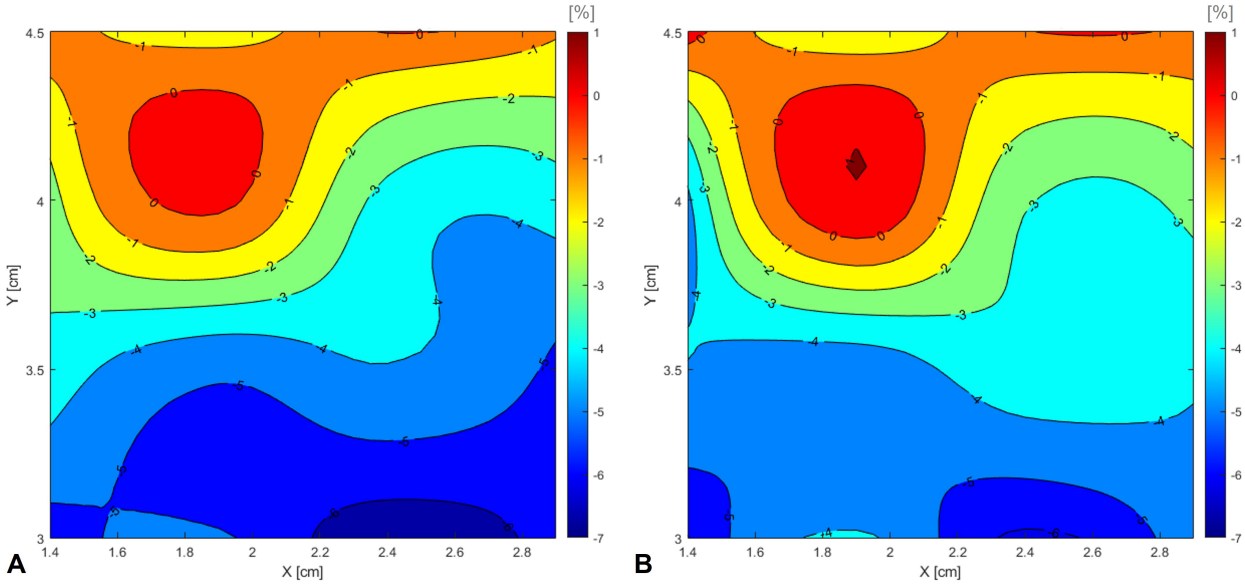


Fig.48 : Cartes des différences en [%] entre les champs mesurés avec le MagMapS-2 et les valeurs simulées avec Radia pour un niveau situé à Z = 42,5 mm au-dessus de la surface de la bobine pour des courants de (A) 2 A et (B) 4,5 A.

Les différences entre le modèle et la mesure oscillent dans le cas de la Fig.48 entre 0% et - 6% pour la mesure à 2 A et entre 1% et - 6% pour la mesure à 4,5A. La répartition de ces pourcentages dans l'espace est globalement similaire entre les deux mesures, avec un résultat proche du pourcent dans la partie proche du centre de la bobine (partie supérieure de la carte) et qui a tendance à augmenter lorsque la mesure est plus écartée du centre de la bobine, i.e. au-dessus de la zone de défaut (Fig.46E). La tendance globale est un champ légèrement sous-estimé par *Radia* dans les mêmes ordres de grandeur que dans [274] par exemple.

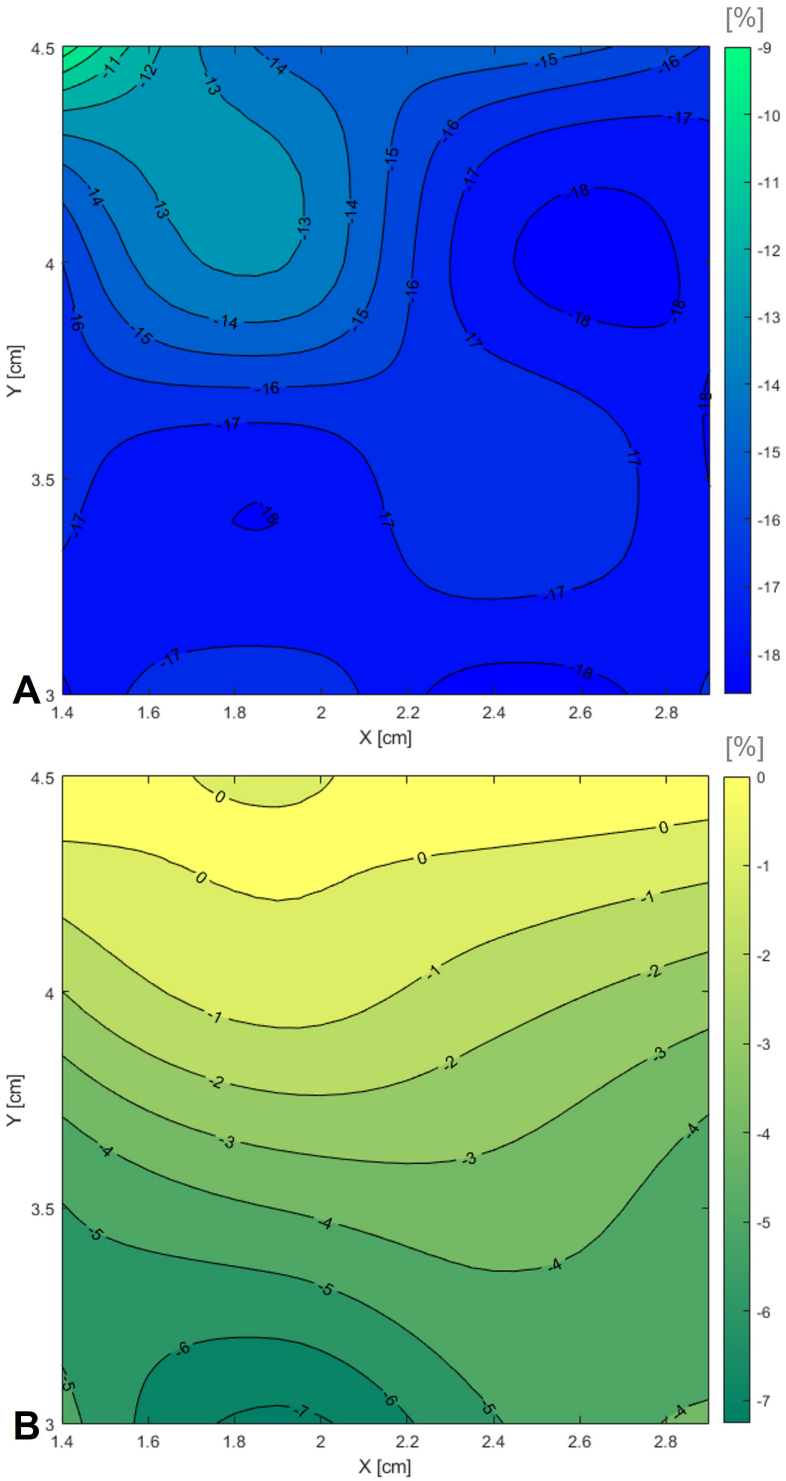


Fig.49 : Cartes des différences en [%] entre les champs mesurés avec le MagMapS-2 et les valeurs simulées avec Radia pour un courant de 2A et des niveaux situé à (A) Z = 3,5 mm et (B) Z = 56,5 mm au-dessus de la surface de la bobine.

Pour les mesures suivantes, le courant est fixé à 2 A et le MagMapS-2 est déplacé verticalement pour voir l'influence de cette distance sur les divergences entre mesures et modèle. La Fig.49 montre clairement que les divergences sont plus fortes lors de mesures proches, jusqu'à 18%, que lors de mesures plus éloignées où les cartes commencent à se superposer avec des zones sous 1% de divergence. Enfin pour simuler des défauts plus importants de la bobine, nous avons finalement ajouté 0,5 g de poudre de ferrite (*M-22*, supermagnete.ch) sur la surface de la bobine (Fig.50). La Fig.50 montre comme attendu une carte de champ affectée fortement par cette présence d'un élément ferromagnétique perturbateur.

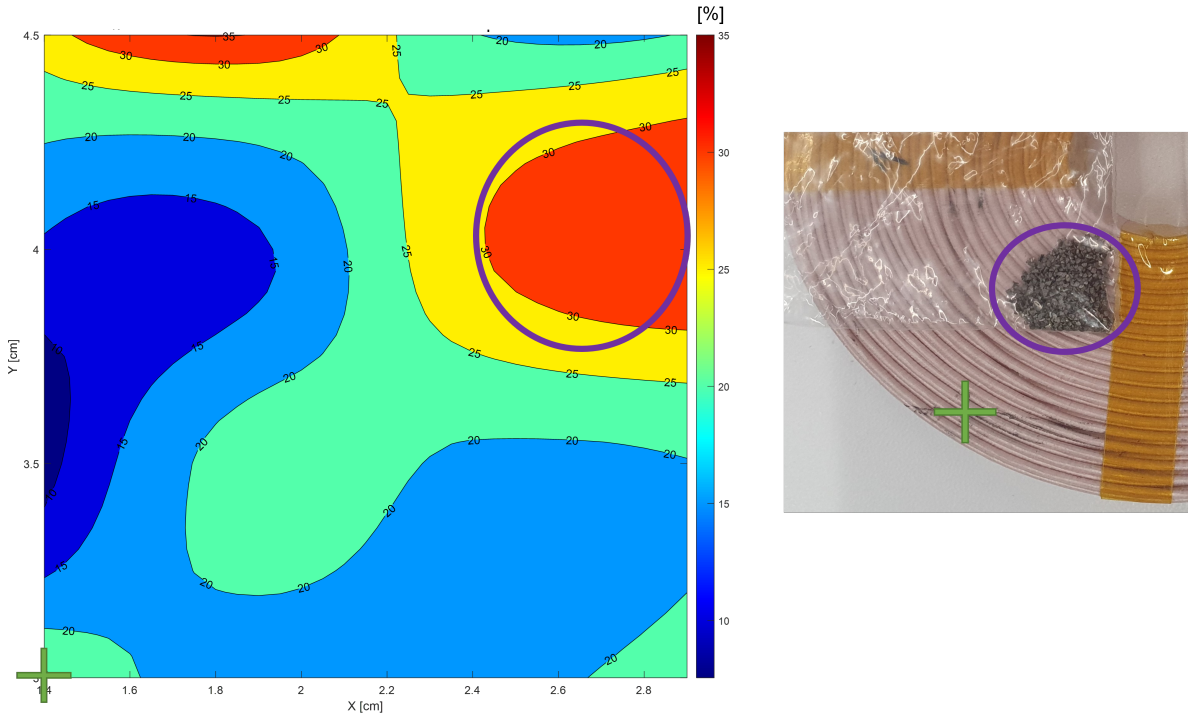
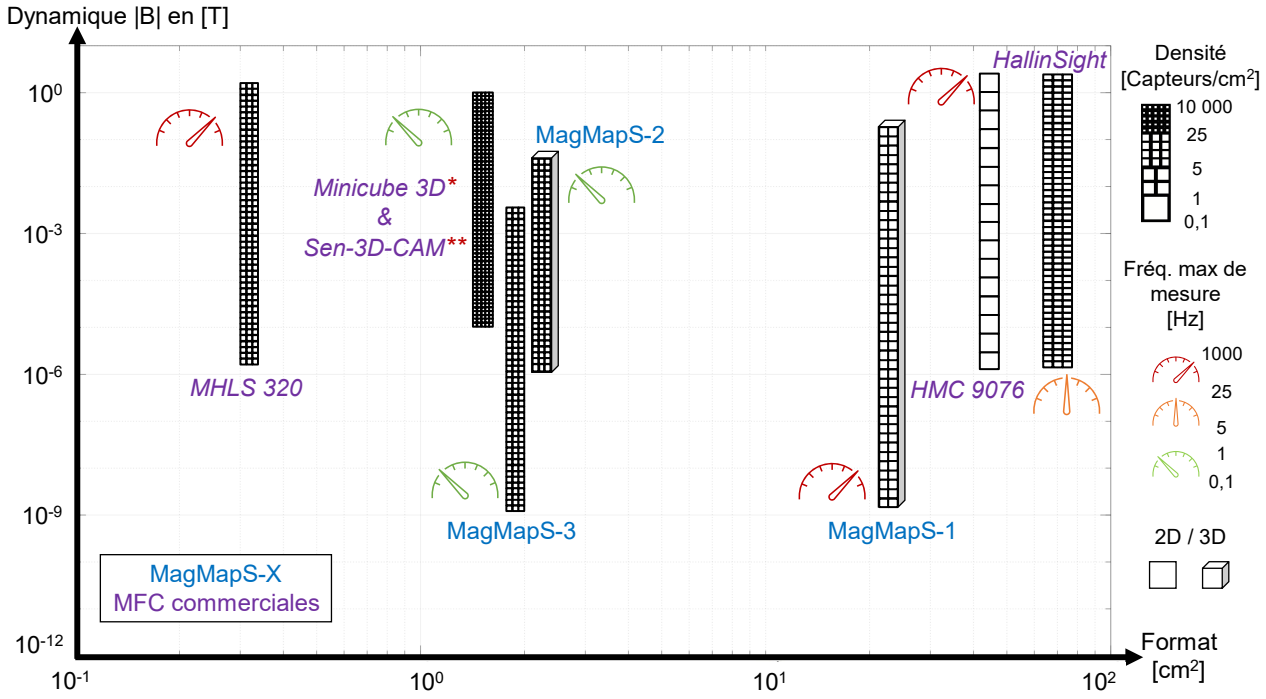


Fig.50 : Détection de défauts grâce à une caméra magnétique. Un défaut majeur est simulé ici par de la poudre de ferrite. La carte (à Z=42,5 mm) montre le pourcentage de différence entre deux mesures consécutives l'une avec la poudre et l'autre sans la poudre. La croix verte montre la position dans le plan du capteur 1 de la caméra.

Radia comme tous les environnements permettant de simuler des champs magnétiques (e.g. *Comsol* [279], [280], *Ansys* [281], *Flux3D* [282], …) présente des avantages (vitesse de calcul, simplicité des paramètres, calcul analytique) et des inconvénients (pas de modélisation des géométries complexes de bobines, pas de modélisation des défauts). Ces différences d'approches provoquent des imprécisions plus ou moins importantes en fonction de la forme de la source de champ à simuler, de la qualité de sa réalisation et des zones de champ. Les caméras magnétiques si elles sont suffisamment sensibles et calibrées correctement permettent en revanche de détecter les défauts comme l'ont montré les mesures plus haut. Une approche expérimentale de la cartographie magnétique est donc une bonne alternative ou un bon complément à la modélisation de champ magnétique. C'est une alternative notamment pour les petits volumes d'intérêt ou les systèmes n'ayant pas besoin de recalibration régulière, et un complément à la modélisation surtout dans le cas des grands volumes ou des systèmes subissant régulièrement des perturbations. Le cas de la bobine simple étudiée plus haut, qui montre déjà des divergences entre modèle et mesure, sera étendu dans le chapitre suivant aux différentes sources de champ servant aux systèmes de localisation magnétique que nous avons mis en œuvre. L'efficacité des trois approches, à savoir la modélisation, la mesure expérimentale ou un mélange des deux, sera étudiée à travers leurs impacts sur la précision de la localisation.

~

Dans ce chapitre, les différentes caméras magnétiques utilisées dans le développement de la localisation magnétique ont été présentées selon leurs utilités dans le projet puis décrites succinctement d'un point de vue technique. La Fig.51 montre dans un format identique à la Fig.25 comment les trois caméras se positionnent par rapport aux caméras du commerce présentées dans la partie II.4. Elles se distinguent principalement par un arrangement de capteurs en volume (par construction pour le MagMapS-1 et le MagMapS-2, optionnel pour le MagMapS-3). La mesure en volume permet principalement un gain sur la facilité, la précision spatiale et la durée de la mesure, ce qui n'est pas négligeable pour notre application finale où la zone de travail est importante (Tab.1, I.2.2). La deuxième partie du chapitre a permis de développer une analyse complète de notre méthode pour calibrer les caméras magnétiques. Elle se veut rapide, efficace et faible coût, même si elle présente certaines limites qui ont été discutées pour montrer qu'elles n'ont pas un impact majeur dans notre cas. Enfin la dernière partie est consacrée à l'apport de la cartographie expérimentale de champ magnétique en remplacement ou en complément des modèles simulés. Dans la continuité de cette dernière partie, le chapitre suivant est consacré aux développements de systèmes de localisation magnétique basés sur l'utilisation des caméras magnétiques pour cartographier les sources et l'intégration de magnétomètres aux outils chirurgicaux.



* 3D réfère dans ce cas à la capacité des capteurs à mesurer en 3D et non à leur arrangement en matrice 2D ou 3D

** Les caractéristiques présentées par ce graphique sont identiques pour les deux caméras à l'exception de la dynamique maximale de la *Sen-3D-CAM* qui est de 500 mT contre 1 T pour le *Minicube 3D*

Fig.51 : Graphique illustrant les performances de diverses caméras magnétiques du marché et des trois MagMapS-X développés dans ce travail

IV. Systèmes de localisation magnétique

Il existe plusieurs manières de réaliser un système de localisation magnétique, comme expliqué dans la seconde section du chapitre II. A partir de cet état de l'art, nous avons décidé de réaliser un système de localisation basé sur des capteurs intégrés placés dans l'outil chirurgical et une source de champ externe car c'est la solution qui permet de tirer parti au mieux du système de navigation en utilisant au final la source de champ à la fois pour la navigation et pour la localisation. Notre approche est également basée sur des cartographies expérimentales des champs utilisés en remplacement ou en complément des modélisations des cartes de champ. Dans le chapitre précédent, les caméras magnétiques dédiées à nos développements ont été présentées. Elles sont très importantes pour relever la cartographie de manière efficace car les volumes à couvrir sont importants. Dans la continuité des chapitres précédents, l'objectif de ce chapitre est donc de montrer le développement de systèmes de localisation et plus particulièrement l'impact de la cartographie expérimentale réalisée avec nos caméras magnétiques sur la précision de localisation. Pour cela le chapitre se sépare en deux grandes parties. La première montre l'utilisation des caméras magnétiques dans le cadre du développement et de la validation de notre système de localisation modèle. La seconde traite du développement du système de localisation dédié au système de navigation *Navion* situé chez notre partenaire de l'ETHZ. Une preuve de concept du système final, effectuée avec l'équipe MSRL de l'ETHZ, est présentée pour conclure le chapitre.

IV.1. Système de localisation magnétique modèle

Les systèmes de navigation magnétique produisent généralement des champs magnétiques très complexes à modéliser. Pour le cas qui nous intéresse, celui des systèmes de navigation basés sur des électro-aimants, c'est lié notamment aux non-linéarités. Elles sont dues principalement aux cœurs ferromagnétiques des électro-aimants et aux effets thermiques. C'est en partant du constat de ces difficultés à modéliser analytiquement les champs que nous avons été conduits à mettre en place une approche par cartographie expérimentale. Pour pouvoir évaluer l'apport de cette approche de manière plus simple, nous avons choisi de la tester dans un premier temps sur un système modèle dont les champs sont modélisables de manière fiable. Ceci nous a permis de comparer facilement l'usage de cartes simulées et de cartes expérimentales. Le système modèle doit également permettre d'effectuer plus facilement une mesure de référence de la position des capteurs lors de la validation. Enfin à cause de sa simplicité, le système modèle génère des champs magnétiques relativement faibles. Nous avons donc utilisé des capteurs magnétorésistifs dans ce système. Cela permet de maintenir des rapports signaux sur bruits similaires entre la localisation dans le système modèle et celle dans le *Navion*.

IV.1.1. Principe de fonctionnement de la localisation

Le développement d'un système de localisation dépend fortement de la méthode de localisation choisie car cette dernière influence la géométrie de la source. L'objectif final étant l'implantation d'un système de localisation dans le *Navion* (système présenté dans le chapitre I), nous avons choisi pour le système modèle la méthode de la multilatération qui est compatible avec le *Navion*.

La multilatération est une technique de localisation permettant de déterminer la position d'un objet en mesurant des signaux émis par différents émetteurs. Lorsque que les émetteurs sont au nombre de trois, il s'agit de la version la plus basique de la multilatération, à savoir la trilatération. L'application la plus connue de la trilatération est le système GPS [283]. La trilatération est parfois confondue avec la triangulation mais elle s'en distingue en n'utilisant que les distances et non les angles.

Principe de la trilatération

Pour localiser un objet par trilatération, celui-ci doit capter les signaux provenant de trois sources distinctes et ces signaux doivent être liés à la distance entre les émetteurs et l'objet. Ainsi quand l'objet reçoit un des signaux, il est possible de tracer une sphère regroupant tous les points à équidistance de l'émetteur où peut se trouver l'objet. La trilatération se résume donc mathématiquement à trouver l'intersection de trois sphères. Si les centres de ces sphères, i.e. les trois émetteurs, ne sont pas alignés, l'intersection consiste en zéro, un ou deux points. Le principe de base pour localiser un objet dans le volume consiste donc à résoudre le jeu d'équations (35) afin de trouver les coordonnées x, y, z de l'objet à localiser.

$$\begin{cases} \sqrt{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = d_1 \\ \sqrt{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2} = d_2 \\ \sqrt{(x-x_3)^2 + (y-y_3)^2 + (z-z_3)^2} = d_3 \end{cases} \quad (35)$$

avec $\{x, y, z\}$ la position de l'objet à localiser, $\{x_{1,2,3}, y_{1,2,3}, z_{1,2,3}\}$ les positions des trois émetteurs

Physiquement, si le jeu d'équation n'a aucune solution, cela signifie que l'objet à localiser n'est pas dans la zone de travail. Une solution unique signifie que l'objet est dans le même plan que les trois émetteurs. Enfin lorsqu'il y a deux solutions, l'objet peut se situer à deux points dans le volume mais il y a toujours une solution aberrante du fait des contraintes physiques de l'application. En reprenant l'exemple classique du GPS sur un téléphone, la solution aberrante donne généralement l'utilisateur sous terre ou dans l'espace. Il convient également d'ajouter que les formes sphériques provenant des équations (35) sont le cas idéal. Cependant, avec certains signaux physiques, il est nécessaire de considérer des ellipsoïdes ou des formes de surfaces encore plus complexes où la norme du champ produit par la source est constante.

La trilatération est applicable à la localisation magnétique car le champ magnétique appliqué à un objet depuis une source est proportionnel à la distance entre les deux. Il faut donc trois émetteurs capables de générer des champs depuis trois points non alignés répartis dans l'espace autour de la zone de travail. Les émetteurs forment la source de champ pour la localisation. Une des architectures classiques consiste en trois bobines coplanaires en triangle comme montré par la Fig.52A. Pour compléter le système il faut un magnétomètre 3D (Fig.52B) monté sur ou dans l'objet à localiser pour mesurer les champs produits. Comme les capteurs magnétiques mesurent en 3D, la première étape est de calculer la norme. Cette norme définit ensuite la forme iso-gauss autour du centre de la bobine, qui peut être approximée à une sphère lorsque nous utilisons l'approximation dipolaire. Ainsi en allumant les trois bobines séquentiellement (phase 1 à 3 Fig.52C), nous obtenons le cas théorique décrit précédemment de l'intersection de trois sphères.

Enfin pour implémenter la trilatération, il faut également une carte de la norme du champ magnétique produit par chacune des bobines. Le volume de cette carte définit la zone où l'objet peut être localisé. Ces cartes peuvent, comme indiqué dans le chapitre précédent, être établies expérimentalement, par simulation ou par un mélange des deux. La localisation consiste finalement à minimiser la fonction f (équation 36) comparant simultanément les trois cartes avec les trois résultats de mesures (une mesure par phase). Cette minimisation de l'équation (36) donne en sortie le triplet $\{x, y, z\}$ correspondant à la position de l'objet à localiser.

$$f(Pos) = \left(B_1(Tr_i) - B_{Mes1}(Pos)\right) + \left(B_2(Tr_i) - B_{Mes2}(Pos)\right) + \left(B_3(Tr_i) - B_{Mes3}(Pos)\right) \quad (36)$$

avec $Pos = \{x, y, z\}$ la position de l'objet à localiser, $Tr_i = \{x_i, y_i, z_i\}$ les triplets de postions testés lors de la minimisation, $B_{1,2,3}$ les cartes de champs correspondantes aux bobines 1, 2, 3, et $B_{Mes1,2,3}$ les trois mesures du capteur magnétique à la position de l'objet.

Pour s'affranchir des perturbations statiques, nous avons fait le choix d'ajouter une phase préliminaire à la trilatération qui permet d'effectuer un auto-zéro en mesurant le champ magnétique à la position donnée lorsque les bobines sont éteintes. Cette mesure est ensuite soustraite aux mesures des phases 1 à 3 (Fig.52C). L'auto-zéro est répété à chaque position de l'objet. De cette manière, le système est plus robuste aux perturbations comme le champ terrestre et l'offset du capteur. Cette phase permet également de rendre le système de localisation compatible avec un système de navigation. En effet le champ de navigation produit par une source de champ externe peut être vu pour chaque position comme une perturbation statique.

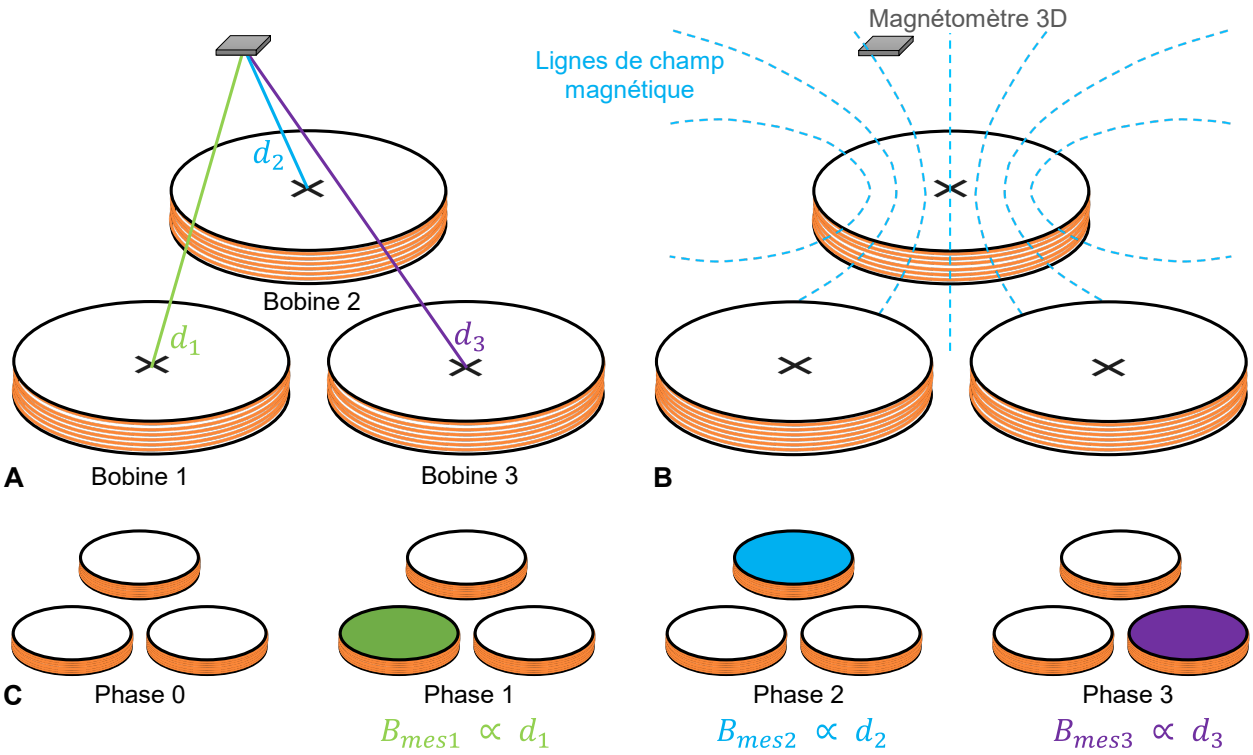


Fig.52 : (A) Source de champ constituée de trois bobines simples. L'objet à localiser est situé à une distance d_1 de la bobine 1, à une distance d_2 de la bobine 2, et à une distance d_3 de la bobine 3 (B) L'objet à localiser est un magnétomètre 3D captant dans ce cas le champ produit par la bobine 2 (C) Séquence de localisation utilisée. La phase 0 est une phase d'auto-zéro et les phases 1 à 3 correspondent à la trilatération.

Notre choix d'utiliser la multilatération est motivé par le fait que la précision de la localisation dépend uniquement de la précision des cartes de champs et de la mesure du capteur situé sur l'objet à localiser. La Fig.53 illustre en 2D un exemple lors d'une trilatération où les mesures sont bruitées. Les cercles pleins illustrent les sphères provenant de mesures parfaites et les cercles en pointillés illustrent une incertitude aléatoire sur les mesures du capteur à cause du bruit. A cause de ces incertitudes, la position donnée en sortie de la minimisation peut se situer dans toute la zone orange au lieu du point rouge recherché. La taille de la zone orange de la Fig.53 dépend du bruit sur les mesures ainsi que des incertitudes sur les cartes. Les incertitudes sur les cartes proviennent soit du bruit sur la mesure des cartes expérimentales, soit des approximations des cartes analytiques ou simulées. Une fois les paramètres de mesures et/ou de simulation déterminés, il n'y a pas dans cette méthode de localisation d'étape intermédiaire supplémentaire qui pourrait potentiellement compenser les différentes erreurs.

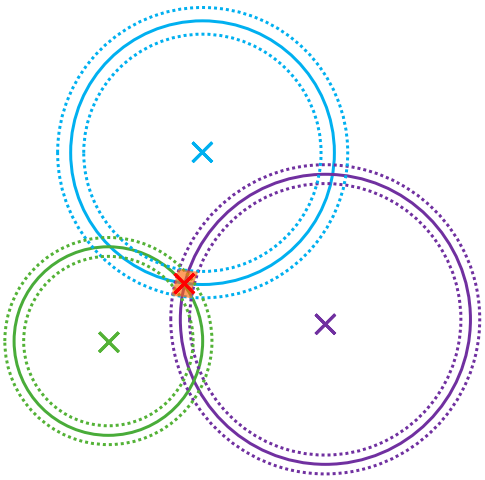


Fig.53 : Exemple en 2D d'une trilatération où les mesures sont bruitées : les cercles pleins illustrent les sphères provenant de mesures parfaites et les cercles en pointillés illustrent une incertitude aléatoire sur les mesures. La position donnée en sortie peut se situer dans toute la zone orange au lieu du point rouge recherché.

La taille de la zone orange (Fig.53) dépend aussi du nombre de bobines de la source. Ainsi par exemple la précision sera augmentée en passant d'une trilatération à une quadrilatération. Passer à quatre bobines permet dans le même temps d'augmenter le volume où la localisation est possible. Enfin en permettant de travailler avec les normes de champ magnétiques, la multilatération annule la nécessité de connaitre précisément l'orientation des capteurs à l'intérieur du cathéter. Ce point sera détaillé dans la section IV.2.3. Pour toutes ces raisons, la multilatération est une méthode adaptée à notre problématique. Nous allons maintenant étudier l'impact de la cartographie expérimentale sur les performances du système de localisation par multilatération.

Réalisation du système

Pour réaliser la source de champ du système modèle, nous avons choisi d'utiliser des bobines simples du commerce. Notre choix s'est porté sur les bobines *U185051* de la marque 3B Scientific GmbH (Hambourg, Allemagne) car elles ont une très bonne qualité de bobinage [284]. Ces bobines présentent les caractéristiques suivantes : 320 tours, un diamètre de 138 mm et 6,5 ohms de résistance. Cela permet de faire passer un courant continu de 1 A sans que les bobines ne soient dégradées par une hausse excessive de leur température. Le nombre de bobines a été fixé à quatre afin d'atteindre de bonnes performances dans un volume important. Elles ont ensuite été placées dans un support en bois découpé au laser afin de fixer la géométrie de la source et de la rendre transportable (Fig.54A).

Pour générer les champs magnétiques de manière séquentielle, nous avons développé une source de courant à quatre sorties commandées via un microcontrôleur. L'architecture choisie pour la source est classique. Il s'agit d'une référence de tension imposée à une résistance de « shunt » pour fixer un courant stable et précis dans la bobine. La référence de tension est imposée grâce à un amplificateur opérationnel. Ce dernier commande également un transistor de puissance qui permet ou non le passage du courant dans la bobine. Le contrôle en entrée de l'amplificateur se fait grâce à une sortie digitale du microcontrôleur. Le courant dans les bobines est fixé à 1 A. La Fig.54B montre le schéma simplifié de cette source. En répétant quatre fois cette architecture, il devient possible de contrôler les différentes phases de la quadrilatération à partir d'un même microcontrôleur. La zone de travail visée avec notre source de champ alimentée par 1 A est de $30 \times 30 \times 30\ cm^3$. Cette zone est centrée au milieu des quatre bobines et commence à 3 cm au-dessus des bobines à cause du support les recouvrant.

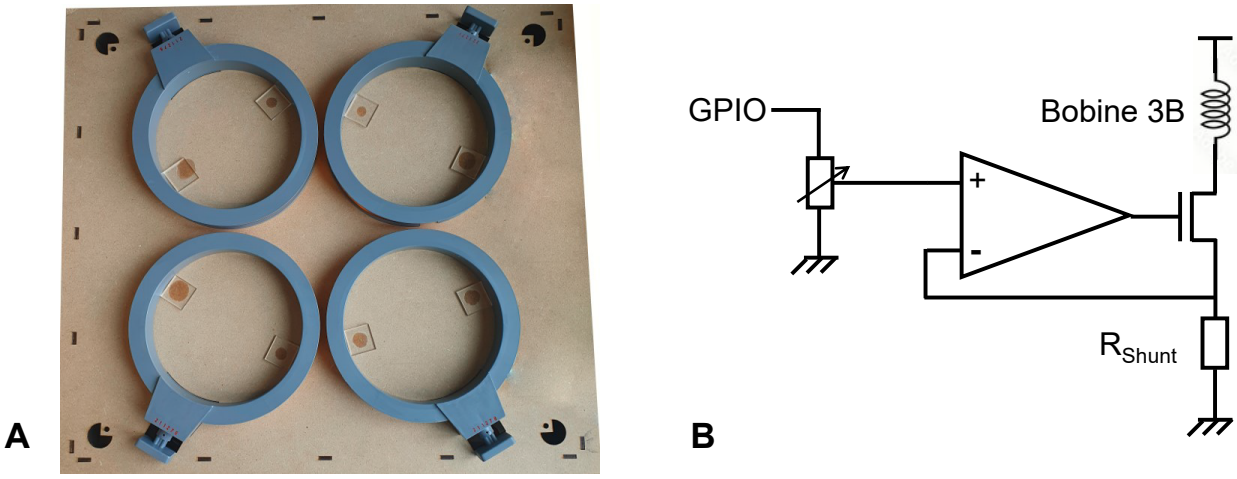


Fig.54 : (A) Vue ouverte de la source de champ (B) Schéma d'une voie de la source de courant

Rapport signaux sur bruits

Une fois l'architecture fixée, il est intéressant d'évaluer le rapport signal sur bruit (SNR) obtenu pour des champs typiques de notre système modèle. Dans le volume de travail de $30 \times 30 \times 30\ cm^3$ situé au-dessus de la source, les valeurs de champ attendues sont de l'ordre de 1 mT dans la zone proche de la source, de l'ordre de 0,5 mT au centre et de l'ordre de 0,1 mT dans les parties éloignées. Le capteur magnétorésistif sélectionné pour déterminer le niveau de bruit est le *MMC5603NJ*, le même que celui qui équipe le MagMapS-3. En effet cette référence avait été identifié lors de ce développement comme la meilleure disponible sur le marché. Les SNR ainsi obtenus (tableau 10) sont intéressants à comparer avec ceux que nous pouvons avoir dans le *Navion* en utilisant un capteur de Hall. Dans le cas de ce dernier le signal varie de l'ordre du mT jusqu'à quelques dizaines de mT. Nous avons donc choisi trois valeurs dans cette dynamique à savoir 2, 10 et 20 mT. Pour le niveau de bruit, nous avons pris la meilleure référence de capteur de Hall sur le marché : le *AK09970*. Le tableau 10 résume les SNR dans les deux cas. Si les SNR sont toujours supérieurs de 25 % sur le système modèle grâce au niveau de bruit du capteur magnétorésistif, les SNR dans le *Navion* restent dans les mêmes ordres de grandeurs. Cela donne un point de comparaison entre les deux systèmes qui utilisent des sources et des technologies de capteurs très différentes.

Tableau 10 : Comparaison des rapports signaux sur bruits dans le système modèle et le Navion

	Capteur	*Niveau de bruit [µTrms]*	*Champ typique 1 [mT]*	*SNR 1*	*Champ typique 2 [mT]*	*SNR 2*	*Champ typique 3 [mT]*	*SNR 3*
Système modèle	MMC5603	0,2	1	5000	0,5	2500	0,1	500
Navion	AK09970D	5	20	4000	10	2000	2	400

IV.1.2. Impact de la cartographie expérimentale

Dans la section III.5, nous avons évalué les divergences entre cartes simulées et cartes expérimentales en présence de défauts dans les bobines. Ici, nous cherchons à évaluer l'impact de la cartographie expérimentale sur la précision de la localisation de notre système modèle par rapport à une localisation se basant sur des cartes de champ simulées.

Cartographie de la source de champ avec *Radia*

La source de champ étant composées de quatre bobines, il faut un ensemble de cinq cartes pour pouvoir réaliser la localisation : une pour chaque bobine allumée individuellement et une avec les bobines éteintes pour annuler les perturbations statiques.

Les cartes de données simulées sont générées grâce au module *Radia* déjà décrit dans le chapitre III. Comme précédemment les bobines sont décrites sous *Radia* par un conducteur unique ayant la dimension totale de la bobine (Fig.55A). Les cartes simulées couvrent un volume de $30 \times 30 \times 30\ cm^3$ centré au milieu des quatre bobines (Fig.55B). Le niveau inférieur des cartes est situé 3 cm au-dessus des bobines pour commencer au niveau du haut de la boite contenant les bobines (Fig.55B).

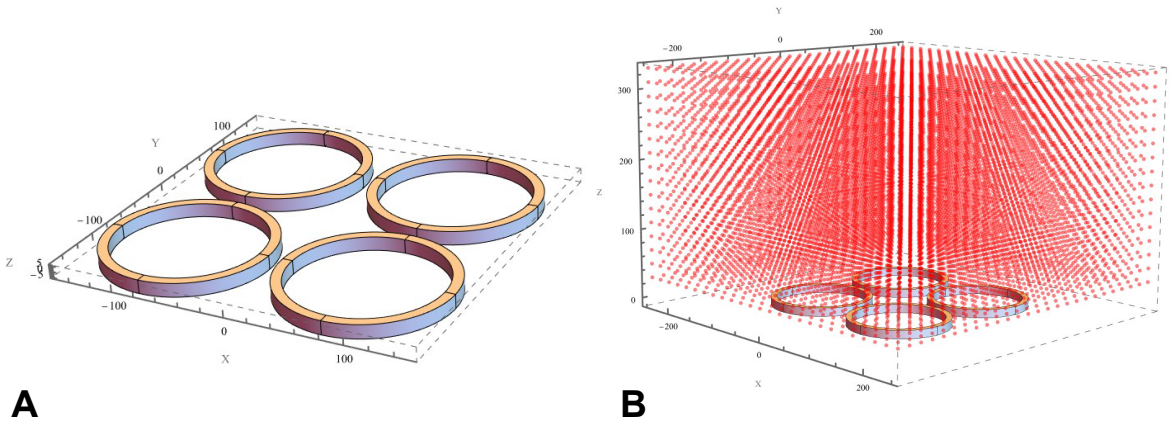


Fig.55 : (A) Géométrie de la source de champ sous Radia (B) Volume de travail où les cartes de champ sont simulées avec Radia

Cartographie expérimentale exhaustive de la source de champ

Les cartes expérimentales sont acquises avec le MagMapS-3 calibré qui est déplacé dans le plan sur une plaque graduée avec un pas de 1 mm. Le déplacement en hauteur est réalisé avec des briques *Lego*® (Fig.56A&B). Cette caméra est pour rappel basée sur des capteurs AMR (cf. III.3) qui permettent d'avoir les rapports signaux sur bruits du tableau 10. Elle couvre cependant uniquement une surface de $1{,}4 \times 1{,}4\ cm^2$ avec un rafraichissement à 2 Hz, ce qui rend la cartographie du volume de $30 \times 30 \times 30\ cm^3$ très fastidieuse, d'autant plus que cette cartographie est à réaliser cinq fois.

En conséquence, nous avons choisi d'effectuer la validation de l'impact de la cartographie expérimentale sur trois volumes cibles. Ces zones sont localisées au-dessus de trois zones typiques, représentatives des différents cas de figure possibles avec notre source. Le premier volume se situe au milieu des quatre bobines (carré bleu Fig.56A). C'est l'un des cas les plus favorables pour la localisation. Les quatre bobines ont une contribution significative et semblable lors d'une localisation dans ce volume. Le deuxième volume est centré au-dessus d'une des bobines (carré violet Fig.56A). Dans ce cas, la localisation reste aussi performante car la bobine située sous la zone étudiée a une contribution importante. Enfin le troisième volume est légèrement à l'extérieur de la zone des quatre bobines (carré vert Fig.56A). C'est un endroit où la localisation est moins performante car les contributions de trois des quatre bobines sont faibles. Le volume des cartes mesurées au-dessus des trois zones (Fig.56A) est de $4{,}8 \times 4{,}8 \times 3{,}84\ cm^3$ à partir d'une hauteur de 6,76 cm au-dessus du centre des bobines. Ce volume correspond à 45 mesures effectuées avec le MagMapS-3 (Fig.56C). Ces mesures sont réparties en cinq plans de neuf mesures (Fig.56C&D). Chacun des plans comprend donc 576 points de mesures, à raison de 64 points par position de la caméra, ce qui est dense. L'écart est plus important en hauteur avec un espacement de 0,96 cm entre les plans.

Dans un premier temps l'intégralité de ces données est utilisée pour générer des cartes expérimentales exhaustives des volumes ciblés. Nous verrons dans la partie suivante comment utiliser moins de données pour générer des cartes expérimentales qualifiées d'étendues pour la localisation.

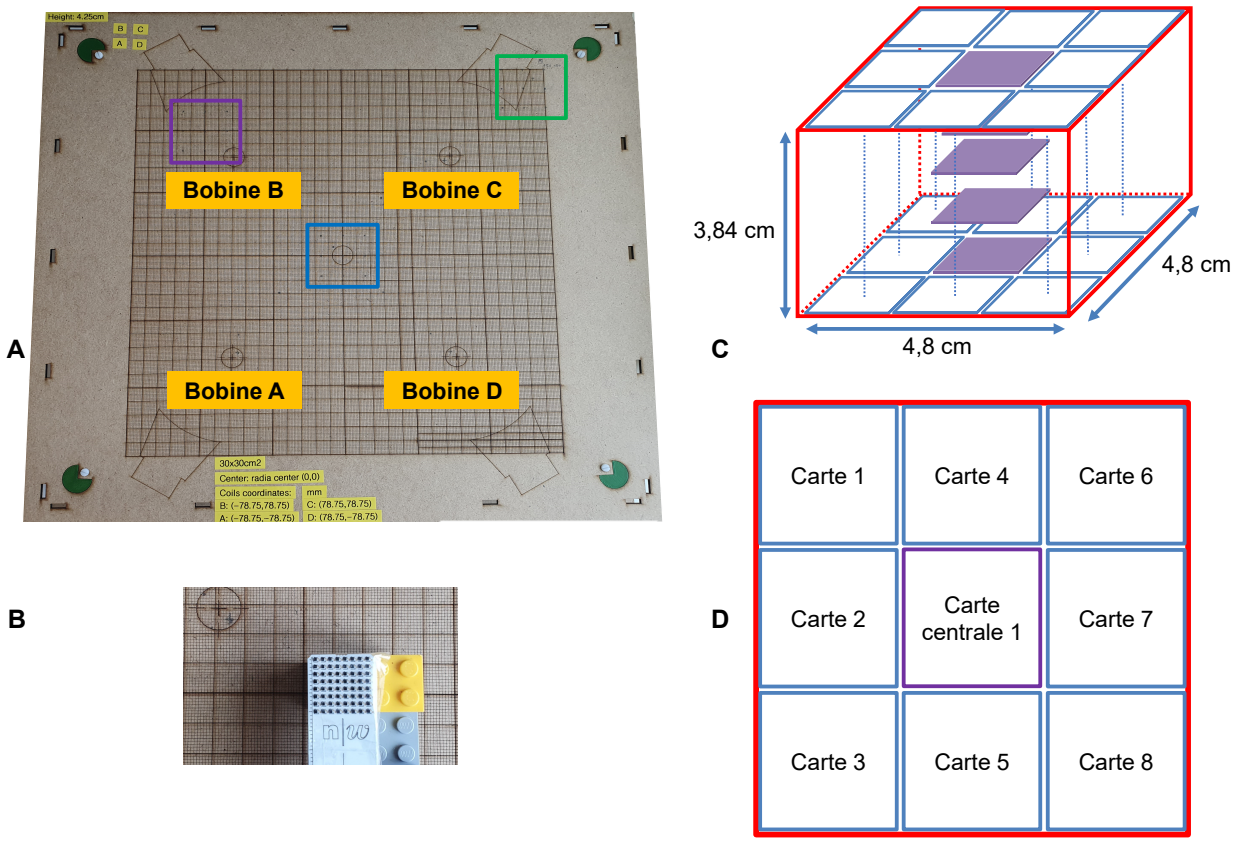


Fig.56 : (A) Plaque gravée au laser avec un pas de 1mm recouvrant la source de champ. Les trois carrés montrent les zones ciblées pour la cartographie expérimentale. La dénomination de chaque bobine est précisée (B) Le MagMapS-3 (calibré) utilisé pour réaliser les cartes expérimentales (C) Schéma décrivant les 45 mesures (3x3x5) servant à couvrir un volume significatif au-dessus des trois zones cibles (D) Détail d'un des plans de mesure.

Avant cela, une première comparaison des cartes expérimentales et des cartes *Radia* pour deux zones préfigure déjà du type de résultats que nous attendons en termes de précision de la localisation. La Fig.57 montre les cartes expérimentales et les cartes *Radia* pour la zone centrale à une hauteur de 6,76 cm. Le constat est que pour les quatre bobines les deux types de cartes sont très proches. Par ailleurs, les cartes confirment également que comme attendu les contributions des bobines sont similaires dans cette zone. Nous pouvons donc à partir de ces cartes envisager une bonne précision de la localisation et des résultats similaires entre des cartes expérimentales ou *Radia* en entrée du système de localisation. La Fig.58 montre la comparaison des cartes pour la zone centrée au-dessus de la bobine B à une hauteur de 10,6 cm. Cette fois, il y a une divergence nette entre les cartes au niveau de la bobine B. Cela préfigure qu'à ce niveau il y aura un écart de performances de localisation selon la carte utilisée, carte *Radia* ou carte expérimentale, d'autant plus que c'est la bobine B qui a la contribution la plus importante.

Cartographie expérimentale étendue de la source de champ

L'ensemble des cartographies des trois zones a nécessité 675 mesures. Pour couvrir le même volume que la carte *Radia* ($30 \times 30 \times 30\ cm^3$) avec une densité de mesures similaire à celle de nos trois cartes partielles, il faudrait cette fois effectuer environ 77 500 mesures. Il est donc nécessaire de trouver une méthode moins fastidieuse et chronophage pour rendre la cartographie expérimentale viable, notamment pour un produit industriel par exemple.

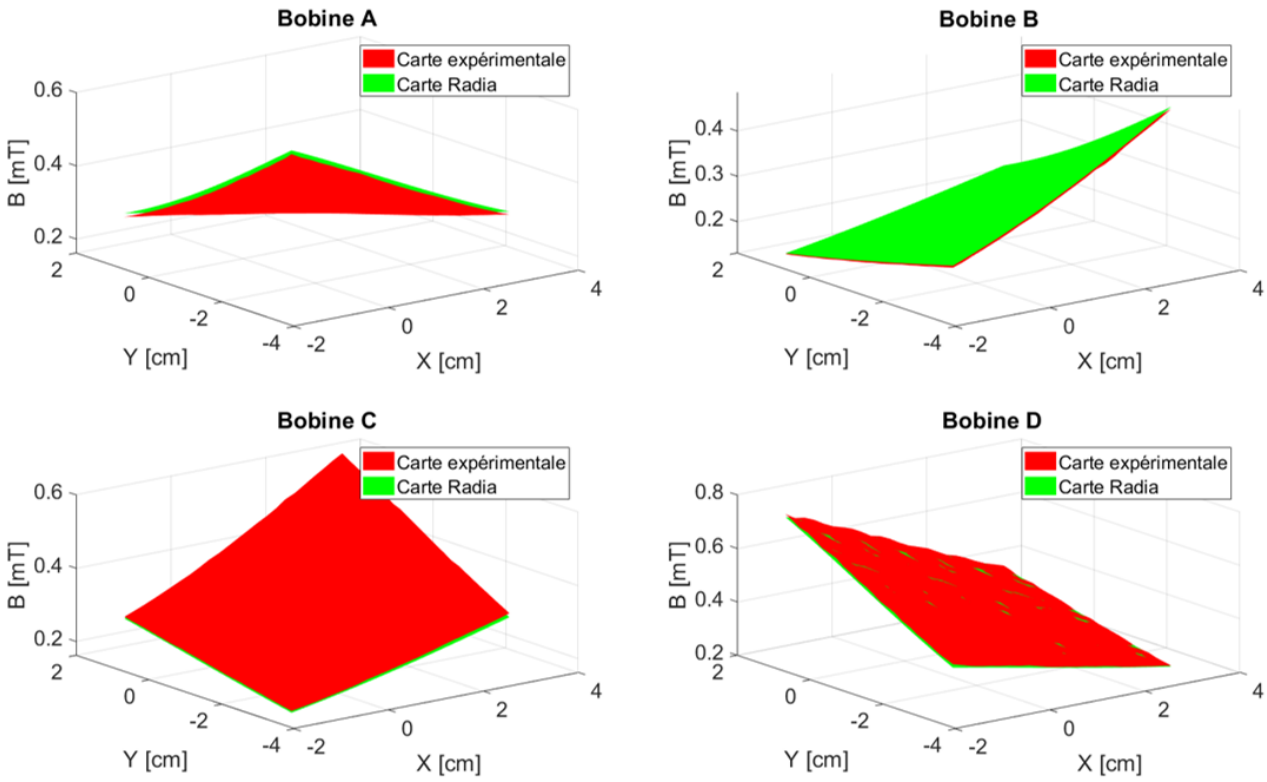


Fig.57 : Comparaison de la carte mesurée et de la carte Radia pour chacune des quatre bobines au-dessus de la zone centrale à Z = 6,76 cm

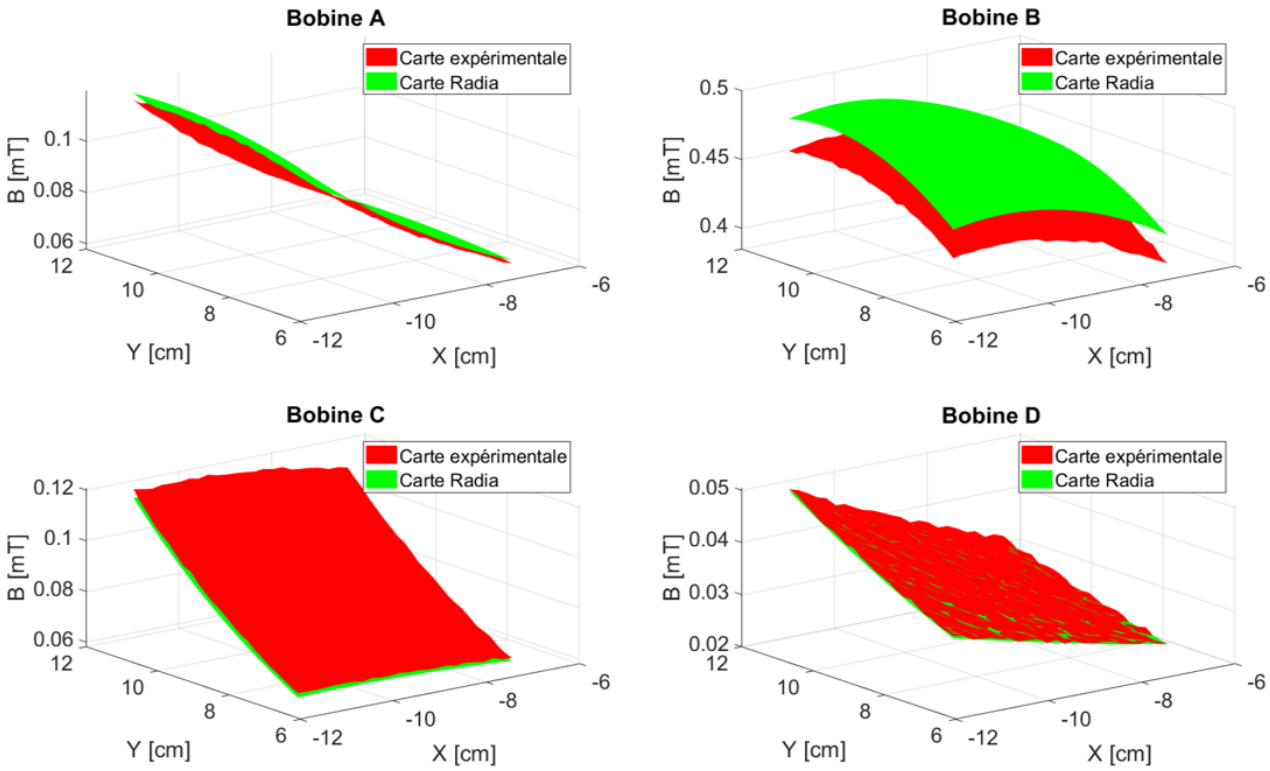


Fig.58 : Comparaison de la carte mesurée et de la carte Radia pour chacune des quatre bobines au-dessus de la zone centrée sur la bobine B à Z = 10,6 cm

Pour réduire le nombre de données mesurées en entrée, il existe deux options : changer la géométrie de la caméra ou réduire le nombre de positions à mesurer avec la caméra. La première option, optimiser la caméra, aurait signifié refaire un nouveau MagMapS avec des performances adaptées spécifiquement à notre système modèle. Le nouveau MagMapS aurait eu une lecture parallèle des données et une architecture moins dense en capteurs couvrant cependant un volume plus important. Dans ce travail, nous avons choisi la seconde option en cherchant à déterminer comment nous pouvons aboutir à des cartes de mêmes formes que les cartes expérimentales exhaustives en réduisant la densité des mesures.

Pour tester cette approche, nous sommes repartis des données expérimentales acquises précédemment pour les trois volumes cibles afin de pouvoir faire des comparaisons. Notre idée est de créer des nouvelles cartes uniquement avec les mesures centrales (carrés violets Fig.56C). Le nombre de mesures est ainsi divisé par neuf. Pour remplacer les mesures manquantes et donc étendre les cartes à la surface complète, nous nous appuyons sur les propriétés du champ au centre. Pour le faire, il faut tout d'abord trouver un polynôme décrivant au mieux la forme issue des 64 points de mesures. De manière pratique les coefficients du polynôme sont extraits avec la fonction **fit** de *Matlab*. Une fois le polynôme déterminé, il est appliqué sur un maillage aux dimensions de la carte à compléter.

Le point important de cette procédure est de trouver une forme de polynôme unique convenant aux différentes formes de champ qu'il est possible d'avoir en fonction de la zone de l'espace de travail. Cela permet par la suite d'optimiser la procédure, car si la forme du polynôme change en fonction de chaque zone, il n'y a pas de gain majeur à faire moins de mesures. Travailler sur des zones de taille intermédiaire ($4{,}8 \times 4{,}8\ cm^2$) permet d'utiliser un polynôme commun de forme relativement simple.

Le plus simple, un polynôme linéaire n'est pas envisageable car les variations des cartes de champ semblent plutôt quadratiques. C'est donc un polynôme quadratique à deux variables x et y qui a été utilisé :

$$pol_{22}(x,y) = p_{00} + p_{10} \times x + p_{01} \times y + p_{20} \times x^2 + p_{11} \times x \times y + p_{02} \times y^2 \qquad (37)$$

avec les coefficients p_{xy} du polynôme à déterminer pour chacune des cartes.

Les paramètres de (37) ont été extraits pour toutes les cartes expérimentales à notre disposition. La qualité de l'ajustement est systématiquement ressortie proche de la perfection avec une forme de polynôme quadratique de sorte qu'il n'a pas été nécessaire de passer à un ordre supérieur.

Une fois ces nouvelles cartes expérimentales étendues générées, elles ont été comparées aux cartes expérimentales exhaustives des Fig.57 et 58. Le résultat est présenté sur la Fig.59 où les deux types de cartes sont très proches. Cela va dans le sens de notre idée d'utiliser uniquement les mesures centrales puis d'étendre les cartes. Les résultats en localisation dans cette zone sont donc attendues similaires quelle que soit la carte en entrée. Sur la Fig.60, pour la bobine B, le constat est que la carte étendue diverge légèrement de la carte expérimentale. Au niveau de cette zone il faudra donc évaluer si l'impact de cette différence est acceptable ou non sur les performances de localisation.

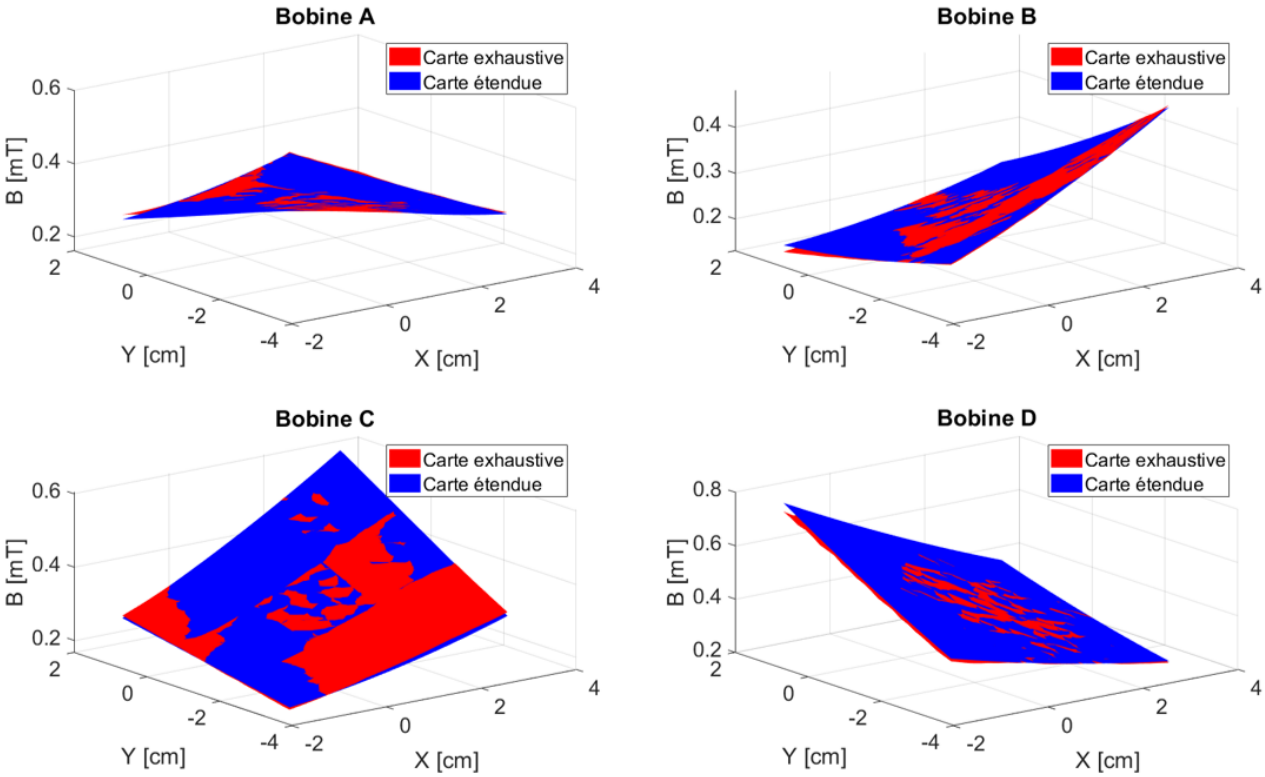


Fig.59 : Comparaison des cartes expérimentales, ajustées et étendues pour chacune des quatre bobines au-dessus de la zone centrale à Z = 6,76 cm

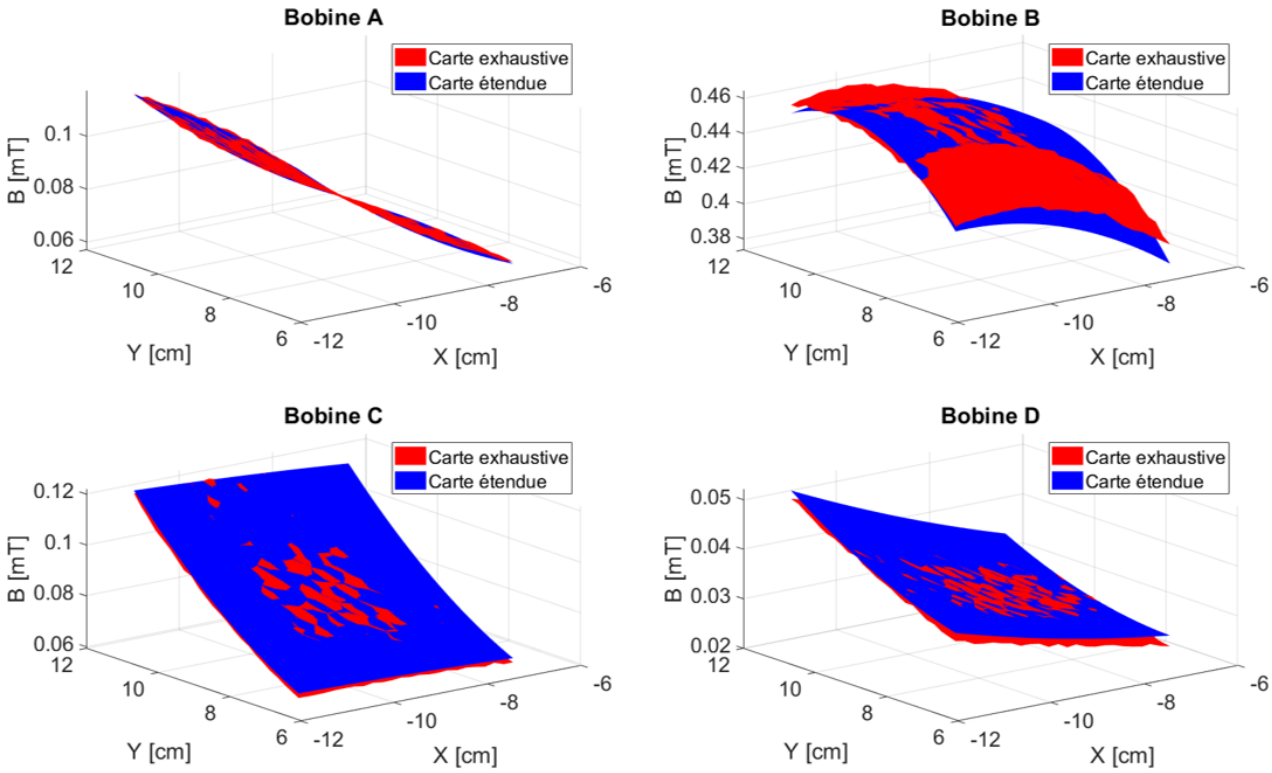


Fig.60 : Comparaison des cartes expérimentales, ajustées et étendues pour chacune des quatre bobines au-dessus de la zone centrée sur la bobine B à Z = 10,6 cm

Impact des différentes cartes sur la précision de la localisation

Une fois les différentes cartes générées et/ou mesurées, elles ont été utilisées dans notre système de localisation modèle. Les cartes étant discontinues, elles sont tout d'abord interpolées de manière à les rendre continues. Pour cela nous utilisons la fonction **tricubic spline interpolation** de la librairie *eqtools* de Python [285]. Cette fonction a été développée spécifiquement pour traiter des cartes de champ magnétique dans le cadre de recherches sur l'équilibre des champs magnétiques dans la physique des plasmas [286]. L'étape pour rendre la carte continue est nécessaire car la minimisation se fait ensuite via la fonction **minimize** de la librairie *scipy* qui nécessite une fonction continue en entrée. La méthode de minimisation utilisée par la fonction est une méthode dite de quasi-Newton, l'algorithme L-BFGS-B pour Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno du nom de ses créateurs [287]. Cette transcription en script Python de la méthode de la multilatération est tirée des codes développés par Corentin Féry et qui ont été utilisés dans [77], [278].

Le MagMapS-3 permet quant à lui d'acquérir en une mesure un jeu de données de 64 points à localiser, ce qui est un échantillon statistique robuste. La première expérience effectuée est une validation générale du système. La caméra est positionnée de manière précise grâce à des supports *Lego*® à différents endroits dans le volume de travail pour tester les performances de base du système avec les cartes *Radia* en entrée. La zone évaluée est de $16 \times 16 \times 20\ cm^3$ avec 20 positions de la caméra. Ces positions sont réparties sur quatre hauteurs et cinq zones (une au-dessus de chaque bobine et une au centre).

La métrique choisie pour évaluer l'erreur de position est l'erreur euclidienne, calculée de la manière suivante :

$$Err_{eucl} = \sqrt{(x_t - x_l)^2 + (y_t - y_l)^2 + (z_t - z_l)^2} = \sqrt{EA_x{}^2 + EA_y{}^2 + EA_z{}^2} \quad (38)$$

avec (x_t, y_t, z_t) la position considérée comme vraie du capteur (incertitudes liées au placement *Lego*® négligeables ici), (x_l, y_l, z_l) la position localisée du capteur, et $EA_{x,y,z}$ l'erreur absolue sur les coordonnées de position x, y et z.

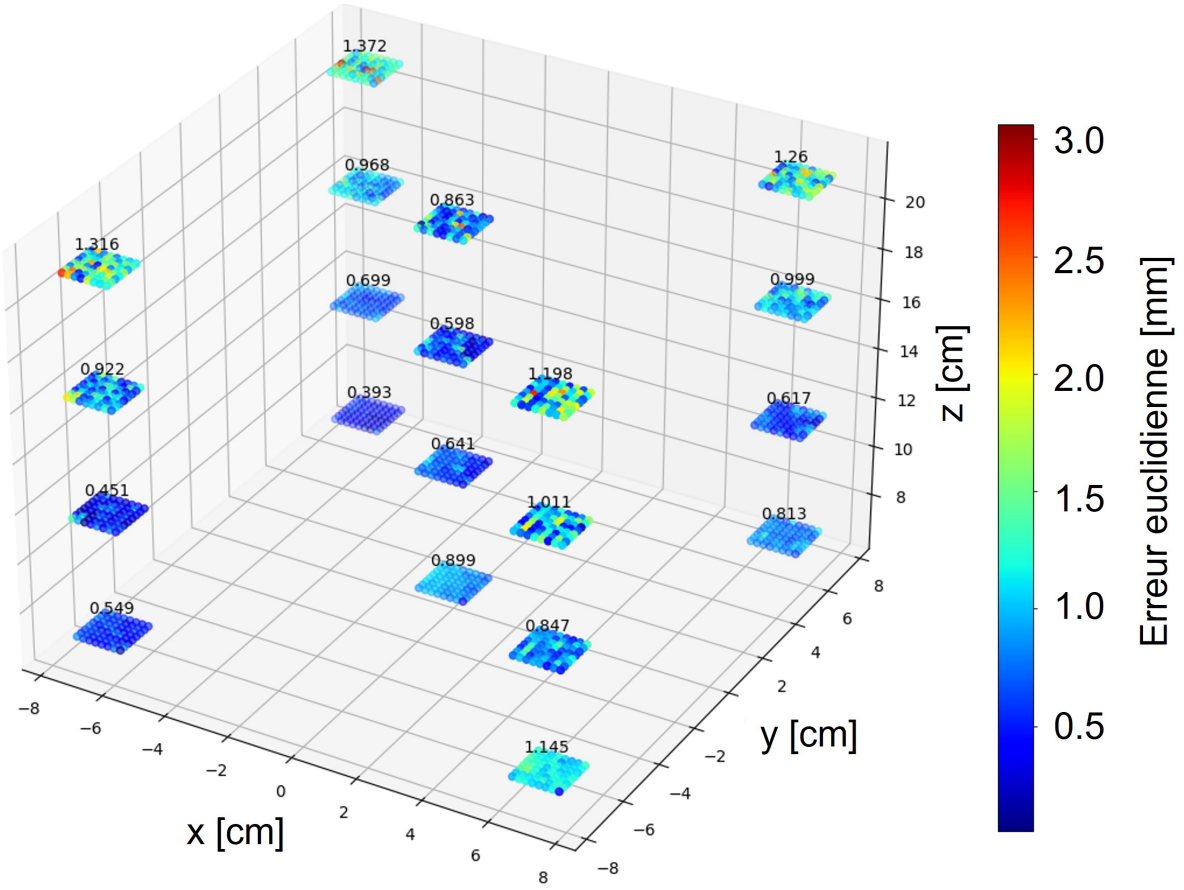


Fig.61 : 20 positons du MagMapS-3 testées en localisation avec en entrée les cartes Radia. La couleur des points illustre la valeur de l'erreur euclidienne. Le chiffre au-dessus des carrés de 64 points donne la valeur moyenne de l'erreur pour la position de la caméra correspondante. Figure adaptée de mesures et d'une représentation des données proposée par C. Féry (FHNW – 2022).

La Fig.61 résume les résultats ainsi obtenus pour ces 20 positions du MagMapS-3. En fonction des mesures, l'erreur de position moyenne varie entre 0,393 et 1,372 mm avec une erreur maximale autour de 3 mm pour des points éloignés de la source (e.g. le point le plus haut côté gauche de la Fig.61). Le système de localisation est donc globalement performant (précision moyenne submillimétrique) dans la zone favorable au-dessus des bobines où la source produit de forts gradients.

La seconde expérience effectuée consiste à évaluer si l'utilisation de cartes expérimentales augmente encore les performances du système. Pour les trois zones cibles décrites plus haut, trois cartes sont comparées : les cartes *Radia* qui servent de référence, les cartes expérimentales exhaustives et les cartes étendues à partir d'un nombre réduit de mesures.

Pour chacune des zones, le jeu de données en entrée est une mesure avec le MagMapS-3 qui a été sauvegardée afin qu'elle serve pour la localisation avec les trois types de cartes. De cette manière, les positions déterminées grâce aux *Lego*® et à la plaque gravée peuvent être considérées comme vraies puisque qu'invariantes par rapport aux trois tests de localisation magnétique. Nous sommes donc bien dans le cas où un seul paramètre change (le type de carte utilisé), ce qui nous permet de comparer les résultats directement. La Fig.62 résume les résultats obtenus pour la zone centrale. Comme attendu les performances de localisation entre les trois types de cartes semblent similaires, en accord avec les cartographies montrées par les Fig.57 et 59 qui sont également similaires. Tout cela est confirmé par les valeurs chiffrés du tableau 11 : une erreur moyenne de 0,91 mm avec *Radia*, de 0.52 mm avec la carte expérimentale et de 0,64 mm avec la carte étendue. Les écarts-types (sur 64 points) sont également très proches, respectivement 0,13, 0,17 et 0,15 mm. Cela signifie que dans cette zone l'utilisation de cartes expérimentales a corrigé une erreur systématique car la valeur moyenne de l'erreur a baissé mais l'écart-type est resté stable. Par ailleurs les écarts entre les performances des cartes expérimentales et étendues sont suffisamment faibles pour être acceptables.

Tableau 11 : Résultats de la localisation du MagMapS-3 avec les différentes cartes dans les trois zones ciblées.

	Erreur euclidienne moyenne [mm]	*Ecart type correspondant σ [mm]*	*± 3σ [mm]*
	Zone 1		
Cartes Radia	0,91	0,13	0,78
Cartes expérimentales complètes	0,52	0,17	1,02
Carte expérimentales étendues	0,64	0,15	0,90
	Zone 2		
Cartes Radia	1,64	0,15	0,90
Cartes expérimentales complètes	0,22	0,11	0,66
Carte expérimentales étendues	0,27	0,12	0,72
	Zone 3		
Cartes Radia	2,24	4,30	25,8
Cartes expérimentales complètes	1,82	0,48	2,88
Carte expérimentales étendues	1,87	0,47	2,82

Dans la deuxième zone, celle centrée au-dessus de la bobine B, les résultats suivent la même tendance que pour la zone centrale, mais la différence entre les valeurs moyennes est fortement amplifiée : 1,64 mm avec *Radia* contre 0,22 mm et 0,27 mm avec les cartes expérimentales (zone 2, tableau 11). Cela s'explique par l'importante différence entre *Radia* et les mesures au niveau de la bobine B (Fig.58). Enfin pour la troisième zone qui se situe légèrement à l'extérieur des bobines, les performances sont dégradées (zone 3, tableau 11) à cause des faibles contributions de trois des bobines. L'écart-type important avec l'utilisation de *Radia* s'explique par des valeurs aberrantes qui sont dues au fait que la zone est proche des limites du volume simulé.

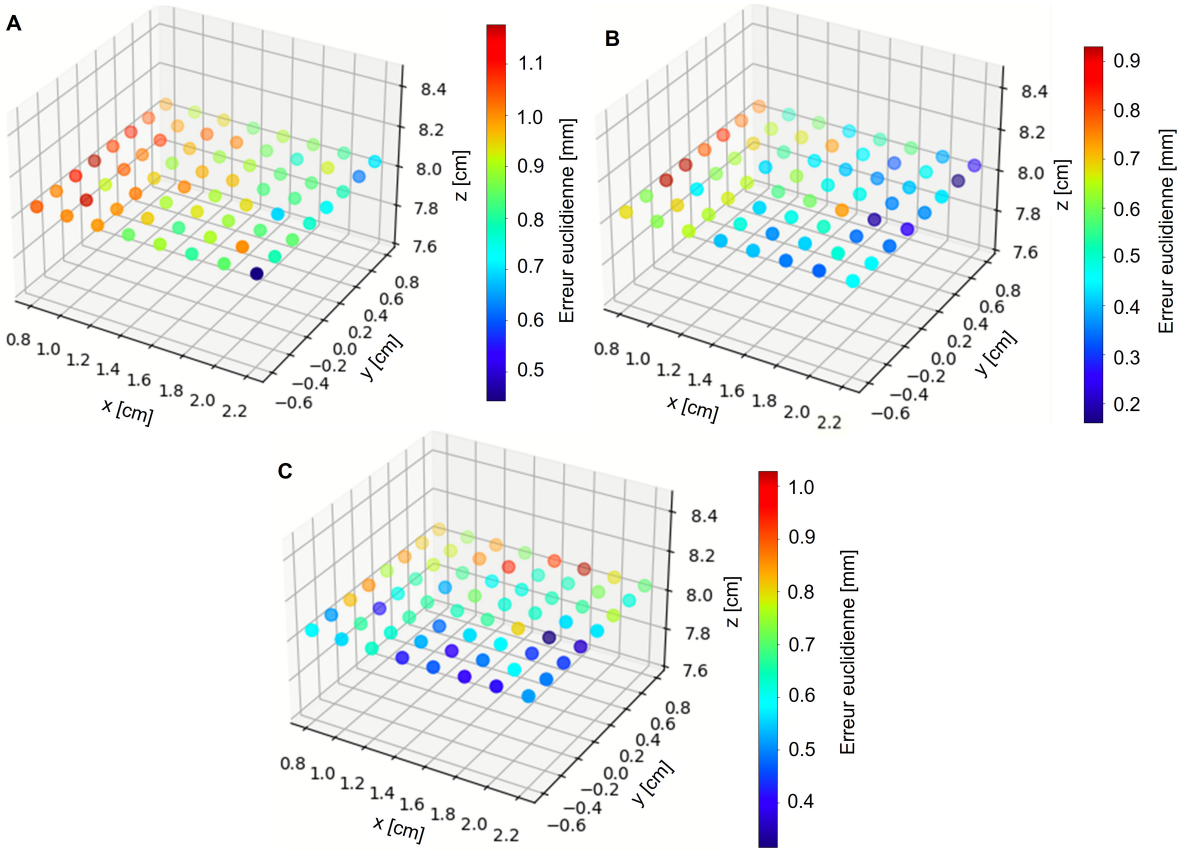


Fig.62 : Erreur de position des 64 capteurs du MagMapS-3 dans la zone centrale avec les cartes (A) Radia (B) expérimentale exhaustive (C) expérimentale étendue.

En conclusion de cette section, nous pouvons dire qu'il y a un apport net de la cartographie expérimentale surtout pour corriger des erreurs systématiques. D'autre part nous avons également pu valider notre méthode pour réduire le nombre de mesures pour l'établissement des cartes de champ sans que cela ne dégrade trop les performances de la localisation.

IV.2. Système de localisation magnétique pour la navigation magnétique

Dans cette section, des travaux préparatoires à une localisation intégrée pour la navigation magnétique de cathéters sont présentés. Pour rappel, localisation intégrée signifie ici qu'il n'y a pas besoin de source de champ magnétique supplémentaire et que les capteurs sont intégrés dans l'outil chirurgical. L'objectif final visé est bien d'étendre les capacités du système de navigation magnétique *Navion* mis au point par l'équipe MSRL de l'ETH Zurich, afin de l'utiliser non seulement pour sa fonction première de navigation de cathéters, mais aussi comme système de localisation du cathéter en utilisant les sources de champ de navigation comme sources de champ de localisation. Pour ces travaux préparatoires, la première étape a été de cartographier les champs du *Navion*. Dans un second temps, un premier test de trilatération avec ce même système est démontré. Les limites de ce premier prototype sont enfin discutées.

IV.2.1. Cartographie expérimentale du système de navigation

Pour cartographier expérimentalement le *Navion*, nous avons utilisé le MagMapS-1, qui est pour rappel pourvu de trous *Lego*® afin de pouvoir le déplacer simplement. Nous avons donc choisi de créer un support compatible *Lego*® qui se fixe directement aux trois bobines servant d'électro-aimants (Fig.63). Le carré bleu du support (Fig.63) se trouve dans la zone de travail du *Navion*. Le volume couvert par cette cartographie est de $17{,}6 \times 17{,}6 \times 12{,}6\ cm^3$, i.e., 18 positions du MagMapS-1. Pour chacune de ces postions, les trois bobines ont été alimentées une à une avec une liste de 18 courants différents allant de - 35 à 35 A. Nous avons ainsi pu couvrir un large éventail de possibilités.

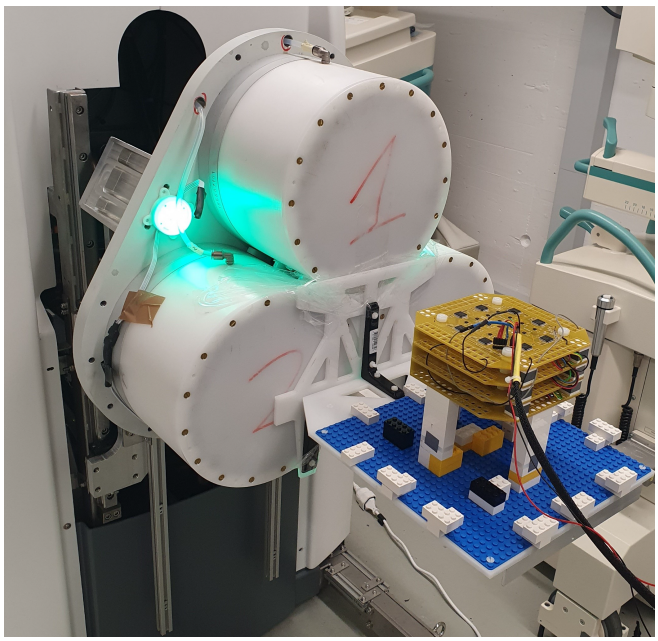


Fig.63 : MapMapS-1 sur son support lors de la cartographie expérimentale du Navion

La Fig.64 montre un exemple typique du type de cartes obtenues, avec dans ce cas un courant de 10 A dans les trois bobines. Les cartes sont montrées pour une hauteur située au niveau du centre entre les trois bobines.

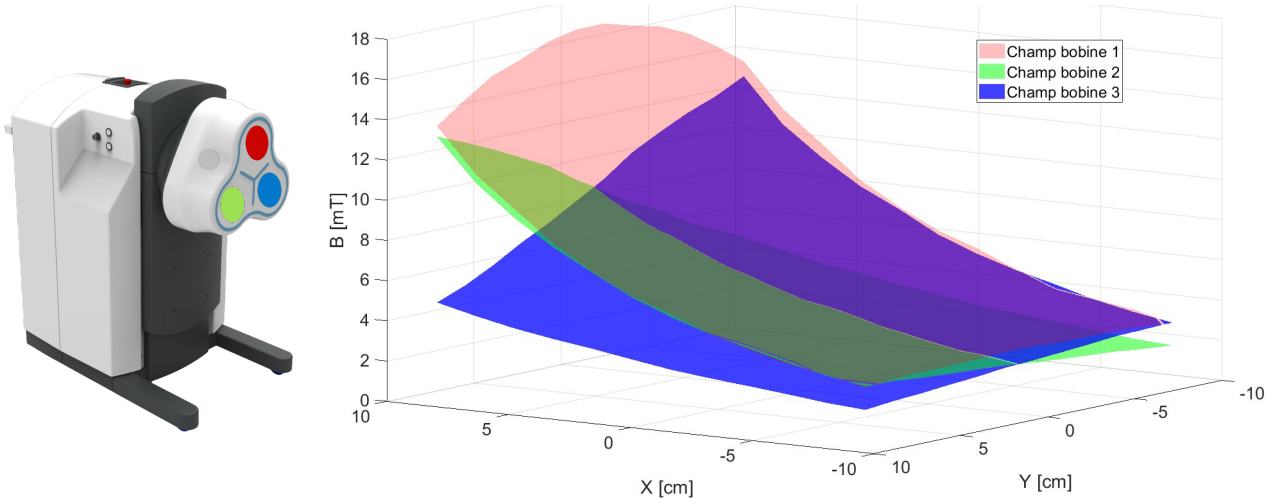


Fig.64 : Exemple de cartes de la norme de champ obtenues lors de la cartographie expérimentale du Navion

La Fig.65 combine trois cartes expérimentales du *Navion* avec - 10 A dans la bobine 1 et 10 A dans les bobines 2 et 3. C'est une combinaison de champ qui pourrait être utilisé pour effectuer une localisation par trilatération. C'est pourquoi cette figure est intéressante, car elle illustre bien la difficulté d'avoir des performances de localisation homogène dans tout l'espace de travail. En effet, le rapport signal sur bruit sera beaucoup plus faible par endroit (partie inférieure de la carte, Fig.65) avec moins de champ pour des performances de mesures du capteur inchangées.

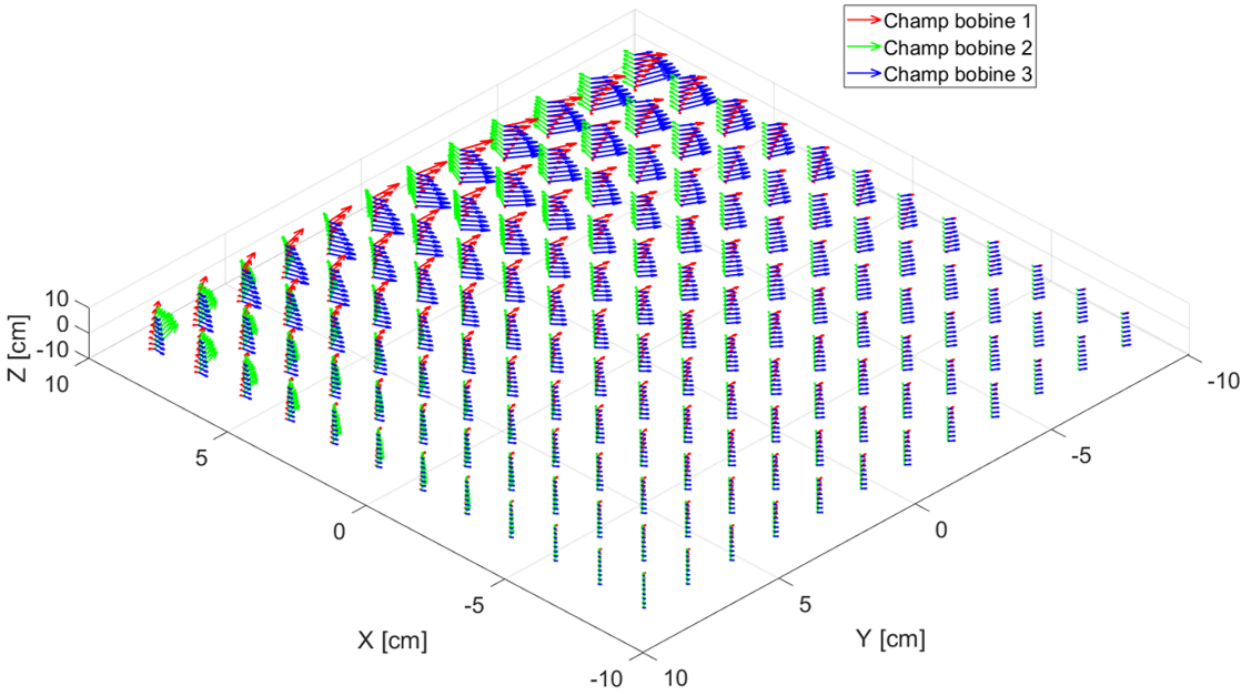


Fig.65 : Combinaison de trois cartes expérimentales du Navion avec -10 A dans la bobine 1 et 10 A dans les bobines 2 et 3. Les champs magnétiques en chaque point sont représentés par des vecteurs normalisés.

Avant d'utiliser ces cartes pour tester la trilatération dans le *Navion*, nous les avons comparées à des cartes « hybrides » réalisée par l'équipe MSRL. Ces cartes « hybrides » sont une combinaison de cartes analytiques comme celles-décrites dans [288] et de mesures servant à les corriger. Les erreurs des cartes analytiques sont d'autant plus importantes que le courant est élevé dans les bobines à cause des non-linéarités [288].

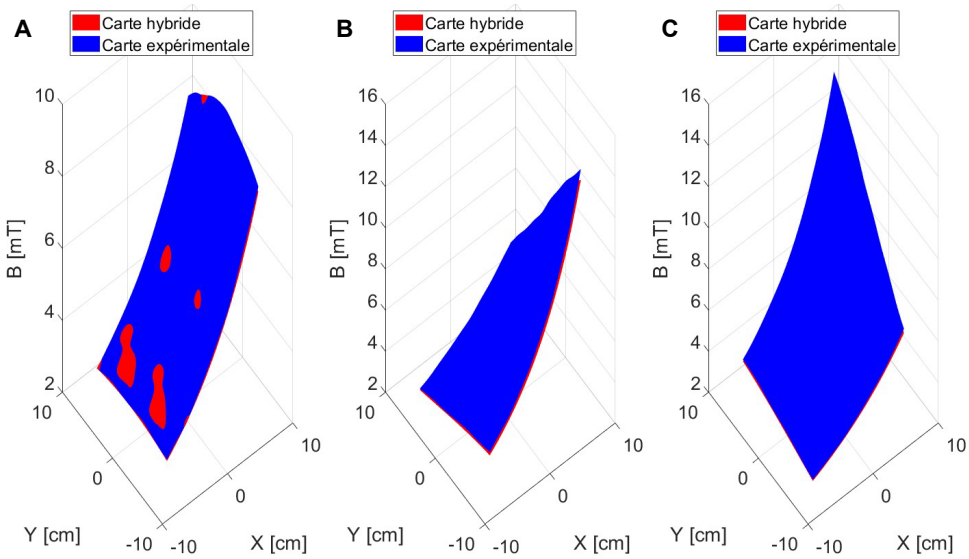


Fig.66 : Comparaison de la norme du champ pour les trois bobines du Navion alimentées à 10 A

La Fig.66 montre que cette méthode combinant approche analytique et correction avec des mesures est prometteuse puisque les cartes sont très proches des cartes expérimentales pour un courant relativement faible de 10 A. Si une telle approche venait à marcher dans toutes les situations, cela permettrait de réduire le nombre de positions à acquérir avec la caméra. Cette réduction est d'autant plus pertinente que le *Navion* étant conçu pour être mobile, une recalibration des cartes de champ après chaque déplacement pouvant s'avérer nécessaire pour vérifier qu'il n'y a rien au nouvel endroit qui perturbe le champ.

IV.2.2. Localisation par trilatération

Dans la section précédente, des cartes expérimentales complètes de la zone de travail du *Navion* ont été présentées. Dans cette section, elles sont utilisées pour des tests préliminaires de trilatération. Ces premiers tests ont été effectués en plaçant le MagMapS-2 (Fig.67A&B) dans une zone identifiée comme favorable (Fig.67C) grâce à un rapport signal sur bruit élevé (partie supérieure de la Fig.65). Pour étudier plus en détail l'influence de ce rapport, la trilatération est effectuée pour des courants de 5, 10, 20 et 30 A dans les électro-aimants du *Navion*. D'autre part utiliser le MagMapS-2 permet également d'avoir un échantillon statistique solide avec 80 capteurs localisés en une fois. Le nombre de moyennes effectuées par le MagMapS-2 est réglé sur 36 ce qui correspond à un niveau de bruit estimé de 3,6 µT sur les axes X/Y du capteur et de 1,5 µT sur l'axe Z.

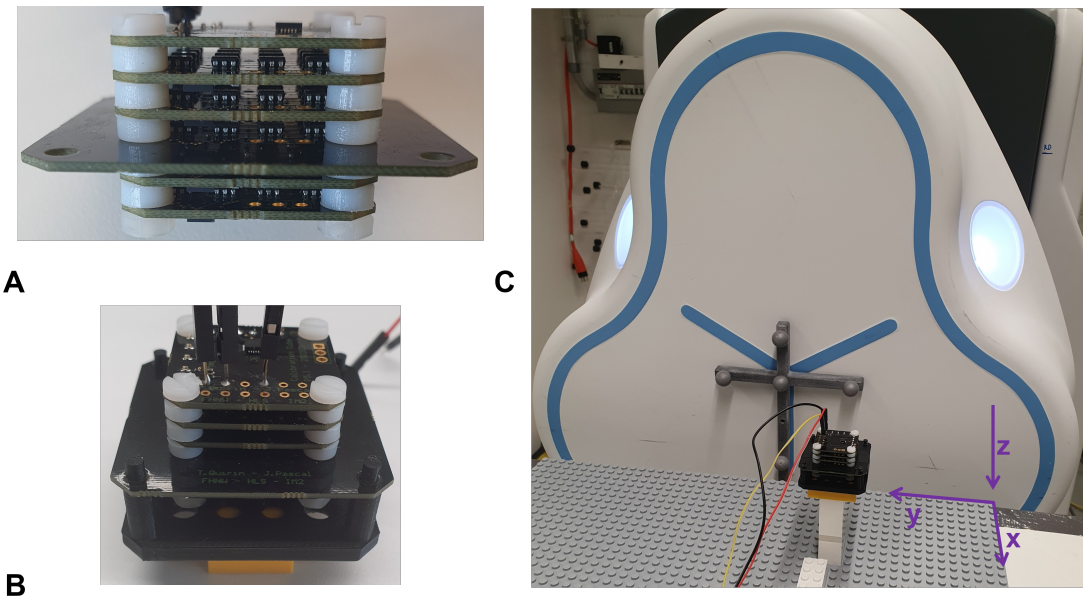


Fig.67 : (A) MagMapS-2 (B) positionné sur un support Lego® imprimé en 3D (C) dans la zone de travail du Navion pour un test préliminaire de trilatération. Les axes de mesures du capteur sont précisés en violet.

Ce test de trilatération est considéré comme préliminaire car nous ne disposons pas d'une mesure de référence pour connaitre avec une précision suffisante la position du MagMapS-2. En effet le système de localisation optique, dont le marqueur en forme de croix est présent sur la Fig.67, n'était pas encore calibré au moment de nos mesures. Les résultats du tableau 12 ont donc été déterminés par rapport à des postions relatives. Concrètement la position du capteur n°1 de la caméra est considérée comme la référence, et nous cherchons ensuite à retrouver les positons des capteurs les uns par rapport aux autres. Il n'est donc pas possible de détecter ainsi des erreurs systématiques, mais les erreurs relatives donnent une idée des performances atteignables avec le système.

Les résultats du tableau 12 montrent comme attendu une amélioration de la localisation lorsque le courant augmente, la valeur des champs suivant mécaniquement la même tendance. Cependant les résultats entre 20 et 30 A sont comparables, ce qui montre qu'une fois un certain rapport signal sur bruit atteint, les limites du système donné sont également atteintes. Cela peut s'expliquer par le fait qu'en dessous d'un certain SNR, c'est du manque de signal que provient les erreurs de position. Une fois un niveau très haut de SNR atteint, ce manque n'est plus dominant, et contribue au même titre que d'autres erreurs (e.g., 0,75 % d'incertitude restante sur la sensibilité des capteurs, cf. III.4.3) aux erreurs de positions finales. Les valeurs d'erreurs absolues (EA) moyennes sont millimétriques pour le courant à 5 A et deviennent submillimétriques pour les courants supérieurs sur les axes X et Y, ce qui n'est pas le cas sur l'axe Z. Cela s'explique par le fait que les gradients de champ sont plus importants selon les axes X et Y (Fig.64 & 67C), ce qui aide à discriminer plus facilement deux points dans l'espace. Pour les erreurs euclidiennes moyennes qui prennent en compte tous les axes, la valeur passe de 3,89 mm pour 5 A à 1,86 mm pour 20 A, soit une erreur divisée par un peu plus de deux grâce à un courant multiplié par quatre. De manière générale, les erreurs sur les postions relatives sont très satisfaisantes, car elles montrent qu'il est possible d'atteindre la valeur visée pour le système final, à savoir 1 mm de précision.

Tableau 12 : Résultats des tests de trilatération des positions relatives du MagMapS-2 dans le Navion

Courant dans les bobines du Navion [A]	EA_x *moyenne [mm]*	σ_{EA_x} *[mm]*	EA_y *moyenne [mm]*	σ_{EA_y} *[mm]*	EA_z *moyenne [mm]*	σ_{EA_z} *[mm]*	Err_{eucl} *moyenne [mm]*	σErr_{eucl} *[mm]*
5	1,29	0,77	1,24	0,75	3,19	1,62	3,89	1,60
10	0,74	0,48	0,97	0,65	1,44	0,94	2,15	0,85
20	0,73	0,41	0,87	0,59	1,14	0,79	1,86	0,72
30	0,73	0,42	0,85	0,59	1,12	0,78	1,85	0,72

IV.2.3. Cathéters instrumentés

Les différentes expériences de localisation présentées dans les sections précédentes ont été réalisées avec des caméras magnétiques. Cela présente trois avantages : couvrir plus rapidement des grandes zones, avoir des échantillons statistiques robustes en une seule mesure, et permettre d'avoir plus facilement les positions vraies des capteurs. Cependant pour réaliser une preuve de concept du système de localisation tel qu'il est envisagé (voir section IV.2.4), il est nécessaire de développer des cathéters instrumentés s'approchant au mieux de cathéters réels. Dans notre cas, instrumenter le cathéter signifie y intégrer plusieurs capteurs à effet Hall. Les cathéters utilisés classiquement pour les procédures d'ablation ont un diamètre de 2,3 mm. Notre première volonté est donc de se rapprocher au maximum de ce diamètre avec notre prototype de cathéter. Le second point est de garder un maximum de souplesse pour que le cathéter puisse être navigué dans des conditions proches du réel, i.e., avec des champs de navigation similaires. Répondre à ces deux contraintes permet également de montrer qu'un cathéter instrumenté aux normes médicales est techniquement réalisable dans le cadre d'un développement à but commercial. En effet grâce à un vrai projet industriel, il est possible d'avoir des gains marginaux sur des points comme la largeur des PCBs ou l'épaisseur du tube de silicone, qui font gagner les dixième de mm permettant d'atteindre le diamètre de 2,3 mm. Ce type de gains ne sont pas possibles avec les technologies de prototypage rapide auxquelles nous avons eu accès car ils nécessitent une adaptation de l'outil de production de l'entreprise sous-traitante.

La première étape du développement a été de sélectionner le capteur à intégrer. La liste des capteurs disponibles sur le marché (III.3.1) montre que seuls ceux de la marque AKM possède des dimensions suffisamment réduites pour être intégrés dans un prototype de cathéter réaliste. Certains capteurs de cette gamme doivent être exclus de la sélection car leurs dynamiques de mesures de quelques mT est trop faible pour notre application, de sorte que finalement seuls le *AK09970D* et le *AK09973D* correspondent à nos critères (taille du boitier et dynamique de mesure principalement). Dans les travaux présentés dans cette section, c'est le *AK09970D* qui est utilisé car il était disponible dès le début de la thèse. Il a depuis été remplacé par le *AK09973D* qui est une évolution plus avantageuse dans notre cas (boitier plus fin) mais nous ne l'avons pas encore implémenté dans un cathéter. Une fois la référence de capteur sélectionnée, l'étape suivante a été de réaliser des PCBs avec un ou plusieurs capteurs et différentes géométries dans le but d'avoir différentes options d'intégration au cathéter. La Fig.68 montre différentes versions de PCBs réalisés dans cette optique. Ces PCBs se veulent minimalistes avec uniquement les capteurs et une connectique réduite via des trous. Deux types de formes ont été réalisés avec soit des PCBs en longueur (Fig.68A&B) pour les rendre le plus fin possible, soit des formes circulaires (Fig. 68C,D,E,F) afin de pouvoir les intégrer perpendiculairement à la longueur du cathéter. Les PCBs en longueur présentent une largeur de 2,2 mm pour une longueur respective de 5,75 mm (Fig.68A) et de 13,45 mm (Fig.68B). Les PCBs circulaires ont des diamètres maximum variant entre 2,8 mm et 4,1 mm. A partir de ces dimensions le diamètre possible pour le cathéter oscille entre 3 mm et 5 mm.

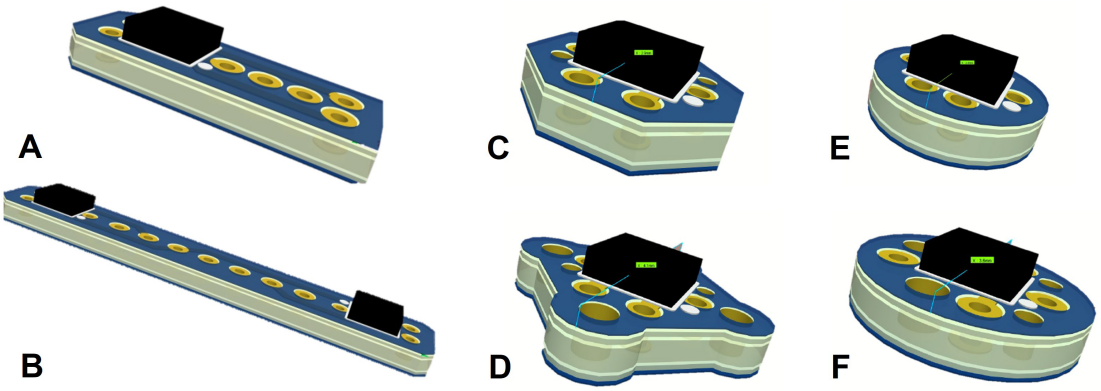


Fig.68 : Exemples en vue 3D issues de la CAO de différents PCBs avec uniquement un ou avec deux capteurs AK09970D et la connectique. (A) et (B) forme en longueur, (C),(D),(E)et (F) forme circulaire.

Une fois les PCBs à notre disposition, plusieurs approches ont été envisagées pour la réalisation mécanique du cathéter. Deux se sont particulièrement détachées. La première consiste à encapsuler les PCBs dans des structures rigides imprimées en 3D et à relier ensuite ces structures entre elles par des sections de tube souple afin de créer une continuité et de protéger les fils. L'avantage de cette approche est la simplicité de construction. Cependant l'addition de la taille du PCB et de la structure 3D, dont l'épaisseur ne peut être réduite fortement pour assurer une certaine solidité, fait que le cathéter est beaucoup plus large au niveau des capteurs, lui donnant une forme discontinue. Si les objectifs en termes de diamètre maximum sont atteints, la forme du cathéter reste peu réaliste et elle crée des fragilités en navigation. Nous nous sommes donc tournés vers une seconde approche où l'intégralité des PCBs et des câbles sont contenus dans un tube continu et de diamètre constant. Dans ce concept nous avons intégré cette fois les PCBs en longueur. Ils sont maintenus en place par un support flexible imprimé en 3D (imprimante Objet 260 Connex, Stratasys) avec un matériau DM 9870 Shore 70 (Stratasys, Rehovot, Israël) et une épaisseur le rendant souple.

Ce concept mécanique a été réalisé en collaboration avec Damien Gloor, étudiant en licence, lors de son stage à la FHNW. La Fig.69 montre une vue de la conception assistée par ordinateur (CAO) de la version finale du cathéter qui fait 3,3 mm de diamètre extérieur. Le tube choisi en silicone présente un diamètre intérieur de 2,5 mm. L'aimant de 2 mm de diamètre (5 mm de long) nécessaire à la navigation du cathéter est retenu à la pointe du tube par un bouchon imprimé en 3D, ce qui permet de changer d'aimant si besoin. Son orientation est Nord-Sud selon la longueur du cathéter. A la suite de l'aimant, les quatre PCBs sont insérés dans le tube avec leur support flexible. Ils sont connectés entre eux par des fils de cuivre de 0,1 mm de diamètre. Enfin une nouvelle pièce imprimée en 3D permet de faire la jonction entre la partie instrumentée (14 cm) et la partie passive du cathéter composée uniquement du tube et des fils reliant les capteurs au connecteur. Les dimensions finales du cathéter sont une longueur de 1,5 m pour 3,3 mm de diamètre extérieur et un espacement de 2 cm entre les PCBs.

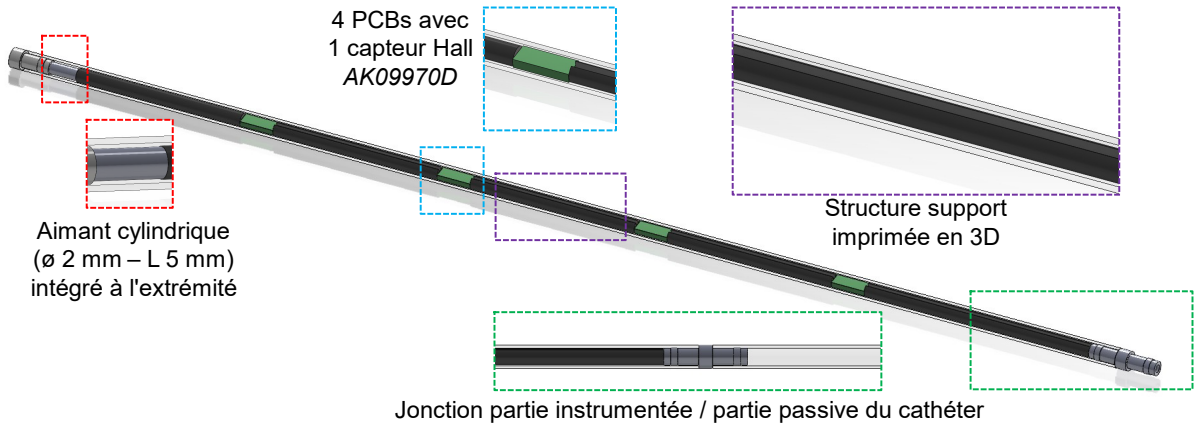


Fig.69 : Vue de la conception assistée par ordinateur (CAO) de la version finale du cathéter. Images adaptées du rapport de stage de licence de D. Gloor (FHNW – 2022).

Deux prototypes de cathéters ont été réalisés selon ce concept mécanique. Le premier avec quatre PCBs à un capteur (Fig.70A) et le second avec deux PCBs à deux capteurs (Fig.70B). Le premier est celui qui sert de preuve de concept alors que le second permet d'évaluer plus facilement les performances en localisation grâce à la distance fixe de 1 cm entre les capteurs d'un même PCB. Ce second cathéter n'est cependant pas navigable dans des conditions réalistes, les PCBs étant trop longs pour que cathéter se courbe correctement (Fig.70D) contrairement au premier (Fig.70C). L'autre point faible de ce concept, commun aux deux prototypes, est qu'il n'est pas possible au fil du temps de connaitre l'orientation des capteurs entre eux. Ce point ne pose cependant pas de problème pour une méthode telle que la multilatération qui utilise la norme du champ, mais c'est un facteur à prendre en compte pour l'estimation de la forme du cathéter qui sera présentée dans la section suivante.

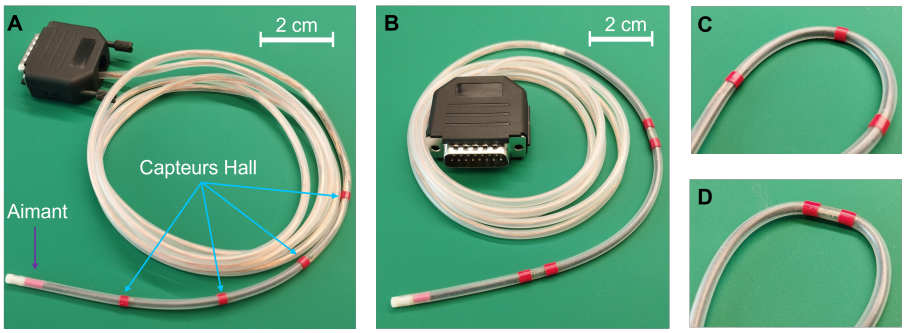


Fig.70 : (A) Version du cathéter final avec quatre PCBs dans le longueur, chaque PCB disposant d'un capteur (B) Version finale du même cathéter avec deux PCBs comportant chacun deux capteurs (C) et (D) Focus sur la capacité de ces deux cathéters à se courber.

Enfin une fois les cathéters réalisés, la dernière étape a été de les interfacer avec le logiciel de contrôle de l'équipe MSRL pour que les données soient exploitables en temps quasi-réel. La lecture des quatre capteurs des prototypes de cathéters se fait grâce à une carte possédant une architecture similaire à la partie lecture des données des caméras magnétiques présentées dans le chapitre III. Quatre microcontrôleurs *ATtiny 826* (utilisés pour le MagMapS-2 et 3) lisent chacun un capteur en I^2C. Ils sont connectés entre eux en SPI «daisy chain» et un microcontrôleur sur une carte *Arduino* centralise les données. C'est cette carte qui est ensuite interfacée avec le logiciel de contrôle de MSRL. Ce logiciel, nommé *Tesla*, est basé sur un ensemble d'outils logiciels libres nommé *ROS* pour *«Robot Operating System»* [289]. L'utilisation de *ROS,* un système spécifique pour la robotique, permet de gérer plus facilement différentes machines ayant plusieurs types d'interfaces entre différents types de modules (capteurs, actionneurs, …). Toutes les informations sont centralisées afin de pouvoir les utiliser pour ajuster une commande, les visualiser, etc. Les informations transitent via des « sujets » entre des « nœuds ». Pour intégrer les informations du cathéter, il a donc fallu créer un « nœud » ouvrant le port série de l'*Arduino* puis collecter les données des capteurs. A partir de là, les mesures des capteurs sont disponibles pour n'importe quel autre « nœud » de *Tesla* qui les demande. C'est de cette manière que les « nœuds » servant dans la preuve de concept (section suivante) récupèrent les données pour estimer la forme du cathéter.

IV.2.4. Preuve de concept et perspectives : Estimation de la forme et navigation du cathéter

Protocole final visé

Dans la section précédente nous avons montré le développement de cathéters réalistes équipés de plusieurs capteurs et leur intégration au logiciel utilisé par l'équipe MSRL pour contrôler les systèmes de navigation. Avec ces éléments en place, il a donc été possible de réaliser en collaboration avec l'équipe MSRL une preuve de concept du système final que nous avons imaginé. Cette preuve de concept mêle la navigation du cathéter dans le *Navion*, la localisation des capteurs par trilatération et l'estimation de la forme du cathéter. La procédure est imaginée de la manière suivante :

- **Etape 1** : une fois le cathéter inséré jusqu'au bout du guide, le premier capteur est localisé par trilatération. Des champs spécifiques à la localisation sont donc appliqués. Nous obtenons ainsi une position de référence pour le point d'entrée du cathéter.

- **Etape 2** : le cathéter est navigué jusqu'à sa première position avec le champ de navigation adéquat.

- **Etape 3** : grâce à la mesure du champ de navigation en temps réel par les quatre capteurs du cathéter, la forme du cathéter est estimée. Connaissant le point d'entrée, il est alors possible de savoir où se trouve le cathéter. Cette information est donnée en quasi-temps réel à l'électrophysiologiste via une vue en réalité augmentée. Ce dernier peut donc décider du prochain mouvement du cathéter.

- **Etape 4** : les étapes 2 et 3 sont répétées tout au long de la procédure pour suivre la progression du cathéter.

- **Etape 5** : lorsque le cathéter se trouve dans un endroit sûr, une nouvelle séquence de trilatération peut être appliquée afin de vérifier la localisation du cathéter. C'est une sécurité supplémentaire.

Le travail sur le contrôle du cathéter et sur l'estimation de la forme a été réalisé par Cédric Fischer, doctorant de l'équipe MSRL, en parallèle de cette thèse. L'avantage de l'estimation de la forme est de se servir uniquement du champ de navigation. Il n'est donc pas nécessaire d'appliquer une séquence de champ spécifique qui viendrait interrompre la navigation. Une telle séquence n'est pas en soit problématique si les champs en jeu sont suffisamment faibles pour ne pas faire bouger significativement le cathéter. Si les champs de localisation s'avèrent non-négligeables, la technologie des cathéters à rigidité variable présentée dans le chapitre I trouve une application supplémentaire. En effet le cathéter peut être mis en mode rigide lors de la localisation pour que celle-ci n'ait pas d'influence, puis le cathéter est remis en mode souple pour être navigué jusqu'à la position suivante.

Pour pouvoir estimer la forme du cathéter, nous supposons que les déviations possibles de chacune des parties flexibles entre les PCBs peuvent être approximées avec précision à l'aide d'un modèle à courbure constante usant de deux paramètres inconnus ϕ et κ. Pour que cette hypothèse soit vraie, la longueur des segments doit être choisie de manière à ce que chaque segment ne puisse pas se plier dans plus d'une direction. Comme expliqué dans le protocole plus haut, la première étape de l'estimation de la forme est une trilatération du capteur proche de la pointe. Laisser le cathéter dans la gaine permet d'éviter toute déviation indésirable lorsque le champ magnétique est modifié au cours de l'étape de trilatération. Moins le capteur bouge à cause de changement de champ, meilleure est la précision de la trilatération. Une fois la position du premier capteur déterminée, les positions et orientations des capteurs suivants peuvent être estimées. Un optimiseur utilise ces données pour la position de départ puis avec les mesures du champ navigation tente de trouver les valeurs ϕ et κ des segments. Les mesures des capteurs de Hall sont comparées aux valeurs de champ attendues aux positions estimées. Ces valeurs attendues proviennent des cartes de champs (hybrides ou expérimentales) effectuées grâce aux caméras magnétiques développées et calibrées dans le cadre de ce travail de thèse. L'estimation de la forme converge lorsque la fonction de l'optimiseur minimise l'erreur entre le champ mesuré et le champ attendu. Cette approche permet de détecter des cathéters de forme complexe tant que chaque segment ne présente pas plus d'une seule courbure.

Preuve de concept

Finalement une preuve de concept a été réalisée mêlant les différents concepts évoqués dans les sections précédentes (navigation, trilatération, estimation de la forme). La limite de cette expérience est l'absence d'une mesure de référence permettant d'évaluer les performances de la localisation. Toutefois il était important de montrer que les trois technologies fonctionnent de concert dans notre contexte applicatif. Le prototype de cathéter final (Fig.71C) a donc été couplé à un avanceur et inséré à l'entrée d'une maquette de système vasculaire (Fig.71A). Une trilatération à la position d'entrée (Fig.71B) a été effectuée pour obtenir la première estimation de la forme du cathéter. Le cathéter a ensuite été navigué selon différentes trajectoires (Fig.72) avec une mise à jour de la forme à chaque étape (Fig.73). Les résultats ainsi obtenus montrent que les trois technologies peuvent être combinées avec succès. Les formes estimées du cathéter à chaque étape sont cohérentes avec l'image enregistrée par la caméra de contrôle (Fig.73). Cela ouvre la voie à une caractérisation complète des performances du système ainsi réalisé.

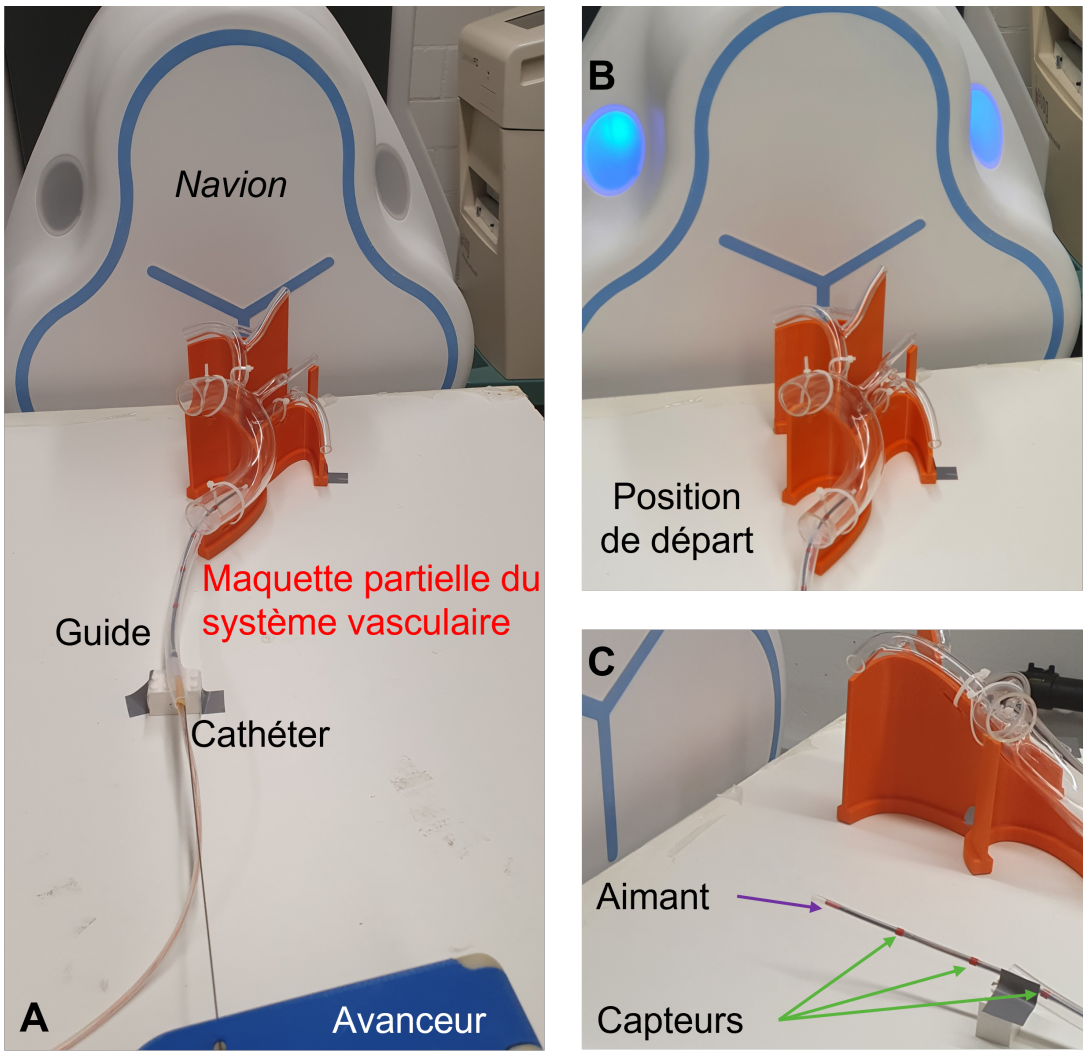


Fig.71 : (A) Cathéter inséré dans un guide menant à une maquette du système vasculaire. Le cathéter est prêt à être navigué grâce au Navion et à un avanceur (B) Focus sur la position de départ correspondant à l'étape 1 du protocole décrit plus haut (C) Cathéter sous l'influence du champ du Navion hors maquette.

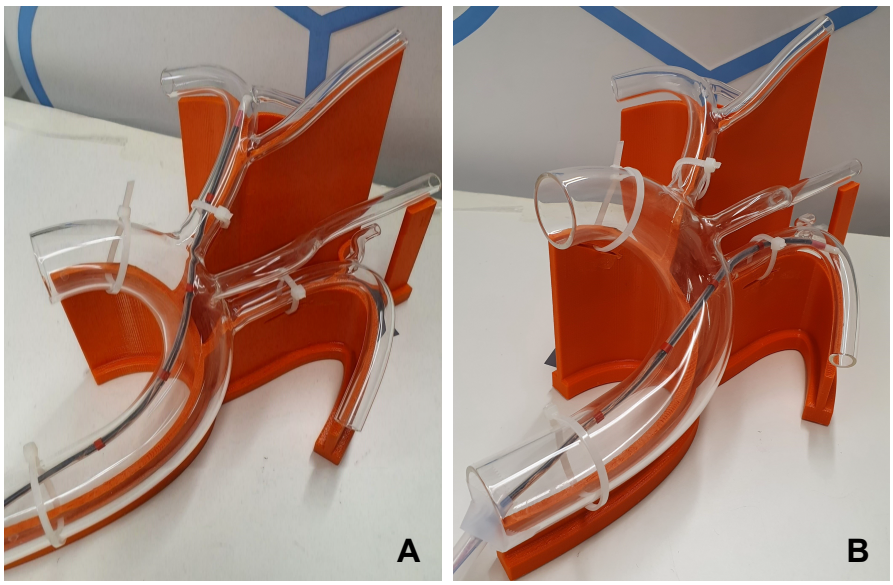


Fig.72 : (A) Parcours n°1 (B) Parcours n°2 effectué par le cathéter lors de la preuve de concept dans le Navion

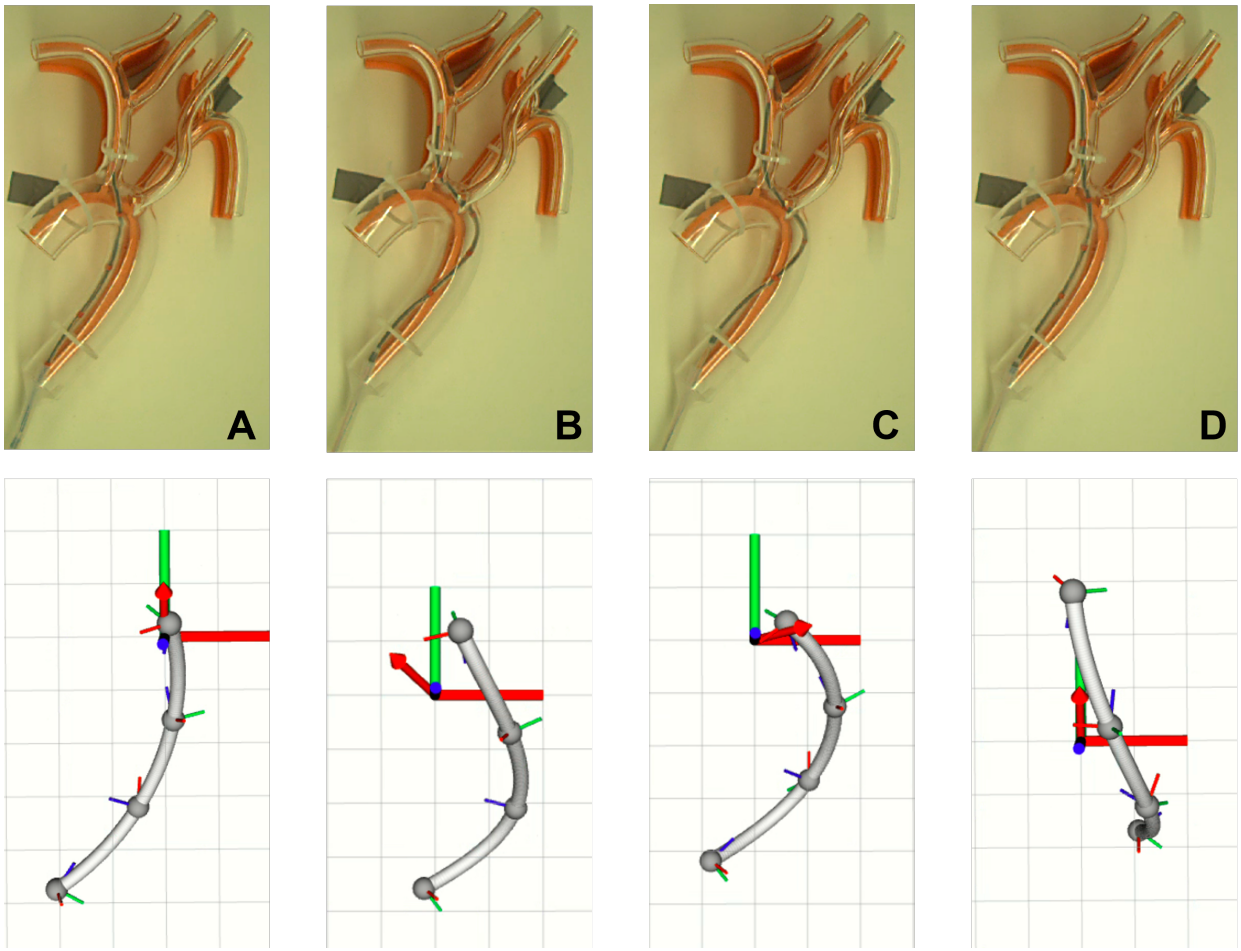


Fig.73 : 4 étapes lors du parcours n°1 avec l'estimation de la forme du cathéter correspondante

~

Dans ce chapitre, les deux systèmes de localisation développés dans le projet ont été présentés, le premier servant d'expérience modèle et le second étant une preuve de concept en condition réelle dans le *Navion*. En plus de la description technique du fonctionnement de ces systèmes, le chapitre a permis de montrer l'apport de la cartographie expérimentale de champ magnétique en remplacement ou en complément des modèles de champ de localisation simulés. Dans le système modèle, l'utilisation des cartes expérimentales a systématiquement amélioré la précision du système. Dans le *Navion* des tests préliminaires ont montré que l'objectif de 1 mm de précision pour le système final est envisageable. La dernière section du chapitre a montré le développement de cathéters instrumentés qui ont permis de réaliser une preuve de concept du système final envisagé pour localiser les cathéters lorsqu'ils sont navigués magnétiquement dans le *Navion*.

Conclusion générale et prospectives

Ce travail de thèse a été réalisé dans le cadre du projet «*A Submillimeter Minimally Invasive System for Cardiac Arrhythmia Ablations*». Ce projet multipartenaire (ETHZ, EPFL, FHNW, Université de Strasbourg), mêlant robotique, science des matériaux et électronique, vise à améliorer de manière globale les systèmes de navigation magnétique de cathéters. Cette amélioration a pour but de rendre cette technologie plus attractive pour les milieux hospitaliers. Elle est utilisée dans le cadre du traitement des arythmies cardiaques par ablation mini-invasive des cellules responsables. L'un des objectifs du projet a été de développer un système de localisation permettant de réduire les doses de rayonnement induites par l'imagerie fluoroscopique durant l'intervention médicale et d'avoir un meilleur contrôle du cathéter. Cette thèse s'inscrit dans ce cadre. Elle présente notamment le développement électronique et l'instrumentation nécessaire au développement d'un système de localisation magnétique des cathéters intégrable à un système de navigation magnétique.

Le **chapitre I** commence par poser le contexte général du projet décrit plus haut, à savoir les arythmies cardiaques, leurs traitements et la navigation magnétique de cathéters. Après avoir succinctement présenté le fonctionnement du système de conduction du signal électrique dans le cœur et ses troubles, le chapitre présente la procédure standard de traitement par ablation puis sa version en navigation magnétique. L'avantage principal d'utiliser la navigation magnétique est un contrôle direct du cathéter au niveau de la chambre cardiaque, ce qui accroit principalement la dextérité des mouvements mais aussi la sécurité de la procédure. La section suivante du chapitre détaille les systèmes de navigation existants, commerciaux et académiques, puis les limites freinant leur expansion. Ces limites sont principalement une durée de procédure trop longue, une complexité de mise en place trop importante pour des procédures simples et une mobilisation d'espace trop importante dans le contexte hospitalier actuel. Ces limites permettent ensuite de faire la transition vers les nouvelles technologies proposées pour y remédier. Elles s'articulent autour de deux points clés : une réduction des champs magnétiques du système et un meilleur contrôle des cathéters. La réduction des champs de navigation permet un système plus petit et mobile. Cette réduction de champ est en partie permise par le développement de cathéters à rigidité variable. Cette dernière technologie contribue également au meilleur contrôle des cathéters, au même titre que la localisation magnétique intégrée qui fait l'objet de cette thèse.

Le **chapitre II** est un état de l'art divisé en cinq grandes parties traitant chacune d'un point important pour le développement de la localisation intégrée. La première traite des systèmes de localisation compatibles ou non avec la procédure d'ablation. Nous y distinguons deux catégories de systèmes à savoir ceux basés sur l'analyse d'images médicales et ceux basés sur des mesures directes. Les méthodes applicables sont ensuite discutées afin de montrer leurs points forts, leurs points faibles et leur compatibilité ou non avec notre projet. Il est à ce stade possible de montrer tout l'intérêt de développer une localisation magnétique. La deuxième partie du chapitre présente les systèmes de localisation magnétique académiques et commerciaux existants. A partir de cette étude, nous avons défini des catégories pour les classer en fonction de la position de la source de champ et du type de capteurs utilisés. Il en résulte que dans notre cas, la configuration visée est une source externe (le système de navigation) et des capteurs intégrés au sein du cathéter. La troisième partie de l'état de l'art détaille le fonctionnement des capteurs à effet Hall et des capteurs magnétorésistifs qui sont utilisés pour ces travaux de thèse.

Une localisation magnétique nécessite de connaitre les champs produits par la source. Les cartes de ces champs peuvent être obtenues de manière théorique ou expérimentale. Notre choix s'étant porté sur une approche expérimentale, la quatrième partie porte sur les caméras magnétiques qui sont l'un des points clés de cette thèse. Cette partie permet de montrer la nécessité d'en développer spécifiquement dans le cadre de notre application. Enfin la dernière partie du chapitre est consacrée à la présentation de méthodes de calibration pour les capteurs et les caméras magnétiques.

Le **chapitre III** regroupe les travaux de développements et de calibration des différentes caméras magnétiques utilisées dans le projet. Les besoins du projet sont d'abord définis, justifiant le développement de trois caméras. Ces trois caméras sont ensuite décrites succinctement d'un point de vue technique. Elles se distinguent principalement des produits commerciaux par des arrangements de capteurs adaptés à nos besoins. Elles permettent ainsi un gain sur la facilité, la précision spatiale et la durée de la mesure, ce qui n'est pas négligeable pour notre application finale. Enfin développer nos propres caméras nous a permis d'utiliser les capteurs les plus performants arrivés sur le marché récemment. La deuxième partie du chapitre est consacrée à la description et à l'analyse de la méthode de calibration spécifique aux caméras magnétiques que nous avons développées. La procédure de calibration permet de corriger les erreurs de sensibilité et les offsets des capteurs d'une caméra. Notre volonté de calibrer tous les capteurs d'une caméra en même temps, dans un souci d'efficacité, nous a obligé à étudier les problèmes spécifiques aux caméras comme le désalignement des capteurs entre eux par exemple. L'innovation que notre méthode apporte est un alignement « numérique » de la caméra avec le champ de référence servant à la calibration. Notre méthode qui se veut rapide, efficace, et faible coût, présente également certaines limites qui sont discutées pour montrer que leurs impacts sont minimes dans notre cas. La fin du chapitre est finalement consacrée à l'apport de la cartographie expérimentale de champ magnétique en remplacement ou en complément des modèles simulés. L'exemple pris dans cette partie est une bobine simple présentant des défauts visibles à l'œil nu. Par ailleurs les caméras magnétiques se sont également montrées utiles pour des applications connexes à cette thèse. La principale application secondaire, nommée « sécurité des patients », est évoquée dans les annexes. Elle concerne la mesure du champ magnétique produit par des objets électroniques du quotidien et la détermination des conditions dans lesquels ces objets peuvent désactiver un implant cardiaque de type pacemaker.

Le **chapitre IV** présente finalement le développement des systèmes de localisation magnétique réalisés durant cette thèse. Le début du chapitre explique la nécessité de développer dans un premier temps la localisation sur un système modèle. Cette étape intermédiaire provient du fait que la modélisation des champs produits par les systèmes de navigation magnétique est très complexe. L'idée est donc d'utiliser une source de champ simplifiée afin de pouvoir la modéliser plus facilement. Ceci nous a permis d'évaluer l'impact de la cartographie expérimentale sur les performances de localisation. Une fois cette étude préliminaire effectuée, le nouveau système de navigation développé par nos partenaires a été cartographié avec la caméra dédiée. Les cartes ainsi obtenues ont ensuite permis d'effectuer des premiers tests de localisation relative avec un algorithme simple de trilatération. La partie suivante du chapitre est dédiée au développement des cathéters instrumentés servant pour la réalisation d'une preuve de concept du système final de localisation avec nos partenaires. Cette preuve de concept conclut le chapitre avec l'explication de l'estimation de la forme du cathéter via la mesure en direct du champ de navigation avec les quatre capteurs intégrés au cathéter.

En résumé, cette thèse a tout d'abord permis de développer plusieurs caméras magnétiques et une procédure de calibration dédiée à ces caméras. Ces instruments de mesure ont ensuite été utilisés pour développer des systèmes de localisation ouvrant la voie au système de localisation intégré visé à moyen terme. Enfin les prospectives de cette thèse se divisent en deux parties, à savoir d'un côté une exploration plus large du potentiel des caméras magnétiques et de l'autre la suite du développement du système de localisation intégré.

Les prospectives pour les caméras magnétiques sont de continuer à élargir leur spectre d'applications. A travers cette thèse nous avons commencé à explorer diverses applications biomédicales, à savoir les systèmes de localisation pour cathéters et pour microrobot [263], [290] et la « sécurité patients ». Il en reste cependant certaines qui peuvent être explorées à court terme comme l'IRM ou à moyen terme comme la magnétocardiographie (cf. chapitre II.4.1). Pour cela, il faudra dans un premier temps développer de nouvelles caméras adaptées à ces thématiques (e.g., dynamique et vitesse de mesure élevées pour l'IRM). A long terme, c'est l'exploration des applications industrielles qui offre le plus de prospectives pour les caméras magnétiques. En effet elles pourraient par exemple être utilisées pour du diagnostic non invasif de machines électriques telles que des moteurs. Les caméras magnétiques pourraient devenir à terme un outil de diagnostic et de contrôle qualité incontournable dans des industries comme l'automobile.

Les prospectives pour continuer le développement du système de localisation dans le cadre de la navigation magnétique sont multiples à court, moyen et long terme. Tout d'abord à court terme des tests exhaustifs doivent être menés à partir de la preuve de concept décrite dans le chapitre IV. Il faut pour cela mettre en place une mesure de position de référence grâce au système optique commercial (Vicon, Denver, CO, USA [291]) qui vient d'être installé (en cours de calibration) sur le *Navion* et dont la précision est de 0,1 mm. Cela permettra d'évaluer les performances absolues de notre système. L'évaluation des performances de localisation devront se faire dans la zone de travail vide ou dans une maquette transparente du système cardio-vasculaire afin de garantir la ligne de vue avec le cathéter. Une fois une telle référence en place, le système devra être testé pour différents types de parcours ce qui implique différentes formes et intensités de champ. Il sera alors possible d'évaluer dans quelles conditions le système est performant et dans quelles conditions une imagerie serait encore nécessaire. Ce processus de validation des performances peut se faire de manière itérative en réalisant au besoin des nouvelles cartes de champ améliorant la précision du système dans les zones identifiées comme moins performantes. Une fois les performances jugées satisfaisantes, les perspectives à moyen terme concernent l'intégration du système de localisation avec les autres technologies. Premièrement il s'agit de développer un prototype de cathéter instrumenté intégrant des segments à rigidité variable afin de combiner les technologies initiales du projet. En faisant marcher de concert ces deux technologies, le contrôle du cathéter sera amélioré par la possibilité d'ajuster la forme de manière très précise (rigidité variable) grâce entre autres à un contrôle en boucle fermée (localisation). Un tel système entrainerait la réduction de la dose de radiation pour le patient en réduisant le temps de procédure et le besoin en imagerie par fluoroscopie. Enfin à long terme, une fois que le contrôle en boucle fermée de la navigation du cathéter via la localisation magnétique sera opérationnel, il pourra être combiné avec d'autres technologies comme l'intelligence artificielle [292]. Cette combinaison ouvrirait la voie à ce qui est défini comme « l'automatisation conditionnelle de la procédure » par Dupont *et al.* [293]. Cela signifie que le système proposera des stratégies dont l'une devra être choisie par un utilisateur qualifié. Cela signifie également une possibilité d'automatiser la procédure d'ECG intracardiaque qui est très chronophage et fastidieuse pour le praticien. Des premières études dans ce sens existent, combinant un système *Niobe*® et un système *Carto*®*3* [294].

A. Annexes

1. Sécurité patient

Comme évoqué dans le section II.4.1, nous avons en parallèle de ce travail de thèse exploré une thématique que nous avons appelée « sécurité patient ». Nous avons collaboré pour ce travail avec le service d'électrophysiologie de l'hôpital universitaire de Bâle. Comme expliqué dans le premier chapitre, certains patients souffrant de problèmes cardiaques sont traités par la pose de pacemakers ou de défibrillateurs implantables (ICDs). Si l'interaction des implants cardiaques actifs avec les ondes électromagnétiques est un sujet de recherche ancien qui a déjà été beaucoup traité [295], l'interaction avec les champs magnétiques statiques est redevenue récemment un sujet de recherche (e.g. [195], [296], [297]) avec la multiplication des aimants permanents dans l'électronique grand public. Cela s'explique par exemple avec l'essor de la charge sans fil des téléphones portables où des aimants sont intégrés à l'appareil afin d'aligner correctement le téléphone avec le chargeur. Des aimants sont également ajoutés à certains objets comme les stylets de tablettes par exemple pour permettre leurs accroches. Enfin des aimants sont aussi présents dans des objets tels que les cigarettes électroniques ou les accessoires pour smartphones (e.g. coques). Des aimants plus ou moins forts sont donc présents dans des objets largement rependus et susceptibles d'être mis en poche au niveau du torse, et donc proche d'un implant cardiaque (généralement implantés légèrement au-dessus du cœur côté gauche sous la peau). En fonction de la corpulence du patient, l'objet contenant l'aimant peut donc être très proche de l'implant. Or les implants cardiaques ont un « mode aimant » [298]. Celui-ci permet au médecin de désactiver la délivrance du traitement si nécessaire. Pour activer ce mode, il suffit au médecin d'appliquer sur le torse du patient un puissant aimant au-dessus de l'implant. En effet les fabricants incluent dans les appareils des éléments sensibles au champ magnétique (Reed switch, capteur de Hall, etc.) pour désactiver la thérapie à distance. Le « mode aimant » doit être enclenché par un champ d'une valeur supérieure à 1 mT selon la norme ISO standard 14117 [299].

Notre idée a donc été d'évaluer avec les caméras magnétiques les champs produits par ces différents objets du quotidien afin de déterminer dans quelles conditions il y a des risques d'interactions entrainant le déclenchement du « mode aimant ». Notre cheminement a été le suivant :

- Dans l'article [13] nous avons réalisé une première étude uniquement sur l'*iPhone 12* après sa sortie. En effet plusieurs études avaient rapidement rapporté la possibilité de désactiver des implants cardiaques actifs avec ce modèle mais sans donner d'informations précises sur le champ [195]. Pour avoir un point de comparaison, nous avons pris comme référence un aimant clinique prévu pour désactiver des ICDs. Pour les mesures nous avons choisi de réaliser des cartes avec une limite fixée respectivement à 0,5 mT et à 1 mT ainsi qu'une carte avec le champ maximal. Nous avons utilisé le MagMapS-1. Cette étude nous a permis de montrer des zones à 1 mT dans un plan parallèle à la face arrière du téléphone à une distance de 23,65 mm. A titre de comparaison à la même distance l'aimant clinique montre des pics de valeurs de champ de 21,7 mT.

- Dans l'article [14] nous avons étendu la première étude à d'autres objets comme des stylets par exemple. Nous avons encore une fois utilisé le MagMapS-1, cette fois monté sur un robot trois axes pour couvrir plus rapidement un volume important. Dans cette article il y a également eu l'ajout d'une vue en réalité augmentée de l'objet avec par-dessus des iso-gauss à 1 mT pour montrer le volume où l'interaction est possible. L'idée est de communiquer une information rapide au praticien pour qu'il puisse évaluer si le patient court un risque ou non.

- Dans les articles [16], [17] nous avons repris la procédure du papier précédent avec d'autres objets à évaluer et une caméra différente, le *HallinSight*®.

- Dans l'article [15] nous avons finalement décidé d'approfondir en réalisant un outil dédié à ce type d'étude. Pour cela nous avons adapté le MagMapS-2 dans un stylet (Fig.74A). L'objectif est d'avoir une solution simple pour évaluer rapidement la dangerosité d'un nouvel objet contenant un ou des aimants. Dans un premier temps nous avons choisi de transmettre les informations en quasi-temps réel via des valeurs chiffrées sur un écran. Dans un second temps, notre choix s'est porté sur une information visuelle transmise via des diodes électroluminescentes. Ainsi lorsque l'un des capteurs de l'un des niveaux du stylet détecte une norme de champ supérieur à 1 mT, les diodes électroluminescentes de cet étage s'allument. La distance de sécurité est donc donnée par le nombre d'étage allumé. Le rafraichissement à 5 Hz du stylet permet de scanner l'objet dans un temps restreint. La Fig.74B montre l'utilisation du stylet ainsi équipé sur un *iPhone 12* au-dessus de l'aimant nécessaire à la charge sans-fil. La Fig.74C montre l'utilisation du stylet ainsi équipé sur un *Samsung Galaxy S10* au niveau de l'aimant du haut-parleur.

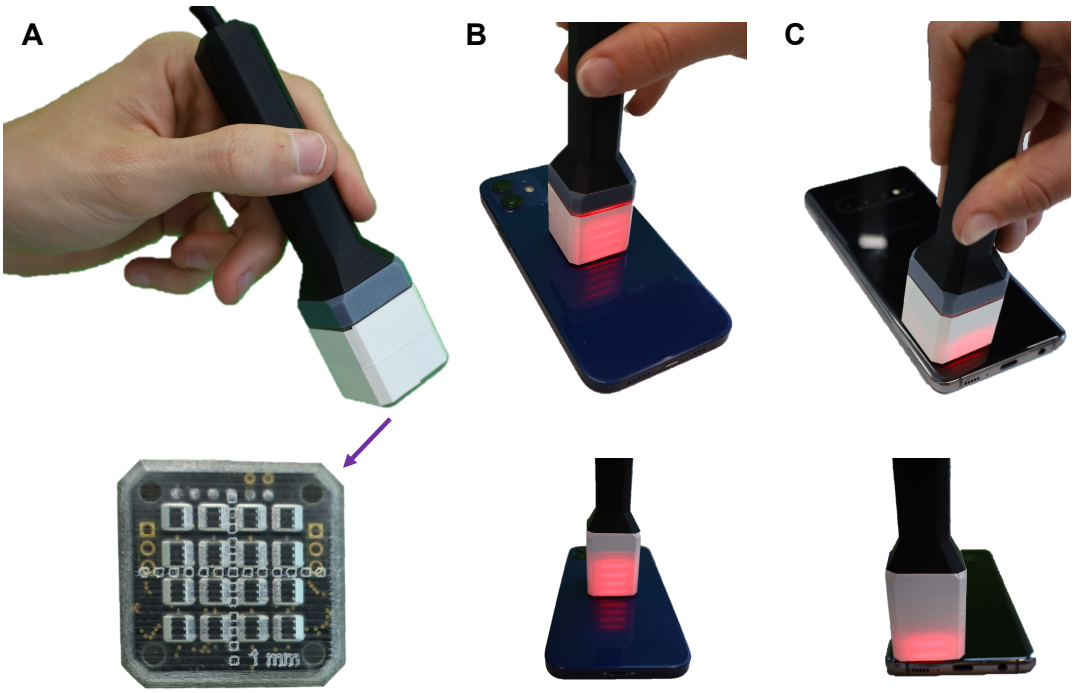


Fig.74 : (A) MagMapS-2 adapté en stylet (B) Utilisation de ce stylet sur un iPhone 12 (C) et sur Samsung Galaxy S10.

En conclusion avec cette thématique sur la « sécurité patient », nous avons pu démontrer une autre application des caméras magnétiques dans le cadre de l'électrophysiologie cardiaque.

2. Compléments sur la propagation des erreurs dans la procédure de calibration

La définition des coefficients de correction S_{Norm} et B_{off} est pour rappel :

$$\begin{cases} S_{Norm} = \dfrac{N \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot B_{Mes_i} - \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{Mes_i}}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^{\,2} - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2} \\ B_{off} = \dfrac{\sum_{i=1}^{N} B_{Mes_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^{\,2} - \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} \cdot B_{Mes_i} \cdot \sum_{i=1}^{N} B_{app_i}}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^{\,2} - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2} \end{cases} \quad (22)$$

Nous commençons par poser la notation Δ pour alléger les équations :

$$\Delta = N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^{\,2} - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app\,i}\right)^2 \quad (39)$$

En calculant les expressions des variances des coefficients de (22) nous avons :

$$\begin{cases} {\sigma_{S_{Norm}}}^2 = \left(\dfrac{\partial S_{Norm}}{\partial B_{Mes}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 + \left(\dfrac{\partial S_{Norm}}{\partial B_{app}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{app}}}^2 + 2 \cdot \dfrac{\partial S_{Norm}}{\partial B_{Mes}} \cdot \dfrac{\partial S_{Norm}}{\partial B_{app}} \cdot \sigma_{B_{sens}B_{app}} \\ {\sigma_{B_{off}}}^2 = \left(\dfrac{\partial B_{off}}{\partial B_{Mes}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 + \left(\dfrac{\partial B_{off}}{\partial B_{app}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{app}}}^2 + 2 \cdot \dfrac{\partial B_{off}}{\partial B_{Mes}} \cdot \dfrac{\partial B_{off}}{\partial B_{app}} \cdot \sigma_{B_{sens}B_{app}} \end{cases} \quad (40)$$

Dans le cas des capteurs à effet Hall, $\sigma_{B_{app}}$ est considérée négligeable par rapport au bruit des capteurs qui s'exprime au travers de $\sigma_{B_{Mes}}$. Par ailleurs dans notre cas, la covariance $\sigma_{B_{sens}B_{app}}$ est nulle car les variables B_{app} et B_{Mes} sont indépendantes. Les expressions (40) deviennent donc d'après [300] :

$$\begin{cases} {\sigma_{S_{Norm}}}^2 = \sum_{j=1}^{N} \left(\dfrac{\partial S_{Norm_j}}{\partial B_{Mes_j}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 \\ {\sigma_{B_{off}}}^2 = \sum_{j=1}^{N} \left(\dfrac{\partial B_{off_j}}{\partial B_{Mes_j}}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 \end{cases} \quad (41)$$

En utilisant les astuces mathématiques suivantes toujours d'après [300] :

$$\begin{cases} \dfrac{\partial \left(\sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i \cdot {B_{Mes}}_i\right)}{\partial B_{Mes_j}} = B_{app_j} \\ \dfrac{\partial \sum_{i=1}^{N} B_{Mes_i}}{\partial B_{Mes_j}} = 1 \\ \sum_{i=1}^{N} B_{app_i} = \sum_{j=1}^{N} B_{app_j} \end{cases} \quad (42)$$

nous obtenons :

$$\begin{cases} \sum_{j=1}^{N}\left(\frac{\partial S_{Norm_j}}{\partial B_{Mes_j}}\right)^2 = \frac{N^2 \cdot \sum_{j=1}^{N} {B_{app_j}}^2 - N \cdot \left(\sum_{j=1}^{N} B_{app_j}\right)^2}{\Delta^2} = \frac{N}{\Delta} \\ \sum_{j=1}^{N}\left(\frac{\partial B_{off_j}}{\partial B_{Mes_j}}\right)^2 = \frac{\sum_{j=1}^{N} {B_{app_j}}^2 \cdot \left(\sum_{j=1}^{N} {B_{app_j}}^2 - \left(\sum_{j=1}^{N} B_{app_j}\right)^2\right)}{\Delta^2} = \frac{\sum_{j=1}^{N} {B_{app_j}}^2}{\Delta} \end{cases} \quad (43)$$

Finalement, nous introduisons les expressions (43) dans les équations de (41) pour obtenir les variances de nos paramètres :

$$\begin{cases} {\sigma_{S_{Norm}}}^2 = \left(\frac{N}{\Delta}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 \\ {\sigma_{B_{off}}}^2 = \left(\frac{\sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^2}{\Delta}\right)^2 \cdot {\sigma_{B_{Mes}}}^2 \end{cases} \quad (44)$$

Finalement en passant des variances aux incertitudes, nous retrouvons bien les équations (25) utilisés dans la partie III.4.3 :

$$\begin{cases} \sigma_{S_{Norm}} = \sigma_{B_{Mes}} \cdot \sqrt{\frac{N}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2}} \\ \sigma_{B_{off}} = \sigma_{B_{Mes}} \cdot \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N} {B_{app_i}}^2}{N \cdot \sum_{i=1}^{N} {B_{app}}_i^2 - \left(\sum_{i=1}^{N} B_{app_i}\right)^2}} \end{cases} \quad (25)$$

3. Résultats de calibration

1. MagMapS-1

	S_{Norm} X [mT/mT]	S_{Norm} Y [mT/mT]	S_{Norm} Z [mT/mT]	B_{off} X [mT]	B_{off} Y [mT]	B_{off} Z [mT]
μ	0,9505	0,9430	0,9427	0,0156	-0,0123	-0,0066
σ	0,0201	0,0142	0,0103	0,0200	0,0244	0,0199

2. MagMapS-3

	S_{Norm} X [mT/mT]	S_{Norm} Y [mT/mT]	S_{Norm} Z [mT/mT]	B_{off} X [mT]	B_{off} Y [mT]	B_{off} Z [mT]
μ	0,9992	1,0085	1,0039	0,0082	-0,0075	-0,01044
σ	0,0054	0,0058	0,0055	0,0186	0,0192	0,03563

B. Bibliographie

[1] « Bridge », 29 mars 2016. https://www.bridge.ch/fr/ (consulté le 18 octobre 2022).

[2] « Multi-Scale Robotics Lab - ETHZ ». https://msrl.ethz.ch/ (consulté le 18 octobre 2022).

[3] « Laboratory of Intelligent Systems - EPFL », *EPFL*. https://www.epfl.ch/labs/lis/ (consulté le 18 octobre 2022).

[4] « Institute for Medical Engineering and Medical Informatics - FHNW ». https://www.fhnw.ch/en/about-fhnw/schools/lifesciences/institute-for-medical-engineering-and-medical-informatics (consulté le 18 octobre 2022).

[5] « Systèmes et Microsystèmes Hétérogènes - ICube lab - Uni. Strasbourg -CNRS ». https://smh.icube.unistra.fr/index.php/Accueil (consulté le 18 octobre 2022).

[6] O. Costantini, « Basic Principles of Cardiac Electrophysiology », *Med. Clin. North Am.*, vol. 103, nº 5, p. 767-774, sept. 2019, doi: 10.1016/j.mcna.2019.04.002.

[7] S. K. Padala, J.-A. Cabrera, et K. A. Ellenbogen, « Anatomy of the cardiac conduction system », *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 44, nº 1, p. 15-25, 2021, doi: 10.1111/pace.14107.

[8] Z. Ebrahimi, M. Loni, M. Daneshtalab, et A. Gharehbaghi, « A review on deep learning methods for ECG arrhythmia classification », *Expert Syst. Appl. X*, vol. 7, p. 100033, sept. 2020, doi: 10.1016/j.eswax.2020.100033.

[9] D. Fu, « Cardiac Arrhythmias: Diagnosis, Symptoms, and Treatments », *Cell Biochem. Biophys.*, vol. 73, nº 2, p. 291-296, nov. 2015, doi: 10.1007/s12013-015-0626-4.

[10] D. P. Zipes, « Mechanisms of Clinical Arrhythmias », p. 11.

[11] A. Timmis *et al.*, « European Society of Cardiology: cardiovascular disease statistics 2021 », *Eur. Heart J.*, vol. 43, nº 8, p. 716-799, févr. 2022, doi: 10.1093/eurheartj/ehab892.

[12] L. Gaztañaga, F. E. Marchlinski, et B. P. Betensky, « Mechanisms of Cardiac Arrhythmias », *Rev. Esp. Cardiol. Engl. Ed.*, vol. 65, nº 2, p. 174-185, févr. 2012, doi: 10.1016/j.rec.2011.09.020.

[13] T. Quirin *et al.*, « Quantification of the Safety Distance Between ICDs and Phones Equipped With Magnets », *JACC Clin. Electrophysiol.*, vol. 7, nº 8, p. 1066-1068, août 2021, doi: 10.1016/j.jacep.2021.04.014.

[14] C. Féry *et al.*, « Magnetic Field Measurements of Portable Electronic Devices: The Risk Inside Pockets for Patients With Cardiovascular Implantable Devices », *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.*, vol. 15, nº 3, mars 2022, doi: 10.1161/CIRCEP.121.010646.

[15] T. Quirin *et al.*, « A magnetic camera to assess the risk of magnetic interaction between portable electronics and cardiac implantable electronic devices », in *2022 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Messina, Italy: IEEE, juin 2022, p. 1-6. doi: 10.1109/MeMeA54994.2022.9856580.

[16] P. Badertscher *et al.*, « Magnetic field interactions of smartwatches and portable electronic devices with CIEDs – Did we open a Pandora's box? », *IJC Heart Vasc.*, vol. 43, p. 101122, déc. 2022, doi: 10.1016/j.ijcha.2022.101122.

[17] P. Badertscher *et al.*, « Magnetic field interactions of smartwatches and portable electronic devices with cardiovascular implantable electronic devices », *EP Eur.*, vol. 24, nº Supplement_1, p. euac053.576, mai 2022, doi: 10.1093/europace/euac053.576.

[18] M. J. P. Raatikainen *et al.*, « A Decade of Information on the Use of Cardiac Implantable Electronic Devices and Interventional Electrophysiological Procedures in the European Society of Cardiology Countries: 2017 Report from the European Heart Rhythm Association », *Eur. Eur. Pacing Arrhythm. Card. Electrophysiol. J. Work. Groups Card.*

Pacing Arrhythm. Card. Cell. Electrophysiol. Eur. Soc. Cardiol., vol. 19, août 2017, doi: 10.1093/europace/eux258.
[19] E. Barbato *et al.*, « Mapping interventional cardiology in Europe: the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI) Atlas Project », *Eur. Heart J.*, vol. 41, nº 27, p. 2579-2588, juill. 2020, doi: 10.1093/eurheartj/ehaa475.
[20] D. J. Wilber, D. Packer, et W. G. Stevenson, Éd., *Catheter ablation of cardiac arrhythmias: basic concepts and clinical applications*, 3rd ed. Malden, Mass: Blackwell Pub, 2008.
[21] « Agilis NxT Steerable Introducer ». http://www.cardiovascular.abbott:443/us/en/hcp/products/electrophysiology/access-introducers/agilis-nxt/about.html (consulté le 4 novembre 2022).
[22] C. Chautems, S. Lyttle, Q. Boehler, et B. J. Nelson, « Design and Evaluation of a Steerable Magnetic Sheath for Cardiac Ablations », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, nº 3, p. 2123-2128, juill. 2018, doi: 10.1109/LRA.2018.2809546.
[23] M. K. Turagam *et al.*, « A meta-analysis of manual versus remote magnetic navigation for ventricular tachycardia ablation », *J. Interv. Card. Electrophysiol.*, vol. 49, nº 3, p. 227-235, sept. 2017, doi: 10.1007/s10840-017-0257-3.
[24] J. Romero *et al.*, « Electroanatomic mapping systems (CARTO/EnSite NavX) vs. conventional mapping for ablation procedures in a training program », *J. Interv. Card. Electrophysiol.*, vol. 45, nº 1, p. 71-80, janv. 2016, doi: 10.1007/s10840-015-0073-6.
[25] « 3D Navigation | Biosense Webster ». https://www.jnjmedtech.com/en-US/product-family/3d-navigation (consulté le 4 novembre 2022).
[26] « EnSite Precision Cardiac Mapping System ». https://www.cardiovascular.abbott/us/en/hcp/products/electrophysiology/mapping-systems/ensite/about.html (consulté le 4 novembre 2022).
[27] M. Kawamura, M. M. Scheinman, Z. H. Tseng, B. K. Lee, G. M. Marcus, et N. Badhwar, « Comparison of remote magnetic navigation ablation and manual ablation of idiopathic ventricular arrhythmia after failed manual ablation », *J. Interv. Card. Electrophysiol.*, vol. 48, nº 1, p. 35-42, janv. 2017, doi: 10.1007/s10840-016-0158-x.
[28] G. Bassil *et al.*, « Comparison of robotic magnetic navigation-guided and manual catheter ablation of ventricular arrhythmias arising from the papillary muscles », *Europace*, vol. 20, mai 2018, doi: 10.1093/europace/eux374.
[29] T. Reents *et al.*, « Multicenter, randomized comparison between magnetically navigated and manually guided radiofrequency ablation of atrioventricular nodal reentrant tachycardia (the MagMa-AVNRT-trial) », *Clin. Res. Cardiol.*, vol. 106, nº 12, p. 947-952, déc. 2017, doi: 10.1007/s00392-017-1144-8.
[30] J. Skoda *et al.*, « Catheter Ablation of Ischemic Ventricular Tachycardia With Remote Magnetic Navigation: STOP-VT Multicenter Trial: Study to Obliterate Persistent Ventricular Tachycardia », *J. Cardiovasc. Electrophysiol.*, vol. 27, nº S1, p. S29-S37, mars 2016, doi: 10.1111/jce.12910.
[31] C. Pappone *et al.*, « Robotic Magnetic Navigation for Atrial Fibrillation Ablation », *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 47, nº 7, p. 1390-1400, avr. 2006, doi: 10.1016/j.jacc.2005.11.058.
[32] J. J. Abbott, E. Diller, et A. J. Petruska, « Magnetic Methods in Robotics », *Annu. Rev. Control Robot. Auton. Syst.*, vol. 3, nº 1, p. 57-90, mai 2020, doi: 10.1146/annurev-control-081219-082713.
[33] H. Zhou, C. C. Mayorga-Martinez, S. Pané, L. Zhang, et M. Pumera, « Magnetically Driven Micro and Nanorobots », *Chem. Rev.*, vol. 121, nº 8, p. 4999-5041, avr. 2021, doi: 10.1021/acs.chemrev.0c01234.

[34] B. J. Nelson, I. K. Kaliakatsos, et J. J. Abbott, « Microrobots for Minimally Invasive Medicine », *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 12, nº 1, p. 55-85, juill. 2010, doi: 10.1146/annurev-bioeng-010510-103409.
[35] M. P. Kummer, J. J. Abbott, B. E. Kratochvil, R. Borer, A. Sengul, et B. J. Nelson, « OctoMag: An Electromagnetic System for 5-DOF Wireless Micromanipulation », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 26, nº 6, p. 1006-1017, déc. 2010, doi: 10.1109/TRO.2010.2073030.
[36] T. da Veiga *et al.*, « Challenges of continuum robots in clinical context: a review », *Prog. Biomed. Eng.*, vol. 2, nº 3, p. 032003, août 2020, doi: 10.1088/2516-1091/ab9f41.
[37] C. Chautems, « Magnetic Catheters for Cardiac Arrhythmia Ablations », ETH Zurich, 2019. doi: 10.3929/ETHZ-B-000347436.
[38] T. P. L. Roberts, W. V. Hassenzahl, S. W. Hetts, et R. L. Arenson, « Remote control of catheter tip deflection: An opportunity for interventional MRI », *Magn. Reson. Med.*, vol. 48, nº 6, p. 1091-1095, déc. 2002, doi: 10.1002/mrm.10325.
[39] M. Zaltieri, C. Massaroni, F. M. Cauti, et E. Schena, « Techniques for Temperature Monitoring of Myocardial Tissue Undergoing Radiofrequency Ablation Treatments: An Overview », *Sensors*, vol. 21, nº 4, Art. nº 4, janv. 2021, doi: 10.3390/s21041453.
[40] O. Felfoul, A. T. Becker, G. Fagogenis, et P. E. Dupont, « Simultaneous steering and imaging of magnetic particles using MRI toward delivery of therapeutics », *Sci. Rep.*, vol. 6, nº 1, Art. nº 1, sept. 2016, doi: 10.1038/srep33567.
[41] K. Zhang, A. J. Krafft, R. Umathum, F. Maier, W. Semmler, et M. Bock, « Real-time MR navigation and localization of an intravascular catheter with ferromagnetic components », *Magn. Reson. Mater. Phys. Biol. Med.*, vol. 23, nº 3, p. 153-163, juin 2010, doi: 10.1007/s10334-010-0214-y.
[42] L. Muller, M. Saeed, M. W. Wilson, et S. W. Hetts, « Remote control catheter navigation: options for guidance under MRI », *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, vol. 14, nº 1, p. 33, déc. 2012, doi: 10.1186/1532-429X-14-33.
[43] F. Settecase *et al.*, « Magnetically-assisted remote control (MARC) steering of endovascular catheters for interventional MRI: A model for deflection and design implications: Remote control of catheters in interventional MRI », *Med. Phys.*, vol. 34, nº 8, p. 3135-3142, juill. 2007, doi: 10.1118/1.2750963.
[44] O. Erin, M. Boyvat, M. E. Tiryaki, M. Phelan, et M. Sitti, « Magnetic Resonance Imaging System–Driven Medical Robotics », *Adv. Intell. Syst.*, vol. 2, nº 2, p. 1900110, févr. 2020, doi: 10.1002/aisy.201900110.
[45] Q. Boehler, S. Gervasoni, S. L. Charreyron, C. Chautems, et B. J. Nelson, « On the Workspace of Electromagnetic Navigation Systems », *IEEE Trans. Robot.*, p. 1-17, 2022, doi: 10.1109/TRO.2022.3197107.
[46] G. Tomassoni, « Foreword: A Historical Review and Present-day Evolution of Robotic Magnetic Navigation », p. 4, 2022.
[47] J. Liu *et al.*, « Design and fabrication of a catheter magnetic navigation system for cardiac arrhythmias », *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, p. 1-1, 2016, doi: 10.1109/TASC.2016.2514265.
[48] C. Chautems, A. Tonazzini, D. Floreano, et B. J. Nelson, « A variable stiffness catheter controlled with an external magnetic field », in *2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vancouver, BC: IEEE, sept. 2017, p. 181-186. doi: 10.1109/IROS.2017.8202155.
[49] « MagnoFlush ». https://medfact.eu/Products-and-Services/MedFact-Products (consulté le 27 octobre 2022).
[50] C. Chautems et B. J. Nelson, « The tethered magnet: Force and 5-DOF pose control for cardiac ablation », in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, mai 2017, p. 4837-4842. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989562.

[51] M. N. Faddis *et al.*, « Novel, Magnetically Guided Catheter for Endocardial Mapping and Radiofrequency Catheter Ablation », *Circulation*, vol. 106, nº 23, p. 2980-2985, déc. 2002, doi: 10.1161/01.CIR.0000038704.84304.6F.
[52] « Stereotaxis Niobe ». https://www.stereotaxis.com/products/#!/niobe (consulté le 18 octobre 2022).
[53] « Stereotaxis Genesis ». https://www.stereotaxis.com/products/#!/genesis (consulté le 18 octobre 2022).
[54] « Stereotaxis Genesis RMN 510(k) premarket notification ». 5 mars 2020. [En ligne]. Disponible sur: https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf19/K193147.pdf
[55] J. Hwang, J. Kim, et H. Choi, « A review of magnetic actuation systems and magnetically actuated guidewire- and catheter-based microrobots for vascular interventions », *Intell. Serv. Robot.*, vol. 13, nº 1, p. 1-14, janv. 2020, doi: 10.1007/s11370-020-00311-0.
[56] A. J. Petruska et B. J. Nelson, « Minimum Bounds on the Number of Electromagnets Required for Remote Magnetic Manipulation », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 31, nº 3, p. 714-722, juin 2015, doi: 10.1109/TRO.2015.2424051.
[57] « Magnetecs CGCI ». https://www.magnetecs.com/overview.php (consulté le 18 octobre 2022).
[58] « Aeon Scientific ». https://msrl.ethz.ch/the-lab/spin-offs.html (consulté le 18 octobre 2022).
[59] D. Lin, N. Jiao, Z. Wang, et L. Liu, « A Magnetic Continuum Robot With Multi-Mode Control Using Opposite-Magnetized Magnets », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 6, nº 2, p. 2485-2492, avr. 2021, doi: 10.1109/LRA.2021.3061376.
[60] « Flux Robotics », 21 juillet 2021. https://fluxrobotics.nl/ (consulté le 18 octobre 2022).
[61] « Nanoflex Robotics AG ». https://www.nanoflexrobotics.com/nfx/pages/ (consulté le 18 octobre 2022).
[62] S. L. Charreyron, « Remote Magnetic Navigation and Applications in Ophthalmic Surgery », ETH Zürich, 2020.
[63] « Genesis Robotic Magnetic Navigation System™ with Stereotaxis Imaging Model S Fluoroscope Site Planning Considerations ». Consulté le: 19 octobre 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://www.roboticep.com/toolkit/PlanningGuides/PRO-1024-Genesis-RMN-Magnetic-Navigation-System-with-Stereotaxis-Imaging.pdf
[64] E. S. Gang *et al.*, « Dynamically Shaped Magnetic Fields: Initial Animal Validation of a New Remote Electrophysiology Catheter Guidance and Control System », *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.*, vol. 4, nº 5, p. 770-777, oct. 2011, doi: 10.1161/CIRCEP.110.959692.
[65] B. L. Nguyen, « Remote Navigation for Ablation Procedures - A New Step Forward in the Treatment of Cardiac Arrhythmias », août 2010, Consulté le: 18 octobre 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://www.ecrjournal.com/articles/remote-navigation-ablation-procedures-new-step-forward-treatment-cardiac-arrhythmias
[66] J. Sikorski, I. Dawson, A. Denasi, E. E. G. Hekman, et S. Misra, « Introducing BigMag — A novel system for 3D magnetic actuation of flexible surgical manipulators », in *2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Singapore, Singapore: IEEE, mai 2017, p. 3594-3599. doi: 10.1109/ICRA.2017.7989413.
[67] « Niobe™ Magnetic Navigation System With Model S Imaging System Minimum Room Requirements for Full Functionality ». [En ligne]. Disponible sur: https://www.roboticep.com/toolkit/PlanningGuides/PRO-1022-Niobe-Magnetic-Navigation-System-with-Stereotaxis-Imaging.pdf
[68] C. M. Heunis, Y. P. Wotte, J. Sikorski, G. P. Furtado, et S. Misra, « The ARMM System - Autonomous Steering of Magnetically-Actuated Catheters: Towards Endovascular

Applications », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 5, nº 2, p. 705-712, avr. 2020, doi: 10.1109/LRA.2020.2965077.
[69] C. Heunis, « Advanced robotics for magnetic manipulation : the mobile magnetic vascular surgeon », PhD, University of Twente, Enschede, The Netherlands, 2021. doi: 10.3990/1.9789036551656.
[70] « Swoop® Portable MR Imaging System™ | Hyperfine ». https://hyperfine.io (consulté le 9 novembre 2022).
[71] M. Wright *et al.*, « Characteristics of Radiofrequency Catheter Ablation Lesion Formation in Real Time In Vivo Using Near Field Ultrasound Imaging », *JACC Clin. Electrophysiol.*, vol. 4, nº 8, p. 1062-1072, août 2018, doi: 10.1016/j.jacep.2018.04.002.
[72] « Robotic Heart Care ». https://www.roboticheartcare.com/#anchorTreatmentCenters (consulté le 18 octobre 2022).
[73] M. Sarracanie et N. Salameh, « Low-Field MRI: How Low Can We Go? A Fresh View on an Old Debate », *Front. Phys.*, vol. 8, p. 172, juin 2020, doi: 10.3389/fphy.2020.00172.
[74] Y. Piskarev *et al.*, « A Variable Stiffness Magnetic Catheter Made of a Conductive Phase-Change Polymer for Minimally Invasive Surgery », *Adv. Funct. Mater.*, vol. 32, nº 20, p. 2107662, mai 2022, doi: 10.1002/adfm.202107662.
[75] C. Chautems, A. Tonazzini, Q. Boehler, S. H. Jeong, D. Floreano, et B. J. Nelson, « Magnetic Continuum Device with Variable Stiffness for Minimally Invasive Surgery », *Adv. Intell. Syst.*, vol. 2, nº 6, p. 1900086, juin 2020, doi: 10.1002/aisy.201900086.
[76] J. Lussi *et al.*, « A Submillimeter Continuous Variable Stiffness Catheter for Compliance Control », *Adv. Sci.*, vol. 8, nº 18, p. 2101290, 2021, doi: 10.1002/advs.202101290.
[77] T. Quirin *et al.*, « Towards Tracking of Deep Brain Stimulation Electrodes Using an Integrated Magnetometer », *Sensors*, vol. 21, nº 8, p. 2670, avr. 2021, doi: 10.3390/s21082670.
[78] A. Hong, A. J. Petruska, A. Zemmar, et B. J. Nelson, « Magnetic Control of a Flexible Needle in Neurosurgery », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 68, nº 2, p. 616-627, févr. 2021, doi: 10.1109/TBME.2020.3009693.
[79] B. J. Nelson, S. Gervasoni, P. W. Y. Chiu, L. Zhang, et A. Zemmar, « Magnetically Actuated Medical Robots: An in vivo Perspective », *Proc. IEEE*, vol. 110, nº 7, p. 1028-1037, juill. 2022, doi: 10.1109/JPROC.2022.3165713.
[80] C. Fischer, T. Quirin, C. Chautems, Q. Boehler, J. Pascal, et B. J. Nelson, « Gradiometer-based magnetic localization for medical tools », *IEEE Trans. Magn.*, p. 1-1, 2022, doi: 10.1109/TMAG.2022.3206590.
[81] C. Fischer, Q. Boehler, et B. J. Nelson, « Using Magnetic Fields to Navigate and Simultaneously Localize Catheters in Endoluminal Environments », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 7, nº 3, p. 7217-7223, juill. 2022, doi: 10.1109/LRA.2022.3181420.
[82] P. Fallavollita, P. Savard, et G. Sierra, « Fluoroscopic navigation to guide RF catheter ablation of cardiac arrhythmias », in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, sept. 2004, p. 1929-1932. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403571.
[83] P. Moore, « MRI-guided congenital cardiac catheterization and intervention: The future? », *Catheter. Cardiovasc. Interv.*, vol. 66, nº 1, p. 1-8, 2005, doi: 10.1002/ccd.20485.
[84] M. Maria Sobolev, M. D. David P. Slovut, M. Alfredo Lee Chang, M. Ariel L. Shiloh, et M. Lewis A. Eisen, « Ultrasound-Guided Catheterization of the Femoral Artery: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials », *J. Invasive Cardiol.*, vol. 27, nº 7, juin 2015.

[85] H. Yang, C. Shan, A. Pourtaherian, A. F. Kolen, et P. H. N. de With, « Catheter segmentation in three-dimensional ultrasound images by feature fusion and model fitting », *J. Med. Imaging*, vol. 6, nº 01, p. 1, janv. 2019, doi: 10.1117/1.JMI.6.1.015001.
[86] S. B. Kesner et R. D. Howe, « Robotic catheter cardiac ablation combining ultrasound guidance and force control », *Int. J. Robot. Res.*, vol. 33, nº 4, p. 631-644, avr. 2014, doi: 10.1177/0278364913511350.
[87] M. Graham *et al.*, « In Vivo Demonstration of Photoacoustic Image Guidance and Robotic Visual Servoing for Cardiac Catheter-Based Interventions », *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 39, nº 4, p. 1015-1029, avr. 2020, doi: 10.1109/TMI.2019.2939568.
[88] X. T. Ha *et al.*, « Robust Catheter Tracking by Fusing Electromagnetic Tracking, Fiber Bragg Grating and Sparse Fluoroscopic Images », *IEEE Sens. J.*, vol. 21, nº 20, p. 23422-23434, oct. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3107036.
[89] A. Wille, M. Broll, et S. Winter, « Phase difference based RFID navigation for medical applications », in *2011 IEEE International Conference on RFID*, avr. 2011, p. 98-105. doi: 10.1109/RFID.2011.5764608.
[90] A. M. Franz, T. Haidegger, W. Birkfellner, K. Cleary, T. M. Peters, et L. Maier-Hein, « Electromagnetic Tracking in Medicine—A Review of Technology, Validation, and Applications », *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 33, nº 8, p. 1702-1725, août 2014, doi: 10.1109/TMI.2014.2321777.
[91] W. Wynn, C. Frahm, P. Carroll, R. Clark, J. Wellhoner, et M. Wynn, « Advanced superconducting gradiometer/Magnetometer arrays and a novel signal processing technique », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 11, nº 2, p. 701-707, mars 1975, doi: 10.1109/TMAG.1975.1058672.
[92] F. Raab, E. Blood, T. Steiner, et H. Jones, « Magnetic Position and Orientation Tracking System », *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol. AES-15, nº 5, p. 709-718, sept. 1979, doi: 10.1109/TAES.1979.308860.
[93] C. Hu, M. Q. Meng, et M. Mandal, « Efficient magnetic localization and orientation technique for capsule endoscopy », in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, août 2005, p. 628-633. doi: 10.1109/IROS.2005.1545490.
[94] M. Li, S. Song, C. Hu, W. Yang, L. Wang, et M. Q.-H. Meng, « A new calibration method for magnetic sensor array for tracking capsule endoscope », in *2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Guilin, China: IEEE, déc. 2009, p. 1561-1566. doi: 10.1109/ROBIO.2009.5420397.
[95] C. Hu, M. Li, S. Song, W. Yang, R. Zhang, et M. Q.-H. Meng, « A Cubic 3-Axis Magnetic Sensor Array for Wirelessly Tracking Magnet Position and Orientation », *IEEE Sens. J.*, vol. 10, nº 5, p. 903-913, mai 2010, doi: 10.1109/JSEN.2009.2035711.
[96] Y. Xu, Z. Zhao, K. Li, et M. Q.-H. Meng, « Towards External Sensor based Simultaneous Magnetic Actuation and Localization for WCE », in *2019 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Dali, China: IEEE, déc. 2019, p. 2332-2337. doi: 10.1109/ROBIO49542.2019.8961756.
[97] M. Wang, Q. Shi, S. Song, et M. Q.-H. Meng, « A Novel Magnetic Tracking Approach for Intrabody Objects », *IEEE Sens. J.*, vol. 20, nº 9, p. 4976-4984, mai 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2965144.
[98] K. Li, Y. Xu, Z. Zhao, et M. Q.-H. Meng, « External and Internal Sensor Fusion Based Localization Strategy for 6-DOF Pose Estimation of a Magnetic Capsule Robot », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 7, nº 3, p. 6878-6885, juill. 2022, doi: 10.1109/LRA.2022.3178473.

[99] Q. Shi, M. Wang, S. Song, et M. Q.-H. Meng, « An Improved Simultaneously Magnetic Actuation and Localization Method based on Magnetic Sensor Array », in *2019 IEEE SENSORS*, oct. 2019, p. 1-4. doi: 10.1109/SENSORS43011.2019.8956945.
[100] W. Yang, C. Hu, M. Li, M. Q.-H. Meng, et S. Song, « A New Tracking System for Three Magnetic Objectives », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 46, nº 12, p. 4023-4029, déc. 2010, doi: 10.1109/TMAG.2010.2076823.
[101] S. Su *et al.*, « Investigation of the Relationship Between Tracking Accuracy and Tracking Distance of a Novel Magnetic Tracking System », *IEEE Sens. J.*, vol. 17, nº 15, p. 4928-4937, août 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2713886.
[102] P. S. Boroujeni, H. N. Pishkenari, H. Moradi, et G. Vossoughi, « Model-Aided Real-Time Localization and Parameter Identification of a Magnetic Endoscopic Capsule Using Extended Kalman Filter », *IEEE Sens. J.*, vol. 21, nº 12, p. 13667-13675, juin 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3071432.
[103] M.-C. Kim, E.-S. Kim, J.-O. Park, E. Choi, et C.-S. Kim, « Robotic Localization Based on Planar Cable Robot and Hall Sensor Array Applied to Magnetic Capsule Endoscope », *Sensors*, vol. 20, nº 20, p. 5728, oct. 2020, doi: 10.3390/s20205728.
[104] D. Son, S. Yim, et M. Sitti, « A 5-D Localization Method for a Magnetically Manipulated Untethered Robot Using a 2-D Array of Hall-Effect Sensors », *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 21, nº 2, p. 708-716, avr. 2016, doi: 10.1109/TMECH.2015.2488361.
[105] T. Kroubi, K. Belharet, et K. Bennamane, « Tracking Strategy Based on Magnetic Sensors for Microrobot Navigation in the Cochlea », in *2020 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Las Vegas, NV, USA: IEEE, oct. 2020, p. 3034-3039. doi: 10.1109/IROS45743.2020.9341601.
[106] J. Lu, Z. Yang, K. Z. Okkelberg, et M. Ghovanloo, « Joint Magnetic Calibration and Localization Based on Expectation Maximization for Tongue Tracking », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 65, nº 1, p. 52-63, janv. 2018, doi: 10.1109/TBME.2017.2688919.
[107] S. Tarantino, F. Clemente, A. De Simone, et C. Cipriani, « Feasibility of Tracking Multiple Implanted Magnets With a Myokinetic Control Interface: Simulation and Experimental Evidence Based on the Point Dipole Model », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 67, nº 5, p. 1282-1292, mai 2020, doi: 10.1109/TBME.2019.2935229.
[108] C. Watson et T. K. Morimoto, « Permanent Magnet-Based Localization for Growing Robots in Medical Applications », *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 5, nº 2, p. 2666-2673, avr. 2020, doi: 10.1109/LRA.2020.2972890.
[109] E. Paperno, I. Sasada, et E. Leonovich, « A new method for magnetic position and orientation tracking », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 37, nº 4, p. 1938-1940, juill. 2001, doi: 10.1109/20.951014.
[110] M. Cavaliere, H. A. Jaeger, K. O'Donoghue, et P. Cantillon-Murphy, « Planar Body-Mounted Sensors for Electromagnetic Tracking », *Sensors*, vol. 21, nº 8, p. 2822, avr. 2021, doi: 10.3390/s21082822.
[111] K. O'Donoghue, H. A. Jaeger, et P. Cantillon-Murphy, « A Radiolucent Electromagnetic Tracking System for Use with Intraoperative X-ray Imaging », *Sensors*, vol. 21, nº 10, p. 3357, mai 2021, doi: 10.3390/s21103357.
[112] F. Attivissimo, A. M. L. Lanzolla, S. Carlone, P. Larizza, et G. Brunetti, « A novel electromagnetic tracking system for surgery navigation », *Comput. Assist. Surg.*, vol. 23, nº 1, p. 42-52, janv. 2018, doi: 10.1080/24699322.2018.1529199.
[113] R. Jin et B. Jung, « Magnetic Tracking System for Heart Surgery », *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 16, nº 2, p. 275-286, avr. 2022, doi: 10.1109/TBCAS.2022.3163172.
[114] D. Tanase, J. F. L. Goosen, P. J. Trimp, et P. J. French, « Three-dimensional Magnetic Sensor for use in Intravascular Interventions », p. 4.

[115] D. Tanase *et al.*, « Radiation dose reduction in minimally-invasive intravascular procedures using a magnetic guidance system », in *2nd Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology. Proceedings (Cat. No.02EX578)*, mai 2002, p. 305-308. doi: 10.1109/MMB.2002.1002335.
[116] P. J. French, D. Tanase, et J. F. L. Goosen, « Sensors for Catheter Applications », *Sens. Update*, vol. 13, nº 1, p. 107-153, 2003, doi: 10.1002/seup.200390018.
[117] D. Roetenberg, P. J. Slycke, et P. H. Veltink, « Ambulatory Position and Orientation Tracking Fusing Magnetic and Inertial Sensing », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, nº 5, p. 883-890, mai 2007, doi: 10.1109/TBME.2006.889184.
[118] K. Dimitrov, « 3-D Silicon Hall sensor for use in magnetic-based navigation systems for endovascular interventions », *Measurement*, vol. 40, nº 9-10, p. 816-822, nov. 2007, doi: 10.1016/j.measurement.2007.06.005.
[119] S. Sharma *et al.*, « Wireless 3D Surgical Navigation and Tracking System With 100µm Accuracy Using Magnetic-Field Gradient-Based Localization », *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 40, nº 8, p. 2066-2079, août 2021, doi: 10.1109/TMI.2021.3071120.
[120] X. T. Trinh, J.-T. Jeng, H.-T. Nguyen, V. S. Luong, et C.-C. Lu, « Two-Dimensional Position Tracking Using Gradient Magnetic Fields », *Sensors*, vol. 22, nº 14, p. 5459, juill. 2022, doi: 10.3390/s22145459.
[121] A. Z. Taddese, P. R. Slawinski, M. Pirotta, E. De Momi, K. L. Obstein, et P. Valdastri, « Enhanced real-time pose estimation for closed-loop robotic manipulation of magnetically actuated capsule endoscopes », *Int. J. Robot. Res.*, vol. 37, nº 8, p. 890-911, juill. 2018, doi: 10.1177/0278364918779132.
[122] J.-B. Schell *et al.*, « 3T MRI scanner magnetic gradient mapping using a 3D Hall probe », in *2012 IEEE Sensors*, Taipei, Taiwan: IEEE, oct. 2012, p. 1-4. doi: 10.1109/ICSENS.2012.6411080.
[123] J.-B. Schell *et al.*, « CMOS 3D Hall probe for magnetic field measurement in MRI scanner », in *10th IEEE International NEWCAS Conference*, Montreal, QC, Canada: IEEE, juin 2012, p. 517-520. doi: 10.1109/NEWCAS.2012.6329070.
[124] J.-B. Schell *et al.*, « Towards a Hall effect magnetic tracking device for MRI », in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Osaka: IEEE, juill. 2013, p. 2964-2967. doi: 10.1109/EMBC.2013.6610162.
[125] J.-B. Schell *et al.*, « Hall-effect magnetic tracking device for Magnetic Resonance Imaging », in *2013 IEEE SENSORS*, Baltimore, MD, USA: IEEE, nov. 2013, p. 1-4. doi: 10.1109/ICSENS.2013.6688475.
[126] T. Ruepp, J. Pascal, et R. Schumacher, « System und Verfahren zur Erfassung einer Oberflächenform am menschlichen oder tierischen Körper. », CH716884A2, 15 juin 2021
[127] D. Paloschi, K. A. Bronnikov, S. Korganbayev, A. A. Wolf, A. Dostovalov, et P. Saccomandi, « 3D Shape Sensing With Multicore Optical Fibers: Transformation Matrices Versus Frenet-Serret Equations for Real-Time Application », *IEEE Sens. J.*, vol. 21, nº 4, p. 4599-4609, févr. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3032480.
[128] « Intuitive Shape Sensing ». https://www.intuitive.com/en-us/products-and-services/ion/shape-sensing (consulté le 12 décembre 2022).
[129] P. Chopra, V. Duindam, T. Zhao, et J. A. Cole, « Shape sensor systems for tracking interventional instruments and mehods of use », 20 mars 2018
[130] V. Duindam, G. M. Prisco, D. Q. Larkin, S. P. DiMaio, et D. Panescu, « Steerable flexible needle with embedded shape sensing », 2 mai 2017
[131] M. E. Froggatt, J. W. Klein, D. K. Gifford, et S. T. Kreger, « Optical position and/or shape sensing », 8 juillet 2014
[132] G. Prisco, « Fiber optic shape sensor », 18 mai 2010

[133] G. M. Prisco, « Optical fiber shape sensor calibration », 22 mai 2012
[134] G. M. Prisco, « Fiber optic shape sensing », 14 février 2012
[135] G. M. Prisco, « Fiber optic shape sensor », 22 janvier 2013
[136] G. M. Prisco, T. W. Rogers, V. Duindam, M. J. Curet, C. J. Mohr, et K. D. Stoy, « Method and system for absolute three-dimensional measurements using a twist-insensitive shape sensor », 15 mars 2016
[137] M. Borlich et P. Sommer, « Cardiac Mapping Systems: Rhythmia, Topera, EnSite Precision, and CARTO », *Card. Electrophysiol. Clin.*, vol. 11, nº 3, p. 449-458, sept. 2019, doi: 10.1016/j.ccep.2019.05.006.
[138] A. Sorriento *et al.*, « Optical and Electromagnetic Tracking Systems for Biomedical Applications: A Critical Review on Potentialities and Limitations », *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 13, p. 212-232, 2020, doi: 10.1109/RBME.2019.2939091.
[139] N. Kelland, « Advances In 3D Electro Anatomical Mapping », Consulté le: 21 décembre 2022. [En ligne]. Disponible sur: http://www.heartrhythmcongress.org/files/files/Presentations/2016/161012-Advances%20In%203D%20Electro%20Anatomical%20Mapping-N%20Kelland.pdf
[140] « EnSite X EP System ». https://www.cardiovascular.abbott/us/en/hcp/products/electrophysiology/mapping-systems/ensite-x.html (consulté le 21 décembre 2022).
[141] « Aurora Field Generators | NDI ». https://www.ndigital.com/electromagnetic-tracking-technology/aurora/aurora-field-generators/ (consulté le 21 décembre 2022).
[142] L. Bottura, « Field Measurement »,
[143] F. Primdahl, « The fluxgate magnetometer », *J. Phys. [E]*, vol. 12, nº 4, p. 241, avr. 1979, doi: 10.1088/0022-3735/12/4/001.
[144] H. Liu *et al.*, « A modular magneto-inductive sensor for low vector magnetic field measurements », *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 92, nº 8, p. 085110, août 2021, doi: 10.1063/5.0063450.
[145] E. H. Hall, « On a New Action of the Magnet on Electric Currents », *Am. J. Math.*, vol. 2, nº 3, p. 287-292, 1879, doi: 10.2307/2369245.
[146] R. S. Popovic, *Hall Effect Devices, Second Edition*. Institute of Physics, 2004.
[147] J.-B. Kammerer, L. Hébrard, V. Frick, P. Poure, et F. Braun, « Hall effect sensors integrated in standard technology and optimized with on-chip circuitry », *Eur. Phys. J.-Appl. Phys.*, vol. 36, nº 1, p. 49-64, 2006.
[148] M. Madec, J. B. Kammerer, L. Hébrard, et C. Lallement, « An accurate compact model for CMOS cross-shaped Hall effect sensors », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 171, nº 2, p. 69-78, nov. 2011, doi: 10.1016/j.sna.2011.05.027.
[149] T. Kaufmann, D. Kopp, F. Purkl, M. Baumann, P. Ruther, et O. Paul, « Piezoresistive Response of Vertical Hall Devices », *IEEE Sens. J.*, vol. 11, nº 11, p. 2628-2635, nov. 2011, doi: 10.1109/JSEN.2011.2153194.
[150] J. Pascal, L. Hébrard, V. Frick, J.-B. Kammerer, et J.-P. Blondé, « Intrinsic limits of the sensitivity of CMOS integrated vertical Hall devices », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 152, nº 1, p. 21-28, mai 2009, doi: 10.1016/j.sna.2009.03.006.
[151] J. Pascal, L. Hebrard, V. Frick, et J.-P. Blonde, « 3D Hall probe integrated in 0.35 µm CMOS technology for magnetic field pulses measurements », in *2008 Joint 6th International IEEE Northeast Workshop on Circuits and Systems and TAISA Conference*, Montreal, QC, Canada: IEEE, juin 2008, p. 97-100. doi: 10.1109/NEWCAS.2008.4606330.
[152] « Tri-axis Magnetic Sensors | Asahi Kasei Microdevices (AKM) ». https://www.akm.com/content/www/akm/eu/en/products/tri-axis-magnetic-sensor/lineup-tri-axis-magnetic-sensor.html (consulté le 30 novembre 2022).

[153] « Electronic Compass | Asahi Kasei Microdevices (AKM) ». https://www.akm.com/content/www/akm/eu/en/products/electronic-compass/lineup-electronic-compass.html (consulté le 30 novembre 2022).
[154] « TMAG5273 | TI ». https://www.ti.com/product/TMAG5273 (consulté le 30 novembre 2022).
[155] « ALS31300 : 3D Magnetic Linear Hall-Effect Sensor ». https://www.allegromicro.com/en/products/sense/linear-and-angular-position/linear-position-sensor-ics/als31300 (consulté le 30 novembre 2022).
[156] « ALS31313 : 3D Magnetic Linear Hall-Effect Sensor ». https://www.allegromicro.com/en/products/sense/linear-and-angular-position/linear-position-sensor-ics/als31313 (consulté le 30 novembre 2022).
[157] « MagVector MV2 | Metrolab ». https://www.metrolab.com/products/magvector-mv2/ (consulté le 17 novembre 2022).
[158] « 3D magnetic sensors | Infineon Technologies ». https://www.infineon.com/cms/en/product/sensor/magnetic-sensors/magnetic-position-sensors/3d-magnetics/ (consulté le 30 novembre 2022).
[159] « 3D Magnetometer | Melexis ». https://www.melexis.com/en/product/MLX90392/3D-Magnetometer-micro-power-and-cost-conscious (consulté le 30 novembre 2022).
[160] « Triaxis® | Melexis », *Melexis*. https://www.melexis.com/en/tech-talks/triaxis-position-sensing-solution (consulté le 30 novembre 2022).
[161] R. Hunt, « A magnetoresistive readout transducer », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 7, nº 1, p. 150-154, mars 1971, doi: 10.1109/TMAG.1971.1067019.
[162] E. C. Stoner et E. P. Wohlfarth, « A mechanism of magnetic hysteresis in heterogeneous alloys », *Philos. Trans. R. Soc. Lond. Ser. Math. Phys. Sci.*, vol. 240, nº 826, p. 599-642, mai 1948, doi: 10.1098/rsta.1948.0007.
[163] M. A. Khan, J. Sun, B. Li, A. Przybysz, et J. Kosel, « Magnetic sensors-A review and recent technologies », *Eng. Res. Express*, vol. 3, nº 2, p. 022005, juin 2021, doi: 10.1088/2631-8695/ac0838.
[164] C. Becker *et al.*, « A new dimension for magnetosensitive e-skins: active matrix integrated micro-origami sensor arrays », *Nat. Commun.*, vol. 13, nº 1, p. 2121, déc. 2022, doi: 10.1038/s41467-022-29802-7.
[165] J.-B. Kammerer, « Capteurs Intégrés pour la Mesure à Haute Résolution de Champs Magnétiques », Strasbourg 1, 2004.
[166] R. S. Popovic, J. A. Flanagan, et P. A. Besse, « The future of magnetic sensors », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 56, nº 1, p. 39-55, août 1996, doi: 10.1016/0924-4247(96)01285-X.
[167] K. Kuijk, W. van Gestel, et F. Gorter, « The barber pole, a linear magnetoresistive head », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 11, nº 5, p. 1215-1217, sept. 1975, doi: 10.1109/TMAG.1975.1058886.
[168] S. Tumanski, « Modern magnetic field sensors–a review », *Organ*, vol. 10, nº 1, p. 1-12, 2013.
[169] M. J. Caruso, T. Bratland, D. C. H. Smith, et R. Schneider, « A New Perspective on Magnetic Field Sensing », p. 19.
[170] M. N. Baibich *et al.*, « Giant Magnetoresistance of (001)Fe/(001)Cr Magnetic Superlattices », *Phys. Rev. Lett.*, vol. 61, nº 21, p. 2472-2475, nov. 1988, doi: 10.1103/PhysRevLett.61.2472.
[171] G. Binasch, P. Grünberg, F. Saurenbach, et W. Zinn, « Enhanced magnetoresistance in layered magnetic structures with antiferromagnetic interlayer exchange », *Phys. Rev. B*, vol. 39, nº 7, p. 4828-4830, mars 1989, doi: 10.1103/PhysRevB.39.4828.
[172] H. Heidari et V. Nabaei, *Magnetic Sensors for Biomedical Applications*, Wiley-IEEE press. in IEEE Press Series on Sensors. 2019.

[173] D. E. Heim, R. E. Fontana, C. Tsang, V. S. Speriosu, B. A. Gurney, et M. L. Williams, « Design and operation of spin valve sensors », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 30, nº 2, p. 316-321, mars 1994, doi: 10.1109/20.312279.
[174] M. Julliere, « Tunneling between ferromagnetic films », *Phys. Lett. A*, vol. 54, nº 3, p. 225-226, sept. 1975, doi: 10.1016/0375-9601(75)90174-7.
[175] « From Hall Effect to TMR | Crocus Technology ». Consulté le: 22 décembre 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://crocus-technology.com/wp-content/uploads/2019/03/AN117-From-Hall-Effect-to-TMR-Rev0.1.pdf
[176] « MMC5603NJ | MEMSIC ». https://www.memsic.com/magnetometer-2 (consulté le 22 décembre 2022).
[177] « HMC100X | Honeywell ». https://aerospace.honeywell.com/us/en/products-and-services/product/hardware-and-systems/sensors/low-field-high-precision-linear-1-and-2-axis-analog-magnetic-sen (consulté le 22 décembre 2022).
[178] « HMC104X | Honeywell ». https://aerospace.honeywell.com/us/en/products-and-services/product/hardware-and-systems/sensors/small-size-axis-analog-magnetic-sensors (consulté le 22 décembre 2022).
[179] « NVE AA and AB-Series Analog Sensors ». https://www.nve.com/analogSensors (consulté le 22 décembre 2022).
[180] « RedRock®TMR Analog Sensor | Coto Technology », *Coto Technology*. https://cotorelay.com/product/redrock-rr112-1g42-43-531-532-tmr-analog-magnetic-sensor/ (consulté le 22 décembre 2022).
[181] « SM324-10E | NVE Corporation ». https://www.nve.com/webstore/catalog/product_info.php?products_id=687 (consulté le 22 décembre 2022).
[182] A. F. Demirörs, S. Aykut, S. Ganzeboom, Y. A. Meier, et E. Poloni, « Programmable droplet manipulation and wetting with soft magnetic carpets », *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 118, nº 46, p. e2111291118, nov. 2021, doi: 10.1073/pnas.2111291118.
[183] J. Vella Wallbank *et al.*, « Development of a Real-Time Magnetic Field Measurement System for Synchrotron Control », *Electronics*, vol. 10, nº 17, p. 2140, sept. 2021, doi: 10.3390/electronics10172140.
[184] G. Tosin, R. Basilio, J. F. Citadini, et M. Potye, « Development of Insertion Device Magnetic Characterization Systems at LNLS », p. 3, 2006.
[185] P. Keller, « Technologies for Precision Magnetic Field Mapping », p. 16.
[186] R. Pusca et R. Romary, « Advances in diagnosis of electrical machines through external magnetic field », in *2015 7th International Conference on Electronics, Computers and Artificial Intelligence (ECAI)*, Bucharest, Romania: IEEE, juin 2015, p. P-5-P-12. doi: 10.1109/ECAI.2015.7301137.
[187] A. Mohammed, J. I. Melecio, et S. Durovic, « Electrical Machine Permanent Magnets Health Monitoring and Diagnosis Using an Air-Gap Magnetic Sensor », *IEEE Sens. J.*, vol. 20, nº 10, p. 5251-5259, mai 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2969362.
[188] M. Oravec, P. Lipovský, M. Šmelko, P. Adamčík, M. Witoś, et J. Kwaśniewski, « Low-Frequency Magnetic Fields in Diagnostics of Low-Speed Electrical and Mechanical Systems », *Sustainability*, vol. 13, nº 16, p. 9197, août 2021, doi: 10.3390/su13169197.
[189] R. Dionisio, P. Torres, A. Ramalho, et R. Ferreira, « Magnetoresistive Sensors and Piezoresistive Accelerometers for Vibration Measurements: A Comparative Study », *J. Sens. Actuator Netw.*, vol. 10, nº 1, p. 22, mars 2021, doi: 10.3390/jsan10010022.
[190] R. Weiss, R. Makuch, A. Itzke, et R. Weigel, « Crosstalk in Circular Arrays of Magnetic Sensors for Current Measurement », *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 64, nº 6, p. 4903-4909, juin 2017, doi: 10.1109/TIE.2017.2674630.

[191] A. Itzke, R. Weiss, et R. Weigel, « Influence of the Conductor Position on a Circular Array of Hall Sensors for Current Measurement », *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 66, nº 1, p. 580-585, janv. 2019, doi: 10.1109/TIE.2018.2826462.
[192] « MFC2046 | Metrolab ». https://www.metrolab.com/products/products-mfc2046-magnetic-field-camera/ (consulté le 27 octobre 2022).
[193] « Dynamic Field Camera™ | Skope ». https://skope.swiss/products/dynamic-field-camera/ (consulté le 27 octobre 2022).
[194] B. E. Dietrich *et al.*, « A field camera for MR sequence monitoring and system analysis: MR Sequence Monitoring and System Analysis Camera », *Magn. Reson. Med.*, vol. 75, nº 4, p. 1831-1840, avr. 2016, doi: 10.1002/mrm.25770.
[195] J. C. Greenberg, M. R. Altawil, et G. Singh, « Letter to the Editor—Lifesaving therapy inhibition by phones containing magnets », *Heart Rhythm*, vol. 18, nº 6, p. 1040-1041, juin 2021, doi: 10.1016/j.hrthm.2020.12.032.
[196] C.-W. Liang, E. Balaban, E. Ahmad, Z. Zhang, J. Sexton, et M. Missous, « A real time high sensitivity high spatial resolution quantum well hall effect magnetovision camera », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 265, p. 127-137, oct. 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.08.035.
[197] A. D. McAulay, « Computerized Model Demonstrating Magnetic Submarine Localization », *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol. AES-13, nº 3, p. 246-254, mai 1977, doi: 10.1109/TAES.1977.308392.
[198] N. Wahlström, J. Callmer, et F. Gustafsson, « Magnetometers for tracking metallic targets », in *2010 13th International Conference on Information Fusion*, juill. 2010, p. 1-8. doi: 10.1109/ICIF.2010.5711900.
[199] C. Dolabdjian et C. Cordier, « Analysis by Systemic Approach of Magnetic Dipole Source Location Performances by Using an IoT Software Gradiometer Head », *IEEE Sens. J.*, vol. 22, nº 8, p. 7709-7716, avr. 2022, doi: 10.1109/JSEN.2022.3156858.
[200] T. M. Urban *et al.*, « Magnetic detection of archaeological hearths in Alaska: A tool for investigating the full span of human presence at the gateway to North America », *Quat. Sci. Rev.*, vol. 211, p. 73-92, mai 2019, doi: 10.1016/j.quascirev.2019.03.018.
[201] G. Warrick, B. Glencross, et L. Lesage, « The Importance of Minimally Invasive Remote Sensing Methods in Huron-Wendat Archaeology », *Adv. Archaeol. Pract.*, vol. 9, nº 3, p. 238-249, août 2021, doi: 10.1017/aap.2021.7.
[202] A. Stele, R. Linck, M. Schikorra, et J. W. E. Fassbinder, « UAV magnetometer survey in low-level flight for archaeology: Case study of a Second World War airfield at Ganacker (Lower Bavaria, Germany) », *Archaeol. Prospect.*, vol. 29, nº 4, p. 645-650, 2022, doi: 10.1002/arp.1877.
[203] Y. Vaknin *et al.*, « Reconstructing biblical military campaigns using geomagnetic field data », *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 119, nº 44, p. e2209117119, nov. 2022, doi: 10.1073/pnas.2209117119.
[204] K. Sternickel et A. I. Braginski, « Biomagnetism using SQUIDs: status and perspectives », *Supercond. Sci. Technol.*, vol. 19, nº 3, p. S160-S171, mars 2006, doi: 10.1088/0953-2048/19/3/024.
[205] Y. Yang *et al.*, « A new wearable multichannel magnetocardiogram system », *Sci. Rep.*, p. 12.
[206] M. J. Brookes *et al.*, « Magnetoencephalography with optically pumped magnetometers (OPM-MEG): the next generation of functional neuroimaging », *Trends Neurosci.*, vol. 45, nº 8, p. 621-634, août 2022, doi: 10.1016/j.tins.2022.05.008.
[207] C. R. Taylor, « Magnetomicrometry : tissue length tracking via implanted magnetic beads », Thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2020. Consulté le: 18 octobre 2022. [En ligne]. Disponible sur: https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/130210

[208] L. A. Bradshaw, J. K. Ladipo, D. J. Staton, J. P. Wikswo, et W. O. Richards, « The human vector magnetogastrogram and magnetoenterogram », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, nº 8, p. 959-970, août 1999, doi: 10.1109/10.775406.
[209] J. Bretschneider, A. Wilde, P. Schneider, H.-P. Hohe, et U. Koehler, « Design of multi-dimensional magnetic position sensor systems based on HallinOne ® technology », in *2010 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, Bari, Italy: IEEE, juill. 2010, p. 422-427. doi: 10.1109/ISIE.2010.5637864.
[210] D. Cichon et R. Psiuk, « Model-based characterization of permanent magnets with a 3D Hall-Sensor array », in *2016 6th International Electric Drives Production Conference (EDPC)*, Nuremberg, Germany: IEEE, nov. 2016, p. 238-243. doi: 10.1109/EDPC.2016.7851340.
[211] V. Peters, P. Beran, et H.-P. Hohe, « Switchable Attenuation of Low Magnetic Fields for Integrated Vertical Hall Sensors Using a Ferromagnetic Layer », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 49, nº 1, p. 109-112, janv. 2013, doi: 10.1109/TMAG.2012.2220127.
[212] D. Krause, M. Stahl-Offergeld, M. Sand, H.-P. Hohe, et G. Kovacs, « CMOS Integrated Field Coils for Self-Calibration of 3D Hall-Sensors », *Sensoren Messsyst.*, p. 4, 2018.
[213] « HallinSight® | Metrolab ». https://www.metrolab.com/products/hallinsight-hall-magnetic-cameras/ (consulté le 27 octobre 2022).
[214] K. Vervaeke, « 6D magnetic field distribution measurements of permanent magnets with magnetic field camera scanner », in *2015 5th International Electric Drives Production Conference (EDPC)*, Nuremberg, Germany: IEEE, sept. 2015, p. 1-4. doi: 10.1109/EDPC.2015.7323203.
[215] K. Vervaeke, « Inline magnet inspection using fast high resolution MagCam magnetic field mapping and analysis », in *2011 1st International Electric Drives Production Conference*, Nuremberg, Germany: IEEE, sept. 2011, p. 172-180. doi: 10.1109/EDPC.2011.6085537.
[216] V. Schlageter, P.-A. Besse, R. S. Popovic, et P. Kucera, « Tracking system with five degrees of freedom using a 2D-array of Hall sensors and a permanent magnet », *Sens. Actuators Phys.*, vol. 92, nº 1, p. 37-42, août 2001, doi: 10.1016/S0924-4247(01)00537-4.
[217] H. Blanchard, L. Chiesi, R. Racz, et R. S. Popovic, « Cylindrical Hall device », in *International Electron Devices Meeting. Technical Digest*, déc. 1996, p. 541-544. doi: 10.1109/IEDM.1996.554041.
[218] L. Osberger, V. Frick, et L. Hébrard, « Four-phase Bi-current Spinning Current on Shallow Vertical Hall Sensor », *Procedia Eng.*, vol. 120, p. 120-123, 2015, doi: 10.1016/j.proeng.2015.08.580.
[219] C.-Y. Lee, Y.-Y. Lin, C.-K. Kuo, et L.-M. Fu, « Design and Application of MEMS-Based Hall Sensor Array for Magnetic Field Mapping », *Micromachines*, vol. 12, nº 3, p. 299, mars 2021, doi: 10.3390/mi12030299.
[220] J. Kim, J. Lee, J. Jun, M. Le, et C. Cho, « Integration of Hall and Giant Magnetoresistive Sensor Arrays for Real-Time 2-D Visualization of Magnetic Field Vectors », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 48, nº 11, p. 3708-3711, nov. 2012, doi: 10.1109/TMAG.2012.2200662.
[221] J. Pascal, D. Vogel, S. Knecht, M. Vescovo, et L. Hébrard, « Three-dimensional Magnetic Camera for the Characterization of Magnetic Manipulation Instrumentation Systems for Electrophysiology Procedures », in *EMBEC & NBC 2017*, H. Eskola, O. Väisänen, J. Viik, et J. Hyttinen, Éd., in IFMBE Proceedings, vol. 65. Singapore: Springer Singapore, 2018, p. 410-413. doi: 10.1007/978-981-10-5122-7_103.
[222] J. Pascal, N. Weber, J. Felblinger, et J. Oster, « Magnetic gradient mapping of a 3T MRI scanner using a modular array of novel three-axis Hall sensors », in *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med.*, Paris, France, 2018, p. Abstract #1759. Consulté le: 17 novembre 2022.

[En ligne]. Disponible sur: https://cds.ismrm.org/protected/18MProceedings/PDFfiles/1759.html
[223] B. Roussel, J. Pascal, N. Weber, et P. Keller, « Machine learning based Magnetic tracking technique using a Mapping of the Magnetic Gradient Fields on a 3T MRI scanner », présenté à ISMRM, 2020.
[224] Bui Anh Tuan, A. de Souza-Daw, Hoang Minh Phuong, Thang Manh Hoang, et Nguyen Tien Dzung, « Magnetic camera for visualizing magnetic fields of home appliances », in *2014 IEEE Fifth International Conference on Communications and Electronics (ICCE)*, Danang, Vietnam: IEEE, juill. 2014, p. 370-375. doi: 10.1109/CCE.2014.6916732.
[225] H. J. Ahn et K. R. Kim, « Hall sensor array for measuring displacement of a 2D magnet array », in *2013 CACS International Automatic Control Conference (CACS)*, Nantou, Taiwan: IEEE, déc. 2013, p. 413-416. doi: 10.1109/CACS.2013.6734170.
[226] H. Dai, W. Yang, X. Xia, S. Su, et K. Ma, « A three-axis magnetic sensor array system for permanent magnet tracking », in *2016 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)*, Baden-Baden, Germany: IEEE, sept. 2016, p. 476-480. doi: 10.1109/MFI.2016.7849533.
[227] D. Benitez, P. Gaydecki, S. Quek, et V. Torres, « Development of a solid-state multi-sensor array camera for real time imaging of magnetic fields », *J. Phys. Conf. Ser.*, vol. 76, p. 012030, juill. 2007, doi: 10.1088/1742-6596/76/1/012030.
[228] A. B. Suksmono, D. Danudirdjo, R. P. Prastio, A. D. Setiawan, et D. Rahmawati, « A Magnetic Field Camera for Real-Time Subsurface Imaging Applications », in *2018 IEEE International Magnetics Conference (INTERMAG)*, Singapore: IEEE, avr. 2018, p. 1-1. doi: 10.1109/INTMAG.2018.8508588.
[229] V. Biancalana, R. Cecchi, P. Chessa, G. Bevilacqua, Y. Dancheva, et A. Vigilante, « Fast, Cheap, and Scalable Magnetic Tracker with an Array of Magnetoresistors », *Instruments*, vol. 5, n° 1, p. 3, déc. 2020, doi: 10.3390/instruments5010003.
[230] « Minicube 1D | Magcam ». https://www.magcam.com/magnetic-field-measurement-systems/MiniCube-1D (consulté le 27 octobre 2022).
[231] « Minicube 3D | Magcam ». https://www.magcam.com/magnetic-field-measurement-systems/MiniCube-3D (consulté le 27 octobre 2022).
[232] « Portal Scanner | Magcam ». https://www.magcam.com/magnetic-field-measurement-systems/Portal-Scanner (consulté le 27 octobre 2022).
[233] « SEN-3D-CAM - Senis AG ». https://www.senis.swiss/mappers/sen-3d-cam-magnetic-field-camera/ (consulté le 8 mai 2023).
[234] « HMC9076 Hall Magnetic Cameras - Metrolab Technology SA », *Metrolab*. https://www.metrolab.com/products/hmc9076-hall-magnetic-cameras/ (consulté le 27 octobre 2022).
[235] « AHS awarded IRC 2016 », *ahsltd*. https://www.ahsltd.com/single-post/2018/03/23/ahs-awarded-irc-2016-phase-2-contract (consulté le 27 octobre 2022).
[236] « Sensorarray – Koob Testsystems GmbH ». https://www.koob-testsystems.de/sensorarray/ (consulté le 27 octobre 2022).
[237] « 3D Magnetic Field Mapper | SENIS AG », *Senis*. https://www.senis.swiss/mappers (consulté le 27 octobre 2022).
[238] « Measuring Stations | MAGSYS GmbH ». https://www.magsys.de/en/products/measuring-stations (consulté le 27 octobre 2022).
[239] « Products – BROCKHAUS ». https://www.brockhaus.com/measurements/products/?lang=en (consulté le 27 octobre 2022).

[240] J. Fang, H. Sun, J. Cao, X. Zhang, et Y. Tao, « A Novel Calibration Method of Magnetic Compass Based on Ellipsoid Fitting », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 60, nº 6, p. 2053-2061, juin 2011, doi: 10.1109/TIM.2011.2115330.
[241] K. Papafotis, D. Nikitas, et P. P. Sotiriadis, « Magnetic Field Sensors' Calibration: Algorithms' Overview and Comparison », *Sensors*, vol. 21, nº 16, p. 5288, août 2021, doi: 10.3390/s21165288.
[242] E. L. Bronaugh, « Helmholtz coils for calibration of probes and sensors: limits of magnetic field accuracy and uniformity », in *Proceedings of International Symposium on Electromagnetic Compatibility*, Atlanta, GA, USA: IEEE, 1995, p. 72-76. doi: 10.1109/ISEMC.1995.523521.
[243] C. F. de Melo, R. L. Araújo, L. M. Ardjomand, N. S. Ramos Quoirin, M. Ikeda, et A. A. Costa, « Calibration of low frequency magnetic field meters using a Helmholtz coil », *Measurement*, vol. 42, nº 9, p. 1330-1334, nov. 2009, doi: 10.1016/j.measurement.2009.04.003.
[244] V. E. Baranova et P. F. Baranov, « The Helmholtz coils simulating and improved in COMSOL », in *2014 Dynamics of Systems, Mechanisms and Machines (Dynamics)*, Omsk, Russia: IEEE, nov. 2014, p. 1-4. doi: 10.1109/Dynamics.2014.7005634.
[245] M. P. Lassahn et G. Trenkler, « Vectorial calibration of 3D magnetic field sensor arrays », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 44, nº 2, p. 360-362, avr. 1995, doi: 10.1109/19.377852.
[246] C. Hu, M. Meng, et M. Mandal, « The Calibration of 3-Axis Magnetic Sensor Array System for Tracking Wireless Capsule Endoscope », in *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Beijing, China: IEEE, oct. 2006, p. 162-167. doi: 10.1109/IROS.2006.282118.
[247] Y. Adachi, D. Oyama, Y. Terazono, T. Hayashi, T. Shibuya, et S. Kawabata, « Calibration of Room Temperature Magnetic Sensor Array for Biomagnetic Measurement », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 55, nº 7, p. 1-6, juill. 2019, doi: 10.1109/TMAG.2019.2895355.
[248] P. Meier, K. Rohrmann, M. Sandner, et M. Prochaska, « Compensation of Measurement Errors for a Magnetoresistive Angular Sensor Array Using Artificial Neuronal Networks », *IEEE Access*, vol. 8, p. 142956-142976, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3012064.
[249] H. Pang *et al.*, « Misalignment Error Suppression Between Host Frame and Magnetic Sensor Array », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, p. 1-7, 2021, doi: 10.1109/TIM.2020.3011764.
[250] X. Yu *et al.*, « A Practicable Method for Calibrating a Magnetic Sensor Array », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 70, p. 1-6, 2021, doi: 10.1109/TIM.2021.3075032.
[251] X. Wu, S. Song, et J. Wang, « Calibration-by-Pivoting: A Simple and Accurate Calibration Method for Magnetic Tracking System », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 71, p. 1-9, 2022, doi: 10.1109/TIM.2022.3176892.
[252] « Servier Medical Art ». https://smart.servier.com/ (consulté le 10 janvier 2023).
[253] P. Dhaker, « Introduction to SPI Interface », p. 5, 2018.
[254] S.-J. Luo *et al.*, « Legolization: Optimizing LEGO Designs », p. 12.
[255] « THM1176 | Metrolab ». https://www.metrolab.com/products/thm1176-three-axis-hall-magnetometer/ (consulté le 10 janvier 2023).
[256] J. J. Valle, J. M. Sánchez-Chiva, D. Fernández, et J. Madrenas, « Design, fabrication, characterization and reliability study of CMOS-MEMS Lorentz-force magnetometers », *Microsyst. Nanoeng.*, vol. 8, nº 1, p. 103, sept. 2022, doi: 10.1038/s41378-022-00423-w.
[257] « LPC54113J256BD64 | NXP ». https://www.nxp.com/part/LPC54113J256BD64#/ (consulté le 10 janvier 2023).
[258] « STM32F411 - STMicroelectronics ». https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f411.html (consulté le 10 janvier 2023).
[259] « Python », 5 mai 2023. https://www.python.org/ (consulté le 10 mai 2023).

[260] « ATTINY826 | Microchip Technology ». https://www.microchip.com/en-us/product/ATTINY826 (consulté le 12 janvier 2023).
[261] « FTDI Cables ». https://ftdichip.com/product-category/products/cables/ (consulté le 12 janvier 2023).
[262] « MATLAB - MathWorks ». https://fr.mathworks.com/products/matlab.html (consulté le 10 mai 2023).
[263] C. Vergne, J. Inácio, T. Quirin, D. Sargent, M. Madec, et J. Pascal, « Tracking of a magnetically navigated millirobot with a magnetic field camera », *IEEE Sens. J.*, p. 1-1, 2023, doi: 10.1109/JSEN.2023.3264496.
[264] « ADG732 | Analog Devices ». https://www.analog.com/en/products/adg732.html (consulté le 12 janvier 2023).
[265] « FT234XD | FTDI ». https://ftdichip.com/products/ft234xd/ (consulté le 7 février 2023).
[266] « fit | MathWorks ». https://fr.mathworks.com/help/curvefit/fit.html (consulté le 16 janvier 2023).
[267] J. R. Taylor, *An Introduction to Error Analysis : The Study of Uncertainties in Physical Measurements*, 2nd éd. University science books, 1996.
[268] « BOP POWER SUPPLIES | KEPCO ». https://www.kepcopower.com/bopstat.htm (consulté le 2 mars 2023).
[269] « DC POWER SUPPLIES | Kepco ». https://www.kepcopower.com/bop.htm (consulté le 16 janvier 2023).
[270] « U1252B | Keysight ». https://www.keysight.com/fr/en/product/U1252B/handheld-digital-multimeter-4-5-digit.html (consulté le 16 janvier 2023).
[271] A. F. Restrepo, E. Franco, H. Cadavid, et C. R. Pinedo, « A comparative study of the magnetic field homogeneity for circular, square and equilateral triangular helmholtz coils », in *2017 International Conference on Electrical, Electronics, Communication, Computer, and Optimization Techniques (ICEECCOT)*, Mysuru: IEEE, déc. 2017, p. 13-20. doi: 10.1109/ICEECCOT.2017.8284514.
[272] F. J. Nieves, A. Bayón, et F. Gascón, « Optimization of the magnetic field homogeneity of circular and conical coil pairs », *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 90, nº 4, p. 045120, avr. 2019, doi: 10.1063/1.5079476.
[273] R. A. Schill, « General relation for the vector magnetic field of a circular current loop: a closer look », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 39, nº 2, p. 961-967, mars 2003, doi: 10.1109/TMAG.2003.808597.
[274] P. Poulichet, A. Fakri, C. Delabie, H. D. Phuc, T. T. Cong, et L. Fakri-Bouchet, « Simulation and optimisation of homogeneous permanent magnet for portable NMR applications », *Int. J. Smart Sens. Intell. Syst.*, vol. 7, nº 5, p. 1-6, janv. 2014, doi: 10.21307/ijssis-2019-041.
[275] O. Chubar, P. Elleaume, et J. Chavanne, « A three-dimensional magnetostatics computer code for insertion devices », *J. Synchrotron Radiat.*, vol. 5, nº 3, p. 481-484, 1998, doi: 10.1107/S0909049597013502.
[276] « TFM1186 | Metrolab ». https://www.metrolab.com/es/products/tfm1186-three-axis-fluxgate-magnetometer/ (consulté le 10 mars 2023).
[277] « interp3 - MathWorks ». https://fr.mathworks.com/help/matlab/ref/interp3.html#bt2rbzl-1-V (consulté le 26 janvier 2023).
[278] C. Vergne *et al.*, « Low-field electromagnetic tracking using 3D magnetometer for assisted surgery », *IEEE Trans. Magn.*, p. 1-1, 2022, doi: 10.1109/TMAG.2022.3204918.
[279] « COMSOL ». https://www.comsol.com/ (consulté le 10 mai 2023).
[280] « AC-DC module | COMSOL ». https://www.comsol.com/acdc-module (consulté le 10 mai 2023).
[281] « Ansys ». https://www.ansys.com/ (consulté le 10 mai 2023).

[282] J. Coulomb, Y. Du Terrail, et G. Meunier, « Flux3D, a finite element package for magnetic computation », *IEEE Trans. Magn.*, vol. 21, nº 6, p. 2499-2502, nov. 1985, doi: 10.1109/TMAG.1985.1064225.
[283] G. Blewitt, « Basics of the GPS Technique: Observation Equations ».
[284] « U185051 | 3B Scientific ». https://www.3bscientific.com/re/paire-de-bobines-de-helmholtz-s-1000611-u185051-3b-scientific-teltron,p_660_9631.html (consulté le 7 avril 2023).
[285] « eqtools package ». https://eqtools.readthedocs.io/en/latest/eqtools.html#module-eqtools.trispline (consulté le 7 avril 2023).
[286] M. A. Chilenski, I. C. Faust, et J. R. Walk, « eqtools: Modular, extensible, open-source, cross-machine Python tools for working with magnetic equilibria », *Comput. Phys. Commun.*, vol. 210, p. 155-162, janv. 2017, doi: 10.1016/j.cpc.2016.09.011.
[287] D. C. Liu et J. Nocedal, « On the limited memory BFGS method for large scale optimization », *Math. Program.*, vol. 45, nº 1-3, p. 503-528, août 1989, doi: 10.1007/BF01589116.
[288] S. L. Charreyron, Q. Boehler, B. Kim, C. Weibel, C. Chautems, et B. J. Nelson, « Modeling Electromagnetic Navigation Systems », *IEEE Trans. Robot.*, vol. 37, nº 4, p. 1009-1021, août 2021, doi: 10.1109/TRO.2020.3047053.
[289] « ROS: Home ». https://www.ros.org/ (consulté le 10 avril 2023).
[290] C. Vergne, J. Inacio, T. Quirin, D. Sargent, et J. Pascal, « Millirobot magnetic manipulation for ocular drug delivery with sub millimeter precision », in *2022 IEEE Sensors*, oct. 2022, p. 1-4. doi: 10.1109/SENSORS52175.2022.9967141.
[291] « Vicon ». https://www.vicon.com/ (consulté le 10 avril 2023).
[292] « Volta Medical », *Volta Medical*. http://www.volta-medical.com/ (consulté le 26 octobre 2022).
[293] P. E. Dupont *et al.*, « A decade retrospective of medical robotics research from 2010 to 2020 », *Sci. Robot.*, vol. 6, nº 60, p. eabi8017, nov. 2021, doi: 10.1126/scirobotics.abi8017.
[294] Y. Feng *et al.*, « An efficient cardiac mapping strategy for radiofrequency catheter ablation with active learning », *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 12, nº 7, p. 1199-1207, juill. 2017, doi: 10.1007/s11548-017-1587-4.
[295] W. Kainz, G. Neubauer, F. Alesch, G. Schmid, et O. Jahn, « Electromagnetic compatibility of electronic implants – review of the literature ».
[296] E. P. Held, M. Shehata, C. D. Swerdlow, et R. K. Sandhu, « To the Editor—Interference of smartphones containing magnets and cardiac implantable electronic devices—Is this common? », *Heart Rhythm*, vol. 18, nº 6, p. 1042-1043, juin 2021, doi: 10.1016/j.hrthm.2021.02.023.
[297] P. Lacour *et al.*, « Magnetic field–induced interactions between phones containing magnets and cardiovascular implantable electronic devices: Flip it to be safe? », *Heart Rhythm*, vol. 19, nº 3, p. 372-380, mars 2022, doi: 10.1016/j.hrthm.2021.11.010.
[298] K. Jongnarangsin, J. P. Thaker, et R. K. Thakur, « Pacemakers and magnets: An arranged marriage », *Heart Rhythm*, vol. 6, nº 10, p. 1437-1438, oct. 2009, doi: 10.1016/j.hrthm.2009.07.032.
[299] « ISO 14117 ». https://www.iso.org/fr/standard/73915.html (consulté le 28 avril 2023).
[300] H. D. Young, *Statistical Treatment of Experimental Data*, McGraw Hill. 1962.

C. Communications scientifiques

Revues spécialisées

- **T. Quirin** *et al.*, “Towards tracking of deep brain stimulation electrodes using an integrated magnetometer”, ***Sensors*** 2021, https://doi.org/10.3390/s21082670
- **T. Quirin** *et al.*, “Quantification of the Safety Distance Between ICDs and Phones Equipped With Magnets”, ***JACC Clin. Electrophysiol****,* 2021, https://doi.org/10.1016/j.jacep.2021.04.014
- C.Féry, A. Desombre, **T. Quirin** *et al.*, “Magnetic Field Measurements of Portable Electronic Devices: The Risk Inside Pockets for Patients With Cardiovascular Implantable Devices”, ***Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology***, 2022, https://doi.org/10.1161/CIRCEP.121.010646
- P. Baderscher, C.Vergne, … , **T. Quirin** *et al.*, “Magnetic field interactions of smartwatches and portable electronic devices with CIEDs – Did we open a Pandora’s box?”, ***IJC Heart & Vasculature*** 2022, https://doi.org/10.1016/j.ijcha.2022.101122
- C. Vergne, C.Féry, **T. Quirin** *et al.*, “Low field electromagnetic tracking using 3D magnetometer for assisted surgery”, ***IEEE TMAG*** 2022 (from ***EMSA 2022***), https://doi.org/10.1109/TMAG.2022.3204918
- C. Fischer, **T. Quirin** *et al.*, “Gradiometer-based magnetic localization for medical tools” , ***IEEE TMAG*** 2022 (from ***EMSA 2022***), https://doi.org/10.1109/TMAG.2022.3206590
- C.Vergne, J.Iniacio, **T. Quirin** *et al.*, “Tracking of a magnetically navigated millirobot with a magnetic field camera”, **IEEE Sensors**, https://doi.org/10.1109/JSEN.2023.3264496

Conférences internationales avec comité de lecture

- **T. Quirin** *et al.*, “A magnetic camera to assess the risk of magnetic interaction between portable electronics and cardiac implantable electronic devices”, ***IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*** (MeMeA) **2022**, https://doi.org/10.1109/MeMeA54994.2022.9856580
- C.Vergne, J.Iniacio, **T. Quirin** *et al.*, “Millirobot magnetic manipulation for ocular drug delivery with sub millimeter precision”, **IEEE Sensors 2022**, https://doi.org/10.1109/SENSORS52175.2022.9967141 *(Best Student Paper Award)*
- P. Baderscher, C.Vergne, … , **T. Quirin** *et al.*, “Magnetic field interactions of smartwatches and portable electronic devices with cardiovascular implantable electronic devices”, ***Europace*** **2022**, https://doi.org/10.1093/europace/euac053.576
- **T. Quirin** *et al.*, “Towards Magnetic Tracking of Deep Brain Stimulation Electrodes”, **EMBEC 2020** (abstract)
- **T. Quirin** *et al.*, “High-input impedance preamplifiers for multi-channel strategies at low frequency”, **ESMRMB 2020** (abstract + video de 2 min)

- C.Vergne, … , **T. Quirin** *et al.*, “Tracking the orientation of deep brain stimulation electrodes using an embedded magnetic sensor”, ***IEEE NER 2021***

- D. Jeker, **T. Quirin**, J. Pascal, “Monitoring the exposure to magnetic fields of MRI workers using goggles integrating magnetometers”, ***IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*** (MeMeA) **2023**, (accepté pour publication)

Conférences nationales avec comité de lecture

- **T. Quirin** *et al.*, “An instrumented cardiac ablation catheter model dedicated to magnetic navigation and tracking”, **GDR SoC² 2022** (poster)
- **T. Quirin** *et al.*, “A magnetic safety scanner to assess the risk of magnetic interaction between portable electronics and cardiac implantable electronic devices”, **GDR SoC² 2022** (poster)

Université de Strasbourg

Thomas QUIRIN

Développement d'un système de localisation magnétique submillimétrique et faiblement invasif pour l'ablation des arythmies cardiaques

Résumé

Les arythmies cardiaques sont des troubles du rythme cardiaque pouvant nécessiter une procédure d'ablation des cellules responsables grâce à un cathéter. Ce type de procédure peut être effectué avec des systèmes de navigation magnétique pour avoir un contrôle direct du cathéter au niveau du cœur. Dans ce contexte, cette thèse présente l'électronique et l'instrumentation nécessaire au développement d'un système de localisation magnétique intégré à la navigation magnétique. L'objectif est de réduire les doses de radiation induite par la fluoroscopie et d'augmenter encore le contrôle du cathéter. Cette thèse a permis de développer des caméras magnétiques et leur procédure de calibration. Ces instruments ont été utilisés pour développer notre système de localisation en remplaçant les modèles de champs par des mesures expérimentales. Des premières évaluations des performances de la localisation ont été réalisées ainsi qu'une preuve de concept couplant navigation et localisation magnétique.

Mots-clefs : arythmie cardiaque, navigation magnétique, capteur magnétique, caméra magnétique, calibration, cathéter instrumenté, localisation magnétique

Abstract

Cardiac arrhythmias are heart rhythm disorders that may require a procedure to ablate the responsible cells using a catheter. This type of procedure can be carried out using magnetic navigation systems to provide direct control of the catheter at the level of the heart. In this context, this PhD work presents the electronics and instrumentation required to develop a magnetic localisation system integrated with magnetic navigation. The aim is to reduce the radiation doses induced by fluoroscopy and further increase catheter control. This PhD work led to the development of magnetic cameras and their calibration procedure. These instruments were used to develop our localisation system by replacing field models with experimental measurements. Initial localisation performance evaluations were carried out, as well as a proof of concept combining navigation and magnetic localisation.

Keywords : cardiac arrhythmia, magnetic navigation, magnetic sensor, magnetic camera, calibration, instrumented catheter, magnetic localisation