

Thermométries ultrasonore et infrarouge pour le contrôle de la protection myocardique

Céline H. Engrand

► To cite this version:

Céline H. Engrand. Thermométries ultrasonore et infrarouge pour le contrôle de la protection myocardique. Autre. Université Montpellier, 2016. Français. NNT: 2016MONTT103. tel-01615013

HAL Id: tel-01615013 https://theses.hal.science/tel-01615013

Submitted on 11 Oct 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers. L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.





Délivré par l'Université de Montpellier (UM)

Préparée au sein de l'école doctorale Information Structures Systèmes (I2S) Et de l'unité de recherche Institut d'Electronique et des Systèmes (IES)

Spécialité: Électronique

Présentée par Mlle Céline H. ENGRAND

Thermométries ultrasonore et infrarouge pour le contrôle de la protection myocardique

Soutenue le 30 Novembre 2016 devant le jury composé de

M. François BURET, Professeur,	Président du jury
École Centrale de Lyon, Laboratoire Ampère.	
M. Christophe BAUFRETON, Professeur, Praticien hospitalier	Rapporteur
Université Nantes Angers Le Mans, CHU Angers.	
M. Nicolas WILKIE-CHANCELLIER, Maître de conférence, HDR,	Rapporteur
Université de Cergy-Pontoise, Laboratoire SATIE.	
M. Philippe LASAYGUES, Ingénieur de Recherche CNRS, HDR	Examinateur
Université Aix-Marseille, LMA.	
M. Didier LAUX, Maître de conférence, HDR	Examinateur
Université de Montpellier, IES.	
M. Jean-Yves FERRANDIS, Ingénieur de Recherche CNRS, HDR	Examinateur
Université de Montpellier, IES.	
M. Roland DEMARIA, Professeur, Praticien hospitalier	Examinateur
Université de Montpellier, CHU Arnaud de Villeneuve.	
M. Emmanuel LE CLÉZIO, Professeur,	Directeur de thèse
Université de Montpellier, IES.	







Remerciements

Mes premiers remerciements vont à mon directeur de thèse, **Emmanuel Le Clézio**, sans qui cette thèse n'aurait jamais vu le jour. Emmanuel est doté d'une générosité et de qualités scientifiques hors-pairs, il a su me redonner confiance dans les moments difficiles.

Je remercie également mes encadrants :

Roland Demaria, qui est également à l'origine de cette thèse et de la collaboration entre l'IES et le CHU de Montpellier.

Didier Laux, pour son savoir expérimental, sa disponibilité et pour m'avoir si bien conseillé et soutenu tout au long de ces années.

Jean Yves Ferrandis, pour ses explications et son aide précieuse durant la rédaction.

Je suis vivement reconnaissante à Nicolas Wilkie-Chancellier, Christophe Bauffreton, François Buret et Philippe Lasaygues, qui ont accepté de faire partie de mon jury.

Avec toute ma gratitude, je remercie **Jean-Claude Sinquet**, **Hubert Taillades** et **Aniss Seghrouchni**. Ce fut un plaisir de travailler avec vous et de mener à bien les expérimentations *in-vivo* sur modèle animal.

Je suis également reconnaissante aux différents permanents de l'Institut d'Electronique et des Systèmes, notamment mon directeur de laboratoire Alain Foucaran pour m'avoir accueilli au sein de son laboratoire, et plus particulièrement les membres de mon équipe : Franck Augereau, Thomas Delaunay, Gilles Despaux, Alain Portal, Eric Rosenkrantz, Brice Sorli, Arnaud Vena, Benoît Charlot, Alain Giani, Philippe Combette, Yannick Launay.

Je remercie les doctorants avec qui j'ai passé le plus clair de mon temps, **Redha** Boubenia, David Lapeine, Pierre-Antoine Meignen, Ali Dekious, Guillaume Kock.

Un petit clin d'œil à mes plus vielles amies **Sarah** et **Elodie** qui m'ont suivie et encouragée depuis le début de mes études. Merci également à **Sophie**, **Goulven**, **Vincent**, **Fanny**, **Yacine**, **Sandra**, **Kelly**, **Elise** et **Julie**, pour vos soutiens et présences.

Enfin je remercie ma famille, ma mère **Sylvie** et ma grand-mère **Odile**, les femmes qui m'inspirent chaque jour par leur force de vie. Merci à mes frères, **Rémy** et **Sébastien**, pour leurs soutiens inconditionnels.

Et en particulier, je remercie, **Jean-Eymeric** qui a toujours su me soutenir (surtout sur la fin), sache que tu m'as aidé bien plus que tu ne le penses.

Sommaire

Remerciements i	ii
Liste des figures	x
Liste des tableaux xi	v
Introduction générale	1
I. Contexte	5
Introduction	7
I.1 Le cœur humain I.1.1 Anatomie du cœur humain I.1.1 Emplacement I.1.2 Morphologie et structure du cœur I.1.2 Physiologie cardio-vasculaire I.1.2.1 Circulation sanguine intracardiaque et système cardiovasculaire I.1.2.2 Réseau coronaire I.1.3 Pathologies cardio-vasculaires	8 8 8 9 9 1 2
I.2 La chirurgie cardio-vasculaire 1 I.2.1 Pontages aorto-coronarien (PAC). 1 I.2.1.1 Types de pontages 1 I.2.2 La circulation extra-corporelle 1 I.2.3 Protection myocardique sous cardioplégie 1 I.2.3.1 Fonctionnement de la cardioplégie 1 I.2.4 Dispositifs courants de surveillance du myocarde per-opératoire 1 I.2.4.1 L'electrocardiogramme (ECG) 1 I.2.4.3 L'échocardiographie transœphagienne (ETO) 2 I.2.4.4 Sonde myocardique 2	4 5 6 7 8 9 9 0 1 22
I.3 Etat de l'art des méthodes de thermométrie tissulaire non invasive 2 I.3.1 Thermométrie par Résonance Magnétique Nucléaire 2 I.3.2 Thermométrie par ultrasons (TUS) 2	3 3

I.3.3 Optoacoustique	24
I.3.4 Thermographie infrarouge (TIR)	25
I.3.5 Choix de méthodes	26
Conclusion	27
II. Echographie ultrasonore appliquée au suivi thermiq du myocarde : Etat de l'art et limites	$\overset{[\mathrm{ue}]}{29}$
Introduction	31
II.1 Echographie ultrasonore : Physique et instrumentation	32
II.1.1 Principe physique des ultrasons.	32
II.1.2 Transducteur à ultrasons	33
II.1.3 Echographie ultrasonore	35
II.1.4 Thermométrie par ultrasons sur tissu : méthode du déplacement d'éc	ho 35
II.2 Détermination générale du cœfficient a à partir d'échantillon	.s
de myocardes porcins <i>in-vitro</i>	38
II.2.1 Dispositif expérimental	38
II.2.1.1 Méthode de mesure par indentation :	38
II.2.1.2 Contrôle thermique des échantillons :	40
II.2.2 Vitesse expérimentale $c(T)$ dans le myocarde de porc <i>in-vitro</i>	41
II.2.2.1 Résultats de mesures : comparaison des données	41
II.2.2.2 Estimation de la précision de mesure de T	42
II.2.2.3 Discussion	42
II.3 Faisabilité d'une thermométrie ultrasonore sur cœurs porcin	.S
in-vitro	44
II.3.1 Protocole expérimental sur cœurs <i>in-vitro</i>	44
II.3.1.1 Estimation des paramètres initiaux : c_i et d	44
II.3.1.2 Protocole de suivi thermique	45
II.3.2 Résultats des mesures de température sur cœurs <i>in-vitro</i>	45
II.3.2.1 Estimation de l'erreur relative des mesures de température	45
11.3.2.2 Evaluation de réponse thermique dynamique du myocarde	46
II.3.2.3 Post-calibration	49
Conclusion	51
III. Méthode de mesure de la température en profonde à partir d'une mesure surfacique : application sur fantô	eur
et muscle cardiaque	53

53

55

III.1 Equation d'ajustement pour un suivi de température en profon-	
deur du myocarde en régime non stationnaire	56
III.1.1 Mécanisme de transfert thermique en régime transitoire	56
III.1.2 Hypothèse d'ajustement pour un suivi de température précis en pro-	
fondeur	57
III.2 Modélisation du champ de réchauffement d'une paroi ventricu-	
laire	58
III.2.1 Maillage de la structure : Paroi ventriculaire	58
III.2.2 Propriétés thermo-physique	59
III.2.3 Méthode de calcul du réchauffement	59
III.3 Evaluation du procédé sur fantômes et cœurs $in-vitro$	62
III.3.1 Préparation des échantillons	62
III.3.1.1 Fantômes d'élastomère	62
III.3.1.2 Cœurs de porc $in-vitro$	63
III.3.2 Montage expérimental et protocole de mesure	63
III.3.3 Détermination de τ en fonction de d	63
III.3.4 Application au suivi thermique en profondeur	64
III.3.4.1 Cas des Fantômes	65
III.3.4.2 Cas des cœurs <i>in-vitro</i> \ldots	66
Conclusion	69
IV. Thermométrie par infrarouge appliquée à la mesure de température en profondeur	9 71
Introduction	73
IV.1 Introduction aux mesures quantitatives par TIR	74

IV.1 Introduction aux mesures quantitatives par TIR 7	4
IV.1.1 Principe physique de la thermographie infrarouge	74
IV.1.2 Transfert d'énergie par rayonnement	75
IV.1.2.1 Rayonnement d'un corps	75
IV.1.3 Lois fondamentales du rayonnement thermique	75
IV.1.3.1 Luminance spectrale	75
IV.1.3.2 Emittance spectrale	76
IV.1.3.3 Lois fondamentales	76
IV.1.3.4 Emissivité	78
IV.1.4 Caméra TIR	78
IV.1.5 Mesure par caméra TIR	30
IV.2 Paramètres d'influence	32
IV.2.1 Emissivité	32
IV.2.2 Coefficient de transmission	33
IV.2.3 Structure de la surface et effet miroir	34
IV.2.4 Angle d'observation.	35

IV.2.5 Influence des erreurs de paramétrage sur les mesures de température	. 86
IV.2.5.1 Simplification de l'équation radiométrique de luminance	. 86
IV.2.5.2 Influence de l'erreur sur la température réfléchie apparente	. 87
IV.2.5.3 Influence de l'erreur sur l'émissivité	. 88
IV.2.6 Erreur de mesure en fonction de la courbure du cœur	. 88
IV.2.6.1 Estimation théorique	. 89
IV.2.6.2 Estimation expérimentale sur cœur <i>in-vitro</i>	. 91
IV.3 Application préliminaire de TIR sur myocardes in-vitro	94
IV.3.1 Dispositif expérimental et protocole de mesure	. 94
IV.3.1.1 Eléments du dispositif	. 94
IV.3.1.2 Protocole de mesure	. 95
IV.3.1.3 Mesure par infrarouge	96
IV.3.1.4 Mesure par ultrasons	. 96
IV.3.2 Résultats des suivis de température en surface et en profondeur par	
TIR et TUS calibrée sur cœur <i>in-vitro</i>	. 96
IV.3.2.1 Comparaison des mesures de température par TIR et thermocouples	
de surface sur cœur <i>in-vitro</i>	. 97
IV.3.2.2 Comparaison des mesures de température moyenne en profondeur	0.0
estimées à partir de TIR et de TUS calibrée	. 98
IV.3.2.3 Discussion	. 99
Conclusion	101
	109
v. Experimentations sur modele animal <i>in-vivo</i>	103
Introduction	105
V.1 Protocole expérimental pour le suivi de température du cœur	
de modèle porcin <i>in-vivo</i>	106
V.1.1 Modèle animal.	. 106
V.1.2 Préparation et anesthésie du sujet	. 106
V.1.3 Protocole chirurgical	. 107
V.1.3.1 Incision.	. 107
V.1.3.2 Protocole de perfusion cardioplégique	. 108
V.1.4 Positionnement du dispositif infrarouge et ultrasonore	. 108
V.2 Suivi de la dynamique thermique surfacique du cœur après in-	
jection de cardioplégie hypothermique	111
V.2.1 Dynamique thermique globale	. 111
V.2.2 Evaluation du réchauffement de surface	. 112
V.2.2.1 Identification de la tendance de réchauffement surfacique par ven-	

V.3 Application du suivi thermique en profondeur sur cœur <i>in vivo</i>	118
V.3.1 Détermination des paramètres préliminaires.	. 118
V.3.1.1 Mesure des épaisseurs de parois ventriculaires	118
V.3.1.2 Estimation des $\tau(d)$.	119
V.3.1.3 Suivi temporel du déplacement d'écho par TUS calibrée.	119
V.3.2 Résultats expérimentaux : Comparaison des mesures par TIR ajustée	
et par TUS calibrée	120
V.4 Fiabilité et amélioration du dispositif	123
V.4.1 Influence physiologique	123
V.4.2 Etudes à mener en vue de l'amélioration de la méthode de mesure	125
V.4.2.1 Estimation du coefficient a sur muscle cardiaque <i>in-vivo</i>	125
V.4.2.2 Evaluation de la température moyenne en profondeur du ventricule	
droit \ldots	125
V.4.3 Quelques éléments d'amélioration du dispositif	125
V.4.3.1 Thermographie par infrarouge	125
V.4.3.2 Thermométrie par ultrasons	126
Conclusion	127
Conclusion Générale et Perspectives	129
Annexes	131
A Compléments en physiologie et chirurgie cardiaque	131
B Mesures d'étalonnage des thermocouples	135
C Valeurs littéraires de vitesses ultrasonores du cœur	137
Communications	139
Bibliographie	141

Liste des figures

I.1.1	Localisation du cœur dans le médiastin [17]	8
I.1.2	Tunique cardiaque [20]. \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots \ldots	9
I.1.3	Cavités du cœur en coupe frontale [21]	10
I.1.4	Système cardio-vasculaire : circulation pulmonaire et circulation systé-	
	mique [17, 21]	10
I.1.5	Circulation coronaire [21]	11
I.1.6	Coupe schématique d'une artère saine et d'une artère atteinte par des	
	plaques d'athéromes [23]	12
I.2.1	Incision du sternum (sternotomie médiane) permettant l'accès au cœur	
	[25]	14
I.2.2	Pontages veineux, artériel et mammaire [30]	15
I.2.3	Dispositif de circulation extra-corporelle.	17
I.2.4	Morphologie de l'ECG corrélée au cycle cardiaque	19
I.2.5	Composition et trajet du cathéter de Swan-Ganz	20
I.2.6	Sonde transcephagienne (ETO) A. Terminologie utilisée pour la ma-	
	nipulation de l'ETO B. Quatre positions standards de la sonde entre	
	l'œsophage et l'estomac et les plans d'imagerie associés [46]	21
I.2.7	Sonde de mesure thermique du myocarde [48]	22
I.3.1	L'imagerie par résonance magnétique adaptée à la thermométrie	23
I.3.2	Principe de l'optoacoustique [82]	25
I.3.3	Thermographie par infrarouge	26
II.1.1	Structure générale d'un capteur ultrasonore	34
II.1.2	Capteurs ultrasonores mono et multi-éléments.	34
II.1.3	Principe de l'échographie ultrasonore	35
II.1.4	Influence d'un changement de température de milieu sur un même écho.	36
TT a d		
11.2.1	Dispositif expérimental permettant l'estimation de la vitesse de pro-	
	pagation des ultrasons en fonction de la température d'échantillons de	
	myocarde <i>in-vitro</i>	38
11.2.2	Méthode par indentation : acquisition des signaux et traitement	39
11.2.3	Suivi des déplacements d'écho au cours du réchauffement du tissu est	
	utilisée pour estimer l'équilibre de la température du milieu	40
11.2.4	Estimation de la vitesse de propagation des ultrasons en fonction de la	
	température au sein d'échantillons de myocardes	41
II.2.5	Coupe micro-histologique de muscle cardiaque de porc [88]	42

Adaptation du banc expérimental pour un suivi thermique sur cœur entier <i>in-vitro</i>	. 45
la valeur moyenne de l'erreur relative	. 46 . 47 . 48
l'expérience 47 en post-traitement.	. 49
Maillage d'une paroi ventriculaire simplifiée sous éléments finis Résultats théoriques du réchauffement d'une paroi ventriculaire Evolution temporelle de la température d'une paroi modélisée pour des	. 58 . 60
épaisseurs d allant de 0 à $5 \cdot 10^{-2}$ m	. 60 . 61
Préparation des échantillons expérimentales	. 62 . 63
et par TUS calibrée	. 65
tivement)	. 66
à par l'équation V.3.6 et la mesure de τ Résultats des mesures de température moyenne en profondeur de 20 parois ventriculaires <i>in-vitro</i> . Les lignes pleines représentent les mesures par TUS calibrée et les points représentent les mesures à partir de τ	. 67 . 67
Estimation des erreurs absolues de mesure sur cœurs <i>in-vitro</i>	. 68
Spectre électromagnétique	. 74 . 75 . 76 . 77 . 78 . 79
rouge	. 81
Emissivité spectrale des différents types de corps, de l'épicarde et du péricarde <i>in-vitro</i> [129]	. 82
	Adaptation du banc expérimental pour un suivi thermique sur cœur entier <i>in-vitro</i>

IV.2.2	Détermination de l'émissivité du cœur.		83
IV.2.3	Facteur moyen de transmission atmosphérique en fonction de la dis-		
	tance de mesure, pour une humidité relative atmosphérique de 50%		
	[127]	•	84
IV.2.4	Détermination de la température apparente réfléchie	•	85
IV.2.5	Influence de l'angle d'observation sur l'émissivité d'un corps gris [133].	•	85
IV.2.6	Estimation de l'émitance sur la Fenêtre IR III et sa régression T^4 en		0.0
	fonction de la gamme de temperature $[270 - 320]$ K	•	86
11.2.7	Erreur de mesure de temperature en fonction de l'erreur de mesure de la température réfléchie de 10 °C		87
IV 2 8	Erreur de mesure de température en fonction de l'erreur relative de	•	01
11.2.0	l'émissivité ε .		88
IV.2.9	Calcul des différences de températures apparentes en fonction de l'angle		
	d'observation Φ		89
IV.2.10) Estimation de la distance l' en fonction de l'un angle d'observation Φ .		90
IV.2.11	Image thermique par infrarouge : Positionnement des curseurs sur le		
	cœur		91
IV.2.12	2 Température apparente mesurée en fonction de la position des curseurs		
	de TIR	•	92
IV.3.1	Banc expérimental de couplage thermométrique IB-US sur cœur <i>in</i> -		
11.0.1	vitro		94
IV.3.2	Programme C.O.E.U.R : Cardiac. Operation. Evaluation.by. Ultrasound.	an	d.
	infraRed		95
IV.3.3	Exemple de cartographie thermique du réchauffement d'un cœur in-		
	vitro	•	96
IV.3.4	Expérience à l'air ambiant : Mesures de la température de surface et		
	de profondeur par TIR et TUS calibrée sur cœur <i>in-vitro</i>	•	97
IV.3.5	Comparaison des mesures de température par infrarouge et thermo-		00
	couples de surface.	•	98
11.3.0	Comparaison des mesures de temperature moyenne en profondeur par		00
	TIR ajustee et 105 campree	•	99
V.1.1	Préparation du sujet porcin femelle sous anesthésie générale	. 1	06
V.1.2	Etapes de préparation du champs opératoire	. 1	08
V.1.3	Positionnement de la caméra IR	. 1	09
V.1.4	Contrôle locale par thermocouples.	. 1	09
V.1.5	Programme d'acquisition en temps réel	. 1	09
V.1.6	Vue d'ensemble de la salle d'expérimentation	. 1	10
V.1.7	Seconde partie du dispositif multi-physique	. 1	10
V91	Imagos thermiques de la surface antérieure du cour acquises par TIR		
V .2.1	durant l'injection d'une solution cardioplégique hypothermique à tra-		
	vers le réseau coronaire.	. 1	11
V.2.2	Evolution thermique moyenne de la surface du cœur durant chacune	-	
	des 4 expériences	. 1	12

V.2.3	Positionnement des curseurs spécifiques sur chacune des parois ventri- culaires
V.2.4	Températures des deux parois ventriculaires
V.2.5	Mesures des température de refroidissements
V.2.6	Comparaison des moyennes thermiques de refroidissement et réchauf- fement des quatre expériences. VD : Ventricule Droit ; VG : Ventricule Gauche ; R1 : Réchauffement 1 ; R2 : Réchauffement 2 ; R3 : Réchauf- fement 3
V.2.7	Superposition des courbes expérimentales et ajustements à partir de l'équation V.2.1
V.2.8	Valeurs des coefficients a, b et c et courbes de tendances
V.3.1	Estimation du temps de vol t à température initiale T_i connue
V.3.2	Suivi du déplacement d'écho au cours d'une session refroidissement- réchauffement
V.3.3	Suivi du réchauffement de la paroi ventriculaire par TIR ajustée et TUS calibrée $(a_{-} - 2)$
V.3.4	Calibrée $(a_c = 2$
V.4.1	Exemple d'erreur d'acquisition du signal ultrasonore durant la phase de réchauffement de la paroi ventriculaire gauche
V.4.2	Influence des phénomènes de reflux et fibrillation ventriculaire au cours
V.4.3	du suivi thermique
A.1 A.2 A.3	Propagation du PA au sein du myocarde [21]
n.4	
B.1 B.2 B.3	Thermocouple HYP1, Omega [®]

Liste des tableaux

II.1.1	Fréquence en fonction de la profondeur de pénétration	33
III.2.1	Propriétés thermo-physiques du cœur et PDMS	59
IV.1.1	Caractéristiques de la caméra TIR FLIR $^{\textcircled{C}}$ - A645sc LS	80
V.3.1	Paramètres préliminaires de mesures en condition <i>in-vivo</i>	119

Introduction générale

L'expansion de la chirurgie cardiaque a été possible par la mise en place de la circulation extracoporelle et de techniques de protection myocardique permettant d'intervenir sur un cœur non irrigué, aux cavités vides et immobiles [1], [2]. La cardioplégie est un procédé de perfusion d'une solution riche en potassium qui induit un arrêt cardiaque en dépolarisation. Diffusée à travers le réseau coronaire, la solution est censée permettre au myocarde de tolérer l'ischémie provoquée par l'absence de vascularisation durant la chirurgie [3]. Elle instaure pour cela un pseudo-état d'hibernation induisant un arrêt de l'activité électrique et mécanique du myocarde et assure une balance positive en oxygène pour limiter l'ischémie et préserver les réserves énergétiques. En parallèle de cette technique, le patient est connecté à une circulation extracorporelle (CEC) permettant de suppléer les fonctions cardio-pulmonaires durant l'arrêt momentané du cœur et des poumons [4].

Malgré ces progrès techniques et les connaissances accumulées, la chirurgie cardiaque reste une chirurgie à risque. Ainsi, la mortalité moyenne est de 0, 5 - 2 % pour les pontages aorto-coronariens, et de 2-8 % pour les remplacements valvulaires [5]. Les nombreuses complications de la chirurgie cardiovasculaire sont notamment dues aux conditions hémodynamiques profondément modifiées par le geste chirurgical mais également par la CEC et la cardioplégie qui tendent à diminuer les performances du myocarde durant l'opération [6, 7]. Dans le but de minimiser au maximum ces risques, la cardioplégie peut être administrée à basse température. Une hypothermie est provoquée, abaissant la température de l'ensemble du myocarde aux alentours de 10° C et 15° C, température idéale et non délétère pour le cœur.

Cependant, l'influence environnementale, le débit de la CEC ou d'autres paramètres encore inconnus peuvent contrecarrer le flux cardioplégique et influencer son efficacité. Actuellement il n'existe pas de suivi opérationnel de la protection myocardique et les seuls indications disponibles pour le chirurgien sont l'arrêt contractile du cœur en début de cardioplégie ou l'apparition de fibrillations cardiaques dénonçant une inefficacité à long terme de la cardioplégie [8]. Il n'y a donc pas à ce jour, de dispositif permettant d'évaluer concrètement la diffusion et l'efficacité de perfusion cardioplégique durant la chirurgie cardiovasculaire.

Parmi les paramètres de mesure pouvant contribuer à la surveillance du myocarde sous cardioplégie, le suivi de la température tissulaire semble être un candidat tout à fait approprié. L'évaluation du phénomène de perfusion cardioplégique hypotermique au sein du réseau coronaire pourrait être réalisée dans un premier temps, afin de fournir une information quant à la diffusion de la solution au sein du myocarde. Dans un second temps, le suivi de la dynamique thermique pourrait permettre d'identifier des zones lésées par l'action du perfusat ou présentant une réponse thermique attestant d'une modification de paramètres physiologiques liée à la souffrance cardiaque.

L'objectif de la thèse est donc de mettre en place un dispositif de suivi thermique du cœur dont les critères d'appréciations indispensables sont l'inocuité, l'ergonomie et la facilité d'utilisation. De plus l'acquisition de données dans le cadre d'une évaluation post opératoire permettrait d'identifier un profil de réchauffement "classique" ou "à risque" du muscle cardiaque.

L'étude des différentes méthodes de thermométries tissulaires a permis de déterminer deux méthodes en adéquation avec l'objectif : la thermographie par infrarouge (TIR) et la thermométrie par ultrasons (TUS). Le principe de base de la thermométrie par ultrasons se fonde sur la relation entre la vitesse de propagation des ultrasons et la modification des propriétés du milieu. La température moyenne de ce milieu, traversé par les ultrasons, peut être facilement évaluée à partir d'un suivi de déplacement d'écho. C'est un procédé non destructif (les ultrasons sont non ionisants), facile à mettre en place, de faible coût, compatible avec différents types de dispositifs et qui peut être pratiqué instantanément. Cette méthode est déjà utilisée durant la procédure HIFU (High Intensity Focused Ultrasound), durant laquelle une ablation de tumeur est pratiquée en la faisant "chauffer" par ultrasons focalisés [9]. La thermométrie ultrasonore est exploitée en parallèle comme méthode de surveillance et permet d'éviter l'échauffement des tissus seins environnants [10]. C'est le cas notamment du traitement contre le cancer de la prostate. Cependant la réalisation d'un suivi thermique par ultrasons implique également quelques contraintes. La relation entre la température et la vitesse de propagation des ultrasons varie généralement suivant la gamme de températures et le milieu de mesure (hétérogénéité). Une calibration globale et uniforme, précisément sur le tissu étudié est préconisée avant chaque mesure de thermométrie [11, 12, 13, 14, 15, 16].

D'un autre côté, le rayonnement thermique (luminance) émis par les tissus peut également être capté par TIR et fournir une température directe. Cette technique à la fois instantanée, globale (ou locale) et sans contact, peut facilement s'implémenter en salle d'opération. La TIR a été exploitée en recherche médicale notamment pour l'observation et la détection de troubles cliniques se manifestant par des variations de températures. Cependant son application reste limitée à de l'imagerie thermique de surface, majoritairement qualitative. Dans l'éventualité de mesures quantitatives, cette technique impose un étalonnage précis basé sur de nombreux paramètres d'influence.

La combinaison de ces deux méthodes permettrait d'envisager la mise en place d'une investigation multi-physique de mesure thermique en temps réel, applicable en condition chirurgicale. Un suivi minutieux de la dynamique thermique du myocarde suite à l'introduction de la solution cardioplégique pourrait ainsi contribuer à minimiser la souffrance cardiaque à travers l'évaluation de l'efficacité de la cardioplégie per et post opératoire.

Le manuscrit est organisé de la manière suivante :

Le premier chapitre introduit le contexte de cette étude en commençant par une présentation détaillée de l'organe à l'origine de ce travail : le cœur. Son anatomie, sa physiologie ainsi que certaines pathologies pouvant le toucher sont abordées. A travers un type d'intervention très répandue, le pontage coronarien, la chirurgie classique qui en découle est présentée. L'accent est mis sur le fonctionnement de la circulation extracoporelle et la protection cardiopégique. Une vue d'ensemble des dispositifs de monitoring actuellement utilisés en chirurgie interventionnelle est répertoriée puis un état de l'art des méthodes de thermométries existantes est réalisé.

Le second chapitre est dédié à la thermométrie ultrasonore (TUS). Après une présentation théorique de la méthode, la thermométrie ultrasonore par écho tracking est expérimentée sur cœurs *in vitro*. Dans un premier temps, la dynamique thermique du muscle cardiaque est caractérisée par les ultrasons mettant en avant la complexité du milieu. Dans un second temps, l'application de la technique par calibration préalable est expérimentée.

Le chapitre suivant fait l'objet d'une transition entre mesure thermique de surface et de profondeur. L'idée est d'exploiter le suivi thermique de surface du cœur afin d'évaluer la température interne. Une simulation par éléments finis évalue la faisabilité de cet ajustement, puis une série d'expérimentations sur fantômes et cœurs *in vitro* est pratiquée.

Le quatrième chapitre est consacré à la thermographie infrarouge (TIR). Les notions fondamentales et le principe de fonctionnement de la thermographie infrarouge sont abordés. Puis les paramètres d'influence de mesure par TIR sont évalués et leurs influences sur l'erreur de mesure thermique est mesurée. Enfin, des expériences préliminaires sur myocardes *in vitro* permettent de tester des mesures thermiques, d'une part à partir de TIR ajustée afin d'estimer la température moyenne en profondeur et d'autre part par TUS.

Le cinquième chapitre conclut par la validation du dispositif TIR-TUS en présentant de nouvelles expériences, cette fois-ci sur modèle animal *in vivo*, durant lesquelles des sessions de refroidissement par cardioplégie hypothermique ont été effectuées. Dans un premier temps, l'évaluation de la dynamique de réchauffement de la surface du myocarde est mesurée par TIR. Puis dans un second temps, à partir du dispositif associant les mesures TIR et TUS, des premières mesures de la température moyenne en profondeur sur cœur *in-vivo* sont réalisées. Des perspectives d'amélioration de la technique et de nouvelles éventualités sont également proposées.

Chapitre I.

Contexte

Introduction	
I.1 Le cœur humain	8
I.1.1 Anatomie du cœur humain	8
I.1.1.1 Emplacement	8
I.1.1.2 Morphologie et structure du cœur	8
I.1.2 Physiologie cardio-vasculaire	9
I.1.2.1 Circulation sanguine intracardiaque et système cardiovasculaire	9
I.1.2.2 Réseau coronaire	11
I.1.3 Pathologies cardio-vasculaires	12
I.2 La chirurgie cardio-vasculaire	14
I.2.1 Pontages aorto-coronarien (PAC)	14
I.2.1.1 Types de pontages	15
I.2.2 La circulation extra-corporelle	16
I.2.3 Protection myocardique sous cardioplégie	17
I.2.3.1 Fonctionnement de la cardioplégie	18
I.2.4 Dispositifs courants de surveillance du myocarde per-opératoire	19
I.2.4.1 L'electrocardiogramme (ECG)	19
I.2.4.2 Le cathéter artériel pulmonaire de Swan-Ganz	20
I.2.4.3 L'échocardiographie transcephagienne (ETO)	21
I.2.4.4 Sonde myocardique	22
I.3 Etat de l'art des méthodes de thermométrie tissulaire non in-	
vasive	23
I.3.1 Thermométrie par Résonance Magnétique Nucléaire	23
I.3.2 Thermométrie par ultrasons (TUS)	24
I.3.3 Optoacoustique	24
I.3.4 Thermographie infrarouge (TIR)	25
I.3.5 Choix de méthodes	26
Conclusion	

Introduction

Ce premier chapitre présente succinctement l'anatomie et la physiologie du cœur. Les pathologies les plus fréquentes qui peuvent mettre à mal son fonctionnement sont également abordées.

Nous introduisons ensuite la chirurgie cardio-vasculaire et ses techniques, une spécialité récente qui demande la connaissance et la mise en place de nombreux dispositifs. Plus spécifiquement, l'intervention la plus fréquemment pratiquée est présentée, le pontage aorto-coronarien (PAC). L'accent est mis sur deux étapes primordiales de la chirurgie cardio-vasculaire : la circulation extra-corporelle et la cardioplégie.

Par la suite, la présentation des outils de surveillance couramment utilisés en chirurgie cardio-vasculaire permet de mettre en avant le besoin d'un dispositif non-invasif de suivi thermique du cœur en temps réel.

Enfin un état de l'art des avancés technologiques dans le domaine médical de la thermométrie non-invasive est dressé, introduisant les techniques de thermographie par infrarouge (TIR) et de thermométrie par ultrasons (TUS).

I.1 Le cœur humain

I.1.1 Anatomie du cœur humain

I.1.1.1 Emplacement

Le cœur est un organe musculaire creux, d'un poids d'environ 300 grammes qui se localise vers le centre du médiastin antérieur (Figure B.1a). Positionné de part et d'autre des poumons, il est principalement délimité par la coupole diaphragmatique en bas, le sternum en avant et par la colonne vertébrale en arrière (Figure B.1b) [17].



FIGURE I.1.1 – Localisation du cœur dans le médiastin [17].

I.1.1.2 Morphologie et structure du cœur

Orientation

La diminution du diamètre du cœur, de la base vers la pointe, appelé **apex**, lui fournit une forme proche d'une pyramide. Son grand axe est incliné de sorte que la base soit à la droite et l'apex à la gauche du sternum [18, 19].

Structure de la paroi cardiaque

Le cœur est composé essentiellement d'un muscle spécifique, le **myocarde**. C'est un muscle épais qui se contracte involontairement de manière rythmique grâce à un système nerveux autonome.



FIGURE I.1.2 – Tunique cardiaque [20].

Ce muscle est protégé par une enveloppe externe, le **péricarde**, un sac à double paroi composé de plusieurs feuillets : le **péricarde fibreux** (ou épais), le **péricarde séreux** lui même constitué de deux feuillets : le **feuillet viscéral** (ou épicarde) qui enveloppe la surface du cœur et le **feuillet pariétal** qui recouvre et tapisse la face interne du péricarde fibreux. Ces deux feuillets forment une cavité virtuelle nommée la **cavité péricardique** permettant les mouvements cardiaques. L'**endocarde** est la fine couche d'endothélium qui tapisse la totalité de l'appareil circulatoire séparant le myocarde de la zone creuse du cœur (Figure I.1.2).

Cavités et appareil valvulaire

Le cœur est un seul et unique organe composé de 4 cavités distinctes : Les deux cavités supérieures, nommées **atriums** (respectivement oreillette) gauche (AG) et droit (AD) sont séparées par une cloison musculaire, le **septum** interatrial. La continuité de cette cloison, le septum interventriculaire, sépare à son tour les deux cavités inférieures nommées **ventricules** gauche (VG) et droit (VD) (Figure I.1.3).

Sans entrer dans les détails, les cœurs gauche et droit, sont séparés distinctement; chacun est constitué d'un atrium et d'un ventricule. Ils communiquent par des orifices atrioventriculaire nommés **valve mitrale** pour le cœur gauche et la **valve tricuspide** pour le cœur droit.

I.1.2 Physiologie cardio-vasculaire

I.1.2.1 Circulation sanguine intracardiaque et système cardiovasculaire

L'étude que nous menons s'effectue sur cœur à l'arrêt, c'est pourquoi le fonctionnement de celui-ci est abordé succinctement. Concernant le système de conduction



FIGURE I.1.3 – Cavités du cœur en coupe frontale [21].

et l'activité électrique dont le cycle cardiaque dépend, des informations sur le sujet sont disponibles en annexe (Annexe A). La fonction du cœur est d'assurer la circulation sanguine à travers l'organisme. Le sang veineux, appauvri en oxygène (O_2) arrive de la périphérie par la **veine cave inférieure** (VCI) et la **veine cave supérieure** (VCS) accédant ainsi à l'atrium droit. Après ouverture de la valve tricuspide, ce sang est transféré vers le ventricule droit pour être envoyé vers les poumons via l'artère pulmonaire; c'est la **circulation pulmonaire** qui est assurée par la partie droite du cœur. La partie gauche du cœur assure quand à elle la **circulation systémique**; le sang oxygéné en provenance des poumons arrive dans l'atrium gauche par la veine pulmonaire. Une fois la valve mitrale ouverte, le sang riche en oxygène est transféré vers le ventricule gauche pour être propulsé vers tout le corps à travers l'**aorte** (FigureI.1.4). L'activité des deux parties du cœur est totalement synchrone.



FIGURE I.1.4 – Système cardio-vasculaire : circulation pulmonaire et circulation systémique [17, 21].

I.1.2.2 Réseau coronaire

Bien que le sang passe dans le cœur, ce n'est pas à partir de celui-ci que le muscle cardiaque extrait l'oxygène et les nutriments dont il a besoin. En effet l'endocarde étanche ne laisse pas passer le sang des cavités vers le myocarde; de plus les parois sont trop épaisses pour que l'oxygène et les nutriments nécessaires atteignent les cellules individuelles par diffusion.



FIGURE I.1.5 – Circulation coronaire [21].

De ce fait, le cœur, comme tous les organes, doit être irrigué par un réseau vasculaire systémique, la circulation coronaire. Les coronaires sont très variables d'un individu à l'autre mais globalement les artères coronaires qui irriguent le cœur sont issues de deux principales artères : l'artère coronaire droite qui irrigue la partie droite du cœur, et l'artère coronaire gauche qui, à partir de l'artère interventriculaire antérieure et l'artère circonflexe, irrigue la partie gauche du cœur. Le réseau coronaire veineux, constitué de sang appauvri en oxygène, se compose d'une grande, moyenne et petite veine cardiaque ainsi que des nombreuses veines accessoires (Figure I.1.5).

C'est essentiellement durant la diastole¹ que le cœur reçoit le sang nécessaire pour couvrir ses besoins. Le débit coronaire est asservi aux besoins en O_2 du cœur rendu possible par vasodilation² des artères coronaires qui facilite l'écoulement du sang. Cet ajustement de l'apport d' O_2 est crucial au bon fonctionnement du muscle cardiaque qui obtient l'énergie nécessaire à travers le métabolisme oxydatif.

Cependant, des altérations pathologiques de la paroi des vaisseaux coronaires peuvent provoquer une réduction du débit sanguin qui, suivant les conditions (pendant l'effort physique par exemple), est insuffisant par rapport aux besoins. Ces cardiopathies coronariennes accentuées font actuellement parties des causes de mortalité les plus répandues dans le monde occidental.

^{1.} Période de relâchement du cœur après s'être contracté.

^{2.} Augmentation du diamètre due au relâchement du muscle lisse de la paroi des vaisseau.

I.1.3 Pathologies cardio-vasculaires

Les pathologies cardio-vasculaires peuvent être regroupées suivant différentes catégories :

- · Les cardiopathies congénitales : Malformation du cœur qui est la cause majeure de la morbidité infantile et de mortalité dans le monde [22].
- · Les **cardiopathies valvulaires** : Dysfonctionnements des valves cardiaques dues à une sténose ou incontinence d'une valve.
- $\cdot \,$ La **péricardite** : Inflammation du péricarde qui peut entrainer un épanchement péricardique $^3.$
- · Les cardiomyopathies : Ensemble des pathologies responsables d'un dysfonctionnement du myocarde pouvant entrainer notamment une insuffisance cardiaque. D'origine intrinsèque, les cardiomyopathies rythmiques sont principalement dues à un dysfonctionnement de l'activité électrique (activité du nœud sinusal ou défaut de conduction).



FIGURE I.1.6 – Coupe schématique d'une artère saine et d'une artère atteinte par des plaques d'athéromes [23].

Les cardiomyopathies extrinsèques sont principalement originaires de **cardiopathies coronariennes** qui recouvrent l'ensemble des troubles dû à l'insuffisance des apports en oxygène vers le myocarde. Le processus sous-jacent responsable de ces maladies est connu sous le nom d'**athérosclérose**. Il est responsable de 46% des arrêts cardiaques (infarctus du myocarde) chez les hommes [22], c'est aussi la cardiopathie la plus fréquemment opérée dans les pays occidentaux. Cette pathologie entraine à la longue l'obstruction partielle ou totale de l'artère coronaire à travers l'apparition de plaques d'athérome⁴ (Figure I.1.6). Le défaut d'apport d'oxygène qui résulte de la sténose des vaisseaux peut s'accentuer avec plus ou moins de gravité allant de l'ischémie myocardique encore réversible, à la nécrose musculaire. L'insuffisance

- 3. Présence de liquide dans le péricarde pouvant provoquer une altération du cœur.
- 4. Dépôt de matières grasses et de cholestérol au niveau du lumen.

coronaire dans sa forme extrême est l'infarctus du myocarde (arrêt total du fonctionnement du myocarde). La revascularisation du cœur est primordiale et pour ce faire une intervention chirurgicale est nécessaire.

31% des décès dans le monde ont pour origine une maladie cardiovasculaire [22]. C'est pourquoi la chirurgie cardio-vasculaire s'est considérablement développée au cours des dernières décennies, jusqu'à devenir une des chirurgies les plus répandues.

I.2 La chirurgie cardio-vasculaire

Avant l'introduction de la circulation extra-corporelle (CEC), le cœur ne pouvait ni être arrêté, ni être ouvert causant de nombreuses difficultés pour mener à bien une chirurgie cardiaque. Ce n'est qu'à partir de 1951, avec la mise en place de la CEC par John Gibbon, que les premières chirurgies à cœur arrêté et exsangue se pratiquèrent [24] (Figure I.2.1).



FIGURE I.2.1 – Incision du sternum (sternotomie médiane) permettant l'accès au cœur [25].

Cette méthode de travail a permis de développer de nombreux domaines de la chirurgie cardiaque avec notamment le premier pontage aorto-coronarien (PAC) en 1964 [26]. Le nombre important des cardiopathies coronariennes en font l'une des opérations cardiaques la plus fréquemment pratiquée avec une fréquence de 26,5 pour 100 000 habitants par an en France¹ [27].

I.2.1 Pontages aorto-coronarien (PAC)

La chirurgie de revascularisation est pratiquée pour la première fois officiellement par Kolessov en 1967, lorsqu'il procède à l'anastomose² de l'artère mammaire interne sur le myocarde, à cœur battant [28]. Par la suite, Effler et Favaloro introduisirent la technique du pontage veineux entre l'aorte et les troncs coronariens telle qu'on la pratique aujourd'hui [29].

^{1.} En 2012.

^{2.} Acte chirurgical qui consiste à suturer les extrémités de deux organes, ici entre le greffon et l'artère coronaire ciblée.

I.2.1.1 Types de pontages

Le pontage aorto-coronarien est utilisé dans le cas des sténoses de plus de 50% dans des vaisseaux jusqu'à 1 mm de diamètre. L'objectif est de court-circuiter la partie obstruée de l'artère coronaire par un vaisseau sanguin sain afin de rétablir l'irrigation du myocarde. Un segment de veine, appelé greffon, est connecté d'une part à l'aorte ascendante ou à la partie proximale d'une artère coronaire, et d'autre part, à la partie de l'artère obstruée située distalement par rapport à la sténose (Figure I.2.2).



FIGURE I.2.2 – Pontages veineux, artériel et mammaire [30].

Suivant la partie obstruée plusieurs types de pontages sont possibles :

- Le **pontage veineux** où la veine saphène interne³ est le greffon permettant de relier la face antérieure de l'aorte ascendante à l'artère coronaire droite (CD) en aval de son obstruction.
- Le **pontage artériel** où l'artère radiale (ou cubitale) qui est utilisée comme pontage libre entre l'aorte et l'artère circonflexe (CX).
- Le **pontage mammaire** où l'artère mammaire interne gauche (AMIG) est anastomosée à l'IVA. Il se peut aussi que l'AMID soit anastomosée sur CD ou dans les cas de sténose critique sur CX [31].

Des méthodes aléatoires ont également été développées comme la dilatation percutanée (PCI ou angiosplatie) ou encore la chirurgie thoracique mini-invasive (Description disponible en Annexe A) mais le PAC à cœur ouvert reste la méthode de revascularisation coronarienne prédominante. La réussite de ce type d'intervention nécessite la précision du chirurgien, c'est pourquoi l'intervention se pratique essentiellement sur cœur à l'arrêt par **cardioplégie**⁴ et nécessite un processus de perfusion, la **circulation extra-corporelle**.

^{3.} Petite veine superficielle située au niveau des jambes et des cuisses.

^{4.} Arrêt artificiel de l'activité mécanique d'un cœur.

I.2.2 La circulation extra-corporelle

Durant la première chirurgie à cœur ouvert, une cardioplégie était réalisée durant 5 à 10 minutes par refroidissement de la surface du cœur à 26 °C, puis une occlusion de la veine cave inférieure était provoquée [32]. En 1937, après la découverte de l'héparine et de la protamine⁵, cette technique de perfusion artificielle est développée par John Gibbon sous forme de circuit à CEC complet, ce qui permettra la survie du premier patient en 1953 [33].

Machine et circuit

Le montage général du circuit de CEC est présenté Figure I.2.3 [4], il comprend :

- 1. La **canule veineuse** qui conduit le sang appauvri en O_2 drainé depuis l'AD vers le réservoir veineux par simple gravité (une ou deux canules suivant le type d'intervention),
- 2. Le **réservoir veineux** ou la chambre de compliance qui permet de maintenir constant le débit artériel malgré les variations dans le retour veineux.
- 3. La **pompe principale** qui assure la propulsion du sang, et qui est positionnée entre le réservoir veineux et l'oxygénateur à membrane (après l'oxygénateur si celui-ci est à bulles).
- 4. L'oxygénateur qui transfère l' O_2 de la source externe dans le sang et élimine le CO_2 . Il est associé à un débitmètre air-oxygène et il introduit un gaz d'anesthésie (isoflurane ou sevoflurane) par un vaporisateur. Il peut être à membrane (une fine membrane semi-perméable microporeuse sépare le sang des gaz) ou à bulles (l'oxygène pur barbote dans le sang et le mélange est à débuller ensuite par une éponge de polyuréthane),
- 5. L'échangeur thermique, un système d'échange à contre-courant entre le sang et un serpentin qui contient de l'eau, dont la température est gérée par un appareil extérieur à la machine de CEC. Il permet de limiter les gradients de température et d'éviter les risques d'embolies.
- 6. La **canule artérielle**, insérée en général dans l'aorte ascendante (ou artère périphérique) et qui ramène le sang oxygéné.

Le circuit peut être complété par un **réservoir de cardiotomie** et des **pompes** qui récupèrent le sang provenant des aspirations du champ opératoire. Plusieurs éléments secondaires sécurisent et contrôlent le circuit : Des filtres qui captent les particules, des pièges à bulles, des systèmes de contrôles de la pression et de température du sang. Le blender contrôle le débit de gaz et un moniteur surveille la saturation du sang veineux (SvO₂) et artériel (SaO₂) en oxygène.

Ce circuit est mis en place en début d'intervention après héparinisation 6 par voie générale. Les canules sont reliées au circuit de circulation extra-corporelle, la

^{5.} Anticoagulants naturels.

^{6.} Administrer de l'héparine pour freiner la coagulation du sang.



(a) Dispositif de CEC utilisé durant la chirurgie.

(b) Schéma du circuit complet de la circulation extracorporelle [34].

FIGURE I.2.3 – Dispositif de circulation extra-corporelle.

conduite étant assurée par un technicien de circulation extra-corporelle. Le cœur peut ainsi être exclu de la circulation lorsque le clampage aortique est réalisé et faire l'objet d'une chirurgie. Cependant une protection doit être mise en place afin d'assurer la préservation de la fonction cardiaque pendant le temps d'exclusion du cœur. Celle-ci est appliquée à partir d'une solution cardioplégique qui peut être distribuée par une pompe spéciale de la machine de CEC ou par une manchette à pression. Cette étape, primordiale dans la protection myocardique est présentée plus précisément dans le paragraphe suivant.

I.2.3 Protection myocardique sous cardioplégie

La consommation en oxygène du cœur se contractant à son rythme de base est de 10 - 15 mL/100g/min, lorsqu'il fibrile, elle descend à 8 mL/100g/min (75% de la consommation de base), lorsqu'il bat sans produire de travail éjectionnel pendant la CEC, le cœur consomme encore 50% de ce qu'il utilise normalement [35]. Dans cette situation, lorsque l'apport d'O₂ vers le réseau coronaire est interrompu par le clampage aortique, le pH intracellulaire commence à chuter, les cellules du muscle cardiaque sont en acidose. C'est le premier symptôme biochimique de l'ischémie. En quinze minutes d'ischémie normothermique, l'ATP⁷ myocardique baisse de 65%. Vingt minutes suffisent à entraîner des foyers de nécrose irréversibles et des troubles de relaxation et diminution de la compliance apparaissent⁸.

C'est pourquoi une protection myocardique par cardioplégie est primordiale durant l'intervention. Celle-ci a l'avantage d'offrir à l'opérateur des conditions de travail

^{7.} Adénosine triphosphate.

^{8.} Le cœur n'adapte plus son volume suivant la pression.

optimales tout en protégeant au maximum le tissu myocardique. Pour que la solution atteigne le myocarde, plusieurs voies d'administration sont possibles :

- $\cdot\,$ Canulation dans la racine a ortique (cardioplégie antérograde),
- · Canulation coronarienne directe par des canules de Spencer⁹,
- $\cdot\,$ Canulation par le sinus coronaire (cardioplégie rétrograde),
- $\cdot\,$ Perfusion des greffons veineux dès que l'anastomose distale est réalisée.

I.2.3.1 Fonctionnement de la cardioplégie

Une fois la solution cardioplégique inoculée, son but est de remplir six exigences physiologiques : l'arrêt cardiaque immédiat, le frein du métabolisme, l'apport de substrat, le maintien du pH, la prévention de l'œdème, et la prévention des lésions de reperfusion. Pour cela, elle est basée sur deux éléments [36] :

- · L'**hyperkaliémie**¹⁰ qui entraîne une dépolarisation du potentiel membranaire des cardiomyocytes permettant de diminuer leur potentiel d'action et éviter leur excitation. Ainsi le cœur s'arrête en diastole.
- L'hypothermie qui est un élément majeur dans la protection myocardique. La température variant entre 5 et 10 °C pour les solutions de cardioplégie froide.

Ainsi l'arrêt en diastole permet déjà de réduire la consommation d'O₂ à environ 1 mL/100 g/min en normothermie, et à 0.3 mL/100 g/min en hypothermie.

Concernant la composition de la solution cardioplégique, la solution idéale n'est toujours pas trouvée. Il existe de nombreuses variations dans ces perfusats. Principalement deux compositions de cardioplégies ressortent :

- La cardiopégie au sang qui peut être administrée à différentes températures [37, 7, 38]. L'arrêt est en général induit par une perfusion froide $(5 10 \,^{\circ}\text{C})$ de 2-4 minutes à 200-300 mL/min et sous une pression de 60-150 mmHg. Une perfusion de cardioplégie au sang normothermique peut être exclusivement utilisée, seulement si elle est pratiquée en continue. Si la distribution intramyocardique est inadéquate (cardiopathie hypertrophique, coronaropathie sévère), le cœur est alors exposé à des lésions ischémiques parce que le métabolisme n'est pas freiné.
- · La cardiopégie cristalloïde assure le maintien de l'immobilité mécanique par des perfusions itératives à 250 mL/min. Les températures basses améliorent la protection et permettent un temps d'arrêt entre les perfusions (30 40 min).

Afin d'implémenter au mieux le dispositif de thermométrie multi-physique qui permettra d'évaluer l'efficacité d'un de ces perfusats, une vue d'ensemble des dispositifs de surveillance couramment utilisés en salle d'opération est maintenant présentée.

^{9.} Canules spéciales utilisées pour perfuser le tronc coronaire.

^{10.} Excès de potassium dans le plasma sanguin.

I.2.4 Dispositifs courants de surveillance du myocarde per-opératoire

En chirurgie cardiaque, il existe un monitorage dit "standard" mais il est important de noter qu'une multitude de systèmes de surveillance spécifique aux opérations peut également être utilisée.

Dans le cas de la chirurgie de revascularisation cardiovasculaire, le point principal est la surveillance de l'adéquation entre l'apport et la demande d'O₂ du myocarde, et le diagnostic précoce de l'ischémie myocardique. Cette surveillance repose essentiellement sur trois méthodes :

- L'évolution de la pression artérielle (PAM) mesurée par le cathéter de Swan Ganz,
- \cdot Les modifications de l'échocardiogramme (ECG),
- $\cdot\,$ Les changements visibles à l'échocardiographie transœsophagienne (ETO).

I.2.4.1 L'electrocardiogramme (ECG)

Le premier électrocardiogramme (ECG) est créé par Augustus D. Waller et met en évidence les différentes phases de la décharge électrique et du système de conduction qui régit la contraction du myocarde. Williem Einthoven [39] caractérise ce signal électrique par un regroupement de 6 ondes désignées par des lettres allant de P à U et assignées à des phases du cycle cardiaque (Figure I.2.4) (Rappel concernant le cycle cardiaque disponible en Annexe A).



FIGURE I.2.4 – Morphologie de l'ECG corrélée au cycle cardiaque

Lorsque le signal correspond parfaitement à l'ensemble de ces ondes visible à la Figure I.2.4, le rythme est dit "sinusal". L'analyse d'un ECG et la détection d'altérations cardiaque reste très complexe et revient notamment à étudier le rythme et la fréquence cardiaque caractérisée par :

- $\cdot\,$ Une ligne isoélectrique stable,
- $\cdot\,$ Un rythme régulier avec un espace R-R constant,

- \cdot La présence d'une on de P 11 avant chaque QRS et d'un QRS après chaque on de P,
- $\cdot\,$ Des ondes P d'axe et de morphologie normales,
- $\cdot\,$ Un intervalle PR constant.

Durant l'opération cardiaque, la sensibilité de l'ECG diminue nettement, conséquence des manipulations du cœur par le chirurgien et de l'hypothermie influée par la cardioplégie qui modifie les tracés. L'ECG garantit cependant un arrêt efficace du métabolisme myocardique en présentant un signal totalement isoélectrique suite à l'injection de la cardioplégie. Au cours de l'intervention, mise à part la détection active de fibrillation cardiaque, signe d'une souffrance myocardique conséquente, il ne fournit aucune information concernant la distribution de la cardioplégie ni aucune mesure de température.

I.2.4.2 Le cathéter artériel pulmonaire de Swan-Ganz

En chirurgie cardiaque, le cathéter de Swan-Ganz est utilisé pour assurer le monitorage de différents paramètres hémodynamiques, principalement l'ischémie myocardique à travers des mesures de pressions des cavités cardiaques [40] (Figure I.2.5).



FIGURE I.2.5 – Composition et trajet du cathéter de Swan-Ganz.

Un ballon est disposé à son extrémité distale : lorsqu'il est gonflé dans la lumière d'une branche de l'artère pulmonaire, obstruant cette dernière, il isole la portion aval du cathéter qui peut mesurer la pression distale dite pression capillaire pulmonaire bloquée (PAPO). Une autre lumière débouche plus en amont et permet la mesure simultanée d'une pression avant le ballon. Le Swan-Ganz peut déceler les effets hémodynamiques secondaires à la souffrance ventriculaire mais sa sensibilité

^{11.} L'onde P correspond au déclenchement de l'impulsion électrique au niveau du nœud sinusal transmit à son tour au nœud atrio-ventriculaire et provoquant la systole auriculaire [18].

pour l'ischémie et sa valeur prédictive d'infarctus se sont révélées décevantes et ne présenterait pas de corrélation fiable avec les épisodes d'ischémie [41, 42].

Le cathéter dispose d'une thermistance à sa distalité fournissant une information thermique de l'artère pulmonaire et du débit cardiaque par la méthode de thermodilution. Cependant aucune information sur la température du tissu myocardique lui-même n'est fournie. Elle reste une méthode très invasive, pouvant entrainer des complications liées à sa pose et son passage à travers les différentes parties du cœur (pneumothorax, infection, lésions ...) [43].

I.2.4.3 L'échocardiographie transœphagienne (ETO)

Le fonctionnement de l'échocardiographie transœsophagienne (ETO) repose sur l'utilisation d'une sonde ultrasonore émetteur-recepteur émettant plusieurs échos à travers le milieu. La présence d'inhomogénéitée dans le milieu entraine la réflexion d'une partie de ces ondes ultrasonores qui génèrent les échos de ces imperfections vers la sonde. Reliée à un système d'acquisition, elle retranscrit ces échos sous forme d'image échographique. Adaptée pour son insertion dans l'œsophage, la sonde transœsophagienne accède à des zones difficiles comme l'atrium gauche et la paroi postérieure du ventricule gauche [44, 45] (Figure V.4.3).



FIGURE I.2.6 – Sonde transcephagienne (ETO) A. Terminologie utilisée pour la manipulation de l'ETO B. Quatre positions standards de la sonde entre l'œsophage et l'estomac et les plans d'imagerie associés [46].

Elle est pratiquée en chirurgie du cœur et de l'aorte thoracique dans un triple but :

- · Confirmer et préciser le diagnostic préopératoire,
- Détecter de nouvelles pathologies qui modifient la stratégie opératoire et anesthésique,
- $\cdot\,$ Evaluer le résultat de la correction chirurgicale.

L'inconvénient majeur de cette méthode reste les conditions de la salle d'opération qui rendent difficile l'observation fine. La sensibilité du monitorage ETO de
l'ischémie en temps réel est en moyenne de 76% en fonction de la formation et l'expérience de l'anesthésiste [47]. Tout comme le cathéter Swan Ganz, la sonde est constituée d'une thermistance permettant de mesurer la température de l'œsophage afin d'éviter les brûlures. Aucune information sur la température du myocarde n'est fournie, cependant les ultrasons ont l'avantage d'être sensibles à une modification de la température. Des méthodes de thermométrie par ultrasons existent, et l'utilisation courante de ce dispositif en chirurgie cardio-vasculaire pourrait être un atout important pour notre étude.

I.2.4.4 Sonde myocardique

Il existe également une sonde spécialisée dans la mesure de la température du myocarde (Figure I.2.7). Des thermocouples s'insèrent dans le septum et permettent une mesure inter-ventriculaire (Smith Medical Level 1 [®] [48]). Cette méthode est cependant très peu pratiquée puisqu'elle demande l'insertion d'une aiguille à travers le muscle.



FIGURE I.2.7 – Sonde de mesure thermique du myocarde [48].

La description des dispositifs classiques de surveillances mis en place durant la chirurgie cardio-vasculaire confirme l'absence de dispositif de surveillance thermique du cœur autorisant un suivi local et/ou global en temps réel et non invasif. Certains d'entre eux, comme le cathéter de Swan Ganz, permettent une mesure de température mais de manière trop locale et invasive. D'autre part l'ETO pourrait être adaptée à la mesure thermique, c'est une piste à envisager.

Différentes méthodes de thermométrie appliquées dans le domaine médical sont présentées à la suite. Les avantages et inconvénients de chacune d'elles permettront d'éclaircir le choix d'un dispositif multiphysique TIR-TUS.

I.3 Etat de l'art des méthodes de thermométrie tissulaire non invasive

I.3.1 Thermométrie par Résonance Magnétique Nucléaire

Une technique non-invasive et non irradiante qui peut être pratiquée pour des mesures de température dans le domaine médical est l'**imagerie par résonance magnétique** (IRM). L'IRM médical a pour objectif premier l'analyse morphologique ou tissulaire de structures anatomiques. Elle se base sur les phénomènes de **résonance magnétique nucléaire** (RMN) d'un noyau, principalement l'hydrogène, très présent chez les êtres vivants constitués de 70 % d'eau.



(a) Cartographies thermiques d'un fantôme, acquises dans trois plans de l'espace par thermométrie IRM (méthode PRF) [9].



(b) Dispostif IRM classique

FIGURE I.3.1 – L'imagerie par résonance magnétique adaptée à la thermométrie.

Placé au sein d'un champs magnétique B_0 puissant, le proton d'hydrogène précèsse¹ autour de celui-ci de manière parallèle ou anti-parallèle. Ces deux situations correspondent à deux états d'énergie. Par la suite, le proton passe d'un état inférieur d'énergie à un état supérieur en appliquant un champ électromagnétique d'excitation B_1 à la fréquence de résonance PRF. Le système se désexcite (relaxation) en émettant une onde électromagnétique décroissante [49]. Les temps de relaxation transversale et longitudinale, respectivement T_1 et T_2 , correspondent aux temps caractéristiques de la décroissance exponentielle du signal. En réalisant une succession de "tranches" virtuelles de ces signaux, il est possible de former une image par IRM. Le diagnostic par IRM peut également être amélioré par l'utilisation d'agents de contrastes qui sont des molécules réduisant les temps de relaxation. Ils permettent

^{1.} Changement graduel d'orientation de l'axe de rotation.

de réduire le temps d'examens, mieux distinguer les tissus ou apporter des informations sur le fonctionnement de certains organes. Des mesures de thermométrie par IRM ont été pratiquées (Figure I.3.1a) [50]. Elle exploite la sensibilité des paramètres RMN à une variation de température. C'est le cas notamment de la **densité du proton d'hydrogène** [51], **des temps de relaxations** T_1 **et** T_2 [52, 53, 54, 55, 56], du cœfficient de diffusion D [57, 58, 59], de la fréquence de résonance **du proton** [60, 61] et des **agents de contrastes** [62, 63, 64].

Bien qu'autorisant une résolution spatiale du millimètre, une sensibilité à la température de quelques degrés [65, 66] et une durée d'acquisition de quelques secondes par images, le coût élevé (au minimum 350 000 \$ [67]) et le dispositif lourd et encombrant (Figure I.3.1b) limitent grandement son utilisation dans une évaluation thermique directe du myoarde.

I.3.2 Thermométrie par ultrasons (TUS)

Les dispositifs ultrasonores ont le principal avantage d'être non ionisants, simples d'utilisation et de faible coût. Ce sont des systèmes compatibles avec différents types de dispositifs thermiques, notamment pour les procédures HIFU pratiquées pour le traitement de cancer de la prostate par ultrasons focalisés de haute intensité [68, 69, 70, 71]. Les températures tissulaires peuvent être mesurées par thermométrie ultrasonore en détectant les modifications des signaux ultrasonores réfléchis influencés par un changement de température. Plusieurs caractéristiques acoustiques des tissus se modifient au cours d'un changement de température. La vitesse de propagation des ultrasons est le principal paramètre étudié [72, 73]. Elle peut être corrélée au suivi du déplacement d'écho qui est également une méthode très pratiquée en thermométrie [11, 12, 13, 14, 15, 16]. Il est également possible d'évaluer l'évolution de l'atténuation acoustique c'est à dire la diminution de l'intensité ultrasonore lors du passage de l'onde à travers le tissu [74, 75, 76], de l'énergie de rétrodiffusion c'est à dire l'énergie réfléchie par le tissu [77] ou encore de la fréquence ultrasonore c'est à dire le nombre d'oscillations de l'écho ultrasonore [78]. Cependant, comme évoqué dans l'introduction, la réalisation d'un suivi thermique par ultrasons implique également quelques contraintes. La majorité de ces méthodes dépendent d'une relation linéaire approximative pour des changements de température inférieure à 20 °C. Une estimation du cœfficient linéaire reliant le signal ultrasonore au changement de température est effectuée en amont de la thermométrie. Ainsi une calibration doit être pratiquée durant, un changement de température contrôlée, à des températures globales et uniformes, et précisément sur le tissu étudié. Dans le cas d'une chirurgie à cœur ouvert ce processus reste très complexe à mettre en œuvre.

I.3.3 Optoacoustique

La méthode d'optoacoustique consiste a émettre des ondes lumineuses de manière impulsionnelle ou en continu à intensité modulée sur le tissu. Une partie de l'énergie

lumineuse incidente est absorbée par le milieu et produit de la chaleur, qui induit à son tour une dilatation du milieu. Cette dilatation génère des ondes de pression qui se propagent dans le milieu et dans toutes les directions. De la même manière que pour pour la thermométrie ultrasonore, les ondes peuvent être corrélées à la variation de température [79]. Cette méthode est actuellement appliquée durant les traitements au laser du fond de l'oeil [80] et ablation de tumeur [81] mais reste également complexe à mettre en œuvre en salle d'opération.



FIGURE I.3.2 – Principe de l'optoacoustique [82].

I.3.4 Thermographie infrarouge (TIR)

La thermographie infrarouge est une méthode d'imagerie basée sur la détection du flux de rayonnement (la luminance) dans le spectre infrarouge, complétée par un dispositif assurant la transcription en température. La TIR active nécessite la propagation de flux de chaleur qui peut être généré par méthode optique, acoustique (lampes halogènes ou lampes flashs) (Figure I.3.3a) [83]. Cette méthode est principalement utilisée pour la détection de défaut.

La TIR passive permet l'auscultation du rayonnement de chaleur sans aucune source extérieure d'excitation thermique. Elle est couramment utilisée du fait de sa facilité d'application mais demande une identification précise des paramètres d'influence environnants particulièrement dans le cas de mesure quantitative. Dans de nombreux cas d'opérations, la TIR a été utilisée comme une technique d'observation supplémentaire notamment durant les transplantations cardiaques [85] ou l'évaluation de perfusions [86, 87, 88, 89, 90].

Le principal avantage de la TIR relève de sa capacité de mesure sans contact et de son innocuité qui permet de pratiquer des mesures infrarouges sans danger, directement sur le patient. C'est une technique aussi bien qualitative que quantitative qui permet d'obtenir une vision globale non intrusive de la cible mais qui peut également fournir une mesure locale précise. Ses limites résident principalement dans l'influence des conditions environnementales (température atmosphérique, réflexion, luminosité ...) et du fait qu'elle n'effectue que des mesures thermiques de surface. La TIR active risquant d'influencer les résultats de mesures de dynamique thermique du muscle cardiaque, n'est donc pas envisagée durant l'étude.



(a) Principe de la thermographie infrarouge active, excitation par lampes halogènes.

(b) Images TIR d'un cœur, A. avant et B. 60 min après le clampage de l'artère coronaire gauche [84]

FIGURE I.3.3 – Thermographie par infrarouge.

I.3.5 Choix de méthodes

Afin de mener à bien notre investigation, l'état de l'art a permis de sélectionner les méthodes de thermométrie les plus pertinentes. La thermométrie par RMN est une technologie qui reste coûteuse et difficile à positionner dans une salle d'opération. L'opto-acoustique est une technologie complexe à mettre en place sur un milieu hétérogène comme le myocarde. La thermométrie par ultrasons est la méthode envisagée pour notre étude. Les dispositifs ultrasonores, peu coûteux, applicables en temps réel avec un temps d'acquisition de l'ordre de la seconde, ont le principal avantage d'être actuellement utilisés à travers l'échographie transœsophagienne (ETO). Cependant la pratique de la thermométrie par ultrasons présente une difficulté dans les milieux hétérogènes et demande une importante stabilité. Concernant la TIR, déjà pratiquée durant des études en chirurgie cardiaque, son principal défaut réside dans le fait qu'il s'agit d'une mesure en surface.

Le suivi thermique de l'intégralité du myocarde en temps réel durant une opération cardio-vasculaire est ambitieux, c'est pourquoi une investigation multi-physique semble la plus appropriée afin de pallier aux inconvénients de chaque méthode. La TIR permettra l'acquisition de la température surfacique du myocarde et de l'échographie ultrasonore sera utilisée pour fournir une température en profondeur, ajustée à partir de la TIR. Les deux méthodes seront corrélées afin de fournir des mesures de températures précises.

Conclusion

La description du fonctionnement du cœur et de la pratique de la chirurgie cardio-vasculaire a permis de faire l'état des lieux des contraintes à surmonter afin de pouvoir pratiquer un suivi thermique non invasive du muscle cardiaque. Les principaux outils de surveillance per-opératoire ont été présentés et un état de l'art des méthodes de thermométrie a permis d'évaluer les avantages et inconvénients de chacune d'elles en conditions d'opération chirurgicale. Ainsi l'ensemble de ces informations met en avant deux méthodes : La thermométrie ultrasonore (TUS) et la thermographie par infrarouge (TIR). L'association de ces deux méthodes pourrait ainsi fournir un dispositif de suivi thermique non invasif et direct. Le chapitre qui suit est en premier lieu consacré à l'échographie ultrasonore.

Chapitre II.

Echographie ultrasonore appliquée au suivi thermique du myocarde : Etat de l'art et limites

Introduc	tion	31
II.1 Ech	ographie ultrasonore : Physique et instrumentation	32
II.1.1 Pr	incipe physique des ultrasons	32
II.1.2 Tra	ansducteur à ultrasons	33
II.1.3 Ec	hographie ultrasonore	35
II.1.4 Th	ermométrie par ultrasons sur tissu : méthode du déplacement d'écho	35
II.2 Déte	ermination générale du cœfficient a à partir d'échantillons	
de n	nyocardes porcins <i>in-vitro</i>	38
II.2.1 Dis	spositif expérimental	38
II.2.1.1	Méthode de mesure par indentation :	38
II.2.1.2	Contrôle thermique des échantillons :	40
II.2.2 Vit	tesse expérimentale $c(T)$ dans le myocarde de porc <i>in-vitro</i>	41
II.2.2.1	Résultats de mesures : comparaison des données	41
II.2.2.2	Estimation de la précision de mesure de T	42
II.2.2.3	Discussion	42
II.3 Fais	abilité d'une thermométrie ultrasonore sur cœurs porcins	
in- v	itro	44
II.3.1 Pr	otocole expérimental sur cœurs <i>in-vitro</i>	44
II.3.1.1	Estimation des paramètres initiaux : c_i et d	44
II.3.1.2	Protocole de suivi thermique	45
II.3.2 Ré	sultats des mesures de température sur cœurs <i>in-vitro</i>	45
II.3.2.1	Estimation de l'erreur relative des mesures de température	45
II.3.2.2	Evaluation de réponse thermique dynamique du myocarde	46

II.3.2.3	Post-calibration .	 	 	•	 		•	 •	 •	 	•	49
Conclusio	on											51

Introduction

Ce second chapitre présente des expérimentations préalables concernant la mise en œuvre d'une méthode de thermométrie ultrasonore pour le suivi du réchauffement myocardique. La théorie concernant l'émission et l'acquisition de signaux acoustiques corrélés à une modification de la température du milieu est introduite dans la première partie de ce chapitre. Le choix de pratiquer une thermométrie basée sur le suivi de la vitesse de propagation des ultrasons (méthode echo-tracking) est développé. Dans un second temps, dans le but d'évaluer la pertinence de la technique en condition chirurgicale, une étude préliminaire est réalisée sur des échantillons de myocardes *in-vitro*. Un processus d'indentation est proposé afin d'identifier la loi expérimentale corrélant la vitesse de propagation des ondes ultrasonores longitudinales à la température des tissus. L'influence de l'hétérogénéité du milieu sur la précision de mesure est discutée. Enfin une extension de cette méthode est réalisée sur cœurs *in-vitro* entiers. Après discussion des résultats, une amélioration de la méthode est envisagée.

II.1 Echographie ultrasonore : Physique et instrumentation

II.1.1 Principe physique des ultrasons

Les ultrasons (US) sont des **ondes mécaniques**, correspondant à des perturbations de la position des particules d'un milieu suffisamment dense (solide, liquide ou gazeux). Ils provoquent des oscillations transmises par le milieu, qui dans le cas des tissus sont principalement des oscillations d'ondes de volumes longitudinales (ondes de pression et compression) [91, 92] que l'on peut représenter comme une fonction sinusoïdale en fonction du temps et de l'espace :

$$y(t, \vec{r}) = y_0 \sin(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t), \qquad (\text{II.1.1})$$

où

 $\cdot \vec{k}$ est le vecteur d'onde,

- $\cdot \ \vec{r}$ est le vecteur de position,
- $\cdot \ \omega \ [rad s^{-1}]$ est la pulsation $\omega = 2\pi \cdot f$,
- · f [Hz] est la fréquence,
- $\cdot T$ [s] est la période $T = \frac{1}{f}$,
- · λ [m] la longueur d'onde avec $\lambda = \frac{c}{f}$.

Les ultrasons se propagent dans les tissus suivant la vitesse de ces oscillations notée $c \,[\mathrm{m\,s^{-1}}]$. Cette vitesse dépend notamment des caractéristiques mécaniques du milieu (densité, rigidité, compressibilité). Pour les fluides, elle peut être décrite par l'équation suivante :

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \,\left[\mathrm{m\,s}^{-1}\right] \tag{II.1.2}$$

où $K \, [\text{kg m}^{-1} \text{s}^{-2}]$ est le module de compressibilité(rigidité), et $\rho \, [\text{kg m}^{-3}]$ la masse volumique du milieu. La vitesse de propagation des ultrasons dépend de la résistance du milieu au passage de l'onde qui se caractérise par **impédance acoustique** :

$$Z = \rho \cdot c \, [\mathrm{kg} \, \mathrm{m}^{-1} \, \mathrm{s}^{-2}]. \tag{II.1.3}$$

De ce fait lorsqu'un milieu se constitue d'un obstacle (par exemple une tumeur) dont la densité est différente du milieu, les ondes qui se propagent vers l'obstacle vont rencontrer une différence d'impédance, une partie de l'onde va alors notamment se réfléchir. Cette notion est très importante et permet d'intégrer les trois types fondamentaux de perturbations que peut rencontrer les ultrasons lors de leurs propagations dans les tissus : le **phénomène de réflexion/transmission**, la **diffraction** lorsque l'onde est déformée par l'obstacle et l'**absorption** lorsque l'énergie ultrasonore est convertie en énergie thermique au cours de la propagation. L'ensemble de ces phénomènes provoque une diminution de l'intensité ultrasonore $I \, [W m^{-2}]$. Généralement, l'**atténuation** est mesurée afin d'estimer la perte progressive d'énergie lors du passage de l'onde à travers le milieu :

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha x} \tag{II.1.4}$$

où I est l'intensité à la profondeur x, I_0 l'intensité initiale pour x = 0, et α [m⁻¹] le cœfficient d'atténuation du tissu.

Le cœfficient d'atténuation varie également avec le carré de fréquence de l'onde : $\alpha = k \cdot f^2$. Plus la fréquence est élevée, plus l'onde est absorbée rapidement. Ainsi celle-ci a une influence déterminante sur la profondeur d'exploration (Tableau II.1.1). Dans le domaine médical, les fréquences d'émission utilisées s'échelonnent entre 1 et 12 MHz. Pour notre étude le choix s'est porté sur une sonde à 2,25 MHz permettant une profondeur de pénétration jusqu'à 30 cm.

TABLEAU II.1.1 – Fréquence en fonction de la profondeur de pénétration.

Fréquence [MHz]	Profondeur [cm]
2 - 3, 5	> 15
5	10
7,5	5 - 6
10 - 12	2 - 3

II.1.2 Transducteur à ultrasons

Afin de générer des ultrasons dans un milieu, un transducteur électro-acoustique est utilisée générant des vibrations mécaniques qui seront transmises dans le milieu par couplage acoustique. La détection des ondes de retour peut se faire par le même transducteur (capteur US émetteur-récepteur) qui détecte les vibrations à la surface du milieu.

D'une façon générale, un capteur US est constitué autour d'une **pastille piézo**électrique qui est l'élément actif du capteur, d'un bloc amortisseur (ou backing) et d'une face avant (face de protection et/ou ligne à retard) (Figure II.1.1). La **pastille piézoélectrique** possède des faces parallèles, métallisées de façon à réaliser deux électrodes auxquelles sont soudés les fils de connexion. Pour limiter les vibrations vers l'arrière du capteur et leur durée, la pastille est placée sur le bloc amortisseur réalisé en matériau dense et très absorbant (métal lourd). L'ensemble de ces deux éléments est relié par une fine couche de colle à la face avant, devant la pastille piézoélectrique. Cette face joue un double rôle de protection contre les chocs mécaniques et d'étanchéité. Elle permet également de décoller temporellement les



FIGURE II.1.1 – Structure générale d'un capteur ultrasonore.

échos utiles pour les mesures et accessoirement de se placer au delà la a zone de champs proche (ligne à retard). Une lame adaptation peut également être insérée afin de faciliter le transfert énergétique entre le milieu piézo-électrique relativement rigide et le milieu de propagation souvent beaucoup plus souple.

L'élément piézoélectrique a la capacité de convertir une énergie électrique en action mécanique et réciproquement. Stimulé par une tension électrique sinusoïdale à sa surface, de fréquence f_0 , l'élément change de forme, se mettant à vibrer à cette même fréquence et génère une onde acoustique. Inversement, heurté par des ondes ultrasonores, il se polarise électriquement fournissant un signal électrique représentatif du milieu traversé par l'écho ultrasonore [93]. Les matériaux présentant un comportement piézoélectrique sont par exemple le quartz, des produits synthétiques tels que le niobate de lithium, le sulfate de lithium ou des céramiques férroélectriques tels que le titanate de baryum et le titanate zirconate de plomb.



FIGURE II.1.2 – Capteurs ultrasonores mono et multi-éléments.

Un transducteur mono-élément n'émet et ne reçoit qu'un seul train d'ondes alors qu'un transducteur multi-éléments possède plusieurs éléments piézo-électriques (typiquement de 64 à 256) pouvant être excités séparément. La majorité des expériences réalisées durant ces travaux utilise un transducteur mono-élément (Figure II.1.2a). Des expériences ont également été pratiquées à partir d'une sonde linéaire multiéléments (Figure II.1.2b).

II.1.3 Echographie ultrasonore

L'échographie ultrasonore consiste à utiliser des échos ultrasonores pour récupérer les informations sur un milieu. Le mode de réflexion repose sur l'utilisation d'un seul transducteur par opposition à un fonctionnement en transmission. Le capteur est posé au contact du tissu par l'intermédiaire d'un film de couplage (par exemple un gel dont l'impédance acoustique est proche de celle du milieu) qui facilite la transmissions des ondes ultrasonores vers le milieu. Dans le cas particulier présenté sur la figure II.1.3a, si l'on excite le capteur au moyen d'une brève impulsion électrique, le premier écho sur l'oscillogramme est appelé écho d'émission (Figure II.1.3b). En l'absence d'inhomogénéités, le train d'ondes progresse dans le milieu et sera réfléchi lorsqu'il atteint le socle ou tout autre variation d'impédance suffisante. Il refait alors la progression inverse jusqu'au capteur où il génère un signal électrique correspondant à l'écho de fond. Le temps que met cet écho pour revenir au transducteur correspond au temps de vol t [s]. L'ensemble du signal électrique perçu permet d'obtenir un échogramme, appelé **A-Scan**.



FIGURE II.1.3 – Principe de l'échographie ultrasonore.

La présence de diffuseurs dans le milieu traversé, courant dans les tissus inhomogènes comme le muscle cardiaque, provoque notamment un phénomène de diffusion d'une partie du train d'onde. Les échos de ces imperfections, visibles sur l'oscillogramme, entrainent une diminution de l'intensité ultrasonore de l'écho de fond, au même titre que l'absorption par le milieu. Cet effet peut nuire à la précision de mesures.

II.1.4 Thermométrie par ultrasons sur tissu : méthode du déplacement d'écho

Il existe différentes méthodes de thermométrie ultrasonores permettant d'évaluer une modification de la température du milieu. Parmi celles-ci, citées dans le chapitre I.3.2 précédent, la méthode basée sur l'évaluation du décalage de l'écho, semble la plus adaptée à nos conditions de mesures. Cette méthode exploite les déplacements de l'écho induits par un changement de température du milieu (Figure II.1.4).



FIGURE II.1.4 – Influence d'un changement de température de milieu sur un même écho.

Dans le cas de la réflexion dans un milieu pouvant se dilater, les deux mécanismes responsables du déplacement de l'écho sont l'influence thermique sur la vitesse acoustique et la dilation physique du tissu due à son réchauffement (ou à son refroidissement). Le premier mécanisme induit une non uniformité de la vitesse des ultrasons à travers le milieu et entraine des altérations de l'écho tandis que le second modifie la distance parcourue par l'écho au cours du réchauffement ce qui modifie également le temps de vol t(T) de l'écho :

$$t(T) = \frac{2d(T)}{c(T)}$$
 [s], (II.1.5)

où c(T) correspond à la vitesse de propagation des ultrasons à la température T et 2d [m] est le parcours (aller-retour) réalisée par l'écho.

Lorsque le muscle cardiaque subit une variation de température, la vitesse de propagation des ultrasons varie proportionnellement à la variation de température ΔT [14, 15] :

$$\Delta c \approx a \cdot \Delta T, \tag{II.1.6}$$

avec $\Delta c = c(T) - c(Ti)$ avec c(Ti) la vitesse à température initiale. Cette loi est une approximation et la linéarité n'est valide que lorsque l'on considère de faibles variations de températures (inférieures à 20°C). D'après l'équation II.1.6, la vitesse de propagation des ultrasons à la température T peut être exprimée de la manière suivante :

$$c(T) = a \cdot \Delta T + c(Ti). \tag{II.1.7}$$

En exploitant cette équation et l'équation II.1.5, la variation de température peut alors s'exprimer en fonction du décalage temporel Δt [10, 12, 74, 14, 94, 13, 15] :

$$\Delta T = \frac{c_i}{a} \cdot \left(\frac{2d}{\Delta t \cdot c_i} - 1\right). \tag{II.1.8}$$

C'est à partir de cette équation qu'un suivi de température va être réalisé par la suite. En raison de l'hétérogénéité et de la dilatation spécifique des tissus, la littérature propose un étalonnage préliminaire généralement réalisé sur l'échantillon d'interêt afin de déduire spécifiquement le cœfficient a. Dans le cadre de la chirurgie cardiaque, ces étalonnages ne peuvent être réalisés en raison de contraintes opérationnelles.

Un des premiers objectifs consiste donc à caractériser le cœfficient a spécifique aux tissus cardiaques. Pour ce faire, une étude préliminaire de caractérisation du muscle cardiaque est réalisée dans le paragraphe suivant. L'objectif est d'évaluer l'impact de l'hétérogénéité du milieu sur l'estimation du cœfficient a et donc sur la précision des mesures température.

II.2 Détermination générale du cœfficient *a* à partir d'échantillons de myocardes porcins *in-vitro*

Une première série d'expérimentations sur échantillons biologiques *in-vitro* a été réalisée. L'objectif est d'établir une relation entre la vitesse de propagation des ultrasons et la température spécifique au myocarde, sans phénomène de dilation thermique. Pour ce faire, une méthode d'indentation est exploitée [95]. La célérité est mesurée entre 10 et 30 °C, il s'agit de la gamme de température sur laquelle le réchauffement du myocarde peut s'effectuer durant une intervention cardiaque. La valeur du cœfficient d'étalonnage a, dans le cas d'échantillons, est déduite et permet d'appender la suite des mesures par thermométrie ultrasone.

II.2.1 Dispositif expérimental

II.2.1.1 Méthode de mesure par indentation :

Le banc expérimental utilisé est illustré Figure II.2.1.





(a) Schéma explicatif du dispositif expérimental.

(b) Photo du banc de mesure.

FIGURE II.2.1 – Dispositif expérimental permettant l'estimation de la vites se de propagation des ultrasons en fonction de la température d'échantillons de myocarde $in\mathchar`estructure$ Dans le cadre de la caractérisation ultrasonore du myocarde, des échantillons sont extraits de cœurs de porc *in-vitro* provenant d'un producteur local. L'expérimentation est donc pratiquée sur 15 échantillons de myocardes taillés en forme de cube d'environ 20 mm de côté.

Le capteur ultrasonore (Fréquence de 2, 25 MHz, V323-SM, Olympus $^{\odot}$, France) relié à un générateur d'impulsions (5900 modèle PR, Olympus, France) est positionné au contact de l'échantillon et génère des ondes ultrasonores dans le milieu. Les échos réfléchis sont acquis par le même dispositif et visualisées sur un oscillo-scope (WaveRunner, LeCroy Corporation, France).

La technique d'indentation [95] évalue la vitesse de propagation des ultrasons du myocarde sans mesurer l'épaisseur de l'échantillon (Figure II.2.1a).

Le déplacement vertical de la sonde fixée à un moteur micromètrique (Newport RI, USA) est commandé. Le capteur pénètre progressivement d'un pas connu Δz dans l'échantillon, avec une résolution de déplacement de 1 µm. Ce dernier vient légèrement comprimer le tissu suivant la profondeur de pénétration qui doit rester dans le domaine élastique de l'échantillon, soit environ 2% de déformation acceptable. Le déplacement maximal le long de l'axe z est donc limité à 2,5 mm pour 10 déplacements soit un pas de déplacement égale à $\Delta z = 250$ µm.



(a) Evolution de la position temporelle des échos ultrasonores lors d'un déplacement Δz connu du capteur US.



(b) Régression reliant le retard de l'écho Δt en fonction du déplacement du capteur US Δz et estimation de le vitesse de propagation des ultrasons.

FIGURE II.2.2 – Méthode par indentation : acquisition des signaux et traitement.

Pour une température donnée, à chaque déplacement de la sonde dans l'échantillon, la distance de parcours des ondes se réduit modifiant le temps de vol et l'amplitude de l'écho de fond. A titre d'exemple, la Figure II.2.2a présente deux signaux expérimentaux mesurés à deux positions différentes du capteur US. Tandis qu'ici aucune modification significative de l'amplitude du signal ne peut être observée, leurs temps de vols sont clairement différents. Les temps d'arrivés de l'écho t sont tracées en fonction des déplacements du capteur Δz durant lesquelles elles ont été acquises (Figure II.2.2b). Une régression linéaire est calculée fournissant la pente η . Directement liée à la vitesse de propagation des ondes ultrasonores c de l'échantillon par :

$$c = \frac{2}{\eta}.\tag{II.2.1}$$

Ainsi pour une température donnée, cette méthode permet de mesurer la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore en s'affranchissant de la mesure précise de la dimension de l'échantillon.

II.2.1.2 Contrôle thermique des échantillons :

Cette méthode d'indentation est appliquée à différente température (après stabilisation) afin d'obtenir une loi entre vitesse de propagation des ultrasons et la température pour un milieu donné. La gamme de température expérimentale déterminée pour l'ensemble des expériences in-vitro débute à 10 °C, température aux alentours de laquelle le cœur est théoriquement refroidi par la solution cardioplégique. Le suivi d'un réchauffement jusqu'à 30 °C semble pertinent pour notre étude puisqu'il correspond à la gamme de température que peut atteindre le myocarde par réchauffement naturel au cours de la chirurgie. L'échantillon est donc chauffé progressivement de 10 à 30 °C, par pas de 5 °C. Le contrôle se fait à l'aide d'un bain d'eau thermostatée (Bioblock Scientific, Etats-Unis). Les tissus étant constitués de 73% d'eau [96], un réchauffement à partir d'un bain évite l'assèchement et/ou une modification des propriétés physiques de l'échantillon qui est immergé. Deux thermocouples en forme d'aiguilles de type T^1 (HYP1, Omega Engineering, France) d'une précision de $\pm 0,5$ °C mesurent localement les températures en surface et au centre de l'échantillon. La stabilité en température est donnée localement par les thermocouples mais aussi par la stabilité temporelle de l'écho de fond (Figure II.2.3).



FIGURE II.2.3 – Suivi des déplacements d'écho au cours du réchauffement du tissu est utilisée pour estimer l'équilibre de la température du milieu.

L'acquisition simultanée et en temps réel des signaux ultrasonores et des mesures de thermocouples est réalisée à partir d'un programme spécifique développé sous Labview[©] (National Instruments, Etats-Unis). Dans un second temps, ce même

^{1.} Composition Cuivre-Constantan, classe de tolérance 1. Détails disponibles en annexe B.

programme effectue un post traitement des signaux acoustiques. La vitesse de propagations des ultrasons est estimée à partir de l'équation II.2.1.

II.2.2 Vitesse expérimentale c(T) dans le myocarde de porc *in-vitro*

II.2.2.1 Résultats de mesures : comparaison des données

La Figure II.2.4 présente les vitesses acoustiques expérimentales mesurées sur les 15 échantillons myocardiques à différentes températures comprises entre 10 et 30 °C. Sur ce même graphe, des données de la littérature sont positionnées [97] - [111]. Les données expérimentales permettent d'étendre la gamme d'étude et confirment la dépendance linéaire de la vitesse de propagation des ultrasons en fonction de la température des échantillons de myocarde. Ces résultats permettent donc de définir



FIGURE II.2.4 – Estimation de la vitesse de propagation des ultrasons en fonction de la température au sein d'échantillons de myocardes.

une loi expérimentale linéaire reliant la vitesse de l'onde ultrasonique longitudinale à la température du tissu myocardique (T en $^{\circ}C$) :

$$c(T) = (2 \pm 0, 5) \cdot T + 1509, 2 \pm 12.1 \text{ [m s}^{-1}\text{]}.$$
 (II.2.2)

Ces expériences conduisent à l'identification du cœfficient d'étalonnage a de l'équation II.1.8 :

$$a = \bar{a} \pm \delta_a = 2 \pm 0,5 \; [\mathrm{m \, s^{-1} \, ^{\circ} C^{-1}}], \tag{II.2.3}$$

où $\delta_a = 1,96 \ \sigma = 0,5$ correspond à l'intervalle de confiance à 95 %. Induites par la forte hétérogénéité du tissu cardiaque, ces $\pm 25\%$ d'incertitude pourraient conduire à des difficultés quant à l'identification de la température des tissus. Leur influence sur la précision d'un suivi de température T est discuté dans le paragraphe suivant.

II.2.2.2 Estimation de la précision de mesure de T

L'équation II.1.8 permet, à travers l'estimation du paramètre a de la relation (II.2.3), la détermination de la variation de température de l'échantillon avec l'erreur absolue suivante :

$$\delta_{\Delta T} = \sqrt{\left[\left(\frac{\delta a}{a}\right)^2 + \left(\frac{\delta d}{d}\right)^2 + \left(\frac{\delta c(Ti)}{c(Ti)}\right)^2 + \left(\frac{\delta c(T)}{c(T)}\right)^2\right] \cdot \Delta T^2}.$$
 (II.2.4)

d est mesurée par une méthode classique de thermométrie US. En considérant une erreur maximale de δ_d/d de 8,6% (cf paragraphe II.3.1.1) et l'erreur sur la vitesse estimée par l'équation (II.2.2), l'erreur relative $\frac{\delta_{\Delta T}}{\Delta T}$ concernant l'évolution de la température ΔT est estimée à 26,5%. Les conséquences de cette erreur de mesure sur l'application d'une thermométrie par ultrasons sur le muscle cardiaque sont discutées par la suite.

II.2.2.3 Discussion

Cette expérimentation permet de faire le point sur plusieurs aspects de l'étude. Tout d'abord, bien que les expérimentations soient effectuées sur des échantillons de myocardes *in-vitro*, la comparaison avec des données de la littérature provenant d'expériences réalisés sur cœurs aussi bien *in-vivo* que *in-vitro*² est en accord avec l'hypothèse d'une loi de comportement c(T) linéaire similaire, pour du myocarde *in-vivo*. Cependant une différences non négligeable des propriété tissulaires existe entre un muscle cardiaque viable et *in-vitro* (Figure II.2.5).



FIGURE II.2.5 – Coupe micro-histologique de muscle cardiaque de porc [88].

La dispersion de mesures est aussi bien visible sur les données expérimentales que théoriques. L'imprécision de mesure semble provenir de l'hétérogénéité du muscle cardiaque. La présence de diffuseurs dans un milieux fibreux comme le muscle cardiaque a été étudiée [112, 113, 88]. Une erreur de mesure sur la vitesse des ultrasons de $\pm 5 \text{ m s}^{-1}$, due à l'anisotropie du milieu est évaluée par les auteurs.Vu les incertitudes que nous venons de calculer, une variation de température de 20 °C (réchauffement) conduit à une erreur possible de ± 5 °C. Pour le praticien, mesurer un réchauffement de l'ordre de 10 °C est envisageable, ce qui conduit à une incertitude

^{2.} Un tableau détaille les mesures expérimentales des auteurs disponible en annexe C

de $\pm 2,5$ °C, nous invitant à pour suivre l'étude de faisabilité.

Cette première expérimentation a permis de caractériser le tissu myocardique à travers une méthode d'indentation sur muscle cardiaque. Une relation linéaire c(T) a été identifiée et a permis d'extraire une estimation du cœfficient $a = \bar{a} \pm \delta_a = 2 \pm 0.5 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$. De plus, l'importante hétérogénéité du milieu a été évaluée et permet d'appréhender les contraintes de la thermométrie par ultrason en milieu opératoire.

Une seconde série d'expériences *in-vitro* va être menée afin d'estimer sa répercussion sur les mesures de température sur cœur entier.

II.3 Faisabilité d'une thermométrie ultrasonore sur cœurs porcins *in-vitro*

En exploitant la loi expérimentale (II.2.2) développée dans l'étude préliminaire du paragraphe II.2, un premier test de suivi thermique par ultrasons est pratiqué sur 50 cœurs porcins *in-vitro*. Le protocole établi est présenté et les paramètres initiaux déterminés. Des résultats seront évalués par la suite et la précision de mesure ainsi que son application en condition de chirurgie cardiovasculaire seront discutées.

II.3.1 Protocole expérimental sur cœurs *in-vitro*

Une procédure expérimentale est proposée afin d'appliquer un suivi en temps réel de l'évolution de la température sur des cœurs porcins. Le dispositif de mesure est similaire à celui employé dans le paragraphe précédent, cependant le processus d'indentation ne peut être appliqué. Des tests pratiqués en laboratoire attestent que l'indentation, même avec de très faibles déplacements, provoque une déformation du cœur notamment sur les parois ventriculaires creuses fournissant des mesures de célérités erronées. Pour palier cette contrainte, l'épaisseur d de la zone de mesure et la vitesse initiale de la propagation des ultrasons c_i sont estimées préalablement au suivi d'un changement de température. Les cœur sont conservés à température initiale de 10 °C et directement placé dans un bain d'eau à 30 °C. Les mesures sont donc effectuées lors de réchauffement de myocarde, sans passer par des palliers de température.

II.3.1.1 Estimation des paramètres initiaux : c_i et d

La première étape consiste, à évaluer la distance d de propagation des ultrasons dans le tissu. Nous utilisons la loi expérimentale II.2.2 pour déduire la vitesse de propagation des ultrasons de la température initiale c_i du tissu. A titre d'exemple, pour une température initiale de 10 °C, c_i est égale à :

$$c_{i_{T=10}} = 1529, 4 \pm 10, 4 \text{ [m s}^{-1]}.$$
 (II.3.1)

L'épaisseur d est alors calculée en utilisant l'équation II.1.5. Dans ces conditions, l'incertitude de mesure δd peut être évaluée :

$$\delta d = \delta t \cdot c_i + \delta c_i \cdot t \tag{II.3.2}$$

Pour une fréquence de capteur de 2,25MHz, l'erreur de mesure de temps de vol est évaluée à une période, soit $\delta t = \frac{1}{2,25\cdot10^6} = 4\cdot10^{-7}$ s. Ainsi, pour une épaisseur de myocarde de 10 mm, l'erreur relative vaut $\delta_d/d = 8,6\%$.

II.3.1.2 Protocole de suivi thermique

Durant ces tests de thermométrie ultrasonore, le capteur est positionné préférentiellement sur la paroi ventriculaire gauche (Figure II.3.1) qui est une région cruciale concernant la protection myocardique. Afin d'assurer la stabilité durant son changement de température, tous les cœurs sont sectionnées en coupe frontale et positionnées sur une plaque, au fond du bain thermostaté.



FIGURE II.3.1 – Adaptation du banc expérimental pour un suivi thermique sur cœur entier $in\mathchar`vitro.$

L'écho se propageant à travers la paroi ventriculaire est acquis par le dispositif. A l'inverse de l'expérimentation précédente (Paragraphe II.2) le capteur reste fixe et n'effectue pas de déplacement vertical sur la paroi. A partir d'une température initiale de 10 °C contrôlée par un thermomètre numérique, la température du bain est augmentée jusqu'à 30 °C. Les acquisitions d'échos sont effectuées toutes les 60 secondes afin de suivre le décalage temporel des échos ultrasonores. Le changement de température ΔT est déduit à partir des équations II.1.8 et II.2.3.

II.3.2 Résultats des mesures de température sur cœurs in-vitro

II.3.2.1 Estimation de l'erreur relative des mesures de température

La Figure II.3.2 présente, pour les 50 expériences effectuées, les erreurs relatives calculées entre les températures finales mesurées par les thermocouples (T_f^{TH}) et celles estimées par thermométrie US (T_f^{US}) . L'erreur relative minimale est évaluée

à 0,5% (0,1 °C de l'erreur absolue) soit une concordance presque parfaite entre les mesures par thermocouples et ultrasons. A l'inverse, l'erreur relative maximale est estimée à 54,2% (10,7 °C de l'erreur absolue). Dans l'ensemble, l'erreur moyenne est de 20,3% correspondant à une erreur absolue de mesure $\pm 4, 2$ °C.



FIGURE II.3.2 – Pourcentage d'erreur relative de l'estimation de la température finale par ultrasons pour chacune des 50 expériences. La droite correspond à la valeur moyenne de l'erreur relative.

Les écarts de mesures peuvent être expliqués en partie par l'influence de l'orientation des fibres musculaires du myocarde sur la vitesse de propagation des ultrasons. La littérature révèle une anisotropie moyenne de 1,3% (soit approximativement une erreur de vitesse de 20 m s⁻¹) durant des expérimentations sur myocardes *in-vitro* $(n_{humain} = 7 \text{ et } n_{animal} = 7 \text{ respectivement})$ [73, 72]. Cependant l'application directe de notre dispositif de thermométrie au cours d'opération cardiaque ne permet pas d'évaluer l'orientation des fibres musculaires en amont de la mesure.

De plus, une diminution de la vitesses de propagation des US dans les tissus adipeux est observée. La teneur en gras du muscle cardiaque peut avoir une influence sur le suivi thermique par ultrasons. [114] Les erreurs ci-dessus, induites par la forte hétérogénéité des tissus myocardiques, sont par ailleurs conformes à l'incertitude δa observée sur les échantillons de myocarde (cf équation II.2.3) et correspondent à des écarts estimés sur les réchauffements globaux. La mise en place d'un monitoring sur une large variation de température induit de fait une forte imprécision de mesure par ultrasons. Cependant, pour une variation de température inférieure à 10 °C, l'imprécision de mesure ne dépasse pas les $\pm 2, 1$ °C. Il semblerait donc qu'en limitant le réchauffement, cette méthode puisse permettre de fournir au chirurgien une indication pertinente sur l'évolution thermique du cœur.

II.3.2.2 Evaluation de réponse thermique dynamique du myocarde

A titre d'exemple, les graphes de la Figure II.3.3 présentent les évolutions de température de trois parois de myocardes porcins *in-vitro*. Leurs épaisseurs d ont été estimées à partir de l'équation II.1.5 et valent respectivement $21.93 \cdot 10^{-2}$ m, $2.9 \cdot 10^{-2}$ m et $2,83 \cdot 10^{-2}$ m.



FIGURE II.3.3 – Température mesurée sur trois parois ventriculaires.

Les cercles rouges représentent les températures évaluées par ultrasons et déterminées à partir de l'équation II.1.8 avec un *a* fixe = $2 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$. Les deux courbes grises en pointillés correspondent à l'intervalle de confiance induit par $\delta a =$ $0, 5 \text{m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$. Les deux lignes, pleine et en tiret (respectivement bleue et rouge), correspondent aux températures estimées par les deux thermocouples T positionnés en profondeur, l'un à proximité du capteur US, et l'autre tangentiellement à la surface de la paroi.

Il est important de noter qu'un gradient de température existe à l'intérieur du myocarde conduisant à des différences entre la TUS et les températures locales mesurées. Ces deux estimations cependant convergent vers une valeur finale de $T_f^{TH} = 30$ °C normale.

Globalement, la comparaison des mesures expérimentales par TUS à celles de contrôle par thermocouple interne indique une même tendance de réchauffement lorsque l'on prend en compte les courbes d'incertitude de mesures. La différence relative maximale étant d'environ 25 %, correspondant à δ_a .

Plus spécifiquement, sur le graphe II.3.3a, l'erreur relative entre la température finale de 30 °C et la température T_f^{US} estimée par ultrasons est de 6,2 %, ce qui correspond à \pm 1,2°C. Dans la figure II.3.3b, cette erreur est beaucoup plus grande, allant jusqu'à 19 %, soit \pm 3,5 °C. Quant au graphe II.3.3c, l'erreur relative est estimée à 17,8 % soit \pm 3,4 °C.

Dans une première étape de réchauffement entre 10 et 20 °C, la tendance thermique estimée par ultrasons est globalement en bon accord avec celle estimée par le thermocouple interne (Figure II.3.4). Sur l'expérience de nouveau illustrée graphe II.3.4a, l'erreur maximale est de ± 1 °C. Sur le graphe II.3.4b de la seconde expérience cette erreur est de $\pm 1, 6$ °C et pour la dernière expérience, graphe II.3.4c, l'erreur est infime $\pm 0, 2$ °C.



FIGURE II.3.4 – Zoom des expériences précédentes de 10 et 20 °C.

Cette première observation, confirme que les ultrasons intègrent la température le long de leur trajet de propagation et que le réchauffage est d'abord un processus de surface, due à une interaction étroite avec le milieu environnant. Cette analyse est en accord avec les études présentées dans la publication de Pouch et al. [10]. Ces résultats confirment enfin que la mesure par ultrasons peut fournir une estimation précise de la température sur une gamme de réchauffement inférieure 10 °C.

II.3.2.3 Post-calibration

Toutes les mesures ont été effectuées avec une valeur de a obtenue précédemment (cf Chapitre II.2, équation II.2.3). Même si la calibration de a avant une opération n'est pas envisageable durant la chirurgie cardio-vasculaire, on peut l'appliquer en post traitement. L'objectif est d'évaluer la qualité de la thermométrie ultrasonore calibrée pour chacune des 50 expériences et également d'évaluer la valeur de cœfficient a optimale, renommé ici a_c . Comme présentée sur la figure II.3.5, les températures finales mesurées par ultrasons sont fixées de sorte que $T_f^{TH} = T_f^{US} = 30$ °C. La valeur de a normalement attendue est alors réévaluée.



FIGURE II.3.5 – Calibration de la courbe de thermométrie par ultrasons, exemple de l'expérience 47 en post-traitement.

Cette procédure, à proximité des pré-calibrations proposées dans les études axées sur la thermométrie HIFU [10, 13, 15], conduit à une estimation moyenne de a_c égale à 2, 05 ± 0 , $96 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$, en accord avec l'équation (II.2.3). Sur les trois expériences présentées à la figure II.3.3, les courbes calibrées sont représentées par des losanges et ont été obtenues avec un facteur $a_c = 1$, $86 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$, $a_c = 1$, $52 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$ et $a_c = 2$, $34 \text{ m s}^{-1} \circ \text{C}^{-1}$, respectivement pour la figure II.3.3a, la figure II.3.3b et la figure II.3.3c. Une dynamique thermique du myocarde plus proche de celle mesurée par le thermocouple interne est observée et, mis à part pour la seconde expérience (Graphe II.3.4b) où l'erreur maximale est minimisée à ± 0 , 7 °C, la calibration n'apporte pas plus de précision sur une gamme de température inférieure à 10 °C. Celle-ci peut donc être omise en situation per-opératoire pour suivre des réchauffements de l'ordre de la dizaine de degrés.

L'influence de la dilatation thermique est également abordée pour ces mesures, puisque contrairement aux expériences par méthode d'indentation du capteur (cf Chapitre II.2), l'épaisseur est estimée et les mesures de températures sont pratiquées sur des demi-cœurs et non des échantillons. Les données dans la littérature fournissent une approximation du coefficient de dilatation thermique égale à $\alpha = 1, 20 \cdot 10^{-4} \, {}^{\circ}\mathrm{C}^{-1}$ [13]. De ce fait, l'épaisseur en fin de réchauffement notée d_f , en fonction de la température peut être estimée par $d_f = d_0 \cdot (1 + \alpha \Delta T)$. A titre d'exemple, pour l'expérience 48 (Figure II.3.3b), l'épaisseur mesurée à 10 °C est égale à $d_0 = 2,832 \cdot 10^{-2}$ m. En appliquant le coefficient de dilatation thermique, elle est estimée en fin de réchauffement à $d_f = 2,839 \cdot 10^{-2}$ m. La dilation thermique du muscle cardiaque, pour un changement de température de 20 °C, n'a donc que très peu d'influence. La valeur du coefficient *a* n'est pas modifiée, ou très peu (inférieure à 0,01). Ce n'est donc pas ce facteur qui est responsable de la dispersion du coefficient *a*.

Pour être précise, la thermométrie par ultrasons requiert une calibration dans le cas d'un réchauffement supérieur à 10 °C. Ce type de méthode est déjà pratiquée dans certaine étude [115, 116, 15, 117]. Les auteurs pratiquent, en amont de la thermométrie ultrasonore, un réchauffement global et uniforme de l'échantillon, avec un contrôle de température précis. Dans les conditions d'une chirurgie cardiovasculaire, la précalibration n'est pas envisageable. Cependant, la méthode de mesure reste favorable, à condition d'un réchauffement inférieure à 10 °C, l'erreur de mesure est alors minimisée à 2 °C. Cela pourrait constituer une aide importante dans le contrôle de la température du myocarde car rappelons, qu'une simple mesure surfacique par thermographie infrarouge, n'est pas envisageable au vue de l'écart de température interne-externe du cœur en début de réchauffement.

Conclusion

Dans un premier temps, la relation linéaire c(T) de l'évolution de la vitesse des ondes longitudinales, spécifique au myocarde, est estimée sur une gamme de température de 10 à 30 °C. Le cœfficient d'étalonnage qui permet de relier la température à la mesure de vitesse, est évalué à $2 \pm 0.5 \text{ m s}^{-1} \,^{\circ}\text{C}^{-1}$. Un calcul d'incertitude a été également proposé.

En utilisant cette loi dans une procédure d'écho-tracking, des mesures par thermométrie ultrasonore sur 50 cœurs *in-vitro*, dans des conditions proches de celles de la chirurgie ont été réalisées. L'étude a prouvé, qu'en raison d'une forte hétérogénéité des tissus cardiaques, des erreurs importantes de mesures étaient estimées lorsque le suivi de température était appliqué sur une gamme de température supérieure à 10 °C. Sans un étalonnage au préalable, une erreur moyenne de 20,3% soit 4,2 °C est évaluée sur l'estimation de la température. Cependant, durant les 10 premiers degrés de réchauffement, le suivi thermique sans calibration, c'est à dire avec un cœficient *a* fixé à 2, présente une erreur de mesure minimisée et évaluée inférieure à 2 °C. Cette technique peut donc fournir des informations fiables sur le réchauffement les tissus cardiaques, du moment qu'il ne dépasse pas les 10 °C.

Afin de consolider les mesures pratiquées par thermométrie ultrasonore et dans le cas d'un réchauffement supérieur à 10 °C, une seconde étude est mise en œuvre. L'objectif est d'exploiter le suivi de température surfacique, plus facile à mettre en place, pour évaluer la température moyenne en profondeur. Ces mesures pourront également être corrélées aux mesures de thermométrie par ultrasons. Le dispositif thermique mis en place en salle d'opération fournira alors un suivi de la température direct en surface et en profondeur d'un cœur lors d'une intervention.

Chapitre III.

Méthode de mesure de la température en profondeur à partir d'une mesure surfacique : application sur fantôme et muscle cardiaque

Introduction	55
III.1 Equation d'ajustement pour un suivi de température en pro- fondeur du myocarde en régime non stationnaire	56
III.1.1 Mécanisme de transfert thermique en régime transitoire	56
III.1.2 Hypothèse d'ajustement pour un suivi de température précis en pro- fondeur	57
III.2 Modélisation du champ de réchauffement d'une paroi ventricu- laire	58
III.2.1 Maillage de la structure : Paroi ventriculaire	58
III.2.2 Propriétés thermo-physique	59
III.2.3 Méthode de calcul du réchauffement	59
III.3 Evaluation du procédé sur fantômes et cœurs in-vitro	62
III.3.1 Préparation des échantillons	62
III.3.1.1 Fantômes d'élastomère	62
III.3.1.2 Cœurs de porc <i>in-vitro</i>	63
III.3.2 Montage expérimental et protocole de mesure	63
III.3.3 Détermination de τ en fonction de d	63
III.3.4 Application au suivi thermique en profondeur	64
III.3.4.1 Cas des Fantômes	65
III.3.4.2 Cas des cœurs <i>in-vitro</i>	66
Conclusion	69

Introduction

Comme nous venons de le voir, nous ne disposons pas de mesure non invasive de la température de profondeur, notamment lors des réchauffements au delà de 10 °C. Cependant la mesure de température en surface est une mesure accessible, notamment avec la thermographie par infrarouge (TIR).

L'objectif de ce chapitre est de présenter le développement d'une technique de mesure de température en profondeur à partir d'une mesure de température de surface du myocarde.

La première partie de ce chapitre expose la théorie de transfert de chaleur entre le muscle cardiaque et son environnement. Elle permet de proposer l'équation sur laquelle repose l'hypothèse d'une mesure de température moyenne en profondeur à partir d'une mesure thermique de surface.

Dans la seconde partie, une simulation sous éléments finis est effectuée. Le modèle permet dans un premier temps d'estimer, à partir du gradient de température, la température moyenne d'une paroi ventriculaire. Le même processus est appliqué pou différentes épaisseurs de paroi permettant de développer une relation $\tau = f(d)$.

La dernière partie fait l'objet d'une étude de faisabilité sur fantômes, étendue à des expérimentations sur muscles cardiaques *in-vitro* qui a pour but de valider le modèle. Durant ces expériences, la thermométrie par ultrasons calibrée, comme présentée à la fin du chapitre précédant, est également réalisée afin de comparer les résultats de mesures de température en profondeur.

III.1 Equation d'ajustement pour un suivi de température en profondeur du myocarde en régime non stationnaire

III.1.1 Mécanisme de transfert thermique en régime transitoire

Les mesures de thermométrie pratiquées jusqu'ici fournissent une température surfacique moyenne du cœur. Cela revient à dire que le gradient thermique en profondeur est négligé. Dans ce cas, le flux de chaleur du muscle peut être établi selon le modèle de Newton. Si on assimile le réchauffement subi par la paroi cardiaque à un phénomène de type convectif, en négligeant les phénomènes conductifs qui n'existent qu'en présence de gradient, le modèle de Newton peut s'écrire sous la forme suivante [118] :

$$\Phi \approx \alpha \cdot (T - T_{\infty}) \quad [W \, \mathrm{m}^{-2}], \tag{III.1.1}$$

où Φ est le flux thermique, T est la température du corps [K], T_{∞} la température ambiante [K] et α [W m⁻² K⁻¹] est une valeur empirique nommée "cœfficient de transfert thermique". Le caractère linéaire de cette dépendance est largement accepté.

Le bilan thermique peut s'écrire de la manière suivante :

$$\frac{dQ}{dt} = m \cdot C \cdot \frac{dT}{dt} = -\alpha \cdot (T - T_{\infty})$$
(III.1.2)

où m [kg] est la masse et C [J kg⁻¹ K⁻¹] la capacité calorifique du matériau.

La relation III.1.2 permet de développer l'équation suivante :

$$\frac{dT}{(T-T_{\infty})} = \frac{-dt}{\tau} \tag{III.1.3}$$

avec

$$\tau = f\left(\frac{m \cdot C}{\alpha}\right) \text{ [s].} \tag{III.1.4}$$

Le phénomène convectif existe qu'en présence d'un gradient de température, donc en régime transitoire α peut être négligé. Dans ces conditions, T correspond à une température moyenne du corps et donc, quelle que soit l'épaisseur de ce dernier, son évolution thermique peut se formuler comme ceci :

$$T(t) = T_{\infty} + (T_0 - T_{\infty}) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}}$$
(III.1.5)

où $T_0 = T$ à t_0 .

Dans ce cas particulier du modèle de Newton, T_{∞} correspond à une température d'équilibre dynamique de l'ensemble du système, stable au cours du transfert de chaleur en régime non permanent.

III.1.2 Hypothèse d'ajustement pour un suivi de température précis en profondeur

Si maintenant on considère que le phénomène convectif est à la surface du muscle cardiaque ($T_{\infty} = T_{smyo}(t)$), la différence réside dans l'instabilité de cette valeur qui évolue en fonction du temps. Le modèle de transfert thermique proposé est le suivant :

$$T_{(t)} = T_{smoy}(t) + (T_0 - T_{smoy}(t)) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}}.$$
 (III.1.6)

A partir d'un suivi thermique de la surface du cœur, ce modèle simplifié permet d'évaluer la température moyenne du corps en temps réel. Ainsi, la mesure de la température de surface peut être réalisée par la thermographie infrarouge. L'unique contrainte est la nécessité d'estimer la constante de temps de réchauffement τ . L'idée est d'évaluer la possibilité de corréler la valeur empirique τ en fonction de l'épaisseur sur laquelle est mesurée la température. La thermométrie ultrasonore fournissant déjà la valeur de l'épaisseur (cf Chapitre II.3.1.1), la combinaison des deux méthodes est envisagée.

Le paragraphe qui suit présente une simulation sous éléments finis qui a pour objectif d'évaluer dans un premier temps la faisabilité d'estimer τ en fonction de l'épaisseur ($\tau = f(d)$)puis d'estimer la dynamique thermique d'une paroi ventriculaire dans la gamme thermique d'étude [10 - 30] °C.
III.2 Modélisation du champ de réchauffement d'une paroi ventriculaire

L'objectif de cette modélisation est de calculer l'évolution thermique du cœur durant son réchauffement en opération chirurgicale. La première étape consiste à réaliser le maillage de la zone d'interêt puis de calculer sa dynamique thermique à partir des propriétés thermiques du muscle et des conditions de réchauffement bien définies. Cette partie de l'étude a pour but final de contribuer au développement d'un programme permettant, à partir de la température de surface mesurée par thermographie infrarouge, d'évaluer la température interne du muscle (moyenne et à différentes profondeurs).

III.2.1 Maillage de la structure : Paroi ventriculaire

La modélisation est réalisée avec le logiciel de calcul $Cast3m^{\odot}$ qui se base sur la méthode des éléments finis pour la mécanique des structures et des fluides. Pour une résolution en temps et en espace, la procédure PASAPAS[©] est utilisée. Elle permet notamment de traiter le comportement des matériaux comme la conductivité fonction de la température, de manière incrémentale.



FIGURE III.2.1 – Maillage d'une paroi ventriculaire simplifiée sous éléments finis.

Nos expériences précédentes ont été réalisées sur la paroi ventriculaire gauche du cœur (Figure III.2.1a). Cette paroi peut être assimilée à un demi cylindre creux, pour les calculs par éléments finis. Un maillage triangulaire a été choisi (Figure III.2.1b). Afin de modéliser le réchauffement de la structure qui s'opère en régime transitoire, les conditions et paramètres thermiques spécifiques aux muscles cardiaques et leurs environnements sont établis à la suite.

III.2.2 Propriétés thermo-physique

Les propriétés thermo-physiques des tissus vivants ne sont pas toujours uniformément définies. Pour celles spécifiques au muscle cardiaque, notre modélisation se base sur des données de la littérature récapitulées dans le tableau III.2.1. S'y ajoutes les propriétés thermiques de l'élastomère (composé de PDMS), utilisé pour fabriquer les fantômes ainsi que celles de l'eau et l'air qui sont les deux fluides environnants utilisés durant les tests expérimentaux qui vont suivre.

	Masse	Conductivité	Capacité
Matériaux/Fluides	volumique	thermique	calorifique
	$ ho \; [{ m kg} \cdot { m m}^{-3}]$	$\lambda \; [\mathrm{W}\mathrm{m}^{-1}\mathrm{K}^{-1}]$	$C \; [\mathrm{J kg^{-1} K^{-1}}]$
Myocarde [119, 120,	$1 130 \pm 0.07$	0.7 ± 0.3	3200 ± 50
121] 20°C	$1,100 \pm 0,01$	$0.1\pm0,0$	5200 ± 50
Elastomère $[122, 123]$	0.0675 ± 0.01	0.20 ± 0.05	1460 ± 10
à $25^{\circ}C$	$0,5015\pm 0,01$	$0.20 \pm 0,00$	1400 ± 10
Eau [124, 125] à 20° C	$0,9969\pm0,03$	$0.6 \pm 0, 1$	4178 ± 10
Air $[124, 125]$ à 20°C	$1.184\pm0,04$	0.0256 ± 0.002	1000 ± 10

TABLEAU III.2.1 – Propriétés thermo-physiques du cœur et PDMS.

III.2.3 Méthode de calcul du réchauffement

La gamme de température sur laquelle est modélisée le réchauffement de la paroi ventriculaire est la même que celle utilisée durant les expériences présentées précédemment et est comprise entre 10 et 30°C. La méthode de calcul du réchauffement se fait de la manière suivante :

- 1. Au t(initial), le cœur est supposé à température initiale $T_i = 10^{\circ}$ C homogène.
- 2. A t + n, une température de surface T_s est imposée.
- 3. A partir des propriétés thermiques du cœur (Tableau III.2.1), le programme développé sous Cast3m[©] en mode 2D axis symétrique, permet d'effectuer un calcul 2D et d'obtenir le champs de température en 3D. Le type et le nombre d'éléments finis ont été choisis après des tests de convergence.
- 4. Sur une ligne verticale, correspondant à l'apex du capteur US, comme illustrée sur la figure III.2.2a par la flèche rouge, la température moyenne de ce champs est calculée.
- 5. Pour cela, à chaque pas de temps, la température de ce champ est calculée jusqu'à t(final) (Figure III.2.2b).
- 6. Ce calcul est effectué pour différentes épaisseurs de parois (Figure III.2.3). La ligne pleine représente l'évolution de la température de surface et les courbes constituées de losanges, triangles, cercles, carrés et croix représentent les différentes épaisseurs de la paroi respectivement égales à $1 \cdot 10^{-2}$, $2 \cdot 10^{-2}$, $3 \cdot 10^{-2}$, $4 \cdot 10^{-2}$, et $5 \cdot 10^{-2}$ m.



FIGURE III.2.2 – Résultats théoriques du réchauffement d'une paroi ventriculaire.



FIGURE III.2.3 – Evolution temporelle de la température d'une paroi modélisée pour des épaisseurs d allant de 0 à $5 \cdot 10^{-2}$ m.

Par la suite, τ (pour chaque courbe de réchauffement) est corrélé aux épaisseurs de paroi (Figure III.2.4). L'équation polynomiale de second ordre qui en découle est présentée ci-dessous :

$$\tau_{Mod} = 2.73 \cdot 10^5 \cdot d^2 + 5.01 \cdot 10^3 \cdot d + 9.86 \text{ [s]}.$$
 (III.2.1)



FIGURE III. 2.4 – Estimation de la courbe de tendance $\tau=f(d)$ spécifique au myocarde

La simulation par éléments finis valide dans un premier temps l'application de l'équation V.3.6 et permet d'obtenir une expression de τ en fonction de d. Par la suite, une validation expérimentale de cette expression est pratiquée sur fantômes et cœurs *in-vitro*. Dans le cas où ces expérimentations confirment la simulation sous éléments finis, il sera alors possible d'intégrer le modèle aux mesures de températures surfaciques acquises par IR et évaluer la température moyenne en profondeur du myocarde.

III.3 Evaluation du procédé sur fantômes et cœurs *in-vitro*

L'établissement de l'équation théorique de transfert thermique étant effectuée, une validation expérimentales est pratiquée

III.3.1 Préparation des échantillons

L'étude est réalisée d'une part sur des fantômes afin d'évaluer la répétabilité de mesures sur un même échantillon et d'autre part sur des demi-cœurs porcins comme pour les expériences précédentes.



(a) Fantôme d'élastomère.

(b) Cœurs *in-vitro*

FIGURE III.3.1 – Préparation des échantillons expérimentales.

III.3.1.1 Fantômes d'élastomère

Le fantôme est une structure ou un matériau ayant des propriétés mécaniques et/ou physiques proches du matériau vivant d'intérêt. Le PDMS dont se compose les fantômes d'élastomère ont un indice de réfraction similaire à celui du tissu mou : $\approx 1, 4$ contre 1, 33 - 1, 50 pour le tissu [126]. De plus ces derniers sont stables, homogènes, hydrophobes, d'une certaine élasticité (suivant le ratio avec le durcisseur) et d'une résistance thermique adéquate à notre gamme de mesures.

Sa préparation consiste à mélanger du PDMS avec un durcisseur en ratio 10/1 (kit Sylgard[®] 184 d'élastomère de silicone, Dow Corning, États-Unis). Dans chaque échantillon, une quantité aléatoire de microbilles sont intégrées de sorte à former un milieu stable mais hétérogène. Le mélange est dégazé puis cuit dans un moule

de 55 mm de diamètre (Figure III.3.1b). Quatre fantômes d'élastomère sont fabriqués avec différentes épaisseurs : 5,73, 8,17, 10,20 et 15,50 mm mesurées via un micromètre.

III.3.1.2 Cœurs de porc *in-vitro*

Comme précédemment, des cœurs de porcs sont obtenus d'une entreprise locale. L'expérience est pratiquée sur des demi-cœurs (n = 20).

III.3.2 Montage expérimental et protocole de mesure

Le dispositif utilisé est identique à celui de l'étude présentée au chapitre II.2.1 et visible à la Figure II.2.1a. Le système d'indentation du capteur US n'est pas exploité durant cette expérience pour les même raisons qu'évoquées précédemment.

III.3.3 Détermination de τ en fonction de d

Dans un premier temps, un bain thermostaté est utilisée afin de réchauffer les échantillons de 10 à 30 °C . Dans ces conditions, la températures de surface est mesurée par un thermocouple de type T positionné à la surface de l'échantillon de façon tangentielle au tissu (ou fantôme). Une fois la température de surface mesurée, les τ sont corrélés aux épaisseurs des échantillons. Pour les fantômes, celles-ci sont connues et stables mais concernant celles des parois ventriculaires *in-vitro*, leurs estimations sont effectuées au préalable des mesures, à partir du dispositif ultrasonore (cf Chapitre II.3.1.1).





Les valeurs τ des fantômes τ_{F1} , τ_{F2} , τ_{F3} et τ_{F4} ont été évaluées respectivement à 48, 68 ± 4, 85 s, 78, 80 ± 6, 34 s, 104, 59 ± 3, 06 s et 212, 83 ± 21 s. L'équation $\tau = f(d)$ expérimentale vaut :

$$\tau_F = 5,91 \cdot 10^5 \cdot d^2 + 4,17 \cdot 10^3 \cdot d + 3,68 \text{ [s]}.$$
 (III.3.1)

Les différences de mesures de τ pour un même fantôme fournissent une moyenne d'erreur inférieure à 10 % de la courbe de tendance. Le graphe III.3.2a présente les valeurs expérimentales aux valeurs de simulation de τ obtenues en utilisant les propriétés thermo-physiques du PDMS (cf Tableau III.2.1). Les valeurs expérimentales et les valeurs obtenues par simulation, représentées respectivement par des losanges et des croix sont en accord.

De même que pour les fantômes, les valeurs de τ des cœurs *in-vitro* sont corrélées à l'épaisseur. L'équation $\tau = f(d)$ expérimentale vaut :

$$\tau_{coeur} = 2,82 \cdot 10^5 \cdot d^2 + 4,63 \cdot 10^3 \cdot d + 24,5 \text{ [s]}.$$
 (III.3.2)

Le graphe III.3.2b présente également les mesures expérimentales sur cœurs *in*vitro et les mesures de modélisation. Malgré une dispersion des mesures expérimentales, toujours due à l'hétérogénéité du myocarde, la courbe de tendance obtenue est également en accord avec la courbe de modélisation.

Cette équation est primordiale pour les expériences de suivi thermique sur cœurs. Elle permet de calculer la valeur spécifique de τ en amont du réchauffement, à partir de la mesure de l'épaisseur préalablement mesurée par ultrasons.

Influence de l'erreur de $d \operatorname{sur} \tau$ Une comparaison des mesures de τ expérimentale et théorique présente une différence de mesure de 14 % soit 50 s. Comme nous l'avons vue précédemment (cf Chapitre II.3.1.1), la mesure de l'épaisseur par le dispositif ultrasonore fournit une incertitude de mesure de d de 8,6% à partir de laquelle va être directement estimée τ . L'incertitude de mesure de τ en fonction de l'épaisseur vaut :

$$\frac{\delta_{\tau}}{\tau} = 2d \cdot \delta d + \delta d \ [s] < 0,0002\%$$
(III.3.3)

Donc l'influence de l'erreur de $d \operatorname{sur} \tau$ est négligeable.

III.3.4 Application au suivi thermique en profondeur

Les résultats de mesures de température moyenne en profondeur sont comparés à des mesures de thermométrie ultrasonore (TUS) calibrée dont la précision de mesure a été validée précédemment (cf Chapitre II.3.2.3).

III.3.4.1 Cas des Fantômes

La figure III.3.3 présente les résultats de suivi de température des 4 fantômes. La ligne pleine représente la température de surface et les lignes en pointillés les températures moyennes en profondeur par mesure de τ . Les points (carré, triangle, losange et rond) représentent les mesures par TUS calibrée. Ces premiers résultats confirment que les mesures expérimentales fournissent une cinétique thermique similaire comparée à celle mesurée par thermométrie ultrasonore.



FIGURE III.3.3 – Résultats des suivis de températures des 4 fantômes : Comparaison des mesures de température moyenne en profondeur mesurées à partir de τ et par TUS calibrée.

Plus spécifiquement, une comparaison des résultats obtenus pour chaque fantômes est présentée Figure III.3.4. Les lignes pleines présentent le changement de température mesurée par TUS calibrée, les carrés et triangles représentent les changements de température mesurés à partir de τ durant deux tests. Le premier graphe III.3.4a présente les expériences appliquées au fantôme F1. Une différence de température maximale est égale à ±1,55 °C sur ce dernier. Concernant le second fantôme, F2 (figure III.3.4b), celui-ci présente une différence de température maximale de mesure égale à ±1,36 °C. Pour finir, les mesures sur fantômes F3 et F4 présentés graphes III.3.4c et III.3.4d ont une différence de température qui n'excède pas le ±0,5 °C. Ces premiers tests confirment donc que le suivi de la température moyenne en profondeur à partir de la mesure de surface et l'estimation du τ peut être obtenue sur fantômes avec une précision de ±0,71 ± 0,39 °C comparée à la TUS calibrée.



FIGURE III.3.4 – Répétabilité de mesure sur chaque fantômes. Les lignes pleines représentent les mesures par TUS calibrée et les points représentent les mesures par estimation de τ durant deux tests (carrés et triangles respectivement).

III.3.4.2 Cas des cœurs *in-vitro*

La figure III.3.5 présente un exemple de résultat des mesures de température en profondeur à partir de l'estimation de τ sur cœur *in-vitro*. La ligne pleine représente la température de surface mesurée. Cette même courbe, ajustée à partir de la mesure de τ est représenté par la ligne en pointillé fournissant la température moyenne en profondeur. Les losanges représentent la courbe par thermométrie ultrasonore calibrée. Une concordance de mesure est visible sur ce premier résultat.



FIGURE III.3.5 – Evolution de la température moyenne d'une paroi ventriculaire en fonction du temps. Le trait plein représente la tendance de réchauffement de la surface de l'échantillon. Les losanges représentent la variation de température moyenne estimée par les ultrasons calibrés et les lignes en pointillés correspondent aux dynamiques thermiques moyennes évaluées à par l'équation V.3.6 et la mesure de τ .



FIGURE III.3.6 – Résultats des mesures de température moyenne en profondeur de 20 parois ventriculaires *in-vitro*. Les lignes pleines représentent les mesures par TUS calibrée et les points représentent les mesures à partir de τ .

La même comparaison est réalisée sur l'ensemble des 20 expériences (Figure III.3.6). Dix mesures sont représentées sur le graphe III.3.6a et 10 autres sur le graphe III.3.6b). De la même manière que pour les résultats sur fantômes, les lignes pleines représentent les mesures par thermométrie ultrasonore calibrée et les différents points se rapportent aux variations de température mesurées à partir de τ .



FIGURE III.3.7 – Estimation des erreurs absolues de mesure sur cœurs *in-vitro*.

Le graphe III.3.7 présente les différences de température moyennes de chaque expérience. Ce différence ne dépasse pas les 1 °C exceptée pour les expériences n°5 et n°6 dont la différence maximale est supérieure à ≈ 2 °C comparée à la température mesurée par TUS calibrée. Globalement, les résultats sont en accords avec les mesures de TUS calibrée et fournissent une précision de mesure de 0, 65±0, 37 °C.

Cette étude a permis de mettre en avant la possibilité d'exploiter les mesures de température de surface pour mesurer la température moyenne en profondeur, avec une précision estimée à $0,65\pm0,37$ °C. Dans le cadre de mesures en opération chirurgicale, la température de surface, mesurée par thermographie infrarouge, pourrait permettre d'évaluer la température de l'intégralité des parois supérieures du cœur. L'application du capteur ultrasonore permettrait d'évaluer l'épaisseur de la paroi nécessaire au calcul de τ . En connaissant cette épaisseur, la température moyenne en profondeur pourrait être estimée.

Conclusion

Une nouvelle approche de la mesure de température en profondeur a été développée dans ce chapitre. Dans une premier temps, l'équation de la chaleur modifiée pour prendre en compte la température de surface d'un paroi ventriculaire est proposée puis testée par simulation par éléments finis. Ces premiers résultats ont montré une concordance avec les mesures présentées dans le chapitre précédent. De plus l'estimation de la constante de réchauffement τ , nécessaire pour résoudre l'équation, a été corrélée à l'épaisseur sur laquelle est mesurée la température. Ainsi la modélisation par éléments finis sous Castem, bien que simplifiée, permet d'obtenir une estimation de la température moyenne attendue au sein de la paroi ventriculaire au cours d'un réchauffement allant de 10 à 30 °C.

Dans un second temps, l'équation est également validée expérimentalement. Les mesures de $\tau = f(d)$ pratiquées sur fantômes et cœurs *in-vitro* ont présenté de forte concordance avec à la modélisation. Le suivi de la température moyenne en profondeur s'est avéré efficace avec une précision de $0,65 \pm 0,37$ °C comparée à la TUS calibrée. L'application de l'équation d'ajustement par mesure de τ sur parois ventriculaires *in-vitro* est donc validée. De plus en utilisant le logiciel Castem en temps réel il serait également possible de pratiquer le processus inverse et remontrer au gradient de température de la paroi.

L'objectif du chapitre suivant est donc de se rapprocher des conditions opératoires : expérience à l'air libre (puisque jusqu'ici un contrôle par bain thermostaté était effectué) et implémentation de la méthode TIR comme processus de mesure de la température de surface, donnée d'entrée du calcul de la température moyenne en profondeur.

Chapitre IV.

Thermométrie par infrarouge appliquée à la mesure de température en profondeur

Introduction	73
IV.1 Introduction aux mesures quantitatives par TIR	74
IV.1.1 Principe physique de la thermographie infrarouge	74
IV.1.2 Transfert d'énergie par rayonnement	75
IV.1.2.1 Rayonnement d'un corps	75
IV.1.3 Lois fondamentales du rayonnement thermique	75
IV.1.3.1 Luminance spectrale	75
IV.1.3.2 Emittance spectrale	76
IV.1.3.3 Lois fondamentales	76
IV.1.3.4 Emissivité	78
IV.1.4 Caméra TIR	78
IV.1.5 Mesure par caméra TIR	80
IV.2 Paramètres d'influence	82
IV.2.1 Emissivité	82
IV.2.2 Cœfficient de transmission	83
IV.2.3 Structure de la surface et effet miroir	84
IV.2.4 Angle d'observation.	85
IV.2.5 Influence des erreurs de paramétrage sur les mesures de température	86
IV.2.5.1 Simplification de l'équation radiométrique de luminance	86
IV.2.5.2 Influence de l'erreur sur la température réfléchie apparente	87
IV.2.5.3 Influence de l'erreur sur l'émissivité	88
IV.2.6 Erreur de mesure en fonction de la courbure du cœur	88
IV.2.6.1 Estimation théorique	89

IV.2.6.2 Estimation expérimentale sur cœur <i>in-vitro</i>	91
IV.3 Application préliminaire de TIR sur myocardes in-vitro	94
IV.3.1 Dispositif expérimental et protocole de mesure	94
IV.3.1.1 Eléments du dispositif	94
IV.3.1.2 Protocole de mesure	95
IV.3.1.3 Mesure par infrarouge	96
IV.3.1.4 Mesure par ultrasons	96
 IV.3.2 Résultats des suivis de température en surface et en profondeur par TIR et TUS calibrée sur cœur <i>in-vitro</i> IV.3.2.1 Comparaison des mesures de température par TIB et thermocouples 	96
de surface sur cœur <i>in-vitro</i>	97
estimées à partir de TIR et de TUS calibrée	98
IV.3.2.3 Discussion	99
Conclusion	101

Introduction

L'objectif de ce quatrième chapitre est d'évaluer l'utilisation de la thermographie par infrarouge (TIR) pour mesurer la température surfacique du cœur. Nous verrons dans le dernier chapitre de cette thèse, concernant les expérimentations *in-vivo*, que la température mesurer directement par TIR peut fournir une première information concernant l'évolution de la température de la surface des parois ventriculaires. De plus, le second objectif de ce chapitre est également d'utiliser la TIR pour mesurer la température moyenne en profondeur.

Dans un premier temps, le fondement physique et le principe de mesure par thermographie infrarouge sont présentés ; la caméra thermique avec laquelle sont réalisés nos expériences est décrite.

La seconde partie est consacrée aux facteurs d'influences et leur impact dans le cadre de mesures TIR quantitatives.

La fin du chapitre est consacrée aux expérimentations pratiquées sur cœurs *in-vitro* : validation de l'utilisation de la caméra sur muscle cardiaque pour des mesures de la température en surface dans un premier temps, et de profondeur à partir de la température de surface dans un second temps (cf Chapitre III.3).

IV.1 Introduction aux mesures quantitatives par TIR

La thermographie, fréquemment utilisée dans le domaine de l'infrarouge, est une technique de cartographie, quantitative et spatiotemporelle du rayonnement thermique.

IV.1.1 Principe physique de la thermographie infrarouge

La TIR est obtenue par relevé du **rayonnement thermique** (luminance) qui est un mode de transmission de la chaleur ne nécessitant aucun support physique. Ce rayonnement thermique, non visible à l'œil nu, émet dans le spectre infrarouge et se décompose en plusieurs bandes spectrales (Figure IV.1.1) :

- · Le proche infrarouge (SW)) : $0,75 3 \mu m$,
- · L'infrarouge moyen (MW) : $3 6 \mu m$,
- · L'infrarouge lointain (LW) : $6 15 \mu m$,
- · L'infrarouge extrême (VLW) : $15 1000 \ \mu m$.

La TIR classique est positionnée entre le spectre infrarouge moyen (MW) et lointain (LW).



FIGURE IV.1.1 – Spectre électromagnétique.



FIGURE IV.1.2 – Rayonnement d'un corps.

IV.1.2 Transfert d'énergie par rayonnement

IV.1.2.1 Rayonnement d'un corps

Lorsqu'un corps commun dit **corps gris** reçoit un flux de rayonnement Φ en provenance d'une source, le mécanisme de transfert d'énergie fait intervenir 3 phénomènes (Figure IV.1.2a) :

- · La transmission Φ_{trans} : le matériau peut transmettre tout ou une partie extérieure du rayonnement électromagnétique (REM),
- · La réflexion Φ_{refl} : la surface du matériau renvoie vers le milieu extérieur une partie REM incident,
- · L'absorption Φ_{abs} : le corps récupère le REM incident pour le transformer en énergie calorifique.

A l'inverse, un **corps noir** est défini comme un corps idéal, absorbant l'intégralité des rayonnements qui lui parviennent (Figure IV.1.2b). Toute l'énergie est alors est entièrement rayonnée.

IV.1.3 Lois fondamentales du rayonnement thermique

IV.1.3.1 Luminance spectrale

La luminance L [W m⁻² sr⁻¹] est la densité de puissance radiative totale $d^2\Phi$ émise par un élément de surface dS provenant de la surface S, sous un angle solide $d\Omega$ dont la normale forme un angle $\cos\theta$ de la direction Δ donnée (Figure IV.1.3).

La luminance ne peut être captée que sur une bande spectrale λ donnée. L'équation présentant la luminance spectrale directionnelle est la suivante :

$$L_{\lambda} = \frac{d^2 \phi}{dS \cdot \cos\theta \cdot d\Omega \cdot d\lambda} \left[W \, \mathrm{m}^{-2} \, \mathrm{sr}^{-1} \, \mu \mathrm{m}^{-1} \right]$$
(IV.1.1)



FIGURE IV.1.3 – Luminance énergétique [127].

avec :

- · $d^2\phi$ la densité de puissance radiative [W],
- · dS élément de la surface S [m²],
- $\cdot d\Omega$ un angle solide [sr],
- $\cdot \ cos \theta$ l'angle formé avec la normale,
- · $d\lambda$ est l'élément de bande spectrale [µm].

IV.1.3.2 Emittance spectrale

L'émittance E [W m⁻¹] correspond à la quantité de flux de rayonnement émise par une surface élémentaire dS. Celle-ci représente la densité de puissance totale émise par dS dans toutes les directions. L'émittance spectrale E_{λ} peut être calculée par :

$$E_{\lambda} = \frac{d^2 \phi}{dS \cdot d\lambda} = \int_{1/2espace} \cdot L_{\lambda} \cdot \cos\theta \cdot d\Omega \quad [W \, \mathrm{m}^{-1} \, \mathrm{\mu} \mathrm{m}^{-2}]. \tag{IV.1.2}$$

IV.1.3.3 Lois fondamentales

La loi de Planck décrit l'émittance spectrale spécifique d'un corps noir :

$$E_{\lambda}^{0} = \frac{2\pi hc^{2}}{\lambda^{5}} \cdot \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda \cdot kT}} - 1} \left[W \, \mathrm{m}^{-1} \, \mu \mathrm{m}^{-2} \right]$$
(IV.1.3)

où

- · $h = 6,626176 \cdot 10^{-34}$ est la constante de Planck [J s⁻¹],
- $\cdot c = 2,998 \cdot 10^8$ est la célérité de la lumière [m s⁻¹],
- · $k = 1,38054 \cdot 10^{-23}$ est la constante de Boltzmann [J K⁻¹],
- $\cdot T$ est la température du matériau [K],
- · λ est la longueur d'onde [m].

Cette formule est à la base même de la possibilité de mesure thermique par rayonnement (Figure IV.1.4).



FIGURE IV.1.4 – Loi de Planck.

La longueur d'onde à laquelle le rayonnement électromagnétique est émis dépend de la température de l'objet. La longueur d'onde ayant la plus forte intensité à cette température peut être facilement calculée par la **loi de Wien** :

$$\lambda_{pic} = \frac{2898}{T} \text{ [µm]}.$$
 (IV.1.4)

Dans la gamme de température qui nous intéresse, à savoir [10 - 30] °C, le pic d'intensité se situerait à [9, 6 - 10, 2] µm soit dans l'infrarouge lointain.

Il en découle également la **loi de Stefan-Boltzman** qui décrit l'intégration de l'émittance spectrale du corps noir sur tout le spectre, donnant l'**émittance totale** E^0 :

$$E^{0} = \int_{0}^{\infty} E \, \overset{0}{\lambda} \, (\lambda, T) d\lambda = \sigma \cdot T^{4} \tag{IV.1.5}$$

avec $\sigma = 5,6696 \cdot 10^{-8}$ la constante de Stefan-Boltzmann [W m⁻² K⁻⁴].

Ceci permet de calculer à son tour la **luminance totale** L^0 :

$$L^{0} = \int_{0}^{\infty} L \frac{0}{\lambda} (\lambda, T) d\lambda = \frac{\sigma}{\pi} \cdot T^{4}.$$
 (IV.1.6)

Dans le cas d'un corps gris, l'émittance et la luminance totales s'écrivent :

$$E = \int_0^\infty E_\lambda(\lambda, T) d\lambda = \sigma \cdot \varepsilon T^4, \qquad (\text{IV.1.7})$$

$$L = \int_0^\infty L_\lambda(\lambda, T) d\lambda = \frac{\sigma}{\pi} \cdot \varepsilon T^4$$
 (IV.1.8)

où ε correspond à l'émissivité de la surface du matériau.

IV.1.3.4 Emissivité

L'émissivité spectrale ε_{λ} , comprise entre 0 et 1, est une propriété de la surface du matériau qui peut être définie comme la mesure du rayonnement émis par un objet, par rapport à celui émis par un corps noir parfait, à une même température :

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{L_{\lambda}}{L_{\lambda}^{0}}.$$
 (IV.1.9)

Elle fait partie des paramètres primordiaux permettant d'établir une transcription précise en température, c'est pourquoi son estimation doit être pratiquée rigoureusement. De plus, les grandeurs d'influence qui vont être abordées par la suite, affectent aisément sa valeur.

IV.1.4 Caméra TIR

Les caméras thermiques à infrarouge sont des radiomètres¹ à balayage spatial complétées par un dispositif assurant la transcription en température (pyromètre) (Figure IV.1.5). Elles détectent l'énergie du rayonnement incident et le transcrit en température. Intégrés en matrice, ces détecteurs thermiques sont admis dans le champ de l'imagerie thermique. Ils se classent généralement en deux catégories : les **détecteurs capacitifs** et les **détecteurs résistifs**.



FIGURE IV.1.5 – Schéma de conversion rayonnement - température.

Le premier se base sur la variation de phénomènes électrostatiques dépendant des caractéristiques du matériaux (ex : variation de la quantité de photons) et qui est fonction de la température. Ils ont laissé place aux détecteurs résistifs (ou bolomètres) sensibles à la variation de conductivité électrique du matériaux liée à la température. Un bolomètre peut être refroidi, la caméra intègre alors un système cryogénique qui abaisse sa température à une valeur extrêmement basse. Le signal

^{1.} Appareils de mesure d'un flux de rayonnement.

provenant de la scène observée reste toujours inférieur au bruit lié à la chaleur ce qui augmente la détectivité du capteur. Les détecteurs bolométriques peuvent être utilisés sans dispositif de refroidissement, contrairement aux détecteurs capacitifs. Le coût de fabrication moins important généralise son utilisation notamment dans le domaine médical.



FIGURE IV.1.6 – Caméra FLIR $^{\odot}$ - A645sc LS. [128]

Dans les caractéristiques de premier plan, le haut niveau de qualité est fondamental dans le cas de mesures thermiques quantitatives. Des critères d'appréciation permettent d'évaluer la qualité de la caméra thermique suivant les besoins d'applications :

- 1. La **résolution du détecteur** : A partir d'une résolution de 640×480 soit 307 200 pixels, le détecteur est évalué comme de haute qualité. De plus, la norme du secteur impose une précision de mesure de ± 2 °C. Au delà de ça les mesures de température sont considérés comme trop incertaines.
- 2. La gamme de température : En générale, elle se positionne entre $-20~^\circ\mathrm{C}$ à $+150~^\circ\mathrm{C},$
- 3. La sensibilité thermique : Une caméra thermique très sensible peut percevoir des variations thermiques d'à peine 0,02 °C.
- 4. L'axe spectral : Un bon système d'imagerie IR doit être efficace dans une gamme spectrale donnée en fonction des paramètres de détection. Concernant les gammes spectrales $3-5 \mu m$ et $8-12 \mu m$, la transmission atmosphérique est différente avec 95% de transmission contre 80%.
- 5. La **fréquence d'acquisition** des images thermiques : La fréquence d'acquisition doit être de 25 Hz.
- 6. La résolution spatiale IFOV (Instantaneous field of view) : Elle représente l'angle à partir duquel la surface éclairera un seul élément du détecteur, soit la plus petite surface détectable par le capteur. Plus l'IFOV est petit, plus la surface correspondant à un pixel est faible et donc plus la caméra est précise.
- 7. Le domaine physique (poids et dimension) : Pour notre application, la caméra doit être un minimum ergonomique, s'ajuster facilement et être compacte. Elle est considérée comme légère pour un poids inférieure à 1 kg.

Ces quelques critères d'appréciation ont permis de sélectionner une caméra thermique adaptée à notre étude. Le choix s'est porté sur la caméra FLIR[©] - A645sc (Figure IV.1.6) dont les caractéristiques sont présentées dans le tableau IV.1.1.

Modèle	Caméra FLIR© - A645sc LS			
Détecteur :				
Type de détecteur	Microbolomètre non refroidi			
Objectif (IFOV)	$25 \circ (0, 68 \text{ mrad})$			
Sensibilité spectrale	$7, 5 - 14 \ \mu m$			
Résolution	640×480 pixels			
Distance entre pixel	17 μm			
Sensibilité thermique (Noise Equivalent	0,030 ° (30 mK)			
Temperature Difference NETD)				
Imagerie/Optique :				
Distance focale	24.6 mm			
Champs de vision	$25 \circ \times 19 \circ$			
Fréquence d'image	25 Hz			
Rang dynamique	16 bit			
Pilotage et enregistrement des données	$\operatorname{GigE}/\operatorname{USB}(25~\mathrm{Hz})$			
en continu				
Mesure :				
Gamme de température	$-20 ^{\circ}{\rm C} ^{\circ}{\rm A} + 150 ^{\circ}{\rm C}$			
Précision	±2 °C			
Dimension physique :				
Masse	0,9 g			
Dimensions (LxPxH)	$216 \times 73 \times 75 \text{ mm}$			

TABLEAU IV.1.1 – Caractéristiques de la caméra TIR FLIR[©] - A645sc LS.

IV.1.5 Mesure par caméra TIR

La caméra FLIR[©] mesure la luminance sur une seule bande spectrale de sensibilité $7, 5 - 14 \mu m$, plus communément appelée Fenêtre IR III.

Idéalement, la température acquise est uniquement celle de l'objet. Cependant en complément de la luminance provenant du matériau étudié, le radiomètre perçoit également les flux environnants pouvant interférer avec la luminance de l'objet :

$$L_{cam} = \varepsilon \cdot \mu L_{obj} + (1 - \varepsilon) \cdot \mu L_{refl} + (1 - \mu) \cdot L_{atm}.$$
 (IV.1.10)

L'équation radiométrique IV.1.10 présente, dans le cas d'un corps gris, la luminance L_{cam} perçue par la caméra, également représentée sous forme de scène thermique à la Figure IV.1.7. Plusieurs flux rayonnants sont identifiés :

- · L_{obj} est la luminance de l'objet,
- · T_{obj} est la température du matériau, considérée comme constante sur toute la surface,
- · L_{refl} est la **luminance réfléchie** par l'objet,
- · T_{refl} est la température réfléchie du milieu environnant, considérée identique pour toutes les surfaces qui émettent un rayonnement à la surface du matériau. Comme l'environnement est considéré comme un corps noir, $\varepsilon_{refl} = 1$,

- · L_{atm} est la luminance provenant de l'atmosphère,
- $\cdot T_{atm}$ est la température de l'atmosphère, également considérée comme constante.



FIGURE IV.1.7 – Schéma d'une scène de mesure thermique par thermographie à infrarouge.

Ces flux sont corrélés à μ , le cœfficient de transmission de l'atmosphère et ε l'émissivité de la surface de l'objet. C'est pourquoi, dans le cadre de mesures de température quantitative, ces paramètres doivent être déterminés spécifiquement ainsi que les facteurs pouvant influencer leurs valeurs.

IV.2 Paramètres d'influence

IV.2.1 Emissivité

L'émissivité est le paramètre le plus important pour de bonnes mesures quantitatives. La valeur de l'émissivité spécifique du matériau étudié peut se trouver dans la littérature. Par exemple, l'émissivité de l'épicarde a été estimée en fonction de la longueur d'onde (Figure IV.2.1) et évaluée entre 0,85 (30 min après avoir extrait de condition *in-vivo*) à 40°C et 0,99 (après 9 jours) à -20°C [129, 130]. Cette étude montre ainsi que la valeur de l'émissivité peut être influencée par différents facteurs.



FIGURE IV.2.1 – Emissivité spectrale des différents types de corps, de l'épicarde et du péricarde in-vitro [129].

Influence de la longueur d'onde : La valeur de l'émissivité de l'épicarde frais varie de 0,04 pour une longueur d'onde allant de 3 µm à 11 µm. Sur la bande spectrale de notre caméra thermique, elle est minimisée à 0,02. Enfin, dans le cas de l'épicarde de 9 jours, elle ne varie pas. L'épicarde (et indirectement le myocarde) peut donc être considéré comme un corps gris.

Influence de la température du corps : La température du corps influence la valeur d'émissivité, c'est pourquoi son estimation doit être effectuée à la température

de mesure souhaitée. Dans le cas de mesures à température trop élevées (supérieure à 50°C), trop basses (température cryogénique), de nombreuses méthodes de mesure d'émissivité ont été développées [131]. Elles peuvent être directes, à partir du rayonnement émis, soit indirectes en déterminant d'abords la réflectivité de la surface ou l'indice complexe.

A titre indicatif, la méthode radiométrique directe consiste à comparer la luminance du matériau à celle d'un corps noir à une même température. Pour cela une bande adhésive de haute émissivité connue est placée sur le matériau. Ce dernier doit être chauffé, de façon homogène, d'au moins 20 °C au dessus de la température atmosphérique. Par la suite, l'émissivité de la caméra est mise à la valeur de la bande adhésive puis sa température est consignée. La caméra est ensuite positionnée sur l'objet et son émissivité est modifiée jusqu'à obtenir la température identique à celle déterminée sur la bande adhésive.

Dans le contexte de notre étude, l'estimation de l'émissivité est beaucoup plus simple puisqu'elle s'effectue entre 10 et 30°C. Il suffit de positionner un thermocouple de contact à la surface du myocarde et de régler l'émissivité de la caméra jusqu'à obtenir la même température indiquée par le thermocouple (Figure IV.2.2). Toutes les mesures pratiquées sur cœurs de porc *in-vitro* (n = 20) fournissaient une valeur d'émissivité de 0,99, en accord avec les valeurs de la littérature.



(a) Thermocouples positionnés à la surface du cœur.



(b) Mesure de la température par IR, l'émissivité de la caméra est modifiée jusqu'à obtenir la même température que celle mesurée par le thermocouple.

FIGURE IV.2.2 – Détermination de l'émissivité du cœur.

IV.2.2 Coefficient de transmission

L'atmosphère est considérée comme un corps semi-transparent qui est défini au moyen de son cœfficient de transmission μ . Ce cœfficient peut être déduit à partir de la Figure IV.2.3 qui présente les courbes typiques de μ en fonction de la distance de mesure D et de la bande spectrale, pour une humidité relative atmosphérique de

50%. La transmission atmosphérique peu également s'écrire sous la forme :

$$\mu = e^{-\beta \cdot D},\tag{IV.2.1}$$

où β [m⁻¹] correspond au cœfficient d'extinction, c'est à dire la perte d'énergie du rayonnement traversant l'atmosphère. Sa valeur peut être facilement déduite à partir de la Figure IV.2.3. A titre d'exemple, dans le cas où la caméra est positionnée à 2 m, sur la Fenêtre IR III, μ est estimé à 0,99 permettant de déduire $\beta_{8-12 \ \mu m} = 5 \cdot 10^{-3} \ m^{-1}$.



FIGURE IV.2.3 – Facteur moyen de transmission atmosphérique en fonction de la distance de mesure, pour une humidité relative atmosphérique de 50% [127].

La détermination du cœfficient de transmission est primordiale pour les mesures thermiques de longue distance. Dans le contexte de notre étude, la caméra sera toujours positionnée à une distance inférieure à 2 m. Dans le cadre de nos mesures, il est tout de même aisé de prendre en compte sa valeur en intégrant dans le paramétrage de la caméra, la distance de mesure, la température atmosphérique et le taux d'humidité relative (les deux dernières valeurs étant mesurées à l'aide d'un thermo-hygromètre),

IV.2.3 Structure de la surface et effet miroir

L'émissivité est différente selon que la surface du matériau entraine plutôt des réflexions spéculaires (surface lisse) ou diffuses (surface rugueuse). En général le type de réflexion est une combinaison des deux. Afin de ne pas avoir à déterminer le type de réflexion, la **température apparente réfléchie** est mesurée et permet de compenser le rayonnement réfléchi dans l'objet.

La méthode la plus utilisée (et la plus plus simple) consiste à positionner un miroir diffusant (papier d'aluminium froissé puis défroissé) dans le champ de la



FIGURE IV.2.4 – Détermination de la température apparente réfléchie.

caméra afin de provoquer une surface diffuse et entièrement réfléchissante (Figure IV.2.4). En paramétrant la caméra thermique tel que $\varepsilon = 1$ et distance caméra - objet $D_{obj} = 0$, celle-ci détermine la température apparente réfléchie.

Si l'émission est faible et la température de l'objet relativement éloignée de la température réfléchie, il est important de la définir et de la compenser correctement. C'est majoritairement le cas pour des mesures pratiquées à haute température, nous verrons dans la partie consacrée aux mesures d'incertitude que dans notre cas, la température apparente réfléchie n'a que très peu d'influence sur nos mesures.

IV.2.4 Angle d'observation

L'angle d'observation influence également la valeur d'émissivité [132]. Les erreurs de mesure de température de surface sont considérées comme négligeables pour un angle de vision inférieur à 50 ° (Figur IV.2.5). Cependant le cœur est pourvu d'une



FIGURE IV.2.5 – Influence de l'angle d'observation sur l'émissivité d'un corps gris [133].

surface relativement courbée qui peut donc entrainer une erreur de mesure de température sur certaine zone. Une étude plus approfondie est réalisée à la fin de cette partie. En règle générale, les fabricants intègrent dans leur code de calcul les propriétés des caméras permettant d'annihiler ces erreurs. Cependant, au vue du nombre de sources d'erreur possible, une estimation des erreurs de mesures des principaux paramètres d'influences est réalisée à la suite afin d'estimer leur impact sur la mesure de température.

IV.2.5 Influence des erreurs de paramétrage sur les mesures de température

IV.2.5.1 Simplification de l'équation radiométrique de luminance

L'équation de la luminance totale d'un corps gris (Equation IV.1.10) n'est pas applicable sur une seule partie de la bande spectrale. Dans l'hypothèse où les mesures de surfaces pratiquées sur cette la bande se comportent comme des mesures effectuées sur un corps gris, la luminance rayonnée s'écrire :

$$L(T) = \int_{7\mu \mathrm{m}}^{14\mu \mathrm{m}} L_0(\lambda, T) d\lambda. \qquad (\mathrm{IV.2.2})$$

Les variations de la luminance sur un corps gris, pour une gamme de température allant de 270 à 320 K (respectivement égale à -3, 1 à 46,9 °C), peut s'écrire par simplification :

$$L(T) = \frac{\sigma'}{\pi} \cdot \varepsilon T^4 \tag{IV.2.3}$$

où $\sigma' = 3,463 \cdot 10^{-8}$ W.m⁻².K⁻⁴ sur la bande spectrale 7,5 – 14 µm. Le graphe IV.2.6 présente l'émitance déduite sur la Fenêtre IR III à partir de l'équation IV.2.2 et permet d'observer l'approximation obtenue par régression T^4 de l'équation IV.2.3.



FIGURE IV.2.6 – Estimation de l'émitance sur la Fenêtre IR III et sa régression T^4 en fonction de la gamme de température [270 - 320] K.



FIGURE IV.2.7 – Erreur de mesure de température en fonction de l'erreur de mesure de la température réfléchie de 10 °C.

Une erreur relative maximale de 6,2% est mesurée à 320 K. Bien qu'il soit plus rigoureux d'utiliser l'équation IV.2.2 afin d'observer la réponse spectrale de la caméra dans son intégralité, cette bonne approximation va permettre d'étudier les sources d'erreurs. Pour cela, la relation IV.2.3 est introduite dans l'équation IV.1.10 qui devient :

$$L_{cam} = \left[\varepsilon \cdot \tau \cdot \sigma' \cdot T^4 + (1 - \varepsilon) \cdot \tau \cdot \sigma' \cdot T^4_{atm} + (1 - \tau) \cdot \sigma' \cdot T^4_{refl}\right] \cdot \frac{1}{\pi}.$$
 (IV.2.4)

La température de surface mesurée en fonction des différentes paramètres peut être évaluée par :

$$T = \left(\frac{L_{cam}(T) \cdot \pi}{\tau \cdot \varepsilon \cdot \sigma'} - \frac{1 - \varepsilon}{\varepsilon} \cdot T_{refl}^4 - \frac{1 - \tau}{\tau \cdot \varepsilon} \cdot T_{atm}^4\right)^{\frac{1}{4}}.$$
 (IV.2.5)

IV.2.5.2 Influence de l'erreur sur la température réfléchie apparente

La dérivée de l'équation IV.2.5 en fonction de la température réfléchie permet d'évaluer son influence sur la température mesurée :

$$\frac{d(T)}{d(T_{refl})} = \left(\frac{T_{refl}}{T}^3\right) \cdot \frac{\varepsilon - 1}{\varepsilon} \Leftrightarrow d(T) = \left(\frac{T_{refl}}{T}^3\right) \cdot \frac{\varepsilon - 1}{\varepsilon} \cdot d(T_{refl})$$
(IV.2.6)

A titre d'exemple, pour une erreur importante d'estimation de la température environnante de 10 °C, à différentes émissivités, respectivement égales à 0,80, 0,85, 0,90 et 0,99, la Figure IV.2.7 présente une influence sur la mesure de température inférieure à 0,1 °C.

IV.2.5.3 Influence de l'erreur sur l'émissivité

En considérant les températures atmosphérique et réfléchie négligeables, l'incertitude de mesure de la température en fonction de l'émissivité est :

$$d(T) = \frac{T}{4} \cdot \frac{d\varepsilon}{\varepsilon}.$$
 (IV.2.7)

Dans la gamme de température [10 - 30] °C (Figure IV.2.8), une erreur de 1% sur l'émissivité entraine une erreur de température inférieure à 0,1 °C. A partir d'une erreur de 15% (soit 0,15 sur l'émissivité), l'erreur sur la température devient supérieure à 1 °C à partir de 25,5 °C.



FIGURE IV.2.8 – Erreur de mesure de température en fonction de l'erreur relative de l'émissivité $\varepsilon.$

IV.2.6 Erreur de mesure en fonction de la courbure du cœur

L'angle d'observation de la caméra ne fait pas partie des facteurs pouvant être configurés par la caméra. Dans le contexte de notre étude il devient le paramètre le plus contraignant pouvant entrainer des erreurs de mesure de température importantes par thermographie infrarouge. Une partie de ce chapitre est consacrée à l'estimation théorique puis expérimentale de son influence sur les mesures de température du cœur.



FIGURE IV.2.9 – Calcul des différences de températures apparentes en fonction de l'angle d'observation Φ .

IV.2.6.1 Estimation théorique

Estimation de l'erreur de température en fonction de l'angle d'observation :

L'émissivité d'une surface à une longueur d'onde λ , et d'angle de vision Φ est donnée par l'équation suivante [134] :

$$\varepsilon_{\Phi,\lambda} = 1 - \left[0, 5 \cdot \frac{(\beta - \cos(\Phi))^2}{\beta + \cos(\Phi)}\right] \cdot \left[1 + \left(\frac{\beta\cos(\Phi) - \sin^2(\Phi)}{\beta\cos(\Phi) + \sin^2(\Phi)}\right)^2\right]$$
(IV.2.8)

avec $\beta = \sqrt{n \lambda^2 - \sin^2(\Phi)}$ où n_{λ} est l'indice de réfraction du matériau. Une relation reliant l'indice de réfraction avec l'émissivité est donnée [135] :

$$1 - \varepsilon_{\Phi,\lambda} = \left(\frac{n_{\lambda} - 1}{n_{\lambda} + 1}\right)^2.$$
 (IV.2.9)

En fonction de l'émissivité, 0,99, 0,97, 0,95, 0,90 et 0,85, l'indice de réfraction n_{λ} est calculé à 1,22, 1,42, 1,58, 1,92 et 2,26 respectivement, à partir de l'équation IV.2.9. Cette valeur est ensuite insérée dans l'équation IV.2.8, donnant la dépendance de l'angle en fonction de cette emissivité. Afin de prédire la dépendance théorique de l'erreur de mesure en fonction de l'angle, une relation entre cette erreur et le changement d'émissivité est effectuée :

$$\Delta T = \left(1 - \sqrt{\frac{\varepsilon_{\Phi,\lambda}}{\varepsilon_{0,\lambda}}}\right) \cdot T_0 \tag{IV.2.10}$$

avec T_0 , la température apparente observée pour un angle $\Phi=0.$

Le graphe IV.2.9 présente la différence de température apparente calculée en fonction de l'angle d'inclinaison Φ pour des émissivités de 0,85, 0,90, 0,95, 0,97, 0,99. A partir d'un angle d'inclinaison de 50 ° une déviation de la température apparente mesurée apparait. L'erreur de mesure reste en moyenne inférieure à 1,5 °C jusqu'à 60 °, respectivement 65 ° pour une émisivité de 0,99.

Ces résultats sont similaires aux données retrouvées dans le littérature (Rappel Figure IV.2.5),

Estimation de la surface du cœur influencée par l'angle d'observation :



FIGURE IV.2.10 – Estimation de la distance l' en fonction de l'un angle d'observation Φ .

En considérant la surface du cœur comme une demi-ellipse, de demi-largeur l et demi-hauteur $h = n \cdot l$ connues (n le cœfficient de proportionnalité fixé à 0,75), par calcul de coordonnées x et y, le rayon r de l'ellipse est déterminé en fonction de l'angle θ :

$$r(\theta) = x \cdot \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right).$$
 (IV.2.11)

La distance d de la caméra par rapport à la surface du cœur est également considérée comme connue, fixée à d = 1 m. Elle permet de déduire la distance d' = h - y + d. Par méthode trigonométrique, l'angle de la caméra peut être calculé :

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{x}{d'} \right). \tag{IV.2.12}$$

Ce qui permet d'obtenir la valeur de l'angle d'observation $\Phi = \alpha + \theta$. Pour $\Phi \ge 50^{\circ}$, l' correspond à la distance de l'image infrarouge, sur laquelle les mesures

de température sont influencées par l'angle d'observation de la caméra et peuvent donc présenter des erreurs de mesures. Cette zone erronée est évaluée à 36 % par rapport à la zone totale.

IV.2.6.2 Estimation expérimentale sur cœur in-vitro

Afin de corroborer cette estimation théorique, une expérience est pratiquée sur un cœur de porc *in-vitro*. Après un refroidissement homogène aux alentours de 10 °C, le cœur est positionné face à la caméra infrarouge. Le paramétrage est effectué et une émissivité de à 0,98 est déterminée. La corrélation entre les dimensions de l'image et une mesure pratique permet d'estimer que 10 pixels (px) correspondent à une distance de 4 mm. La longueur L et largeur l du cœur sur l'image infrarouge sont calculées à L = 307 px $\approx 12, 3$ cm. et l = 345 px $\approx 13, 8$ cm.



FIGURE IV.2.11 – Image thermique par infrarouge : Positionnement des curseurs sur le cœur.

Deux lignes de 30 curseurs sont positionnées à la surface de l'image du cœur, numérotés de 0 à 29 sur la largeur et respectivement de 30 à 61 sur la longueur. Un pas de 4 mm (soit 10 px) leur est assigné (Figure IV.2.11).

Les figures IV.2.12a et IV.2.12b illustrent la différence de température apparente mesurée par chaque curseurs respectivement sur la largeur et longueur du cœur, à plusieurs temps t du réchauffement. Ces différences de température sont corrélées à l'angle d'observation théorique. Les quatre courbes présentent une même évolution à $\pm 0, 25$ °C près. Une différence de température supérieure à 0, 5 °C est identifiée pour les curseurs 0 à 6; 24 à 29 sur la première tranche et de 30 à 40; 59 à 61 respectivement sur la deuxième tranche. En corrélant la différence de température apparente à l'angle d'observation, il semblerait que 35, 5 % des curseurs sur la largeur du cœur et respectivement 35 % sur la longueur soient positionnés sur une zone où l'angle d'inclinaison est supérieur ou égale à 50 °, en accord avec nos calculs théoriques. Ainsi, l'angle d'observation de la caméra infrarouge sur le cœur influence grandement l'acquisition des mesures thermiques notamment sur les contours. Ces erreurs



FIGURE IV.2.12 – Température apparente mesurée en fonction de la position des curseurs de TIR.

de mesures devront être compensées en évaluant pour chaque zone, la différence entre la température apparente mesurée et la température vraie (angle d'observation nul), et cela lorsque l'ensemble de la surface du cœur sera homogène.

Les sources d'erreur évoquées ne sont généralement pas découplées, mais permettent de mettre l'accent sur la difficulté de mesurer la température absolue à partir d'une caméra thermique. Actuellement, les caméras thermiques sont dotées de logiciels de traitement intégrant les paramètres environnementaux (émissivité, correction de la transmission atmosphérique et du facteur de réflexion). Cependant comme nous avons pu le voir, c'est principalement l'angle d'observation du rayonnement infrarouge qui est un inconvénient majeur dans le contexte de notre étude. Il sera donc indispensable de prendre en compte ce paramètre lors de l'évaluation de nos mesures de température.
IV.3 Application préliminaire de TIR sur myocardes in-vitro

Des expérimentations sur des cœurs *in-vitro* (n = 20) par mesures thermographique infrarouge sont réalisées. Dans un premier temps, l'objectif de ces expériences est d'évaluer l'efficacité des mesures de température surfacique par TIR sur des myocardes *in-vitro*. Dans un second temps, ces mesures surfaciques sont d'exploitées afin de qualifier la température moyenne en profondeur en utilisant la valeur de τ à partir de de la mesure de l'épaisseur, elle-même mesurée par ultrasons (cf Chapitre III.3).

IV.3.1 Dispositif expérimental et protocole de mesure

IV.3.1.1 Eléments du dispositif

Le banc expérimental réalisé est présenté Figure IV.3.1.



FIGURE IV.3.1 – Banc expérimental de couplage thermométrique IR-US sur cœur $\mathit{in-vitro}$.

Positionner un instrument dans une salle d'opération implique de mettre en place un dispositif ergonomique. Un trépied (REF 420CSU, Manfrotto, France) est utilisé permettant de poster la caméra en hauteur, de sorte qu'elle se positionne face à la cage thoracique, sans pour autant gêner le chirurgien.

Afin de contrôler les mesures de température, des thermocouples aiguilles (Thermocouple HYP1, Omega Engineering, France), du même type que ceux utilisés durant les expériences *in-vitro* précédentes sont utilisées.

Un programme spécifiquement développé pour l'application est réalisé sous Lab-View. Ce dernier est scindé en trois parties (Figure IV.3.2) :

- 1. Zone de mesure ultrasonore : Acquisition du signal ultrasonore pour l'estimation d'épaisseur et echo tracking en temps réel pour l'application d'une thermométrie ultrasonore,
- 2. Zone de mesure des thermocouples : Acquisition en temps réel des mesures de contrôle par thermocouples,
- 3. Zone de mesure TIR : Acquisition de l'image thermique en temps réel sur laquelle des zones ou des pointeurs de mesures peuvent être positionnés. Les valeurs sont affichées en temps réel. Une partie est également dédiée à l'entrée des paramètres d'étalonnage de la caméra.



 $\mbox{Figure IV.3.2}$ – $\mbox{ Programme C.O.E.U.R}$: Cardiac. Operation. Evaluation.by. Ultrasound.and. infraRed

IV.3.1.2 Protocole de mesure

L'utilisation d'une caméra thermique à infrarouge implique la non utilisation d'un bain thermostaté pour piloter la température du milieu dans lequel le cœur est immergé. Le réchauffement de ce dernier se fait au contact de l'air ambiante de la salle d'expérience dont la température est contrôlée en permanence. Afin d'abaisser sa température, ce dernier est conservé dans un réfrigérateur à basse température durant toute une nuit. Le réchauffement naturel étant très lent le temps de l'expérience est prolongé à deux heures et l'acquisition des mesures est pratiquée toutes les 60 secondes (soit 120 acquisitions par expérience).

Ces expériences permettent de valider le suivi d'un réchauffement par TIR en surface. Concernant l'application de la TIR ajusté, plusieurs points sont à soulever : Dans les expériences précédentes, les mesures était pratiquée D'une part ces expérience permettent de valider

IV.3.1.3 Mesure par infrarouge

Les paramètres de calibration (température atmosphérique, température apparente réfléchie et humidité relative) sont intégrés au programme d'acquisition des mesures thermiques par infrarouge. Une fois sorti du réfrigérateur, l'échantillon est rapidement positionné sur le socle face à la caméra, à une distance connue. La température ambiante et la température apparente réfléchie sont toutes les deux constantes et évaluées à $22, 5 \pm 0, 5$ °C. L'émissivité est mesurée à $0, 98 \pm 0, 01$. Les thermocouples sont positionnés tangentiellement à la surface du cœur et les mesures de calibration d'émissivité sont réalisées (Figure IV.3.3). L'acquisition d'images par TIR en temps réel est effectuée, associée à suivi local précis des thermocouples.



FIGURE IV.3.3 – Exemple de cartographie thermique du réchauffement d'un cœur $\mathit{in-vitro}$

IV.3.1.4 Mesure par ultrasons

Le transducteur ultrasonore est intégré à un socle, sur lequel repose le demi-cœur afin de ne pas obstruer le champs de la caméra infrarouge. En contact avec l'échantillon, un protocole de mesure identique à celui présenté dans le paragraphe III.3.2 est appliqué : Le temps de vol est mesurée à une température initiale connue, l'épaisseur en est déduite permettant d'une part d'estimer la valeur de τ et d'autre part d'appliquer une thermométrie par ultrasons. Afin de réaliser cette seconde partie, le suivi du déplacement d'écho est effectué en temps réel.

IV.3.2 Résultats des suivis de température en surface et en profondeur par TIR et TUS calibrée sur cœur *in-vitro*

Le graphe IV.3.4 présente une des expériences du suivi du réchauffement naturel d'une paroi ventriculaire in-vitro par TIR ajustée et TUS calibrée. Le courbe bleue



FIGURE IV.3.4 – Expérience à l'air ambiant : Mesures de la température de surface et de profondeur par TIR et TUS calibrée sur cœur in-vitro

représente la mesure de température surfacique mesurée par TIR. La courbe verte en pointillé présente l'estimation de la température moyenne en profondeur par TIR ajustée à partir de l'estimation de τ . Les losanges représentent la température moyenne en profondeur mesurée par TUS calibrée.

Pour cette expérience, les ultrasons permettent d'estimer une épaisseur de paroi (avant le réchauffement) égal à $d = 2,52 \cdot 10^{-2}$ m. Le τ calculé est alors évalué à 320 s. La calibration de la courbe de température par TUS fournie un cœffcient $a_c = 3, 8$, plus élevé que durant les expériences précédentes ($a_c = 2,05 \pm 0,96$, cf Chapitre II.3.2.3).

La courbe de mesure de la température moyenne en profondeur par TIR débute à 8 °C et rejoint rapidement la température de surface mesurée par TIR pour se stabiliser à une température de 16,3 °C. La tendance de la courbe de mesure par TUS calibrée présente également des similitudes de réchauffement comparée aux mesures par TIR en surface et en profondeur. L'écart maximal entre TIR et TUS est évalué à 1 °C à t = 1500 s.

Globalement l'ensemble des expériences (n = 20) présente les mêmes tendances de mesure que celles présentées ci-dessus. Dans un premier temps, une comparaison des mesures de surfaces puis des mesures de température moyenne en profondeur sont réalisées. Une discussion concernant l'ensemble des résultats est effectuée par la suite.

IV.3.2.1 Comparaison des mesures de température par TIR et thermocouples de surface sur cœur *in-vitro*

La Figure IV.3.5a illustre le positionnement des thermocouples à la surface du myocarde. Les différences de températures des mesures par TIR locales comparées aux mesures par thermocouples (respectivement TH0, TH1 et TH2) sont également illustrées par des croix rouges. La figure IV.3.5b illustre les moyennes de différence

de température entre TIR et thermocouples de surfaces. Ainsi, l'ensemble de ces moyennes des 20 expériences est évaluée à $0,98 \pm 0,35$ °C. Ceci peut être considéré comme l'erreur provenant de la précision de la caméra thermique identifiée à ± 2 °C (cf Tableau IV.1.1).



FIGURE IV.3.5 – Comparaison des mesures de température par infrarouge et thermocouples de surface.

couples.

Ces mesures valident dans un premier temps, la faisabilité de suivre en laboratoire, l'évolution de la température surfacique du myocarde par TIR.

IV.3.2.2 Comparaison des mesures de température moyenne en profondeur estimées à partir de TIR et de TUS calibrée

Comme pour les expériences précédentes (cf Chapitre III.3), les mesures de température moyenne en profondeur par TIR sont comparées aux mesures par TUS calibrée. Les mesures par TIR ajustée sont effectuées au centre du cœur, de sorte de l'angle d'observation de la caméra n'influence pas les résultats de mesures (Figure IV.3.6a). C'est également la zone au dessous de laquelle est positionnée le capteur ultrasonore fournissant dans un premier temps l'épaisseur de la paroi et dans un second temps, la mesure de température moyenne en profondeur par TUS calibrée. La Figure IV.3.6b présente la différence de température moyenne mesurée sur les 20 expériences. La barre d'erreur présente la précision des mesures par IR évaluée précédemment à 0,98 °C. Concernant la moyenne de différence de température, celle-ci est estimée à 0,66 ± 0,33 °C. Les deux méthodes présentent une concordance de mesure de la température moyenne en profondeur. Cependant ces mesures sont également très similaires aux mesures de température surfacique du myocarde, une discussion à ce sujet est réalisé à la suite.



(a) Zone de mesure infrarouge ciblée au dessus du capteur ultrasonore.



IV.3.2.3 Discussion

par TIR ajustée et TUS calibrée.

Durant les expérimentations précédentes (cf Chapitres II.2, II.3 et III.3) le réchauffement forcé du muscle cardiaque à travers l'utilisation d'un bain thermostaté. Elles permettaient de tester nos méthodes de mesures sur la gamme de température qui nous intéressait (entre 10 et 30 °C). De plus, ce réchauffement piloté contrebalançait le fait que les mesures de températures soient effectuées sur des échantillons *in-vitro* donc non représentatifs des conditions intracellulaires du muscle cardiaque *in-vivo* et de sa dynamique de réchauffement. En contre partie, les mesures de température par TIR ne pouvaient pas être appliquées.

L'objectif de ces expérimentations à l'air ambiant est d'appliquer et valider l'utilisation de la TIR comme méthode de mesure de température surfacique quantitative qui, ajustée par mesure de τ , fournit la température moyenne en profondeur de la paroi ventriculaire *in-vitro*. Or à l'air ambiante, la dynamique de réchauffement du muscle cardiaque *in-vitro* est très lente (jusqu'à 6 heures). La surveillance du poids des échantillons au cours des expérimentations ont montré une perte de masse d'environ 0,5 g h⁻¹.

Ces inconvénients n'influent que très peu les mesures surfaciques par TIR (cf le paragraphe précédant concernant les facteurs d'influence de TIR quantitative Chapitre IV.2). La figure IV.3.5b confirme que la température surfacique mesurée par TIR est en accord avec les mesures par thermocouples de surface. Cependant les mesures de températures moyenne en profondeur par TIR ajustée présentent des similitudes avec les températures de surfaces. Ce phénomène peut s'expliquer par le faible et lent réchauffement du tissu *in-vitro* qui laisse le temps au tissu en profondeur d'atteindre la température de surface.

De plus, la modification de l'épaisseur de la paroi entrainée par la perte de masse des échantillons au cours du temps, provoque des erreurs de mesures sur la TUS. Durant ces 20 expériences, la moyenne du cœfficient est évaluée à $a_c = 4, 45 \pm 2, 23$. Sa valeur est largement plus importante que celle évaluée durant les expériences de réchauffement précédentes (lors du réchauffement des cœurs dans le bain thermostaté, $a_c = 2, 05 \pm 0, 96$). Dans ces nouvelles conditions, la thermométrie non calibré avec un *a* fixée à 2 n'est pas envisageable, cependant la thermométrie calibrée fournit des résultats en accord avec la TIR ajustée.

Ces premières expérimentations à l'air ambiant, réalisées sur des demicœurs in-vitro, fournissent des résultats encourageants quand à la précision de mesures thermiques par TIR attendue en condition opératoire. Cette méthode va ainsi permettre d'acquérir, dans un premier temps, la température de surface du myocarde. Cette mesure pourra fournir une information concernant le refroidissement et réchauffement surfacique. Plus précisément, la TIR fournira une indication sur la cardioplégie froide dont la diffusion s'effectue au niveau du réseau coronaire, lui meme située à la superficie du myocarde. Dans un second temps, la TIR ajustée par la mesure de τ , pourrait fournir une seconde information sur la température moyenne en profondeur du myocarde et donc sur l'efficacité de la cardioplégie. Par ailleurs, les ultrasons qui permettent dans un premier temps d'estimer l'épaisseur de la paroi pour le calcul du τ , vont également évaluer la température moyenne en profondeur. L'efficacité de la TUS sera alors confirmée ou infirmée. Au final, l'application de ces deux méthodes en conditions opératoires permettrait de faire un choix.

Conclusion

Ce chapitre consacré à la thermographie par infrarouge (TIR) a permis dans un premier temps d'appréhender les paramètres d'influence pouvant modifier la précision de mesures IR. Des expériences préliminaires ont été pratiquées évaluant une incertitude de mesures de température sur muscle cardiaque.

Les tests qui ont suivi ont validé l'application de la TIR et son ajustement pour des mesures de surfaces et en profondeur durant des sessions de réchauffement sur cœur *in-vitro*, avec une précision moyenne de mesure de 0, 66 ± 0 , 33 °C. D'un autre côté, la thermométrie ultrasonore est également efficace pour un réchauffement inférieure à 10 °C.

C'est pourquoi le dernier chapitre de cette étude est consacré à l'application des deux méthodes en condition opératoire, sur modèle animal *in-vivo*. Ces dernière expérimentations, durant lesquelles des injections de solutions cardioplégiques hypothermiques vont être effectuées, permettrons dans un premier temps, d'évaluer réellement l'efficacité des deux méthodes sur muscles cardiaque *in-vivo* et dans un second temps d'observer et interpréter les tendances de réchauffements du myocarde aussi bien en surface que en profondeur.

Chapitre V.

Expérimentations sur modèle animal in-vivo

Introduction

105

V.1 Protocole expérimental pour le suivi de température du cœur	
de modèle porcin <i>in-vivo</i>	106
V.1.1 Modèle animal.	. 106
V.1.2 Préparation et anesthésie du sujet	. 106
V.1.3 Protocole chirurgical	. 107
V.1.3.1 Incision.	. 107
V.1.3.2 Protocole de perfusion cardioplégique	. 108
V.1.4 Positionnement du dispositif infrarouge et ultrasonore	. 108
V.2 Suivi de la dynamique thermique surfacique du cœur après in-	
jection de cardioplégie hypothermique	111
V.2.1 Dynamique thermique globale	. 111
V.2.2 Evaluation du réchauffement de surface	. 112
V.2.2.1 Identification de la tendance de réchauffement surfacique par ven-	
tricules	. 115
V.3 Application du suivi thermique en profondeur sur cœur in vive) 118
V.3.1 Détermination des paramètres préliminaires	. 118
V.3.1.1 Mesure des épaisseurs de parois ventriculaires	. 118
V.3.1.2 Estimation des $\tau(d)$. 119
V.3.1.3 Suivi temporel du déplacement d'écho par TUS calibrée	. 119
V.3.2 Résultats expérimentaux : Comparaison des mesures par TIR ajustée	
et par TUS calibrée	. 120
V.4 Fiabilité et amélioration du dispositif	123
V.4.1 Influence physiologique	. 123
V.4.2 Etudes à mener en vue de l'amélioration de la méthode de mesure	. 125
V.4.2.1 Estimation du cœfficient a sur muscle cardiaque in-vivo	. 125

V.4.2.2	Evaluation de la température moyenne en profondeur du ventricule	
	droit	125
V.4.3 Qu	elques éléments d'amélioration du dispositif	. 125
V.4.3.1	Thermographie par infrarouge	. 125
V.4.3.2	Thermométrie par ultrasons	. 126
Conclusi	on	127

Introduction

Les expérimentations *in-vitro* ont démontré la validité des mesures thermiques par TIR ajustée et US ainsi que la thermométrie ultrasonore calibrée. Cependant une étude *in-vivo* est indispensable afin d'évaluer précisément les possibilités d'application du dispositif et la dynamique thermique du myocarde dans des conditions physiologiques approchant celles imposées par le corps humain. Pour cela, le recours à un modèle animal dont le cœur est quasiment similaire à celui de l'être humain est préconisé, il s'agit du porc.

Dans le cadre d'une collaboration avec le département de chirurgie cardiovasculaire et thoracique du CHU Arnaud de Villeneuve (Montpellier), des expérimentations sur modèles porcins ont été réalisées au sein du plateau technique de Recherche Expérimentale (Boulevard Albert Premier, Montpellier). Le protocole "cardioplégie - CEC" est appliqué permettant de nous approcher des conditions d'une opération cardiovasculaire classique.

La première partie de ce chapitre présente plus précisément la mise en place du protocole chirurgical réalisé ainsi que l'implémentation du dispositif de monitoring thermique en salle d'opération.

Dans un second temps, les mesures thermiques de surface sont présentées, suivies d'une étude approfondie concernant la dynamique de réchauffement de la surface antérieure du cœur.

La troisième partie est consacrée à l'estimation de températures internes aux myocarde d'une part à partir de l'ajustement de la température surfacique acquise par TIR et d'autre part par TUS calibrée en post-traitement. Les résultats présentés sont discutés et des perspectives concernant les éventuelles adaptations à apporter au dispositif dans le cas d'une application en condition clinique sont proposées.

V.1 Protocole expérimental pour le suivi de température du cœur de modèle porcin *in-vivo*

V.1.1 Modèle animal

Les expérimentations sont pratiquées sur modèle animal (n = 4) de type porcin (Sus scrofa domesticus). Ce sont des femelles de 4-5 mois, pesant entre 30 et 35 kilogrammes. Sous la surveillance de M. Hubert Taillades Hubert, responsable du bien être des animaux, ces modèles porcins ont été hébergés au sein du plateau technique de Recherche Expérimentale en pré-opération.





V.1.2 Préparation et anesthésie du sujet

La mise en place du sujet et sa préparation en vue de la chirurgie sont supervisées par M. Hubert Taillades et M. Jean-Claude Sinquet, infirmier anesthésisteperfusioniste.

L'animal est prémédiqué par une injection intramusculaire contenant 2 mg/Kg de xylazine (Rompun[®] 2%), 15 à 20 mg/Kg de ketamine¹ et 0.06 mg/Kg d'atropine² (Figure V.1.1). Une voie veineuse est posée au niveau de l'oreille permettant l'induction anesthésique avec du Nesdonal[®] 0, 5 g (7, 5 mg/Kg). L'entretien de l'anesthésie se fera par du propofol (Diprivan[®]) 6 à 12 mg/Kg/ h. Egalement en prévention de la douleur, une injection de sufentanil[®] sera réalisée avant la sternotomie et une autre en cours d'expérimentation (0.2 µg kg⁻¹).

L'animal est ensuite intubé à l'aide d'une sonde armée, avec utilisation d'un laryngoscope grande lame droite puis une ventilation mécanique est instaurée. Le porc est installé en décubitus dorsal.

L'étape chirurgicale est menée par le Pr. Roland Demaria, chirurgien thoracique et cardiovasculaire et M. Aniss Seghrouchni, interne en médecine cardio-thoracique.

Une courte incision est pratiquée au niveau des cervicales afin d'y positionner le catheter artériel introduit dans une artère carotide interne. Elle permettra la surveillance de la pression sanguine en continu. De la noradrénaline³ et de la nicardipine⁴ (Loxen[®]) sont ensuite injectées afin de maintenir une pression artérielle satisfaisante aux alentours de 50 et 75 mmHg. Généralement cela revient à injecter par seringue automatique, 0, 1 mg/20 cc de noradrénaline, à vitesse modulée suivant la pression artérielle, contre 1 mg/20 cc de Loxen[®] en injection itérative.

Le monitorage continu comprendra un scope, un saturomètre de pouls placé sur la queue de l'animal, une sonde thermique placée en intra-rectal, un analyseur de gaz avec notamment la mesure continue du CO_2 expiré et une mesure continue de la pression artérielle.

V.1.3 Protocole chirurgical

V.1.3.1 Incision

Une fois les plans cutané et sous cutané incisés, une sternotomie médiane verticale est réalisée de la fourchette sternale à l'appendice xyphoïde (Figure V.1.2a). Le cœur battant est exposé à l'aide d'un écarteur permettant le maintien de la cage thoracique ouverte, puis le péricarde est incisé et suspendu donnant un accès direct au myocarde (Figure V.1.2b). L'installation des lignes de CEC est effectuée. Après la confection des bourses aortiques et veineuses et d'une héparinisation (50 mg), les canules veineuse (atrio-cave) et aortique sont mises en places. Le départ de la CEC, supervisée par M. Sinquet, est suivi de la mise en place de la canulation cardioplégique au niveau de l'artère sous clavière. Le clampage de celle-ci est réalisée et l'injection de la solution cardioplégique froide peut alors être pratiquée (Figure V.1.2c).

^{1.} Le xylazine et la kétamine sont des sédatifs aux propriétés analgésiques.

^{2.} Anticholinergique diminuant les sécrétions salivaires.

^{3.} Stimule les récepteurs α et $\beta\text{-adrénergiques}$ augmentant la pression artérielle

^{4.} Contre l'hypertension artérielle.



(a) Sternotomie médiane.



(b) Mise en place de l'écarteur puis dissection et suspension du péricarde.



(c) Canulation pour la cardioplégie et clampage aortique.

FIGURE V.1.2 – Etapes de préparation du champs opératoire.

V.1.3.2 Protocole de perfusion cardioplégique

La pratique d'un arrêt du cœur sous cardioplégie normothermique est fréquente en chirurgie cardio-vasculaire. Une perfusion de 500 mL de solution cardioplégique est pratiquée au préalable de nos mesures afin de positionner efficacement le capteur US sur le cœur stable sans modifier la température de ce dernier. Par la suite chaque expérimentation est constituée de 2 ou 3 sessions, chacune incluant l'injection de solution cristalloïde hypothermique (250 mL) durant 3 min et d'une période de 20 min pendant laquelle la dynamique thermique est évaluée en continu par notre dispositif.

V.1.4 Positionnement du dispositif infrarouge et ultrasonore

La caméra est positionnée au-dessus du thorax ouvert, à une distance connue de la surface du cœur (Figure V.1.3). Les thermocouples sont insérés à la surface de celui-ci de manière tangentielle afin d'acquérir uniquement la température surfacique (Figure V.1.4). Le programme d'acquisition présenté dans le chapitre IV.3.1.1 démarre avant la première injection cardioplégique (Figure V.1.5). L'acquisition des images infrarouges se fait toutes les secondes.



FIGURE V.1.3 – Positionnement de la caméra IR.



FIGURE V.1.4 – Contrôle locale par thermocouples.



FIGURE V.1.5 – Programme d'acquisition en temps réel.

La seconde partie du procédé est en partie illustrée à la figure V.1.6. Le positionnement et le maintien du capteur ultrasonore est plus complexe que lors des expérimentations *in-vitro* en laboratoire, le même capteur ultrasonore a été conservé mais le dispositif de maintien a été adapté (Figure V.1.7a). Le capteur US est cette fois-ci relié à un câble flexible pour le positionner aisément à la surface de la paroi cardiaque, tout en lui conférant une certaine stabilité. De plus, un embout spécifique a été confectionné pour lui accorder un glissement vertical sans pour autant modifier son angle d'émission et de réception des échos ultrasonores. Cette fonctionnalité minimise les risques de décollement du capteur de la paroi cardiaque notamment en cas de fibrillation.

De manière similaire aux expériences en laboratoire, les mesures ultrasonores sont pratiquées sur le ventricule gauche (Figure V.1.7b). Un des trois thermocouples utilisé comme mesure de contrôle local est positionné à une profondeur de 1,5 cm, à proximité du capteur ultrasonore sans interférer sur la zone de mesure du capteur. L'apparition d'un écho de réflexion sur l'oscillogramme indique le positionnement correct du capteur. Une fois le signal perçu optimal, l'acquisition des mesures peut débuter et les paramètres préliminaires peuvent être alors déterminés.



FIGURE V.1.6 – Vue d'ensemble de la salle d'expérimentation.



 $\ensuremath{\mathsf{FIGURE}}$ V.1.7 – Seconde partie du dispositif multi-physique.

V.2 Suivi de la dynamique thermique surfacique du cœur après injection de cardioplégie hypothermique

A partir des acquisitions d'images infrarouge, une évaluation de la dynamique de réchauffement de la surface du myocarde est effectuée.



FIGURE V.2.1 – Images thermiques de la surface antérieure du cœur acquises par TIR durant l'injection d'une solution cardioplégique hypothermique à travers le réseau coronaire.

V.2.1 Dynamique thermique globale

L'injection de la solution cardioplégique au travers du réseau coronaire, observable de manière qualitative sur la cartographie V.2.1, entraine une chute thermique moyenne au voisinage des 15 ± 1 °C. La Figure V.2.2 présente la température de surface moyenne évaluée durant chacune des 4 expériences. Globalement, la dynamique thermique occasionnée par l'alternance de période de refroidissement-réchauffement est similaire d'une expérience à l'autre. Au cours des 20 minutes qui suivent la fin du refroidissement, la surface du myocarde connait une augmentation progressive de sa température jusqu'aux alentours de 29 ± 1 °C.

Cependant comme l'atteste la cartographie présentée à la figure V.2.1, contrairement aux expériences *in-vitro*, le changement de température induit par la solution provoque une hétérogénéité thermique à la surface du cœur. Une analyse thermique locale est donc pratiquée par la suite afin d'évaluer des zones, comme les parois ventriculaires, susceptibles de présenter une évolution de température différente.



FIGURE V.2.2 – Evolution thermique moyenne de la surface du cœur durant chacune des 4 expériences.

V.2.2 Evaluation du réchauffement de surface

Les curseurs numérotés sont positionnés de part et d'autre des surfaces ventriculaires (Figure V.2.3a). Leurs emplacements sont définis de manière à obtenir une dispersion homogène des mesures sur chacun des ventricules. Suivant l'orientation du cœur durant les expériences, le nombre de pointeurs diffère d'une expérience à l'autre (respectivement d'un ventricule à l'autre). De plus, la sonde ultrasonore positionnée à la surface du cœur entraine l'absence de mesure de surface sur une zone restreinte (Figure V.2.3).

A première vue, les deux ventricules présentent une dynamique thermique similaire. La paroi ventriculaire gauche se réchauffe légèrement plus lentement que celle du ventricule droit qui semble atteindre un plateau thermique (Figure V.2.4). De plus une dispersion de mesure d'environ 5 °C est observée entre les différentes

De plus une dispersion de mesure d'environ 5 °C est observée entre les différentes courbes de mesure. Cette dispersion semble provenir de l'angle d'observation de la caméra, comme présentée au chapitre IV.2. Il semblerait possible de la compenser



(a) Image infrarouge

(b) Image réelle

FIGURE V.2.3 – Positionnement des curseurs spécifiques sur chacune des parois ventriculaires.

de la même manière, c'est à dire en estimant le degré d'inclinaison en fonction de l'erreur de mesure apparente. Cependant dans la pratique, en condition opération, l'influence de l'angle d'observation se modifie au cours du réchauffement annulant la compensation des valeurs de curseurs corrigées initialement. Une nouvelle approche est donc mise en place, consistant à identifier spécifiquement les curseurs erronées suivant leurs valeurs et leurs positionnements.



(a) Courbes de températures brutes des curseurs positionnés à la surface du cœur.

(b) Une session de réchauffement évaluées à la surface du cœur.

FIGURE V.2.4 – Températures des deux parois ventriculaires.

A titre d'exemple, la Figure V.2.5 présente les température minimales induites par le refroidissement, mesurée par les curseurs positionnés à la surfaces des ventricules gauche et droit. L'oscillation des mesures permet d'identifier dans un premier temps les curseurs susceptibles de fournir des valeurs de température erronées.

Les valeurs de pointeurs considérés comme altérées par leurs positionnements sont donc exclues de l'analyse. Pour cela une comparaison entre leurs positionnements sur l'image infrarouge est réalisée. Dans ces conditions, la Figure V.2.6 récapitule les moyennes thermiques de l'ensemble de ces expériences, pour chaque session



FIGURE V.2.5 – Mesures des température de refroidissements.

de réchauffement et pour chaque ventricule. Les graphes V.2.6a et V.2.6b présentent ainsi les moyennes thermiques respectivement minimales et maximales.

L'évaluation des températures minimales confirme cet abaissement thermique moins important sur le ventricule droit de ± 1 °C. La diffusion de la solution cardioplégique semble donc plus efficace sur le ventricule gauche. Cependant les températures maximales atteintes sont similaires d'un ventricule à l'autre après 20*min* de réchauffement. Or une tendance de réchauffement différente entre les deux parois a été identifiée sur les courbes brutes.

Par la suite un ajustement des courbes bruitées est pratiqué afin d'estimer la constante de temps thermique et d'extraire une dynamique thermique spécifique pour chacune des parois.



FIGURE V.2.6 – Comparaison des moyennes thermiques de refroidissement et réchauffement des quatre expériences. VD : Ventricule Droit ; VG : Ventricule Gauche ; R1 : Réchauffement 1 ; R2 : Réchauffement 2 ; R3 : Réchauffement 3.

V.2.2.1 Identification de la tendance de réchauffement surfacique par ventricules

L'ajustement appliqué sur chacune des courbes correspond au modèle suivant :

$$T(t) = a \cdot (1 - e^{-b \cdot t}) + c \tag{V.2.1}$$

où les cœfficients d'ajustement sont désignés par les lettres a, b et c. a correspond à la différence de température entre le début et la fin du réchauffement $(a = \Delta T)$, b est un cœfficient temporel dépendant de dynamique de réchauffement que nous souhaitons identifier et c indique la température initiale.

La Figure V.2.7 présente les ajustements appliqués aux courbes de réchauffement d'une des expériences. Les courbes sont superposées de sorte à pouvoir toujours identifier leurs numéros de curseurs.



FIGURE V.2.7 – Superposition des courbes expérimentales et ajustements à partir de l'équation V.2.1

Chaque courbe de réchauffement fait l'objet d'une analyse pertinente durant laquelle les cœfficients d'ajustement sont calculés. La Figure V.2.8a illustre les moyenne des cœfficients et leurs écarts types, respectivement pour le ventricule droit et le ventricule gauche sur l'ensemble des expériences.

De manière générale, l'ensemble des ajustements a permis de faire ressortir un profil de réchauffement surfacique des deux parois ventriculaires, illustré Figure V.2.8b. Les modèles correspondant, respectivement pour le ventricule droit et gauche sont les suivants :

$$T_{VD}(t) = 13, 7 \cdot (1 - e^{-5,5/t}) + 16, 4 \pm 10$$
 (V.2.2)

$$T_{VG}(t) = 16, 3 \cdot (1 - e^{-16,8/t}) + 13, 8 \pm 8, 5$$
 (V.2.3)

A partir des données extraites de ces expérimentations sur modèle animal, l'estimation de la tendance de réchauffement fournit un premier aperçu des dynamiques thermiques de surface attendues durant les opérations cardiovasculaires sous cardioplégie hypothermique. Une dynamique légèrement plus importante pour le ventricule droit est donc confirmée par le modèle, de plus le ventricule gauche semble présenter un réchauffement plus important. Le modèle n'est pas très bien ajusté pour ce dernier puisque comme il a été dit précédemment, le ventricule gauche ne semble pas atteindre de plateau thermique. Il n'est appliqué que sur 10 courbes de réchauffements. Il est nécéssaire d'effectuer de nouvelles mesures afin de valider et préciser ces ajustements. Cependant, cette première estimation démontre un réchauffement très rapide de la surface des ventricules suite à l'injection de la solution, ce qui peut être une information de premier choix pour les chirurgiens concernant l'efficacité de la cardioplégie froide. L'analyse de la dynamique de surface réalisée permet à présent de passer à la seconde étape de l'évaluation consistant à l'identification la température moyenne en profondeur.





(b) Profil de réchauffement de la température surfacique type d'une paroi ventriculaire gauche et droite.

FIGURE V.2.8 – Valeurs des coefficients a, b et c et courbes de tendances.

V.3 Application du suivi thermique en profondeur sur cœur *in vivo*

Suite à l'évaluation précise des mesures thermiques de surface qui nous permet d'obtenir une première information quant au réchauffement thermique du myocarde, cette partie constitue la phase finale de l'étude. Les mesures de surface obtenues par infrarouge sont exploitées afin d'estimer la température moyenne en profondeur à partir de l'estimation de $\tau(d)$. Le suivi d'écho réalisé durant les expériences permet dans un premier temps d'estimer l'épaisseur de la paroi puis également d'effectuer une mesure de thermométrie ultrasonore en post-traitement.

V.3.1 Détermination des paramètres préliminaires

V.3.1.1 Mesure des épaisseurs de parois ventriculaires

Pour rappel, l'estimation de d se fait à l'aide de la loi expérimentale linéaire reliant la vitesse de propagation de l'onde ultrasonore à la température du tissu myocardique (cf équation II.1.5) :

$$c(T) = (2 \pm 0, 5) \cdot T + 1509, 2 \pm 12.1 \text{ m s}^{-1}.$$
 (V.3.1)

A partir de cette loi et de la mesure expérimentale du temps de vol, sa valeur est estimée à température initiale Ti, considérée comme homogène sur l'ensemble du myocarde avant la première injection de solution cardioplégique :

$$d(Ti) = \frac{c(Ti) \cdot t(Ti)}{2}$$
m. (V.3.2)

A titre d'exemple, pour une température initiale, mesurée par thermographie infrarouge Ti = 31, 3 °C, c(Ti) est évaluée à :

$$c(Ti) = 1571, 8 \pm 27, 75 \text{ m s}^{-1}.$$
 (V.3.3)

Le temps de vol mesuré à cette même température est égal à $23, 5 \cdot 10^{-6} \pm 0, 410^{-6}$ s (FigureV.3.1). L'épaisseur de la paroi ventriculaire est évaluée à :

$$d = 1,85 \cdot 10^{-2} \pm 0,064 \cdot 10^{-2} \text{ m}, \qquad (V.3.4)$$

soit une incertitude de mesure de $\delta_d/d = 6,9\%$.



FIGURE V.3.1 – Estimation du temps de vol t à température initiale T_i connue.

V.3.1.2 Estimation des $\tau(d)$

Une fois l'épaisseur mesurée, l'estimation de τ se fait à partir de la fonction $\tau = f(d)$ (cf Chapitre III.3, EquationIII.3.2) :

$$\tau = 2,8224 \cdot 10^5 \cdot (1,85 \cdot 10^{-2})^2 + 4,627 \cdot 10^3 \cdot (1,85 \cdot 10^{-2}) + 24,5 = 206 \text{ s.} (V.3.5)$$

Par la suite, l'équation d'ajustement est appliquée (cf Equation V.3.6) :

$$T(t) = T_{smoy}(t) + (T_i - T_{smoy}(t)) \cdot e^{\frac{-t}{\tau}}.$$
 (V.3.6)

Le tableau V.3.1 récapitule les valeurs de ces paramètres obtenues pour chaque expérience.

Expérience	$T_i(^{\circ}\mathrm{C})$	$c_i \ (\mathrm{ms^{-1}})$	t(s)	d (m)	τ (s)
1	31, 5	1572	$23, 5 \cdot 10^{-6}$	$1,85 \cdot 10^{-2}$	206
2	28, 1	1565	$27,9\cdot 10^{-6}$	$2, 18 \cdot 10^{-2}$	260
3	32	1573	22,05.	$1,75 \cdot 10^{-2}$	192

 10^{-6}

TABLEAU V.3.1 – Paramètres préliminaires de mesures en condition *in-vivo*.

V.3.1.3 Suivi temporel du déplacement d'écho par TUS calibrée

Le suivi d'écho n'est pas nécessaire pour l'application de l'ajustement de TIR, il est cependant pratiqué afin d'effectuer une thermométrie ultrasonore calibrée en post traitement. L'évaluation des valeurs du cœfficient *a*, essentiel au bon ajustement de la mesure par TUS sera réalisée ainsi qu'une comparaison des deux méthodes de



FIGURE V.3.2 – Suivi du déplacement d'écho au cours d'une session refroidissementréchauffement.

mesures. La Figure V.3.2 illustre un exemple de suivi d'écho sur la paroi ventriculaire gauche, avant pendant et après l'injection de la solution cardioplégique.

Pour rappel, l'équation suivante est appliquée afin de définir la température moyenne en profondeur à partir des ultrasons (cf Chapitre II.1, équation II.1.8) :

$$\Delta T = \frac{c_i}{a} \cdot \left(\frac{2d}{\Delta t \cdot c_i} - 1\right). \tag{V.3.7}$$

Le coefficient a est calibré par la suite de sorte que la température finale du réchauffement soit similaire à la température de contrôle par thermocouple $T_f^{TH} = T_f^{US}$.

V.3.2 Résultats expérimentaux : Comparaison des mesures par TIR ajustée et par TUS calibrée

Les premiers résultats des mesures de réchauffements en profondeur sont présentés sur les Figures V.3.3 et V.3.4. Une légende similaire est établie sur l'ensemble des graphes qui vont suivre : la courbe en pointillée identifie la température considérée comme la température de contrôle de la température moyenne en profondeur, il s'agit de la moyenne de température mesurée par les thermocouples de surface et de profondeur positionnés sur le ventricule gauche (proche de la zone où est placé capteur ultrasonore); les losanges rouges illustrent les mesures par thermométrie ultrasonore calibrée et les ronds bleus correspondent aux mesures par ajustement de la température de surface mesurée par TIR. Dans un premier temps, les mesures expérimentales sont comparées aux mesures par thermocouple. I

Les premiers résultats illustrés à la Figure V.3.3 révèlent trois courbes ayant une même tendance de réchauffement allant de 14, 5 ± 0 , 5 °C à 22, 1 ± 0 , 2 °C. A première vue, les courbes de mesures expérimentales sont similaires à la courbe de contrôle.



FIGURE V.3.3 – Suivi du réchauffement de la paroi ventriculaire par TIR ajustée et TUS calibrée ($a_c = 2$.

Plus précisément, la courbe de mesure par thermométrie ultrasonore, calibrée à un $a_c = 2$, présente une légère oscillation provoquant une différence de température maximale de 1,46 °C au temps t = 200 s. La différence moyenne de température est estimée à 0,65 ± 0,38 °C. La courbe de mesure par ajustement de TIR connait une moins forte oscillation avec une différence de température maximale identifiée à 0,98 °C au temps t = 500 s. La différence moyenne de température est minime avec 0,48 ± 0,22 °C.

Le second graphe V.3.4 présente également des similitudes entre mesures expérimentales et la mesure de contrôle. Pour cette expérience, la TUS est calibrée avec un $a_c = 1, 2$ et présente une dispersion de mesure plus importante. De manière générale, le réchauffement tissulaire est évalué de $15, 8 \pm 0, 2$ °C à $20, 9 \pm 0, 2$ °C. Les variations de mesures visibles sur le graphe entrainent des différences de mesures jusqu'à 2 °C à t = 383 s et également entre t = 700 s et t = 860 s. Mise à part ces deux oscillations, l'évolution thermique mesurée par les ultrasons est en concordance avec la courbe de contrôle avec une différence moyenne de température mesurée à $1 \pm 0, 4$ °C.

Concernant la mesure par TIR ajustée, la différence moyenne de température est de $0, 3 \pm 0, 2$ °C. Une différence maximale est identifiée à 0,83 °C pour t = 445 s.

Cette première analyse démontre une concordance entre les mesures expérimentales et mesure de contrôle du réchauffement de la paroi ventriculaire gauche. La possibilité d'un suivi de la température moyenne en profondeur via notre dispositif est donc validée dans un premier temps. La TIR ajustée semblent plus précises et moins influencées par les modifications physiologiques. Cependant, quelques remarques sont à apporter :



FIGURE V.3.4 – Suivi du réchauffement de la paroi ventriculaire par TIR ajustée et TUS calibrée $(a_{=}1, 2)$.

Les mesures de température moyenne en profondeur sont pratiquées sur le ventricule gauche dont le réchauffement est évaluée plus lent que celui du ventricule droit, avec un réchauffement inférieure à 10 °C. D'après les expériences réalisées dans le chapitre II.3 concernant la précision de mesure par TUS, elle pourrait donc être appliquée de façon direct, sans calibration. La première expérience (Figure V.3.3) confirme ces faits et fournie même une valeur de a = 2 identique aux mesures expérimentales *in-vitro*. La seconde mesure présentée fournit une valeur de a différente égale à 1,2 qui pourrait cependant être corrigée par l'application en parallèle de la TIR ajusté.

V.4 Fiabilité et amélioration du dispositif

V.4.1 Influence physiologique

Les expériences sur modèle animal ont notamment permis d'observer certaines altérations physiques qui n'étaient pas prévisibles durant nos mesures en laboratoire. Ces différents facteurs sont identifiés afin d'observer leur influence sur la précision de mesures de notre dispositif et éventuellement trouver une alternative afin de pallier ces inconvénients.



FIGURE V.4.1 – Exemple d'erreur d'acquisition du signal ultrasonore durant la phase de réchauffement de la paroi ventriculaire gauche.

A titre d'exemple, la Figure V.4.1 illustre de nouveaux résultats de réchauffement. Dans ce cas précis, une importante fluctuation se manifeste au temps t = 65 s à t = 750 s uniquement sur la courbe de température mesurée par ultrasons. La mise en place d'une caméra numérique durant les expériences a permis d'identifier l'origine de cette erreur d'acquisition. Suite à l'injection de la solution cardioplégique, un affaissement des deux parois ventriculaires est visible précisément durant le lapse de temps où le signal ultrasonore est interrompu. L'hypothèse d'une modification du positionnement du capteur est envisagée, cependant suite à cette altération, le signal ultrasonore se repositionne convenablement comparé aux deux autres courbes de mesure. Un changement d'épaisseur durant cette période semble fournir une explication plus appropriée quant à la raison de cette erreur d'acquisition. De plus la valeur du cœfficient $a_c = 3, 2$, plus élevé que pour les expériences précédentes a pu être influencé par une modification de l'épaisseur. Concernant le suivi thermique par TIR ajustée, la mesure présente une différence en début de réchauffement de 1,25 °C, cependant la tendance reste une fois encore très similaire à la mesure de contrôle avec une différence de température moyenne de $0,7 \pm 0,4$ °C.



FIGURE V.4.2 – Influence des phénomènes de reflux et fibrillation ventriculaire au cours du suivi thermique.

Dans un second cas, présenté Figure V.4.2, l'expérience connait également des altérations physiologiques. Un reflux de solution cardioplégique est d'abord identifié en fin de cardioplégie au temps t = 60 s, puis un réchauffement soudain de 6 °C, provoqué par une début de fibrillation ventriculaire apparait au temps t = 900 s. Malgré ces phénomènes, une tendance de réchauffement similaire est visible entre les trois courbes, avec une erreur moyenne de $1, 45 \pm 1, 2$ °C pour l'ajustement par TIR et de $1, 8 \pm 1, 6$ °C pour les mesures par ultrasons. Cependant, dans ce cas précis, la fibrillation ventriculaire provoque des erreurs de mesures allant jusqu'à 6 °C. D'un côté le signal ultrasonore est altéré alors que la mesure par TIR ajustée n'est pas influencée.

Cette observation démontre une importante sensibilité des mesures par ultrasons. Dans le cadre d'une analyse spécifique en profondeur, la thermométrie par ultrasons peut être un réel avantage puisqu'elle permet d'identifier des altérations qui ne sont pas toujours perceptibles à la surface du myocarde et donc par l'ajustement par TIR. Cependant cette sensibilité est également un inconvénient, le positionnement du capteur en contact direct sur la paroi peut être facilement altéré par des mouvements cardiaques imprévisibles.

D'autre part, à l'inverse de la thermométrie ultrasonore, les mesures par ajustement de mesure de surface fournissent une bonne tendance de réchauffement moyenne en profondeur. Sa sensibilité moindre permet d'éviter les erreurs de mesures thermiques influées par les altérations physiologiques, en contre partie un manque de sensibilité est parfois observé dans le cas de modifications thermiques internes imperceptibles à la surface du myocarde. Ainsi la combinaison des deux méthodes de mesures permet d'une part d'évaluer une tendance de réchauffement interne en minimisant les erreurs de mesures dues aux paramètres d'influence et d'autre part identifier des altérations thermiques parfois peu perceptibles à la surface du myocarde.

V.4.2 Etudes à mener en vue de l'amélioration de la méthode de mesure

V.4.2.1 Estimation du coefficient a sur muscle cardiaque in-vivo

L'application de mesure par thermométrie ultrasonore sans calibration serait un avantage en condition opératoire. Dans le contexte de notre étude, nous n'avons pas été en mesure de confirmer ou infirmer sa fiabilité durant les expérimentations *invivo*. De nouvelles mesures devraient être pratiquées afin d'évaluer spécifiquement sa valeur sur myocarde *in-vivo*. Ainsi si les expériences confirment une précision de mesure acceptable pour un réchauffement inférieure à 10 °C, la TUS serait appliquée directement. Dans le cas contraire l'application des ultrasons serait uniquement utilisée afin d'estimer l'épaisseur de la paroi pour l'estimation de $\tau(d)$ en vu d'une TIR ajustée.

V.4.2.2 Evaluation de la température moyenne en profondeur du ventricule droit

Les mesures de température en profondeur se sont limitées à une application sur le ventricule gauche. Dans le cadre de mesure de température uniquement par TIR ajustée, il aurait été judicieux de ne pas fixer la sonde US. Elle aurait alors permis d'identifier l'épaisseur sur différentes zones de la paroi et notamment sur le ventricule droit dont nous avons jusqu'ici qu'une information sur la température surfacique.

V.4.3 Quelques éléments d'amélioration du dispositif

V.4.3.1 Thermographie par infrarouge

La thermographie a permis d'évaluer efficacement la température de surface du myocarde en temps réel. Cependant, dans le cas de mesures quantitatives, de nombreux facteurs influencent les valeurs thermiques. L'angle d'inclinaison du rayonnement provoque d'importantes erreurs de mesures notamment sur les contours. Une première correction pourrait être pratiquée en amont du refroidissement mais dans le cas de mouvement du myocarde la correction risque d'influencer les valeurs vraies.

La manipulation ou des troubles du champ de vision de la caméra (câbles, système de perfusion), un faux mouvement d'un des opérateurs peuvent également altérer les mesures par TIR. Il serait cependant possible de remédier à ce problème en appliquant un procédé de tracking à travers le programme d'acquisition de l'image infrarouge. Le mouvement du cœur ne seraient plus inconvénient.

V.4.3.2 Thermométrie par ultrasons



FIGURE V.4.3 – Sonde transcephagienne (ETO) [46].

A terme, l'objectif serait d'utiliser l'échographie transœsophagienne comme système de thermométrie ultrasonore. L'épaisseur de l'ensemble des parois ventriculaires pourrait être évaluée (Figure V.4.3), de sorte que la méthode d'estimation de la température par ajustement TIR serait appliquée à l'intégralité de la surface antérieure du cœur. Le gradient de température pourrait également être estimé à l'aide du modèle par élément finis développé précédemment (cf Chapitre III.2). Enfin, dans ce contexte, la sonde ne serait plus une gène pour le chirurgien et aurait moins de risque d'être déplacée.

Conclusion

Ce chapitre finalise une étude précurseur sur l'identification d'une dynamique de réchauffement tissulaire myocardique, signe d'une éventuelle souffrance cardiaque.

Les expériences menées sur modèle animal *in-vivo* ont permis d'identifier des dynamiques thermiques distinctes, notamment d'un ventricule à l'autre. En complément, des situations de fibrillations ventriculaires, annonciatrices d'une cardioplégie peu efficace, sont également décelées à travers une augmentation accentuée du réchauffement tissulaire fournissant une information fonctionnelle au chirurgien. Il est cependant nécessaire de pratiquer de nouvelles expériences similaires sur modèle animal afin de confirmer la reproductibilité de mesures.

Concernant le dispositif de mesure par TIR et TUS, son application en condition quasi-opératoire révèle des résultats de suivi thermique en concordance avec les tendances de température contrôlées par thermocouples avec une différence moyenne de température de $0,85 \pm 0,45^{\circ}$ C. L'application d'un ajustement de ces mesures pour établir une introspection thermique en profondeur apparait efficace dans la majorité des expériences. Cet ajustement fournit aisément la tendance de réchauffement du muscle cardiaque mais présente un manque de sensibilité en cas d'altération physique, ne permettant pas de déceler des signes de souffrance cardiaque distinctif, excepté en surface.

L'application d'une thermométrie ultrasonore complète le dispositif et apporte la sensibilité de mesure nécessaire pour identifier les altérations thermiques en profondeur. La thermométrie ultrasonore non calibrée (avec un cœfficient *a* fixé en amont des mesures de température) semble difficile à appliquer du fait de l'importante sensibilité de mesures. La TUS calibrée en post traitement, ou à l'aide de TIR ajustée peut cependant fournir une information supplémentaire aux chirurgiens qui aurait pu passer inaperçue par la TIR ajustée. Ainsi la combinaison des deux méthodes contrebalance d'un côté le manque de sensibilité de l'ajustement par TIR et de l'autre la trop forte sensibilité des ultrasons.

Enfin, l'application du dispositif en condition *in-vivo* a permis de soulever plusieurs améliorations possibles en vue de son développement en condition clinique.

Conclusion Générale et Perspectives

La cardioplégie hypothermique est censée permettre au myocarde de tolérer l'ischémie provoquer durant la chirurgie, en abaissant l'ensemble de sa température entre 10°C et 15°C, température idéale et non délétère pour le cœur. Un suivi minutieux de la dynamique thermique du myocarde après l'introduction de la solution cardioplégique pourrait ainsi contribuer à minimiser la souffrance cardiaque à travers l'évaluation de l'efficacité de la cardioplégie. L'objectif était de mettre en œuvre un dispositif de mesure thermique en temps réel, applicable en condition chirurgicale.

Dans une première partie, où le contexte et des outils de diagnostics pertinents sont répertoriés, l'application d'une investigation multi-physique basée sur deux techniques non invasives, les ultrasons et les infrarouges, est retenue.

Dans un second temps, la thermométrie ultrasonore par écho tracking, expérimentée sur cœurs *in-vitro*, a permis d'appréhender les difficultés de mesures sur muscle cardiaque. Après une étape de calibration préalable ayant pour objectif d'appliquer directement la méthode sans calibration et en condition opératoire, il s'est avéré que l'hétérogénéité du milieu entrainait une imprécision de mesure de température moyennée à 4°C.

Par la suite, l'idée d'exploiter le suivi en surface de la dynamique thermique du cœur afin d'identifier en temps réel la température moyenne en profondeur a été proposée. A partir de l'estimation de la constante thermique temporelle τ , des mesures de température ont été menées d'une part sur des fantômes afin d'évaluer la répétabilité de mesure et d'autre part sur des parois ventriculaires *in-vitro*. La précision de mesure a été estimée à 1,5°C.

La quatrième partie est consacrée à la thermographie par infrarouge (TIR). Cette technique fournit tous les avantages pour mener à bien un suivi thermique non invasif de la surface du myocarde. Des expériences préliminaires ont été pratiquées afin d'appréhender les paramètres d'influences pouvant modifier la précision de mesures IR. Une fois l'efficacité des mesures de TIR confirmée sur muscle cardiaque *in-vitro*, la finalité de cette partie reposait sur des tests de mesures thermiques multiphysiques associant TIR et TUS, toujours sur cœurs *in-vitro*. Les résultat concluant ont permis d'envisager le même genre de tests sur cœurs *in-vivo*.

En dernier lieu, l'étude s'est concrétisée par des expérimentations sur modèle animal *in-vivo* durant lesquelles des sessions de refroidissement par cardioplégie hypothermique ont été effectuées sur quatre modèles porcins. Les résultats ont permis de réaliser une première évaluation concernant la dynamique de réchauffement du myocarde en surface et en profondeur. Un profil de réchauffement spécifique au
muscle cardiaque a été établie et des signes avant coureurs d'une inefficacité de la cardioplégie ont été estimés.

Au final, à travers ces premières expériences en situation *in-vivo*, une évaluation du dispositif a été pratiquée permettant de soulever des améliorations nécessaires. De nouvelles mesures seraient nécessaires afin d'identifier précisément le coefficient a sur tissu *in-vivo* et confirmer l'application d'une TUS sans calibration. L'identification de différentes épaisseurs de parois à partir de la sonde US pourrait permettre d'étendre les mesures de la température moyenne en profondeur au ventricule droit. Concernant le dispositif lui-même, d'une part le suivi thermique de surface pourrait être perfectionné en utilisant une méthode de vidéo tracking [136]. Les mouvements et/ou interventions de l'opérateur seraient compensés et diminueraient la perte d'information thermique. D'autre part les mesures de température en profondeur nécessitent la détermination des épaisseurs du myocarde. Comme il a déjà été mentionné, l'idée d'utiliser la sonde transœsophagienne serait une bonne alternative. Elle permettrait de réaliser une cartographie des dimensions du myocarde en amont de l'injection cardiopégique. Le suivi thermique à partir de la température surfacique pourrait alors être appliqué. De plus une thermographie ultrasonore pourrait être envisagée. La sonde étant moins exposée, les risques de déplacement et le gène occasionné pour le chirurgien seraient minimisés. Enfin l'évaluation d'un gradient de température pourrait également être appliquée en temps réel afin d'améliorer l'analyse thermique.

Concernant l'aspect médical de cette thèse, l'identification de la souffrance cardiaque est un sujet qui peut être traité de nombreuse manière. Nous avons choisi au cours de cette thèse de pratiquer un suivi thermique non invasif afin d'aborder l'éventualité d'une corrélation du réchauffement tissulaire avec la souffrance cardiaque. De plus, de nombreuse recherches restent à mener afin d'évaluer une corrélation concrète entre la dynamique thermique du myocarde et sa souffrance.

D'autres paramètres pourraient également être le facteur d'une souffrance, comme la diminution du pH, signe d'une acidose tissulaire ou les modifications des propriétés mécaniques (élasticité du myocarde).

Enfin la répétabilité de l'expérience est insuffisante pour réellement évaluer une dynamique thermique typique du muscle cardiaque, une dizaine d'expérience sur modèle seraient nécessaire. Au final, le dispositif non invasif pourrait également être testé durant une étude clinique.

A Physiologie du cœur et chirurgie cardiovasculaire : complément

Système de conduction et activité électrique du cœur

Le cœur assure sa fonction suivant un cycle régulier et à une fréquence au repos pouvant varier de 60 à 90 cycles par minute [18]. Le cycle cardiaque est régi à travers une impulsion électrique générée au niveau du **nœud sinusal**, formé par des cellules auto-excitables (les cellules cardionectrices), situées dans l'atrium droit (FigureA.1).



FIGURE A.1 – Propagation du PA au sein du myocarde [21]

L'excitation de ces cellules est régie par un potentiel membranaire correspondant à une **différence de potentiel électrique** (ddp) de part et d'autre de la membrane cellulaire. Cette ddp est due à la répartition des ions positifs (le potassium K⁺, sodium Na⁺ et calcium Ca²⁺) susceptibles de traverser la membrane cellulaire grâce aux canaux à ions présents au sein de la membrane (FigureA.2a). Au repos, ces cellules sont polarisées avec une prédominance en charges négatives à l'intérieur de la membrane (-60 mV). L'ouverture des canaux Na⁺ entraine une repolarisation faisant varier le potentiel membranaire de -60 mV à -40 mV. Une fois ce seuil d'excitation atteint (-40 mV), la dépolarisation se déclenche par l'ouverture des canaux Ca²⁺ faisant de nouveau varier le potentiel membranaire de -40 mV à un peu plus de 0 mV, c'est le **potentiel d'action** (PA) (FigureA.2b). Ce PA se propage d'une manière isotrope du nœud sinusal vers les atriums. Elle est ensuite relayée par le **nœud atrio-ventriculaire**, situé au niveau du point de jonction entre les ventricules et les atriums, qui la propage dans les ventricules à travers le faisceau atrio-ventriculaire communément appelé **faisceau de His** (FigureA.1). La fin du cycle correspond à la **repolarisation** de la membrane, où la fermeture des canaux Ca^{2+} et l'ouverture des canaux K^+ permet au potentiel de membrane de revenir à sa valeur de repos (-60 mV).



(a) Activité des cellules cardionectrices.

(b) Cycle de l'impulsion électrique du nœud sinusal.

FIGURE A.2 – Initiation du potentiel d'action au sein du myocarde [137].

La propagation de cette impulsion électrique dans le muscle cardiaque assure la régularité et la coordination de la contraction atrio-ventriculaire et forme ainsi le **cycle cardiaque**.

Cycle cardiaque

Le cycle cardiaque peut être décomposé en deux grandes étapes, la **systole** et la **diastole**. La systole peut être elle-même décomposée en deux étapes la **systole auriculaire** et la **systole ventriculaire**. La systole auriculaire a lieu lorsque les deux atriums sont remplies de sang. Après ouverture des valves tricuspide et mitrale, le sang est expulsé vers les ventricules. Pendant la systole ventriculaire, les valves atrio-ventriculaires se ferment pour empêcher le reflux de sang dans les atriums. Les ventricules se contractent et propulsent le sang vers le corps (pour le ventricule gauche) et les poumons (pour le ventricule droit). Après expulsion du sang, les valves aortique et pulmonaire se referment. Lors de la diastole, le muscle cardiaque est relâché, permettant le remplissage passif des oreillettes

Méthodes aléatoires au PAC

Pratiquée depuis 1977, la dilatation percutanée (PCI) ou angiosplatie coronarienne est une autre technique de revascularisation coronarienne plus adaptée dans les cas d'obstructions sans calcifications trop étendues [138]. Guidé sous contrôle radiographique jusqu'au site de sténose, un ballonnet est gonflé à haute pression afin d'aplatir les plaques d'athérome. Celui-ci peut être entouré d'une endoprothèse $(\text{Stent}^{\mathbb{R}})^1$ qui reste collée à la paroi interne dans le but de diminuer les risques de resténose (Figure A.3).



FIGURE A.3 – Technique de dilatation percutanée [139].

Des procédures hybrides allient ainsi les avantages de la PCI pratiquée sur des zones où la perméabilité des greffons est faible, au pontage mammaire sur l'IVA où la perméabilité est supérieure à 95% [140].

La chirurgie cardio-vasculaire inclut un autre domaine également en pleine expansion : la chirurgie thoracique mini-invasive [141]. Elle se compose de trois branches principales :

- La chirurgie mini-invasive par vidéo assistée permet également de réaliser le PAC (MIDCAB pour Minimally invasive direct access coronary artery bypass).
- Dans le même genre, la chirurgie mini-invasive par thoracoscope assisté
- Le développement de **télémanipulateur robotique** a débuté en 2002. Le plus connu étant le Da VinciTM (Figure A.4b). Cependant le coût de l'équipement en fait une technique toujours en phase d'exploration.

Enfin la **technique du pontage à cœur battant** (Off-pump coronary artery bypass ou OPCAB) est également régulièrement pratiquée (Figure A.4c), notamment dans les pays n'ayant pas eu un accès facile aux technologies extracorporelles (Argentine, Brésil, Inde, Turquie). L'immobilisation des sites des pontages fait appel à des stabilisateurs conçus pour atténuer ces mouvements [145]. Après une période d'enthousiasme, l'opinion chirurgicale reste divisée sur la pratique de l'OPCAB [146].

^{1.} Dispositif métallique, maillé et tubulaire



(a) MIDCAB [142]



(b) Robot Da Vinci [143]



(c) Chirurgie à cœur battant associé à un stabilisateur [144]

FIGURE A.4 – Les chirurgies cardio-vasculaires innovantes

Les compositions cardioplégiques

Cardioplégie au sang

Le sang artériel peut être prélevé sur le circuit de CEC par une pompe séparée. Il est ensuite additionné à une solution électrolytique riche en potassium dans une proportion solution/sang de 1/5 puis traverse un échangeur thermique indépendant. On profite ainsi de la capacité du sang à transporter de l'oxygène, de son pouvoir tampon², et de ses qualités rhéologiques, oncotiques et antagonistes des radicaux libres et du fait qu'il soit efficace quelle que soit la température.

Solutions cristalloïdes

La solution de cardioplégie cristalloïde est la plus simple et la moins coûteuse, elle est efficace dans les cas standards comme le pontage aorto-coronarien. Les solutions les plus utilisées sont de type extracellulaire enrichies en potassium et pauvres en calcium. D'autres solutions miment la composition intracellulaire (basses en sodium et sans calcium), comme la solution de Bretschneider ou la solution HKT Custo-diolTM, elles sont aussi utilisées pour la préservation d'organes en transplantation. L'avantage de la cardioplégie cristalloïde est la clarté du champ opératoire pour le chirurgien et la rhéologie favorable pour atteindre des zones distales à des obstructions coronariennes serrées, mais le désavantage est l'impossibilité de transporter de l'oxygène et le risque d'hémodilution [147].

^{2.} Maintient le même pH.

B Mesures d'étalonnage des thermocouples

Thermocouples

Les sondes de recherche Omega[®] sont conçues pour offrir des lectures instantanées et de classe de tolérance 1, soit une précision de mesure de $\pm 0,5^{\circ}$ C. Une aiguille en acier inoxydable de $0,3mm \times 15mm$ de diamètres, les rendent moins susceptibles de perturber l'environnement de la zone d'insertion et pourront être aussi bien positionnées en profondeur au sein du myocarde, que de manière tangentielle, à la surface de ce dernier.

La plage de température va de la cryogénie à 200°C. La sonde est de type T (Cuivre-Constantan) possède une jonction à la masse, ainsi q'un fil de connection isolé PFA et un raccordement par connecteur mâle sous-miniature. Toutes les sondes sont équipées de de 1,5m.

L'ensemble des aiguilles de mesures sont reliées à un module d'acquisition connecter au PC. Il permet de faire l'acquisition des mesures et de les associer aux température réaliser par la caméra thermique.



FIGURE B.1 – Thermocouple HYP1, Omega[®].

Module d'acquisition TC - 08

Le module d'acquisition de données thermocouple TC - 08 a été conçu pour mesurer une large gamme de températures en utilisant n'importe quel thermocouples qui se termine par un connecteur miniature. Constitué d'une compensation de soudure froide intégré (CJC), le TC-08 a une plage de mesure efficace de -2701820° C (la plage de température réelle dépend du type de thermocouple utilisé).

Une précision de 0, 2% soit $\pm 0, 5^{\circ}$ C et présente une résolution meilleure que $0, 1^{\circ}$ C pour la plupart des types de thermocouple. Il se connecte au port USB d'un PC et est détecté automatiquement et permet également de l'alimenter directement par le bus USB éliminant le besoin d'une alimentation externe idéal pour mesurer des températures dans une salle d'opération. Le faible temps de conversion du TC-08 permet jusqu'à 10 mesures de température acquises par seconde.



FIGURE B.2 – Module d'acquisition de thermocouples TC - 08, Omega[®].

Etalonnage des thermocouples

La précision des thermocouples est évaluée sur la gamme de température qui nous intéresse, $[10 - 30]^{\circ}$ C. Pour chaque pas de température, l'erreur absolue de chaque thermocouples est calculée. L'erreur de mesure ne dépasse pas les $\pm 0, 5^{\circ}$ C.



FIGURE B.3 – Courbe d'étalonnage des thermocouples de type T.

C Tableau récapitulatif des valeurs littéraires de vitesses ultrasonores spécifiques au muscle cardiaque

Auteur	Type	Température	Fréquence	Orientations	Vitesse
	d'échantillon	$[^{\circ}C]$	[MHz]	des fibres	$\mathbf{US} \; [\mathrm{m}\mathrm{s}^{-1}]$
Baldwin (2006)	VG de Bovin ex	10 2 20 2	5	\perp	$1556,9 \pm$
[97]	$vivo \ (n=45)$	19, 3 - 20, 3	0		0, 6
				=	$1565\pm0,7$
Dent (2000)	Cœur de Rats	19 - 21	40	/	1550 ± 5
[98]	$ex \ vivo \ (n=9)$				
Akashi (1995)	VG de Bovin ex	22 - 24	20	. /	1565
[99]	$vivo \ (n=7)$		40	/	1570
Shung (1978)	VG bovin ex	22 ± 1	5	\perp	1546 ± 4
[100]	$vivo \ (n=50)$				
Chandraseka-	n = 12	22	$3,\!5$	/	$1557, 5 \pm 5$
ran (1986) $[101]$					
Fei (1987) [102]	Cœur bovin ex	$23 \pm 0, 5$	5	\perp	1558 ± 4
	$vivo \ (n=5)$				
Mol (1982)	VG Canin in	20	5		1550 ± 6
[72]	vitro $(n=7)$	20	5	=	1558 ± 6
Verdonk	VG humain ex	16.9 - 19.3	5		1530 ± 3
(1992) [73]	vivo(n=29)	10,5 15,5	5	=	1550 ± 5
O'Brien (1995)	VG Canin in 38 ± 1	38 ± 1	4 - 7	/	Normal
[103]	$vivo \ (n=8)$	00 ± 1	1 1		1597 ± 6
					Ischémie
					1600 ± 6
Kuo (1990)	VG Bovin ex	37 ± 1	7,5	/	1586 ± 4
[104]	$vivo \ n = 10$				
Sagar (1990)	VG Bovin in	38 ± 1	5	/	Normal
[105]	$vivo \ (n=5)$	00 <u>-</u> 1	0	/	1612 ± 35
					Ischémie
					1584 ± 24
Gong (1989)	Cœur de porc	$26 \pm 0,01$	5	/	1572
[106]	$ex \ vivo \ (n=3)$				

Law (1985)	Cœur de vache	$23 \pm 0,02$	3	/	$1566 \pm$
[107]	ex vivo (n = 2)				0,03 –
					1570, 03
Bronez (1985)	Cœur de vache	37	/	/	1567
[108]	$ex \ vivo$				
Nasoni (1979)	Cœur animal	$36 \pm 0, 25$	5	/	$1595\pm1,5$
[109]	in vitro	$43 \pm 0, 25$	- 0	/	$1600 \pm 1, 5$
	Cœur Porc <i>ex</i>				1587 ± 3
Chivers (1978)	vivo	24 ± 1	1, 8	/	
[110]	Cœur de vache	-		/	1570 ± 2
	$ex \ vivo$				
	Cœur de che-	-			1584 ± 3
	val <i>ex vivo</i>				
	Cœur de chien	26 ± 1	4 - 12	_	1572 ± 3
	$ex \ vivo \ (n=3)$				
Goldman &	Cœur de chien	$26 \pm 0, 1$	4 - 12	/	1572
Richards (1954)	(n=3)				
[111]					
Frucht (1953) [111]	Cœur de bœuf				$1570\pm0,5$
	$ex \ vivo$	24 ± 1	1, 8	/	
	Cœur de che-	-			$1586\pm0,5$
	val <i>ex vivo</i>				
	Cœur de co-	-			$1587\pm0,5$
	chon <i>ex vivo</i>				

Communications

ACTI : Communications avec actes dans un congrès international. In and ex-vivo myocardial tissue temperature monitoring by combined infrared and ultrasonic thermometries. C. Engrand, D. Laux, J.Y Ferrandis, J.C. Sinquet, R. Demaria, E. Le Clézio, **Physics Procedia**, vol.50, p1135-1138, **International Congress on Ultrasonics**, 10-15 May 2015, Metz (France).

ACTN : Communications avec actes dans un congrès national.

Surveillance de la protection myocardique en chirurgie cardiaque par investigation multi- physique : Etude de faisabilité. C. Engrand, D. Laux, J.Y Ferrandis, J.C. Sinquet, R. Demaria, E. Le Clézio, **Congrès Français d'Acoustique**, 11-15 avril 2016, Le Mans (France).

COM : Communications orales sans actes.

Internationales :

Myocardial tissue temperature measurement by ultrasonic thermometry. C. Engrand, D. Laux, J.Y Ferrandis, J.C. Sinquet, R. Demaria, E. Le Clézio, Anglo French Physical Acoustic Conference, 14-January 2015, Fréjus (France).

Myocardial protection assessment in heart surgery with infra-red bolometer. A. Seghrouchni, C. Engrand, J.-C. Sinquet, H. Taillades, D. Laux, E. Le Clézio, R. Demaria, **49th congress of ESSR**, 21-24 Mai 2014, Budapest (Hongrie).

Nationales :

Vers une étude de la souffrance myocardique per-opératoire : Investigation multiphysique par Thermographie et Méthodes ultrasonores. C. Engrand, E. Le Clézio, D. Laux, J.Y Ferrandis, R. Demaria, J.-C. Sinquet, A.Seghrouchni, H.Taillades, **Réunion de recherche translationnelle cardiovasculaire et musculaire**, 14 Février 2014, Montpellier Sud de France (France).

Quantification de la souffrance cardiaque per et post opératoire, Investigation multiphysique par Thermographie et Méthodes ultrasonores. C. Engrand, E. Le Clézio, D. Laux1, J.Y Ferrandis, R. Demaria, J.-C. Sinquet? **Doctiss, Journée de conférences des doctorants de l'I2S**, 5 juin 2014 - St Priest? Montpellier (France).

AFF : Communications par affiche dans un congrès. Internationale : In and ex-vivo myocardial tissue temperature monitoring by combined infrared and ultrasonic thermometries. C. Engrand, D. Laux, J.Y Ferrandis, J.C. Sinquet, R. Demaria, E. Le Clézio, **International Congress on Ultrasonics**, 10-15 May 2015, Metz (France).

Nationale :

Caractérisation de la souffrance Myocardique per ?opératoire, Partie 1 : Suivi thermique. C. Engrand, R. Demaria, E. Le Clézio, **Electronique et Santé, Club EEA**, 7-8 Novembre 2013 - Limoges (France).

Caractérisation De La Souffrance Myocardique Per-opératoire. C. Engrand, D. Laux, J.Y Ferrandis, J.C Sinquet, R.Demaria, E. Le Clézio, **3ième journée Scien-tifique du Labex Numev**, 2 juillet 2014, Agropolis-Montpellier (France).

Bibliographie - Articles

- Paul J. HENDRY et al. « Is there a place for cold crystalloid cardioplegia in the 1990s? » The Annals of Thoracic Surgery 58.6 (déc. 1994), p. 1690–1694.
 ISSN: 00034975 (cf. p. 1).
- [2] A. R. CORDELL. « Milestones in the development of cardioplegia ». The Annals of thoracic surgery 60.3 (sept. 1995), p. 793–796. ISSN : 0003-4975 (cf. p. 1).
- [3] A. BEL et al. « Protection myocardique ». EMC-Techniques chirurgicales (2008), p. 1–19 (cf. p. 1).
- [5] L. NALYSNYK et al. « Adverse events in coronary artery bypass graft (CABG) trials : a systematic review and analysis ». *Heart (British Cardiac Society)* 89.7 (juil. 2003), p. 767–772. ISSN : 1468-201X (cf. p. 1).
- [6] R. L. ROYSTER. « Myocardial dysfunction following cardiopulmonary bypass : recovery patterns, predictors of inotropic need, theoretical concepts of inotropic administration ». Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia 7.4 Suppl 2 (août 1993), p. 19–25. ISSN : 1053-0770 (cf. p. 1).
- [7] C. DECOENE. « Blood cardioplegia : advantages and disadvantages ». Annales françaises d'anesthésie et de réanimation 30 Suppl 1 (mai 2011), S20–22. ISSN : 1769-6623 (cf. p. 1, 18).
- [8] F. BEYERSDORF et al. « Clinical evaluation of hypothermic ventricular fibrillation, multi-dose blood cardioplegia, and single-dose Bretschneider cardioplegia in coronary surgery ». *The Thoracic and Cardiovascular Surgeon* 38.1 (fév. 1990), p. 20–29. ISSN : 0171-6425 (cf. p. 1).
- [9] N. GRENIER et al. « Thérapies par ultrasons focalisés ». FMC Imagerie de l'os temporal 88.11, Part 2 (nov. 2007), p. 1787–1800. ISSN : 0221-0363 (cf. p. 2, 23).
- [10] Alison M. POUCH et al. « In vivo noninvasive temperature measurement by B-mode ultrasound imaging ». Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine 29.11 (nov. 2010), p. 1595–1606. ISSN : 1550-9613 (cf. p. 2, 37, 48, 49).
- [11] Ajay ANAND et al. « Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound ». *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 54.1 (jan. 2007), p. 23–31. ISSN : 0885-3010 (cf. p. 2, 24).

- [12] DALONG LIU et al. « Real-Time 2-D Temperature Imaging Using Ultrasound ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57.1 (jan. 2010), p. 12–16. ISSN : 0018-9294, 1558-2531 (cf. p. 2, 24, 37).
- [13] Roberto MAASS-MORENO et al. « Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part II. In vitro study ». The Journal of the Acoustical Society of America 100.4 (1996), p. 2522. ISSN : 00014966 (cf. p. 2, 24, 37, 49, 50).
- [14] R. SEIP et al. « Noninvasive real-time multipoint temperature control for ultrasound phased array treatments ». *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 43.6 (nov. 1996), p. 1063–1073. ISSN : 0885-3010 (cf. p. 2, 24, 36, 37).
- [15] C. SIMON et al. « Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound ». *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 45.4 (juil. 1998), p. 1088–1099. ISSN : 0885-3010 (cf. p. 2, 24, 36, 37, 49, 50).
- [16] T. VARGHESE et al. « Ultrasound monitoring of temperature change during radiofrequency ablation : preliminary in-vivo results ». Ultrasound in medicine and biology 28.3 (mar. 2002), p. 321–329. ISSN : 0301-5629 (cf. p. 2, 24).
- [24] R. S. LITWAK. « The growth of cardiac surgery : historical notes ». Cardiovascular Clinics 3.2 (1971), p. 5–50. ISSN : 0069-0384 (cf. p. 14).
- [28] V. I. KOLESSOV. « Mammary artery-coronary artery anastomosis as method of treatment for angina pectoris ». The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery 54.4 (oct. 1967), p. 535–544. ISSN : 0022-5223 (cf. p. 14).
- [29] R. G. FAVALORO. « The present era of myocardial revascularization-some historical landmarks ». *International Journal of Cardiology* 4.3 (oct. 1983), p. 331–344. ISSN : 0167-5273 (cf. p. 14).
- [31] J. B. SHARE. « Review of drug treatment for Down's syndrome persons ». American Journal of Mental Deficiency 80.4 (jan. 1976), p. 388–393. ISSN : 0002-9351 (cf. p. 15).
- [32] B. A. SELLICK. « A method of hypothermia for open heart surgery ». Lancet (London, England) 272.6966 (mar. 1957), p. 443–446. ISSN : 0140-6736 (cf. p. 16).
- [33] J. H. GIBBON. « Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery ». *Minnesota Medicine* 37.3 (mar. 1954), p. 171–185. ISSN : 0026-556X (cf. p. 16).
- [37] Udo ABAH et al. « Is cold or warm blood cardioplegia superior for myocardial protection? » Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery 14.6 (juin 2012), p. 848–855. ISSN : 1569-9285 (cf. p. 18).
- [38] Ye FAN et al. «Warm versus cold cardioplegia for heart surgery : a metaanalysis ». European Journal of Cardio-Thoracic Surgery 37.4 (avr. 2010), p. 912–919. ISSN : 10107940 (cf. p. 18).

- [39] Mark E. SILVERMAN et al. « Willem einthoven ?the father of electrocardiography ». *Clinical Cardiology* 15.10 (oct. 1992), p. 785–787. ISSN : 1932-8737 (cf. p. 19).
- [40] H. J. C. SWAN et al. « Catheterization of the Heart in Man with Use of a Flow-Directed Balloon-Tipped Catheter ». New England Journal of Medicine 283.9 (août 1970), p. 447–451. ISSN : 0028-4793, 1533-4406 (cf. p. 20).
- [41] A. B. MAKAR et al. « Formate assay in body fluids : application in methanol poisoning ». *Biochemical Medicine* 13.2 (juin 1975), p. 117–126. ISSN : 0006-2944 (cf. p. 21).
- [42] M. E. van DAELE et al. « Do changes in pulmonary capillary wedge pressure adequately reflect myocardial ischemia during anesthesia? A correlative preoperative hemodynamic, electrocardiographic, and transesophageal echocardiographic study ». *Circulation* 81.3 (mar. 1990), p. 865–871. ISSN : 0009-7322 (cf. p. 21).
- [43] H G MOND et al. « Haemodynamic monitoring in the coronary care unit using the Swan-Ganz right heart catheter. » *Heart* 35.6 (juin 1973), p. 635– 642. ISSN : 1355-6037 (cf. p. 21).
- [44] M. MATSUMOTO et al. « Application of transesophageal echocardiography to continuous intraoperative monitoring of left ventricular performance ». *The American Journal of Cardiology* 46.1 (juil. 1980), p. 95–105. ISSN : 0002-9149 (cf. p. 21).
- [46] Rebecca T. HAHN et al. « Guidelines for Performing a Comprehensive Transesophageal Echocardiographic Examination : Recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists ». Journal of the American Society of Echocardiography 26.9 (sept. 2013), p. 921–964. ISSN : 08947317 (cf. p. 21, 126).
- [47] B. D. BERGQUIST et al. « Transesophageal echocardiography in myocardial revascularization : I. Accuracy of intraoperative real-time interpretation ». Anesthesia and Analgesia 82.6 (juin 1996), p. 1132–1138. ISSN : 0003-2999 (cf. p. 22).
- [50] Viola RIEKE et al. « MR thermometry ». Journal of Magnetic Resonance Imaging 27.2 (fév. 2008), p. 376–390. ISSN : 10531807, 15222586 (cf. p. 24).
- [52] D. L. PARKER. « Applications of NMR imaging in hyperthermia : an evaluation of the potential for localized tissue heating and noninvasive temperature monitoring ». *IEEE transactions on bio-medical engineering* 31.1 (jan. 1984), p. 161–167. ISSN : 0018-9294 (cf. p. 24).
- [53] D. L. PARKER et al. « Temperature distribution measurements in two-dimensional NMR imaging ». Medical Physics 10.3 (juin 1983), p. 321–325. ISSN : 0094-2405 (cf. p. 24).
- [54] P. A. BOTTOMLEY et al. « A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz : dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age ». Medical Physics 11.4 (août 1984), p. 425–448. ISSN : 0094-2405 (cf. p. 24).

- [55] H. E. CLINE et al. « MR temperature mapping of focused ultrasound surgery ». Magnetic Resonance in Medicine 31.6 (juin 1994), p. 628–636. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [56] Michael PELLER et al. « T1 relaxation time at 0.2 Tesla for monitoring regional hyperthermia : feasibility study in muscle and adipose tissue ». *Magnetic Resonance in Medicine* 47.6 (juin 2002), p. 1194–1201. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [57] D. LE BIHAN et al. « Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion : application to hyperthermia ». *Radiology* 171.3 (juin 1989), p. 853– 857. ISSN : 0033-8419 (cf. p. 24).
- [58] E. O. STEJSKAL et al. « Spin Diffusion Measurements : Spin Echoes in the Presence of a Time-Dependent Field Gradient ». The Journal of Chemical Physics 42.1 (1965), p. 288. ISSN : 00219606 (cf. p. 24).
- [59] A. R. BLEIER et al. « Real-time magnetic resonance imaging of laser heat deposition in tissue ». *Magnetic Resonance in Medicine* 21.1 (sept. 1991), p. 132–137. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [60] J. DE POORTER. « Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency method : study of susceptibility effects ». *Magnetic Resonance in Medicine* 34.3 (sept. 1995), p. 359–367. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [61] J. DE POORTER et al. « Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method : in vivo results in human muscle ». *Magnetic Resonance in Medicine* 33.1 (jan. 1995), p. 74–81. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [62] L. H. LINDNER et al. « Paramagnetic thermosensitive liposomes for MRthermometry ». International Journal of Hyperthermia : The Official Journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group 21.6 (sept. 2005), p. 575–588. ISSN : 0265-6736 (cf. p. 24).
- [63] Lars FRICH et al. « Experimental application of thermosensitive paramagnetic liposomes for monitoring magnetic resonance imaging guided thermal ablation ». Magnetic Resonance in Medicine 52.6 (déc. 2004), p. 1302–1309. ISSN : 0740-3194 (cf. p. 24).
- [64] Nathan MCDANNOLD et al. « Heat-activated liposomal MR contrast agent : initial in vivo results in rabbit liver and kidney ». *Radiology* 230.3 (mar. 2004), p. 743–752. ISSN : 0033-8419 (cf. p. 24).
- [65] Ferenc A. JOLESZ. « MRI-Guided Focused Ultrasound Surgery ». Annual Review of Medicine 60.1 (fév. 2009), p. 417–430. ISSN : 0066-4219, 1545-326X (cf. p. 24).
- [66] I. RIVENS et al. « Treatment monitoring and thermometry for therapeutic focused ultrasound ». International Journal of Hyperthermia : The Official Journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group 23.2 (mar. 2007), p. 121–139. ISSN: 0265-6736 (cf. p. 24).
- [68] J.C. BAMBER et al. « Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature ». Ultrasound in Medicine and Biology 5.2 (jan. 1979), p. 149–157. ISSN : 03015629 (cf. p. 24).

- [69] M. LINZER et al. « Ultrasonic Tissue Characterization ». Annual Review of Biophysics and Bioengineering 11.1 (juin 1982), p. 303–329. ISSN : 0084-6589, 0084-6589 (cf. p. 24).
- [72] Chris R. MOL. « Ultrasound velocity in muscle ». The Journal of the Acoustical Society of America 71.2 (1982), p. 455. ISSN : 00014966 (cf. p. 24, 46, 137).
- [73] E. D. VERDONK et al. « Anisotropy of ultrasonic velocity and elastic properties in normal human myocardium ». *The Journal of the Acoustical Society* of America 92.6 (déc. 1992), p. 3039–3050. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 24, 46, 137).
- [74] R. L. CLARKE et al. « The changes in acoustic attenuation due to in vitro heating ». Ultrasound in Medicine and Biology 29.1 (jan. 2003), p. 127–135. ISSN : 0301-5629 (cf. p. 24, 37).
- [75] A.E WORTHINGTON et al. « Changes in ultrasound properties of porcine kidney tissue during heating ». Ultrasound in Medicine and Biology 27.5 (mai 2001), p. 673–682. ISSN : 03015629 (cf. p. 24).
- [76] S. MARUVADA et al. « High-frequency backscatter and attenuation measurements of selected bovine tissues between 10 and 30 MHz ». Ultrasound in medicine and biology 26.6 (juil. 2000), p. 1043–1049. ISSN : 0301-5629 (cf. p. 24).
- [77] Goutam GHOSHAL et al. « Temperature dependent ultrasonic characterization of biological media ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 130.4 (2011), p. 2203. ISSN : 00014966 (cf. p. 24).
- [78] Ali Nasiri AMINI et al. « Noninvasive estimation of tissue temperature via high-resolution spectral analysis techniques ». *IEEE transactions on biomedical engineering* 52.2 (fév. 2005), p. 221–228. ISSN : 0018-9294 (cf. p. 24).
- [79] Junjie YAO et al. « Absolute photoacoustic thermometry in deep tissue ». Optics Letters 38.24 (déc. 2013), p. 5228–5231. ISSN : 1539-4794 (cf. p. 25).
- [80] Georg SCHÜLE et al. « Noninvasive optoacoustic temperature determination at the fundus of the eye during laser irradiation ». *Journal of Biomedical Optics* 9.1 (2004), p. 173. ISSN : 10833668 (cf. p. 25).
- [81] Irina V LARINA et al. « Real-time optoacoustic monitoring of temperature in tissues ». Journal of Physics D : Applied Physics 38.15 (août 2005), p. 2633– 2639. ISSN : 0022-3727, 1361-6463 (cf. p. 25).
- [85] Athanassios MANGINAS et al. « Right ventricular endocardial thermography in transplanted and coronary artery disease patients : first human application ». The Journal of Invasive Cardiology 22.9 (sept. 2010), p. 400–404. ISSN : 1557-2501 (cf. p. 25).
- [86] A. M. DE GRAND et al. « An operational near-infrared fluorescence imaging system prototype for large animal surgery ». *Technology in Cancer Research and Treatment* 2.6 (déc. 2003), p. 553–562. ISSN : 1533-0346 (cf. p. 25).

- [87] Raimundas LEKAS et al. « Monitoring changes in heart tissue temperature and evaluation of graft function after coronary artery bypass grafting surgery ». *Medicina (Kaunas, Lithuania)* 45.3 (2009), p. 221–225. ISSN : 1648-9144 (cf. p. 25).
- [88] Shunei KYO et al. « Thermocardiography in the ischemic heart ». *Heart and Vessels* 1.4 (nov. 1985), p. 244–245. ISSN : 0910-8327, 1615-2573 (cf. p. 25, 42).
- [89] F. P. SHABBO et al. « Thermography in assessing coronary artery saphenous graft patency and blood flow ». *Cardiovascular Research* 16.3 (mar. 1982), p. 158–162. ISSN : 0008-6363 (cf. p. 25).
- [90] J. SIEBERT et al. « Application of intraoperative thermography in coronary artery bypass grafting without extracorporeal circulation - clinical report ». *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research* 7.4 (août 2001), p. 766–770. ISSN : 1234-1010 (cf. p. 25).
- [93] P. CURIE. « Dilatation électrique du quartz ». Journal de Physique Théorique et Appliquée 8.1 (1889), p. 149–168. ISSN : 0368-3893 (cf. p. 34).
- [94] C. A. DAMIANOU et al. « Dependence of ultrasonic attenuation and absorption in dog soft tissues on temperature and thermal dose ». The Journal of the Acoustical Society of America 102.1 (juil. 1997), p. 628–634. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 37).
- [95] D. LAUX et al. « In vitro mouse model in Duchenne muscular dystrophy diagnosis using 50-MHz ultrasound waves ». Ultrasonics 50.8 (août 2010), p. 741–743 (cf. p. 38, 39).
- [96] H. H. MITCHELL et al. « The chemical composition of the adult human body and its bearing on the biochemistry of growth ». Journal of biological chemistry 158 (fév. 1945), p. 625–637 (cf. p. 40).
- [97] Steven L. BALDWIN et al. « Measurements of the anisotropy of ultrasonic attenuation in freshly excised myocardium ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 119.5 Pt 1 (mai 2006), p. 3130–3139. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 41, 137).
- [98] C. L. DENT et al. « High-frequency ultrasound for quantitative characterization of myocardial edema ». Ultrasound in medicine and biology 26.3 (mar. 2000), p. 375–384. ISSN : 0301-5629 (cf. p. 137).
- [99] N. AKASHI et al. « Acoustic properties of selected bovine tissues in the frequency range 20-200 MHz ». The Journal of the Acoustical Society of America 98.6 (déc. 1995), p. 3035–3039. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 137).
- [100] K. K. SHUNG. « Ultrasound velocity in major bovine blood vessel walls ». The Journal of the Acoustical Society of America 64.2 (1978), p. 692. ISSN : 00014966 (cf. p. 137).
- [101] Krishnaswamy CHANDRASEKARAN et al. « Echocardiographic visualization of acute myocardial ischemia-In vitro study ». Ultrasound in Medicine and Biology 12.10 (oct. 1986), p. 785–793. ISSN : 03015629 (cf. p. 137).

- [102] D. Y. FEI et al. « Ultrasonic backscatter from bovine tissues : variation with pathology ». The Journal of the Acoustical Society of America 81.1 (jan. 1987), p. 166–172. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 137).
- [103] W. D. O'BRIEN et al. « Acoustic propagation properties of normal, stunned, and infarcted myocardium. Morphological and biochemical determinants ». *Circulation* 91.1 (jan. 1995), p. 154–160. ISSN : 0009-7322 (cf. p. 137).
- [104] I. Y. KUO. « A novel method for the measurement of acoustic speed ». The Journal of the Acoustical Society of America 88.4 (1990), p. 1679. ISSN : 00014966 (cf. p. 137).
- [105] K. B. SAGAR et al. « Quantitative ultrasonic assessment of normal and ischaemic myocardium with an acoustic microscope : relationship to integrated backscatter ». *Cardiovascular Research* 24.6 (juin 1990), p. 447–455. ISSN : 0008-6363 (cf. p. 137).
- [106] Xiu-fen GONG. « Determination of the acoustic nonlinearity parameter in biological media using FAIS and ITD methods ». The Journal of the Acoustical Society of America 86.1 (1989), p. 1. ISSN : 00014966 (cf. p. 137).
- [107] W. K. LAW et al. « Determination of the nonlinearity parameter B/A of biological media ». Ultrasound in Medicine and Biology 11.2 (avr. 1985), p. 307–318. ISSN : 0301-5629 (cf. p. 138).
- [108] M. A. BRONEZ et al. « Measurement of Ultrasound Velocity in Tissues Utilizing a Microcomputer-Based System ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* BME-32.9 (sept. 1985), p. 723–726. ISSN : 0018-9294 (cf. p. 138).
- [109] R. L. NASONI et al. « In Vivo Temperature Dependence of Ultrasound Speed in Tissue and its Application to Noninvasive Temperature Monitoring ». Ultrasonic Imaging 1.1 (jan. 1979), p. 34–43. ISSN : 0161-7346, 1096-0910 (cf. p. 138).
- [110] R. C. CHIVERS et al. « Ultrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues ». *The Journal of the Acoustical Society of America* 63.3 (mar. 1978), p. 940–953. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 138).
- [111] S. A. GOSS et al. « Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues ». The Journal of the Acoustical Society of America 64.2 (août 1978), p. 423–457. ISSN : 0001-4966 (cf. p. 41, 138).
- [112] R. A. GREENBAUM et al. « Left ventricular fibre architecture in man. » *Heart* 45.3 (mar. 1981), p. 248–263. ISSN : 1355-6037 (cf. p. 42).
- [113] Maurice AYGEN et al. « Influence of the orientation of myocardial fibers on echocardiographic images ». The American Journal of Cardiology 60.1 (juil. 1987), p. 147–152. ISSN : 00029149 (cf. p. 42).
- [114] C.M. SEHGAL et al. « Measurement and use of acoustic nonlinearity and sound speed to estimate composition of excised livers ». Ultrasound in Medicine & Biology 12.11 (nov. 1986), p. 865–874. ISSN : 03015629 (cf. p. 46).

- [115] R. Martin ARTHUR et al. « 3-D in vitro estimation of temperature using the change in backscattered ultrasonic energy ». *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 57.8 (août 2010), p. 1724–1733. ISSN : 1525-8955 (cf. p. 50).
- [116] Hao-Li LIU et al. « Instantaneous Frequency-Based Ultrasonic Temperature Estimation During Focused Ultrasound Thermal Therapy ». Ultrasound in Medicine & Biology 35.10 (oct. 2009), p. 1647–1661. ISSN : 03015629 (cf. p. 50).
- [117] Po-Hsiang TSUI et al. « Ultrasound temperature estimation based on probability variation of backscatter data ». *Medical Physics* 39.5 (mai 2012), p. 2369–2385. ISSN : 0094-2405 (cf. p. 50).
- [119] Juan A. LOPEZ-MOLINA et al. « Assessment of hyperbolic heat transfer equation in theoretical modeling for radiofrequency heating techniques ». The open biomedical engineering journal 2.1 (fév. 2008), p. 22–27. ISSN : 18741207 (cf. p. 59).
- [120] E.J. BERJANO et al. « Thermal-Electrical Modeling for Epicardial Atrial Radiofrequency Ablation ». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51.8 (août 2004), p. 1348–1357. ISSN : 0018-9294 (cf. p. 59).
- [121] Jayadeep GOPALAKRISHNAN. « A mathematical model for irrigated epicardial radiofrequency ablation ». Annals of Biomedical Engineering 30.7 (août 2002), p. 884–893. ISSN : 0090-6964 (cf. p. 59).
- [126] Frank P. BOLIN et al. « Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method ». *Applied Optics* 28.12 (juin 1989), p. 2297.
 ISSN : 0003-6935, 1539-4522 (cf. p. 62).
- [127] Dominique PAJANI. « Thermographie Principes et mesure ». Techniques de l'ingénieur Mesure de température (2013) (cf. p. 76, 84).
- [129] J STEKETEE. « Spectral emissivity of skin and pericardium ». Physics in Medicine and Biology 18.5 (sept. 1973), p. 686–694. ISSN : 00319155 (cf. p. 82).
- [130] B. F. JONES. « A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine ». *IEEE transactions on medical imaging* 17.6 (déc. 1998), p. 1019– 1027. ISSN : 0278-0062 (cf. p. 82).
- [131] Philippe HERVÉ. « Mesure de l'émissivité thermique ». Techniques de l'ingénieur Mesure de température base documentaire : TIB542DUO.ref. article : r2737 (2005) (cf. p. 83).
- [132] J. A. CLARKE. « Effects of surface emissivity and viewing angle on erros in thermography. » ACTA Thermographica (1976), p. 138–141 (cf. p. 85).
- [134] D. J. WATMOUGH et al. « The thermal scanning of a curved isothermal surface : implications for clinical thermography ». *Physics in Medicine and Biology* 15.1 (1970), p. 1. ISSN : 0031-9155 (cf. p. 89).
- [136] Tze-Yuan CHENG et al. « Motion tracking in infrared imaging for quantitative medical diagnostic applications ». *Infrared Physics & Technology* 62 (jan. 2014), p. 70–80. ISSN : 13504495 (cf. p. 130).

- [138] Richard L. MUELLER et al. « The history of interventional cardiology : Cardiac catheterization, angioplasty, and related interventions ». American Heart Journal 129.1 (jan. 1995), p. 146–172. ISSN : 00028703 (cf. p. 133).
- [140] Joanne SHANNON et al. « Do hybrid procedures have proven clinical utility and are they the wave of the future? : hybrid procedures have proven clinical utility and are the wave of the future ». *Circulation* 125.20 (mai 2012), 2492– 2503; discussion 2503. ISSN : 1524-4539 (cf. p. 133).
- [141] Jianxing HE. « History and current status of mini-invasive thoracic surgery ». Journal of Thoracic Disease 3.2 (juin 2011), p. 115–121. ISSN : 2077-6624 (cf. p. 133).
- [143] F. PUGIN et al. « History of robotic surgery : From AESOP and ZEUS to da Vinci ». Journal of Visceral Surgery 148.5 (oct. 2011), e3–e8. ISSN : 18787886 (cf. p. 134).
- [146] E. L. HANNAN et al. « Off-Pump Versus On-Pump Coronary Artery Bypass Graft Surgery : Differences in Short-Term Outcomes and in Long-Term Mortality and Need for Subsequent Revascularization ». *Circulation* 116.10 (sept. 2007), p. 1145–1152. ISSN : 0009-7322, 1524-4539 (cf. p. 133).
- [147] E. ANGELI. « The crystalloid cardioplegia : advantages with a word of caution ». Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation 30 (mai 2011), S17–S19. ISSN : 07507658 (cf. p. 134).

Bibliographie - Livres

- [18] Lauralee SHERWOOD. *Physiologie humaine*. Bruxelles : De Boeck, 2006. ISBN : 978-2-8041-4913-0 (cf. p. 8, 20, 131).
- [19] André VACHERON et al. *Cardiologie*. Paris : Expansion Scientifique Publications, 1999. ISBN : 978-2-7447-0030-9 (cf. p. 8).
- [20] Frank Henry NETTER et al. *Atlas d'anatomie humaine*. [Issy-les-Moulineaux] : Elsevier Masson, 2011. ISBN : 978-2-294-71297-5 (cf. p. 9).
- [22] Shanthi MENDIS et al., éds. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control. OCLC : ocn756166722. Geneva : World Health Organization in collaboration with the World Heart Federation et the World Stroke Organization, 2011. ISBN : 978-92-4-156437-3 (cf. p. 12, 13).
- [26] Thomas S. KUHN. The structure of scientific revolutions. [2d ed., enl. International encyclopedia of unified science. Foundations of the unity of science, v. 2, no. 2. Chicago : University of Chicago Press, 1970. ISBN : 978-0-226-45803-8 (cf. p. 14).
- [45] Dominique BETTEX et al. Echocardiographie transoesophagienne en anesthésieréanimation. OCLC: 38050424. Paris : Editions Pradel, 1997. ISBN : 978-2-84360-004-3 (cf. p. 21).
- [49] Michel DÉCORPS. Imagerie de résonance magnétique bases physiques et méthodes. Les Ulis; Paris : EDP sciences; CNRS éd., 2011. ISBN : 978-2-7598-0000-1 978-2-271-07233-7 (cf. p. 23).
- [51] Frank H. JOHNSON et al. The theory of rate processes in biology and medicine. New York : Wiley, 1974. ISBN : 978-0-471-44485-5 (cf. p. 24).
- [91] Peter FISH. Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. OCLC: 20799827. Chichester: Wiley, 1990. ISBN: 978-0-471-92651-1 (cf. p. 32).
- [92] FRANÇOIS TRANQUART et al. Echographie de contraste methodologie et applications cliniques. Paris Berlin : Springer, 2007. ISBN : 978-2-287-33297-5 978-2-287-33294-4
 978-1-281-34050-4 (cf. p. 32).
- [118] Isaac NEWTON. The Mathematical beginnings of natural philosophy optics. Leningrad : Optical Lecture, 1929 (cf. p. 56).
- [122] James E. MARK, éd. Polymer data handbook. 2nd ed. Oxford; New York : Oxford University Press, 2009. ISBN : 9780195181012 0195181018 (cf. p. 59).

- [123] Bryan ELLIS et al. *Polymers : a property database*. OCLC : 287216441. Boca Raton : CRC Press/Taylor & Francis Group, 2009. ISBN : 978-1-4200-0570-7 978-1-62870-545-4 (cf. p. 59).
- [124] N. B. VARGAFTIK, éd. Handbook of thermal conductivity of liquids and gases. Boca Raton : CRC Press, 1994. ISBN : 978-0-8493-9345-7 (cf. p. 59).
- [125] Amir FAGHRI et al. Advanced heat and mass transfer. Columbia, MO : Global Digital Press, 2010. ISBN : 978-0-9842760-0-4 (cf. p. 59).
- [133] Paul W. KRUSE et al. Elements of infrared technology : generation, transmission and detection. OCLC : 1382352. New York : Wiley, 1962. ISBN : 978-0-471-50886-1 (cf. p. 85).
- [137] Michael P MCKINLEY et al. Anatomie et physiologie : une approche intégrée. OCLC : 892589366. Paris : Maloine, 2014. ISBN : 978-2-224-03422-1 (cf. p. 132).

Bibliographie - Chapitres de livres

- [4] « Circuits de circulation extracorporelle : matériels réutilisables, matériels à usage unique. » Circulation extracorporelle : principes et pratique. 2^e éd. Amette. Janvier, Gérard et Lehot, Jean Jacques, avr. 2004, p. 59–86 (cf. p. 1, 16).
- [35] « Myocardial preservation ». Cardiac anesthesia : principles and clinical practice. Sous la dir. de Fawzy G. ESTAFANOUS. 2nd ed. OCLC : 833806892. Philadelphia : Williams et Wilkins, 2001, p. 387–414. ISBN : 978-0-7817-2195-0 (cf. p. 17).
- [83] A. NOWAKOWSKI et al. « The Role of Thermal Monitoring in Cardiosurgery Interventions ». Medical Infrared Imaging : Principles and Practices. CRC Press, déc. 2012 (cf. p. 25).
- [135] C COULSON. « Electric waves ». Waves. Edinburgh, Great Britain : Oliver et Boyd, 1955, p. 102–126 (cf. p. 89).

Bibliographie - Actes de congrès

- [70] O. PRAKASH et al. « Hyperthermia Induction and Its Measurement Using Ultrasound ». 1980 Ultrasonics Symposium. IEEE, 1980, p. 1063–1066 (cf. p. 24).
- [71] S.A. JOHNSON et al. « Non-Intrusive Measurement of Microwave and Ultrasound-Induced Hyperthermia by Acoustic Temperature Tomography ». Ultrasonics Symposium, 1977. 1977, p. 977–982 (cf. p. 24).
- [84] A. NOWAKOWSKI et al. « Thermographic and electrical measurements for cardiac surgery inspection ». Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE. T. 3. IEEE, 2001, p. 2874–2877. ISBN : 0-7803-7211-5 (cf. p. 26).

Bibliographie - Sites internet

- [17] A. MICHEAU. Médiastin et thorax : Illustrations et coupes anatomiques. 2016 (cf. p. 8, 10).
- [21] A. MICHEAU. Coeur : anatomie illustrée. 2016 (cf. p. 10, 11, 131).
- [23] Frédérique KOULIKOFF. Circulation, Métabolisme, Nutrition : Illustration de l'Athérosclérose (cf. p. 12).
- [25] *Chirurgie actuelle.* 2016 (cf. p. 14).
- [27] OMS / Maladies cardiovasculaires (cf. p. 14).
- [30] P.G. CHASSOT et al. Anesthésie en cas d'ischémie et de revascualrisation coronariennes Techniques chirurgicales. 2014 (cf. p. 15).
- [34] P.G. CHASSOT. Circulation extracorporelle en chirurgie cardiovasculaire -Machines et circuits. 2013 (cf. p. 17).
- [36] P.G. CHASSOT et al. Circulation extracorporelle en chirurgie cardiovasculaire - Protection myocardique en chirurgie cardiaque. 2013 (cf. p. 18).
- [48] smiths MEDICAL. Myocardial Temperature Sensor. 2016 (cf. p. 22).
- [128] CCD camera / infrared / GigE Vision / A645 sc FLIR SYSTEMS (cf. p. 79).
- [139] PDLP. Stent. 2014 (cf. p. 133).
- [142] utmb EDU. Bypass Surgery / Minimally Invasive Cardiothoracic Surgery / UTMB Health. 2016 (cf. p. 134).
- [144] IMM. La revascularisation myocardique. 2016 (cf. p. 134).

TITRE : Thermométries ultrasonore et infrarouge pour le contrôle de la protection myocardique.

RESUME: Le succès de la chirurgie cardiaque dépend essentiellement de la préservation des tissus durant l'opération. Afin d'optimiser cette dernière, une protection myocardique est appliquée à travers la perfusion d'une cardioplégie hypothermique lui permettant de tolérer l'ischémie provoquée par l'absence de vascularisation. Malgré ses progrès techniques, la chirurgie cardiaque reste une chirurgie à risque dont les complications sont parfois de nature inconnue. Il n'existe pourtant pas de suivi opérationnel de la protection myocardique.

Parmi les paramètres de mesure pouvant contribuer à la surveillance du myocarde sous cardioplégie, le suivi du changement de température induit par celle-ci pourrait devenir un indicateur pertinent. L'objectif de ce travail de thèse est donc de mettre en place un dispositif de suivi thermique du cœur permettant d'évaluer concrètement la diffusion et l'efficacité de perfusion cardioplégique durant la chirurgie cardiovasculaire.

Parmi les méthodes de suivi thermique non invasives implantables en salle d'opération, la thermométrie par ultrasons (TUS) et la thermographie par infrarouges (TIR) ont retenu notre attention. Dans un premier temps, une méthode directe de thermométrie par ultrasons basée sur le principe "d'écho tracking" est expérimentée via un capteur ultrasonore 2,25 MHz mono-élément sur une gamme de température de 10 à 30 °C. Cependant la caractérisation du muscle cardiaque par ultrasons et les expérimentations menées en laboratoire ont mis en avant la complexité du milieu nécessitant une calibration préalable, difficile à mettre en place en conditions opératoires. La technique présente tout de même une précision de mesure satisfaisante pour une variation de température du cœur à partir de la température de surface mesurable via une caméra thermique à infrarouge et par l'estimation volumique du milieu par ultrasons. Le modèle est validé dans un premier temps par simulation par éléments finis et dans un second temps durant des expérimentations sur fantômes et cœur *in-vitro*.

Au final, le dispositif TIR et TUS est expérimenté sur modèle animal *in-vivo*, lors d'opérations durant lesquelles des sessions de refroidissement par cardioplégie hypothermique sont effectuées. L'étude se conclut sur des premiers résultats de suivi thermique satisfaisants où les températures surfaciques acquises par TIR et l'estimation de l'épaisseur des parois ventriculaires par ultrasons permettent d'obtenir efficacement la tendance de réchauffement du myocarde. Le dispositif a également démontré la possibilité d'appliquer une calibration directe de la thermométrie ultrasonore. Cette étude de faisabilité a démontré la possibilité d'un monitoring thermique du cœur de manière non invasive et applicable en temps réel. Ce dispositif pourrait être implémenté, après adaptation spécifique, durant les interventions cardio-vasculaires et fournir un indicateur précieux aux chirurgiens quant à l'efficacité de la protection myocardique.

Mots-clés : Thermométrie ultrasonore, Thermographie infrarouge, Suivi de température, Protection myocardique, Myocarde, Chirurgie cardiaque.

TITLE : Ultrasonic and infrared thermometries for the control of myocardial protection.

ABSTRACT : The success of cardiac surgery essentially depends on tissue preservation. To optimize this latter, a myocardial protection is applied thanks to a hypothermic cardioplegia that confers a marked protective effect to the heart under ischemia. Despite these technical developments, cardiac surgery still presents risks and complications are sometimes of an unknown nature. However, no operational real-time monitoring of myocardial tissue exists. Among the metrics that could be analyzed, the temperature change measurement may be a relevant indicator. The objective of the present thesis is therefore to establish a thermal monitoring system of the heart in a way to evaluate the quality of the cardioplegia perfusion during cardiovascular surgery.

Among the non-invasive thermal monitoring methods implantable in the operating room, the ultrasonic thermometry and infrared thermography caught our attention. In the first stages of the study, a direct method of ultrasonic thermometry based on the echo tracking is performed on *in-vitro* samples with a 2,25 MHz ultrasonic sensor in a temperature range between 10 to 30 °C. The ultrasonic characterization of the heart muscle and the laboratory experiments brought to the forth an environmental complexity requiring prior calibration that may be difficult to implement in operational conditions. However, the technique has a satisfactory measurement accuracy for temperature variations of less than 10 °C.

An adjustment model is then proposed to identify the in-depth warming trend of the heart thanks to the surface temperature measurement performed by thermal infrared camera and the medium thickness estimated by ultrasound. The model is validated by finite element simulations and experiments realized on ghosts and *in-vitro* heart samples.

Finally, the device is experimented on *in-vivo* animal models while hypothermic cardioplegia were conducted. Conclusive results were obtained on the heart thermal monitoring. In particular, the surface temperatures acquired by infrared thermography and the thickness estimation of the ventricular walls by ultrasound allowed an estimation of the myocardial-warming trend. This feasibility study has demonstrated the possibility of heart thermal monitoring, noninvasively and appropriate in real time. With some improvements, this device could be implemented during cardiovascular interventions and provide a valuable indicator for the surgeons about the efficacy of myocardial protection.

Key words : Ultrasonic thermometry, Infrared thermography, Temperature monitoring, Myocardial protection, Myocardium, Cardiac surgery.