الجزائـريـة الديمقـراطيـة الـشـعـبـيـة

REPUBILQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التـعـلـيـم العـالي و البـحث العـلـمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جـامعة أبي بـكـــــر بـلـقـــايـد - تلمسان -

Université Aboubakar Belkaid – Tlemcen – Faculté de Technologie

MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de

MASTER En : Génie Biomédical

Spécialité : Instrumentation Biomédicale

Par : Beribeche Lyna

Sujet

Développement d'un dispositif portable pour la prévention des thromboses veineuses profondes (TVP)

Soutenu publiquement, le 10/06/2026, devant le jury composé de :

BEREKSI REGUIG FETHI	PR	Univ. Tlemcen	**Présidant**
BENALLI RADOUANE	PR	Univ. Tlemcen	**Examinateur**
DIB NABIL	MCB	Univ. Tlemcen	**Encadrant**

Année universitaire : 2025 /2026

Remerciements

Avant tout, je remercie Allah le Tout-Puissant de m'avoir accordé la santé, la force, la patience et la persévérance nécessaires pour mener à bien ce travail.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à mon encadreur, M. Dib Nabil, pour sa disponibilité, ses précieux conseils, son accompagnement constant et l'intérêt qu'il a porté à ce projet tout au long de sa réalisation.

J'adresse également mes sincères remerciements aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce mémoire et de consacrer leur temps à son examen.

Je remercie chaleureusement l'ensemble des enseignants du département de Génie Biomédical pour la qualité de la formation qu'ils m'ont dispensée ainsi que pour les connaissances et les compétences qu'ils m'ont transmises durant mon parcours universitaire.

Mes remerciements s'adressent également au personnel administratif et technique de la faculté pour son aide et sa collaboration.

Je souhaite exprimer ma reconnaissance la plus sincère à mes parents pour leurs sacrifices, leur soutien indéfectible, leurs encouragements permanents et leur confiance tout au long de mes études. Aucun mot ne saurait exprimer pleinement ma gratitude envers eux.

J'adresse également mes remerciements à ma famille, à mes amis et à toutes les personnes qui m'ont soutenue, encouragée et aidée de près ou de loin dans la réalisation de ce travail.

Enfin, je remercie toutes les personnes qui ont contribué, directement ou indirectement, à l'aboutissement de ce mémoire.

À tous, j'exprime ma profonde gratitude et mes plus sincères remerciements.

Résumé

La thrombose veineuse profonde (TVP) constitue une pathologie vasculaire fréquente pouvant entraîner des complications graves, notamment l'embolie pulmonaire. Les patients alités, postopératoires ou présentant une mobilité réduite sont particulièrement exposés à ce risque en raison de la diminution du retour veineux au niveau des membres inférieurs.

Dans ce contexte, ce travail porte sur la conception et la réalisation d'un dispositif de massage intelligent destiné à contribuer à la prévention de la TVP. Le système développé repose sur un microcontrôleur ESP32-C3 SuperMini associé à deux capteurs biomédicaux MAX30102 permettant la mesure de la fréquence cardiaque (HR) et de la saturation pulsée en oxygène (SpO_2). Les données physiologiques acquises sont traitées en temps réel afin d'adapter automatiquement le fonctionnement des actionneurs de stimulation mécanique.

L'architecture matérielle intègre également un multiplexeur I^2C TCA9548A, un module de commande de moteurs L298N ainsi que des moteurs de massage et de vibration assurant la stimulation des membres inférieurs. Une stratégie de contrôle adaptatif a été mise en œuvre afin d'ajuster l'intensité de la stimulation en fonction de l'état physiologique de l'utilisateur.

Les résultats obtenus montrent la faisabilité du système proposé ainsi que sa capacité à assurer une surveillance physiologique en temps réel et une stimulation mécanique adaptée. Cette approche constitue une solution portable, autonome et innovante pouvant contribuer à l'amélioration des dispositifs de prévention de la thrombose veineuse profonde.

Mots-clés : Thrombose veineuse profonde, TVP, ESP32-C3, MAX30102, fréquence cardiaque, SpO_2, massage intelligent, prévention, biomédical.

Abstract

Deep Vein Thrombosis (DVT) is a common vascular disorder that may lead to severe complications, particularly pulmonary embolism. Patients who are bedridden, postoperative, or have reduced mobility are especially exposed to this condition due to venous stasis in the lower limbs.

This work presents the design and implementation of an intelligent massage device intended to contribute to the prevention of Deep Vein Thrombosis. The proposed system is based on an ESP32-C3 SuperMini microcontroller and two MAX30102 biomedical sensors used to measure Heart Rate (HR) and peripheral oxygen saturation (SpO_2). The acquired physiological data are processed in real time in order to automatically adapt the operation of the mechanical stimulation system.

The hardware architecture also includes a TCA9548A I^2C multiplexer, an L298N motor driver, and massage and vibration motors responsible for stimulating the lower limbs. An adaptive control algorithm was developed to adjust the stimulation intensity according to the measured physiological parameters.

The obtained results demonstrate the feasibility of the proposed system and its ability to provide real-time physiological monitoring combined with adaptive mechanical stimulation. This approach represents a portable, autonomous, and innovative solution that may contribute to the development of DVT prevention technologies.

Keywords: Deep Vein Thrombosis (DVT), ESP32-C3, MAX30102, Heart Rate (HR), Oxygen Saturation (SpO_2), Intelligent Massage, Prevention, Biomedical Engineering.

الملخص

(TVP) عدّ التخثر الوريدي العميق

من الأمراض الوعائية الشائعة التي قد تؤدي إلى مضاعفات خطيرة، أهمها الانصمام الرئوي. ويزداد خطر الإصابة بهذا المرض لدى المرضى طريحي الفراش، أو بعد العمليات الجراحية، أو لدى الأشخاص ذوي الحركة المحدودة، نتيجة تباطؤ العود الوريدي وركود الدم في الأطراف السفلية.

في هذا العمل، تم تصميم وإنجاز جهاز تدليك ذكي يهدف إلى المساهمة في الوقاية من التخثر الوريدي العميق. يعتمد النظام المقترح على المتحكم الدقيق ESP32-C3 SuperMini بالإضافة إلى مستشعرين حيويين من نوع MAX30102، تتم معالجة المعطيات الفيزيولوجية المكتسبة في (SpO_2) ونسبة تشبع الدم بالأكسجين (HR) لقياس معدل ضربات القلب الزمن الحقيقي من أجل تعديل عمل المشغلات الميكانيكية تلقائيًا وفقًا لحالة المستخدم.

يتضمن النظام كذلك مضاعف ناقل I²C TCA9548A، ووحدة قيادة المحركات L298N، ومحركات للتدليك والاهتزاز، مسؤولة عن تحفيز الأطراف السفلية. كما تم تطوير خوارزمية تحكم تكيفية تسمح بتعديل شدة التدليك اعتمادًا على القيم المقاسة لمعدل ضربات القلب وتشبع الأكسجين.

أظهرت النتائج المتحصل عليها إمكانية تنفيذ النظام المقترح بنجاح وقدرته على توفير مراقبة فيزيولوجية آنية مع تحفيز ميكانيكي متكيف مع حالة المستخدم. وتمثل هذه المقاربة حلاً محمولاً وذكيًا يمكن أن يساهم في تطوير وسائل الوقاية من التخثر الوريدي العميق.

الكلمات المفتاحية: التخثر الوريدي العميق، TVP، ESP32-C3، MAX30102، تشبع الأكسجين SpO_2، الهندسة الطبية الحيوية، الوقاية، التدليك الذكي.

Table de matiere

Introduction générale 1

CHAPITRE I 2

1. Introduction 3

2. Rappels sur la circulation sanguine 3

2.1 Organisation générale du système cardiovasculaire 3

2.2 Circulation artérielle 7

2.3 Circulation veineuse 8

2.4 Mécanismes du retour veineux 9

3. Thrombose veineuse profonde 11

3.1 Définition et physiopathologie 11

3.2 La triade de Virchow 13

3.3 Facteurs de risque 14

3.4 Complications (embolie pulmonaire, syndrome post-thrombotique) 15

4. Méthodes de prévention de la TVP 16

5. Principe de la stimulation mécanique séquentielle 22

5.1 Mécanisme d'action 22

5.2 Effets hémodynamiques 22

5.3 Paramètres influençant l'efficacité 23

5.4 Limites des dispositifs existants 23

6. Justification du projet 23

6.1 Besoin d'un dispositif portable 24

6.2 Contraintes techniques et énergétiques 24

6.3 Objectifs du projet de fin d'études 24

7. État de l'art des dispositifs de prévention de la thrombose veineuse profonde (TVP) 25

8. Conclusion 28

CHAPITRE II 1

1. Introduction 2

2. Fondements physiologiques du signal PPG 2

2.1 Définition de la photopléthysmographie (PPG) 2

2.2 Principe de fonctionnement de la PPG 2

2.3 Composantes du signal PPG 3

3. Principe de mesure de la saturation en oxygène (SpO_2) 5
3.1 Principe de l'oxymétrie de pouls 5
3.2 Longueurs d'onde utilisées 5
3.3 Facteurs influençant la précision de mesure 6
4. Étude des capteurs PPG et choix technologique 6
4.1 Technologies de capteurs PPG 6
4.2 Critères de sélection 7
4.3 Justification du choix du capteur 8
5. Analyse et traitement du signal PPG 8
5.1 Acquisition du signal 8
5.2 Prétraitement des données 9
5.3 Extraction des caractéristiques 9
6. Cahier des charges du dispositif portable 9
6.1 Exigences fonctionnelles 10
6.2 Contraintes techniques 10
7. Architecture du système proposé 11
7.1 Schéma synoptique 11
7.2 Description des blocs fonctionnels 12
8. Choix des composants matériels et logiciels 15
8.1 Microcontrôleur 15
8.2 Capteur PPG/SpO_2 15
8.3 Alimentation et environnement logiciel 16
9. Tests et résultats pratiques 17
9.1 Protocole expérimental 17
9.2 Résultats obtenus 17
9.3 Analyse des résultats 18
9.4 Limites expérimentales 19
10. Conclusion 19
CHAPITRE III 20
1. Introduction 21
2. Présentation de l'idée entrepreneuriale 21
2.1 Contexte 21
2.2 Description du produit 21

3. Étude du marché 21
3.1 Clients cibles 21
3.2 Besoins identifiés 21
4. Proposition de valeur 22
5. Partenaires clés 22
6. Ressources nécessaires 22
7. Business Model Canvas 24
8. Stratégie de commercialisation 26
9. Étude préliminaire des coûts 26
10. Perspectives de développement 26
11. Conclusion 27
Conclusion générale 28
Bibliographie 29

Liste des tableaux

Tableau 1 : Facteurs de risque de thrombose veineuse profonde et d'embolie pulmonaire [15] …….14

Tableau 2 : Évaluation du risque de thrombose veineuse profonde (TVP) et d'embolie pulmonaire (EP) chez les patients chirurgicaux [19] …….17

Tableau 3 : État de l'art vs projet proposé ……27

Tableau 4 : un exemple des résultats expérimentaux obtenus pour les dix participants …….45

Liste des figures

Figure 1 : La circulation générale et la circulation pulmonaire [1] …….05

Figure 2 : Rythme cardiaque et respiratoire [1] …….06

Figure 3 : Schéma de la circulation sanguine à travers le cœur humain [2]…….07

Figure 4 : Les veines profondes [3] …….09

Figure 5 : La triade de Virchow [4] …….14

Figure 6 : Schéma synoptique du système proposé …….39

Figure 7 : MAX30102 [5] ……40

Figure 8 : ESP32-C3 SuperMini [6] ……40

Figure 9 : TCA9548A [7] ……41

Figure 10 : Moteur DC [8] ……..42

Figure 11 : Moteur ERM [9] ……...42

Figure 12 : Business Model Canvas …….51

Introduction générale

La thrombose veineuse profonde (TVP) est une affection vasculaire caractérisée par la formation d'un caillot sanguin dans une veine profonde, généralement au niveau des membres inférieurs. Cette pathologie représente un problème majeur de santé publique en raison de sa fréquence et des complications potentiellement graves qu'elle peut engendrer, notamment l'embolie pulmonaire.

La prévention de la TVP repose sur différentes approches visant à améliorer le retour veineux et à limiter la stase sanguine. Parmi ces approches figurent les dispositifs de compression et de stimulation mécanique qui favorisent la circulation sanguine dans les membres inférieurs. Toutefois, les solutions conventionnelles demeurent souvent coûteuses, encombrantes ou peu adaptées à une utilisation prolongée en dehors du milieu hospitalier.

Les progrès récents de l'électronique embarquée et des capteurs biomédicaux offrent de nouvelles possibilités pour le développement de dispositifs portables capables d'assurer simultanément une stimulation mécanique et une surveillance physiologique en temps réel. L'intégration de paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène permet notamment d'adapter le fonctionnement du dispositif aux besoins de l'utilisateur.

Dans ce contexte, l'objectif de ce travail consiste à concevoir et réaliser un dispositif de massage intelligent destiné à contribuer à la prévention de la thrombose veineuse profonde. Le système développé combine une stimulation mécanique des membres inférieurs avec l'acquisition et l'exploitation de données physiologiques afin d'adapter automatiquement les paramètres de fonctionnement.

Le présent mémoire est organisé en trois chapitres. Le premier chapitre présente les notions théoriques relatives à la thrombose veineuse profonde, à la circulation sanguine ainsi qu'aux principes de prévention. Le second chapitre est consacré à la conception, à la réalisation matérielle et logicielle du dispositif proposé ainsi qu'à la présentation des résultats obtenus. Le troisième chapitre est consacré pour l'étude BMC montrant la valeur ajoutée de notre système.

CHAPITRE I

Étude bibliographique et contexte clinique de

La TVP

1. Introduction

La thrombose veineuse profonde (TVP) est une pathologie vasculaire caractérisée par la formation d'un thrombus au sein d'une veine profonde, principalement localisée dans les membres inférieurs (veines du mollet, poplitée, fémorale ou iliaque). Elle représente une cause majeure de morbidité et de mortalité dans le monde, notamment en milieu hospitalier, où elle est fréquemment associée à l'immobilisation prolongée, aux interventions chirurgicales et aux pathologies chroniques.

La gravité de la TVP réside principalement dans le risque d'embolie pulmonaire, complication aiguë résultant de la migration du thrombus vers la circulation pulmonaire. Cette complication peut survenir de manière brutale et engager le pronostic vital du patient. À long terme, la TVP peut également entraîner des séquelles fonctionnelles importantes telles que le syndrome post-thrombotique et l'insuffisance veineuse chronique, altérant durablement la qualité de vie.

Dans ce contexte, la prévention de la TVP constitue un enjeu majeur de santé publique, nécessitant le développement de solutions efficaces, sûres et adaptées aux différents profils de patients.

La prévention de la TVP vise à réduire l'incidence des événements thromboemboliques et leurs complications associées. Elle est particulièrement essentielle chez les patients hospitalisés, alités ou à mobilité réduite, ainsi que chez les patients présentant des facteurs de risque élevés.

Les stratégies préventives reposent principalement sur deux approches complémentaires : la prévention pharmacologique et la prévention mécanique. Bien que les anticoagulants soient largement utilisés et efficaces, leur administration est parfois limitée par le risque hémorragique et par certaines contre-indications cliniques. Ainsi, les méthodes mécaniques de prévention occupent une place importante, en particulier lorsqu'une approche non médicamenteuse est privilégiée.

Ce chapitre a pour objectif de présenter les bases physiologiques de la circulation sanguine et d'expliquer les mécanismes du retour veineux, indispensables à la compréhension du fonctionnement du système veineux des membres inférieurs. Il vise également à décrire les mécanismes physiopathologiques impliqués dans la thrombose veineuse profonde, en mettant en évidence les facteurs favorisant la stase sanguine et la formation de thrombus. Par ailleurs, les différentes méthodes actuelles de prévention de la TVP, tant pharmacologiques que mécaniques, sont analysées afin d'en souligner les avantages et les limites. Enfin, ce chapitre introduit le principe de la stimulation mécanique séquentielle comme approche de prévention non invasive et justifie le développement d'un dispositif portable innovant, conçu pour reproduire l'action physiologique de la pompe musculaire du mollet et améliorer le retour veineux.

2. Rappels sur la circulation sanguine

2.1 Organisation générale du système cardiovasculaire

2.1.1 Petite et grande circulation

Le système cardiovasculaire permet la circulation du sang dans tout le corps. Il transporte l'oxygène, les nutriments, les hormones et les déchets. Il est composé du cœur, des vaisseaux sanguins (artères, capillaires et veines) et du sang. Son bon fonctionnement est indispensable à l'équilibre de l'organisme.

La circulation sanguine, décrite pour la première fois en 1628 par le médecin anglais **William Harvey**, permet d'apporter aux cellules de l'organisme l'oxygène et les substances indispensables à leur survie et au fonctionnement des organes. Le sang circule dans deux circuits distincts. La circulation pulmonaire, appelée petite circulation, permet au sang de se charger en oxygène au niveau des poumons. La circulation systémique, ou grande circulation, distribue ensuite ce sang oxygéné à l'ensemble des organes.

Les échanges de gaz entre le sang et les tissus ont lieu dans les capillaires, de très petits vaisseaux situés à l'extrémité du réseau sanguin. En assurant une circulation continue du sang, le cœur permet aux cellules de produire de l'énergie et d'éliminer leurs déchets. Le maintien de la vie dépend donc du fonctionnement régulier du cœur : un arrêt de quelques minutes suffit à provoquer des lésions cérébrales irréversibles. [1]

1. La circulation générale et la circulation pulmonaire

Le sang circule dans un circuit fermé grâce au cœur. Il existe deux circuits principaux : la grande circulation et la petite circulation.

La **grande circulation** commence lorsque le sang riche en oxygène quitte le ventricule gauche par l'aorte. Il est distribué à tous les organes par les artères, puis traverse les capillaires où ont lieu les échanges avec les cellules. Le sang, devenu pauvre en oxygène, retourne ensuite vers le cœur par les veines et arrive dans l'oreillette droite par les veines caves. Cette circulation fonctionne à haute pression et permet d'apporter l'oxygène et les nutriments à l'ensemble de l'organisme.

La **petite circulation**, ou circulation pulmonaire, débute dans le ventricule droit. Le sang pauvre en oxygène est envoyé vers les poumons par l'artère pulmonaire. Dans les capillaires pulmonaires, il se charge en oxygène et élimine le gaz carbonique. Le sang oxygéné retourne ensuite au cœur par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. Cette circulation fonctionne à basse pression.

Grâce à ces deux circuits, le sang apporte l'oxygène et les nutriments aux cellules et permet l'élimination des déchets, notamment par les poumons, les reins, le système digestif et la peau. [1]

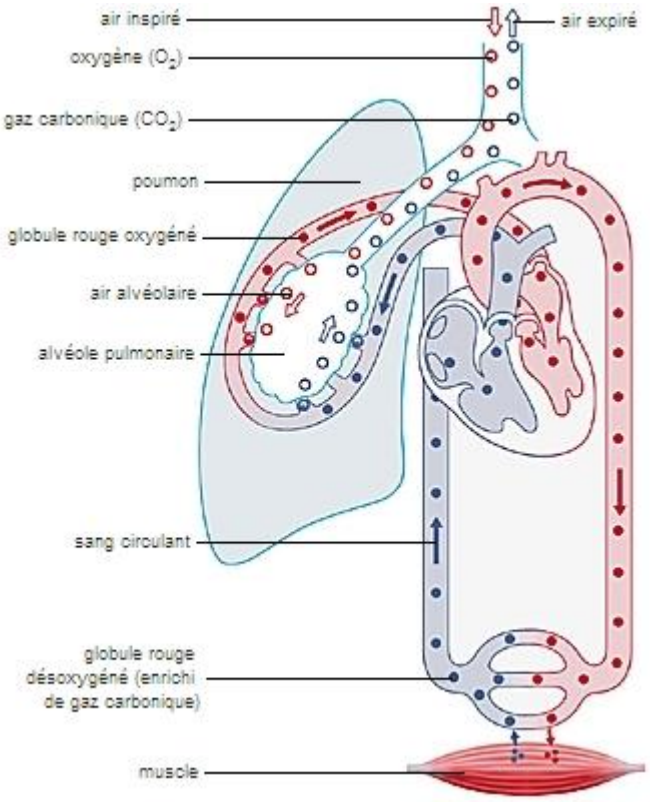


Figure 1 : La circulation générale et la circulation pulmonaire [1]

2. L'appareil circulatoire

2.1. Le cœur

Le cœur humain se situe dans le thorax, entre les deux poumons, derrière le sternum, et est légèrement incliné. Il pèse en moyenne environ 260 grammes. C'est un organe musculaire dont la fonction principale est de se contracter pour faire circuler le sang.

Sa paroi est composée de trois couches. L'endocarde est une fine membrane qui tapisse l'intérieur des cavités du cœur. L'épicarde recouvre la surface externe du cœur. Entre ces deux couches se trouve le myocarde, la couche la plus épaisse, responsable de la contraction du cœur. [1]

2.1.1. Cœur droit et cœur gauche

Le cœur est divisé en deux parties : un cœur droit et un cœur gauche. Chacune de ces parties comprend deux cavités : une oreillette en haut et un ventricule en bas. Les oreillettes ont une paroi fine car elles servent surtout de réservoirs à sang, tandis que les ventricules ont une paroi plus épaisse puisqu'ils propulsent le sang. [1]

Le ventricule gauche possède une paroi environ deux fois plus épaisse que celle du ventricule droit, car il doit produire une pression plus élevée. L'épaisseur du muscle cardiaque, comprise entre 2 et 15 mm, dépend donc de la pression que chaque cavité doit exercer. [1]

2.1.2. Le débit cardiaque

Le débit cardiaque correspond à la quantité de sang envoyée par chaque ventricule en une minute. Il dépend de deux éléments : le volume de sang éjecté à chaque battement et la fréquence des battements du cœur.

Au repos, chez un adulte, le débit cardiaque est d'environ 5 litres par minute, avec une fréquence cardiaque proche de 70 battements par minute. Ce débit varie selon les besoins de l'organisme. Il augmente notamment lors de la chaleur, en altitude, pendant les émotions ou après un repas. L'effort physique est cependant le facteur qui l'augmente le plus, principalement en accélérant la fréquence cardiaque.[1]

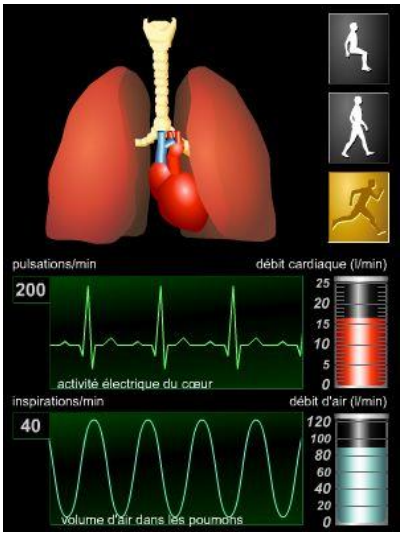


Figure 2 : Rythme cardiaque et respiratoire [1]

2.1.2 Rôle du cœur dans la propulsion sanguine

Le cœur fonctionne comme une pompe centrale qui fournit l'énergie nécessaire pour faire circuler le sang dans les artères. En revanche, cette force est insuffisante pour assurer seule le retour du sang par les veines, surtout au niveau des membres inférieurs, ce qui nécessite l'intervention d'autres mécanismes physiologiques.

Situé dans la cage thoracique, derrière le sternum et légèrement décalé vers la gauche, le cœur est un organe musculaire dont la taille correspond environ à une fois et demie celle du poing. Il est divisé en deux parties, droite et gauche, séparées par une paroi. Chaque partie comprend une oreillette et un ventricule, reliés par une valve.

Grâce à des contractions régulières, le cœur propulse le sang dans tout l'organisme et assure l'apport en oxygène aux tissus. Chaque jour, il pompe environ 8 000 litres de sang.

Quatre valves cardiaques empêchent le sang de circuler en sens inverse. Leur fermeture est à l'origine du bruit caractéristique des battements du cœur. [2]

Le sang pauvre en oxygène provenant de l'organisme arrive dans l'oreillette droite, puis passe dans le ventricule droit. Lorsque ce ventricule se contracte, le sang est envoyé vers les poumons par l'artère pulmonaire. Dans les poumons, le sang se charge en oxygène.

Le sang oxygéné revient ensuite au cœur par les veines pulmonaires et entre dans l'oreillette gauche. Il est ensuite dirigé vers le ventricule gauche, qui l'expulse dans l'aorte. Le sang est alors distribué à l'ensemble du corps.

Les valves cardiaques empêchent le sang de refluer en arrière lors des contractions. Le cœur est lui-même alimenté en sang oxygéné par les artères coronaires, issues de l'aorte.

Le fonctionnement du cœur repose sur des contractions coordonnées : les deux oreillettes se contractent ensemble, puis les deux ventricules se contractent à leur tour. [2]

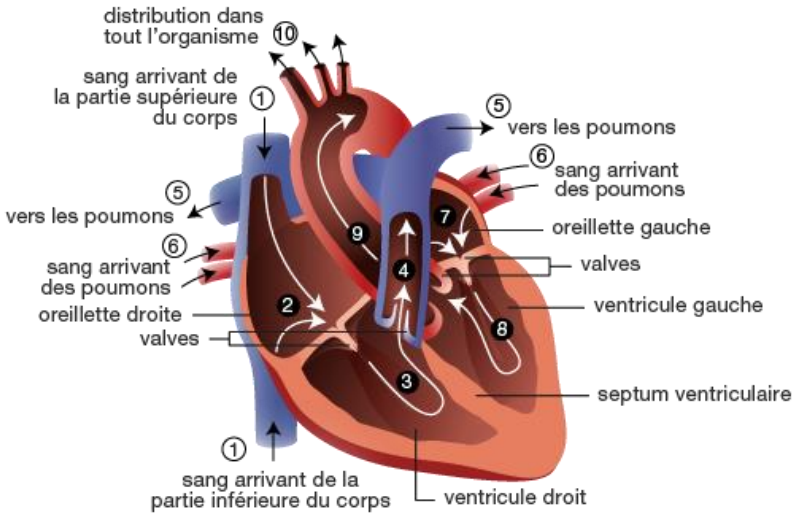


Figure 3 : Schéma de la circulation sanguine à travers le cœur humain [2]

2.2 Circulation artérielle

Les artères transportent le sang riche en oxygène du cœur vers les organes. Leur paroi épaisse et élastique leur permet de résister à une forte pression et de bien répartir le sang dans l'organisme.

Le sang circule dans un vaste réseau de vaisseaux, long d'environ 100 000 kilomètres, dont la taille varie selon leur rôle. Les grandes artères, comme l'aorte, conduisent le sang depuis le cœur, puis se divisent en artérioles plus petites pour atteindre les tissus. Les capillaires, très fins, permettent les échanges à l'intérieur des organes. Enfin, les veines ramènent le sang pauvre en oxygène et riche en gaz carbonique vers le cœur. [3]

Les artères : le sang irrigue les organes

Une artère est constituée de trois couches. La couche interne, appelée **intima**, est tapissée par l'endothélium, une surface lisse qui permet au sang de circuler sans s'accrocher à la paroi. La

couche intermédiaire, la **média**, contient des cellules musculaires qui rendent l'artère élastique et capable de se contracter ou de se dilater pour adapter le débit et la pression du sang. La couche externe, l'**adventice**, sert à fixer l'artère aux tissus environnants.

L'endothélium joue un rôle essentiel dans le bon fonctionnement des artères. Il empêche l'adhésion des éléments du sang et produit des substances qui régulent le diamètre des vaisseaux, en provoquant leur dilatation ou leur contraction. Il intervient aussi dans la coagulation du sang en libérant des facteurs qui limitent la formation de caillots ou favorisent leur dissolution.

Ainsi, l'endothélium contribue à la régulation de la circulation sanguine et à la prévention des thromboses. [3]

2.3 Circulation veineuse

Les veines assurent le retour du sang des différents organes vers le cœur, tandis que les artères véhiculent le sang oxygéné et riche en nutriments du cœur vers les tissus périphériques. Les veines de gros calibre cheminent généralement parallèlement aux artères correspondantes et portent souvent la même dénomination. Elles sont reliées à un réseau dense de veines de plus petit calibre.

De nombreuses veines, en particulier celles des membres supérieurs et inférieurs, sont pourvues de valvules unidirectionnelles. Ces structures empêchent le reflux sanguin en s'ouvrant lors de l'écoulement du sang vers le cœur et en se fermant lorsqu'une inversion du flux est amorcée. Elles jouent ainsi un rôle essentiel dans le maintien du retour veineux.

On distingue anatomiquement les veines superficielles, situées dans le tissu sous-cutané, les veines profondes, localisées au sein des masses musculaires et le long des structures osseuses, ainsi que les veines perforantes, qui assurent la communication entre les réseaux superficiel et profond.

Les veines profondes participent de manière prédominante au retour veineux, notamment dans les membres inférieurs. L'action combinée des valvules veineuses et des contractions musculaires adjacentes, en particulier celles du mollet, favorise la progression du sang vers le

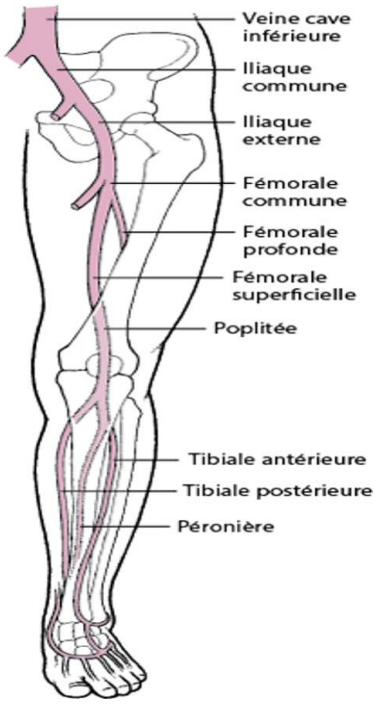


Figure 4 : Les veines profondes [3]

Cœur. Ce mécanisme, souvent qualifié de pompe musculaire, permet d'assurer le transport de la majeure partie du sang veineux des membres inférieurs vers la circulation centrale. [4]

Les valvules veineuses sont des structures unidirectionnelles constituées de deux feuillets qui se rejoignent. Elles facilitent le retour du sang vers le cœur en s'ouvrant lorsque le flux sanguin est ascendant et en se fermant immédiatement en cas de reflux, empêchant ainsi le sang de circuler en sens inverse.

Les veines superficielles possèdent des valvules similaires à celles des veines profondes, mais elles ne bénéficient pas de la compression exercée par les muscles environnants. Le flux sanguin y est donc plus lent. Une partie importante du sang circulant dans les veines superficielles est redirigée vers les veines profondes par l'intermédiaire des veines perforantes. Les valvules de ces dernières autorisent le passage du sang des veines superficielles vers les veines profondes, mais empêchent le flux inverse.

Plusieurs affections peuvent toucher le système veineux, notamment les communications anormales entre artères et veines (fistules ou malformations artério-veineuses), l'inflammation d'une veine superficielle associée à un caillot (thrombophlébite), la formation d'un caillot dans une veine profonde (thrombose), ainsi que la dilatation anormale des veines (varices).

Les veines des membres inférieurs sont particulièrement exposées à ces pathologies, car le sang doit s'élever contre la gravité pour retourner vers le cœur en position debout. [4]

2.4 Mécanismes du retour veineux

La circulation sanguine repose sur deux réseaux principaux : le réseau artériel et le réseau veineux. Le réseau veineux comprend des veines superficielles, des veines profondes et des

veines perforantes qui assurent la communication entre ces deux systèmes. Les veines profondes assurent environ 90 % du retour veineux, tandis que les veines superficielles n'en transportent qu'environ 10 %. Par ailleurs, près des deux tiers du volume sanguin total de l'organisme se trouvent dans le système veineux. [5]

Le réseau veineux étant un système à basse pression, plusieurs mécanismes physiologiques sont nécessaires pour permettre le retour du sang vers le cœur. Ces mécanismes incluent l'action du cœur, la pompe respiratoire liée aux variations de pression thoracique, la contraction des muscles des mollets (pompe musculaire), la compression des veines du pied lors de l'appui au sol (pompe plantaire), ainsi que les valvules veineuses qui empêchent le reflux sanguin.

Le retour veineux correspond à l'ensemble de ces mécanismes permettant au sang veineux de rejoindre le cœur. Il constitue un élément essentiel du débit cardiaque et d'une circulation sanguine efficace. Toutefois, ce système peut être altéré par différents facteurs, entraînant une mauvaise circulation, en particulier au niveau des membres inférieurs.

Les principaux facteurs de risque [6,7,8] d'altération du retour veineux sont l'âge, le surpoids, la grossesse et les prédispositions génétiques. D'autres facteurs aggravants [6,7,8], tels que l'immobilisation prolongée, la chaleur, le port de talons hauts et la sédentarité, favorisent la stagnation du sang et l'augmentation de la pression veineuse dans les jambes.

Une insuffisance du retour veineux peut entraîner diverses complications, notamment les varices, l'insuffisance veineuse chronique et la thrombose veineuse profonde. Elle se manifeste également par des symptômes fonctionnels fréquents comme les œdèmes, les chevilles gonflées et la sensation de jambes lourdes, particulièrement marquée en fin de journée.

Le retour veineux du membre inférieur repose sur trois mécanismes successifs, souvent qualifiés de « cœurs veineux » : la pompe du pied, la pompe musculaire du mollet et la pompe de la cuisse. La pompe plantaire intervient lors de l'appui du pied au sol, la pompe du mollet assure une propulsion majeure du sang grâce à la contraction du triceps sural, et la pompe de cuisse facilite le drainage veineux via la veine fémorale profonde.

Un retour veineux efficace nécessite une activité de marche régulière. En l'absence de mouvement, notamment en position debout immobile, la pression intraveineuse augmente fortement et peut atteindre environ 90 mmHg, favorisant la stase veineuse. Toute altération du fonctionnement de ces pompes peut entraîner des troubles veineux. Le risque de maladie veineuse chronique est particulièrement élevé chez les sujets obèses, surtout en cas de troubles de la statique du pied, tels que les pieds plats.

Le système veineux des membres inférieurs est fortement influencé par la gravité. La pression veineuse est maximale au niveau du pied et varie selon la posture : élevée en position debout, intermédiaire en position assise et plus faible en position allongée.

Contrairement au cœur, qui fonctionne de manière autonome, les pompes veineuses nécessitent une contraction musculaire volontaire pour être efficaces. La physiologie veineuse est donc étroitement liée au mouvement. L'immobilité prolongée perturbe ce système et favorise l'apparition de symptômes et de pathologies veineuses.

Enfin, les anomalies de la statique du pied peuvent altérer la pompe plantaire en perturbant la vidange des veines du pied, contribuant ainsi au développement ou à l'aggravation de la maladie veineuse chronique. [9]

3. Thrombose veineuse profonde

3.1 Définition et physiopathologie

La thrombose veineuse, définie comme la formation d'un caillot sanguin au sein d'une veine, constitue une pathologie fréquente dont la gravité réside principalement dans ses complications potentielles. Sa prise en charge repose sur une double approche : l'administration de traitements anticoagulants spécifiques et l'utilisation de dispositifs de compression veineuse adaptés. À l'heure actuelle, la prévention de la thrombose veineuse profonde chez les sujets à risque représente une priorité majeure pour les professionnels de santé, tant en milieu hospitalier qu'en pratique ambulatoire.

La phlébite, également appelée thrombophlébite, correspond à l'obstruction partielle ou totale d'une veine par un thrombus. Dans environ 90 % des cas, elle affecte les membres inférieurs, notamment les régions du mollet et de la cuisse. Lorsque le caillot se développe dans une veine de gros calibre, le risque de complications graves, telles que l'embolie pulmonaire, est significatif et peut engager le pronostic vital. Cette pathologie peut survenir de manière spontanée ou secondairement à une immobilisation prolongée, à une altération de la paroi vasculaire ou à une hypercoagulabilité sanguine.

La thrombose veineuse superficielle se caractérise par la formation d'un caillot dans une veine située à proximité de la surface cutanée. Bien que généralement bénigne, cette forme est souvent douloureuse et peut constituer un indicateur de prédisposition à une thrombose veineuse profonde.

En revanche, la thrombose veineuse profonde correspond à la formation d'un thrombus dans une veine de gros calibre, le plus souvent au niveau des membres inférieurs, mais pouvant également toucher les membres supérieurs ou la région abdominale. Elle représente une urgence médicale en raison du risque élevé de complications thromboemboliques.

L'incidence de la thrombose veineuse profonde est importante. À titre d'exemple, en France, environ 300 000 nouveaux cas sont diagnostiqués chaque année. Parmi ceux-ci, près de 20 % évoluent vers une embolie pulmonaire, principale complication de cette pathologie.

Les facteurs de risque de thrombose veineuse sont multiples et incluent principalement toute situation entraînant une réduction significative de la mobilité, telle que l'alitement prolongé, la paralysie ou l'immobilisation plâtrée. Par ailleurs, certaines populations présentent un risque accru, notamment les sujets âgés de plus de 75 ans, les patients ayant des antécédents de thrombose ou de varices, les personnes obèses, ainsi que les femmes exposées à des traitements œstrogéniques.

D’autres facteurs incluent les antécédents récents d’événements cardiovasculaires majeurs (infarctus du myocarde ou accident vasculaire cérébral), les interventions chirurgicales, en particulier en orthopédie, les pathologies cancéreuses, les insuffisances cardiaques ou respiratoires sévères, ainsi que la grossesse et la période post-partum. Enfin, la présence de dispositifs médicaux intraveineux, les maladies inflammatoires chroniques, les infections systémiques et le tabagisme constituent également des facteurs contributifs.[10]

Les symptômes de la thrombose veineuse résultent d’une obstruction partielle ou totale de la circulation sanguine en amont du caillot. Leur manifestation varie en fonction de la localisation du thrombus. Les thromboses veineuses superficielles surviennent le plus souvent chez des patients présentant des varices.

La phlébite superficielle se manifeste par une rougeur localisée, une chaleur, une douleur et parfois un gonflement le long de la veine atteinte. À la palpation, un cordon dur peut être perçu. En revanche, la thrombose veineuse profonde entraîne généralement une douleur intense au niveau du mollet, de la cuisse ou parfois du membre supérieur, associée à des crampes, une sensation de chaleur ou un engourdissement. Toutefois, dans près de 50 % des cas, elle peut être asymptomatique.

En cas d’obstruction importante, le membre atteint devient œdématié, avec une peau tendue, brillante et parfois de coloration pâle ou bleuâtre. Une douleur peut apparaître lors de la flexion du pied (signe de Homans). Une fièvre modérée peut également être observée.

La présence de ces signes nécessite une prise en charge médicale urgente. Il est strictement déconseillé de masser la zone atteinte en raison du risque de migration du caillot.

Les complications de la thrombose veineuse profonde peuvent être sévères. La principale est l’embolie pulmonaire, qui survient lorsqu’un fragment du caillot se détache, migre via la circulation sanguine vers le cœur, puis obstrue une artère pulmonaire. Cette complication peut engager le pronostic vital. Elle se manifeste par une dyspnée, une douleur thoracique et parfois une perte de connaissance, nécessitant une hospitalisation en urgence.

Une autre complication est le syndrome post-thrombotique, consécutif à une obstruction prolongée de la veine. Le sang est alors redirigé vers les veines superficielles, entraînant leur dilatation. Cela peut provoquer l’apparition de varices, un œdème chronique et, dans certains cas, des lésions cutanées telles que des ulcères. Cette complication survient dans environ 20 à 50 % des cas. [11]

La thrombose veineuse résulte de l’association de trois mécanismes principaux : une diminution du flux sanguin (stase veineuse), une altération de la paroi vasculaire et une augmentation de la coagulabilité du sang. Ces facteurs peuvent survenir dans différentes situations cliniques, notamment lors d’une immobilisation prolongée, d’une intervention chirurgicale récente, de maladies inflammatoires chroniques ou de troubles de la coagulation, y compris les pathologies cancéreuses.

La prévention de la thrombose veineuse est essentielle en raison de la gravité potentielle de ses complications. Elle repose principalement sur la mobilisation précoce, notamment après une

chirurgie, afin de favoriser la circulation sanguine. Un traitement préventif est fréquemment instauré chez les patients à risque élevé.

Ce traitement repose généralement sur l'administration d'anticoagulants, également appelés traitements antithrombotiques. Sa durée varie selon les facteurs de risque. Par exemple, après une intervention chirurgicale, une durée d'une à deux semaines est souvent suffisante, associée si nécessaire au port de bas de contention. En cas d'immobilisation prolongée, comme lors du port d'un plâtre, la prévention est maintenue jusqu'à la reprise de la mobilité.

Certaines précautions doivent être respectées lors d'un traitement anticoagulant, notamment l'évitement de certains médicaments comme les anti-inflammatoires non stéroïdiens sans avis médical, ainsi que la surveillance biologique régulière. Chez les patients présentant un risque hémorragique élevé, la prévention repose principalement sur des moyens mécaniques, tels que les bas de contention.

Enfin, lors de voyages prolongés, en particulier au-delà de six heures, des mesures préventives sont recommandées chez les personnes à risque. Celles-ci incluent le port de bas de contention, la mobilisation régulière des membres inférieurs, une hydratation adéquate et le port de vêtements amples. Dans certains cas, une prophylaxie médicamenteuse par anticoagulants peut être envisagée avant le voyage. [12]

3.2 La triade de Virchow

La survenue d'une thrombose veineuse repose sur trois mécanismes principaux regroupés dans la triade de Virchow : la stase veineuse, la lésion de l'endothélium et l'hypercoagulabilité sanguine. Ces facteurs agissent généralement de manière combinée, bien qu'aucun d'eux, pris isolément, ne soit suffisant pour provoquer systématiquement une thrombose.

Le thrombus se forme préférentiellement dans les zones de faible débit sanguin, notamment au niveau des valvules veineuses, en particulier dans les veines du mollet.

La stase veineuse correspond à un ralentissement du flux sanguin, favorisé par l'immobilisation, la compression des veines, l'hyperviscosité sanguine ou la dilatation veineuse. La lésion endothéliale résulte d'une altération de la paroi interne des vaisseaux, pouvant être causée par des traumatismes ou des dispositifs médicaux tels que les cathéters.

L'hypercoagulabilité correspond à un déséquilibre du système d'hémostase, caractérisé par une augmentation des facteurs de coagulation ou une diminution des mécanismes de fibrinolyse. Ce déséquilibre peut être lié à une activation excessive de la formation de thrombine ou à une insuffisance des systèmes inhibiteurs naturels, notamment les protéines C, S et l'antithrombine III.[13]



Figure 5 : La triade de Virchow [4]

3.3 Facteurs de risque

Les principaux facteurs de risque de la TVP incluent l'alitement prolongé, la chirurgie, l'âge avancé, l'obésité, les pathologies cancéreuses, la grossesse, ainsi que les antécédents thromboemboliques.[15]

Catégorie	**Facteurs de risque de la thrombose veineuse profonde (TVP)**
Facteurs démographiques	Âge > 60 ans
Cancers et maladies hématologiques	Cancer ; Néoplasies myéloprolifératives
Traitements médicamenteux	Certains agents chimiothérapiques (ex. : bevacizumab, thalidomide)
Traitements hormonaux	Modulateurs sélectifs des récepteurs aux œstrogènes (raloxifène, tamoxifène) ; Œstrogènes et progestatifs exogènes (y compris contraceptifs oraux et hormonothérapie) ; Testostérone exogène
Maladies cardiovasculaires	Insuffisance cardiaque ; Accident vasculaire cérébral (AVC)
Immobilisation et mobilité réduite	Alitement prolongé ; Immobilisation ; Voyages prolongés (voiture, avion)
Dispositifs médicaux	Cathéters veineux à demeure
Infections	Infections sévères ; Réponse inflammatoire systémique ; Infection par le SARS-CoV-2
Maladies rénales	Syndrome néphrotique

Catégorie	Facteurs de risque de la thrombose veineuse profonde (TVP)
Facteurs métaboliques	Obésité
Grossesse et post-partum	Grossesse ; Période post-partum
Antécédents médicaux	Antécédents personnels de thromboembolie veineuse
Maladies hématologiques	Drépanocytose
Habitudes de vie	Tabagisme
Thrombophilies et troubles de la coagulation	Syndrome des antiphospholipides ; Déficit en antithrombine ; Mutation du facteur V Leiden ; Thrombopénie induite par l'héparine ; Déficits héréditaires de la fibrinolyse ; Hyperhomocystéinémie ; Augmentation du facteur VIII ; Augmentation du facteur XI ; Augmentation du facteur de von Willebrand ; Hémoglobinurie paroxystique nocturne ; Déficit en protéine C ; Déficit en protéine S ; Variante G20210A du gène de la prothrombine ; Déficience ou dysfonctionnement de l'inhibiteur de la voie du facteur tissulaire
Traumatismes et interventions	Traumatisme ; Chirurgie
Autres pathologies	Toute pathologie associée à une mobilité réduite, une lésion veineuse ou un état d'hypercoagulabilité

Tableau 1 : Facteurs de risque de thrombose veineuse profonde et d'embolie pulmonaire [15]

3.4 Complications (embolie pulmonaire, syndrome post-thrombotique)

La thrombose veineuse profonde (TVP) constitue une pathologie fréquente dont la gravité réside essentiellement dans ses complications, responsables d'une morbidité et d'une mortalité significatives. Malgré des manifestations cliniques parfois peu spécifiques, voire absentes, la TVP représente une urgence diagnostique et thérapeutique en raison du risque d'évolution vers des complications potentiellement fatales.

Parmi celles-ci, l'embolie pulmonaire (EP) constitue la complication la plus redoutable. Elle résulte de la migration d'un thrombus, ou d'un fragment thrombotique, depuis le système veineux profond vers la circulation pulmonaire. L'embole traverse le cœur droit avant d'obstruer une ou plusieurs branches de l'artère pulmonaire, entraînant une altération des échanges gazeux et une augmentation des résistances vasculaires pulmonaires. La gravité de

l'EP dépend principalement de la taille et du nombre des emboles : les formes mineures peuvent provoquer un infarctus pulmonaire localisé, tandis que les formes massives peuvent induire une instabilité hémodynamique aiguë, caractérisée par une hypotension sévère, une hypoxémie et un risque élevé de décès.[16]

En outre, la TVP peut évoluer vers une insuffisance veineuse chronique, conséquence de l'altération des valvules veineuses liée à l'organisation et à la fibrose du thrombus. Cette atteinte entraîne une hypertension veineuse persistante, responsable d'un œdème chronique, de modifications trophiques cutanées et, dans les cas avancés, d'ulcères veineux. Cette complication, regroupée sous le terme de syndrome post-thrombotique, altère significativement la qualité de vie des patients.[17]

Plus rarement, une obstruction veineuse massive peut conduire à une ischémie aiguë du membre atteint. Cette situation, bien qu'exceptionnelle, compromet la perfusion tissulaire et peut évoluer vers une nécrose en l'absence de prise en charge rapide.

Sur le plan clinique, la TVP est asymptomatique dans près de 50 % des cas, ce qui complique son diagnostic précoce. Lorsqu'elle est symptomatique, elle se manifeste généralement par un œdème unilatéral, une douleur, une augmentation de la température locale et une sensibilité à la palpation du membre concerné.

Le diagnostic repose principalement sur l'échographie Doppler veineuse, considérée comme l'examen de référence pour la détection des thrombi et l'évaluation du flux sanguin. Par ailleurs, le dosage des D-dimères constitue un outil biologique utile, notamment pour exclure le diagnostic en cas de résultat négatif chez les patients à faible probabilité clinique.[18]

En cas de suspicion d'embolie pulmonaire, des examens d'imagerie complémentaires, tels que l'angiographie par tomodensitométrie thoracique ou la scintigraphie pulmonaire, sont indiqués afin de confirmer le diagnostic et d'évaluer la gravité de l'atteinte. Une prise en charge urgente s'impose en présence de signes de gravité, notamment une instabilité hémodynamique ou une hypoxémie sévère.

Ainsi, la compréhension des complications de la thrombose veineuse profonde apparaît essentielle pour optimiser sa prise en charge, améliorer le pronostic des patients et mettre en place des stratégies de prévention adaptées.

4. Méthodes de prévention de la TVP

Il est préférable et plus sûr de prévenir la thrombose veineuse profonde que de la traiter, en particulier chez les patients à haut risque (voir tableau Risque de thrombose veineuse profonde et d'embolie pulmonaire). La prophylaxie de la thrombose veineuse profonde commence par l'évaluation des risques. Le risque, ainsi que d'autres facteurs, permettent de choisir la modalité préventive appropriée. Les mesures préventives comprennent

- Prévention de l'immobilité
- Anticoagulation préventive (p. ex., héparine de bas poids moléculaire, fondaparinux, warfarine à dose ajustée, anticoagulant oral direct)

- Compression pneumatique intermittente

Les filtres de veine cave inférieure ne permettent pas de prévenir la thrombose veineuse profonde, mais sont parfois posées pour tenter de prévenir l'embolie pulmonaire. Un filtre de veine cave inférieure peut être utilisé pour éviter la survenue d'une embolie pulmonaire en cas de thrombose veineuse profonde des membres inférieurs et de contre-indication à un traitement par anticoagulants, ou en cas de thromboses veineuses profondes (ou d'emboles) récidivantes malgré une anticoagulation adéquate. Malgré une utilisation généralisée des filtres de veine cave inférieure, l'efficacité dans la prévention de l'embolie pulmonaire n'a pas été étudiée et n'a pas été prouvée.[19]

Évaluation du risque dans le cadre de la prévention de la thrombose veineuse profonde

Les **patients à faible risque de thrombose veineuse profonde** (p. ex., ceux qui subissent une chirurgie mineure, mais n'ont pas de facteurs de risque cliniques de thrombose veineuse profonde ; ceux qui doivent être de manière transitoire immobilisés pendant des périodes prolongées, comme pendant un voyage en avion [> 6 heures]) doivent être encouragés à marcher ou à mobiliser leurs jambes périodiquement ; aucun traitement médical n'est nécessaire. Une dorsiflexion 10 fois/h est probablement suffisante.

Les **patients à risque plus élevé de thrombose veineuse profonde** comprennent les patients qui ont subi une chirurgie mineure en présence de facteurs de risque de thrombose veineuse profonde; ceux qui ont subi une chirurgie majeure, chirurgie orthopédique en particulier, même sans facteur de risque; et les patients alités atteints de troubles médicaux graves (p. ex., la plupart des patients traités en unité de soins intensifs, d'autres patients qui ont une insuffisance cardiaque, un bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO), une hépatopathie chronique, un accident vasculaire cérébral). Ces patients ont besoin d'un traitement préventif supplémentaire (voir tableau Risque de thrombose veineuse profonde et d'embolie pulmonaire). La plupart de ces patients peuvent être identifiés et doivent recevoir une prophylaxie des thromboses veineuses profondes. L'hospitalisation elle-même n'est pas considérée comme un facteur de risque, et les patients hospitalisés mais ne font pas partie de l'une de ces catégories ne nécessitent pas de prophylaxie systématique de la thrombose veineuse profonde.[19]

Catégorie de risque	**Risque approximatif de TVP/EP (%)**	**Score de Caprini**	**Score de Rogers**	**Exemples de patients**	**Mesures préventives recommandées**
Très faible	**< 0,5 %**	**0**	**< 7**	Intervention mineure (< 30–45 min) chez un patient âgé de moins de	Aucune prophylaxie mécanique ou pharmacologique spécifique

Catégorie de risque	Risque approximatif de TVP/EP (%)	Score de Caprini	Score de Rogers	Exemples de patients	Mesures préventives recommandées
				40 ans sans facteur de risque associé	
Faible	**1,5 %**	**1–2**	**7–10**	Chirurgie majeure (> 45 min) chez un patient de moins de 40 ans ; Patients âgés de 40 à 74 ans sans autre facteur de risque ; Femmes enceintes ou en post-partum	Compression pneumatique intermittente (CPI)
Modéré	**3 %**	**3–4**	**> 10**	Patients âgés de 75 ans ou plus sans autre facteur de risque ; Antécédents familiaux de maladie thromboembolique veineuse ; Thrombophilie connue ; Chirurgie majeure chez un patient de moins de 40 ans sans autre facteur de risque clinique	Héparine de bas poids moléculaire (HBPM), héparine non fractionnée à faible dose (HNF) ou compression pneumatique intermittente
Élevé	**6 %**	**≥ 5**	—	Chirurgie orthopédique majeure (arthroplastie, fracture de la hanche ou du bassin) ; Lésion médullaire aiguë ; Présence de multiples facteurs de risque thromboembolique	HBPM ou HNF à faible dose associée à une compression pneumatique intermittente ; HBPM prolongée après chirurgie abdominale ou pelvienne pour cancer ; CPI seule en cas de risque hémorragique élevé ; Aspirine, fondaparinux ou CPI lorsque

Catégorie de risque	Risque approximatif de TVP/EP (%)	Score de Caprini	Score de Rogers	Exemples de patients	Mesures préventives recommandées
					l'héparine est contre-indiquée

Tableau 2 : Évaluation du risque de thrombose veineuse profonde (TVP) et d'embolie pulmonaire (EP) chez les patients chirurgicaux [19]

Traitement préventif de la thrombose veineuse profonde

La prophylaxie de la thrombose veineuse profonde peut impliquer un ou plusieurs des phénomènes suivants :

- Thérapie mécanique (p. ex., dispositifs ou bas de compression, filtres veineux)
- Traitement pharmacologique (dont une faible dose d'héparine non fractionnée, de l'héparine de bas poids moléculaire, de la warfarine, du fondaparinux, des anticoagulants oraux directs)

Le choix est fonction du risque inhérent au patient, du type de chirurgie (si c'est le cas), de la durée prévue du traitement préventif, des contre-indications, des effets indésirables, du coût relatif, de la facilité d'utilisation et de la pratique locale.

Thérapie mécanique pour la prophylaxie de la thrombose veineuse profonde

Après la chirurgie, relever les jambes et éviter de rester trop longtemps immobile, ce qui place les jambes dans une position de dépendance et entrave donc le retour veineux, peut être bénéfique.

Le bénéfice des bas de contention est discutable, sauf pour le patient chirurgical à faible risque et certains patients hospitalisés. Cependant, l'association des bas de contention et des autres mesures préventives pourrait être plus efficace que chacune de ces mesures isolées.

La compression pneumatique intermittente utilise une pompe qui alterne des cycles de gonflage et de dégonflage de jambières en plastique creuses, ce qui entraîne une compression externe des jambes et parfois des cuisses. La compression pneumatique intermittente peut être utilisée en association avec ou au lieu des anticoagulants après la chirurgie. La compression pneumatique intermittente est recommandée pour les patients subissant une chirurgie associée à un risque élevé de saignement chez lesquels l'utilisation d'anticoagulants peut être contre-indiquée. La compression pneumatique intermittente est plus efficace pour prévenir les thromboses veineuses profondes des mollets que les thromboses veineuses profondes proximales. La

compression pneumatique intermittente est contre-indiquée chez certains patients obèses qui peuvent ne pas être en mesure d'appliquer les dispositifs correctement.

En cas de très haut risque de thrombose veineuse profonde et de complications hémorragiques (p. ex., après un traumatisme majeur), une compression pneumatique intermittente est recommandée jusqu'à ce que le risque de saignement diminue et que les anticoagulants peuvent être administrés.

La pose d'un filtre de veine cave inférieure doit être évitée, sauf si la thrombose veineuse profonde a été confirmée, sauf chez le patient qui a fait l'objet d'une sélection très précise.

Traitement pharmacologique de prophylaxie de la thrombose veineuse profonde

La thromboprophylaxie médicamenteuse comprend l'utilisation d'anticoagulants.

Le rôle de l'aspirine dans la prophylaxie de la thrombose veineuse profonde est principalement adapté aux patients subissant une chirurgie de remplacement total de la hanche ou du genou.[20]

Une faible posologie en sous-cutané d'héparine non fractionnée 5000 U est administrée 2 heures avant l'intervention, puis par la suite toutes les 8 à 12 heures pendant 7 à 10 jours ou jusqu'à ce que le patient soit totalement ambulant. Les patients alités mais ne subissant pas de chirurgie doivent recevoir 5000 U en sous-cutané toutes les 12 heures jusqu'à ce que les facteurs de risque disparaissent.

Les héparines de bas poids moléculaire sont plus efficaces que l'héparine non fractionnée à faible posologie pour la prévention de la thrombose veineuse profonde et de l'embolie pulmonaire [21-23], mais l'utilisation à large échelle est limitée par leur coût. L'énoxaparine 30 mg en sous-cutané toutes les 12 heures, la daltéparine 5000 U en sous-cutané 1 fois/jour et la tinzaparine 4500 U en sous-cutané 1 fois/jour semblent avoir une efficacité comparable. Le fondaparinux 2,5 mg en sous-cutané 1 fois/jour est au moins aussi efficace que l'héparine de bas poids moléculaire en cas de chirurgie non orthopédique, et est probablement plus efficace que l'héparine de bas poids moléculaire après une chirurgie orthopédique.[24]

La warfarine, avec une INR (international normalized ratio) cible de 2,0 à 3,0, s'est avérée efficace en chirurgie orthopédique, mais elle est utilisée moins souvent car les autres anticoagulants tels que les héparines de bas poids moléculaire et les anticoagulants oraux directs sont plus faciles à administrer.

Les anticoagulants oraux directs (p. ex., le dabigatran, rivaroxaban, apixaban) sont au moins aussi efficaces et sûrs que les héparines de bas poids moléculaire pour prévenir les thromboses veineuses profondes et les embolies pulmonaires après chirurgie de remplacement de la hanche ou du genou, mais ils sont plus chers que la warfarine, et leur rapport coût-efficacité nécessite une étude plus approfondie.[22]

Sous prophylaxie de la thrombose veineuse profonde, il existe toujours un risque de saignement lors de l'utilisation d'anticoagulants.

Prophylaxie de la thrombose veineuse profonde pour des populations sélectionnées

Pour la chirurgie orthopédique de la hanche et d'autres chirurgies des membres inférieurs, certains anticoagulants oraux directs (p. ex., rivaroxaban, apixaban), une héparine de bas poids moléculaire, du fondaparinux ou de la warfarine à dose ajustée sont recommandés. En cas de prothèse totale de genou, et chez certains autres patients à haut risque chez qui les anticoagulants ne peuvent pas être administrés en raison d'un risque hémorragique élevé, la compression pneumatique intermittente est également bénéfique. Pour la chirurgie orthopédique, le traitement préventif doit être débuté avant ou après l'intervention chirurgicale et poursuivi en post-opératoire durant au moins 14 jours. Le fondaparinux 2,5 mg en sous-cutané 1 fois/jour semble plus efficace dans la prévention de la thrombose veineuse profonde que l'héparine de bas poids moléculaire en chirurgie orthopédique, mais peut être associée à un risque plus élevé de saignement.[24]

Pour la neurochirurgie élective, une lésion de la moelle épinière ou un traumatisme multiple, une héparine de bas poids moléculaire à faible dose, comme première option, ou une héparine non fractionnée à faible dose est recommandée.

En neurochirurgie, les traitements physiques (compression pneumatique intermittente, bas de contention élastiques) ont été utilisés du fait du risque d'hémorragie intracrânienne ; cependant l'héparine de bas poids moléculaire semble être une alternative valable. Les données en faveur de l'association compression pneumatique intermittente, bas élastiques et héparine de bas poids moléculaire en cas de lésions de la moelle épinière ou de traumatismes multiples sont limitées.

Le traitement préventif est également indiqué en cas de maladie médicale majeure nécessitant le repos au lit (p. ex., infarctus du myocarde, accident vasculaire cérébral ischémique, insuffisance cardiaque). Une faible posologie d'héparine non fractionnée ou d'héparine de bas poids moléculaire est efficace chez le patient qui n'est pas déjà traité par héparine ou thrombolytiques IV ; la compression pneumatique intermittente et/ou des bas élastiques peuvent être utilisés lorsque les anticoagulants sont contre-indiqués. Pour certains patients atteints de cancer et à haut risque (p. ex., ceux qui ont un cancer du pancréas avancé) et qui reçoivent une chimiothérapie, une prophylaxie primaire par héparine de bas poids moléculaire ou certains anticoagulants oraux directs (apixaban ou rivaroxaban) peut être envisagée. [25-28]

Prévention du syndrome post-thrombotique

Les patients présentant une thrombose veineuse profonde symptomatique qui développent des symptômes du syndrome post-thrombotique (p. ex., un gonflement de jambe, des douleurs, des courbatures), l'utilisation de bas de contention à hauteur du genou fournissant 30 à 40 mmHg est recommandée, bien que des bas avec une tension inférieure (20 à 30 mmHg) puissent être utilisés si les patients ne tolèrent pas les bas à tension plus élevée. Cependant, l'utilisation systématique de bas chez tous les patients qui ont eu une thrombose veineuse profonde a été remise en cause par les données d'une méta-analyse d'essais randomisés, dans lesquels l'utilisation de bas de contention versus placebo (aucun ou bas de compression simulée) n'a pas montré de diminution significative du syndrome post-thrombotique).[29]

5. Principe de la stimulation mécanique séquentielle

La stimulation mécanique séquentielle représente une méthode non invasive largement utilisée dans la prévention et le traitement des troubles circulatoires veineux, notamment la thrombose veineuse profonde (TVP). Cette technique repose sur l'application de pressions pneumatiques intermittentes au niveau des membres inférieurs à l'aide de dispositifs composés de plusieurs chambres gonflables fonctionnant de manière séquentielle. Le principe consiste à appliquer une compression progressive de la région distale vers la région proximale du membre afin de reproduire l'action physiologique de la pompe musculaire veineuse.

Cette méthode permet d'améliorer le retour veineux, de réduire la stase sanguine et de favoriser la circulation sanguine dans les veines profondes. En plus de ses effets mécaniques sur le flux veineux, la stimulation mécanique séquentielle contribue également à l'activation de mécanismes fibrinolytiques naturels participant à la prévention de la formation des thrombus. Grâce à son efficacité et à son caractère non invasif, cette technologie est aujourd'hui largement intégrée dans les dispositifs médicaux utilisés en milieu hospitalier, particulièrement chez les patients à mobilité réduite ou après une intervention chirurgicale.

5.1 Mécanisme d'action

La stimulation mécanique séquentielle repose sur l'application d'une compression pneumatique intermittente au niveau des membres inférieurs à l'aide de chambres gonflables contrôlées de manière séquentielle. Le gonflage progressif des chambres, de la partie distale vers la partie proximale du membre, permet de reproduire le mécanisme physiologique de la pompe musculaire veineuse et d'améliorer le retour sanguin vers le cœur.[31]

Cette compression intermittente provoque une augmentation de la vitesse du flux veineux et une diminution de la stase sanguine dans les veines profondes. Selon Tarnay et al. [32], cette technique stimule également l'activité fibrinolytique naturelle de l'organisme, contribuant ainsi à réduire le risque de formation de thrombus. De plus, Comerota et al. [34] ont montré que la compression pneumatique intermittente favorise la libération de substances fibrinolytiques endogènes, améliorant davantage la prévention de la thrombose veineuse profonde.

5.2 Effets hémodynamiques

La stimulation mécanique séquentielle entraîne plusieurs effets hémodynamiques bénéfiques sur la circulation veineuse. L'un des principaux effets observés est l'augmentation significative de la vitesse du flux sanguin dans les veines profondes des membres inférieurs, réduisant ainsi la stase veineuse, facteur majeur de la thrombose veineuse profonde.[31]

Par ailleurs, les systèmes de compression intermittente améliorent le retour veineux et diminuent la pression veineuse périphérique. Kakkos et al. [33] ont comparé différents systèmes de compression pneumatique et ont démontré que les dispositifs séquentiels permettent une meilleure efficacité hémodynamique grâce à une compression progressive adaptée à la physiologie circulatoire. Ces dispositifs participent également à la réduction des œdèmes en facilitant le drainage des liquides interstitiels.

5.3 Paramètres influençant l'efficacité

L'efficacité de la stimulation mécanique séquentielle dépend de plusieurs paramètres techniques et physiologiques. Parmi les paramètres les plus importants figurent la pression appliquée, la durée des cycles de compression et de décompression, la fréquence des cycles ainsi que le nombre de chambres pneumatiques utilisées.[33]

Une pression insuffisante peut limiter l'efficacité du dispositif, tandis qu'une pression excessive peut provoquer une gêne ou une compression tissulaire importante. Selon Channappa et al. [36], l'optimisation des paramètres de compression permet d'augmenter la vitesse de pointe du flux veineux et d'améliorer significativement les performances hémodynamiques du système. De plus, la séquence disto-proximale de gonflage joue un rôle essentiel dans le déplacement physiologique du sang vers le cœur.

L'efficacité du dispositif peut également être influencée par des facteurs liés au patient, notamment l'âge, la mobilité, l'état vasculaire et la présence de pathologies associées.

5.4 Limites des dispositifs existants

Malgré leurs avantages thérapeutiques, les dispositifs actuels de stimulation mécanique séquentielle présentent certaines limites. Morris et Woodcock [30] soulignent que plusieurs systèmes sont encombrants, coûteux et parfois inconfortables pour les patients lors d'une utilisation prolongée.

En outre, certains dispositifs ne permettent pas une personnalisation optimale des paramètres de compression selon les besoins spécifiques de chaque patient. Liu et al. [35] indiquent également que l'efficacité clinique peut varier selon les conditions d'utilisation et l'observance thérapeutique du patient.

Par ailleurs, la majorité des dispositifs conventionnels ne disposent pas de systèmes intelligents intégrés permettant la surveillance en temps réel des paramètres physiologiques. Samama [37] mentionne également que la dépendance à des compresseurs pneumatiques externes réduit la portabilité et limite l'utilisation quotidienne ou à domicile de certains systèmes.

6. Justification du projet

La thrombose veineuse profonde (TVP) représente une complication vasculaire fréquente pouvant entraîner des conséquences graves telles que l'embolie pulmonaire. Les patients alités, postopératoires ou à mobilité réduite présentent un risque élevé de stase veineuse au niveau des membres inférieurs, favorisant ainsi la formation de thrombus. Bien que plusieurs méthodes de prévention existent, les dispositifs de compression pneumatique intermittente utilisés actuellement présentent encore certaines limites liées à leur encombrement, leur coût et leur faible portabilité.

Dans ce contexte, le développement d'un dispositif portable de stimulation mécanique séquentielle constitue une solution innovante visant à améliorer le confort des patients, faciliter l'utilisation quotidienne et renforcer l'efficacité de la prévention de la TVP. Ce projet s'inscrit

dans le domaine de l'ingénierie biomédicale en combinant des aspects électroniques, mécaniques et médicaux afin de concevoir un système intelligent, compact et adapté aux besoins des utilisateurs.

6.1 Besoin d'un dispositif portable

Les dispositifs conventionnels de compression pneumatique intermittente sont principalement utilisés en milieu hospitalier et nécessitent souvent des équipements encombrants reliés à des compresseurs externes. Cette configuration limite la mobilité des patients et rend difficile une utilisation prolongée à domicile.

Le besoin d'un dispositif portable apparaît donc essentiel afin d'assurer une prévention continue de la TVP tout en améliorant le confort et l'autonomie des utilisateurs. Un système portable permettrait aux patients de maintenir leurs activités quotidiennes tout en bénéficiant d'une stimulation mécanique régulière favorisant la circulation sanguine.

De plus, l'intégration de technologies embarquées et de capteurs biomédicaux dans un dispositif compact pourrait permettre une surveillance en temps réel des paramètres physiologiques, améliorant ainsi la sécurité et l'efficacité du traitement.

6.2 Contraintes techniques et énergétiques

La conception d'un dispositif portable de stimulation mécanique séquentielle nécessite la prise en compte de plusieurs contraintes techniques et énergétiques. L'une des principales contraintes concerne la miniaturisation des composants électroniques et mécaniques afin de garantir un système léger, ergonomique et facilement transportable.

Le choix des moteurs, des actionneurs mécaniques et des capteurs doit assurer un fonctionnement fiable tout en limitant la consommation énergétique du dispositif. L'autonomie de la batterie représente également un paramètre essentiel, car le système doit fonctionner pendant une durée suffisante sans nécessiter de recharges fréquentes.

Par ailleurs, le dispositif doit fournir une pression mécanique adaptée et contrôlée afin d'assurer l'efficacité thérapeutique sans provoquer d'inconfort pour l'utilisateur. La synchronisation des cycles de stimulation, la gestion des données issues des capteurs et la stabilité du système électronique constituent également des contraintes importantes dans le développement du projet.

Enfin, la sécurité électrique, la fiabilité du système et le confort du patient doivent être pris en considération afin de garantir une utilisation sûre et efficace dans différentes conditions d'utilisation.

6.3 Objectifs du projet de fin d'études

L'objectif principal de ce projet de fin d'études est de concevoir et réaliser un dispositif portable de stimulation mécanique séquentielle destiné à améliorer la circulation sanguine des membres inférieurs et à contribuer à la prévention de la thrombose veineuse profonde.

Les objectifs spécifiques du projet sont les suivants :

- Concevoir un système portable, compact et ergonomique adapté à une utilisation quotidienne.
- Développer un mécanisme de stimulation mécanique séquentielle reproduisant l'effet physiologique de la pompe musculaire.
- Intégrer des capteurs biomédicaux permettant la surveillance de certains paramètres physiologiques.
- Optimiser la consommation énergétique afin d'augmenter l'autonomie du dispositif.
- Assurer le confort et la sécurité du patient pendant l'utilisation.
- Réaliser un prototype fonctionnel combinant les aspects mécaniques, électroniques et informatiques du système.
- Évaluer les performances du prototype en termes de fonctionnement, de fiabilité et de qualité de la stimulation mécanique.

- Ce projet vise ainsi à proposer une solution biomédicale innovante alliant portabilité, efficacité thérapeutique et technologies intelligentes afin de répondre aux besoins des patients à risque de TVP.

7. État de l'art des dispositifs de prévention de la thrombose veineuse profonde (TVP)

La thrombose veineuse profonde (TVP) est une affection vasculaire caractérisée par la formation d'un caillot sanguin dans les veines profondes, principalement au niveau des membres inférieurs. Cette pathologie est fréquemment observée chez les patients présentant une immobilisation prolongée, notamment après une intervention chirurgicale, un traumatisme ou une hospitalisation de longue durée. L'un des principaux facteurs favorisant la TVP est la stase veineuse résultant de la diminution de l'activité musculaire du mollet, ce dernier jouant un rôle essentiel dans le retour veineux vers le cœur.

Afin de réduire ce risque, plusieurs solutions médicales ont été développées. Les dispositifs les plus répandus sont les systèmes de compression pneumatique intermittente. Ces dispositifs utilisent des manchettes gonflables reliées à une pompe à air permettant de générer une pression périodique sur les membres inférieurs. Certains modèles avancés réalisent une compression séquentielle du bas vers le haut de la jambe afin de reproduire le fonctionnement physiologique de la pompe musculaire. Malgré leur efficacité clinique, ces systèmes demeurent relativement encombrants, nécessitent une source pneumatique externe et présentent une portabilité limitée.

D'autres approches reposent sur des dispositifs mécaniques passifs utilisant des ressorts, des sangles ou des matériaux élastiques pour appliquer une pression sur les membres inférieurs. Bien que ces solutions soient plus simples et plus compactes, elles offrent généralement un

contrôle limité de la compression et ne permettent pas une adaptation dynamique aux besoins physiologiques du patient.

Par ailleurs, certains dispositifs sont intégrés dans des chaussures thérapeutiques ou des orthèses médicales afin de stimuler la circulation sanguine au niveau du pied. Toutefois, ces systèmes agissent principalement sur la région plantaire et ne ciblent pas directement le mollet, considéré comme la principale pompe veineuse des membres inférieurs.

L'analyse de l'état de l'art montre ainsi que la majorité des dispositifs existants reposent soit sur des systèmes pneumatiques volumineux, soit sur des mécanismes mécaniques simples ne permettant pas une régulation physiologique avancée. Peu de solutions proposent une compression mécanique localisée, compacte et contrôlée associée à une surveillance continue des paramètres circulatoires.

Dans ce contexte, le projet proposé vise à développer un dispositif portable intelligent de prévention de la TVP basé sur une architecture mécatronique innovante. Le système utilise deux mécanismes de compression mécanique constitués de cames semi-circulaires entraînées par des micro-moteurs à engrenages. Ces mécanismes sont positionnés sur le côté externe du mollet afin d'exercer une compression périodique localisée reproduisant l'effet physiologique de la pompe musculaire.

Afin de renforcer la stimulation circulatoire, un moteur de vibration est placé entre les deux zones de compression. Le dispositif intègre également deux capteurs photopléthysmographiques (PPG) permettant le suivi des paramètres physiologiques tels que la saturation en oxygène (SpO_2) et les variations du signal PPG. Les données acquises sont exploitées par un microcontrôleur ESP32 Mini C pour ajuster automatiquement l'intensité de la compression et de la vibration en fonction de la réponse physiologique observée.

L'ensemble est alimenté par une batterie rechargeable intégrée, garantissant l'autonomie et la portabilité du système. Ainsi, la solution proposée combine compression mécanique, stimulation vibratoire et surveillance physiologique dans un dispositif compact et intelligent, offrant une alternative innovante aux systèmes conventionnels de prévention de la thrombose veineuse profonde.

Critère	**Dispositifs pneumatiques existants**	**Dispositifs mécaniques passifs**	**Dispositifs plantaires (chaussures)**	**Projet proposé**
Principe de fonctionnement	Compression par **air (vessie gonflable)**	Compression par **sangles ou ressorts**	**Pression plantaire** sur le pied	**Compression mécanique directe**
Zone d'action	Jambe ou mollet	Jambe	Principalement **pied**	**Mollet (muscle gastrocnémien)**

Critère	Dispositifs pneumatiques existants	Dispositifs mécaniques passifs	Dispositifs plantaires (chaussures)	Projet proposé
Génération de la pression	**Pompe pneumatique**	Tension mécanique simple	Pression exercée par la semelle	**Moteur DC + came excentrique**
Type de compression	Intermittente	Souvent statique	Intermittente	**Périodique contrôlée**
Compression séquentielle	Par gonflage multi-chambres	Rare	Non	**Oui (bas → haut)**
Simulation de la pompe musculaire	Partielle	Faible	Faible	**Oui (mécanisme biomimétique)**
Précision du contrôle	Moyenne	Faible	Faible	**Contrôle précis mécatronique**
Adaptation physiologique	Rare	Non	Non	**Boucle fermée via capteur PPG**
Portabilité	Limitée (pompe volumineuse)	Bonne	Bonne	**Portable et compact**
Innovation mécanique	Faible	Faible	Moyenne	**Architecture mécatronique modulaire**

Tableau 3 : État de l'art vs projet proposé

8. Conclusion

L'étude théorique réalisée dans ce chapitre a permis de présenter les principaux concepts liés à la thrombose veineuse profonde ainsi qu'aux techniques de prévention basées sur la stimulation mécanique séquentielle. Les différents mécanismes physiopathologiques impliqués dans la formation des thrombus ont été abordés, mettant en évidence l'importance de la prévention chez les patients à mobilité réduite ou postopératoires.

Ce chapitre a également permis d'expliquer le principe de fonctionnement de la stimulation mécanique séquentielle, ses mécanismes d'action, ses effets hémodynamiques ainsi que les paramètres influençant son efficacité thérapeutique. Les limites des dispositifs existants ont aussi été analysées, notamment en termes de portabilité, de confort, de consommation énergétique et d'adaptation aux besoins des patients.

Par ailleurs, la justification du projet a mis en évidence l'intérêt du développement d'un dispositif portable capable d'améliorer la prévention de la thrombose veineuse profonde tout en offrant une meilleure autonomie et une utilisation plus pratique pour les patients. Les principales contraintes techniques et énergétiques liées à la conception du système ont été identifiées, ainsi que les objectifs généraux et spécifiques du projet de fin d'études.

L'ensemble de ces éléments théoriques constitue une base essentielle pour la phase de conception et de réalisation du dispositif proposé. Le chapitre suivant sera consacré à l'étude de la conception du système, au choix des composants matériels et logiciels ainsi qu'à l'architecture générale du dispositif développé.

Contrairement aux dispositifs conventionnels fonctionnant avec des paramètres fixes, le système proposé intègre une stratégie d'adaptation physiologique en boucle fermée. Les mesures de fréquence cardiaque (HR) et de saturation en oxygène (SpO_2) acquises par les capteurs MAX30102 sont analysées par le microcontrôleur ESP32-C3. Un algorithme de contrôle calcule alors un coefficient d'adaptation permettant d'ajuster automatiquement la vitesse des moteurs de compression et du moteur vibrant. Cette approche vise à améliorer le confort de l'utilisateur tout en conservant l'efficacité de la stimulation mécanique destinée à favoriser le retour veineux.

CHAPITRE II

Conception et réalisation du dispositif biomédical proposé

1. Introduction

Ce chapitre présente l'étude et la conception pratique du dispositif portable développé pour la prévention de la thrombose veineuse profonde (TVP). Le système proposé combine une surveillance physiologique basée sur la photopléthysmographie (PPG) et une stimulation mécanique destinée à favoriser le retour veineux au niveau du mollet.

Dans un premier temps, les fondements physiologiques du signal PPG ainsi que le principe de mesure de la saturation en oxygène (SpO_2) sont présentés. Une étude des différentes technologies de capteurs PPG est ensuite réalisée afin de justifier le choix du capteur MAX30102 utilisé dans ce projet. Les principales étapes d'acquisition et de traitement du signal sont également décrites.

Par la suite, les exigences fonctionnelles et les contraintes techniques du dispositif portable sont définies. L'architecture générale du système est présentée à travers un schéma synoptique détaillant les différents blocs matériels et logiciels. Le dispositif développé repose sur un microcontrôleur ESP32 Mini C associé à deux mécanismes de compression mécanique à came, un moteur de vibration central et deux capteurs PPG permettant le suivi des paramètres physiologiques.

Enfin, les choix technologiques adoptés, la réalisation pratique du prototype ainsi que les tests expérimentaux effectués sont présentées afin d'évaluer les performances du système proposé.

2. Fondements physiologiques du signal PPG

2.1 Définition de la photopléthysmographie (PPG)

La photopléthysmographie (PPG) est une technique optique non invasive permettant de mesurer les variations du volume sanguin dans les tissus périphériques à travers l'interaction entre la lumière et les structures biologiques. Elle est principalement utilisée pour l'évaluation de paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène (SpO_2). En raison de sa simplicité de mise en œuvre et de son faible coût, cette technologie suscite un intérêt croissant dans le domaine du suivi médical et de la télésurveillance des patients.

2.2 Principe de fonctionnement de la PPG

Le principe de la PPG repose sur les propriétés optiques des tissus biologiques. Lorsqu'une lumière est émise vers la peau, une partie est absorbée par les tissus et le sang, tandis que le reste est réfléchi ou transmis vers un photodétecteur. Les variations d'absorption, principalement dues aux changements cycliques du volume sanguin liés au rythme cardiaque, permettent de générer un signal électrique exploitable.

L'analyse de ce signal rend possible l'extraction de plusieurs paramètres physiologiques, notamment la fréquence cardiaque, la saturation en oxygène du sang (SpO_2), ainsi que des indices liés à la variabilité de la fréquence cardiaque.

Intérêt et applications médicales de la PPG

L'un des principaux avantages de la PPG réside dans sa simplicité technologique, son caractère non invasif et son coût réduit, ce qui favorise son intégration dans des dispositifs portables tels que les oxymètres de pouls et les objets connectés.

Sur le plan clinique et biomédical, la PPG présente plusieurs applications importantes :

- **Surveillance continue de l'activité cardiaque** : elle permet le suivi en temps réel de la fréquence cardiaque et peut contribuer à la détection d'anomalies telles que la tachycardie, la bradycardie ou certaines arythmies.
- **Télésurveillance des patients** : elle facilite le suivi à distance des patients atteints de pathologies chroniques (insuffisance cardiaque, maladies respiratoires chroniques), réduisant ainsi le recours aux consultations hospitalières fréquentes.
- **Détection des troubles du sommeil** : la PPG est utilisée dans l'identification d'épisodes d'apnée du sommeil grâce à l'analyse conjointe des variations de la SpO_2 et de la fréquence cardiaque durant le sommeil.
- **Évaluation du stress et de l'état physiologique** : la variabilité de la fréquence cardiaque (HRV), extraite du signal PPG, est considérée comme un indicateur pertinent de l'état du système nerveux autonome et du niveau de stress.

Applications technologiques

La technologie PPG est aujourd'hui largement intégrée dans des dispositifs commerciaux et médicaux. À titre d'exemple, certaines montres connectées exploitent cette méthode pour le suivi de la fréquence cardiaque et peuvent, lorsqu'elles sont couplées à l'électrocardiogramme (ECG), contribuer à la détection de troubles du rythme tels que la fibrillation auriculaire. Par ailleurs, les oxymètres de pouls reposent sur ce principe pour mesurer la saturation en oxygène, un paramètre essentiel dans le suivi des pathologies respiratoires, notamment durant les épisodes de pandémie.

Perspectives d'évolution

La photopléthysmographie est une technologie en constante évolution. Son intégration avec les techniques d'intelligence artificielle et d'analyse avancée de données ouvre la voie à des applications plus avancées, notamment dans le domaine de la médecine prédictive. À terme, elle pourrait permettre la détection précoce d'anomalies physiologiques avant l'apparition de symptômes cliniques. [38-41]

2.3 Composantes du signal PPG

Le signal photopléthysmographique (PPG) est un signal temporel résultant des variations d'absorption de la lumière par le tissu biologique, principalement influencées par la dynamique du flux sanguin. Ce signal est généralement constitué de deux composantes principales : une composante pulsatile et une composante non pulsatile, auxquelles peuvent s'ajouter des composantes parasites liées aux artefacts de mesure.[42]

Composante continue (DC)

La composante continue représente le niveau moyen du signal PPG. Elle est principalement liée à l'absorption constante de la lumière par les tissus biologiques, les os, les muscles et le sang non pulsatile (sang veineux et capillaire statique).[42]

Cette composante varie lentement dans le temps et dépend de plusieurs facteurs physiologiques et environnementaux, tels que :

- La structure du tissu,
- La pigmentation de la peau,
- La perfusion sanguine locale,
- La pression exercée sur le capteur.

Composante alternative (AC)

La composante alternative correspond à la partie dynamique du signal PPG. Elle est directement liée aux variations périodiques du volume sanguin artériel causées par les battements cardiaques.[42]

Cette composante est de faible amplitude par rapport à la composante DC, mais elle est la plus exploitable pour l'extraction des paramètres physiologiques tels que :

- La fréquence cardiaque,
- La variabilité de la fréquence cardiaque,
- Et l'estimation de la saturation en oxygène (SpO_2).

Bruit et artefacts de mesure

Le signal PPG est également affecté par différents types de perturbations pouvant altérer sa qualité :

- **Artefacts de mouvement** : dus aux déplacements du capteur ou du sujet.
- **Bruit optique et électronique** : lié aux composants du capteur et à l'environnement lumineux.
- **Variations de pression du capteur** : influençant la perfusion locale.
- **Interférences physiologiques** : telles que les contractions musculaires ou la respiration.

Ces perturbations nécessitent souvent des techniques de filtrage et de traitement du signal afin d'améliorer le rapport signal/bruit.[42]

3. Principe de mesure de la saturation en oxygène (SpO_2)

La saturation en oxygène (SpO_2) correspond au pourcentage d'hémoglobine oxygénée par rapport à l'hémoglobine totale présente dans le sang artériel. Elle constitue un paramètre physiologique essentiel pour l'évaluation de l'oxygénation tissulaire et de la fonction respiratoire. Sa mesure non invasive repose principalement sur la technique de l'oxymétrie de pouls, basée sur les propriétés optiques de l'hémoglobine et sur la photopléthysmographie.[43]

3.1 Principe de l'oxymétrie de pouls

L'oxymétrie de pouls est une méthode optique non invasive qui permet de déterminer la SpO_2 à partir des différences d'absorption de la lumière entre l'hémoglobine oxygénée (HbO_2) et l'hémoglobine réduite (Hb). Ces deux formes présentent des coefficients d'absorption distincts selon la longueur d'onde utilisée.

Le capteur émet de la lumière à travers un tissu biologique et mesure l'intensité transmise ou réfléchie à l'aide d'un photodétecteur. Le signal obtenu est ensuite traité pour isoler la composante pulsatile artérielle du signal PPG, qui représente la variation cyclique du volume sanguin liée aux battements cardiaques.

La SpO_2 est ensuite estimée à partir du rapport entre les composantes AC et DC des signaux rouge et infrarouge, selon un principe dérivé de la loi de Beer-Lambert. Cette approche est classiquement exprimée par le ratio des rapports :

$$R = \frac{(AC/DC)_{rouge}}{(AC/DC)_{infra-rouge}}$$

Ce rapport est ensuite converti en SpO_2 à l'aide d'une calibration empirique propre à chaque dispositif.[43]

3.2 Longueurs d'onde utilisées

Les oxymètres de pouls utilisent généralement deux longueurs d'onde spécifiques :

- **660 nm (lumière rouge)** : fortement absorbée par l'hémoglobine désoxygénée (Hb), ce qui permet de détecter les variations liées à la désaturation sanguine.
- **940 nm (infrarouge)** : davantage absorbée par l'hémoglobine oxygénée (HbO_2), ce qui permet d'évaluer le niveau d'oxygénation du sang artériel.[44]

Le choix de ces longueurs d'onde repose sur le contraste maximal entre les coefficients d'absorption des deux formes d'hémoglobine dans ces domaines spectraux, permettant ainsi une meilleure discrimination du signal.[45]

3.3 Facteurs influençant la précision de mesure

La précision de la mesure de la SpO_2 peut être affectée par plusieurs facteurs physiologiques, environnementaux et techniques.

Les principaux facteurs incluent :

- **Les mouvements du patient**, qui introduisent des artefacts dans le signal PPG et perturbent la composante pulsatile utile.
- **Une mauvaise perfusion périphérique**, observée en cas de vasoconstriction, d'hypothermie ou de choc, réduisant l'amplitude du signal.
- **Un mauvais positionnement du capteur**, entraînant une dégradation du rapport signal/bruit.
- **La lumière ambiante**, pouvant interférer avec la mesure optique.
- **Les caractéristiques cutanées**, telles que la pigmentation ou l'épaisseur des tissus, influençant l'absorption lumineuse.
- **Le bruit électronique du système de mesure**, limitant la précision du signal acquis.

Ces limitations sont largement documentées dans la littérature et constituent des défis majeurs dans la conception des systèmes d'oxymétrie de pouls, notamment dans les dispositifs portables.[46]

4. Étude des capteurs PPG et choix technologique

L'acquisition du signal photopléthysmographique (PPG) dépend fortement des caractéristiques du capteur utilisé, notamment sa configuration optique, sa sensibilité et ses capacités de traitement du signal. Les performances globales d'un système PPG sont directement influencées par le choix de la technologie de capteur et son adéquation avec l'application biomédicale visée.[42]

4.1 Technologies de capteurs PPG

Les capteurs PPG peuvent être classés en plusieurs catégories selon leur principe de mesure optique.

a) Capteurs transmissifs

Dans cette configuration, la lumière traverse le tissu biologique avant d'être captée par un photodétecteur placé en opposition à la source lumineuse. Ce principe est couramment utilisé dans les oxymètres de pouls médicaux classiques.

Cette approche permet une excellente qualité de signal, mais elle reste limitée aux zones anatomiques fines telles que le doigt ou le lobe de l'oreille.[47]

b) Capteurs réfléchis (réflectifs)

Dans cette configuration, la source lumineuse et le photodétecteur sont situés du même côté du tissu. Le capteur mesure la lumière réfléchie par les tissus biologiques.

Cette technologie est largement utilisée dans les dispositifs portables modernes tels que les montres connectées et les bracelets intelligents, en raison de sa flexibilité d'intégration.[48]

Cependant, elle est plus sensible aux artefacts de mouvement et au bruit optique, ce qui peut affecter la qualité du signal.[49]

c) Capteurs intégrés numériques

Les capteurs récents intègrent dans un seul composant les LED, le photodétecteur, l'amplification et la conversion analogique-numérique. Ces systèmes permettent une acquisition simplifiée et plus robuste du signal PPG.

Les capteurs comme le MAX30102 sont basés sur ce type d'architecture et sont largement utilisés dans les dispositifs biomédicaux.[42]

4.2 Critères de sélection

Le choix d'un capteur PPG repose sur plusieurs critères techniques et fonctionnels.

a) Performance de mesure

Un capteur PPG doit offrir un bon rapport signal/bruit ainsi qu'une sensibilité suffisante pour détecter les faibles variations du signal pulsatile. La qualité du signal est essentielle pour une estimation fiable de la SpO_2.[42]

b) Intégration matérielle

La compatibilité avec les systèmes embarqués constitue un critère essentiel. Les capteurs modernes utilisent généralement une interface I2C ou SPI permettant une intégration simple avec des microcontrôleurs comme Arduino ou ESP32.[48]

c) Consommation énergétique

Dans les applications portables, la faible consommation énergétique est un facteur déterminant. Les dispositifs doivent être optimisés pour fonctionner sur batterie tout en maintenant une acquisition continue du signal.[49]

d) Fonctionnalités intégrées

Les capteurs récents permettent la mesure simultanée du signal rouge et infrarouge, ce qui est indispensable pour l'estimation de la SpO_2 basée sur la loi de Beer-Lambert.[47]

e) Coût et disponibilité

Les capteurs doivent être accessibles pour le prototypage et la recherche, tout en offrant des performances compatibles avec les applications biomédicales.

4.3 Justification du choix du capteur

Dans ce projet, le capteur **MAX30102** a été sélectionné pour l'acquisition du signal PPG et l'estimation de la saturation en oxygène.

Ce choix est justifié par plusieurs caractéristiques techniques :

- Intégration de deux sources lumineuses (rouge ~660 nm et infrarouge ~940 nm), nécessaires à l'application de l'oxymétrie de pouls [47]
- Présence d'un photodétecteur haute sensibilité permettant une détection fiable du signal PPG [42]
- Conversion analogique-numérique intégrée réduisant le bruit et simplifiant le traitement du signal
- Interface I2C facilitant la communication avec les microcontrôleurs embarqués
- Faible consommation énergétique adaptée aux dispositifs portables [48]

Ainsi, le MAX30102 représente une solution optimisée pour les systèmes de surveillance physiologique embarqués, combinant précision, simplicité d'intégration et faible coût.

5. Analyse et traitement du signal PPG

L'analyse du signal photopléthysmographique (PPG) constitue une étape essentielle pour l'extraction fiable des paramètres physiologiques tels que la fréquence cardiaque et la saturation en oxygène (SpO_2). Le signal acquis par le capteur contient non seulement l'information physiologique recherchée, mais également diverses sources de bruit et d'artefacts. Par conséquent, les données acquises sont exploitées afin d'estimer la saturation en oxygène et de commander les actionneurs du système et de permettre une interprétation précise des données. [42],[49]

5.1 Acquisition du signal

L'acquisition du signal PPG est réalisée à l'aide du capteur MAX30102, qui intègre des diodes électroluminescentes (LED) rouge et infrarouge ainsi qu'un photodétecteur. Les LED émettent successivement des faisceaux lumineux vers les tissus biologiques, tandis que le photodétecteur mesure l'intensité de la lumière réfléchie.

Les variations périodiques du volume sanguin artériel modifient l'absorption lumineuse au cours du cycle cardiaque, générant ainsi un signal PPG représentatif de l'activité cardiovasculaire. Les données acquises sont converties en signaux numériques grâce au

convertisseur analogique-numérique (CAN) intégré au capteur, puis transmises au microcontrôleur via l'interface I²C pour traitement ultérieur. [48]

Le signal obtenu comporte généralement :

- Une composante continue (DC), associée aux tissus et au sang non pulsatile ;
- Une composante alternative (AC), liée aux variations du volume sanguin artériel ;
- Diverses perturbations provenant du mouvement, de l'environnement lumineux ou du bruit électronique. [42]

5.2 Prétraitement des données

Dans ce projet, aucune méthode de filtrage numérique spécifique n'a été implémentée au niveau du microcontrôleur. Les données physiologiques sont directement acquises à partir du capteur MAX30102 à travers la bibliothèque logicielle utilisée.

Le capteur MAX30102 intègre plusieurs mécanismes matériels permettant d'améliorer la qualité du signal mesuré, notamment un convertisseur analogique-numérique haute résolution ainsi que des fonctions internes de réduction du bruit et de compensation de la lumière ambiante. Ces fonctionnalités permettent d'obtenir des mesures suffisamment stables pour l'application développée.

Les valeurs de SpO_2 obtenues sont ensuite utilisées directement par le microcontrôleur afin d'adapter l'intensité des moteurs de massage et de vibration en temps réel.

Ainsi, le traitement réalisé dans ce projet se limite principalement à l'acquisition et à l'exploitation des données fournies par le capteur, sans mise en œuvre d'algorithmes avancés de filtrage numérique.

5.3 Extraction des caractéristiques

Les données fournies par le capteur MAX30102 sont utilisées pour estimer la fréquence cardiaque (HR) ainsi que la saturation pulsée en oxygène (SpO_2). Ces paramètres physiologiques sont exploités par le système afin d'adapter le fonctionnement des actionneurs de stimulation mécanique. Le microcontrôleur analyse les valeurs mesurées et adapte l'intensité des moteurs de massage et de vibration en fonction des seuils définis dans le programme.

6. Cahier des charges du dispositif portable

Le cahier des charges constitue une étape essentielle dans le processus de conception d'un dispositif biomédical. Il permet de définir les besoins fonctionnels du système ainsi que les contraintes techniques auxquelles celui-ci doit répondre. Dans le cadre de ce projet, le dispositif développé vise à surveiller en temps réel la fréquence cardiaque (HR) ainsi que la saturation en oxygène du sang (SpO_2) à l'aide d'un capteur photopléthysmographique (PPG) et à adapter

automatiquement l'intensité des actionneurs de massage en fonction des paramètres physiologiques mesurés. Les exigences définies dans cette phase servent de référence pour le choix des composants matériels et logiciels ainsi que pour l'architecture globale du système.

6.1 Exigences fonctionnelles

Le dispositif proposé doit assurer l'acquisition continue du signal photopléthysmographique et permettre l'estimation en temps réel de la saturation en oxygène du sang. Les données physiologiques collectées doivent être traitées par le microcontrôleur afin d'évaluer l'état circulatoire de l'utilisateur et de commander automatiquement les actionneurs intégrés au système.

Le fonctionnement du dispositif repose sur une adaptation dynamique de l'intensité des moteurs de massage et de vibration selon les valeurs de fréquence cardiaque (HR) et de saturation en oxygène (SpO_2) mesurées en temps réel. Cette stratégie vise à fournir une stimulation mécanique adaptée aux variations physiologiques observées.

Par ailleurs, le système doit être portable, autonome et simple d'utilisation. Son fonctionnement doit être assuré par une batterie rechargeable intégrée, garantissant une utilisation prolongée sans alimentation externe. Le dispositif doit également offrir un niveau de sécurité élevé afin d'assurer le confort de l'utilisateur et de prévenir tout risque lié au fonctionnement continu des actionneurs.

Enfin, le système doit permettre une utilisation intuitive, nécessitant un minimum d'interventions de la part de l'utilisateur tout en garantissant une surveillance physiologique efficace.

6.2 Contraintes techniques

La conception du dispositif doit tenir compte de plusieurs contraintes techniques liées aux exigences de performance, d'intégration et d'autonomie.

Tout d'abord, la consommation énergétique doit être minimisée afin d'optimiser la durée de fonctionnement de la batterie. Le choix des composants électroniques doit donc privilégier des solutions à faible consommation tout en conservant une précision de mesure satisfaisante.

La fiabilité des données physiologiques constitue également une contrainte majeure. Le système doit être capable de fournir des mesures précises du signal PPG et de la SpO_2 malgré la présence éventuelle de bruit électronique, d'artefacts de mouvement ou de variations de la perfusion sanguine.

Le traitement des données doit être réalisé en temps réel afin de permettre une réaction immédiate du système aux variations physiologiques détectées. Cette exigence impose l'utilisation d'un microcontrôleur suffisamment performant pour assurer simultanément l'acquisition des données, leur traitement et la commande des actionneurs.

De plus, l'ensemble des composants doit présenter des dimensions réduites afin de faciliter leur intégration dans un dispositif portable. La robustesse mécanique du système doit également être

prise en compte afin de garantir un fonctionnement fiable malgré les vibrations générées par les moteurs et les contraintes liées à une utilisation quotidienne.

Enfin, le coût de réalisation doit rester raisonnable afin de permettre le développement d'un prototype accessible tout en maintenant des performances compatibles avec les objectifs biomédicaux du projet. L'architecture retenue doit également être suffisamment flexible pour permettre l'ajout futur de nouvelles fonctionnalités ou de modules complémentaires.

7. Architecture du système proposé

L'architecture du système proposé a été conçue afin d'assurer l'acquisition du signal photopléthysmographique (PPG), l'estimation de la saturation en oxygène (SpO_2) et le contrôle automatique des actionneurs de massage. Le dispositif repose sur l'intégration de plusieurs modules matériels et logiciels interconnectés, permettant la collecte, le traitement et l'exploitation des données physiologiques en temps réel.

Le fonctionnement global du système débute par l'acquisition du signal PPG à l'aide du deux capteurs MAX30102 sont utilisés pour l'acquisition simultanée des signaux photopléthysmographiques. Les deux capteurs sont connectés au microcontrôleur ESP32-C3 à travers un multiplexeur I^2C TCA9548A afin d'éviter les conflits d'adressage. Les données obtenues permettent l'estimation de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène de manière redondante et plus fiable.

En fonction des valeurs obtenues, le système adapte automatiquement l'intensité des moteurs de massage et de vibration afin de fournir une stimulation appropriée. L'ensemble est alimenté par une batterie rechargeable garantissant l'autonomie du dispositif.

7.1 Schéma synoptique

Le schéma synoptique du système proposé est présenté à la Figure X.

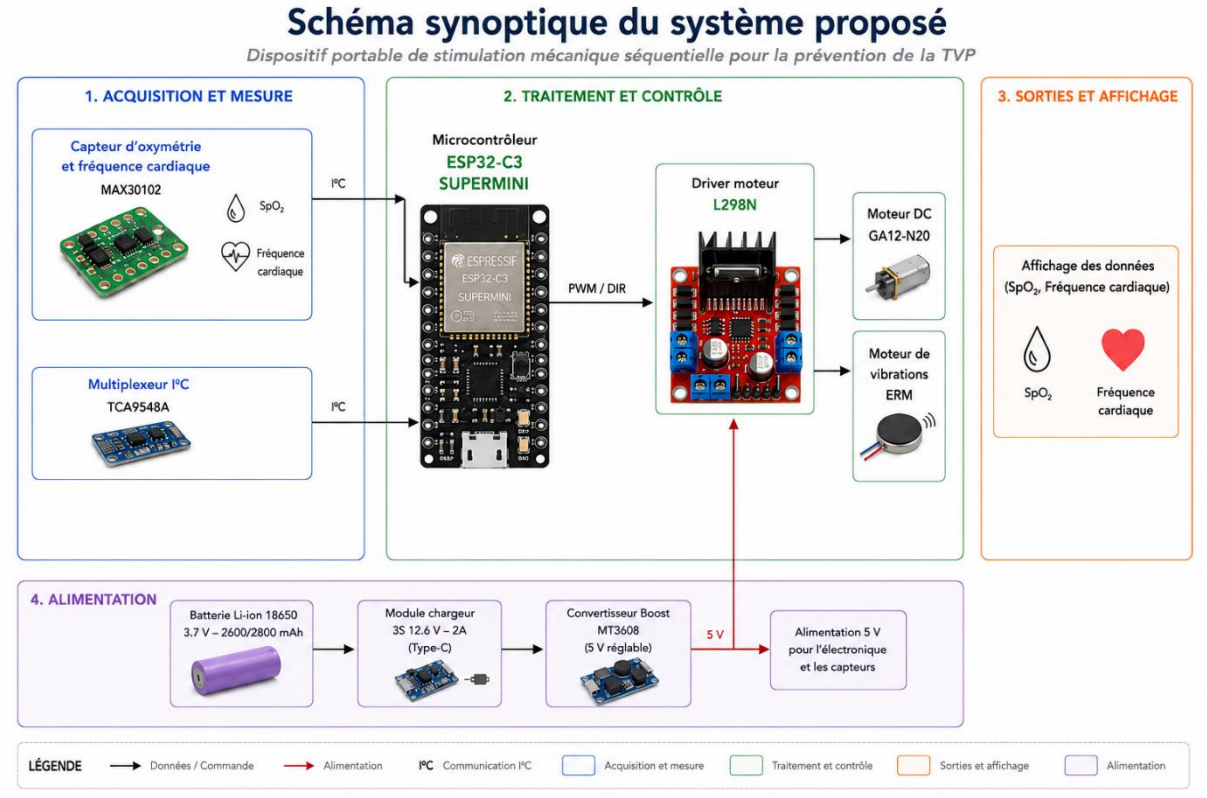


Figure 6 : Schéma synoptique du système proposé

7.2 Description des blocs fonctionnels

Capteur PPG/SpO₂ (MAX30102)

Le capteur MAX30102 constitue le module d'acquisition des données physiologiques. Il intègre des diodes électroluminescentes rouge et infrarouge ainsi qu'un photodétecteur permettant de mesurer les variations du volume sanguin à travers les tissus biologiques. Les signaux obtenus sont utilisés pour estimer la saturation en oxygène du sang (SpO_2) et analyser la circulation sanguine périphérique.



Figure 7 : MAX30102 [5]

Microcontrôleur

Pour ce projet, le microcontrôleur ESP32-C3 SuperMini a été retenu en raison de ses performances de calcul, de sa faible consommation énergétique, de ses interfaces de communication intégrées ainsi que de sa compatibilité avec les applications embarquées. Il assure l'acquisition des données physiologiques, leur traitement en temps réel et la commande des différents actionneurs du système.

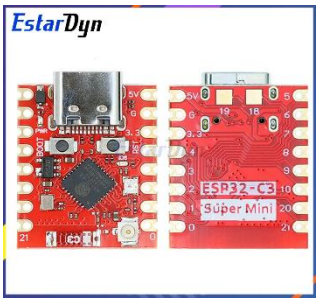


Figure 8 : ESP32-C3 SuperMini [6]

Multiplexeur I²C (TCA9548A)

Le multiplexeur TCA9548A permet la connexion simultanée de plusieurs capteurs MAX30102 possédant la même adresse I²C. Il assure la sélection individuelle de chaque capteur et évite les conflits de communication sur le bus I²C.

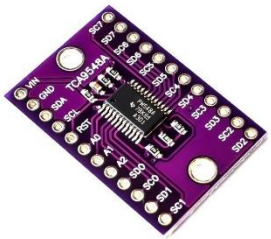


Figure 9 : TCA9548A [7]

Module d'acquisition et de traitement des données

Ce module assure la réception des données provenant du capteur MAX30102 et leur exploitation par le microcontrôleur. Les valeurs de SpO_2 obtenues sont utilisées pour déterminer le niveau de stimulation à appliquer aux moteurs du dispositif.

Module de commande des actionneurs

Le module de commande assure l'adaptation dynamique des actionneurs en fonction des valeurs de fréquence cardiaque (HR) et de saturation en oxygène (SpO_2). Cette stratégie permet une stimulation personnalisée et adaptée à l'état physiologique de l'utilisateur une diminution

de la perfusion ou un besoin accru de stimulation, le système ajuste automatiquement la vitesse ou la puissance des moteurs.

Cette stratégie permet d'obtenir un fonctionnement dynamique et personnalisé du dispositif.

Moteurs de massage à came

Le système intègre deux moteurs à came destinés à produire une action mécanique de massage. Ces moteurs génèrent une pression rythmique sur la zone ciblée, favorisant la circulation sanguine locale et la stimulation des tissus.

L'intensité du massage peut être modulée par le microcontrôleur selon les besoins physiologiques détectés.



Figure 10 : Moteur DC [8]

Moteur de vibration central

Un moteur vibrant est placé entre les deux moteurs à came afin de compléter l'action mécanique du dispositif. Il produit des vibrations contrôlées permettant d'améliorer la stimulation tissulaire et le confort d'utilisation.

La fréquence et l'intensité des vibrations sont ajustées automatiquement en fonction des données acquises par le capteur.



Figure 11 : Moteur ERM [9]

Système d'alimentation

L'alimentation du dispositif est assurée par une batterie rechargeable au lithium. Ce choix permet de garantir l'autonomie nécessaire à une utilisation portable tout en réduisant les contraintes liées à une alimentation externe.

Un circuit de gestion de l'alimentation assure la distribution de l'énergie aux différents modules du système et protège la batterie contre les surcharges et les décharges excessives.

8. Choix des composants matériels et logiciels

Le choix des composants matériels et logiciels constitue une étape déterminante dans la conception d'un dispositif biomédical embarqué. Il doit répondre aux exigences de performance, de fiabilité, de consommation énergétique et de coût définies dans le cahier des charges. Dans le cadre de ce projet, les composants retenus ont été sélectionnés afin d'assurer une acquisition précise du signal photopléthysmographique (PPG), un traitement efficace des données physiologiques et une commande fiable des actionneurs de massage.

8.1 Microcontrôleur

Le microcontrôleur représente l'unité centrale du système. Il assure l'acquisition des données provenant du capteur MAX30102, le traitement du signal PPG ainsi que la commande des moteurs de massage et de vibration.

Pour ce projet, Le système est basé sur un microcontrôleur ESP32-C3 SuperMini, choisi pour ses performances de calcul, sa faible consommation énergétique, son interface Wi-Fi/Bluetooth intégrée et sa compatibilité avec les applications biomédicales embarquées, a été retenue en raison de sa simplicité d'utilisation, de sa large communauté d'utilisateurs et de sa compatibilité avec de nombreux modules électroniques. Elle dispose de suffisamment de ressources matérielles pour gérer la communication avec le capteur, exécuter les algorithmes de traitement et piloter les actionneurs du système.

Par ailleurs, l'environnement Arduino facilite le développement rapide de prototypes grâce à la disponibilité de nombreuses bibliothèques dédiées aux applications biomédicales et aux capteurs PPG.

8.2 Capteur PPG/SpO_2

L'acquisition des paramètres physiologiques est réalisée à l'aide du capteur **MAX30102**, un capteur optique spécialement conçu pour les applications de surveillance cardiaque et d'oxymétrie de pouls.

Le MAX30102 intègre deux diodes électroluminescentes fonctionnant respectivement dans les domaines rouge (660 nm) et infrarouge (880–940 nm selon les spécifications du fabricant), ainsi qu'un photodétecteur haute sensibilité. Cette architecture permet la mesure simultanée du signal photopléthysmographique et l'estimation de la saturation en oxygène du sang (SpO_2).

Ce capteur présente plusieurs avantages pour les systèmes embarqués :

- Faible consommation énergétique ;

- Dimensions compactes ;
- Interface de communication I²C ;
- Bonne sensibilité optique ;
- Intégration simplifiée avec les cartes Arduino.

De plus, le MAX30102 dispose de mécanismes internes de réduction du bruit et de compensation de la lumière ambiante, améliorant ainsi la qualité des mesures obtenues.

8.3 Alimentation et environnement logiciel

Alimentation

Le dispositif est alimenté par une batterie rechargeable au lithium, permettant une utilisation autonome et portable. Ce choix répond aux exigences de mobilité du système et assure une alimentation stable des différents composants électroniques.

Un module de gestion de charge est intégré afin de garantir la sécurité de fonctionnement de la batterie et de protéger le système contre les surcharges, les décharges profondes et les courts-circuits.

L'alimentation doit fournir l'énergie nécessaire au fonctionnement simultané :

- Du microcontrôleur ;
- Du capteur MAX30102 ;
- Des moteurs à came ;
- Du moteur de vibration.

La faible consommation des composants électroniques contribue à augmenter l'autonomie globale du dispositif.

Environnement logiciel

Le développement du système a été réalisé à l'aide de **l'Arduino IDE**, un environnement de programmation open source largement utilisé pour les systèmes embarqués. Cet environnement offre une interface simple permettant l'écriture, la compilation et le téléversement du programme vers le microcontrôleur.

Plusieurs bibliothèques logicielles ont été utilisées pour faciliter le développement, notamment :

- Les bibliothèques de communication I²C ;
- Les bibliothèques dédiées au capteur MAX30102 ;
- Les fonctions de génération de signaux PWM pour la commande des moteurs.

L'environnement logiciel assure ainsi l'acquisition des données physiologiques, leur traitement en temps réel et la gestion des actionneurs selon les algorithmes développés dans le cadre du projet.

9. Tests et résultats pratiques

Afin d'évaluer les performances du dispositif développé, une série de tests expérimentaux a été réalisée sur un échantillon de dix volontaires. Ces essais avaient pour objectif de vérifier le bon fonctionnement du système, la qualité de l'acquisition du signal photopléthysmographique (PPG), la mesure de la saturation en oxygène (SpO_2) ainsi que la réponse des actionneurs de massage en fonction des données physiologiques recueillies.

Les tests ont été effectués dans des conditions normales d'utilisation, avec le capteur MAX30102 placé au niveau du doigt. Pour chaque participant, les valeurs de SpO_2 ont été enregistrées et le comportement des moteurs a été observé afin de vérifier la cohérence de la commande automatique.

9.1 Protocole expérimental

Les essais ont été réalisés sur dix sujets adultes en bonne santé. Chaque participant a été invité à rester assis et au repos pendant la durée de la mesure afin de limiter les artefacts liés aux mouvements.

Le protocole expérimental comprenait les étapes suivantes :

1. Installation du capteur MAX30102 sur le doigt du participant.
2. Acquisition du signal PPG pendant une durée de 60 secondes.
3. Calcul de la saturation en oxygène (SpO_2).
4. Activation automatique des moteurs selon les seuils définis dans le programme.
5. Enregistrement des valeurs obtenues.

9.2 Résultats obtenus

Le tableau suivant présente un exemple des résultats expérimentaux obtenus pour les dix participants.

Participant	**SpO_2 (%)**	**État détecté**	**Réponse des moteurs**
P1	98	Normal	Intensité moyenne
P2	97	Normal	Intensité moyenne

Participant	SpO_2 (%)	État détecté	Réponse des moteurs
P3	99	Normal	Intensité faible
P4	96	Normal	Intensité moyenne
P5	95	Limite basse	Intensité élevée
P6	98	Normal	Intensité moyenne
P7	97	Normal	Intensité moyenne
P8	94	Faible	Intensité élevée
P9	99	Normal	Intensité faible
P10	96	Normal	Intensité moyenne

Tableau 4 : un exemple des résultats expérimentaux obtenus pour les dix participants

9.3 Analyse des résultats

Les résultats obtenus montrent que les valeurs de saturation en oxygène mesurées se situent principalement entre 94 % et 99 %, ce qui correspond aux valeurs physiologiques attendues chez des sujets sains.

L'exploitation des données fournies par le capteur MAX30102 a permis d'obtenir des mesures stables dans la majorité des cas. Les variations observées entre les participants sont principalement liées aux différences physiologiques individuelles ainsi qu'aux conditions de mesure.

Le système de commande a réagi conformément à la stratégie définie lors de la conception :

- Lorsque la SpO_2 était supérieure ou égale à 98 %, les moteurs fonctionnaient à faible intensité.
- Pour des valeurs comprises entre 96 % et 98 %, une intensité moyenne était appliquée.
- Lorsque la saturation devenait inférieure ou égale à 95 %, l'intensité des moteurs augmentait automatiquement afin de fournir une stimulation plus importante.

Ces observations montrent que le dispositif est capable d'adapter son comportement en fonction des paramètres physiologiques détectés.

9.4 Limites expérimentales

Certaines perturbations ont été observées au cours des essais, notamment lors de mouvements involontaires des participants ou lorsque le positionnement du capteur n'était pas optimal. Ces situations ont entraîné une légère dégradation de la qualité du signal PPG.

Par ailleurs, l'étude a été réalisée sur un nombre limité de participants et dans des conditions contrôlées. Des essais complémentaires sur une population plus large seraient nécessaires afin d'évaluer plus précisément les performances du dispositif dans différentes situations cliniques.

10. Conclusion

Dans ce chapitre, une étude approfondie des principes physiologiques et technologiques liés à la photopléthysmographie (PPG) et à la mesure de la saturation en oxygène (SpO_2) a été réalisée. Les bases théoriques du signal PPG, son mode d'acquisition ainsi que les différentes étapes de son traitement ont été présentées afin de comprendre le fonctionnement du système développé.

Une analyse comparative des technologies de capteurs PPG a permis de sélectionner le capteur **MAX30102**, dont les caractéristiques répondent aux exigences du projet en matière de précision, de faible consommation énergétique et de facilité d'intégration. Le cahier des charges a ensuite été établi afin de définir les besoins fonctionnels et les contraintes techniques du dispositif portable.

L'architecture générale du système a été conçue autour d'un microcontrôleur assurant l'acquisition des données physiologiques, le traitement du signal et la commande des actionneurs de massage. Le choix des composants matériels et logiciels a permis de mettre en œuvre une solution compacte, autonome et adaptée à une utilisation portable.

Enfin, les tests expérimentaux réalisés sur dix participants ont permis de valider le bon fonctionnement du prototype. Les résultats obtenus ont montré la capacité du système à mesurer la fréquence cardiaque (HR) et la saturation en oxygène (SpO_2), à analyser le signal PPG et à adapter automatiquement le fonctionnement des actionneurs selon les paramètres physiologiques détectés.

Ainsi, les différentes étapes présentées dans ce chapitre ont permis de démontrer la faisabilité et la pertinence de la solution proposée. Elles constituent une base solide pour la réalisation pratique du dispositif et pour son amélioration future dans le cadre d'applications biomédicales dédiées à la surveillance physiologique et à l'assistance circulatoire.

CHAPITRE III

Étude entrepreneuriale et Business Model

Du projet

1. Introduction

Dans le cadre de la valorisation du prototype développé, il est pertinent d'étudier son potentiel entrepreneurial et les possibilités de sa transformation en une startup biomédicale. Ce chapitre présente une analyse du modèle économique du projet, les partenaires impliqués, les ressources nécessaires, les segments de clients visés ainsi que les perspectives de commercialisation du dispositif proposé.

2. Présentation de l'idée entrepreneuriale

2.1 Contexte

La thrombose veineuse profonde représente un problème de santé majeur nécessitant des solutions de prévention accessibles et efficaces.
Les dispositifs existants sont souvent coûteux, encombrants ou réservés aux établissements hospitaliers.
Le projet développé vise à proposer une solution portable, intelligente et confortable permettant de contribuer à la prévention de cette pathologie.

2.2 Description du produit

Le produit consiste en un dispositif portable intégrant :

- Un système de massage mécanique ;
- Des capteurs biomédicaux MAX30102 ;
- Un système de contrôle intelligent basé sur l'ESP32-C3 ;
- Une structure textile médicale confortable et adaptable à différentes morphologies.

3. Étude du marché

3.1 Clients cibles

Les principaux clients potentiels sont :

- Les hôpitaux ;
- Les cliniques privées ;
- Les centres de rééducation ;
- Les maisons de retraite ;
- Les patients à domicile ;
- Les personnes à mobilité réduite.

3.2 Besoins identifiés

Les clients recherchent :

- La prévention des complications veineuses ;
- Des dispositifs faciles à utiliser ;
- Un confort élevé ;
- Une surveillance physiologique en temps réel ;
- Une solution économique.

4. Proposition de valeur

Le dispositif proposé offre plusieurs avantages :

- Prévention de la TVP ;
- Surveillance de la fréquence cardiaque ;
- Mesure de la SpO_2 ;
- Adaptation automatique de l'intensité du massage ;
- Confort grâce à une conception textile médicale ;
- Portabilité et autonomie.

La combinaison de ces fonctionnalités constitue l'élément différenciateur du produit par rapport aux solutions existantes.

5. Partenaires clés

Le développement et la commercialisation du produit nécessitent la collaboration de plusieurs partenaires :

Partenaires techniques

- Ingénieur biomédical ;
- Ingénieur en électronique embarquée ;
- Développeur logiciel.

Partenaires de fabrication

- Atelier de couture médicale ;
- Fournisseurs de tissus médicaux ;
- Fournisseurs de composants électroniques.

Partenaires médicaux

- Médecins spécialistes ;
- Centres hospitaliers ;
- Centres de rééducation.

Partenaires financiers

- Investisseurs privés ;
- Incubateurs de startups ;
- Organismes de soutien à l'innovation.

6. Ressources nécessaires

Ressources humaines

- Ingénieur biomédical ;
- Technicien électronique ;
- Spécialiste textile ;
- Responsable commercial.

Ressources matérielles

- ESP32-C3 SuperMini ;
- MAX30102 ;
- Moteurs ;
- Batteries ;
- Équipements de couture.

Ressources financières

- Financement du prototypage ;
- Achat des composants ;
- Coûts de commercialisation.

Ressources immatérielles

- Savoir-faire technique ;
- Logiciels développés ;
- Identité de marque ;
- Réseau de partenaires.

7. Business Model Canvas

BUSINESS MODEL CANVAS – STARTUP BIOMÉDICALE

Dispositif intelligent pour la prévention de la thrombose veineuse profonde (TVP) avec surveillance (HR & SpO_2)

8. PARTENAIRES CLÉS

- **Ingénieur biomédical** (conception et développement)
- **Ingénieur électronique** (électronique embarquée)
- **Atelier de couture médicale** (conception textile et fabrication)
- **Fournisseurs de composants** électroniques (capteurs, moteurs, cartes, batteries)
- **Fournisseurs de tissus médicaux** et matériaux textiles
- **Médecins spécialistes** (conseil médical et validation)
- **Centres hospitaliers et cliniques** (tests et validation clinique)
- **Investisseurs et partenaires financiers**
- **Distributeurs et entreprises de matériel médical**

6. ACTIVITÉS CLÉS

- Recherche et développement du dispositif
- Conception électronique et programmation
- Fabrication du module textile médical
- Assemblage et intégration du système
- Tests, validation et amélioration continue
- Certification et conformité aux normes médicales
- Marketing et commercialisation
- Service après-vente et support technique

1. PROPOSITION DE VALEUR

- ✓ Dispositif intelligent et portable pour la prévention de la TVP.
- ✓ Massage mécanique adaptatif pour améliorer la circulation sanguine.
- ✓ Surveillance continue de la fréquence cardiaque (HR) et de la saturation en oxygène (SpO_2).
- ✓ Ajustement automatique de l'intensité du massage selon l'état physiologique.
- ✓ Conception textile médicale confortable, respirante et hypoallergénique.
- ✓ Facile à porter, à retirer et adapté à toutes les morphologies.
- ✓ Utilisable à l'hôpital, en centres de rééducation ou à domicile.
- ✓ Solution innovante, efficace et à coût abordable.

4. RELATION CLIENTS

- Relation basée sur la confiance et la qualité du produit
- Accompagnement et formation des utilisateurs
- Support technique réactif
- Garantie et service après-vente
- Suivi régulier et collecte des retours
- Amélioration continue basée sur les besoins des clients

2. SEGMENTS DE CLIENTS

Clients principaux :

- Hôpitaux publics et privés
- Cliniques
- Centres de rééducation
- Maisons de retraite
- Patients à risque de TVP
- Patients à domicile
- Personnes à mobilité réduite
- Sociétés d'assurance santé

Besoins clés :

- Prévention des complications veineuses
- Confort et facilité d'utilisation
- Surveillance physiologique fiable
- Réduction des coûts liés à la prise en charge
- Solution portable et efficace

7. RESSOURCES CLÉS

- Équipe multidisciplinaire (biomédical, électronique, textile, commercial)
- Savoir-faire technique et médical
- Prototypes et brevets éventuels
- Composants électroniques et capteurs
- Atelier de couture et équipements
- Logiciels de développement et outils de test
- Réseau de partenaires et d'experts
- Marque et identité de l'entreprise

5. CANAUX DE DISTRIBUTION

- Vente directe aux hôpitaux et cliniques
- Distributeurs de matériel médical
- Pharmacies et parapharmacies spécialisées
- Salons et expositions médicales
- Plateformes en ligne (site web, e-commerce)
- Réseaux sociaux et marketing digital
- Partenariats avec médecins et professionnels de santé

9. STRUCTURE DES COÛTS

Coûts fixes (annuels)

- Recherche et développement
- Équipements et machines
- Salaires de l'équipe
- Loyer et charges
- Marketing et communication
- Frais administratifs et juridiques
- Certifications et normes

Coûts variables (par unité)

- Composants électroniques
- Tissus médicaux et accesoires
- Main d'œuvre (couture et assemblage)
- Emballage
- Transport et logistique
- Service après-vente

9. SOURCES DE REVENUS

- Vente du dispositif aux établissements de santé (B2B)
- Vente du dispositif aux particuliers (B2C)
- Vente d'accessoires et pièces de rechange
- Contrats de maintenance et de support technique
- Formations et accompagnement des professionnels de santé
- Partenariats et subventions pour l'innovation médicale

Figure 12 : Business Model Canvas

Le Business Model Canvas du projet est présenté dans la figure suivante. Il permet de visualiser l'ensemble des composantes du modèle économique proposé pour la future startup biomédicale.

8. Stratégie de commercialisation

Le produit sera introduit progressivement selon trois phases :
Phase 1
Lancement local à Tlemcen :

- Validation du produit ;
- Premiers essais utilisateurs ;
- Collaboration avec les structures médicales locales.

Phase 2
Extension vers Oran :

- Augmentation de la production ;
- Partenariats avec des cliniques privées ;
- Développement commercial.

Phase 3
Déploiement national :

- Distribution à l'échelle nationale ;
- Collaboration avec les distributeurs de matériel médical ;
- Recherche d'investisseurs.

9. Étude préliminaire des coûts

Élément	Coût estimatif (DA)
ESP32-C3	1500
MAX30102 (x2)	3000
TCA9548A	600
L298N	800
Moteurs	3500
Batterie	2500
Tissu médical	4000
Couture	2000
Total	17900

10. Perspectives de développement

Les perspectives comprennent :

- Miniaturisation du système ;
- Amélioration de l'autonomie énergétique ;

- Application mobile dédiée ;
- Certification médicale ;
- Industrialisation du produit ;
- Exportation vers le marché international.

11. Conclusion

Cette étude entrepreneuriale a permis d'évaluer le potentiel de valorisation du dispositif développé. Les résultats montrent que le projet possède les caractéristiques nécessaires pour évoluer vers une startup biomédicale innovante, capable d'apporter une solution pratique et intelligente à la prévention de la thrombose veineuse profonde.

Conclusion générale

L'objectif principal de ce travail était de concevoir et réaliser un dispositif de massage intelligent destiné à contribuer à la prévention de la thrombose veineuse profonde chez les personnes exposées à un risque de stase veineuse.

Pour atteindre cet objectif, une étude bibliographique a permis de mettre en évidence l'importance de la prévention de la TVP ainsi que les limites des solutions conventionnelles existantes. Cette analyse a conduit au développement d'un système portable intégrant des technologies embarquées et des capteurs biomédicaux capables d'assurer une surveillance physiologique en temps réel.

Le dispositif réalisé repose sur un microcontrôleur ESP32-C3 SuperMini associé à deux capteurs MAX30102 permettant la mesure de la fréquence cardiaque et de la saturation en oxygène. Les informations acquises sont exploitées par une stratégie de contrôle adaptatif afin d'ajuster automatiquement l'intensité de la stimulation mécanique produite par les moteurs de massage et de vibration.

Les essais réalisés ont permis de valider le fonctionnement global du système ainsi que la communication entre les différents modules matériels et logiciels. Les résultats obtenus démontrent la faisabilité de la solution proposée et son aptitude à assurer une stimulation adaptée aux paramètres physiologiques mesurés.

Bien que ce prototype constitue une preuve de concept prometteuse, plusieurs perspectives d'amélioration peuvent être envisagées, notamment l'optimisation des algorithmes de contrôle, la miniaturisation du système, l'amélioration de l'autonomie énergétique ainsi que la réalisation d'études expérimentales plus approfondies sur un plus grand nombre d'utilisateurs.

En conclusion, ce travail a permis de développer un dispositif biomédical intelligent, portable et adaptable, offrant une approche innovante pour la prévention de la thrombose veineuse profonde.

Bibliographie

[1] Larousse. *Circulation sanguine*. Encyclopédie Larousse. Disponible sur : https://www.larousse.fr/encyclopedie/divers/circulation_sanguine/34108. Consulté le 04 juin 2026.

[2] Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV). *Fonctionnement du cœur*. Disponible sur : https://www.chuv.ch/fr/cardiologie/car-home/patients-et-famille/fonctionnement-du-coeur. Consulté le 04 juin 2026.

[3] Fédération Française de Cardiologie. *Les artères et les veines*. Disponible sur : https://www.fedecardio.org/je-m-informe/les-arteres-et-les-veines/. Consulté le 04 juin 2026.

[4] MSD Manuals. *Présentation du système veineux*. Disponible sur : https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-cardiaques-et-vasculaires/maladies-veineuses/pr%C3%A9sentation-du-syst%C3%A8me-veineux. Consulté le 04 juin 2026.

[5] Belhassen L. Physiologie de la circulation veineuse. Elsevier Masson. 2000 ;5.

[6] Lebreton-Legarçon C, KoÇak F. L'insuffisance veineuse, une maladie chronique et évolutive. Actualités Pharmaceutiques. Mars 2020 ;59(594):8-12.

[7] Wittens C, Davies AH, Bækgaard N, Broholm R, Cavezzi A, Chastanet S, et al. Editor's Choice - Management of Chronic Venous Disease: Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery (ESVS). Eur J Vasc Endovasc Surg. juin 2015;49(6):678-737.

[8] Maeseneer MGD, Kakkos SK, Aherne T, Baekgaard N, Black S, Blomgren L, et al. Editor's Choice – European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2022 Clinical Practice Guidelines on the Management of Chronic Venous Disease of the Lower Limbs. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery. 1 févr 2022 ;63(2):184-267.

[9] Quéré I, Presles E, Sarlon G. *Thrombose veineuse profonde : physiopathologie et prise en charge*. Journal des Maladies Vasculaires. 2012. Disponible sur : https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1766731312000350.

[10] VIDAL. *Thrombose veineuse (phlébite)*. Disponible sur : https://www.vidal.fr/maladies/coeur-circulation-veines/thrombose-veineuse-phlebite.html. Consulté le 04 juin 2026.

[11] VIDAL. *Symptômes de la thrombose veineuse (phlébite)*. Disponible sur : https://www.vidal.fr/maladies/coeur-circulation-veines/thrombose-veineuse-phlebite/symptomes.html. Consulté le 04 juin 2026.

[12] VIDAL. *Causes et prévention de la thrombose veineuse (phlébite)*. Disponible sur : https://www.vidal.fr/maladies/coeur-circulation-veines/thrombose-veineuse-phlebite/causes-prevention.html. Consulté le 04 juin 2026.

[13] CHABOU.*Physiopathologie de la maladie thrombo-embolique veineuse. Polycopié pédagogique*, Année universitaire 2020-2021.

[14] Cœur + AVC (Heart and Stroke Foundation). *Physiopathologie de la thromboembolie veineuse*. Disponible sur : https://www.coeurpoumons.ca/maladies/maladies-cardiovasculaires/thromboembolie-veineuse/physiopathologie. Consulté le 04 juin 2026.

[15] Merck Manual Professional Edition. *Facteurs de risque de thrombose veineuse profonde et d'embolie pulmonaire*. Disponible sur : https://www.merckmanuals.com/fr-ca/professional/multimedia/table/facteurs-de-risque-de-thrombose-veineuse-profonde-et-dembolie-pulmonaire. Consulté le 04 juin 2026.

[16] Konstantinides, S. V., Meyer, G., Becattini, C., et al. (2020). *2020 ESC Guidelines for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism*. European Heart Journal.

[17] Kahn, S. R., Comerota, A. J., Cushman, M., et al. (2014). *The post-thrombotic syndrome: evidence-based prevention, diagnosis, and treatment strategies*. Circulation.

[18] Righini, M., Robert-Ebadi, H., & Le Gal, G. (2018). *Diagnosis of acute pulmonary embolism*. Journal of Thrombosis and Haemostasis.

[19] Adapté de Gould MK, Garcia DA, Wren SM, et al. Prevention of VTE in nonorthopedic surgical patients: Antithrombotic Therapy and Prevention of Thrombosis, 9th Edition. Chest. 2012;141(2 Suppl):e227S–e277S.

[20] Ludwick L, Shohat N, Van Nest D, Paladino J, Ledesma J, Parvizi J: Aspirin May Be a Suitable Prophylaxis for Patients with a History of Venous Thromboembolism Undergoing Total Joint Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 104(16):1438–1446, 2022. doi:10.2106/JBJS.21.00601

[21] McGarry LJ, Stokes ME, Thompson D: Outcomes of thromboprophylaxis with enoxaparin vs. unfractionated heparin in medical inpatients. *Thromb J* 4:17, 2006. doi:10.1186/1477-9560-4-17

[22] Laporte S, Liotier J, Bertoletti L, et al: Individual patient data meta-analysis of enoxaparin vs. unfractionated heparin for venous thromboembolism prevention in

medical patients. *J Thromb Haemost* 9(3):464–472, 2011. doi:10.1111/j.1538-7836.2011. 04182.x

[23] Neumann I, Rada G, Claro JC, et al: Oral direct Factor Xa inhibitors versus low-molecular-weight heparin to prevent venous thromboembolism in patients undergoing total hip or knee replacement: a systematic review and meta-analysis. *Ann Intern Med* 156(10):710–719, 2012. doi:10.7326/0003-4819-156-10-201205150-00421

[24] Dong K, Song Y, Li X, et al: Pentasaccharides for the prevention of venous thromboembolism. *Cochrane Database Syst Rev* 10(10):CD005134, 2016. doi: 10.1002/14651858.CD005134.pub3

[25] Carrier M, Abou-Nassar K, Mallick R, et al: Apixaban to prevent venous thromboembolism in patients with cancer. *N Engl J Med* 380:711–719, 2019. doi: 10.1056/NEJMoa1814468

[26] Farge D, Frere C, Connors JM, et al: 2019 international clinical practice guidelines for the treatment and prophylaxis of venous thromboembolism in patients with cancer. *Lancet Oncol* 20 (10): e566–e581, 2019. doi: 10.1016/S1470-2045(19)30336-5

[27] Key NS, Khorana AA, Kuderer NM, et al: Venous thromboembolism prophylaxis and treatment in patients with cancer: ASCO Clinical Practice Guideline Update. *J Clin Oncol* 38:496–520, 2020. doi: 10.1200/JCO.19.01461

[28] Khorana AA, Soff GA, Kakkar AK, et al: Rivaroxaban for thromboprophylaxis in high-risk ambulatory patients with cancer. *N Engl J Med* 380:720–728, 2019. doi: 10.1056/NEJMoa1814630

[29] Subbiah R, Aggarwal V, Zhao H, Kolluri R, Chatterjee S, Bashir R: Effect of compression stockings on post thrombotic syndrome in patients with deep vein thrombosis: a meta-analysis of randomised controlled trials. *Lancet Haematol* 3(6): e293–e300, 2016. doi:10.1016/S2352-3026(16)30017-5

[30] Morris, R. J., & Woodcock, J. P. “Intermittent pneumatic compression or graduated compression stockings for deep vein thrombosis prophylaxis?” *Journal of Wound Care*, vol. 19, no. 3, pp. 118–124, 2010.

[31] Delis, K. T., Azizi, Z. A., Stevens, R. J., & Wolfe, J. H. N. “Enhancing venous outflow in the lower limb with intermittent pneumatic compression.” *Journal of Vascular Surgery*, vol. 32, no. 5, pp. 969–976, 2000.

[32] Tarnay, T. J., Rohr, P. R., Davidson, A. G., Stevenson, M. M., Byars, E. F., & Hopkins, G. R. “The fibrinolytic effects of intermittent pneumatic compression.” *Journal of Surgical Research*, vol. 29, no. 2, pp. 126–132, 1980.

[33] Kakkos, S. K., Nicolaides, A. N., Griffin, M., et al. “Comparison of different intermittent pneumatic compression systems on venous hemodynamics.” *International Angiology*, vol. 20, no. 3, pp. 197–203, 2001.

[34] Comerota, A. J., Chouhan, V., Harada, R. N., et al. “The fibrinolytic effects of intermittent pneumatic compression: mechanism of enhanced fibrinolysis.” *Annals of Surgery*, vol. 226, no. 3, pp. 306–314, 1997.

[35] Liu, Y., et al. “Effect of intermittent pneumatic compression on preventing deep vein thrombosis among stroke patients: a systematic review.” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 11, 2023.

[36] Channappa, N. K., et al. “Exploring intermittent pneumatic compression parameters to optimize venous peak velocity.” *Scientific Reports*, vol. 16, 2026.

[37] Samama, C. M. “Prophylaxie de la maladie thromboembolique par la compression pneumatique externe intermittente.” *Annales Françaises d’Anesthésie et de Réanimation*, vol. 24, supplément 8, pp. 129s–136s, 2005.

[38] Smith, J., et al. "Detection of Sleep Apnea Using Photoplethysmography." *Journal of Sleep Research*, vol. 29, no. 2, 2020.

[39] Lee, K., et al. "Heart Rate Variability and Mental Health: Insights from Wearable Devices." *Frontiers in Psychiatry*, vol. 12, 2021.

[40] Perez, M. V., et al. "Large-Scale Assessment of a Smartwatch to Identify Atrial Fibrillation." *The New England Journal of Medicine*, vol. 381, 2019.

[41] Greenhalgh, T., et al. "Oxymetry in the Era of COVID-19." *British Medical Journal*, vol. 370, 2020.

[42] Jubran A. Pulse oximetry. Crit Care. 2015; 19:272. doi:10.1186/s13054-015-0984-8.

[43] Kyriacou PA. Pulse oximetry in the oesophagus. Physiol Meas. 2006;27(1): R1–R35.

[44] Chan ED, Chan MM, Chan MM. Pulse oximetry: understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. Respir Med. 2013;107(6):789–799.

[45] Sinex JE. Pulse oximetry: principles and limitations. Am J Emerg Med. 1999;17(1):59–66.

[46] Nitzan M, Romem A, Koppel R. Pulse oximetry: fundamentals and technology update. Med Devices (Auckl). 2014; 7:231–239.

[47] Barker SJ, Shah NK. Effects of motion on the performance of pulse oximeters in volunteers. Anesthesiology. 1997;86(1):101–108.

[48] Haymond S, Cariappa R, Eby CS, Scott MG. Laboratory assessment of oxygenation in critically ill patients. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024.

[49] Mendelson Y, Duckworth RJ, Comtois G. A wearable reflectance pulse oximeter for remote physiological monitoring. Electronics. 2014 ;3(2):282–294. doi :10.3390/electronics3020282.

Figures

[1] Larousse. *Circulation sanguine*. Encyclopédie Larousse. Disponible sur : https://www.larousse.fr/encyclopedie/divers/circulation_sanguine/34108. Consulté le 04 juin 2026.

[2] Centre Hospitalier Universitaire Vaudois (CHUV). *Fonctionnement du cœur*. Disponible sur : https://www.chuv.ch/fr/cardiologie/car-home/patients-et-famille/fonctionnement-du-coeur. Consulté le 04 juin 2026.

[3] MSD Manuals. *Présentation du système veineux*. Disponible sur : https://www.msdmanuals.com/fr/accueil/troubles-cardiaques-et-vasculaires/maladies-veineuses/pr%C3%A9sentation-du-syst%C3%A8me-veineux. Consulté le 04 juin 2026.

[4] Cœur + AVC (Heart and Stroke Foundation). *Physiopathologie de la thromboembolie veineuse*. Disponible sur : https://www.coeurpoumons.ca/maladies/maladies-cardiovasculaires/thromboembolie-veineuse/physiopathologie. Consulté le 04 juin 2026.

[5] Voltaat. *Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor MAX30102*. Disponible sur : https://www.voltaat.com/products/pulse-oximeter-and-heart-rate-sensor-max30102. Consulté le 04 juin 2026.

[6] AliExpress. *ESP32-C3 SuperMini Development Board.* Disponible sur : https://ar.aliexpress.com/item/1005008168241578.html. Consulté le 04 juin 2026.

[7] TinyTronics. *I²C Multiplexer TCA9548A*. Disponible sur: https://www.tinytronics.nl/en/communication-and-signals/io-converters/i2c-multiplexer-tca9548a. Consulté le 04 juin 2026.

[8] PowerLab DZ. *Moteur à courant continu GA12-N20 60 RPM*. Disponible sur : https://powerlab.dz/product/moteur-ga12-n20-mini-dc-60rpm/. Consulté le 04 juin 2026.

[9] NFP Shop. *ERM Vibration Motor 24 V DC.* Disponible sur : https://nfpshop.fr/product/125g-amplitude-24v-dc-most-powerfu-erm-vibration-motor-copper-head-model-nfp-3429-334-800. Consulté le 04 juin 2026.