



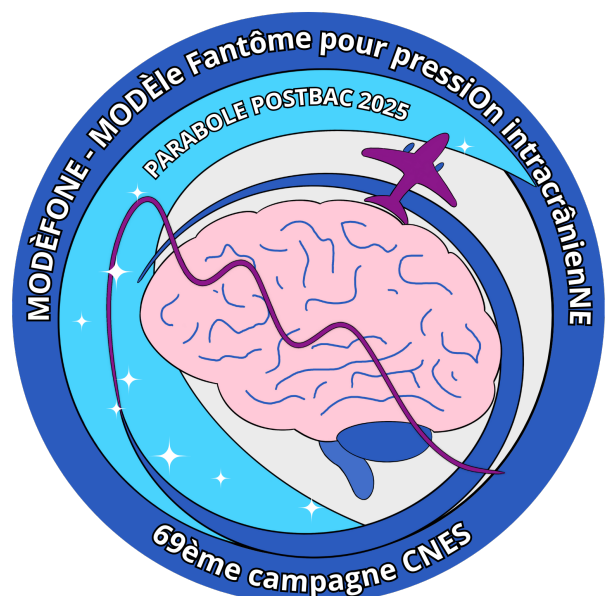
MODÈFONE

Modèle fantôme pour pression intracrânienne

CNES Parabole 2025

Célia BATONON
Heimiri MONNIER
Arnaud GAUBERVILLE
Léna CONNESSON

13 janvier 2026



Résumé

Ce rapport présente le projet MODÈFONE, dont l'objectif est de développer un modèle expérimental simplifié du système cérébrospinal afin d'étudier les interactions fluide-structure et les adaptations physiologiques en conditions de gravité modifiée, en particulier en micropesanteur.

Le dispositif expérimental repose sur un circuit hydraulique pulsatile reproduisant la dynamique systolique et diastolique, couplé à des éléments déformables simulant la compliance vasculaire et à un compartiment crânial immergé dans un fluide représentant le liquide cérébrospinal. Ce modèle permet d'analyser les pressions crânienne et spinale ainsi que leur pulsatilité.

L'objectif de ce rapport est de décrire la conception et les résultats du dispositif expérimental.

Mots-clés : système cérébrospinal, compliance, micropesanteur, modèle expérimental.

Abstract

This report presents the MODÈFONE project, whose objective is to develop a simplified experimental model of the cerebrospinal system in order to investigate fluid–structure interactions and physiological adaptations under altered gravity conditions, with a particular focus on microgravity.

The experimental setup is based on a pulsatile hydraulic circuit reproducing systolic and diastolic dynamics, coupled with deformable elements simulating vascular compliance and a cranial compartment immersed in a fluid representing cerebrospinal fluid. This model enables the analysis of cranial and spinal pressures as well as their pulsatility.

The purpose of this report is to describe the design and the results of the experimental setup.

Keywords : cerebrospinal system, compliance, microgravity, experimental model.

Table des matières

Liste des acronymes	vi
1 Introduction	1
1.1 Contexte scientifique	1
1.2 Intérêt des modèles expérimentaux	3
1.3 Cadre du projet MODÈPHONE	4
2 Matériels et méthodes	5
2.1 Dispositif expérimental	5
2.1.1 Structure du fantôme et système de fixation	5
2.1.2 Système hydraulique pulsatile	6
2.1.3 Instrumentation, contrôle et acquisition des données	7
2.2 Plateforme expérimentale : vols paraboliques	8
2.3 Protocole expérimental	9
2.3.1 Paramètres expérimentaux et variables d'intérêt	9
2.3.2 Acquisition des données au cours des paraboles	10
2.4 Traitement des données	10
2.4.1 Estimation du débit de la pompe	10
2.4.2 Segmentation des phases de vol et des cycles cardiaques	11
2.4.3 Prétraitement et analyse des signaux de pression	11
2.4.4 Analyse statistique	11
3 Résultats	13
3.1 Effet de la gravité et de la position sur les valeurs moyennes de pression . .	13
3.1.1 Pression intracrânienne moyenne	13
3.1.2 Pression spinale moyenne	14
3.2 Effet de la gravité et de la position sur la pulsatilité de la pression	16
3.2.1 Pulsatilité en fonction des phases de gravité	16
3.2.2 Influence de la position du fantôme	17
3.2.3 Pulsatilité de la pression intracrânienne et pression spinale	18

3.2.4	Comparaison qualitative entre les formes d'onde humaines et celles du modèle fantôme	21
4	Discussion	23
4.1	Évolution des valeurs moyennes de pression	23
4.1.1	Influence de l'inclinaison et de la pression hydrostatique en conditions de gravité	23
4.1.2	Comportement des pressions moyennes en micropesanteur	24
4.2	Dynamique pulsatile et formes d'onde de pression	24
4.2.1	Effet de la position du fantôme : rôle de la compliance spinale . . .	25
4.2.2	Comparaison entre la pression intracrânienne et la pression spinale : effet de lissage	25
4.2.3	Dynamique pulsatile en micropesanteur : relaxation du système . .	26
4.2.4	Limites du modèle et absence de données humaines directes	26
4.3	Comparaison avec la physiologie humaine et limites du modèle	27
4.3.1	Absence de régulation active du débit pulsatile	27
4.3.2	Rôle des pressions veineuse et thoracique	27
4.3.3	Différenciation de la compliance entre compartiments	28
5	Conclusion et perspectives	29
A	Annexe	31
A.1	Photos	31
A.2	Communication et valorisation du projet	33
A.2.1	Communication pendant le projet	33
A.2.2	Communication et diffusion après la campagne de vol	34
A.2.3	Perspectives de valorisation scientifique et grand public	34

Table des figures

1.1	Modèle simplifié du système cérébrospinal.	1
2.1	Schéma du modèle physique expérimental MODÈFONE. P : capteur de pression.	6
2.2	Interface expérimental MODÈFONE.	8
2.3	Manoeuvre d'une parabole lors d'un vol parabolique.	9
2.4	Post-traitement des données expérimentales.	12
3.1	Pression intracrânienne moyenne en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0°, 30° et 90°). *** : $p < 0.001$	14
3.2	Pression spinale moyenne du fantôme en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0°, 30° et 90°). *** : $p < 0.001$	15
3.3	Amplitude de la pression intracrânienne moyenne du fantôme en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0°, 30° et 90°).	18
3.4	Formes d'onde de la pression intracrânienne ramenées sur un cycle cardiaque pour les positions 0° et 90°, et pour les conditions de gravité 1g, 1,8g et 0g. Les courbes colorées représentent dix cycles successifs et la courbe en pointillé la moyenne temporelle.	19
3.5	Formes d'onde de la pression intracrânienne et de la pression spinale ramenées sur un cycle cardiaque en position horizontale 0°, et pour les conditions de gravité 1g, 1,8g et 0g. Les courbes colorées représentent dix cycles successifs et la courbe en pointillé la moyenne temporelle.	20
3.6	Formes d'onde de la pression intracrânienne et de la pression spinale mesurées dans un modèle fantôme et rapportées chez l'humain, ramenées sur un cycle cardiaque.	22
A.1	Modèle fantôme : vues expérimentales (1/2).	32
A.2	Modèle fantôme : vue expérimentale complémentaire (2/2).	33

Liste des acronymes

LCS	Liquide Cérébrospinal
PIC	Pression Intracrânienne
SANS	Spaceflight Associated Neuro-ocular Syndrome
IRM	Imagerie à Résonance Magnétique
BPM	Battement Par Minute
FE	Fraction d'éjection

1. Introduction

1.1 Contexte scientifique

Le système cérébrospinal joue un rôle central dans la protection mécanique du cerveau et dans la régulation de la pression intracrânienne (PIC). Il repose sur l'interaction dynamique entre trois compartiments principaux : le parenchyme cérébral, le réseau vasculaire et le liquide cérébrospinal (LCS). Ces compartiments sont contenus dans une boîte crânienne majoritairement rigide, prolongée par un canal spinal plus compliant, ce qui impose de fortes contraintes mécaniques aux variations de volume intracrânien.

À chaque cycle cardiaque, l'arrivée pulsatile du sang artériel dans le compartiment intracrânien induit une augmentation transitoire du volume sanguin cérébral. Cette variation volumique est compensée par un déplacement du LCS vers les espaces sous-arachnoïdiens et le canal spinal, afin de limiter les fluctuations de la PIC et de maintenir l'homéostasie intracrânienne. Ce mécanisme repose sur la compliance globale du système cérébrospinal, définie comme la capacité d'un compartiment à se déformer sous l'effet d'une variation de pression. La relation entre les variations de volume et de pression intracrânienne dépend directement de cette compliance, qui reste aujourd'hui difficile à mesurer de manière fiable chez l'humain [9].

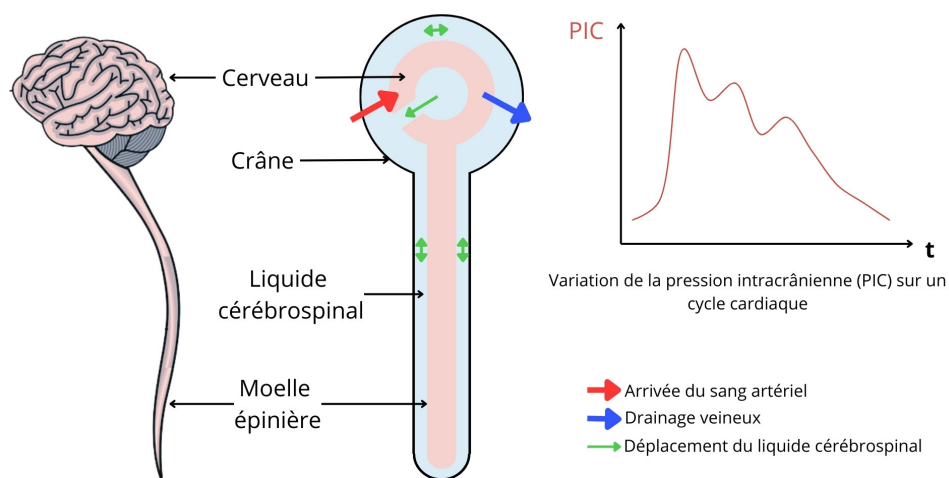


FIGURE 1.1 – Modèle simplifié du système cérébrospinal.

La PIC constitue ainsi un paramètre clé pour l'étude de la dynamique du système cérébrospinal. Néanmoins, sa mesure directe est invasive et nécessite l'implantation de capteurs de pression dans les ventricules cérébraux, ce qui limite fortement les possibilités d'expérimentation chez des sujets sains [5]. Des approches non invasives basées sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ont été développées, notamment grâce aux séquences de flux en contraste de phase, permettant de mesurer les débits pulsés du LCS et du sang au cours du cycle cardiaque [6, 7]. Toutefois, ces méthodes ne permettent qu'une estimation indirecte de la PIC et sont généralement limitées à des positions allongées.

Sur Terre, la dynamique du LCS et de la PIC est fortement influencée par la gravité et par la posture. Plusieurs études ont montré que les voies de drainage veineux cérébral dépendent de la position du corps [8, 3]. Cette redistribution veineuse influence directement les variations de volume intracrânien et, par conséquent, la régulation de la PIC.

Une hétérogénéité importante des voies de drainage veineux a également été observée entre individus, même en conditions physiologiques normales [13]. Cette variabilité interindividuelle complique la compréhension globale de la dynamique cérébrospinale et suggère que la régulation de la PIC dépend de mécanismes multiples, incluant à la fois des facteurs anatomiques, mécaniques et hémodynamiques.

En conditions de micropesanteur, comme lors des vols spatiaux, l'absence de gravité modifie profondément la répartition des fluides corporels. Le retour veineux ne bénéficie plus de l'effet de la colonne hydrostatique et dépend uniquement de l'aspiration cardiaque durant la diastole. Des études réalisées en vol parabolique et lors de missions spatiales ont mis en évidence une modification du diamètre des veines jugulaires et une redistribution du sang vers la partie supérieure du corps [10, 11]. Ces changements suggèrent une altération majeure de l'équilibre volumique intracrânien et de la dynamique du LCS en micropesanteur.

Ces perturbations physiologiques sont aujourd'hui suspectées de contribuer au développement du *Spaceflight Associated Neuro-ocular Syndrome* (SANS), un syndrome observé chez certains astronautes après des missions prolongées. Le SANS se caractérise notamment par des modifications structurelles du globe oculaire, un aplatissement du pôle postérieur et des troubles visuels persistants [2, 12]. Bien que les mécanismes exacts à l'origine de ce syndrome restent débattus, plusieurs hypothèses impliquent des variations anormales de la PIC, que ce soit au niveau de sa valeur moyenne ou de sa composante pulsatile.

Des travaux récents suggèrent même que la PIC moyenne en micropesanteur pourrait être inférieure à celle mesurée sur Terre, remettant en question les hypothèses initiales d'hypertension intracrânienne chronique chez les astronautes [10]. Ces résultats soulignent la complexité des interactions entre gravité, circulation veineuse, dynamique du LCS et régulation de la PIC, et mettent en évidence la nécessité de développer de nouveaux outils expérimentaux pour mieux comprendre ces phénomènes.

Ainsi, malgré les avancées récentes en imagerie et en physiologie spatiale, la dynamique fine du système cérébrospinal en micropesanteur demeure encore mal comprise. Les difficultés d'accès expérimental à la PIC, combinées à la complexité du système et aux contraintes des environnements spatiaux, limitent la capacité à établir des liens causaux robustes entre la gravité, la circulation des neurofluides et les pathologies associées. Ce constat justifie le recours à des approches expérimentales alternatives, capables de reproduire de manière contrôlée les mécanismes clés de la dynamique cérébrospinale.

1.2 Intérêt des modèles expérimentaux

L'étude de la PIC et de la dynamique du LCS chez l'humain repose aujourd'hui sur des approches majoritairement indirectes ou invasives, ce qui limite fortement les possibilités d'exploration expérimentale, en particulier chez des sujets sains et dans des environnements extrêmes comme la micropesanteur.

Les modèles numériques constituent une approche complémentaire pour étudier les mécanismes théoriques de la dynamique cérébrospinale. Ils permettent d'explorer l'influence de paramètres physiologiques tels que la compliance, les résistances hydrauliques ou la pulsatilité des débits. Toutefois, ces modèles reposent sur l'estimation de nombreux paramètres et nécessitent impérativement des données expérimentales de référence pour être validés, en particulier lorsqu'il s'agit d'extrapoler les résultats à des conditions de gravité modifiée.

Dans ce contexte, les modèles expérimentaux physiques, appelés *fantômes* en biomédical, constituent un outil intermédiaire particulièrement pertinent. Ces dispositifs visent à reproduire de manière contrôlée et reproductible les interactions fluide-structure du système cérébrospinal, tout en autorisant une instrumentation directe par des capteurs de pression et de débit. Ils permettent ainsi d'isoler certains paramètres physiologiques clés, tels que la compliance globale du système ou la pulsatilité des pressions, et d'en étudier l'influence sur la PIC dans un environnement maîtrisé.

Plusieurs fantômes du système cérébrospinal ont été développés au cours des dernières décennies, principalement dans le cadre d'études menées en conditions de gravité terrestre. La majorité de ces modèles sont conçus comme des bancs de test stationnaires, destinés à être utilisés en position allongée, et ne prennent pas explicitement en compte l'effet de la gravité sur la distribution des fluides et le drainage veineux. Si ces approches ont permis des avancées dans la compréhension des mécanismes hydrodynamiques du LCS, elles restent limitées lorsqu'il s'agit d'explorer l'impact spécifique de la gravité ou de ses variations sur la dynamique intracrânienne.

Parmi les rares modèles expérimentaux ayant intégré la gravité comme paramètre d'étude, le fantôme du système cérébrospinal développé au laboratoire CHIMERE UR 7516 constitue une référence importante [4]. Ce dispositif a permis d'étudier les échanges

de volume entre le compartiment sanguin et le LCS en tenant compte des effets gravitationnels (position allongé et debout) sur la PIC. Grâce à ce modèle, il a été démontré qu’une reproduction physique simplifiée du système cérébrospinal est possible.

Cependant, ce modèle présente certaines limites. En particulier, la PIC mesurée est quasi statique (non pulsatile), sans reproduction fidèle de la pulsativité physiologique associée au cycle cardiaque. Or, la composante pulsatile de la PIC joue un rôle central dans la dynamique du système cérébrospinal et dans les mécanismes de compensation volumique.

Enfin, très peu de modèles expérimentaux existants sont compatibles avec des plateformes permettant d’accéder à des conditions de gravité variable, telles que les vols paraboliques. Pourtant, ces plateformes offrent une opportunité unique d’étudier la dynamique du LCS en micropesanteur réelle, de manière répétée et contrôlée.

Ainsi, les modèles expérimentaux physiques apparaissent comme une alternative intéressante pour combler le fossé entre observations cliniques, modélisation numérique et expérimentation en gravité modifiée. En intégrant à la fois la pulsativité physiologique, la compliance des structures et les variations de gravité, ces modèles offrent une approche complémentaire pour mieux comprendre les mécanismes régissant la PIC, en particulier dans le contexte du SANS.

1.3 Cadre du projet MODÈFONE

Le projet MODÈFONE (*MODÈle Fantôme pour pressiOn intracrâniENNE*) vise à concevoir et instrumenter un modèle physique simplifié du système cérébrospinal, capable de reproduire les variations de pression intracrânienne induites par un débit sanguin pulsatile.

Le modèle repose sur une structure crânio-spinale rigide et déformable, remplie d’un fluide simulant le LCS, et couplée à un circuit hydraulique pulsatile imitant l’arrivée du sang cérébral à chaque battement cardiaque. Des capteurs de pression et d’accélération permettent de mesurer en temps réel la réponse du système aux variations de débit et aux changements de conditions gravitationnelles.

L’objectif principal de MODÈFONE est d’étudier l’évolution de la pression intracrânienne en micropesanteur réelle lors de vols paraboliques, et de la comparer à des données clinique de référence. Ce projet constitue une première étape vers le développement de modèles expérimentaux plus complets intégrant, à terme, les compartiments oculaires, avec des applications potentielles en physiologie spatiale et en biomédical.

2. Matériels et méthodes

2.1 Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental est conçu comme un système intégré combinant la structure du fantôme, un circuit hydraulique et une chaîne d'instrumentation permettant l'acquisition synchronisée des données (Figure A.1 et Figure A.2).

2.1.1 Structure du fantôme et système de fixation

Le fantôme représente de manière simplifiée le compartiment cranio-spinal. Il est constitué d'une partie crâniale rigide de géométrie sphérique, reliée à une partie spinale cylindrique. Les éléments rigides du fantôme sont réalisés par impression 3D à partir d'un filament ecoPETG (Forshape, Polyfab3D), choisi pour sa bonne résistance mécanique, sa stabilité dimensionnelle et sa compatibilité avec un usage en environnement confiné. L'ensemble est assemblé de manière étanche (joints et vernissage des parties 3D au chloroforme) afin de permettre la circulation du fluide entre les compartiments.

La partie crâniale présente un diamètre interne d'environ 13 cm, tandis que la partie spinale mesure environ 13 cm de longueur pour un diamètre interne de l'ordre de 2,8 cm. La connexion entre les deux compartiments est assurée par un conduit rigide, permettant les échanges de volume et la transmission des variations de pression entre les compartiments crânial et spinal.

Une portion déformable est intégrée dans la partie spinale du fantôme. Elle est constituée d'un matériau en latex, de type préservatif masculin, choisi pour sa grande compliance et sa capacité à reproduire un comportement déformable sous de faibles variations de pression. Cette partie déformable permet d'introduire une compliance effective dans le système et de favoriser les déplacements de fluide lors des variations de pression.

Le fantôme est entièrement rempli d'eau afin de simuler le LCS. Le volume total de fluide contenu dans le système est d'environ 1,4 L, réparti entre les compartiments crânial et spinal selon leur géométrie respective. Ce volume est cohérent avec l'ordre de grandeur du volume physiologique humain et permet d'obtenir des variations de pression mesurables à l'échelle du modèle.

La conception du fantôme repose sur une approche proportionnelle et non sur une mise

à l'échelle anatomique stricte. Les résistances à l'écoulement entre les compartiments crânial et spinal ont été déterminées à partir des ordres de grandeur rapportés dans la littérature, tout en conservant des ratios de résistance compatibles avec la physiologie humaine. L'objectif n'est pas de reproduire fidèlement l'anatomie humaine, mais de préserver les mécanismes relatifs d'échanges de volume et de pression entre compartiments.

Le fantôme est monté sur un support mécanique rigide fixé à une plaque en aluminium intégrée dans un rack étanche (Figure A.2). Le système de fixation permet de faire varier l'orientation du fantôme par rapport à la verticale, avec des angles compris entre 0° et 90° . Cette modularité permet d'étudier l'influence de la posture sur la dynamique du fluide et la PIC. Un schéma de l'ensemble du dispositif est présenté afin d'illustrer la structure du fantôme.

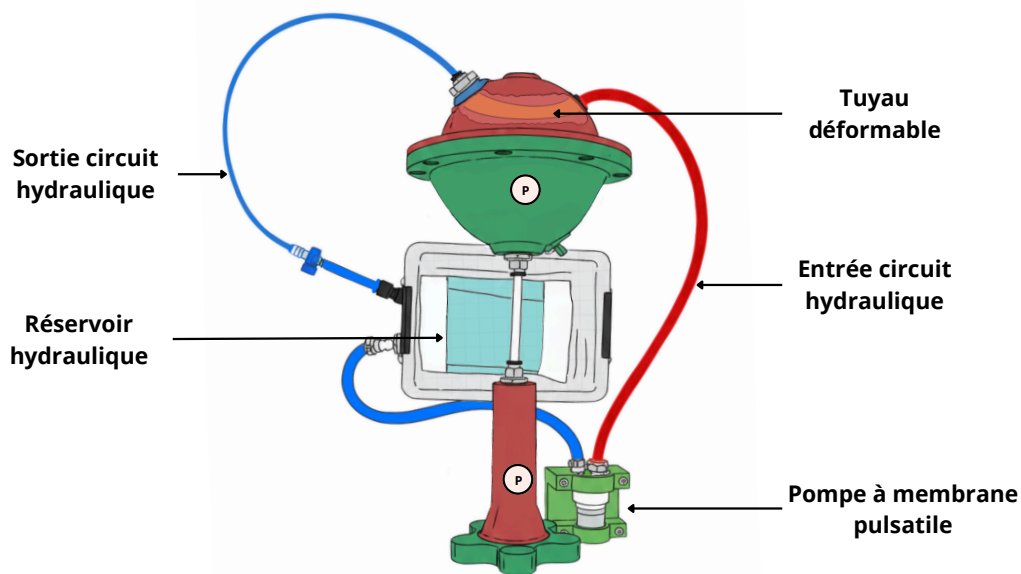


FIGURE 2.1 – Schéma du modèle physique expérimental MODÈFONE.
P : capteur de pression.

2.1.2 Système hydraulique pulsatile

La structure du fantôme est couplée à un circuit hydraulique fermé destiné à générer une excitation pulsatile du système. Ce circuit vise à reproduire, de manière simplifiée, les variations de volume induites par l'arrivée pulsatile du sang dans le compartiment intracrânien, responsables des déplacements de fluide et des fluctuations de la PIC.

Le système hydraulique repose sur une pompe à membrane 12 V commandée électroniquement, capable de fournir un débit oscillant contrôlé. La pompe est pilotée de façon à imposer une excitation périodique du circuit, avec une fréquence cardiaque et une fraction d'éjection choisies dans des ordres de grandeur compatibles avec la physiologie cardiaque humaine. Cette approche s'appuie sur des travaux récents ayant montré la pertinence de l'utilisation de petites pompes pour la génération de profils de débit pulsatile

représentatifs en systèmes expérimentaux biomédicaux [1].

Le débit maximal du système est de l'ordre de 1 à 1,2 L/min, permettant de générer des variations de pression mesurables tout en restant compatibles avec les contraintes mécaniques du fantôme et les plages de fonctionnement des capteurs.

Une section clé du circuit est constituée d'un tuyau déformable placé à l'intérieur de la partie crâniale du fantôme. Sous l'effet du débit imposé par la pompe, ce tuyau se dilate et se contracte de manière cyclique, induisant des variations de volume transmises à l'eau environnante. Ce mécanisme permet de reproduire une excitation volumique pulsatile du système, analogue à celle induite par la pulsativité du flux sanguin cérébral, sans imposer directement une variation de pression.

Le reste du circuit est composé de conduites rigides ou semi-rigides, assurant un écoulement stable et limitant les pertes de charge non contrôlées. Cette configuration permet de conserver une réponse dynamique du système dominée par les éléments déformables du fantôme et du circuit, tout en garantissant la reproductibilité des conditions expérimentales.

2.1.3 Instrumentation, contrôle et acquisition des données

Le dispositif expérimental est instrumenté afin de mesurer les grandeurs physiques nécessaires à l'analyse de la dynamique du système, tout en assurant le pilotage du circuit hydraulique pulsatile. L'ensemble de l'instrumentation est conçu pour fonctionner de manière fiable en environnement de vol parabolique, avec une acquisition synchronisée des données.

Les variations de pression au sein du fantôme sont mesurées à l'aide de deux capteurs de pression piézorésistifs en silicium (MS5837-02BA, Senszooe), positionnés respectivement dans les compartiments crânial et spinal. Ces capteurs présentent une plage de mesure adaptée aux faibles variations de pression attendues dans le système et sont alimentés en courant continu sous 3 V. Ils sont connectés au système électronique via des cartes d'adaptation, garantissant une intégration fiable et étanche dans la structure du fantôme.

Les conditions gravitationnelles subies par le dispositif au cours du vol sont enregistrées à l'aide d'un accéléromètre tri-axial (MMA8451Q, Adafruit). Ce capteur permet de mesurer en continu les accélérations et d'identifier précisément les phases de gravité normale, d'hypergravité et de micropesanteur. Les données issues de l'accéléromètre sont utilisées pour synchroniser les signaux de pression avec les différentes phases du vol.

Le pilotage de la pompe et l'acquisition des données sont assurés par une carte microcontrôleur Adafruit ESP32 Feather V2. Ce microcontrôleur permet à la fois le contrôle du débit oscillant via une carte de commande de moteur continu (DC Motor + Stepper FeatherWing, Adafruit) et la collecte des signaux issus des capteurs. Le contrôle de la pompe repose sur une modulation de la tension appliquée au moteur, permettant d'ajuster

finement la fréquence et l'amplitude de l'excitation pulsatile.

L'ensemble du système électronique est alimenté par des convertisseurs AC/DC dédiés, fournissant des tensions stabilisées adaptées aux différents composants (3 V et 12 V). Les éléments électroniques sont regroupés dans une boîte étanche fixée sur la plaque du rack expérimental.

Les données issues des capteurs sont transmises en temps réel à un ordinateur portable connecté au microcontrôleur via une liaison USB. Elles sont enregistrées de manière continue tout au long de l'expérimentation, permettant une analyse a posteriori des variations de la PIC en fonction des paramètres hydrauliques et des conditions gravitationnelles.

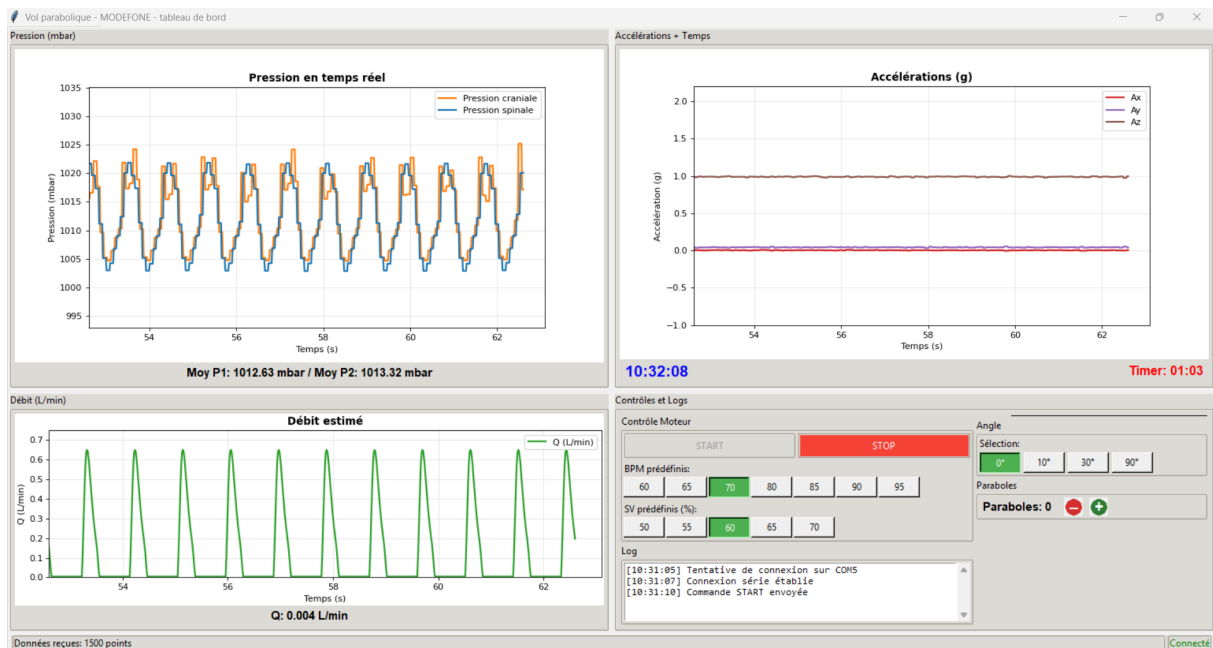


FIGURE 2.2 – Interface expérimental MODÉFONE.

2.2 Plateforme expérimentale : vols paraboliques

L'expérimentation a été réalisée à bord de l'avion AirZero-G (Novespace) effectuant des manoeuvre de vols paraboliques, permettant d'accéder de manière répétée et contrôlée à des phases de gravité variable. Cette plateforme expérimentale constitue un outil privilégié pour l'étude de phénomènes physiologiques et biomécaniques dépendant de la gravité, en offrant des conditions de micropesanteur réelle sur des durées courtes mais reproductibles.

Un vol parabolique est constitué d'une succession de paraboles, chacune comprenant trois phases distinctes : une phase de gravité normale (environ 1g), suivie d'une phase d'hypergravité (environ 1,8g), puis d'une phase de micropesanteur proche de 0g. La phase de micropesanteur dure typiquement entre 20 et 22 secondes, au cours desquelles les effets de la gravité sont fortement atténués. Ces phases sont répétées 31 fois au cours d'un même vol, permettant l'acquisition de séries de données comparables dans différentes conditions

gravitationnelles.

Le dispositif expérimental est installé dans un rack étanche fixé à la structure de l'avion. Cette intégration garantit la sécurité du système et de l'équipage tout en assurant la stabilité mécanique du fantôme et des équipements associés. L'ensemble du dispositif est conçu pour fonctionner de manière autonome pendant les phases de vol. Seul l'intervention des expérimentateurs pour changer les paramètres du moteur à l'aide de l'interface et la position du fantôme en ouvrant le rack est nécessaire.

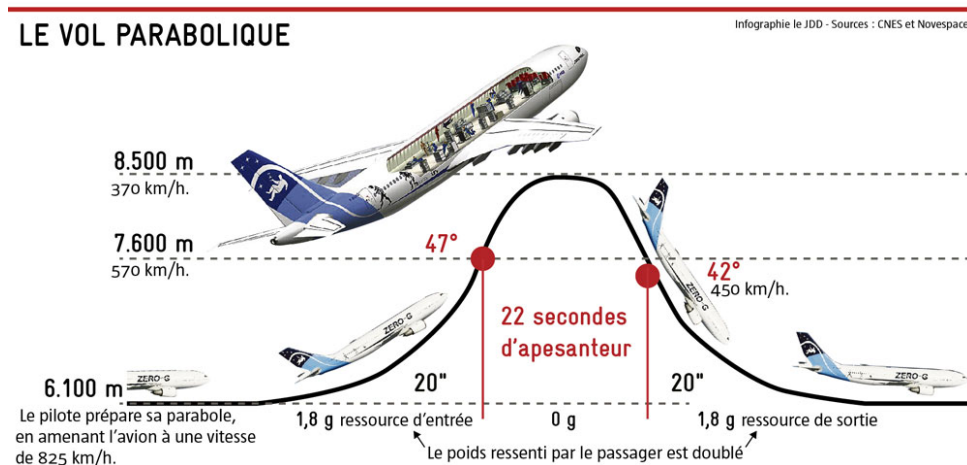


FIGURE 2.3 – Manoeuvre d'une parabole lors d'un vol parabolique.

2.3 Protocole expérimental

Le protocole expérimental mis en œuvre lors du vol parabolique repose sur une variation contrôlée des paramètres du système hydraulique pulsatile et de l'orientation du fantôme, afin d'étudier leur influence sur la dynamique du LCS et la PIC dans différentes conditions gravitationnelles. Le déroulé du protocole a été défini avant le vol et structuré en groupes de paraboles successifs, chacun correspondant à une configuration expérimentale donnée.

2.3.1 Paramètres expérimentaux et variables d'intérêt

L'expérimentation a été conçue afin d'étudier l'influence de deux facteurs principaux sur la dynamique de la PIC : le niveau de gravité et l'orientation du fantôme par rapport au vecteur gravité.

Le niveau de gravité a été exploré au cours des différentes phases de vol, comprenant des séquences de gravité normale (1g), d'hypergravité (1,8g) et de micropesanteur (0g). L'orientation du fantôme a été modifiée uniquement lors des phases de gravité normale, avec trois configurations testées : une position horizontale (0°), une position intermédiaire (30°) et une position verticale (90°). Des temps de stabilisation ont été respectés après

chaque changement d'orientation avant la reprise des mesures.

Les paramètres de la pompe, utilisés pour générer le débit pulsatile dans le circuit hydraulique, n'ont pas été considérés comme des variables d'étude à part entière. Le battement par minute (BPM) et la fraction d'éjection (FE) ont été ajustées en fonction de l'orientation du fantôme afin de reproduire des conditions hémodynamiques cohérentes d'un point de vue physiologique. Les valeurs retenues correspondent à des ordres de grandeur humains, avec des fréquences comprises entre 70 et 83 BPM et des valeurs de FE comprises entre 47 et 63.

Ainsi, dans la suite de ce travail, les variations observées de la PIC sont analysées uniquement au regard du niveau de gravité et de la position du fantôme, les paramètres moteur étant considérés comme des paramètres de contrôle assurant la cohérence physiologique des conditions expérimentales.

2.3.2 Acquisition des données au cours des paraboles

Pour chaque parabole, les données de pression, de débit estimé à partir de la tension transmise à la pompe et d'accélération sont enregistrées de manière continue. Les phases de gravité normale, d'hypergravité et de micropesanteur sont identifiées a posteriori à partir du signal de l'accéléromètre embarqué. Les signaux de pression sont ensuite analysés en fonction des phases gravitationnelles et des paramètres expérimentaux imposés.

La répétition des configurations sur plusieurs paraboles permet d'améliorer la robustesse des analyses et de comparer, pour une excitation hydraulique donnée, la réponse du système dans différentes conditions gravitationnelles et pour différentes orientations du fantôme.

2.4 Traitement des données

Les données acquises au cours des vols paraboliques ont fait l'objet d'un post-traitement afin d'extraire les grandeurs d'intérêt et de permettre une analyse comparative entre les différentes conditions expérimentales. Le traitement repose sur l'estimation du débit hydraulique, la segmentation automatique des phases de vol et des cycles cardiaques simulés, ainsi que le filtrage des signaux de pression.

2.4.1 Estimation du débit de la pompe

Le dispositif expérimental ne disposant pas de débitmètre intégré au circuit hydraulique, le débit de la pompe a été estimé de manière indirecte à partir des paramètres de commande du moteur. Le débit maximal de la pompe est connu pour une tension d'alimentation maximale donnée. Une relation proportionnelle entre la tension appliquée au

moteur et le débit généré a ainsi été établie, permettant d'estimer le débit instantané de la pompe à partir de la tension de commande.

Cette approche repose sur l'hypothèse d'un comportement quasi linéaire de la pompe dans la plage de fonctionnement utilisée au cours de l'expérimentation. Bien que cette estimation ne permette pas une mesure absolue du débit, elle est suffisante pour comparer des conditions expérimentales relatives et analyser l'influence de la pulsatilité des pressions du système.

2.4.2 Segmentation des phases de vol et des cycles cardiaques

Les phases de vol (gravité normale, hypergravité et micropesanteur) ont été identifiées automatiquement à partir du signal de l'accéléromètre tri-axial. Un algorithme de détection permet de segmenter les données en fonction du niveau d'accélération mesuré, assurant une identification reproductible des différentes phases de chaque parabole.

De manière analogue, les cycles cardiaques simulés ont été détectés à partir du signal de commande de la pompe. Cette détection automatique permet de segmenter les données en cycles successifs et d'analyser la réponse du système sur un cycle cardiaque typique, indépendamment de la durée variable des phases de gravité.

2.4.3 Prétraitement et analyse des signaux de pression

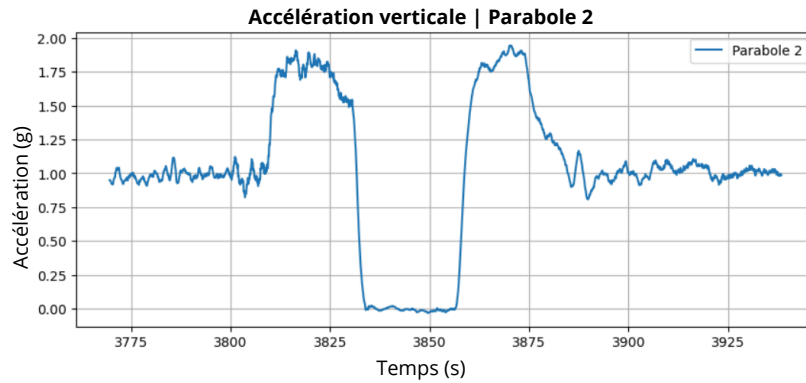
Les signaux de pression mesurés dans les compartiments crânial et spinal constituent les grandeurs d'intérêt principales de l'étude. Afin de réduire le bruit de mesure et de faciliter l'analyse, un prétraitement des données a été appliqué. Les signaux ont d'abord été interpolés de manière linéaire afin d'assurer une continuité temporelle, puis lissés à l'aide d'un filtre de Savitzky–Golay, permettant de préserver les variations rapides liées à la pulsatilité tout en atténuant le bruit haute fréquence.

L'analyse des données s'est concentrée sur deux indicateurs principaux. Le premier correspond à la valeur moyenne de la pression mesurée dans chaque compartiment, calculée séparément pour les différentes phases de gravité. Le second concerne la composante pulsatile de la pression, analysée sur un cycle cardiaque simulé, et comparée entre les phases de gravité normale, d'hypergravité et de micropesanteur.

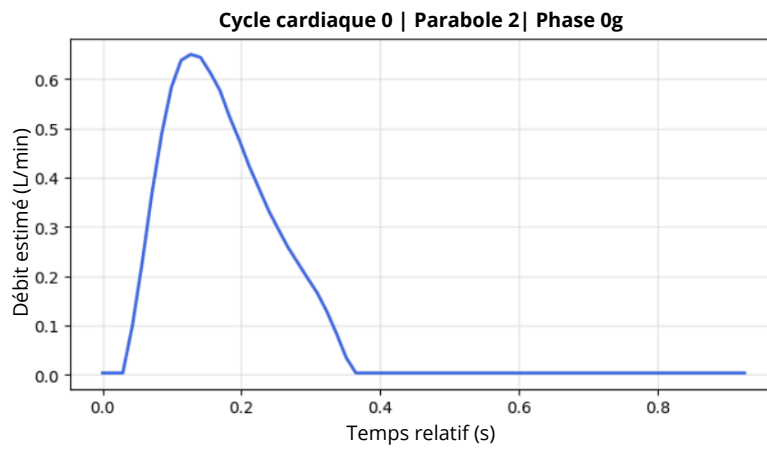
2.4.4 Analyse statistique

Les comparaisons statistiques entre les différentes conditions de gravité ont été réalisées à l'aide d'une analyse de variance de Welch (Welch ANOVA). Ce test a été choisi en raison de sa robustesse face à des tailles d'échantillons inégales et à une possible hétéroscédasticité des données, conditions rencontrées dans le cadre des vols paraboliques.

La Welch ANOVA a été appliquée aux valeurs moyennes de pression ainsi qu'aux indicateurs de pulsatilité extraits pour chaque phase de gravité. Lorsque des différences significatives étaient détectées, les résultats ont été interprétés en tenant compte de la variabilité intra- et inter-paraboles. Cette approche statistique permet d'évaluer l'effet des conditions gravitationnelles sur la PIC tout en limitant les biais liés à la structure expérimentale des données.



(a) Détection d'une parabole.



(b) Détection d'un cycle cardiaque.

FIGURE 2.4 – Post-traitement des données expérimentales.

3. Résultats

3.1 Effet de la gravité et de la position sur les valeurs moyennes de pression

3.1.1 Pression intracrânienne moyenne

La PIC moyenne du fantôme a été analysée afin d'évaluer l'effet des conditions gravitationnelles et de l'orientation du modèle sur la composante statique de la pression. La PIC considérée ici correspond à la pression mesurée dans le compartiment intracrânien du fantôme, rempli d'eau, et non à une pression physiologique humaine directe. Les valeurs sont exprimées en hectopascals (hPa), les mesures ayant été réalisées à bord de l'avion, où la pression atmosphérique est plus faible qu'au sol.

Les valeurs moyennes de PIC ont été extraites uniquement pour des conditions où les paramètres de la pompe étaient maintenus constants. Pour les orientations 0° et 30° , la pompe était réglée à 70 BPM avec une fraction d'éjection de 60 %, tandis que pour l'orientation verticale (90°), les paramètres étaient fixés à 80 BPM et 50 %.

La Figure 3.1 présente les valeurs moyennes de la PIC mesurée pour les différentes phases de gravité (1g, 1,8g et 0g) et pour les trois orientations du fantôme. En gravité normale (1g), la PIC moyenne est de 865 hPa en position horizontale (0°), de 860 hPa pour une inclinaison de 30° , et de 850 hPa en position verticale (90°). Ces résultats mettent en évidence une diminution progressive de la PIC moyenne lorsque l'orientation du fantôme passe d'une configuration horizontale à verticale.

En hypergravité (1,8g), la PIC moyenne mesurée en position horizontale (0°) est de 864,7 hPa, valeur très proche de celle observée en 1g. Pour les orientations 30° et 90° , les valeurs moyennes sont respectivement de 854,6 hPa et 840 hPa. La diminution de la PIC avec l'augmentation de l'angle du fantôme est donc également observée en hypergravité, avec une amplitude plus marquée qu'en gravité normale.

En micropesanteur (0g), la PIC moyenne mesurée en position horizontale (0°) est de 867 hPa. Des valeurs comparables sont observées pour les autres orientations, avec une PIC moyenne de 869 hPa pour une inclinaison de 30° et de 867 hPa en position verticale (90°). Contrairement aux conditions de gravité normale et d'hypergravité, la PIC moyenne

ne présente pas de variation monotone en fonction de l'orientation en micropesanteur, suggérant une réponse différente du système dans un environnement de gravité réduite.

Les analyses statistiques confirment ces observations, avec un effet significatif de la gravité sur la PIC moyenne (Welch ANOVA, $p < 10^{-10}$) et un effet significatif de la position du fantôme (Welch ANOVA, $p < 10^{-12}$).

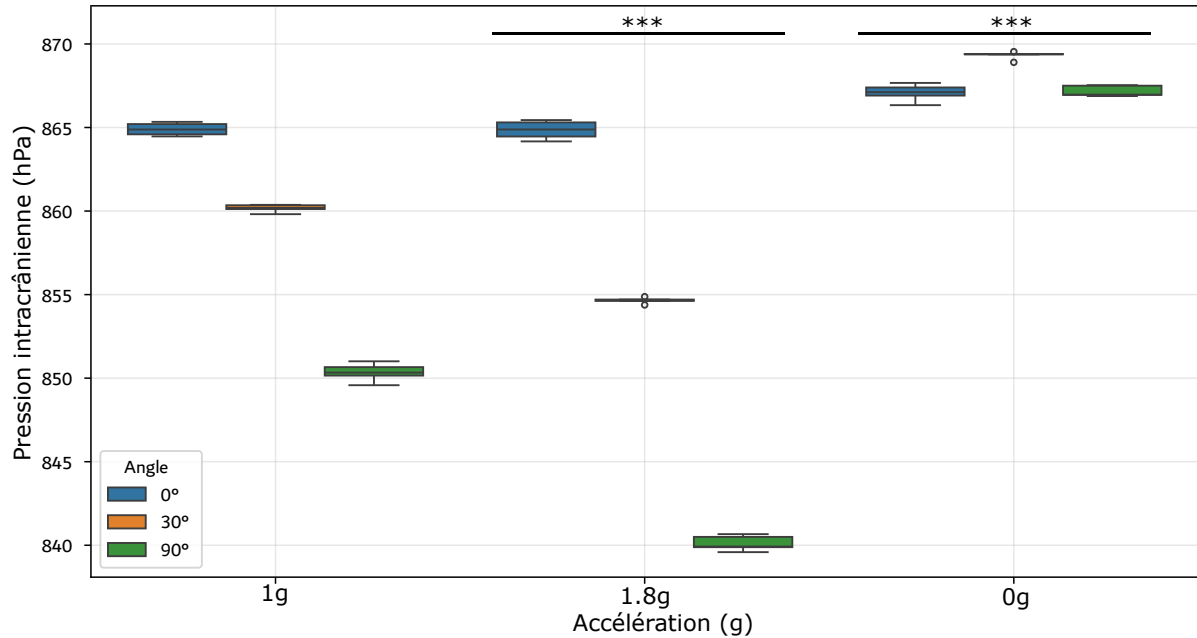


FIGURE 3.1 – Pression intracrânienne moyenne en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0°, 30° et 90°).
*** : $p < 0.001$.

3.1.2 Pression spinale moyenne

De la même façon, la Figure 3.2 présente les valeurs moyennes de la pression spinale mesurée pour les différentes phases de gravité (1g, 1,8g et 0g) et pour les trois orientations du fantôme (0°, 30° et 90°).

En gravité normale (1g), la pression spinale moyenne est de 864 hPa en position horizontale (0°), de 866 hPa pour une inclinaison de 30°, et de 866,3 hPa en position verticale (90°). Contrairement au compartiment intracrânien, la pression spinale présente une légère augmentation avec l'angle du fantôme, bien que les écarts entre positions restent limités.

En hypergravité (1,8g), la pression spinale moyenne est de 861,4 hPa en position horizontale (0°), de 865 hPa pour une inclinaison de 30°, et atteint 869 hPa en position verticale (90°). Une augmentation progressive de la pression spinale avec l'orientation est observée dans cette condition, avec un écart plus marqué qu'en gravité normale.

En micropesanteur (0g), la pression spinale moyenne est de 866 hPa en position hori-

zontale (0°), de 867 hPa pour une inclinaison de 30° , et de 865 hPa en position verticale (90°). Les valeurs restent globalement proches les unes des autres, sans tendance monotone nette en fonction de l'orientation.

Les analyses statistiques confirment ces observations. Un effet significatif de la gravité sur la pression spinale moyenne est mis en évidence (Welch ANOVA, $p = 1,9 \times 10^{-5}$), bien que de plus faible amplitude que pour la PIC. L'effet de l'orientation du fantôme est en revanche très marqué, avec une influence significative de la position sur la pression spinale moyenne (Welch ANOVA, $p < 10^{-22}$).

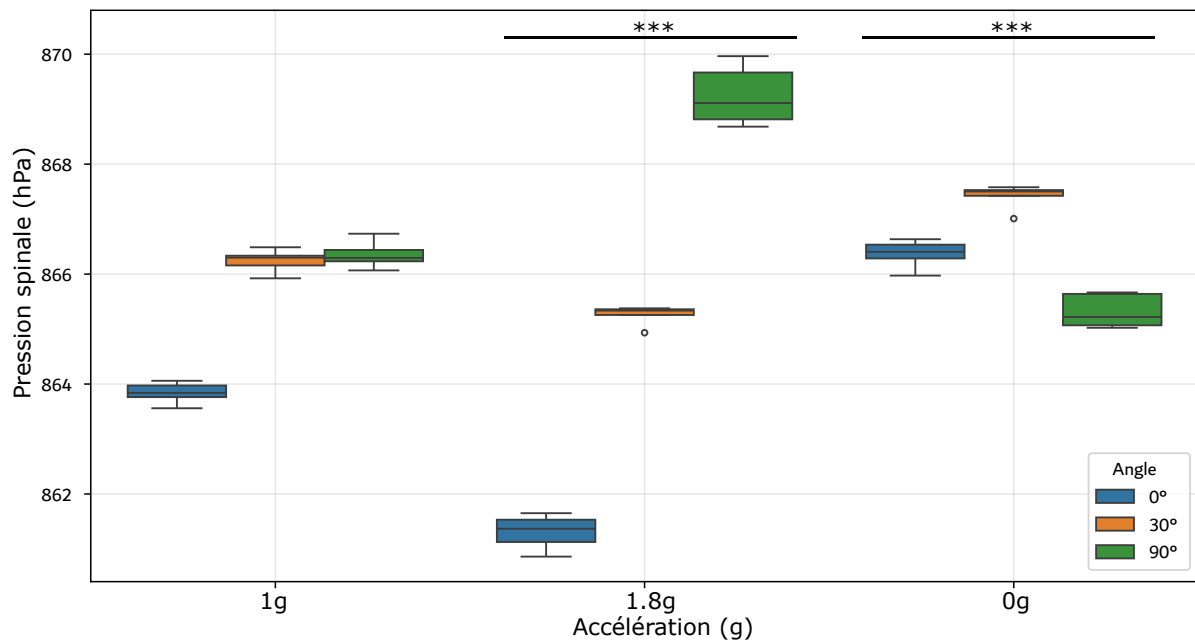


FIGURE 3.2 – Pression spinale moyenne du fantôme en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0° , 30° et 90°).
*** : $p < 0.001$.

De manière globale, les valeurs moyennes de pression mesurées dans les compartiments intracrânien et spinal sont du même ordre de grandeur en gravité normale (1g) pour la position horizontale (0°).

En gravité normale (1g), une diminution progressive de la PIC moyenne est observée lorsque l'orientation du fantôme augmente, avec une différence d'environ 15 hPa entre la position horizontale (865 hPa) et la position verticale (850 hPa). La pression spinale présente une évolution plus modérée, avec une légère augmentation de l'ordre de 2,3 hPa entre les positions 0° (864 hPa) et 90° (866,3 hPa). Ces résultats traduisent un comportement différencié entre les compartiments intracrânien et spinal en fonction de la posture.

En hypergravité (1,8g), la même tendance générale est observée. La PIC moyenne diminue avec l'orientation, passant de 864,7 hPa en position horizontale à 840 hPa en position verticale, soit une diminution d'environ 25 hPa. À l'inverse, la pression spinale augmente nettement avec l'angle du fantôme, avec une différence d'environ 7,6 hPa entre

les positions 0° (861,4 hPa) et 90° (869 hPa). Cette opposition de tendances entre les deux compartiments est particulièrement marquée en hypergravité.

En micropesanteur (0g), le comportement des deux compartiments diffère de celui observé en 1g et 1,8g. La PIC moyenne présente des valeurs légèrement plus élevées pour l'orientation intermédiaire, avec 869 hPa à 30° , contre 867 hPa pour les positions 0° et 90° . Une tendance similaire est observée pour la pression spinale, avec une valeur maximale de 867 hPa à 30° , comparée à 866 hPa à 0° et 865 hPa à 90° . Ainsi, en micropesanteur, les pressions intracrânienne et spinale ne suivent pas une évolution monotone avec l'orientation, mais présentent un maximum léger pour la position intermédiaire du fantôme.

3.2 Effet de la gravité et de la position sur la pulsatilité de la pression

3.2.1 Pulsatilité en fonction des phases de gravité

Pulsatilité de la PIC à 0° . À 0° , la pulsatilité de la pression intracrânienne (PIC) est fortement modulée par les phases de gravité. Les formes d'onde moyennées sur un cycle cardiaque présentent une dynamique stable et reproductible sur l'ensemble des cycles analysés (Figure 3.4), permettant une comparaison fiable entre conditions gravitationnelles.

En gravité normale, la PIC exhibe une morphologie pulsatile complexe, caractérisée par la présence de trois pics distincts au cours du cycle cardiaque. Le passage en hypergravité (1,8g) s'accompagne d'une modification de cette structure, avec une atténuation du premier pic et une amplification globale des variations de pression. À l'inverse, en micropesanteur, l'amplitude des pulsations diminue et redevient comparable à celle observée en 1g, tandis que les deux premiers pics apparaissent plus marqués, traduisant une redistribution de la dynamique pulsatile plutôt qu'une simple diminution d'amplitude.

Cette évolution qualitative se reflète dans les valeurs d'amplitude de la PIC. En 1g, l'amplitude moyenne est de 13,9 hPa. Elle augmente nettement en hypergravité pour atteindre 19 hPa, indiquant une accentuation des fluctuations de pression au cours du cycle cardiaque. En micropesanteur, l'amplitude diminue à 12,3 hPa, retrouvant des niveaux proches de ceux mesurés en gravité normale (Figure 3.3).

Dans une orientation horizontale du fantôme, ces résultats mettent ainsi en évidence une augmentation marquée de la pulsatilité de la PIC en hypergravité, suivie d'une atténuation en micropesanteur, suggérant une réponse non linéaire du système intracrânien aux variations de gravité.

Pulsatilité de la PIC à 90° . En position verticale (90°), la pulsatilité de la pression intracrânienne (PIC) demeure fortement dépendante des conditions de gravité (Figure 3.4), avec des amplitudes globalement plus élevées que celles mesurées en position horizontale.

En gravité normale et en hypergravité, la forme d'onde conserve une structure à trois pics bien définis au cours du cycle cardiaque, le deuxième pic étant systématiquement dominant. Cette similarité morphologique suggère que l'orientation verticale favorise une dynamique pulsatile robuste, peu altérée par le passage de 1g à 1,8g.

En micropesanteur, la morphologie de la PIC est en revanche profondément modifiée : le pic principal devient plus arrondi et le second pic est nettement atténué, traduisant une altération de la dynamique pulsatile par rapport aux conditions gravitaires terrestres.

Ces différences qualitatives s'accompagnent de variations marquées de l'amplitude de la pulsatilité. En 1g, l'amplitude atteint 31,5 hPa, soit une valeur nettement supérieure à celle observée à 0°, confirmant l'effet amplificateur de l'orientation verticale. Cette amplitude augmente encore en hypergravité, pour atteindre 37 hPa. À l'inverse, en micropesanteur, la pulsatilité diminue fortement et se limite à 16 hPa, une valeur du même ordre de grandeur que celle mesurée à 0° dans cette condition (Figure 3.3).

Ainsi, pour une orientation verticale, la PIC présente une pulsatilité fortement amplifiée en gravité normale et en hypergravité, tandis que la micropesanteur induit une atténuation marquée de l'amplitude et une modification de la morphologie des ondes de pression, suggérant une réorganisation du système intracrânien en l'absence de charge gravitaire.

3.2.2 Influence de la position du fantôme

Comparaison des positions 0° et 90° en gravité normale (1g). En gravité normale, l'orientation du fantôme constitue un déterminant majeur de la pulsatilité de la pression intracrânienne. Le passage de la position horizontale (0°) à la position verticale (90°) s'accompagne d'une forte amplification de l'amplitude pic-à-pic, qui passe de 13,9 hPa à 31,5 hPa, soit une augmentation de 17,6 hPa (Figure 3.3).

Au-delà de cette différence d'amplitude, l'orientation modifie également la dynamique temporelle de la PIC. Bien que trois pics soient observés dans les deux configurations, leur organisation relative diffère : en position verticale, le deuxième pic devient dominant et l'ensemble des pics est concentré sur une portion plus courte du cycle cardiaque, traduisant une pulsatilité plus marquée et plus resserrée dans le temps (Figure 3.4).

Ces résultats soulignent que, même en gravité normale, la seule modification de l'orientation du système suffit à transformer profondément la dynamique pulsatile intracrânienne.

Comparaison des positions 0° et 90° en micropesanteur (0g). En micropesanteur, l'effet de l'orientation du fantôme sur la pulsatilité de la pression intracrânienne est fortement atténué par rapport aux conditions gravitaires terrestres. L'amplitude pic-à-pic ne diffère que faiblement entre les positions horizontale et verticale, avec des valeurs de

12,3 hPa à 0° et 16 hPa à 90° , soit un écart limité à 3,7 hPa, nettement inférieur à celui observé en 1g (Figure 3.3).

Si la dépendance à l'orientation est réduite en termes d'amplitude, des différences persistent néanmoins dans l'organisation temporelle des ondes de pression. En position horizontale, la forme d'onde conserve une structure multi-pics relativement marquée, tandis qu'en position verticale, la dynamique pulsatile apparaît simplifiée, dominée par un pic principal plus arrondi et un second pic atténué (Figure 3.4).

Ces observations suggèrent qu'en micropesanteur, la disparition de la charge gravitaire limite l'influence de l'orientation sur l'amplitude de la pulsatilité de la PIC, tout en modulant encore la morphologie des ondes de pression.

3.2.3 Pulsatilité de la pression intracrânienne et pression spinale

En position horizontale (0°), les formes d'onde de la PIC et de la pression spinale présentent des dynamiques distinctes (Figure 3.5). La PIC est caractérisée par une structure pulsatile complexe, avec plusieurs pics successifs au cours d'un cycle cardiaque.

À l'inverse, la pression spinale présente une forme d'onde plus lissée, caractérisée par une montée progressive vers un maximum unique, suivie d'une phase de décroissance. Cette différence de comportement est observée pour les trois phases de gravité. En micropesanteur, le pic de pression spinale apparaît légèrement plus prononcé, en cohérence avec les modifications observées sur la forme d'onde de la PIC dans cette condition.

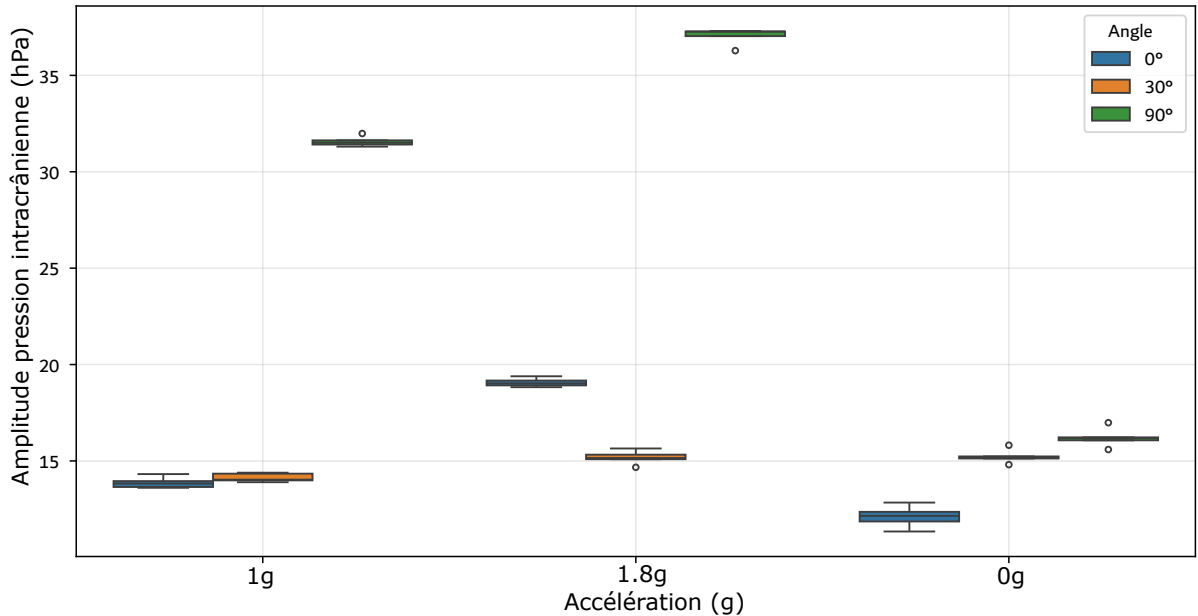


FIGURE 3.3 – Amplitude de la pression intracrânienne moyenne du fantôme en fonction des conditions gravitationnelles (1g, 1,8g et 0g) et de l'orientation du fantôme (0° , 30° et 90°).

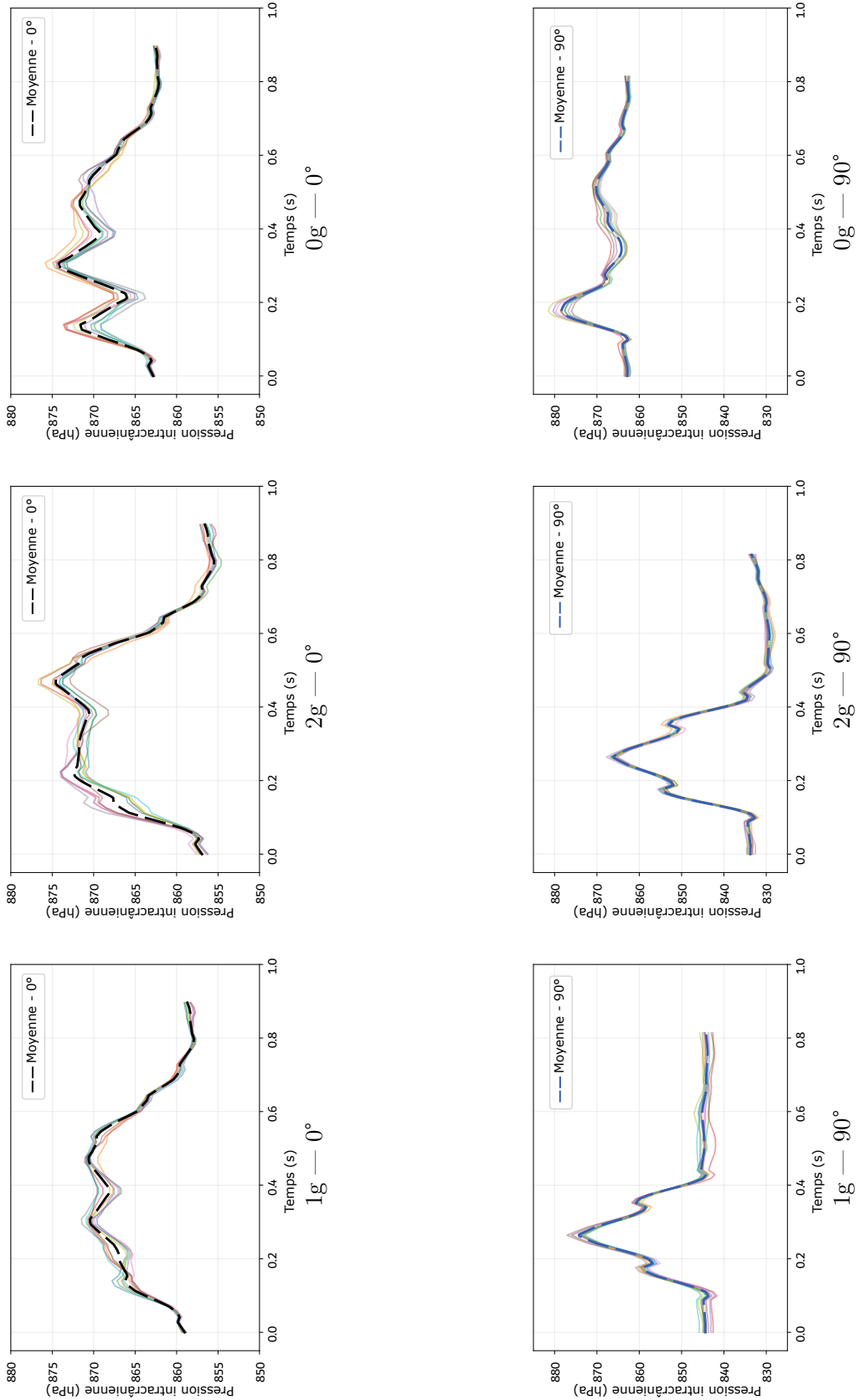


FIGURE 3.4 – Formes d’onde de la pression intracrânienne ramenées sur un cycle cardiaque pour les positions 0° et 90° , et pour les conditions de gravité $1g$, $1.8g$ et $0g$. Les courbes colorées représentent dix cycles successifs et la courbe en pointillé la moyenne temporelle.

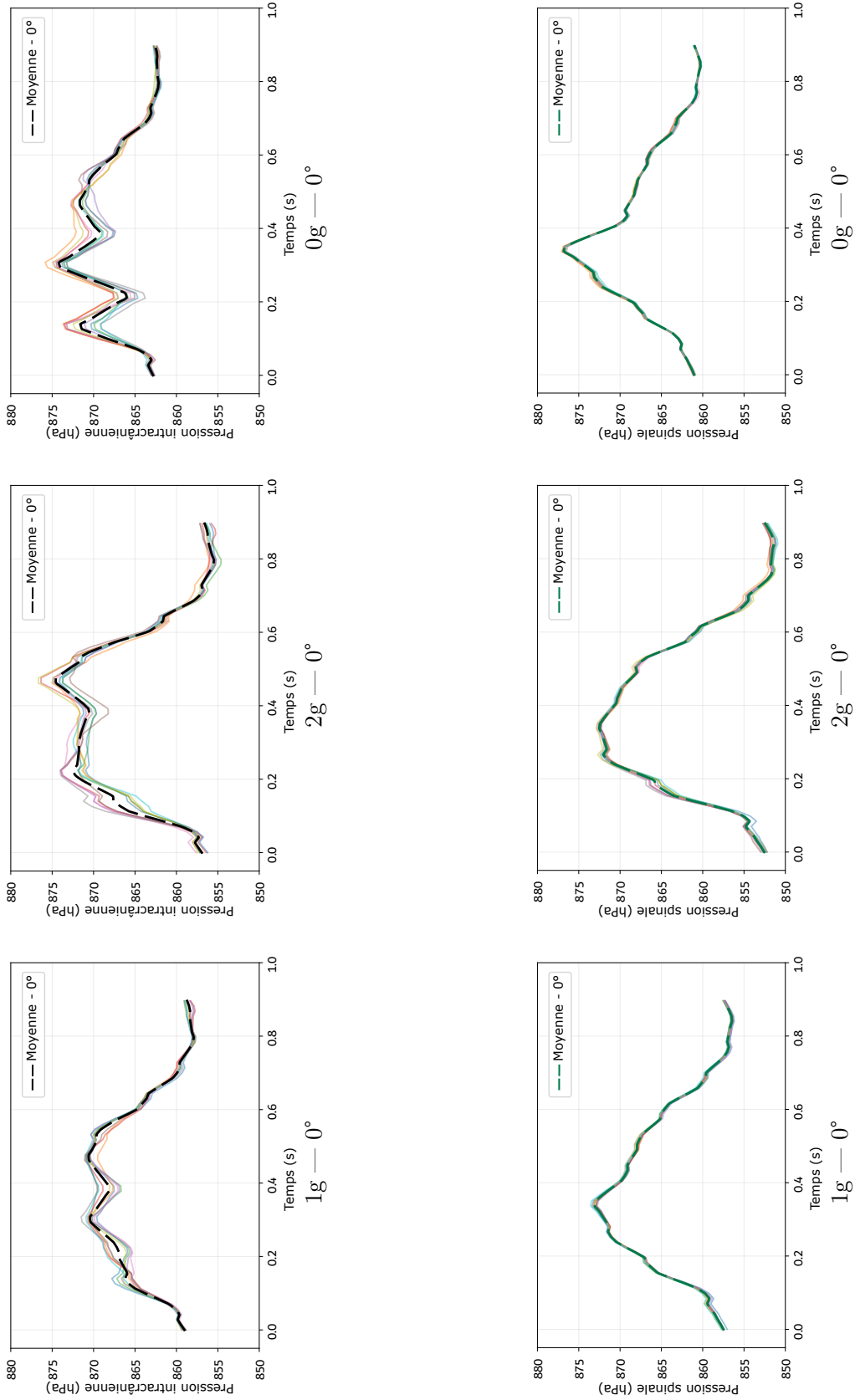


FIGURE 3.5 – Formes d’onde de la pression intracrânienne et de la pression spinale ramenées sur un cycle cardiaque en position horizontale 0° , et pour les conditions de gravité $1g$, $1,8g$ et $0g$. Les courbes colorées représentent dix cycles successifs et la courbe en pointillé la moyenne temporelle.

3.2.4 Comparaison qualitative entre les formes d'onde humaines et celles du modèle fantôme

L'examen comparatif des formes d'onde de pression mesurées dans le modèle fantôme et de celles classiquement rapportées chez l'humain met en évidence que le fantôme parvient à reproduire certaines caractéristiques fondamentales de la dynamique physiologique, tout en présentant des divergences structurelles notables. Cette comparaison est réalisée pour la condition 1g et pour une orientation horizontale du fantôme (0°), correspondant à une configuration analogue à la position supine chez l'humain.

Points de ressemblance. Tout d'abord, la forme d'onde de la PIC du fantôme conserve une structure polyphasique. Bien que les transitions soient moins abruptes que dans le cas humain, trois pics ou inflexions distinctes peuvent être identifiés au cours d'un cycle cardiaque. Cette organisation temporelle traduit une tentative de reproduction des principales composantes physiologiques classiquement décrites chez l'humain.

La morphologie de la pression spinale constitue un autre point de forte similitude entre le modèle fantôme et la physiologie humaine. Dans les deux cas, la courbe de pression spinale présente une forme plus lissée et arrondie que celle de la PIC. Elle agit comme un filtre amortisseur vis-à-vis des variations rapides de la PIC, suggérant un rôle de dissipation et de redistribution des variations de volume dans le compartiment spinal, tant chez l'humain que dans le modèle physique.

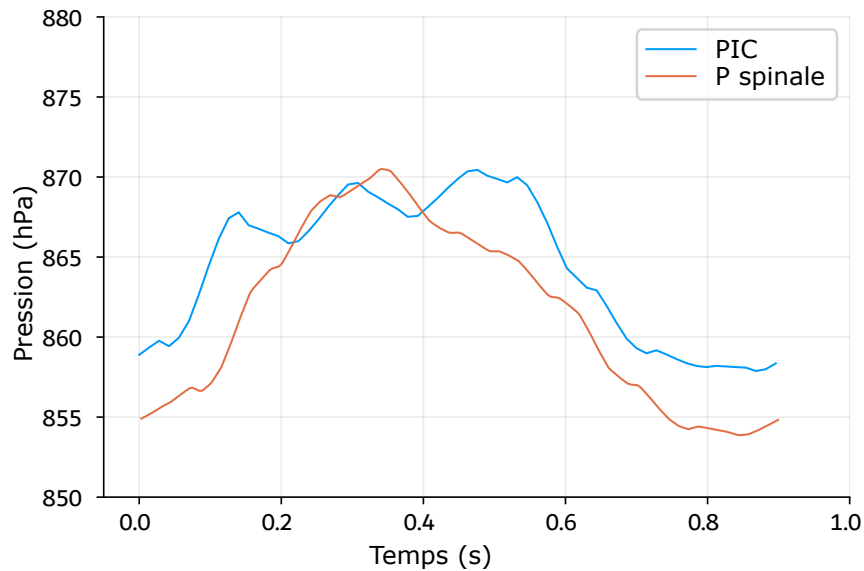
Enfin, une cohérence temporelle est observée entre les deux systèmes. Les formes d'onde sont cycliques et synchronisées avec une période d'environ une seconde, correspondant à un cycle cardiaque. Dans les deux cas, le signal est caractérisé par une montée de pression initiale suivie d'une phase de relaxation plus lente (Figure 3.6).

Points de divergence. Malgré ces similitudes qualitatives, des différences apparaissent concernant l'amplitude et la concentration temporelle du signal. Chez l'humain, les pics de la PIC sont très marqués et concentrés sur une fenêtre temporelle courte, typiquement comprise entre 0,1 et 0,3 s du cycle cardiaque. À l'inverse, dans le modèle fantôme, bien que les trois pics soient présents, ils sont plus étalés dans le temps et moins saillants, s'étendant sur une plage temporelle plus large, pouvant dépasser 0,5 s. Cette différence reflète une dynamique plus amortie et moins énergétique dans le modèle expérimental.

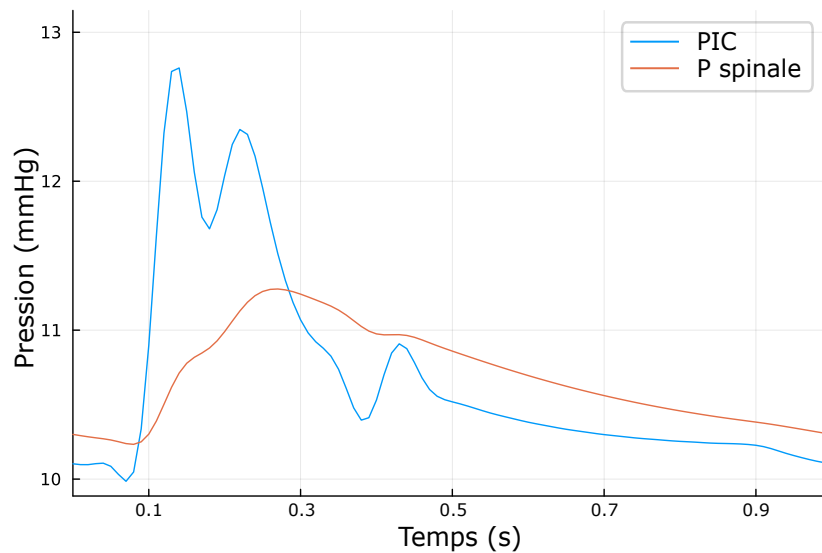
Une autre divergence concerne le couplage entre les compartiments intracrânien et spinal. Chez l'humain, un contraste marqué est observé entre la vivacité de la PIC et la relative stabilité de la pression spinale, dont l'amplitude reste plus faible. Dans le modèle fantôme, bien que la pression spinale conserve une forme plus arrondie, son amplitude suit de manière étroite celle de la PIC. Ce comportement suggère une communication hydraulique plus directe entre les compartiments ou une différenciation de compliance

moins marquée que dans le système physiologique humain.

Enfin, les amplitudes relatives des pressions diffèrent entre le modèle et l'humain. Dans le modèle fantôme, l'amplitude de la pulsativité de la PIC atteint environ 12 hPa, soit approximativement 9 mmHg, tandis que chez l'humain, l'amplitude typique de la pulsativité intracrânienne est de l'ordre de 3 mmHg. De plus, alors que chez l'humain l'amplitude de la pression spinale est généralement inférieure à celle de la PIC, le modèle fantôme présente une situation inverse ou comparable (Figure 3.6).



(a) Modèle fantôme — gravité normale (1g), position horizontale (0°).



(b) Modèle humain — position supine.

FIGURE 3.6 – Formes d'onde de la pression intracrânienne et de la pression spinale mesurées dans un modèle fantôme et rapportées chez l'humain, ramenées sur un cycle cardiaque.

4. Discussion

4.1 Évolution des valeurs moyennes de pression

L'analyse des pressions moyennes met en évidence un comportement distinct des compartiments intracrânien et spinal en fonction du vecteur de gravité et de l'inclinaison du fantôme. Ces résultats soulignent le rôle central de la composante hydrostatique dans la régulation des pressions au sein du modèle expérimental, ainsi que les limites inhérentes à un système physique simplifié.

4.1.1 Influence de l'inclinaison et de la pression hydrostatique en conditions de gravité

En conditions de gravité terrestre et d'hypergravité, l'évolution opposée de la PIC et de la pression spinale en fonction de l'angle du fantôme peut s'expliquer par la variation de la colonne hydrostatique de fluide.

Lorsque le fantôme passe d'une position horizontale à une position verticale, le capteur intracrânien se retrouve en position relative plus élevée par rapport au centre de masse du fluide. La pression intracrânienne diminue alors avec la hauteur verticale h , conformément à la loi hydrostatique :

$$\Delta P = \rho \cdot g \cdot h$$

où ρ est la masse volumique du fluide, g l'accélération gravitationnelle et h la hauteur de la colonne de fluide. Cette relation rend compte de la diminution progressive de la PIC observée avec l'augmentation de l'inclinaison. En hypergravité, l'augmentation de l'accélération g accentue cet effet, ce qui explique la chute plus marquée de la PIC observée expérimentalement (environ 25 hPa contre 15 hPa en 1g).

À l'inverse, le compartiment spinal se situe en position relative plus basse lorsque le fantôme est incliné. L'augmentation de la hauteur de la colonne de fluide au-dessus du capteur spinal entraîne une augmentation de la pression mesurée. Cette évolution opposée des pressions intracrânienne et spinale constitue une signature directe de l'effet hydrostatique dans le modèle.

Une particularité est toutefois observée en gravité normale entre les positions 30° et

90°, où la pression spinale montre une quasi-stagnation (866 hPa contre 866,3 hPa). Cette absence de progression marquée pourrait traduire une limite de la compliance effective du compartiment spinal du fantôme. Une autre explication plausible réside dans un biais de mesure lié au positionnement du capteur en configuration verticale. Une légère dérive du capteur ou un effet de bord lié à la géométrie du fantôme à 90° pourrait ainsi atténuer la variation attendue, contrairement au cas de l’hypergravité où l’effet hydrostatique est amplifié.

4.1.2 Comportement des pressions moyennes en micropesanteur

En micropesanteur, la disparition du gradient hydrostatique conduit à une uniformisation des pressions au sein du fantôme. Les résultats expérimentaux montrent une PIC moyenne sensiblement identique quelle que soit l’orientation du fantôme, avec des valeurs proches de 867 hPa. Ce comportement est cohérent avec l’absence de poids de la colonne de fluide et confirme que, dans ces conditions, la pression n’est plus gouvernée par la hauteur relative du capteur.

Cependant, les valeurs de PIC mesurées en micropesanteur apparaissent plus élevées que celles observées en 1g pour des configurations inclinées. Ce résultat contraste avec les observations rapportées chez l’humain par Lawley *et al.*, 2017, où la PIC mesurée en micropesanteur est généralement inférieure à celle mesurée en position couchée sur Terre [10].

Cette divergence s’explique par la nature inerte du modèle fantôme. Chez l’humain, la PIC en micropesanteur est régulée par des mécanismes physiologiques complexes, notamment la redistribution des fluides corporels et le déplacement massif du sang vers les régions céphaliques, associé à des adaptations veineuses. En revanche, le modèle fantôme ne dispose d’aucun mécanisme actif de régulation.

Dans ce contexte, l’augmentation de la PIC observée en micropesanteur pourrait résulter de plusieurs facteurs. L’absence de drainage facilité par la gravité peut entraîner une augmentation de la pression de retour veineux simulée dans le circuit, qui se répercute directement sur la PIC. De plus, les variations de pression ambiante en cabine lors des vols paraboliques, combinées à la configuration du circuit hydraulique et de la pompe, peuvent induire une élévation de la pression de base du système. En l’absence de gradient hydrostatique opposé, cette élévation se transmet intégralement à la pression intracrânienne mesurée.

4.2 Dynamique pulsatile et formes d’onde de pression

L’analyse de l’évolution des formes d’onde de pression en fonction de l’inclinaison du fantôme et des conditions gravitationnelles met en évidence des modifications structu-

relles de la dynamique pulsatile du système. Ces variations traduisent principalement des changements de compliance effective du fantôme, c'est-à-dire de sa capacité à absorber et redistribuer un volume pulsatile imposé par l'excitation hydraulique.

4.2.1 Effet de la position du fantôme : rôle de la compliance spinale

En gravité normale, le passage de la position horizontale à la position verticale entraîne une augmentation marquée de l'amplitude de la pulsativité de la pression intracrânienne, qui passe de 13,9 hPa à 31,5 hPa. Cette augmentation s'accompagne d'une modification notable de la morphologie de la forme d'onde, avec une dominance accrue du deuxième pic.

Ce comportement peut être interprété à travers le rôle de la compliance spinale du fantôme. En position verticale, la pression hydrostatique augmente dans la partie basse du système, correspondant au compartiment spinal. Cette augmentation de pression tend la membrane déformable de la partie spinale, la rendant mécaniquement plus rigide.

La conséquence directe de cette rigidification est une diminution de la compliance spinale. Le compartiment spinal, qui joue un rôle d'amortisseur en position horizontale, perd alors une partie de sa capacité à absorber les variations de volume imposées par la pompe. L'onde de pression est ainsi transmise de manière plus brutale et avec une amplitude plus importante vers le compartiment intracrânien, structurellement plus rigide. Cette redistribution explique l'augmentation globale de l'amplitude pulsatile ainsi que la prédominance du second pic, souvent associé aux phénomènes de réflexion d'onde et aux propriétés de compliance du système.

4.2.2 Comparaison entre la pression intracrânienne et la pression spinale : effet de lissage

La différence de morphologie observée entre les formes d'onde de la PIC et celles de la pression spinale constitue un élément clé pour comprendre le comportement du modèle. Alors que la PIC présente une structure pulsatile complexe avec plusieurs pics successifs, la pression spinale est caractérisée par une forme d'onde plus lissée, dominée par un maximum unique au cours du cycle cardiaque.

Cette observation confirme que le compartiment spinal du fantôme agit comme un filtre passe-bas vis-à-vis des variations de pression. La compliance plus élevée de la partie spinale permet d'absorber les composantes de haute fréquence de l'onde de pression générée par la pompe, ne laissant apparaître qu'une augmentation globale et progressive de la pression. Ce comportement est qualitativement analogue à l'effet Windkessel observé dans le système vasculaire humain, où les grosses artères élastiques lissent le flux pulsatile

issu du cœur.

Lorsque la compliance spinale diminue, notamment en position verticale sous l'effet de la pression hydrostatique, cette capacité de filtrage est réduite. La dynamique pulsatile de la PIC devient alors plus marquée, avec une augmentation de l'amplitude et une modification de la distribution temporelle des pics.

4.2.3 Dynamique pulsatile en micropesanteur : relaxation du système

En micropesanteur, la dynamique pulsatile présente un comportement intermédiaire. L'amplitude de la pulsatilité de la PIC diminue par rapport à la configuration verticale en gravité normale, mais les formes d'onde apparaissent plus prononcées ou plus « nerveuses » que dans certaines configurations en 1g.

Une hypothèse plausible repose sur l'état de relaxation mécanique du fantôme en l'absence de poids de la colonne d'eau. En micropesanteur, les membranes déformables ne sont plus étirées par la pression hydrostatique, quelle que soit l'orientation du système. Le fantôme retrouve ainsi une compliance plus homogène entre les compartiments intracrânien et spinal, sans pré-tension imposée par la gravité.

Cette relaxation pourrait expliquer pourquoi les formes d'onde mesurées en micropesanteur à 90° se rapprochent de celles observées à 0°, le gradient de pression responsable de la rigidification du compartiment spinal ayant disparu. La « relaxation plus pulsatile » observée en 0g suggère que l'onde de pression se propage dans un milieu aux parois plus souples, permettant une expression plus libre des phénomènes de résonance hydraulique propres au circuit expérimental.

4.2.4 Limites du modèle et absence de données humaines directes

Il convient de souligner que, chez l'humain, l'évolution de la morphologie de la PIC en micropesanteur reste encore peu documentée, en raison du caractère invasif des mesures nécessaires. La comparaison directe entre les formes d'onde du fantôme et celles de la physiologie humaine en microgravité demeure donc limitée.

Dans le modèle fantôme, l'augmentation de la pulsatilité observée en hypergravité montre que le stress mécanique imposé au système réduit sa capacité de réserve compensatoire. À l'inverse, l'atténuation marquée de l'influence de l'orientation en micropesanteur, avec une différence d'amplitude limitée à environ 3,7 hPa entre 0° et 90°, indique que la posture n'est un facteur déterminant de la pulsatilité que lorsqu'un vecteur de gravité est présent pour modifier la répartition des pressions de base au sein du système.

4.3 Comparaison avec la physiologie humaine et limites du modèle

Le modèle fantôme constitue une approche originale pour l'étude expérimentale de la PIC et spinale en présence d'un vecteur de gravité variable. À notre connaissance, peu de modèles physiques permettent simultanément de reproduire une excitation pulsatile de type cardiovasculaire tout en intégrant l'effet de la gravité et de la posture sur les compartiments crânien et spinal. Les formes d'onde mesurées montrent que les pulsations observées dans le fantôme résultent principalement de phénomènes de réverbération et de réflexion des ondes de pression au sein d'une structure crânienne rigide, couplée à un compartiment spinal déformable.

Bien que le fantôme reproduise avec succès le gradient hydrostatique et l'influence de la posture sur la compliance globale du système, plusieurs simplifications limitent la transposition directe des résultats à la physiologie humaine.

4.3.1 Absence de régulation active du débit pulsatile

L'une des limites majeures du modèle réside dans la constance des paramètres de la pompe au cours des différentes phases de gravité. Chez l'humain, les transitions vers l'hypergravité ou la micropesanteur induisent des réponses réflexes complexes du système cardiovasculaire, telles que l'activation du baroréflexe, des variations de la fréquence cardiaque et des adaptations du volume d'éjection systolique.

Dans le cadre de cette étude, le débit imposé par la pompe a été légèrement modifié d'une phase à l'autre mais de façon modéré. En situation physiologique réelle, l'interaction entre le cœur et la gravité modifie l'énergie de l'onde de pression artérielle incidente, ce qui influence directement l'amplitude et la distribution temporelle des pics de la PIC. L'absence de cette régulation active dans le modèle constitue donc une simplification importante.

4.3.2 Rôle des pressions veineuse et thoracique

Le modèle expérimental se concentre principalement sur l'apport pulsatile simulé par la pompe et sur les effets hydrostatiques liés à la colonne de fluide. Or, de nombreuses études mettent en avant que la PIC est sensible à la pression veineuse centrale et à la pression intrathoracique.

Chez l'humain, les variations de pression thoracique liées à la respiration, ainsi que les changements de pression ambiante, influencent fortement le drainage veineux cérébral. Lors des vols paraboliques, ces effets sont exacerbés par les transitions rapides d'accélération. Ces mécanismes ne sont pas pris en compte dans le modèle fantôme, qui ne comporte

ni compartiment thoracique ni dynamique respiratoire.

Par ailleurs, chez l'humain, les veines jugulaires jouent un rôle de *Starling resistor* : en position verticale, leur collapsus partiel introduit une résistance hydraulique qui protège la PIC contre des variations trop abruptes. Dans le modèle fantôme, les conduites veineuses sont rigides ou semi-rigides et ne reproduisent pas ce mécanisme de collabage. Cette absence explique probablement la communication hydraulique plus directe observée entre les compartiments intracrânien et spinal, ainsi que les amplitudes de pression plus élevées mesurées dans le fantôme (environ 9 mmHg pour la PIC, contre typiquement 3 mmHg chez l'humain).

4.3.3 Différenciation de la compliance entre compartiments

Enfin, la divergence observée entre les amplitudes relatives de la PIC et de la pression spinale souligne la nécessité d'affiner la différenciation de la compliance entre les compartiments du modèle. Chez l'humain, le sac dural spinal offre une réserve d'expansion importante, jouant un rôle clé dans l'amortissement des pulsations intracrâniennes.

Dans le modèle fantôme, la proximité des amplitudes de la PIC et de la pression spinale indique que l'énergie pulsatile se transmet avec peu de pertes entre les compartiments. Ce comportement suggère que l'interface hydraulique entre les compartiments crânien et spinal est probablement trop simplifiée par rapport à la complexité de l'espace sous-arachnoïdien humain. Une amélioration de cette différenciation de compliance constitue une perspective essentielle pour accroître le réalisme biomécanique du modèle.

5. Conclusion et perspectives

Le projet MODÈFONE a permis de développer et d'exploiter un modèle fantôme original du système cérébrospinal, intégrant à la fois une excitation pulsatile de type cardiovasculaire et la prise en compte explicite du vecteur de gravité. Ce dispositif expérimental a rendu possible l'étude conjointe de la pression intracrânienne et de la pression spinale dans des conditions de gravité variable, lors de vols paraboliques, offrant ainsi un cadre expérimental rarement accessible.

Les résultats obtenus montrent que le modèle reproduit de manière cohérente les effets hydrostatiques liés à la posture en gravité normale et en hypergravité, avec une évolution opposée des pressions intracrânienne et spinale en fonction de l'inclinaison. En micro-pesanteur, l'uniformisation des pressions moyennes et l'atténuation de l'influence de la posture confirment le rôle central du gradient hydrostatique dans la régulation passive des pressions. L'analyse de la dynamique pulsatile met en évidence une forte dépendance de l'amplitude et de la morphologie des formes d'onde à la position et à la gravité, soulignant le rôle clé de la compliance spinale dans l'amortissement des variations de pression.

La comparaison qualitative avec la physiologie humaine montre que le fantôme est capable de reproduire certaines caractéristiques fondamentales des formes d'onde physiologiques, notamment leur caractère polyphasique et le rôle amortisseur du compartiment spinal. Toutefois, des divergences subsistent, en particulier concernant les amplitudes de pression et le couplage entre les compartiments intracrânien et spinal, reflétant les simplifications inhérentes à un modèle physique inerte dépourvu de régulation active.

Dans cette optique, plusieurs perspectives d'amélioration peuvent être envisagées afin d'accroître le réalisme biomécanique et la portée scientifique du modèle. Une première évolution consisterait à évaluer de manière systématique l'influence des paramètres de la pompe (fraction d'éjection, forme du signal) sur la morphologie de l'onde de la pression intracrânienne, afin de mieux comprendre le lien entre excitation hydraulique et réponse pulsatile du système.

L'intégration de capteurs de débit et de pression à l'entrée du circuit hydraulique constituerait également une avancée majeure. Ces mesures permettraient de corrélérer plus finement les pressions mesurées dans le fantôme aux paramètres d'entrée du système, et d'identifier plus précisément les mécanismes de transmission et de réflexion des ondes de pression.

Par ailleurs, le développement d'une partie veineuse plus élaborée représente une perspective essentielle. L'introduction de conduites veineuses déformables, capables de reproduire des phénomènes de collabage, notamment au niveau des veines jugulaires, permettrait de mieux prendre en compte certaines adaptations physiologiques liées aux changements de gravité et d'améliorer la modélisation du drainage veineux cérébral.

Enfin, l'exploration de différents matériaux pour les parties déformables du fantôme constitue un axe clé pour ajuster la répartition de la compliance entre les compartiments crânien et spinal. Une meilleure différenciation des propriétés mécaniques de ces compartiments permettrait de rapprocher davantage la dynamique pulsatile du modèle de celle observée chez l'humain.

En conclusion, le modèle MODÈFONE constitue une première étape robuste vers le développement de modèles expérimentaux gravito-sensibles du système cérébrospinal. Il offre une base pertinente pour explorer les mécanismes physiques sous-jacents aux variations de pression intracrânienne et spinale en conditions de gravité variable, tout en ouvrant la voie à des évolutions futures visant à intégrer progressivement des mécanismes physiologiques plus complexes.

Remerciements Ce travail n'aurait pas pu être mené à bien sans le soutien de nombreuses institutions et partenaires. Nous souhaitons remercier l'IMT Mines Alès et l'Université de Picardie Jules Verne pour leur appui institutionnel, ainsi que les laboratoires CHIMERE (UR 7516) et SAINBIOSE (INSERM 1059) pour leur encadrement scientifique et leur accompagnement tout au long du projet.

Nous adressons également nos sincères remerciements à nos sponsors, la Fondation IMT, la Fondation de l'Université de Picardie Jules Verne, SEMAXONE et ArianePlast, pour leur soutien financier et matériel indispensable à la réalisation du projet MODÈFONE.

Enfin, nous remercions tout particulièrement l'ensemble des personnes et des équipes ayant contribué à ce projet, et sans lesquelles rien n'aurait été possible, notamment le CNES et Novespace, pour leur confiance, leur soutien logistique et l'accès aux vols paraboliques.

A. Annexe

A.1 Photos

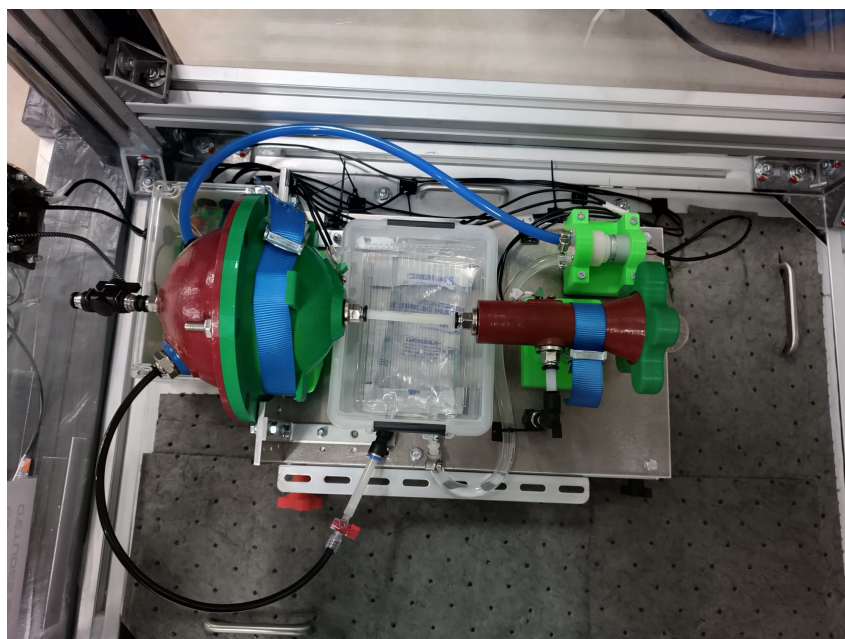


FIGURE A.1 – Modèle fantôme : vues expérimentales (1/2).



FIGURE A.2 – Modèle fantôme : vue expérimentale complémentaire (2/2).

A.2 Communication et valorisation du projet

Dès sa conception, le projet MODÈFONE a intégré une démarche de communication et de valorisation scientifique, en cohérence avec les objectifs du CNES. Cette démarche visait à assurer une diffusion progressive du projet, tant auprès du grand public que des communautés éducatives et académiques, tout en contribuant à la sensibilisation aux enjeux de la recherche en physiologie spatiale.

A.2.1 Communication pendant le projet

Tout au long du développement du projet, une communication régulière a été menée afin de rendre compte de l'avancement des travaux et de promouvoir la recherche en milieu spatial.

Réseaux sociaux et communication numérique

Conformément aux engagements pris lors de la candidature, un compte Instagram dédié au projet (@modéfoné_parabole_2025) ainsi qu'un compte LinkedIn (@modéfoné_parabole) ont été créés. Ces plateformes ont permis la diffusion régulière de contenus présentant :

- l'avancement du projet et la construction du modèle fantôme,
- les étapes de préparation de la campagne de vols paraboliques,
- des éléments de vulgarisation autour de la physiologie spatiale,

Ces supports ont contribué à toucher à la fois un public jeune, sensible aux réseaux sociaux visuels, et un public plus institutionnel et professionnel, notamment des laboratoires et industriels intéressés par les thématiques du projet.

Actions de sensibilisation auprès des jeunes

Dans une volonté de transmission et de sensibilisation, le projet MODÈFONE a également été présenté auprès de publics scolaires. Des interventions ont été réalisées auprès d'élèves suivant une formation de Brevet d'Initiation Aéronautique (BIA) à Alès, au cours desquelles les vols paraboliques, la recherche en physiologie spatiale et les programmes éducatifs proposés par le CNES ont été présentés. Ces échanges ont permis de faire découvrir aux élèves les métiers du spatial et les opportunités offertes par les programmes étudiants du CNES.

A.2.2 Communication et diffusion après la campagne de vol

À l'issue de la campagne de vols paraboliques, plusieurs actions de diffusion ont été mises en place afin de valoriser les résultats et l'expérience acquise.

Le projet a notamment fait l'objet d'une diffusion institutionnelle à travers les newsletters de l'IMT Mines Alès, ainsi que par la réalisation et la diffusion de contenus vidéo sur les réseaux de l'Université de Picardie Jules Verne. Ces supports ont permis de valoriser le travail de l'équipe, le soutien des partenaires institutionnels et le rôle central du CNES et de Novespace dans la réalisation du projet.

Le projet a également bénéficié d'une visibilité médiatique plus large, avec une diffusion sur une chaîne TNTV (Tahiti Nui Télévision), contribuant à faire connaître les vols paraboliques et la recherche spatiale auprès du grand public.

A.2.3 Perspectives de valorisation scientifique et grand public

La communication autour du projet MODÈFONE se poursuivra au-delà de la campagne expérimentale. Des interventions de type conférence sont envisagées à l'IMT Mines Alès à l'horizon 2026, ainsi qu'une participation à des événements de diffusion scientifique

tels que la Nuit de la Recherche à Saint-Étienne. Ces actions permettront de présenter les résultats obtenus, les enjeux scientifiques associés et les perspectives du projet.

Par ailleurs, les résultats expérimentaux constituent une base solide pour une valorisation scientifique à plus long terme, notamment à travers la rédaction d'un article et d'abstract dans des congrès spécialisés. Cette dynamique s'inscrit dans les objectifs du CNES et de Novespace, visant à soutenir des projets étudiants à fort potentiel scientifique tout en favorisant leur diffusion auprès de la communauté scientifique et du grand public.

Bibliographie

- [1] Hugo A. Almeida, João P. Sousa, Ricardo Ferreira, Diana Pinho, and Rui Lima. Design and validation of a pulsatile flow system for cardiovascular in vitro studies. *Open Heart*, 11(1) :e00561, 2024.
- [2] Noam Alperin, Ahmet M. Bagci, Carlos J. Oliu, Sang H. Lee, and Byron L. Lam. Role of cerebrospinal fluid in spaceflight-induced ocular changes and visual impairment in astronauts. *Radiology*, 285(3) :1063–1070, 2017.
- [3] Noam Alperin, Sang H. Lee, Anusha Sivaramakrishnan, and Stephen G. Hushek. Quantifying the effect of posture on intracranial physiology in humans by mri flow studies. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 22(5) :591–596, 2005.
- [4] Romain Bouzerar, Marek Czosnyka, Zofia Czosnyka, and Olivier Balédent. Physical phantom of craniospinal hydrodynamics. In *Acta Neurochirurgica Supplement*, volume 113, pages 65–69, 2012.
- [5] Marek Czosnyka, Peter Smielewski, Ivan Timofeev, Andrea Lavinio, Eric Guazzo, Peter Hutchinson, and John Pickard. Intracranial pressure : More than a number. *Neurosurgical Focus*, 22(5) :E10, 2007.
- [6] Dieter R. Enzmann and Norbert J. Pelc. Cerebrospinal fluid flow measured by phase-contrast cine mr. *American Journal of Neuroradiology*, 14(6) :1301–1307, 1993.
- [7] David A. Feinberg, Larry Crooks, John Hoenninger, Mitsuo Arakawa, and John Watts. Pulsatile blood velocity in human arteries displayed by magnetic resonance imaging. *Radiology*, 153(1) :177–180, 1984.
- [8] Jeroen Gisolf, Johannes J. van Lieshout, Koen van Heusden, Frank Pott, Willem J. Stok, and John M. Karemaker. Human cerebral venous outflow pathway depends on posture and central venous pressure. *The Journal of Physiology*, 560(1) :317–327, 2004.
- [9] Christine Goffin, Steffen Leonhardt, and Klaus Radermacher. The role of a dynamic craniospinal compliance in normal pressure hydrocephalus – a review and future challenges. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 10 :310–322, 2017.
- [10] Justin S. Lawley, Lonnie G. Petersen, Erin J. Howden, Satyam Sarma, William K. Cornwell, Louis A. Whitworth, Michael A. Williams, and Benjamin D. Levine. Effect

- of gravity and microgravity on intracranial pressure. *The Journal of Physiology*, 595(6) :2115–2127, 2017.
- [11] Silvia Mari, Anselmo Pagani, Giovanni Valentini, Gabriele Mascetti, Salvatore Pignataro, Antonino Proto, Erica Menegatti, Angelo Taibi, and Paolo Zamboni. Monitoring the cerebral venous drainage in space missions : The drain brain experiments of the italian space agency. *Veins and Lymphatics*, 12(1), 2023.
- [12] Emily S. Nelson, Lealem Mulugeta, and Jerry G. Myers. Microgravity-induced fluid shift and ophthalmic changes. *Life*, 4(4) :621–665, 2014.
- [13] Souraya Stoquart-Elsankari, Pierre Lehmann, Agnès Villette, Marek Czosnyka, Marc-Etienne Meyer, Hervé Deramond, and Olivier Balédent. A phase-contrast mri study of physiologic cerebral venous flow. *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism*, 29(6) :1208–1215, 2009.