

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE IBN KHALDOUN - TIARET



MEMOIRE

Présenté à :

FACULTÉ MATHÉMATIQUES ET INFORMATIQUE
DÉPARTEMENT D'INFORMATIQUE

Pour l'obtention du diplôme de :

MASTER

Spécialité : Génie Informatique

Par :

Hamidi Saad

Bouderoui Abdelkader Zakaria

Le thème

**Conception et réalisation d'un système de contrôle multitâche
temps réel d'un dispositif micro-fluidique.**

Soutenu le 12 / 07/ 2023 à Tiaret devant le jury composé de :

Mr CHIKHAOUI Ahmed	MCB Université Tiaret	Président
Mr BELARBI Mostefa	PROF Université Tiaret	Encadreur
Mr TRARI Benaissa	MCB Université Tiaret	Co-encadreur
Mr ABID Khaled	MAA Université Tiaret	Examineur

2022/2023

Remerciements

Ce travail a été réalisé au Laboratoire de Mathématiques et d'Informatique (LIM) de l'Université Ibn Khaldoun de Tiaret, sous la supervision du Professeur BELARBI Mostefa, enseignant à l'Université Ibn Khaldoun de Tiaret.

Nous le remercions chaleureusement pour son encadrement, le Professeur BELARBI Mostefa, a été attentif à l'évolution de nos recherches et a apporté sa contribution pour mener à bien ce travail. Ses qualités humaines et scientifiques, ses conseils ainsi que son enthousiasme ont été comparables à ceux d'un père envers ses fils. Ils nous ont été très bénéfiques durant cette année de master.

Nous tenons également à exprimer notre gratitude envers le Dr. CHIKHAOUI Ahmed et le Dr. ABID Khaled qui ont accepté d'examiner notre travail. Nous sommes honorés et reconnaissants de les avoir comme membres du jury lors de notre soutenance.

Nous adressons toute notre reconnaissance au Dr. TRARI Benaissa, au Dr. KADARI Mohamed, ainsi qu'au doctorant ELGUERRI Yassine et à ADIM Hakim pour leur aide précieuse dans la réalisation de ce travail.

Nous souhaitons également remercier tous les membres du Laboratoire de Mathématiques et d'Informatique (LIM) de l'Université Ibn Khaldoun de Tiaret avec qui nous avons partagé d'agréables moments.

À toute notre famille, à tous nos collègues et à tous nos enseignants du département d'Informatique de l'Université Ibn Khaldoun de Tiaret, nous leur exprimons notre sincère gratitude pour les encouragements et le soutien constants qu'ils nous ont apportés tout au long de notre cursus universitaire

ملخص:

يركز هذا البحث على تطوير منصة تحكم لجهاز الميكروفلويد، وهو هيكل مصغر يسمح بالتلاعب والتحكم الدقيق في كميات صغيرة من السوائل. تُستخدم هذه الأجهزة على نطاق واسع في مجالات مثل علم الأحياء والكيمياء والطب لإجراء تحاليل دقيقة وتجارب على نطاق صغير.

الهدف الرئيسي لهذه الدراسة هو تصميم وتنفيذ نظام تحكم في الوقت الحقيقي متعدد المهام لجهاز الميكروفلويد. يهدف هذا النظام إلى تحسين كفاءة ومرونة الجهاز عن طريق السماح بإدارة عدة مهام أو عمليات في وقت واحد. هذا مهم بشكل خاص لتلبية متطلبات هذه التطبيقات المعقدة.

يجب على نظام التحكم المقترح في هذه الأطروحة التغلب على العديد من التحديات التقنية. يجب أن يكون قادرًا على رصد معلومات حرجة في الوقت الحقيقي مثل مستوى السائل في الخزان ومعدل التدفق وملء اللوحة المسامية الميكروية، لضمان عمل دقيق ومستقر للجهاز. بالإضافة إلى ذلك، يجب أن ينسق بين عمليات تلاعب السوائل المختلفة من خلال تحسين توقيتها وتنفيذها.

يأخذ تصميم نظام التحكم متعدد المهام في الاعتبار جوانب مثل الهندسة الأجهزة والبرمجيات، لتوفير حل قوي ووظيفي. يتطلب ذلك أيضًا اختيارًا مناسبًا للمستشعرات وتطوير الدوائر الإلكترونية ودمج النظام في جهاز الميكروفلويد بشكل ملائم.

تم الحصول على نتائج هذه المذكرة على نظام تحكم متعدد المهام قوي وقابل للتطبيق، قادر على التعامل بنجاح مع العمليات المعقدة على جهاز الميكروفلويد. يمكن أن يفتح هذا النظام آفاقًا جديدة في المختبرات والبحث العلمي وتكنولوجيا النطاق الصغير، وبالتالي يوفر فرصًا محسنة لإجراء تجارب دقيقة في مجالات التطبيق المختلفة.

الكلمات الرئيسية:

جهاز الميكروفلويد، السائل، منصة رقمية، الوقت الحقيقي، متعدد المهام، التنفيذ الفعلي للوقت الحقيقي، لغة LACATRE.

Résumé

Ce mémoire se concentre sur le développement d'une plateforme de contrôle pour un dispositif micro-fluidique, qui est une structure miniaturisée permettant la manipulation et le contrôle précis de petites quantités de liquides ou de fluides. Ces dispositifs sont largement utilisés dans des domaines tels que la biologie, la chimie et la médecine pour réaliser des analyses précises et des expériences à petite échelle.

L'objectif principal de cette étude est de concevoir et de réaliser un système de contrôle multitâche temps réel pour le dispositif micro-fluidique. Ce système vise à optimiser l'efficacité et la flexibilité de l'appareil en permettant la gestion simultanée de plusieurs tâches ou opérations. Cela est particulièrement important pour répondre aux exigences complexes de ces applications.

Le système de contrôle proposé dans cette étude doit relever plusieurs défis techniques. Il doit être capable de surveiller en temps réel des paramètres critiques tels que le niveau de fluide dans le réservoir, le débit et le remplissage d'une plaquette micro poreuse, afin de garantir un fonctionnement précis et stable du dispositif. De plus, il doit coordonner les différentes opérations de manipulation des fluides en optimisant leur synchronisation et leur exécution.

La conception du système de contrôle multitâche prend en compte des aspects tels que l'architecture matérielle et logicielle, afin de fournir une solution robuste et fonctionnelle. Cela nécessite également la sélection appropriée des capteurs, le développement de circuits électroniques et l'intégration physique du système avec le dispositif micro-fluidique.

Les résultats obtenus ce mémoire sont un système de contrôle multitâche fonctionnel et robuste, capable de gérer avec succès les opérations complexes sur le dispositif micro-fluidique. Ce système pourrait ouvrir de nouvelles perspectives d'application dans les laboratoires, la recherche scientifique et les technologies à petite échelle, offrant ainsi des possibilités améliorées de réaliser des expériences précises dans différent domaine d'application.

Mots clés

Dispositif microfluidique, fluide, plateforme numérique, temps réel, multitâche, exécutif temps réel, langage LACATRE.

Abstract

This thesis focuses on the development of a control platform for a microfluidic device, which is a miniaturized structure enabling precise manipulation and control of small quantities of liquids or fluids. These devices are widely used in fields such as biology, chemistry, and medicine to perform accurate analysis and small-scale experiments.

The main objective of this research is to design and implement a real-time multitasking control system for the microfluidic device. This system aims to optimize the efficiency and flexibility of the device by allowing simultaneous management of multiple tasks or operations. This is particularly important to meet the complex requirements of these applications.

The proposed control system in this thesis must overcome several technical challenges. It must be capable of monitoring critical parameters in real time, such as fluid level in the reservoir, flow rate, and filling of a micro-porous plate, to ensure precise and stable operation of the device. Additionally, it must coordinate different fluid manipulation operations by optimizing their synchronization and execution.

The design of the multitasking control system takes into account aspects such as hardware and software architecture to provide a robust and functional solution. This also requires appropriate sensor selection, development of electronic circuits, and physical integration of the system with the microfluidic device.

The expected outcomes of this thesis are a functional and robust multitasking control system capable of successfully managing complex operations on the microfluidic device. This system could open up new application prospects in laboratories, scientific research, and small-scale technologies, thus providing improved opportunities for conducting precise experiments in various domains.

Keywords: Microfluidic device, fluid, digital platform, real-time, multitasking, real-time executive, LACATRE language.

Table des matières.

Remerciements	
Résumé	
Mots clés	
Abstract	
Introduction général	1
Introduction général	2
Problématique	2
Objectif	2
Chapitre 1 : Etat de l'art des méthodes de modélisation en micro-fluidique	3
1.1. Introduction	4
1.2. Définition	4
1.3. Contexte	5
1.4. Micro fluidique et les microsystèmes	6
1.4.1 Micro	7
1.4.2. Electro-mechanical	7
1.4.3 System	7
1.5. BIO MEMS	7
1.5.1. Définition	7
1.6. Biopuces.	9
1.6.1. Laboratoires sur puce (Lab-On-Chip).	9
1.6.2. Technologie de μ -TAS.	11
1.7. L'historique de la micro fluidique.	11
1.8. Plateforme micro fluidique.	13
1.9. Différentes applications micro fluidique.	13
1.9.1 Micro fluidique en biologie.	14
1.9.2 Chimie microfluidique.	15
1.9.3 Applications des microgouttes dans les imprimantes.	15

1.10. Les différentes approches micro fluidiques.	16
1.10.1 La micro fluidique continue.	16
1.10.1.1. Les méthodes de transport de liquide en micro fluidique continue	16
1.10.2 La micro fluidique discrète.	17
1.10.2.1. La microfluidique discrète en milieu fermé.	17
1.10.2.2. La microfluidique discrète en milieu ouvert.	18
1.11. Les dispositifs de base constituant un système micro fluidique.	18
1.11.1 Les interconnexions en micro fluidiques.	19
1.11.2 Les micros canaux.	19
1.11.3 Les micros valves.	20
1.11.3.1. L'effet piézoélectrique.	21
1.11.4 Micro pompes.	22
1.11.4.1. Micro pompes mécaniques.	22
1.11.4.2. Micro pompe énergétique.	23
1.11.5 Capteurs de débit en micro fluidique.	23
1.11.5.1. Capteur piézoélectrique.	23
1.11.5.1.1. Cristal piézoélectrique.	24
1.12. Caractéristiques d'un fluide.	24
1.12.1 Convection.	24
1.12.2 Viscosité.	25
1.12.3 Laminarité.	25
1.12.4 Turbulence.	25
1.13. Physique des écoulements micro fluidiques.	26
1.13.1 Nombre de Reynolds.	26
1.13.2 Equation de Navier Stokes.	27
1.14. Méthodes de modélisation micro fluidique.	27
1.14.1 Modélisation analytique.	28
1.14.1.1. Méthode des volumes finis.	28

1.14.1.2. Méthode de la fonction de distribution.	28
1.14.1.3. Équation différentielle en temps continu.	28
1.14.1.4. Équation différentielle en temps discret.....	29
1.14.2 Modélisation numérique.	29
1.14.2.1. Méthode de lattice Boltzmann.	30
1.14.2.2. Simulation de Monte Carlo.	30
1.14.3 Modélisation hybride.	30
1.14.4 Modélisation basée sur l'apprentissage automatique.	31
1.14.4.1. Prédiction de la viscosité des fluides.	32
1.14.4.2. Prédiction des propriétés des gouttelettes.	32
1.15. Conclusion.	32
Chapitre 2 : Etat de l'art des études de cas appliquées « imprimante 3D » en micro	
Fluidique.	33
2.1. Introduction.	34
2.2. L'impression 3D : un procédé révolutionnaire.....	34
2.3. Domaines d'applications.	36
2.4. Les différents modèles des imprimantes 3D.	36
2.4.1. Imprimantes cartésiennes.	36
2.4.2. Imprimante delta.....	37
2.5. Définition des concepts.	39
2.5.1 Conception Assistée par Ordinateur.....	39
2.5.2 Impression.	39
2.5.3. Impression 3D.	39
2.5.4. Filament.....	39
2.5.5. Extrudeur.....	40
2.5.6. L'injection.	40
2.6. Les imprimantes MEAM-HP.	40
2.6.1. Fonctionnement des imprimantes MEAM-HP.....	40

2.6.2. Extrudeur à vis.....	41
2.6.3 Extrudeur à piston.	42
2.7. Nouveau concept : impression 4D.....	43
2.8. Conclusion.....	44
Chapitre 3 : Etat de l’art des systèmes multitâches temps réel.	45
3.1. Introduction.....	46
3.2. Systèmes temps réel.....	46
3.2.1. Système.....	46
3.2.2. Types de systèmes.	47
3.2.3. Du réactif au temps réel.	48
3.2.4. Fonctionnement d’un système temps réel.....	48
3.3. Systèmes embarqués temps réel.....	49
3.3.1. Systèmes embarqués.	49
3.3.2. Systèmes embarqués temps réel et leur classification.	50
3.4. Architecture des applications temps réel.	51
3.4.1. Architecture logicielle des applications temps réel.....	51
3.4.2. Architecture mono tâche.	52
3.4.3. Architecture multitâche.....	52
3.5. Modèles d’exécution et ordonnancement.	54
3.6. Les outils d’implémentation pour un système temps réel.....	55
3.6.1. Exécutif Temps Réel.	55
3.6.1.1. RTOS.	56
3.6.1.2. Langages de conception pour un système temps réel.	57
3.6.1.2.1. Langage LACATRE.....	57
3.6.1.3. FreeRTOS.	59
3.6.1.3.1. Pourquoi FreeRTOS ?	61
3.6.1.3.2. Fonctionnalités de FreeRTOS.....	61
3.6.1.3.3. Algorithmes d’ordonnancement de FreeRTOS.	62
3.7. Conclusion.....	63

Chapitre 4 : Conception et réalisation d'une plateforme numérique multitâche temps réel de contrôle d'un dispositif micro-fluidique.....	64
4.1. Introduction.....	65
4.2. System micro-poreuse microfluidique.....	65
4.3. Aspect matériel.....	66
4.4. Aspect fonctionnel.....	67
4.4.1. Paramètres cartésien.....	68
4.4.2. Paramètre de remplissage micro-poreuse (multi-trou).....	68
4.5. Remplissage micro poreuse par colonne.....	69
4.5.1 Conception.....	70
4.6. Remplissage des trous par ligne.....	71
4.7. Simulation.....	73
4.7.1 Proteus.....	73
4.7.2 ANSYS.....	73
4.8 Amélioration futur.....	76
4.9 Conclusion.....	77
Conclusion générale.....	78
ANNEXE.....	79

Acronyme

PDMS : polydiméthylsiloxane.

MEMS: Micro Electro Mechanical Systems.

BIOMEMS: Biological Micro Electro Mechanical Systems.

LOC: Lab-On-Chip.

u-TAS: Micro-Total Analysis Systems.

MAFIAS: Micro Amoniac Flow Injection System.

AFM: microscopes à force atomique.

STM : microscopes à effet tunnel.

FIFO: first in first out.

ISR : routine d'interruption.

UV : rayons ultraviolets.

STL : Standard Tessellation Language.

CAO : Conception Assistée par Ordinateur.

FEM : Force électromotrice.

G-CODE : langage de contrôle des machines-outils à commande numérique.

3D : tridimensionnel.

ISO : Organisation internationale de normalisation.

ASTM : Société américaine pour les essais et les matériaux.

MIM : moulage par injection de poudre métallique.

ESA : Agence spatiale européenne en français.

CNC : Commande Numérique par Ordinateur.

RTOS: Real time operating system.

API: Application Programming Interface.

Liste des figures :

N° de la figure	Intitulé de la figure	Page
1.1	Nombre de publications par années sur la microfluidique et les termes associés.	4
1.2	Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs structures biologiques et de microfabrication.	5
1.3	Les quatre secteurs des MEMS.	6
1.4	Un diagramme de venn décrivant et contrastant certain aspects des champs de BioMEMS, Lab-On-Chip, μ TAS.	8
1.5	Schéma basique d'un BioMEMS.	8
1.6	Un exemple d'un dispositif LOC.	9
1.7	Un exemple d'un dispositif LOC.	10
1.8	le système d'injection micro débit d'ammoniac.	11
1.9	Les nombreux domaines multidisciplinaires intervenants dans les Micros Système	12
1.10	Analyseur microfluidique portable de la marque i-STAT.	14
1.11	(a) Système Accutrend \AA Plus. (b) appareil de mesure de la glycémie et bandelettes de test.	15
1.12	Générateur de gradient [3].	16
1.13	Exemple microfluidique discrète.	17
1.14	Exemple microfluidique discrète en milieu fermé	18
1.15	Multi Channel pipette. [Multichannel pipette Stock Photos and Images]	18
1.16	Arburg et z-microsystems collaborent sur une cellule de laboratoire sur puce	19
1.17	Un microréacteur chimique à base de micro canal.	20
1.18	Un exemple des micro canaux, [Les feuilles des plantes sous le microscope, Alamy].	20
1.19	(a) L'effet piézoélectrique direct, (b) l'effet piézoélectrique indirect (i) contraction ; (ii) expansion, les lignes discontinues indiquent les dimensions originales.	21
1.20	Exemple Micro pompes.	22
1.21	Illustration du comportement d'une pastille piézo-électrique (La force appliquée crée un signal électrique). [AUTOROUTE PIÉZOÉLECTRIQUE, article scientifique]	24
1.22	Ecoulement laminaire (Flux stratifiés).	25
1.23	Ecoulement turbulent (Instabilité de dispersion des particules)	25
1.24	exemple d'une modélisation numérique Bio microfluidique. [Hétérogénéité et Réactivité, Géoscience Renne]	30
1.25	l'outil d'automatisation de conception développé pour les générateurs de gouttelettes à focalisation de flux, appelé DAFD. [Creative Commons Attribution 4.0 International, ResaerchGate]	31

N° de la figure	Intitulé de la figure	Page
2.1	D'après Manyika, J., Chui, M., Bughin, J., Dobbs, R., Bisson, P., & Marrs, A. (2013). Disruptive technologies: Advances that will transform life, business, and the global economy (Vol. 180). San Francisco, CA, USA : McKinsey Global Institute.	34
2.2	Les étapes principales du processus de fabrication.	35
2.3	Comparaison entre les deux méthodes de fabrication : (A) l'usinage (B) la fabrication additive.	35
2.4	Secteur d'applications de l'impression 3D.	36
2.5	exemple d'imprimante cartésienne.	37
2.6	exemple d'imprimante delta.	38
2.7	Schéma de principe du procédé MEAM-HP (a) extrudeur à vis, (b) extrudeur à filament, (c) extrudeur à piston.	41
2.8	Extrudeur à vis.	41
2.9	Imprimante Arburg Freeformer.	42
2.10	extrudeur à piston.	43
3.1	System et environnement.	46
3.2	Classification des systèmes.	47
3.3	Principe général d'un système temps réel.	49
3.4	Évolution possible des états des tâches dans un Système Temps Réel.	51
3.5	Architecture logicielle d'une application de contrôle-commande multitâche.	53
3.6	Représentation schématique de l'architecture multitâche d'une application de contrôle-commande.	54
3.7	Symbole des objets configurable.	58
3.8	Symbole des objets programmable.	59
3.9	Système de fichiers du noyau « FreeRTOS ».	60
3.10	Les états du tache sure FreeRTOS.	61
3.11	Exemple for « Prioritized Preemptive Scheduling with Time Slicing ».	62

N° de la figure	Intitulé de la figure	Page
4.1	Projection d'une goutte (Freepng.fr).	66
4.2	Système micro-poreuse microfluidique.	66
4.3	Schéma des mouvements des axes X, Y et Z.	67
4.4	Chaîne cinématique d'un système micro-poreuse microfluidique.	68
4.5	Exemple multi-trou (ArdunicBuild Anything).	69
4.6	Schéma multitâche.	70
4.7	Chronogramme de la séquence d'exécution.	71
4.8	Schéma multitâche.	72
4.9	Chronogramme de la séquence d'exécution.	72
4.10	Simulation du système de remplissage micro-poreuse.	73
4.11	Simulation de fluide au niveau de la tête d'injection (maillage et mouvement)	74
4.12	Simulation de fluide au niveau de la tête d'injection (vitesse et pression)	75

Liste des tableaux :

N° de Tableau	Intitulé du Tableau	Page
1.1	Quelques expressions utilisées Dans le monde des microsystèmes.	13
1.2	La convection des fluides.	24
1.3	La viscosité Liquide.	25
1.4	Diamètres hydraulique de structures courantes des canaux.	26
2.1	Les défèrent modèles de l'imprimante 3D.	39
4.1	Les composantes du système microporeuse micro fluidique.	67

Introduction générale.

Introduction générale

Dans le monde de la science et de la technologie, les systèmes micro-fluidiques jouent un rôle essentiel dans de nombreux domaines, de la biologie à la chimie en passant par la médecine et l'ingénierie. Ces dispositifs miniaturisés offrent une plate-forme précise et contrôlable pour la manipulation des fluides à l'échelle micro ou nano, ce qui ouvre de vastes possibilités pour la réalisation de diverses applications et expériences.

Cependant, pour exploiter pleinement le potentiel des dispositifs micro-fluidiques, il est crucial de mettre en place un système de contrôle efficace et fiable, capable de gérer simultanément plusieurs tâches en temps réel. C'est là que réside l'essence de ce mémoire intitulée "Conception et réalisation d'un système de contrôle multitâche temps réel d'un dispositif micro-fluidique".

Problématique

La conception et la réalisation d'un système de contrôle multitâche temps réel d'un dispositif micro-fluidique présentent un certain nombre de défis scientifiques et technologiques cruciaux. Le principal défi consiste à développer une architecture de contrôle qui nous aide à exécuter simultanément plusieurs tâches complexes en temps réel, tout en maintenant une précision et une fiabilité élevées dans la manipulation des fluides à l'échelle microscopique.

L'un des problèmes majeurs à résoudre est la coordination des différentes tâches du système. Il est nécessaire de déterminer comment gérer efficacement les actions simultanées telles que l'injection, le dosage et le transfert de fluides, tout en évitant les interférences indésirables et en maintenant une synchronisation précise. En tenant compte des contraintes temporelles et des exigences spécifiques du dispositif micro-fluidique.

Objectif

L'objectif principal de ce mémoire est de développer une solution novatrice et optimisée pour la commande et la gestion simultanée de multiples tâches au sein d'un dispositif micro-fluidique. Cette recherche vise à concevoir un système qui permettra une manipulation précise des fluides, une détection en temps réel des caractéristiques clés, ainsi qu'une réponse adaptative instantanée aux changements environnementaux.

Chapitre 1 :

Etat de l'art des méthodes de modélisation en micro-fluidique

1.1. Introduction

La micro fluidique est une branche de la science qui se concentre sur l'étude de la manipulation de fluides à une échelle extrêmement petite, généralement entre quelques micromètres et quelques centaines de micromètres. Elle s'attache à comprendre les phénomènes physiques qui régissent le comportement des fluides à cette échelle et cherche à développer des méthodes pour contrôler et manipuler ces fluides de manière précise et efficace. En résumé, la micro fluidique est l'art de manipuler les fluides à l'échelle microscopique pour répondre aux besoins de divers domaines scientifiques et industriels. Dans ce chapitre on va se familiariser avec le concept de la micro fluidique et leur application dans divers domaines scientifiques.

1.2. Définition

La micro fluidique est une discipline scientifique qui s'intéresse à la manipulation des fluides, dans laquelle au moins une dimension du système est de l'ordre du micron. Bien que cette restriction soit informelle, il est courant d'observer des systèmes micro fluidiques à une échelle supérieure. Ces microsystèmes en question sont développés à partir de deux technologies principales : la micro fluidique continue, qui implique l'écoulement de liquides dans des micro canaux organisés en réseaux de dizaines à centaines de microns, et la micro fluidique discrète ou digitale, qui traite des volumes de l'ordre du nano litre au microlitre sous forme de gouttelettes. [2]

Au fil des dernières décennies, la micro fluidique a évolué pour devenir une discipline scientifique à part entière. Cette évolution est clairement illustrée dans la figure 1.1 qui présente l'augmentation du nombre de publications consacrées à cette discipline scientifique.

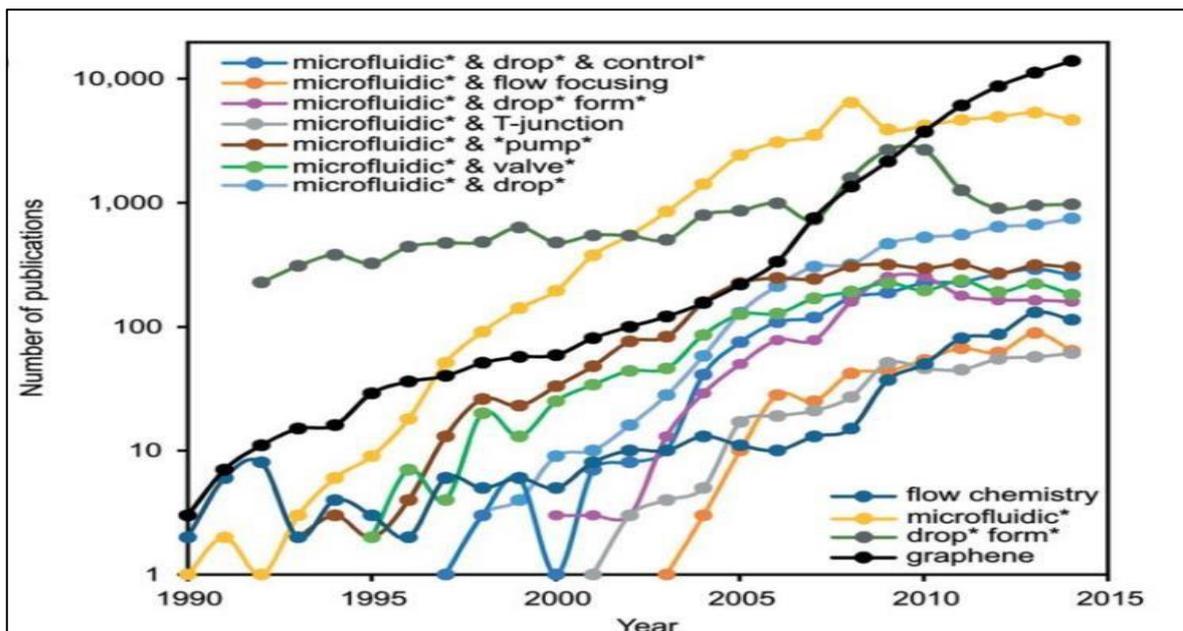


Figure 1.1 : Nombre de publications par années sur la micro fluidique et les termes Associés.

1.3. Contexte

La micro fluidique se concentre sur les systèmes de manipulation de fluides dans des canaux ayant des dimensions de l'ordre du micron, pouvant varier de quelques dizaines à quelques centaines de microns. Elle permet aussi d'effectuer différentes opérations, telles que le transport, le mélange ou la séparation des fluides. Il est également possible de former des objets tels que des gouttelettes, qui peuvent ensuite être manipulées plus finement en les fractionnant en gouttelettes plus petites ou en les fusionnant. La micro fluidique représente ainsi un champ de recherche très prometteur pour des applications allant de la biologie à l'ingénierie, en passant par la physique ou la chimie. [3]

L'utilisation de gouttelettes représente une méthode très intéressante pour de nombreuses applications, notamment en raison de la compartimentation des substances qu'elles permettent, chaque gouttelette devenant ainsi un équivalent artificiel d'une vésicule. En général, chaque goutte peut être considérée comme une unité réactionnelle. Les avantages de cette technique sont multiples : elle permet notamment de réduire le volume de fluides utilisé, réduisant ainsi la consommation de solvants et de réactifs, ainsi que la quantité d'échantillon nécessaire pour un système analytique. Afin que les actionneurs de petite taille nécessitent également moins d'énergie, ce qui facilite leur intégration dans des systèmes portables alimentés par batterie [3].

Cependant, le développement de la micro fluidique a également présenté de nouveaux défis, notamment la nécessité de développer de nouvelles méthodes de détection ou d'adapter les méthodes existantes à l'échelle micrométrique. Certaines techniques de détection peuvent en effet être plus sensibles lorsque la taille de la cellule de détection diminue.

Des progrès significatifs ont également été accomplis dans le domaine de la micro fabrication, notamment grâce aux avancées en matière de polydiméthylsiloxane (PDMS). Ce matériau est aujourd'hui l'un des plus couramment utilisés pour la fabrication de microsystèmes, en particulier dans le cadre de la recherche et du développement en micro fluidique.

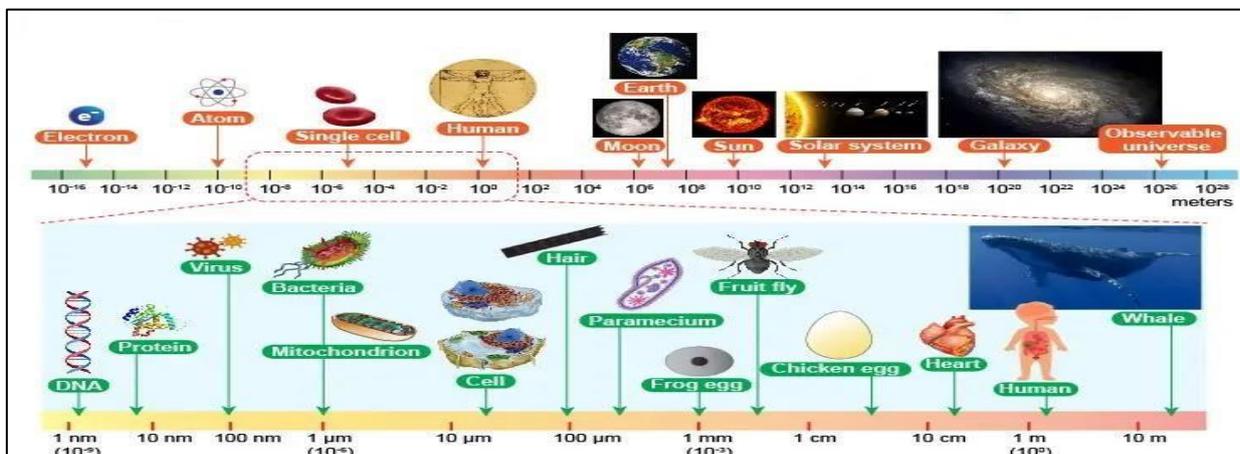


Figure 1.2 : Comparaison des échelles de longueur approximative pour plusieurs Structures biologiques.

1.4. Micro fluidique et les microsystèmes

Les domaines des microsystèmes et de la micro fluidique sont étroitement liés et partagent de nombreuses caractéristiques communes. Les microsystèmes et la micro fluidique font souvent appel aux mêmes principes et techniques pour la conception et la fabrication de dispositifs miniaturisés. Le physicien Richard Feynman, lauréat du prix Nobel de physique en 1965, a anticipé l'essor des microsystèmes en déclarant en 1959 : *"Il y a beaucoup de place en bas"* lors de sa conférence à l'American Physical Society au CALTECH [4]. Cette déclaration faisait référence aux possibilités offertes par la miniaturisation des systèmes. Depuis, les microsystèmes et la micro fluidique ont connu un essor important et ont ouvert de nombreuses perspectives pour la recherche et l'innovation dans de nombreux domaines.

Les avancées technologiques en microélectronique ont considérablement favorisé le développement des microsystèmes à une échelle encore plus petite, allant jusqu'au nanomètre. Les MEMS (systèmes électromécaniques microscopiques) sont nés de ces avancées, avec des tailles allant de quelques nanomètres à plusieurs millimètres [4].

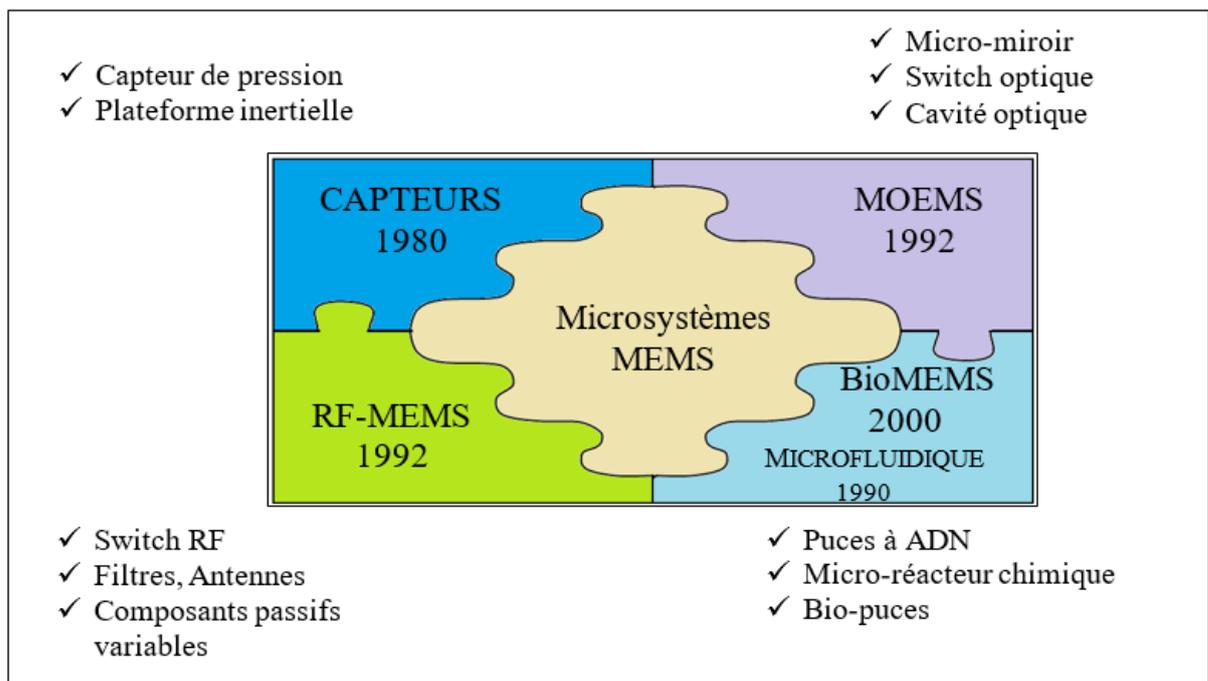


Figure 1.3 : Les quatre secteurs des MEMS.

- ✓ MEMS (Capteur et Actionneurs).
- ✓ MOEMS : pour l'optique.
- ✓ MEMS-RF : pour les applications radiofréquence.
- ✓ BIOMEMS : pour les applications biologiques (micro fluidique).

1.4.1 Micro

C'est la réduction de la taille des systèmes peut être atteinte de différentes manières, selon les exigences technologiques et les limites physiques. Dans certains cas, il est possible de réduire la taille sans changer fondamentalement la technologie utilisée, par exemple pour les micro-ordinateurs. Cependant, pour d'autres systèmes, une réduction absolue de la taille est nécessaire en utilisant des technologies très spécifiques pour l'adaptées. [5]

1.4.2. Electro-mechanical

L'association de composants électroniques et mécaniques à l'échelle microscopique permet d'assurer le fonctionnement des capteurs, de récupérateur d'énergie et de réception des données environnementales, ou d'actionneur via des mouvements ou déformations résultant du traitement des données par la partie électronique [5]. Actuellement, les MEMS utilisent différents types de composants mécaniques, thermiques, électriques, magnétiques, optiques, fluidiques, chimiques et/ou biologiques.

1.4.3 System

Certains systèmes se composent d'un élément de base unique, comme un capteur ou un actionneur, tandis que d'autres nécessitent plusieurs composants élémentaires séparés et hétérogènes travaillant en coopération. Cette combinaison peut inclure au moins un ensemble de capteurs et/ou d'actionneurs capables de mesurer et de contrôler différentes variables, ainsi qu'une unité de traitement qui exécute les tâches requises pour que le système fonctionne de manière autonome, en présentant des capacités d'interaction et de traitement environnementales... [5]

1.5. BIO MEMS

1.5.1. Définition

Les BioMEMS (systèmes micro-électromécaniques biomédicaux ou biologiques) sont des dispositifs miniaturisés qui intègrent des composants mécaniques, électriques ou fluidiques à l'échelle microscopique pour des applications biomédicales ou biologiques. Ils combinent des connaissances et des techniques provenant de domaines tels que la biologie, la microélectronique et la mécanique des fluides.

Les BioMEMS peuvent être conçus pour effectuer différentes tâches, telles que la détection et la mesure de substances biologiques, la manipulation de cellules ou de tissus, la délivrance de médicaments, le diagnostic de maladies, la surveillance des paramètres physiologiques, Ils offrent des avantages tels que la miniaturisation, la sensibilité élevée, la rapidité d'analyse et la possibilité de réaliser des tests en utilisant de faibles volumes d'échantillons.

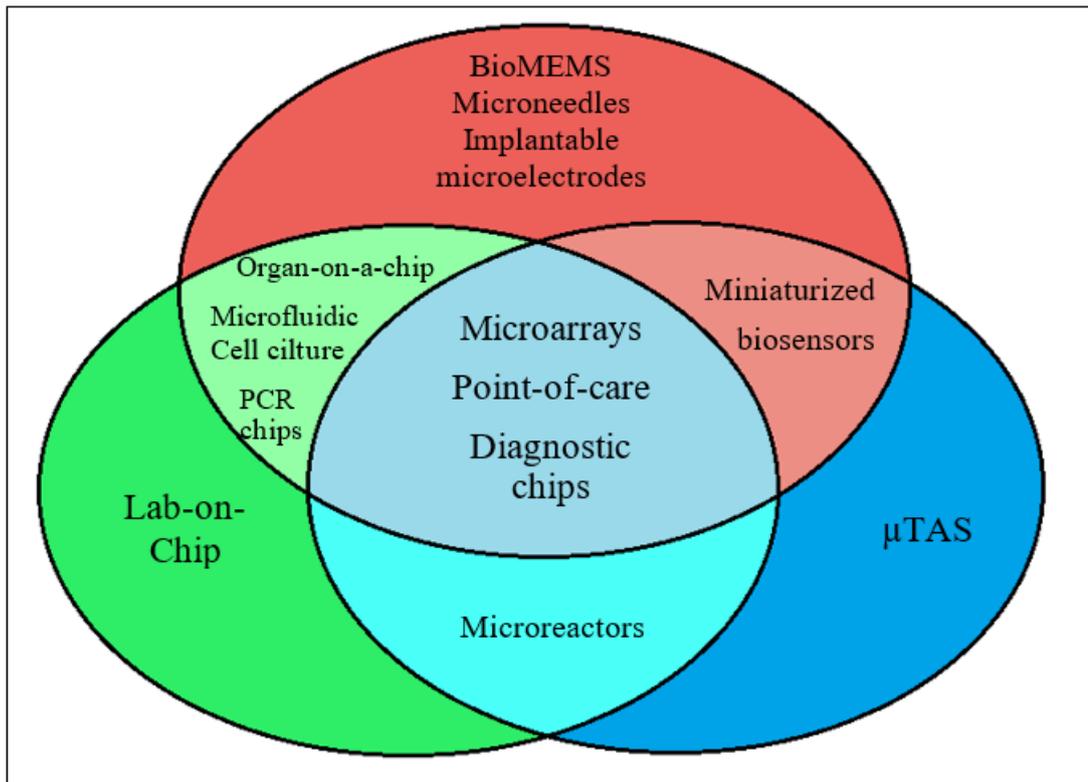


Figure 1.4 : Un diagramme de venn décrivant et contrastant certains aspects des champs de BioMEMS, Lab-On-Chip, μTAS.

Ces dispositifs (voir Figure 1.5) sont habituellement constitués d'une partie micro fluidique qui comprend des micro canaux, des micro vannes, des micro pompes, des micro mélangeurs, des microréacteurs pour manipuler différents liquides ou objets biologiques, ainsi qu'une plateforme de détection plus ou moins complexe contenant un ou plusieurs capteurs. Ils peuvent également inclure des composants biologiques, tels que des bio récepteurs, qui peuvent être intégrés en permanence ou introduits temporairement selon les besoins de l'analyse [6].

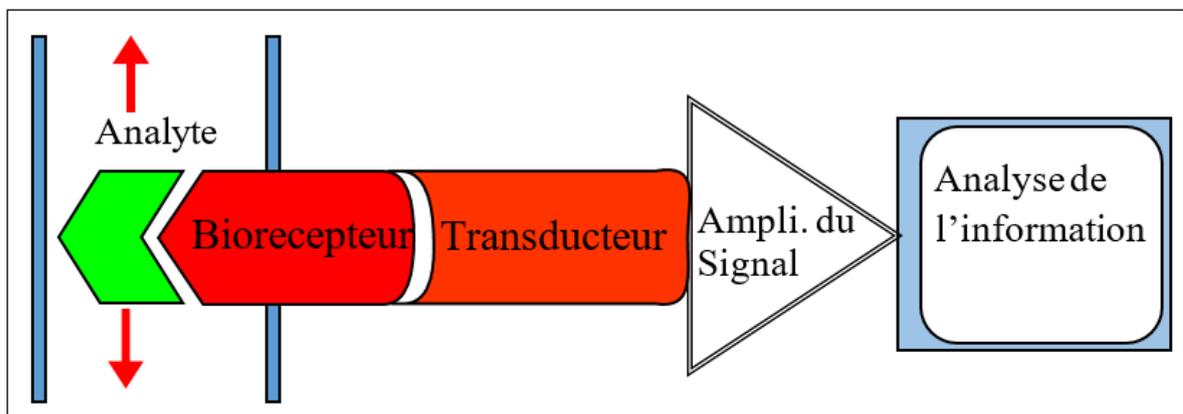


Figure 1.5: Schema basique d'un BioMEMS.

1.6. Bio puces.

Les Bio-puces sont des microsystèmes miniaturisés conçus pour automatiser et paralléliser les différentes étapes d'analyse biologique qui étaient auparavant longues et coûteuses. Cette technologie a pour but de réduire la taille du laboratoire d'analyse médicale à une puce de quelques centimètres carrés, et de ne nécessiter qu'une petite quantité de sang pour réaliser ces analyses. Les bio puces résultent de la combinaison de compétences en biologie, en microélectronique, en microsystèmes et en micro fluidique. [6].

1.6.1. Laboratoires sur puce (Lab-On-Chip).

Dans les années 1990, un concept novateur a émergé : le laboratoire sur puce, également connu sous le nom de Lab-On-Chip. Ce concept consiste à intégrer des systèmes miniaturisés d'analyse chimique ou biologique sur une seule puce, en utilisant de petites quantités d'échantillons et de réactifs. Les dispositifs Lab-On-Chip combinent des technologies issues de domaines tels que la chimie, la biologie, la microélectronique et la micro fluidique afin de préparer et de transférer les solutions à analyser. Au fil des décennies, les avancées dans le domaine de la microélectronique ont permis d'appliquer ces technologies aux processus chimiques et biologiques, ce qui a contribué à l'émergence de cette innovation.

Les laboratoires sur puce offrent de nombreuses possibilités d'intégration pour les applications de diagnostic in vitro. Ils permettent d'effectuer des analyses plus rapides et moins coûteuses tout en maintenant une sensibilité et une spécificité élevées dans la détection. Les microsystèmes développés dans ce cadre sont capables d'intégrer sur une surface réduite, quelques centimètres carrés, des fonctionnalités telles que la manipulation et le mélange d'échantillons, la préparation d'échantillons, la séparation de molécules et la détection.

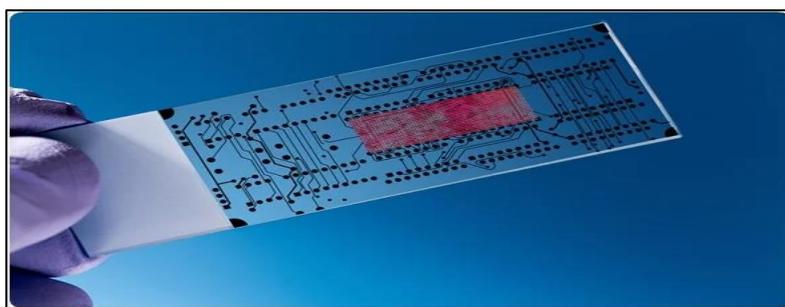


Figure 1.6 : Un exemple d'un dispositif LOC.

De nombreuses études ont décrit des exemples de dispositifs intégrés et de laboratoires sur puce pour la détection et le traitement de cellules, de protéines et d'ADN [7]. Bien que le développement de laboratoires sur puce en soit encore à ses débuts, il existe déjà des réalisations pratiques disponibles sur le marché, principalement pour l'analyse de l'ADN. Parmi ces réalisations pratiques, on peut citer la puce à

ADN Mica TM fabriquée par la firme Apibio et le Bioanalyseur 2100, proposé par Agilent Technologies et la société Caliper [7].

Le développement des laboratoires sur puce, bien qu'il présente des défis techniques, offre de nombreux avantages. L'un des principaux défis concerne le contrôle du mouvement des fluides, mais malgré cela, les laboratoires sur puce présentent plusieurs avantages techniques. Tout d'abord, leur compacité, leur portabilité, leur modularité et leur capacité de reprogrammation de l'informatique embarquée en font des outils très pratiques. De plus, ils permettent une manipulation automatisée des échantillons, une électronique à faible consommation d'énergie et l'intégration de tous les composants sur une même puce [7].

Un autre avantage important des laboratoires sur puce réside dans leur capacité à utiliser de très faibles quantités d'échantillons, de réactifs et d'analytes, ce qui réduit considérablement les risques de contamination des échantillons. De plus, l'amélioration de la technologie LOC a entraîné une augmentation significative de la facilité d'utilisation et de la durée de vie des micro dispositifs [7].

En ce qui concerne le mouvement des fluides, les laboratoires sur puce peuvent utiliser des écoulements continus, mais ils peuvent également utiliser une technique appelée micro fluidique digitale, qui implique des écoulements segmentés à base de microgouttelettes. Cette technique est souvent utilisée dans les micro-bioréacteurs pour effectuer des dosages cellulaires et moléculaires dans le cadre de thérapies avancées [7].

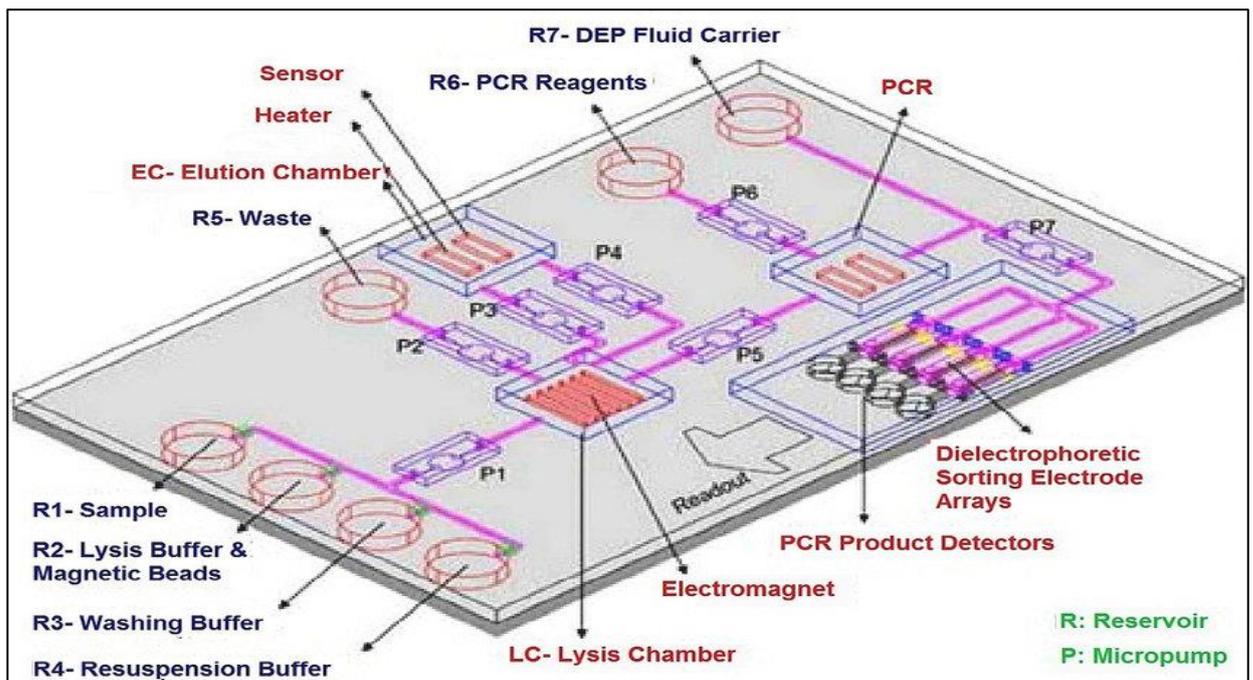


Figure 1.7 : Un exemple d'un dispositif LOC.

Remarque : Les opérations d'analyse peuvent être effectuées en cascade ou en parallèle. L'avantage du traitement en parallèle est la possibilité de tester simultanément plusieurs échantillons avec différents réactifs [7].

1.6.2. Technologie de μ -TAS.

Le terme " μ -TAS" est l'acronyme de Micro-Total-Analysis-Systems, ou systèmes d'analyse micrototal intégrés, qui comprennent des fonctions de préparation, de séparation et de détection des échantillons sur une seule puce. Initialement conçus pour être utilisés comme des capteurs dans les systèmes d'analyse chimique automatisée, exploitant l'expertise de la chimie analytique, les micro dispositifs μ -TAS ont ensuite été utilisés pour la synthèse de substances chimiques afin de déterminer leurs propriétés [7].

La figure (1.8) illustre un exemple remarquable de μ -TAS qui est le système MAFIAS (Micro Amoniac Flow Injection System) pour l'injection micro débit d'ammoniac. Ce système est composé d'une micro pompe, d'un micro capteur de débit, de micro mélangeurs, de micro filtres et de détecteurs optiques, démontrant ainsi l'intégration réussie de plusieurs composants fonctionnels sur une même puce. [7].

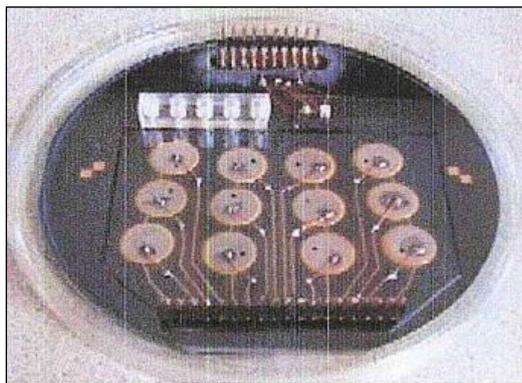


Figure 1.8 : le système d'injection microdébit d'ammoniac .

Dans les années 1990, le domaine des MEMS s'est élargi pour inclure des applications dans la chimie et la biologie, donnant naissance à une nouvelle discipline appelée micro fluidique. Cette dernière a connu une diversification considérable avec des systèmes de fluides fonctionnant dans des conditions inhabituelles et inexplorées, trouvant ainsi de multiples applications dans le domaine biomédical et l'analyse chimique.

1.7. L'historique de la micro fluidique.

La micro fluidique est une branche récente de la mécanique des fluides qui est apparue à la fin des années 60. Cependant, son développement a été très lent en raison des difficultés rencontrées dans l'utilisation de matériaux tels que le silicium ou le verre, qui nécessitent des techniques de fabrication complexes. À la fin des années 50, la miniaturisation de systèmes mécaniques et électromécaniques sur silicium a donné naissance aux MEMS [2].

Actuellement, les capteurs MEMS sont largement utilisés dans diverses applications telles que la détection des chocs et la commande des airbags dans les automobiles modernes, les jeux vidéo et les téléphones portables. Selon Whitesides [3],

- ✓ La première avancée c'est que la micro fluidique a été construite en combinant quatre disciplines différentes, commençant par la chimie analytique. Cette branche de la chimie a développé des techniques de chromatographie en phases liquides ou gazeuses, ainsi que des outils et des méthodes pour analyser et détecter de très petits volumes d'échantillons. Ces compétences ont été adaptées à la micro fluidique [3].
- ✓ La deuxième avancée majeure dans le développement de la micro fluidique a été apportée par les programmes NRBC1 financés par la DARPA2 aux États-Unis et la DGA3 en France [3]. Après la Guerre Froide, les menaces chimiques et biologiques ont été reconnues comme une préoccupation majeure, ce qui a conduit à la nécessité de créer des dispositifs portables capables de prélever et d'analyser des échantillons dans des zones à risque.
- ✓ La troisième contribution fut celle de La biologie moléculaire et la génomique, ont également contribué en recherchant des outils pour réaliser des séquençages rapides de l'ADN, auxquels la micro fluidique a apporté une réponse adaptée. Et aussi avec la microélectronique a contribué en apportant des techniques de micro fabrication, notamment la photolithographie sur silicium. Toutefois, le silicium s'est avéré être un substrat inadapté pour la micro fluidique en raison de son opacité à la lumière visible et aux UV ainsi que de sa mauvaise compatibilité avec les cultures cellulaires. Pour résoudre ces problèmes, le PDMS, un élastomère transparent et plus adapté aux cultures cellulaires, a été développé comme alternative au silicium. Néanmoins, le silicium reste utilisé pour les applications nécessitant une bonne stabilité thermique et une résistance mécanique élevée, ce que le PDMS ne peut pas offrir. [3]

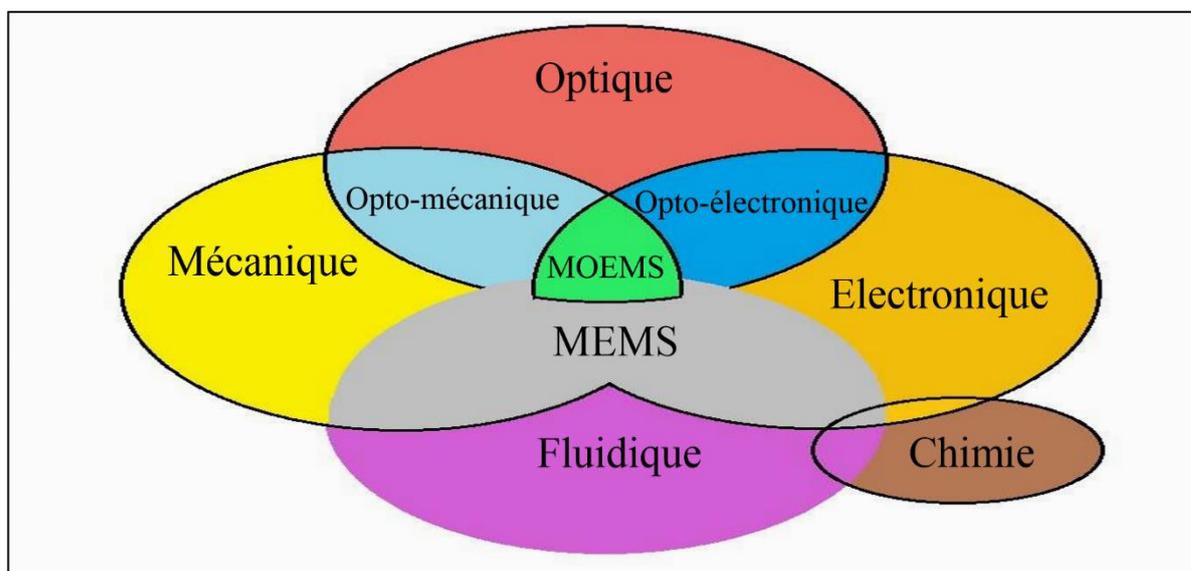


Figure 1.9 : Les nombreux domaines multidisciplinaires intervenant dans les Microsystème

Les avancées dans les techniques de micro fluidique et de nano fluidique ont joué un rôle crucial dans la diffusion de cette technologie, et des experts de divers domaines ont reconnu les grandes contributions de la micro fluidique.

1.8. Plateforme micro fluidique.

L'énoncée d'une plateforme micro fluidique considérée comme laboratoire sur puce désigne un système d'analyse intégré dans un microcomposant dont la fonction principale est de réaliser une ou plusieurs étapes d'un protocole biologique ou chimique. Lorsque le dispositif permet d'effectuer la totalité de la séquence d'analyse, c'est-à-dire de l'insertion des échantillons bruts à l'affichage des résultats, on parle de dispositif μ TAS.

Les avancées dans les domaines des NEMS/MEMS ont permis l'émergence des concepts de LOC et de μ TAS. L'objectif était de réaliser l'ensemble des réactions et des essais traditionnellement effectués en laboratoire sur une seule puce micro fluidique.

Au cours des années 2000, les plateformes micro fluidiques ont connu un développement rapide, en grande partie grâce à l'amélioration du processus de fabrication des canaux micro fluidiques, tel que décrit dans l'étude de McDonald [2]. L'utilisation d'un matériau élastomère polymère, le polydiméthylsiloxane (PDMS), pour créer ces plateformes a permis de réduire les coûts et de faciliter leur mise en œuvre [8]. Depuis lors, plusieurs micro dispositifs commercialement viables ont été introduits sur le marché, certains offrant des performances reconnues à des coûts abordables.

1.9. Différentes applications micro fluidique.

Avant d'exposer les applications de la micro fluidique, il est pertinent de se familiariser avec les termes utilisés dans le domaine des microsystèmes pour exprimer des quantités infinitésimales. Les expressions courantes sont présentées dans le tableau ci-dessous :

Nom	Puissance
milli	10^{-3}
micro	10^{-6}
nano	10^{-9}
pico	10^{-12}
femto	10^{-15}
atto	10^{-18}
zepto	10^{-21}
yocto	10^{-24}

Tableau 1.1 : Quelques expressions utilisées Dans le monde des microsystèmes [3].

La micro fluidique englobe un large éventail d'applications, allant de la biologie à l'électronique hyperfréquence, et implique à la fois des éléments vivants et non-vivants. Elle a le potentiel de révolutionner les domaines de la biologie, de la médecine, de la chimie et de l'électronique sur substrat souple, et sa croissance dans le domaine de la micro fluidique est en constante expansion.

1.9.1 Micro fluidique en biologie.

La micro fluidique a connu une percée significative dans le domaine de la biologie grâce aux avancées de la micro fabrication qui ont permis de concevoir des microsystèmes intégrés multifonctionnels avec une haute sensibilité et une précision élevée [9] qui permettent l'exécution de processus biologiques sur des surfaces de petite taille, offrant ainsi un grand potentiel pour la médecine moderne.

Actuellement, plusieurs microsystèmes fluidiques destinés aux applications biologiques sont disponibles sur le marché. Par exemple, il y a des puces pour la cristallisation des protéines, et des puces pour la séparation de l'ADN par électrophorèse [9]. L'un des avantages majeurs de ces dispositifs est la possibilité de manipuler de faibles volumes de liquides, ce qui entraîne une réduction des coûts d'exploitation et une amélioration significative des temps d'analyse. La figure 1.10 présente un exemple d'analyseur micro fluidique portable utilisant des cartouches jetables [9].

Des dispositifs médicaux portables utilisant de faibles volumes de fluides sont de plus en plus courants et considérés comme des laboratoires personnalisés en miniature [9]. Parmi ces dispositifs, on peut citer l'appareil de mesure de la glycémie et le système Accu trend AE Plus (Figure 1.11), un appareil portable flexible permettant de mesurer les principaux facteurs de risque des maladies cardiovasculaires (cholestérol, triglycérides...) ainsi que le taux de lactate dans le sang à partir d'un petit échantillon de sang capillaire.



Figure 1.10 : Analyseur microfluidique portable de la marque i-STAT.

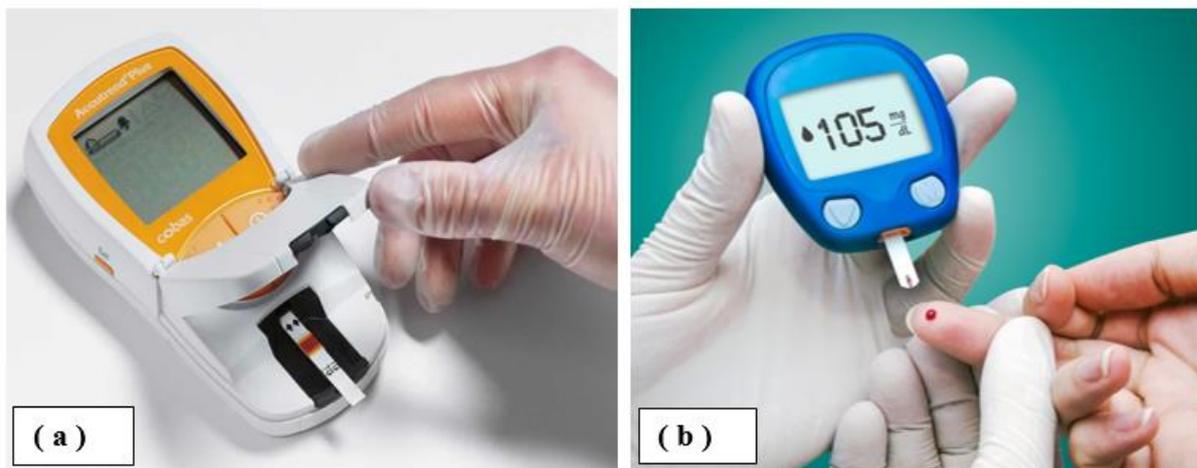


Figure 1.11 : (a) Système Accutrend Æ Plus. (b) appareil de mesure de la glycémie et bandelettes de test.

1.9.2. Chimie microfluidique.

De la même manière qu'à la biologie et à la médecine, la micro fluidique a donné un coup de pouce important à la chimie. Les microsystèmes fluidiques ont été développés dans presque tous les domaines, de la chimie analytique à la chimie des procédés. Les microréacteurs sont particulièrement utiles pour les réactions nécessitant des mélanges complexes de réactifs en chimie organique, car ils permettent un meilleur mélange et un contrôle plus précis des réactions. Par ailleurs, la micro fluidique a également des applications dans le domaine de la parfumerie, avec le développement du pico-drop, un diffuseur de parfum qui délivre un micro-débit constant de parfum pendant toute la période de diffusion et qui peut diffuser environ 100 ml par mois [9].

1.9.3. Applications des microgouttes dans les imprimantes.

L'imprimante à jet d'encre a été l'une des premières applications commerciales de la microfabrication. Elle a été développée au début des années 1970 et a été mise en vente en 1976 par la société IBM sous le nom de IBM 4640 Ink Jet [2]. La tête d'impression de cette imprimante est un exemple remarquable de la technologie MEMS, avec un réservoir d'encre, un élément chauffant en couche mince et une buse de quelques dizaines de micromètres. Lorsque l'élément chauffant est activé par une impulsion électrique, il crée une bulle dans la fine couche d'encre proche, ce qui provoque une forte pression et propulse l'encre vers l'extérieur. Les gouttes d'encre éjectées ont un diamètre de l'ordre de la dizaine de micromètres et forment des taches élémentaires sur le papier. Cependant, des gouttes satellites de plus petite taille, appelées également gouttes parasites, peuvent être émises et altérer la précision de l'impression. Cette précision est directement liée au diamètre des gouttes. Les têtes d'imprimantes à jet d'encre sont encore aujourd'hui fabriquées à partir de la technologie silicium issue de la microélectronique, ce qui souligne le succès commercial de la micro fluidique. [2]

1.10. Différentes approches micro fluidiques.

La micro fluidique a connu un développement dans deux directions principales : la micro fluidique continue et la micro fluidique discrète, également connue sous le nom de micro fluidique digitale [3]. La micro fluidique continue utilise des flux continus de liquides pour réaliser diverses applications, telles que la formation de gouttelettes par Co-canalisation de flux aqueux et huileux ou la culture de cellules par irrigation du milieu avec des nutriments et de l'oxygène [3]. D'autre part, la micro fluidique digitale manipule des objets discrets, tels que des gouttes ou des bulles non miscibles avec le fluide environnant, qui peuvent être déplacés pour effectuer différentes opérations [3].

1.10.1. Micro fluidique continue.

La micro fluidique continue est une branche de la micro fluidique qui se concentre sur la manipulation de flux continus de fluides pour réaliser des opérations de micro fluidique. Elle implique la circulation constante d'un fluide dans des canaux microscopiques, où les interactions avec les parois du canal, les forces de cisaillement et les forces de surface peuvent être exploitées pour réaliser une variété d'opérations telles que le mélange, la séparation, la réaction, l'analyse et la détection. [2]

1.10.1.1. Méthodes de transport de liquide en micro fluidique continu.

De nombreux travaux ont été publiés sur les méthodes de transport et d'actionnement de fluides dans des micros canaux depuis l'étude des premiers systèmes. L'une des premières idées pour créer un flux dans un micro canal est de générer un gradient de pression entre l'entrée et la sortie. Une simple pompe peut être utilisée pour mettre en mouvement les liquides dans les micros canaux. Des entreprises telles que BioTray, Fluigent, Coleparmer et Elveflow proposent des systèmes capables de générer et de contrôler plusieurs flux de liquides de manière indépendante [2].

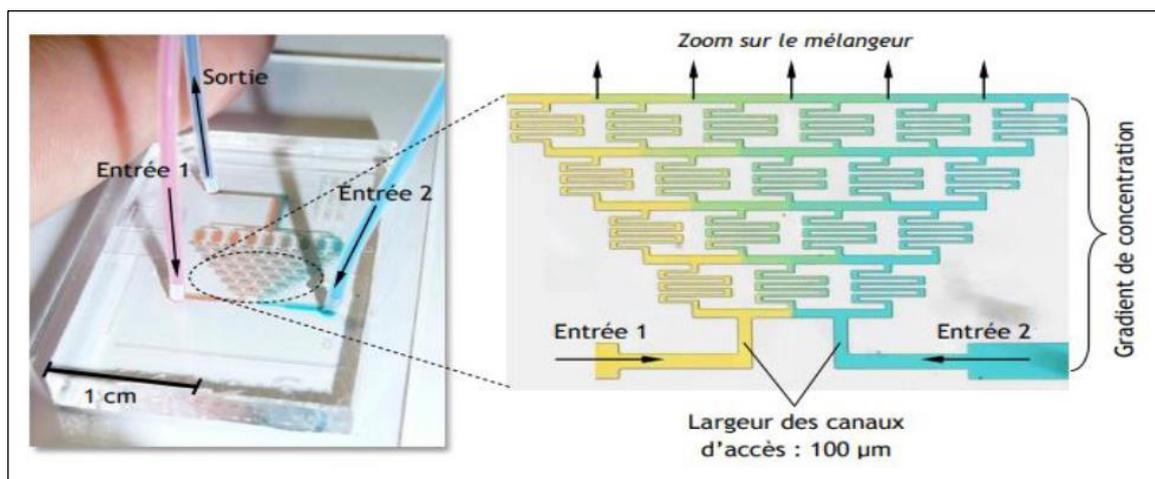


Figure 1.12 : Générateur de gradient.

1.10.2. Micro fluidique discrète.

La micro fluidique discrète, également appelée micro fluidique digitale, est une branche de la micro fluidique qui manipule des objets discrets tels que des gouttes, des bulles ou des cellules individuelles. Contrairement à la micro fluidique continue qui manipule des flux continus de fluides, la micro fluidique discrète utilise un flux discrets pour effectuer des réactions et des analyses à petite échelle. Les objets discrets sont souvent des gouttes d'un à quelques pico litres ou des bulles qui sont produits et transportés dans des canaux micro fluidiques [2]. Il existe plusieurs approches de contrôler les gouttes ou les bulles nous nous concentrerons dans ce mémoire sur le principe de la micro fluidique au milieu ouvert.

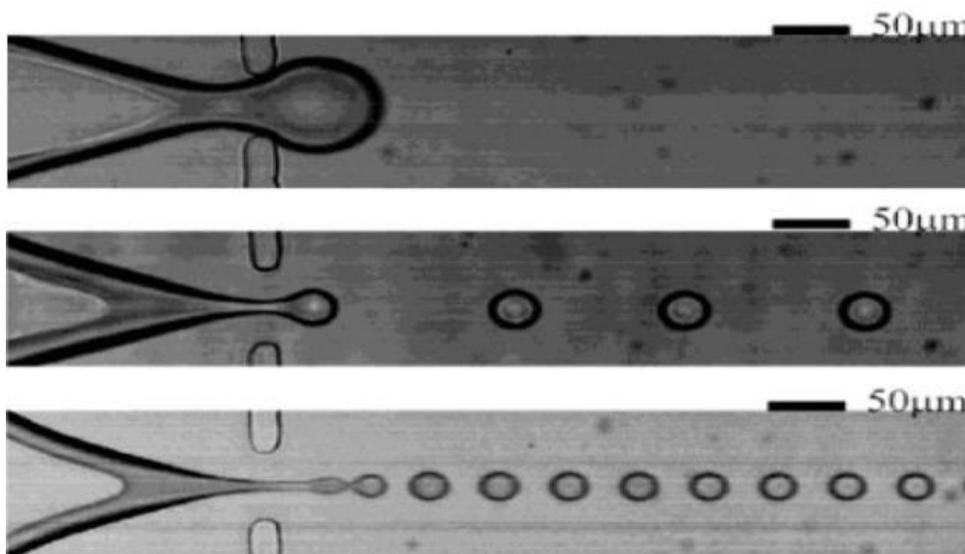


Figure 1.13 : Exemple microfluidique discrète.

1.10.2.1. Microfluidique discrète en milieu fermé.

La microfluidique discrète en milieu fermé est une approche qui permet de manipuler des gouttes de liquide dans des canaux microfluidiques de manière à créer des volumes réactionnels indépendants. Chaque goutte constitue un compartiment isolé où des réactions chimiques, biologiques ou d'autres processus peuvent se produire [2].

L'une des techniques les plus couramment utilisées pour la microfluidique discrète en milieu fermé est la microfluidique diphasique. Dans ce cas, deux phases immiscibles (par exemple, de l'eau et de l'huile) sont utilisées pour générer et stabiliser des gouttes individuelles dans un flux continu. Le surfactant, également appelé tensioactif, est souvent utilisé pour faciliter la formation et la stabilité des gouttes en réduisant les tensions de surface entre les deux phases [2].

Dans cette configuration, les canaux microfluidiques sont conçus pour permettre la génération contrôlée des gouttes, leur manipulation, leur fusion ou leur division, ainsi que leur détection et leur analyse ultérieure. Les gouttes peuvent être manipulées en utilisant divers mécanismes, tels que des techniques de

pression pneumatique, de déformation des canaux ou de champs électriques, afin de les diriger et de les positionner selon les besoins de l'expérience ou de l'analyse.



Figure 1.14 : Exemple microfluidique discrète en milieu fermé.

1.10.2.2. Microfluidique discrète en milieu ouvert.

Comme mentionné précédemment, la méthode qui peut interagir avec des gouttes est la micro fluidique discrète en milieu ouvert. L'un des principaux avantages de cette méthode est la possibilité de déplacer chaque goutte indépendamment en deux dimensions, contrairement aux méthodes en canaux où les gouttes suivent une trajectoire prédéfinie (micro fluidique discrète au milieu fermé). En outre, la micro fluidique discrète en milieu ouvert permet de se passer de moyens d'actionnement importants tels que des pompes ou des vannes, nécessaires lorsqu'on travaille avec des micro canaux. Un autre grand atout de cette méthode est la capacité d'intégrer de nombreuses autres fonctions que le simple déplacement et blocage des fluides, telles que l'injection, la division ou la coalescence des gouttes, le mélange de fluides, le dosage de réactifs, l'extraction ou l'identification de substances, et la récupération des produits [2].

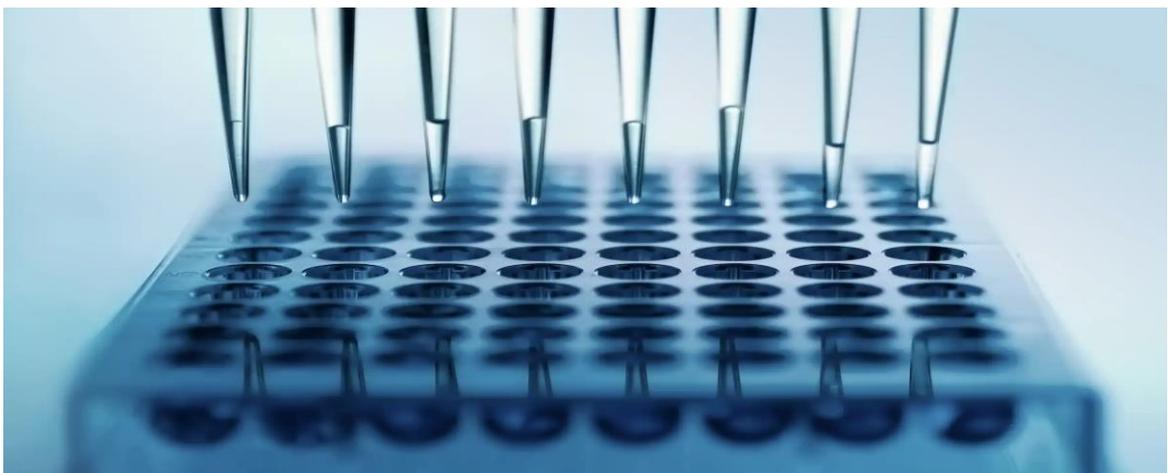


Figure 1.15 : Multi Channel pipette.

1.11. Les dispositifs de base constituant un système micro fluidique.

Dans le domaine de la micro fluidique, l'un des défis majeurs concerne la circulation du fluide dans les systèmes à l'échelle microscopique. En effet, ces systèmes sont composés d'une multitude d'éléments

qui peuvent influencer la manière dont le fluide s'écoule. Ainsi, pour répondre à cette problématique, il est important de passer en revue certains des éléments de base qui composent ces systèmes, afin d'illustrer cette diversité.

1.11.1. Les interconnexions en micro fluidiques.

Dans le domaine de la micro fluidique, il est crucial de trouver des solutions pour éviter les fuites de fluides à la sortie des microcanaux et des microvalves, qui permettent de connecter deux systèmes microfluidiques ou un système microfluidique à l'extérieur (voir Figure 1.16). Il est préférable que ces connexions soient simples, normalisées et sans fuites, tout en étant similaires aux connexions de deux circuits électroniques. [7].

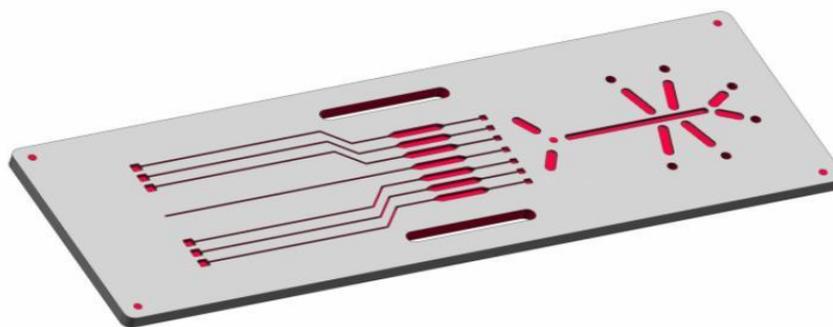


Figure 1.16 : Arburg et z-microsystems collaborent sur une cellule de laboratoire sur puce.

Bien que plusieurs systèmes d'interconnexion en microfluidique aient été conçus dans les laboratoires de recherche, ils ne sont que rarement utilisés dans l'industrie en raison de leur manque de fiabilité. Dans l'idéal, il serait souhaitable de disposer d'une interconnexion simple, universelle et fiable pour les systèmes microfluidiques. Cependant, une telle solution idéale n'existe pas encore, ce qui représente un obstacle important à surmonter pour l'intégration des systèmes micro fluidiques. [7]

1.11.2. Les micros canaux.

Le microcanal est l'un des éléments clés dans la conception des systèmes microfluidiques, jouant un rôle central dans la réalisation des dispositifs microfluidiques (figure 1.17). Il sert principalement à transporter les fluides, mais il est également un élément essentiel dans la réalisation de microréacteurs, de micromélangeurs et de microséparateurs [64]. La géométrie et la conception des microcanaux sont cruciales pour assurer le déplacement précis du liquide dans le système microfluidique, en garantissant des conditions optimales pour les applications auxquelles ils sont destinés. [7].

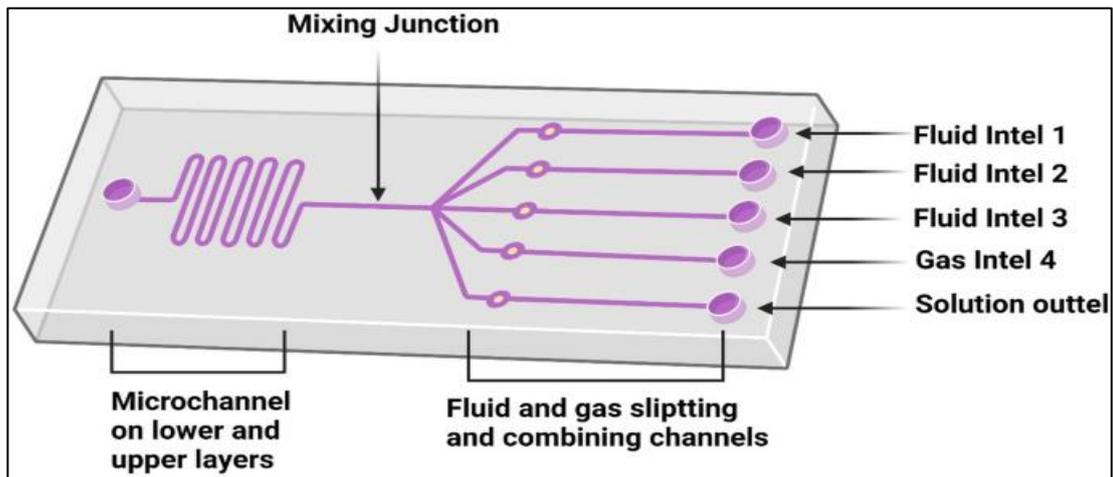


Figure 1.17 : Un microréacteur chimique à base de microcanal .

En règle générale, un microcanal a des dimensions transversales inférieures à un millimètre mais supérieures à un micron. Les écoulements dans les microcanaux diffèrent des écoulements classiques dès lors que leur dimension dépasse le millimètre. Actuellement, les microcanaux ont des dimensions caractéristiques allant de l'échelle submicronique à plusieurs centaines de microns [7].



Figure 1.18 : Un exemple des micro canaux.

1.11.3. Les micros valves.

Les microvalves sont des dispositifs qui ont été conçus selon le même principe que les valves classiques utilisées à grande échelle. Elles permettent de contrôler le flux de fluides dans des microcanaux en les ouvrant ou en les fermant. Les microvalves peuvent être passives ou actives, avec des configurations normalement ouvertes (la valve est ouverte en l'absence de commande) ou fermées [6]. Les microvalves

passives fonctionnent en utilisant la différence de pression pour contrôler le sens d'écoulement du fluide, comme un clapet anti-retour, sans nécessiter d'énergie extérieure [6]. En revanche, les microvalves actives sont commandées par différents types d'actionneurs tels que le piézoélectrique [6], l'électrostatique [7], le pneumatique [7], le thermo-pneumatique [7], et le thermoélectrique [7]. Bien que ces types de microvalves soient plus complexes à mettre en place et nécessitent une tension électrique élevée, les microvalves actives peuvent offrir des performances supérieures, mais peuvent être moins attrayantes pour certaines applications commerciales [7].

1.11.3.1. L'effet piézoélectrique.

L'effet piézoélectrique est une propriété physique largement utilisée dans de nombreuses applications, connues du grand public comme l'allumage des briquets automatiques ou la plaque de cuisson à gaz, qui utilisent l'effet piézoélectrique direct. Dans ce cas, la pression exercée sur un matériau piézoélectrique produit une tension électrique qui se décharge sous forme d'étincelles. L'effet piézoélectrique inverse est également très couramment utilisé pour la conception d'actuateurs, tels que les systèmes d'autofocus des appareils photo, les montres à quartz, les injecteurs à commande piézoélectrique en automobile, ainsi que pour le positionnement précis des têtes de lecture des disques durs rotatifs et des lecteurs CD et DVD. Les capacités de positionnement précis offertes par les actionneurs piézoélectriques sont également largement utilisées dans les appareils d'analyse de précision tels que les AFM (microscopes à force atomique) et STM (microscopes à effet tunnel) [2].

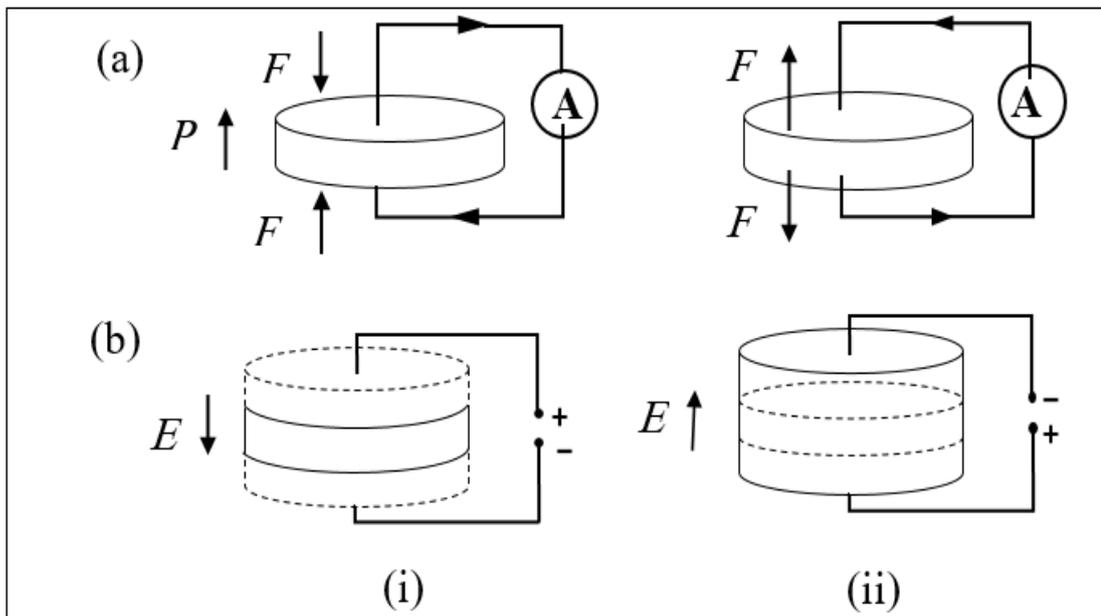


Figure 1.19 : (a) L'effet piézoélectrique direct, (b) l'effet piézoélectrique indirect (i) contraction ; (ii) expansion, les lignes discontinues indiquent les dimensions originales .

L'étude de la piézoélectricité s'est intensifiée durant la Première Guerre mondiale avec l'invention du sonar pour la localisation et la détection sous-marine. Cette technique utilise les deux effets piézoélectriques simultanément, tout comme l'échographie ou le filtrage acoustique [2].

1.11.4. Micro pompes.

L'accroissement du nombre d'applications impliquant le transport de microquantités de liquide (quelques millilitres par minute) a entraîné le développement de divers types de micropompes. La plupart des applications connues se sont inspirées de la miniaturisation des pompes déjà utilisées à l'échelle macroscopique [7]. Toutefois, le principe de fonctionnement de la plupart des micropompes repose sur une pompe volumétrique mécanique (Figure 1.20). Dans ce cas, un actionneur est utilisé pour modifier le volume d'une chambre connectée à deux valves qui fonctionnent en opposition. Ce processus génère un débit et une surpression en sortie de la pompe lors d'un cycle de fonctionnement [7]. Les micropompes se différencient principalement par le type d'actionnement utilisé [7].



Figure 1.20 : Exemple Micro pompes.

1.11.4.1. Micro pompes mécaniques.

Les micro pompes mécaniques sont des dispositifs miniaturisés conçus pour générer un débit précis et contrôlé de liquide à l'échelle micrométrique. Elles utilisent des mécanismes mécaniques pour induire des changements de pression, ce qui permet de déplacer le fluide à travers des canaux microscopiques. Leur fonctionnement repose généralement sur la déformation d'un diaphragme ou d'une membrane flexible, qui crée des variations de pression dans la chambre de la pompe. Ces variations de pression permettent l'aspiration du fluide dans la chambre lors de la déformation du diaphragme et son expulsion lors de la relaxation du diaphragme [7].

Les micro pompes mécaniques peuvent être actionnées par des ressorts, des actionneurs piézoélectriques, des moteurs électromagnétiques ou d'autres mécanismes de commande.

1.11.4.2. Micro pompe énergétique.

Contrairement aux micropompes mécaniques qui utilisent des mécanismes internes pour créer des variations de pression, Les micropompes "énergétiques" sont des dispositifs miniaturisés conçus pour générer un débit de fluide en utilisant une source d'énergie externe, telle que l'électricité, la pression pneumatique ou les vibrations., les micropompes énergétiques transforment directement l'énergie fournie par une source externe en mouvement du fluide. Leur fonctionnement repose sur différents principes, selon le type d'énergie utilisée. Par exemple, une micropompe électro-osmotique utilise des phénomènes électrocinétiques pour induire le déplacement des ions dans le fluide, créant ainsi un flux. Une micropompe à effet thermoacoustique, quant à elle, exploite les variations de température pour générer des ondes sonores qui propulsent le fluide.

1.11.5. Capteurs de débit en microfluidique.

Une fois les systèmes microfluidiques conçus, il est primordial de mesurer leurs performances et de caractériser leurs micro-écoulements. Les paramètres les plus cruciaux pour cela sont la pression, la température, la vitesse et le débit. Les débits en microfluidique sont particulièrement faibles, de l'ordre de quelques millilitres par minute, et sont toujours liés à la restriction du canal. En raison de ces valeurs très faibles, leur mesure nécessite des techniques spécifiquement adaptées aux micro-écoulements [7]. La mesure précise des débits est indispensable pour garantir l'exactitude des analyses effectuées dans les systèmes μ -TAS ou LOC. Sans cette mesure, de nombreuses analyses seraient imprécises ou incorrectes [7].

En réalité, il existe de nombreux capteurs de débit conventionnels, mais ils sont rarement utilisés dans le domaine microscopique en raison de leurs sensibilités limitées, de leurs dimensions volumineuses, de leur encombrement souvent inutile et de la difficulté à les connecter dans des volumes restreints. Tout cela réduit considérablement leur utilisation dans le domaine de la microfluidique [7]. Dans ce qui suit, nous allons présenter un aperçu des différents capteurs quand peut les intégrer sur les différentes plateformes micro fluidique.

1.11.5.1. Capteur piézoélectrique.

Un capteur piézoélectrique est un dispositif qui tire parti de l'effet piézoélectrique pour mesurer des grandeurs physiques telles que la pression, l'accélération ou toute autre grandeur physique qui engendre des contraintes ou des déformations mécaniques. L'effet piézoélectrique est le phénomène qui se produit lorsqu'un matériau piézoélectrique est soumis à une contrainte mécanique, produisant ainsi une différence de potentiel électrique. Les capteurs piézoélectriques peuvent également utiliser des matériaux actifs (magnétiques, électriques, thermiques ou mécaniques) pour coupler les grandeurs physiques mesurées. Ce concept peut être étendu à des dispositifs qui combinent l'utilisation de matériaux piézoélectriques avec celle d'un matériau actif, tels que les matériaux magnétostrictifs ou magnétoélectriques.

1.11.5.1.1. Cristal piézoélectrique.

Pour comprendre le fonctionnement d'un capteur de force piézoélectrique, il est important d'examiner ses composants internes. Tout d'abord, nous pouvons identifier un cristal piézoélectrique, tel que le quartz, qui se trouve au cœur du capteur. Les matériaux piézoélectriques génèrent une charge électrique lorsque soumis à une contrainte mécanique. En d'autres termes, la charge électrique produite est proportionnelle à la contrainte mécanique appliquée. L'utilisation d'un amplificateur de charge permet de convertir cette charge en un signal facilement mesurable de 0 à 10 volts. En fin de compte, la tension de sortie du capteur est directement proportionnelle à la contrainte mécanique exercée [11].

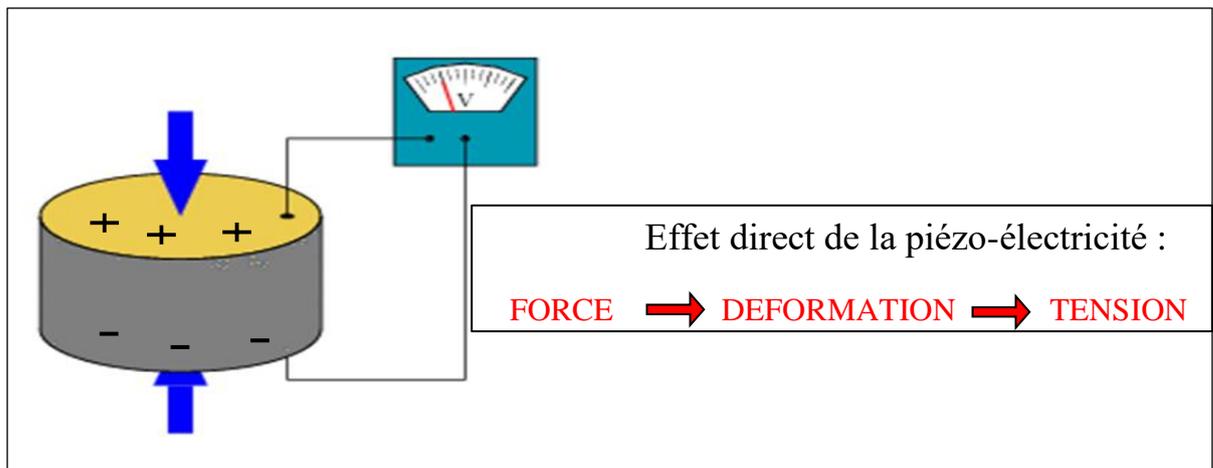


Figure 1.21 : Illustration du comportement d'une pastille piézo-électrique (La force appliquée crée un signal électrique).

1.12. Caractéristiques d'un fluide.

1.12.1. Convection.

La convection est le mouvement interne d'un fluide sous l'effet de la différence de température, de salinité ou d'une autre caractéristique entre deux endroits. Elle peut être induite naturellement ou forcée [13].

Fluide	Type de Transfer	h en $W.m^{-2}.K^{-1}$
Eau	Convection naturelle	100 -- 1000
	Convection force	300 -- 12000
Métal liquide	Convection forcée	6000 -- 110000

Tableau 1.2 : La convection des fluides [13].

1.12.2. Viscosité.

Peut être définie comme l'ensemble des phénomènes de résistance au mouvement d'un fluide pour un écoulement avec ou sans turbulence. La viscosité diminue la liberté d'écoulement du fluide et dissipe son énergie [14].

Liquide (20°C)	Viscosité (mPa.s)
Eau	1.0
Mercure	1.5
Huile d'olive	840
Glycérine pure	1500

Tableau 1.3 : La viscosité Liquide [14].

1.12.3. Laminarité.

Lorsque la vitesse d'écoulement est faible, ce qui est le cas dans des micro canaux, la viscosité des fluides devient un facteur prépondérant par rapport à leur vitesse. L'écoulement devient laminaire : il file tout droit, sans tourbillon, Les molécules composant le fluide progressent ainsi en conservant leurs vitesses les unes par rapport aux autres [14].

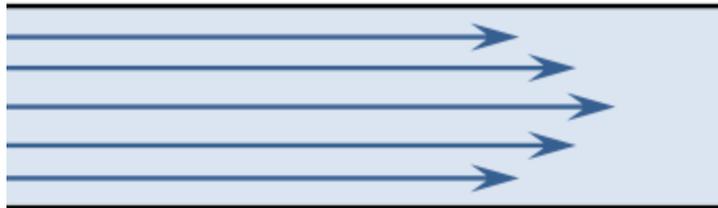


Figure 1.22 : Ecoulement laminaire (Flux stratifiés).

1.12.4. Turbulence.

Désigne l'état de l'écoulement d'un fluide, liquide ou gaz, dans lequel la vitesse présente en tout point un caractère tourbillonnaire : tourbillons dont la taille, la localisation et l'orientation varient constamment [16].

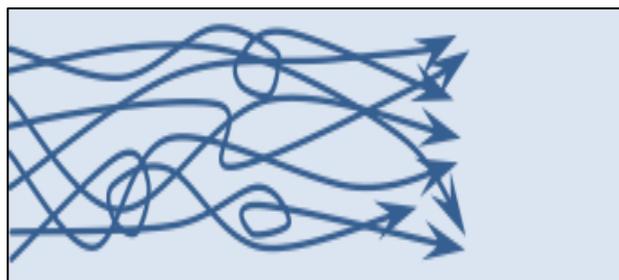


Figure 1.23 : Ecoulement turbulent (Instabilité de dispersion des particules)

1.13. Physique des écoulements micro fluidiques.

Dans le cas de conduites avec des dimensions microscopiques, le comportement des écoulements de fluides est différent du cas étudié par la mécanique des fluides aux échelles macroscopiques. En effet, certains phénomènes comme la capillarité et les forces de viscosité deviennent prépondérants tandis que d'autres, comme la gravité, deviennent négligeables dans l'étude des écoulements de fluides [2].

1.13.1. Nombre de Reynolds.

A l'échelle de la micro fluidique les forces visqueuses prévalent sur les forces inertielles. Les écoulements sont majoritairement laminaires, ce qui veut dire que les lignes de flux forment des lignes parallèles sans turbulence. Le nombre de Reynolds est un ratio de grandeurs physiques associées à ces forces qui permet de déterminer si les écoulements sont laminaires ou turbulents. Classiquement on estime que pour $Re < 1$ les forces inertielles sont plus influentes [2].

$$Re = \frac{\text{forces convectives}}{\text{forces visqueuses}} = \frac{\rho v D_h}{\mu}$$

ρ : masse volumique [kg/m³].

v : vitesses moyenne d'écoulement [m/s].

D_h : diamètre hydraulique [m].

μ : viscosité dynamique [Pa.s ou kg/(m.s)].

Le diamètre hydraulique utilisé pour calculer le nombre de Reynolds dépend de la section et de la géométrie du canal. La formule suivante permet de rapporter le diamètre hydraulique d'un canal de section quelconque sur un équivalent de section cylindrique [2].

A : aire de la section du canal [m²]

$$D_h = \frac{4A}{P}$$

P : périmètre mouillé du canal [m]

Cylindre
$D_{cyl} = \frac{4 \pi r^2}{2 \pi r} = 2r = D$

Tableau 1.4 : Diamètres hydraulique de structures courantes des canaux.

1.13.2. Equation de Navier Stokes.

Les écoulements de fluides continus Newtoniens peuvent être représentés par l'équation de Navier Stokes :

$$-\nabla\vec{p} + \mu\Delta\vec{u} + \vec{F} = \rho \left(\frac{\partial\vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} \right)$$

$-\nabla\vec{p}$ Correspond au gradient de pression dans le liquide. Les forces visqueuses sont $\mu\Delta\vec{u}$

Représentées par :

- Les forces externes appliquées au liquide sont réunies sous le terme \vec{F} .
- La partie $\rho \left(\frac{\partial\vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} \right)$ correspondant aux forces inertielles.

Cette équation reste valable en micro fluidique mais elle peut être simplifiée pour un Re faible lorsque les forces visqueuses prennent l'avantage sur les forces inertielles [2]. Si aucune force n'est appliquée sur le liquide (ex : gravité, électrostatique) l'équation devient l'équation de Stokes :

$$\nabla\vec{p} + \mu\Delta\vec{u} = \vec{0}$$

1.14. Méthodes de modélisation micro fluidique.

La modélisation est un outil essentiel dans le domaine de la micro fluidique, qui consiste à étudier les comportements des fluides à l'échelle microscopique dans des canaux et des cavités de dimensions réduites, en tant qu'un domaine de la science et de l'ingénierie qui vise à étudier et à prédire le comportement des fluides à l'échelle microscopique, avec une constante évolution, de nouveaux modèles et de nouvelles techniques de modélisation développées régulièrement pour améliorer la précision et l'efficacité des prédictions. Et aussi pour résoudre des problèmes complexes dans différents domaines d'application.

La modélisation microfluidique est Son rôle principale et de prédire le comportement des fluides dans les dispositifs microfluidiques, d'optimiser leur conception et de comprendre les mécanismes sous-jacents. Elle permet également de simuler des processus tels que le mélange, la séparation, le transport de fluide, la réaction chimique, et d'autres phénomènes microfluidiques.

Il existe plusieurs méthodes de modéliser un système microfluidique, Dans ce qui suit, nous allons présenter les différentes méthodes de modélisation connue pour modéliser l'écoulement d'un fluide dans un system micro fluidique [12].

1.14.1. Modélisation analytique.

Les modèles analytiques ont longtemps été utilisés pour prédire le comportement des fluides dans les systèmes microfluidiques, basée sur des équations mathématiques qui décrivent les propriétés des fluides à l'échelle microscopique en outre Ces modèles sont souvent utilisés pour des situations simples et idéalisées, comme des écoulements laminaires à faible vitesse , Les équations de Navier-Stokes(cf Aneex B) sont souvent utilisées pour décrire le comportement des fluides visqueux dans les canaux microfluidiques

1.14.1.1. Méthode des volumes finis.

Cette méthode est largement utilisée pour résoudre les équations de Navier-Stokes pour les fluides incompressibles et compressibles, ainsi que pour les écoulements diphasiques et multiphasiques. Elle permet également de prendre en compte les effets de surface, les interactions fluides-structures, les effets thermiques, les phénomènes de transport, et d'autres phénomènes complexes en microfluidique.

1.14.1.2 Méthode de la fonction de distribution.

C'est une méthode basée sur la résolution de l'équation de Boltzmann, qui décrit la distribution des vitesses des particules dans un fluide. Cette méthode est très utile pour la modélisation des phénomènes de transport, tels que la diffusion et la convection.

1.14.1.3. Équation différentielle en temps continu.

Une équation différentielle en temps continu est une équation mathématique qui relie une fonction inconnue à ses dérivées par rapport à la variable temps. Elle exprime la relation entre une quantité et son taux de variation dans le temps.

Une équation différentielle en temps continu peut être exprimée sous la forme générale : $F(d^n(y)/dt^n, d^{(n-1)}(y)/dt^{(n-1)}, \dots, dy/dt, y, t) = 0$, où $y(t)$ représente la fonction inconnue dépendant de la variable temps t , n 'est l'ordre de l'équation différentielle et F est une fonction qui relie les différentes dérivées de $y(t)$ et $y(t)$ elle-même à travers des combinaisons linéaires ou non linéaires.

La solution d'une équation différentielle en temps continu consiste à trouver une fonction $y(t)$ qui satisfait l'équation pour tous les instants t dans un certain intervalle.

Il existe différents types d'équations différentielles en temps continu, tels que les équations différentielles ordinaires (EDO) qui ne contiennent qu'une seule variable indépendante (généralement le temps), et les équations aux dérivées partielles (EDP) qui impliquent plusieurs variables indépendantes.

Les équations différentielles en temps continu sont utilisées pour modéliser et résoudre une grande variété de problèmes scientifiques et d'ingénierie dans des domaines tels que la physique, la biologie,

l'économie, l'ingénierie électrique et mécanique, etc. Elles permettent de décrire le comportement dynamique des systèmes et d'obtenir des prédictions quantitatives sur leur évolution dans le temps.

Équation différentielle en temps discret : Une équation différentielle en temps discret est une équation mathématique qui relie une fonction inconnue à ses valeurs et/ou décalages dans le temps discrets. Contrairement aux équations différentielles en temps continu, où les variables dépendent du temps continu, les équations différentielles en temps discret impliquent des instants de temps distincts et séparés.

1.14.1.4. Équation différentielle en temps discret.

Une équation différentielle en temps discret peut être exprimée sous la forme générale :

$$y[n+m] + a_1y[n+m-1] + a_2y[n+m-2] + \dots + a_ny[n] = b_0x[n+k] + b_1x[n+k-1] + b_2x[n+k-2] + \dots + b_mx[n],$$

où $y[n]$ représente la fonction inconnue à l'instant de temps discret n , $x[n]$ est la valeur d'une autre fonction ou une entrée à l'instant de temps n , et les coefficients $a_1, a_2, \dots, a_n, b_0, b_1, \dots, b_m$ sont des paramètres constants.

La solution d'une équation différentielle en temps discret consiste à trouver une séquence de valeurs $y[n]$ qui satisfait l'équation pour tous les instants de temps n dans un certain intervalle.

Les équations différentielles en temps discret sont largement utilisées en traitement du signal, en théorie de la commande, en théorie des systèmes et dans d'autres domaines de l'ingénierie. Elles permettent de modéliser et d'analyser le comportement des systèmes dynamiques discrets, tels que les systèmes de contrôle, les filtres numériques, les systèmes de communication, etc. La résolution des équations différentielles en temps discret peut être effectuée à l'aide de méthodes analytiques, de méthodes numériques ou d'algorithmes de simulation adaptés.

1.14.2. Modélisation numérique.

La méthode de modélisation couramment utilisée dans le domaine de la microfluidique pour prédire le comportement des fluides à l'échelle microscopique. Les modèles numériques sont utilisés pour simuler des écoulements plus complexes, tels que des écoulements turbulents ou les interactions de fluide. Ces modèles sont basés sur des équations mathématiques qui sont résolues à l'aide de méthodes numériques

Parmi des méthodes de modélisation numérique c'est celle de la simulation informatique pour résoudre les équations mathématiques qui décrivent le mouvement des fluides dans des canaux et sur les systèmes micro fluidiques complexes, tels que le mélange de fluides et les interactions fluide-structure. Elle peut également être utilisée pour prédire des phénomènes.

Les simulations peuvent être réalisées en utilisant des logiciels spécialisés, tels que COMSOL Multiphysics, ANSYS Fluent, OpenFOAM et LAMMPS.

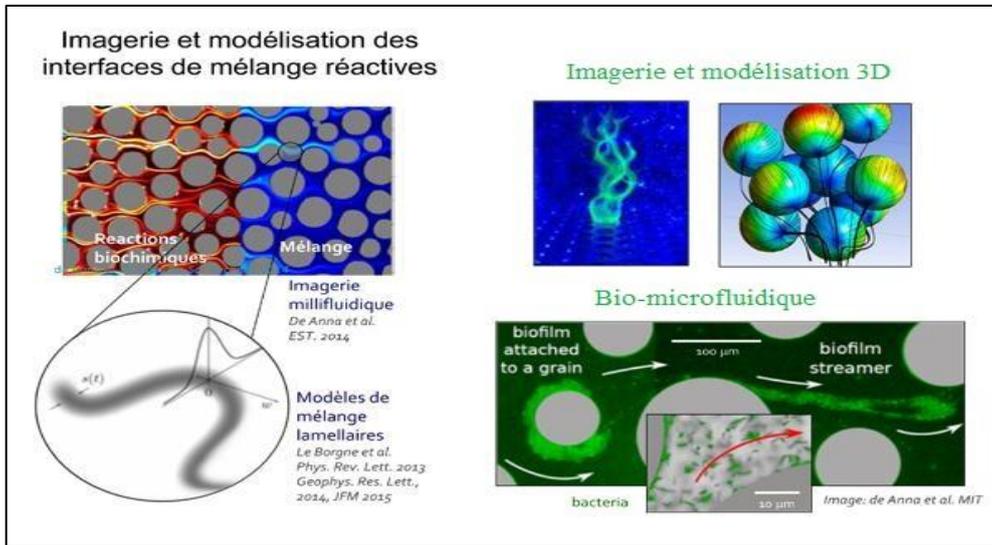


Figure 1.24 : exemple d'une modélisation numérique Biomicrofluidique.

1.14.2.1. Méthode de lattice Boltzmann.

C'est une méthode numérique basée sur la simulation de particules qui utilise une approche cinétique pour modéliser le comportement des fluides. Cette méthode est très utile pour la modélisation de phénomènes complexes tels que la convection naturelle, les instabilités de surface et la dynamique des interfaces.

1.14.2.2. Simulation de Monte Carlo.

La simulation de Monte Carlo est une méthode de simulation stochastique qui permet de simuler des événements aléatoires. Cette méthode est souvent utilisée pour simuler des phénomènes tels que la diffusion des molécules ou la formation de gouttelettes dans des systèmes microfluidiques.

Remarque : Les simulations numériques peuvent offrir une précision élevée, mais elles sont souvent coûteuses en termes de temps de calcul.

1.14.3. Modélisation hybride.

Dans le domaine de la microfluidique fait référence à l'utilisation de plusieurs approches de modélisation pour résoudre les problèmes complexes associés à l'écoulement des fluides à l'échelle microscopique.

Les approches de modélisation hybride peuvent inclure la combinaison de modèles analytiques, numériques et expérimentaux pour étudier les caractéristiques de l'écoulement des fluides dans les microcanaux et les micro-dispositifs. Par exemple, la modélisation analytique peut être utilisée pour résoudre les équations de Navier-Stokes pour les petits nombres de Reynolds, tandis que la modélisation numérique peut être utilisée pour résoudre les équations pour les plus grands nombres de Reynolds. où une

seule méthode de modélisation ne suffit pas à décrire l'ensemble du système.

Alors On combine des simulations numériques avec des mesures expérimentales pour valider les résultats de la modélisation. Cette approche permet de prendre en compte des effets non linéaires, des instabilités et des phénomènes de transport complexes.

1.14.4. Modélisation basée sur l'apprentissage automatique :

La modélisation basée sur l'apprentissage automatique de plus en plus utilisée dans le domaine de la microfluidique pour prédire les propriétés des fluides et des structures microfluidiques, ainsi que pour optimiser les performances des dispositifs microfluidiques. Ces méthodes utilisent des réseaux de neurones artificiels pour apprendre à partir de données expérimentales ou de simulations numériques. Cette approche permet de modéliser des systèmes complexes sans nécessiter une connaissance approfondie de la physique sous-jacente.

L'une des principales forces de la modélisation par l'apprentissage automatique est sa capacité à extraire des relations non linéaires complexes à partir de données brutes. En utilisant des ensembles de données expérimentales ou de simulations numériques, les algorithmes d'apprentissage automatique peuvent apprendre des modèles qui peuvent être utilisés pour prédire des quantités physiques dans des conditions différentes de celles de l'ensemble d'apprentissage. Cependant, la modélisation par l'apprentissage automatique peut être limitée par la qualité des données utilisées pour l'apprentissage et par la capacité de généralisation des modèles appris. Par conséquent, il est crucial de sélectionner les ensembles de données de manière appropriée et de valider les modèles appris sur des ensembles de données de test indépendants pour garantir la fiabilité des prévisions.

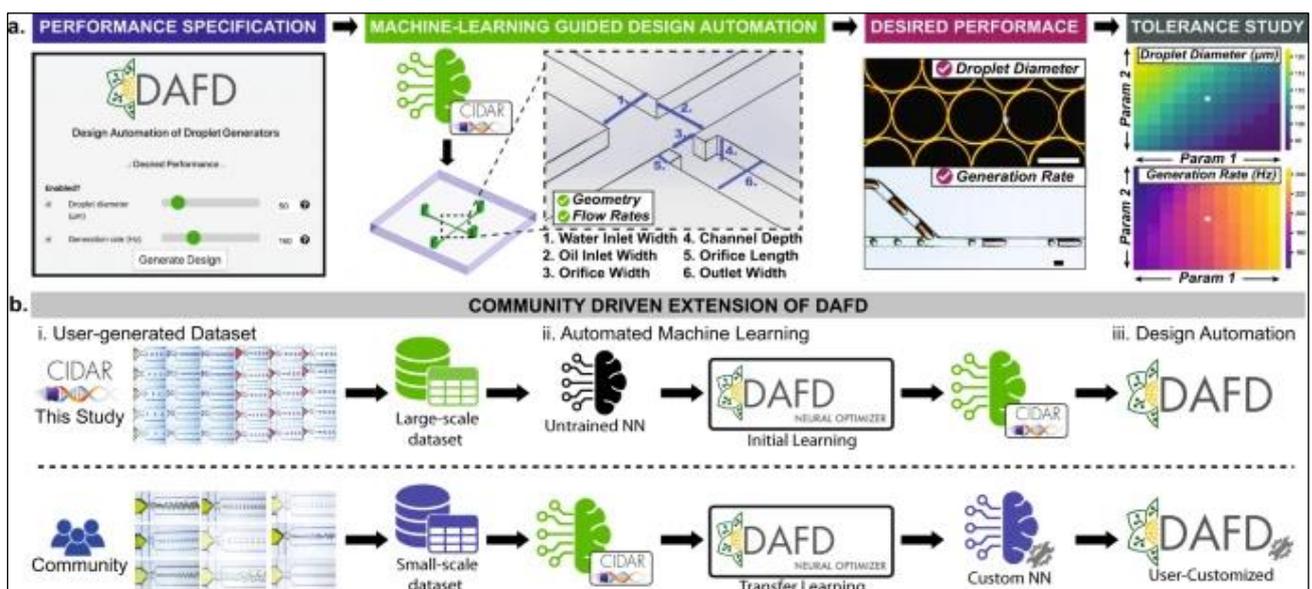


Figure 1.25 : l'outil d'automatisation de conception développé pour les générateurs de gouttelettes à focalisation de flux, appelé DAJD.

-Voici quelques exemples de modèles de modélisation basée sur l'apprentissage automatique utilisés dans le domaine de la microfluidique :

1.14.4.1. Prédiction de la viscosité des fluides.

La viscosité est une propriété importante des fluides en microfluidique car elle influe sur l'écoulement et la résistance au débit. Les modèles de prédiction de la viscosité basés sur l'apprentissage automatique peuvent prendre en compte divers paramètres tels que la température, la pression et la composition chimique du fluide pour prédire la viscosité. Par exemple, l'article "Predicting viscosity of electrolyte solutions using artificial neural networks" de Dongqing Li et al. Utilise un réseau de neurones artificiels pour prédire la viscosité de solutions électrolytiques en fonction de la concentration, de la température et du type d'ions.

1.14.4.2. Prédiction des propriétés des gouttelettes.

Les gouttelettes sont souvent utilisées dans les applications microfluidiques, telles que la manipulation de cellules individuelles ou la synthèse de nanoparticules. Les modèles de prédiction basés sur l'apprentissage automatique peuvent être utilisés pour prédire les propriétés des gouttelettes, telles que la taille, la forme et la vitesse de déplacement. Par exemple, l'article "Machine learning for real-time prediction of droplet size and velocity in microfluidics" de H. Yang et al [10]. Utilise un réseau de neurones pour prédire la taille et la vitesse de déplacement des gouttelettes en temps réel.

1.15. Conclusion.

En conclusion, l'état de l'art de la micro fluidique est en constante évolution et de plus en plus de techniques de fabrication et de modalisation sont développées pour répondre aux besoins spécifiques de l'industrie et de la recherche. Les avancées dans la fabrication de dispositifs de microfluidique, telles que la lithographie douce et la microfabrication à base de polymères, ont permis la réalisation de dispositifs de microfluidique complexes et précis, tandis que les modèles mathématiques de plus en plus sophistiqués permettent de mieux comprendre le comportement des fluides dans ces micro-environnements. Ces développements ont permis l'élaboration de nombreux dispositifs et systèmes de microfluidique, allant des capteurs de débit optiques aux dispositifs de diagnostic médical, en passant par les circuits microfluidiques intégrés pour l'analyse chimique. Avec l'augmentation de la demande pour des solutions miniaturisées, la micro fluidique continuera à jouer un rôle important dans un large éventail de domaines allant de la biologie et l'électronique jusqu'à l'analyse chimique et à l'industrie des semi-conducteurs.

Chapitre 2 :
Etat de l'art des études de cas
appliquées « imprimante 3D » en
micro fluidique.

2.1. Introduction

L'impression 3D a révolutionné de nombreux domaines, et la micro fluidique ne fait pas exception. La combinaison de l'impression 3D avec la micro fluidique ouvre de nouvelles perspectives passionnantes pour la conception et la fabrication de dispositifs miniaturisés, permettant une manipulation précise des fluides à l'échelle micro ou nanométrique. Dans ce chapitre, nous allons explorer l'état de l'art des études de cas appliquées en micro fluidique utilisant l'impression 3D.

2.2. L'impression 3D : un procédé révolutionnaire

L'impression 3D a représenté une véritable révolution dans le domaine industriel depuis son apparition jusqu'à nos jours. L'histoire de cette technologie débute en 1986 lorsque Charles Hull [17], un ingénieur travaillant chez Ultra-Violet Products aux États-Unis, développe le premier procédé d'impression connu sous le nom de stéréolithographie. Suite à cette invention, Charles fonde sa propre entreprise spécialisée dans les technologies d'impression 3D. Cette société conçoit sa première imprimante commerciale SLA 250 qui utilise la technologie de stéréolithographie. La même année, Charles Hull invente également le fichier "STL" qui facilite la communication entre la machine et les logiciels de conception assistée par ordinateur (CAO). Cette innovation a ouvert la voie à plusieurs autres procédés tels que la projection de liant, la projection de matière, la fusion sur lit de poudre et l'extrusion de matière (EM) [17].

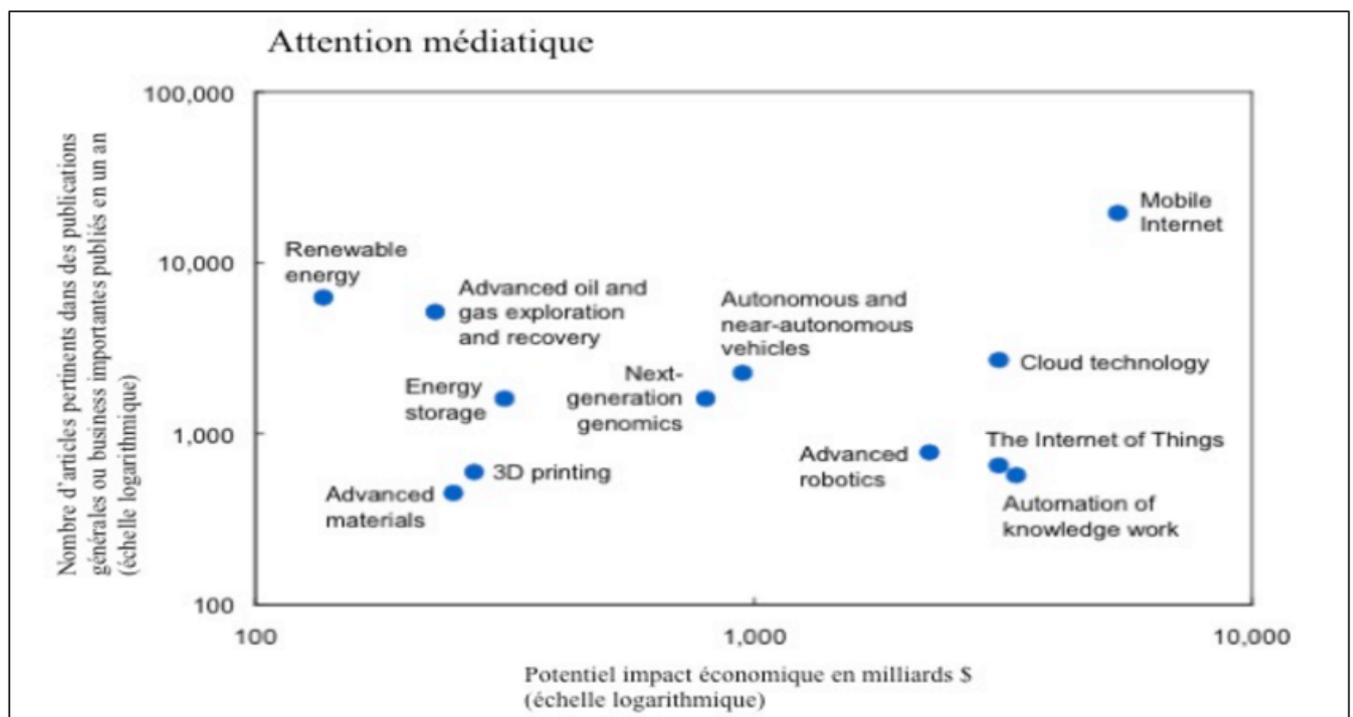


Figure 2.1 : D'après Manyika, J., Chui, M., Bughin, J., Dobbs, R., Bisson, P., & Marrs, A. (2013). Technologies perturbatrices : des progrès qui transformeront la vie, les affaires et l'économie mondiale (vol. 180). [San Francisco, Californie, États-Unis : McKinsey Global Institute].

Initialement, l'utilisation des imprimantes 3D dans l'industrie était limitée en raison de leur coût élevé. Toutefois, au fil du temps, ces machines ont connu une évolution significative sur le plan des ventes à l'échelle mondiale. En effet, les ventes d'imprimantes 3D ont augmenté de manière notable, passant de 80000 unités en 2013 à 278000 unités en 2015, soit une augmentation de 3,47 fois [17]. Cette demande croissante a entraîné une concurrence accrue, ce qui a considérablement réduit les coûts. Comparativement à d'autres procédés de fabrication de composites tels que l'injection, la compression et l'usinage CNC, les équipements d'impression 3D restent moins onéreux à l'achat.

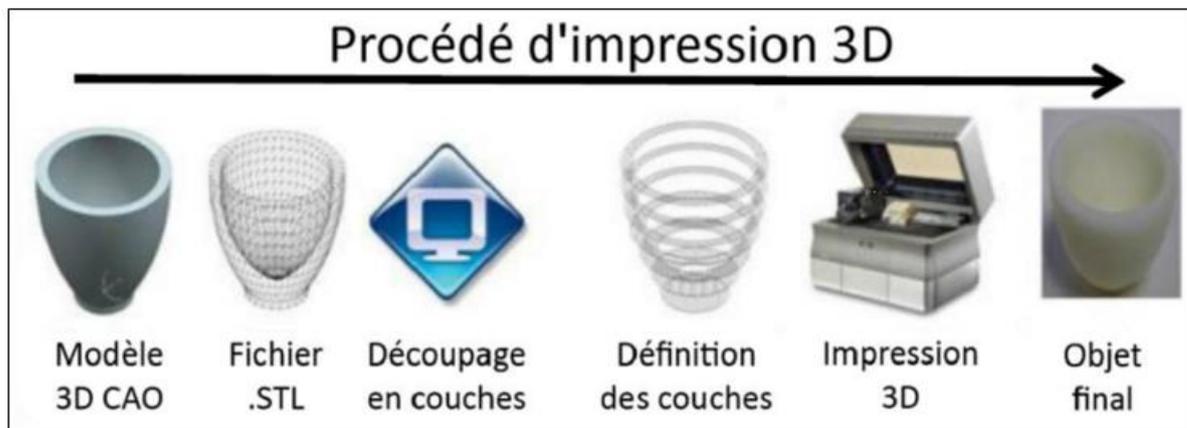


Figure 2.2 : Les étapes principales du processus de fabrication.

L'impression 3D, également connue sous le nom de fabrication additive, est définie par les organismes de normalisation tels que l'ISO et l'ASTM comme un "terme général utilisé pour décrire les technologies qui permettent la création d'objets physiques en ajoutant successivement du matériau selon une représentation géométrique" [17].

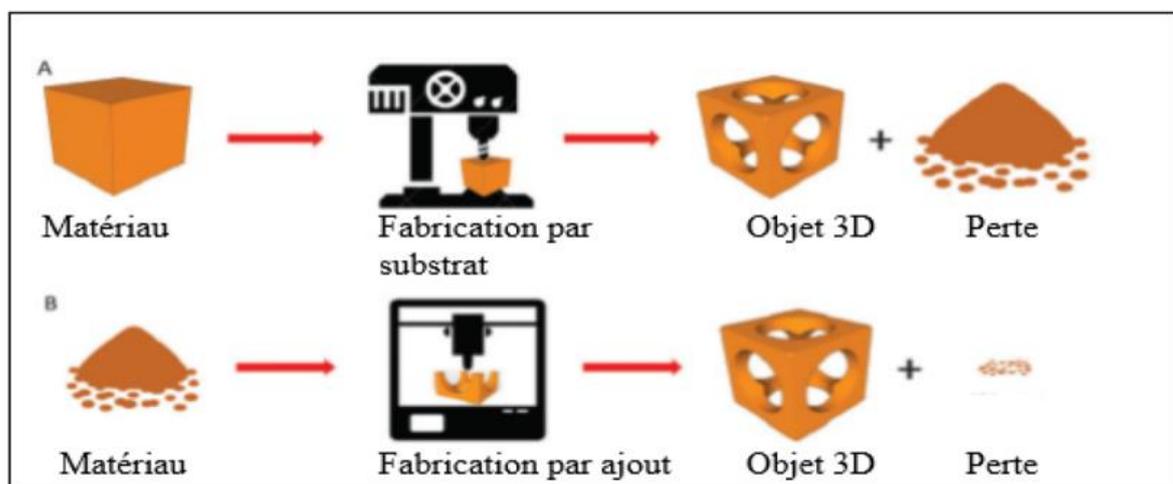


Figure 2.3 : Comparaison entre les deux méthodes de fabrication : (A) l'usinage
(B) la fabrication additive.

Contrairement à l'usinage numérique (A), qui consiste à sculpter un bloc de matière en enlevant de la matière, la fabrication additive (B) permet de produire des pièces en ajoutant du matériau, sans générer de déchets (voir Figure 2.3).

2.3. Domaines d'applications

La fabrication additive représente une technologie polyvalente qui trouve des applications dans de nombreux domaines différents (voir Figure 2.4). Ce procédé permet la réalisation de pièces complexes qui sont difficilement obtenues par le biais des procédés conventionnels tels que le tournage, le fraisage, le perçage, l'injection, la compression.

Cette technique offre la possibilité de fabriquer des prototypes, des pièces fonctionnelles, des outillages ainsi que des pièces de rechange. Au-delà de l'ingénierie, la portée de cette technologie s'étend à plusieurs domaines, incluant l'aéronautique, l'automobile, l'architecture, l'art, la médecine, l'éducation, et bien d'autres encore.

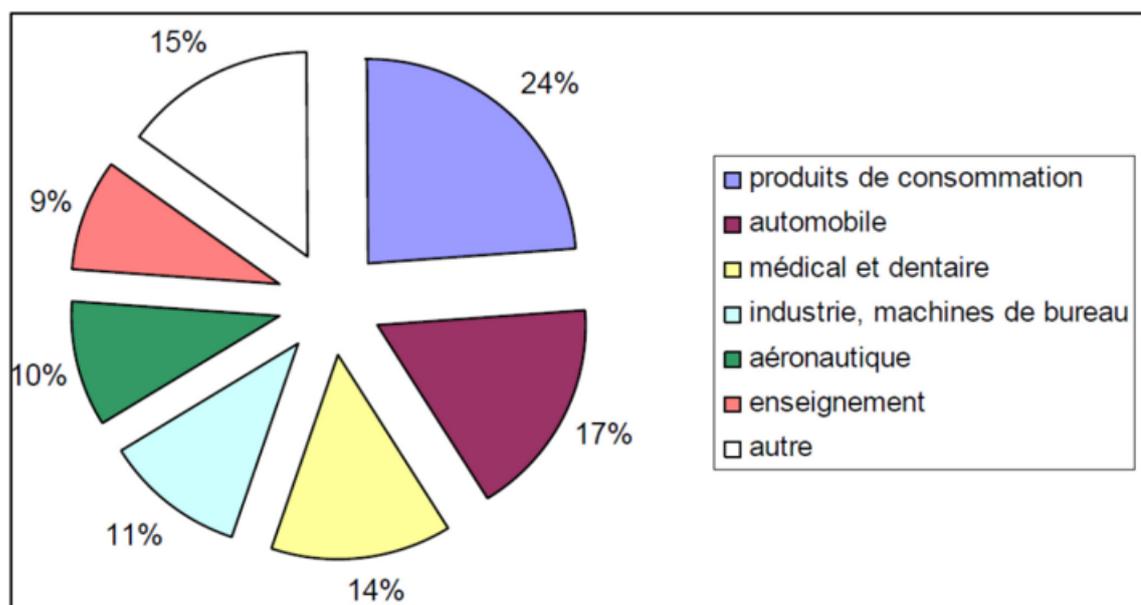


Figure 2.4 : Secteur d'applications de l'impression 3D.

2.4. Les différents modèles des imprimantes 3D.

Avant de procéder, il est crucial de déterminer le type spécifique d'imprimante 3D que nous utilisons. Sur le marché grand public, il existe deux configurations courantes d'imprimantes 3D : les modèles cartésiens et les modèles Delta. Nous allons maintenant examiner en détail chaque modèle.

2.4.1. Imprimantes cartésiennes.

Également connues sous le nom d'imprimantes 3D cartésiennes, sont des dispositifs utilisés pour la fabrication d'objets tridimensionnels à partir de modèles numériques. Leur fonctionnement repose sur un

système de déplacement cartésien, dans lequel des moteurs pas à pas contrôlent les mouvements le long des axes X, Y et Z. L'utilisateur crée ou télécharge un modèle 3D sur un ordinateur (cf Annexe A), qui est ensuite converti en un fichier G-code spécifique à l'imprimante. Ce fichier est interprété par un système de commande qui envoie des signaux aux moteurs pas à pas, permettant ainsi de déplacer la tête d'impression et le plateau d'impression. La tête d'impression dépose le matériau d'impression en fusionnant des couches successives, ce qui permet la construction de l'objet. Les imprimantes cartésiennes offrent une grande précision, bien qu'elles puissent être relativement lentes en raison des déplacements nécessaires sur plusieurs axes pour chaque couche [26].



Figure 2.5 : exemple d'imprimante cartésienne.

2.4.2. Imprimante delta.

Une imprimante delta, également connue sous le nom d'imprimante delta 3D, est un type d'imprimante 3D qui repose sur une architecture spécifique. Son nom provient de la forme géométrique d'un triangle équilatéral (delta) utilisé pour positionner les axes de l'imprimante.

Le fonctionnement d'une imprimante delta repose sur le mouvement coordonné de trois bras ou de trois colonnes verticales disposées en forme de triangle. Chaque bras est relié à un chariot mobile qui porte l'extrudeuse, la partie responsable de l'application précise et contrôlée du matériau d'impression.

L'extrudeuse dépose le matériau sur la plateforme d'impression de manière méthodique [26].

À la différence des imprimantes 3D plus répandues qui se basent sur des systèmes de translation cartésienne (XYZ), les imprimantes delta font usage d'un système de coordonnées polaires pour déplacer les bras.

Chaque bras de l'imprimante delta est équipé de moteurs pas à pas qui assurent le contrôle précis de la position et des mouvements du chariot. En ajustant la longueur des bras et en coordonnant les mouvements des moteurs, l'imprimante delta est capable de déplacer l'extrudeuse dans l'espace tridimensionnel afin de créer des objets [26].

Un avantage notable de l'imprimante delta réside dans sa vitesse d'impression élevée. Les bras et les chariots peuvent se déplacer rapidement dans un espace vertical, permettant des mouvements fluides et rapides. De plus, l'architecture delta offre une zone d'impression relativement grande par rapport à la taille globale de l'imprimante, ce qui est bénéfique en termes de capacité de production [26].

Néanmoins, il convient de noter que les imprimantes delta peuvent être plus complexes à configurer et à calibrer par rapport aux imprimantes 3D traditionnelles. La géométrie delta introduit des déformations non linéaires lors des déplacements, ce qui requiert des ajustements précis afin d'obtenir une impression précise et de haute qualité [20].

Malgré ces considérations, les imprimantes delta trouvent leur utilité dans diverses applications. Elles sont largement utilisées dans la production de prototypes, la fabrication d'objets artistiques et décoratifs, ainsi que dans certains domaines industriels où la vitesse d'impression revêt une importance cruciale.

Il est essentiel de souligner la distinction entre les imprimantes Delta et les imprimantes Cartésiennes, car elles ne nécessitent pas les mêmes méthodes de réparation. Chacun de ces modèles possède ses propres spécificités. Le tableau ci-dessous présente une comparaison entre les deux types d'imprimantes 3D [20] :



Figure 2.6 : exemple d'imprimante Delta.

COMPARAISON	DELTA		CARTESIEN	
Format de la plaque	Circulaire		Carré/ Rectangle	
Bruyante ?	Non		Oui	
Est-ce que la plaque bouge ?	Non		Oui	
Dimension :	Grande		Petit	

Tableau 2.1 : Les différents modèles de l'imprimante 3D [20].

2.5. Définition des concepts.

2.5.1. Conception Assistée par Ordinateur.

La Conception Assistée par Ordinateur (CAO) désigne une technologie utilisée dans la conception de produit. Elle permet également la création de documents expliquant la procédure à suivre lors de la conception du produit concerné. Les documents produits peuvent être en deux dimensions ou en trois dimensions. [27].

2.5.2. Impression.

L'impression est le processus de conversion d'un fichier numérique en une copie physique ou un objet concret [27].

2.5.3. Impression 3D.

L'impression 3D, également connue sous le nom de fabrication additive, est un processus par lequel des objets concrets sont créés en ajoutant des couches successives de matériau, tels que du plastique, de la résine ou du métal. Cette technique d'impression permet de fondre ou de fusionner le matériau, qui est ensuite déposé sur la couche précédente et solidifié. L'expression « trois dimensions » fait référence au fait que la machine utilise trois axes distincts pour construire l'objet [27].

2.5.4. Filament.

Pour l'impression en trois dimensions, la matière première est généralement disponible sous la forme de bobines de filament, qui sont des cylindres fins et allongés [27].

2.5.5. Extrudeur.

L'extrudeur représente un élément fondamental au sein d'une imprimante 3D. Il s'agit d'un dispositif crucial chargé de déposer avec précision le matériau d'impression, généralement sous forme de filament plastique, afin de construire l'objet couche par couche [27].

2.5.6. L'injection.

L'impression 3D par injection de fluides est une modalité de la fabrication additive qui permet la création d'objets en déposant des couches successives de matériaux liquides ou semi-liquides. Contrairement aux méthodes d'impression 3D traditionnelles qui utilisent des matériaux solides, cette approche spécifique exploite des fluides tels que des résines ou des gels [27].

2.6. Les imprimantes MEAM-HP.

Les imprimantes MEAM-HP, abréviation de Multi Electrode Additive Manufacturing - High Precision (fabrication additive à électrodes multiples - haute précision), sont une technologie innovante dans le domaine de l'impression 3D. Développées par la société MEAM-HP, ces imprimantes se distinguent par leur capacité à offrir une haute précision et une qualité supérieure dans la fabrication d'objets en trois dimensions [29].

L'une des caractéristiques clés des imprimantes MEAM-HP réside dans leur approche de fabrication additive à électrodes multiples. Cette technologie utilise plusieurs électrodes pour contrôler de manière précise et minutieuse le dépôt de matériau lors du processus d'impression. Cette méthode permet d'obtenir des pièces avec des détails fins, une résolution élevée et des tolérances étroites.

2.6.1. Fonctionnement des imprimantes MEAM-HP.

Dans le contexte du procédé MEAM-HP, les imprimantes 3D sont équipées de deux composants essentiels : un système de déplacement permettant de déplacer le plateau d'impression ou la buse selon les directions XYZ, et un extrudeur chargé de pousser le matériau fondu à travers une buse.

Trois catégories d'extrudeurs sont utilisées : à vis, à filament et à piston. L'extrudeur à vis (Figure 2.7a) utilise une vis d'extrusion similaire à celle des machines d'injection de plastique pour fondre les granulés de matière première et les pousser à travers la buse. L'extrudeur à filament (Figure 2.7b) entraîne le matériau sous forme de filament dans un réservoir chauffé afin de le liquéfier ou de le ramollir avant de le faire sortir par la buse et de le déposer sur le plateau d'impression. Enfin, l'extrudeur à piston présenté à (Figure 2.7c) fonctionne selon le principe d'une seringue, où le matériau fondu est conservé dans le réservoir et poussé par le piston. Chaque type d'extrudeur est décrit plus en détail dans les sections suivantes [29].

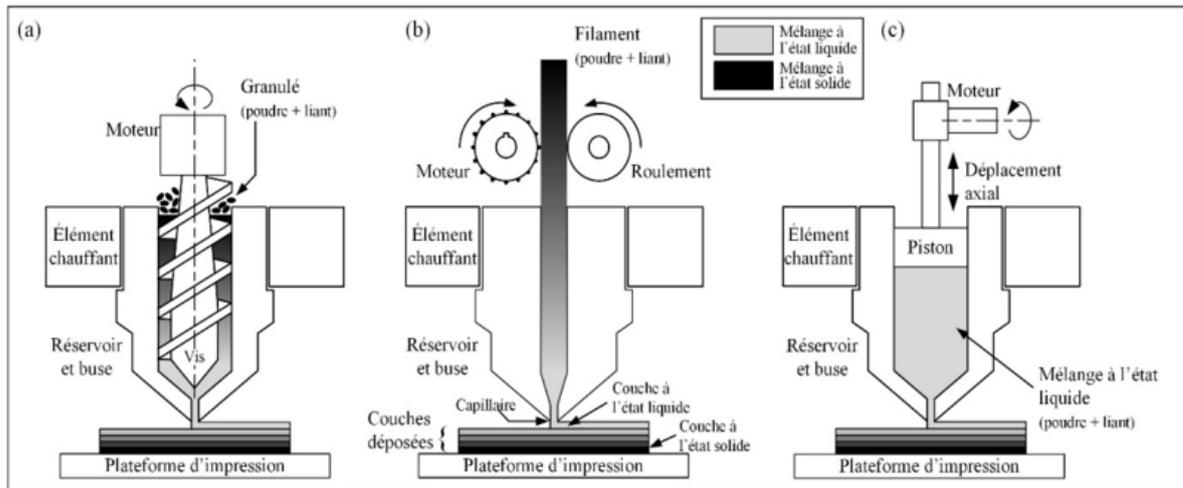


Figure 2.7 : Schéma de principe du procédé MEAM-HP (a) extrudeur à vis, (b) extrudeur à filament, (c) extrudeur à piston.

2.6.2. Extrudeur à vis.

L'extrudeur à vis (Figure 2.8) offre la possibilité d'utiliser des granulés de matière première, ce qui signifie que les matériaux déjà disponibles pour le procédé MIM (moulage par injection de poudre métallique) peuvent être directement utilisés. Les granulés solides sont entraînés par une vis à l'intérieur d'un cylindre chauffé où ils se liquéfient. La géométrie conique de l'âme de la vis d'extrusion permet de générer la pression nécessaire pour faire sortir le matériau à l'autre extrémité. En plus de la large gamme de matériaux disponibles, l'extrudeur à vis ne limite pas la fraction volumique de poudre, contrairement à l'extrudeur à filament. Cependant, l'extrudeur à vis présente une complexité de calibrage pour obtenir le débit souhaité à la sortie de la buse [29].

De plus, l'extrudeur à vis nécessite un assemblage plus lourd, ce qui demande une imprimante plus robuste pour supporter son poids et surmonter les forces d'accélération.



Figure 2.8 : Extrudeur à vis.

La société Arburg (Figure 2.9) propose une variante de ce procédé en ajoutant une valve à pointeau qui permet de contrôler le début et la fin du débit de matière. La vis d'extrusion est utilisée uniquement pour créer une pression dans le mélange. Contrairement à tous les autres types d'extrudeurs, cette méthode dépose des gouttelettes de matière de manière successive plutôt que des lignes continues. La valve à pointeau est contrôlée par un actionneur piézoélectrique capable d'être activé jusqu'à 200 fois par seconde. L'avantage principal de cette technologie est un meilleur contrôle du débit, car le volume de chaque gouttelette de matière peut être ajusté presque instantanément. Cependant, la taille des particules doit être inférieure à 10 μm , car la course de la valve à pointeau est limitée à 90 μm et des particules trop grosses pourraient provoquer des blocages et entraver le bon fonctionnement de l'imprimante [29].

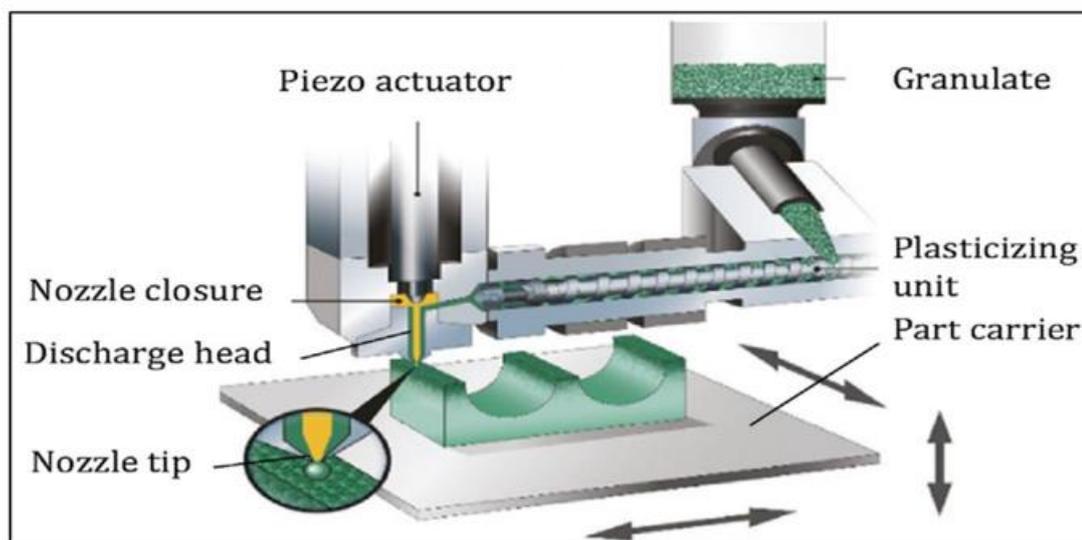


Figure 2.9 : Imprimante Arburg Freeformer .

2.6.3. Extrudeur à piston.

L'extrudeur à piston, qui fonctionne selon le principe d'une seringue, est le moins couramment utilisé dans le procédé MEAM-HP. Son fonctionnement repose sur un piston motorisé qui pousse le mélange fondu à travers une buse à partir d'un réservoir cylindrique chauffé, comme illustré à la Figure 2.10. Ce type d'extrudeur présente deux inconvénients majeurs. Tout d'abord, le mélange reste à l'état liquide pendant une période prolongée, ce qui peut entraîner une séparation des composants au fil du temps, rendant le mélange non homogène. Deuxièmement, cet extrudeur est sensible à la présence d'air piégé dans le mélange. Lors d'une séquence d'extrusion, le mélange est comprimé, ce qui entraîne la compression de l'air emprisonné. Cela réduit la précision avec laquelle l'extrudeur peut démarrer et arrêter une séquence d'extrusion [29].

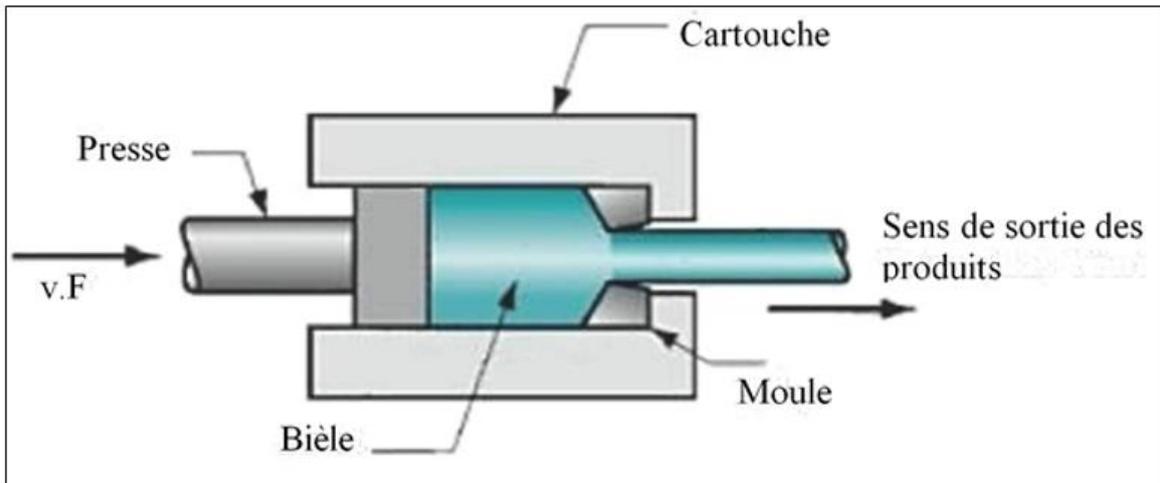


Figure 2.10 : extrudeur à piston.

2.7. Nouveau concept : impression 4D.

L'émergence d'un nouveau concept passionnant dans le domaine de l'impression est celui de l'"impression 4D". Contrairement à l'impression 3D traditionnelle, qui se concentre sur la création d'objets statiques en trois dimensions, l'impression 4D va au-delà en intégrant la dimension temporelle, permettant aux objets imprimés de se transformer, de s'adapter ou de se modifier au fil du temps [30].

L'idée fondamentale de l'impression 4D est d'imprimer des structures programmées pour réagir à des stimuli spécifiques, tels que des changements de température, d'humidité, de pression ou d'autres conditions environnementales. Ces structures intelligentes, souvent basées sur des matériaux intelligents, peuvent alors se déformer, se plier, se déplier, se replier ou même changer de forme de manière préprogrammée, offrant ainsi de nouvelles fonctionnalités et possibilités [30].

Le potentiel de l'impression 4D est vaste, avec des applications envisagées dans de nombreux domaines, notamment la médecine, la robotique, l'aérospatiale, la construction et bien d'autres encore. Par exemple, des implants médicaux 4D pourraient être conçus pour se déployer et s'adapter à des conditions spécifiques à l'intérieur du corps humain, améliorant ainsi l'efficacité des traitements et réduisant les interventions chirurgicales invasives [30].

Cependant, il convient de noter que l'impression 4D en est encore à ses premiers stades de développement et présente des défis techniques importants à relever, notamment en ce qui concerne la programmation des matériaux et la précision des transformations.

Les chercheurs et les scientifiques travaillent activement pour explorer les possibilités offertes par l'impression 4D et pour surmonter ces obstacles, ouvrant ainsi la voie à une nouvelle ère de fabrication intelligente et adaptative.

2.8. Conclusion.

En conclusion, l'état de l'art des études de cas sur l'impression 3D démontre l'énorme potentiel de cette technologie pour la fabrication de dispositifs complexes et sur mesure. L'impression 3D permet de réaliser des structures microscopiques avec une précision et une résolution élevées, offrant ainsi de nouvelles possibilités dans la conception et la fabrication de dispositifs pour la manipulation des fluides à petite échelle. L'étude de cas a montré que l'impression 3D permet une fabrication rapide et économique, réduisant ainsi les coûts et les délais de production. Cependant, des défis subsistent, tels que la sélection des matériaux appropriés pour une compatibilité avec les fluides, la résistance mécanique et la biocompatibilité. Des avancées sont nécessaires pour améliorer les performances et les fonctionnalités des dispositifs imprimés en 3D. Néanmoins, l'impression 3D représente une véritable révolution pour le domaine de la microfluidique, ouvrant la voie à de nouvelles applications et à des avancées significatives dans le domaine de la recherche et le développement.

Chapitre 3 :

Etat de l'art des systèmes multitâches temps réel.

3.1. Introduction

En informatique en temps réel, les systèmes sont conçus pour exécuter des applications dans des délais strictement définis. Une application est considérée comme temps réel si elle peut accomplir ses tâches dans des délais limités. Contrairement aux systèmes de traitement d'informations classiques, les systèmes temps réel sont différents car la valeur d'une donnée produite dépend non seulement de la précision de son calcul, mais aussi de la disponibilité de la donnée à une certaine date.

Les contraintes temporelles se retrouvent dans divers domaines d'activités, tels que l'aéronautique avec les systèmes de pilotage embarqués utilisés dans les avions et les satellites, l'automatisation industrielle avec les systèmes de contrôle de procédés dans les usines et les centrales nucléaires, ainsi que dans la gestion, les télécommunications, l'automobile et la robotique.

3.2. Systèmes temps réel.

3.2.1. Système.

Dans le domaine de l'informatique temps réel, nous considérons un système comme une entité composite comprenant des personnes, du matériel, des logiciels et des procédures [21]. Ces éléments interagissent les uns avec les autres et sont organisés de manière à répondre à un besoin spécifique et à atteindre un objectif déterminé.

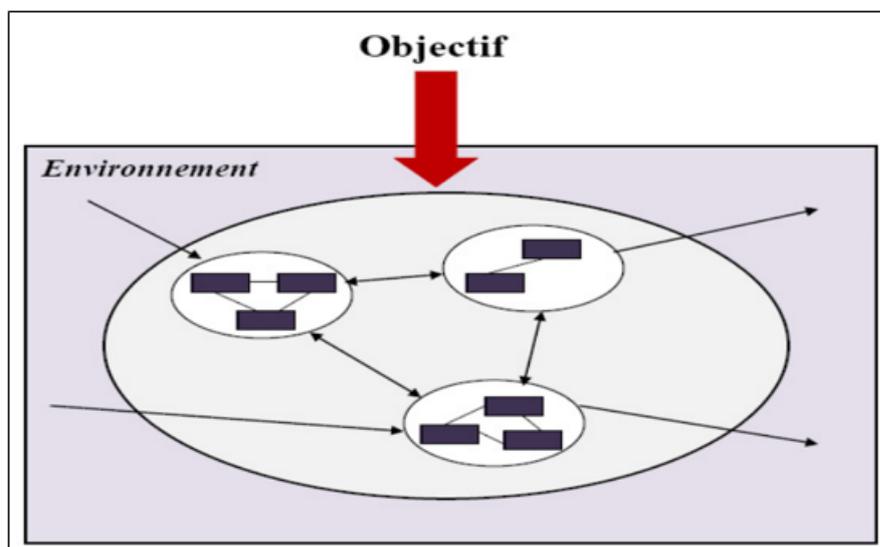


Figure 3.1 : System et environnement.

Une définition générale stipule qu'un système est constitué d'un ensemble d'éléments interconnectés (voir Figure 3.1) qui fonctionnent ensemble en formant une entité cohérente. En d'autres termes, un système est une entité reconnaissable qui évolue dans un environnement donné. Il existe une frontière claire qui sépare un système de son environnement. [21]

Un système informatique est un type de système qui peut être classé dans différentes catégories

3.2.2. Types de systèmes.

Une classification établie par G. Berry [22] repose sur les interactions entre le système et son environnement physique. On distingue deux types de systèmes : les systèmes transformationnels et les systèmes réactifs.

Selon Harel [23], la classification des systèmes informatiques se présente comme suit :

- **Système transformationnel** : Un système transformationnel produit des sorties en fonction des entrées, selon un processus de calcul indépendant de l'environnement. Dans ce cas, les moments de production des résultats ne sont pas contraints, car pour ces systèmes, la précision logique prime. Des exemples de systèmes transformationnels sont les compilateurs et les éditeurs de factures.
- **Système réactif** : Un système réactif interagit continuellement et instantanément avec son environnement. L'environnement joue un rôle crucial, car ce sont les dynamiques environnementales qui influencent la temporalité des interactions. Ainsi, un système réactif élabore et produit des sorties en réaction aux événements générés par l'environnement. Des exemples de systèmes réactifs sont les contrôleurs de processus industriels et les interfaces homme-machine critiques.
- **Système interactif** : Un système interactif interagit constamment avec son environnement tout en imposant son propre rythme. Dans ce cas, le temps n'intervient que dans la mesure où il affecte le confort de travail ou la qualité de service. Deux exemples de tels systèmes sont une base de données et une interface homme-machine non critique.
- **Système temps réel** : Un système temps réel doit réagir dans le respect de contraintes temporelles aux demandes émises par un environnement externe. La réaction du système est déterminée par les événements reçus et l'état actuel. Il est essentiel de pouvoir traiter de manière synchrone un flux d'événements asynchrones issus d'un processus, sans en perdre aucun et en respectant un délai prédéterminé pour chaque événement.

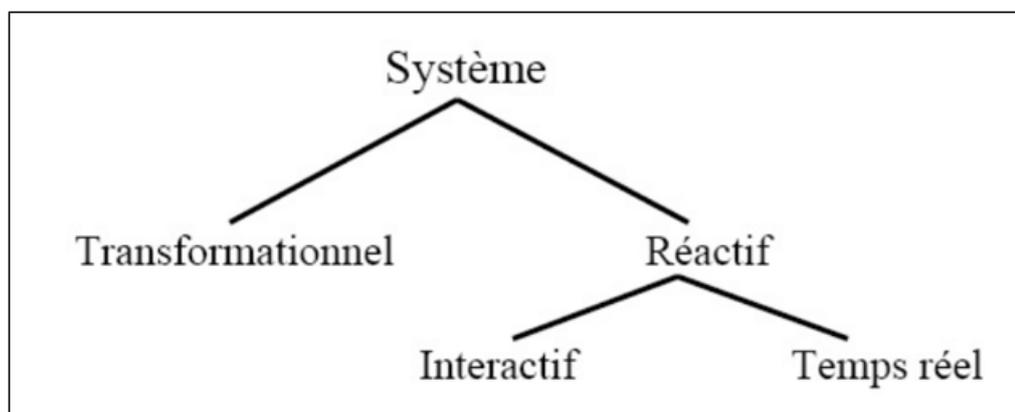


Figure 3.2 : Classification des systèmes

3.2.3. Du réactif au temps réel.

Les définitions des systèmes temps réel sont multiples mais convergent toutes vers un même concept. En voici quelques exemples :

Définition 1 : Les systèmes temps réel sont des systèmes réactifs qui permettent la mise en place d'applications où le respect des contraintes temporelles est la principale exigence à satisfaire. Une application temps réel est une application qui met en œuvre un système informatique dont le fonctionnement est déterminé par l'évolution dynamique de l'état de son environnement (processus) auquel il est connecté, et dont il doit contrôler le comportement [21].

Définition 2 : Un système temps réel est un système dont l'exactitude des résultats ne dépend pas seulement de l'exactitude logique des calculs, mais aussi de la date à laquelle les résultats sont produits. Si les contraintes temporelles ne sont pas respectées, on parle de défaillance du système [25]. En effet, la validité d'un système temps réel dépend de deux attributs essentiels :

La précision logique des traitements effectués et l'aspect temporel. En d'autres termes, un système temps réel doit satisfaire deux contraintes importantes :

- ✦ **Exactitude logique** : fournir des sorties appropriées garantissant le comportement souhaité du système en réponse à des événements d'entrée et aux données échangées.
- ✦ **Exactitude temporelle** : respecter les contraintes temporelles associées aux traitements effectués par le système tout au long de sa durée de vie.

Ainsi, dans un système temps réel, un résultat fourni en dehors des délais requis est considéré comme incorrect, même s'il est logiquement correct.

3.2.4. Fonctionnement d'un système temps réel.

Dans un système temps réel, on retrouve principalement deux éléments distincts (voir Figure 3.3) :

- une ou plusieurs entités physiques qui composent le procédé (également appelé système contrôlé) et un système de contrôle (contrôleur) chargé de surveiller régulièrement et périodiquement l'état du procédé en récupérant les valeurs provenant des capteurs.
- Les capteurs sont responsables de la surveillance des événements du système contrôlé et fournissent des mesures pertinentes, tandis que les actionneurs sont chargés d'exécuter les réactions requises par le système.

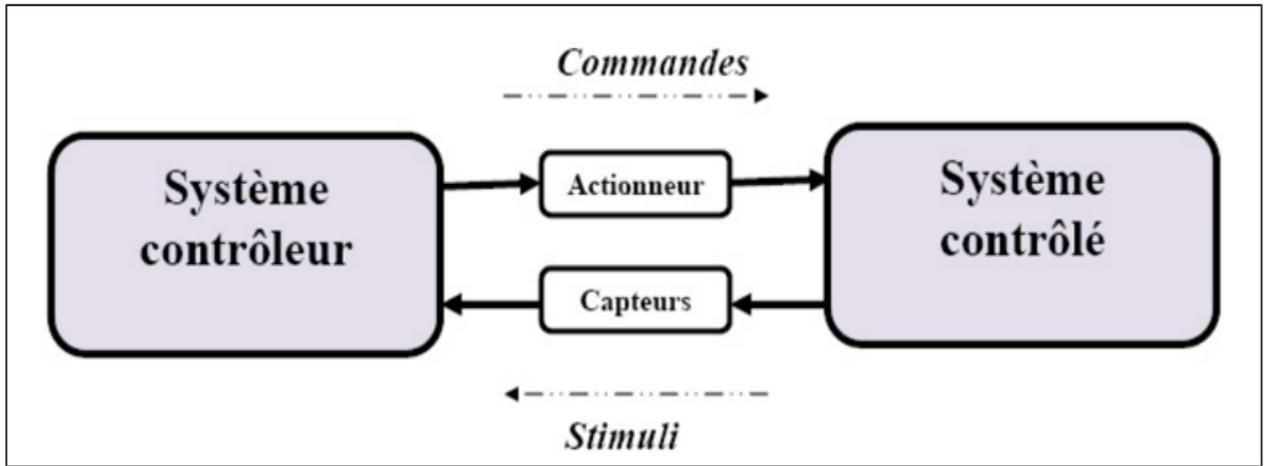


Figure 3.3 : Principe général d'un système temps réel.

3.3. Systèmes embarqués temps réel.

Les systèmes embarqués temps réel ont connu une expansion significative ces dernières années, investissant de nombreux domaines tels que le contrôle industriel, les télécommunications, l'aéronautique, l'automobile, et bien d'autres encore. La fonction principale d'un système embarqué est de surveiller et de contrôler l'évolution de son environnement. Ces systèmes, en plus d'être réactifs, sont souvent soumis à des contraintes strictes imposées par leurs environnements [21].

3.3.1. Systèmes embarqués.

Un "système embarqué" fait référence à un système électronique et informatique autonome, dédié à une tâche spécifique, souvent en temps réel, caractérisé par une taille limitée et une faible consommation d'énergie. Le terme "embarqué" est utilisé lorsque le système est intégré à l'environnement qu'il contrôle. Il s'agit donc d'une combinaison de matériel et de logiciel pour gérer un dispositif qui n'est pas un ordinateur et qui interagit avec le monde extérieur, En plus des données d'entrées à traiter, les systèmes embarqués doivent prendre en compte des contraintes [21]. Celles-ci peuvent être aussi bien au niveau matériel qu'au niveau logiciel :

1) Contraintes au niveau matériel :

Ces contraintes sont principalement liées aux limitations matérielles, notamment :

- Un poids et une consommation réduits.
- Une résistance aux chocs, aux variations de température.
- Une réserve d'énergie limitée ;
- Une mémoire limitée.

2) Contraintes au niveau logiciel :

Ce type de contraintes concerne principalement les fonctionnalités fournies par le système ainsi que les contraintes temporelles qui doivent être respectées, telles que :

- La sûreté de fonctionnement, qui se réfère à la capacité d'accorder une confiance justifiée au service fourni.
- La résilience aux pannes, où la défaillance d'un composant ne doit pas compromettre l'intégrité du système.
- Le développement en environnement croisé (cross-compilation).

La plupart des systèmes embarqués sont également des systèmes temps réel, ce qui signifie qu'ils doivent satisfaire aux mêmes exigences qu'un système temps réel.

3.3.2. Systèmes embarqués temps réel et leur classification.

Dans le contexte des systèmes temps réel, les données ont une validité définie à la fois par leur domaine de valeurs acceptées et par leur durée de validité, qui dépend naturellement de l'échéance à laquelle elles doivent être traitées. Ainsi, les données ont une durée d'existence limitée.

En fonction de la criticité des contraintes temporelles, on distingue trois types de systèmes temps réel :

- **Systèmes à contraintes strictes (temps réel dur)** : Ces systèmes ont un comportement déterministe, où toutes les contraintes temporelles doivent être impérativement respectées. Les systèmes à contraintes temporelles dures ne tolèrent aucune déviation dans la gestion du temps, car cela pourrait entraîner des conséquences catastrophiques [25]. Ils sont courants dans les domaines touchant la sécurité publique, tels que les systèmes de contrôle des centrales nucléaires, des voies ferrées et de la médecine assistée par ordinateur.
- **Systèmes à contraintes relatives (temps réel souple)** : Cette catégorie de systèmes est moins exigeante en termes de respect de toutes les contraintes temporelles. Cela signifie que des écarts dans le respect des contraintes sont tolérés sans conséquences catastrophiques [25]. Les systèmes à contraintes temporelles souples acceptent des variations dans le traitement des données, ce qui donne lieu à la notion de Qualité de Service. Ils sont couramment utilisés dans les applications multimédia telles que la téléphonie et la vidéo, où la qualité est évaluée en termes de service et où une faible probabilité de non-respect des limites temporelles peut être tolérée.
- **Systèmes à contraintes mixtes** : Ces systèmes sont composés à la fois de tâches à contraintes strictes et de tâches à contraintes relatives [25]. Ils se caractérisent par un sous-ensemble de tâches

qui doivent impérativement respecter des contraintes temporelles, et un autre sous-ensemble de tâches dont l'objectif est de minimiser les erreurs temporelles.

3.4. Architecture des applications temps réel.

3.4.1. Architecture logicielle des applications temps réel.

Dans le contexte des systèmes temps réel, une tâche est considérée comme l'unité de représentation des activités. Elle est responsable de fournir un service spécifique de l'application et correspond à l'exécution d'une séquence d'opérations sur un processeur [24].

La vie d'une tâche peut être représentée par un chronogramme ou un diagramme de Gantt, qui introduit les termes suivants [24] :

1. **Date de création ou d'activation** : C'est la date à laquelle la tâche est créée et prête à être exécutée sur le processeur.
2. **Date de démarrage** : C'est la date à laquelle la tâche commence son exécution sur le processeur.
3. **Date de préemption** : À un moment donné, la tâche peut être temporairement interrompue au profit d'une autre tâche plus prioritaire.
4. **Dates de reprise** : Le processeur reprend l'exécution de la tâche à l'endroit où elle avait été préemptée précédemment (plusieurs possibilités peuvent se produire pendant la durée de vie de la tâche).
5. **Date de terminaison** : C'est la date à laquelle la tâche termine son exécution sur le processeur.
6. **Temps de réponse** : Il s'agit de l'écart entre la date d'activation et la date de terminaison, représentant le temps nécessaire pour exécuter la tâche.

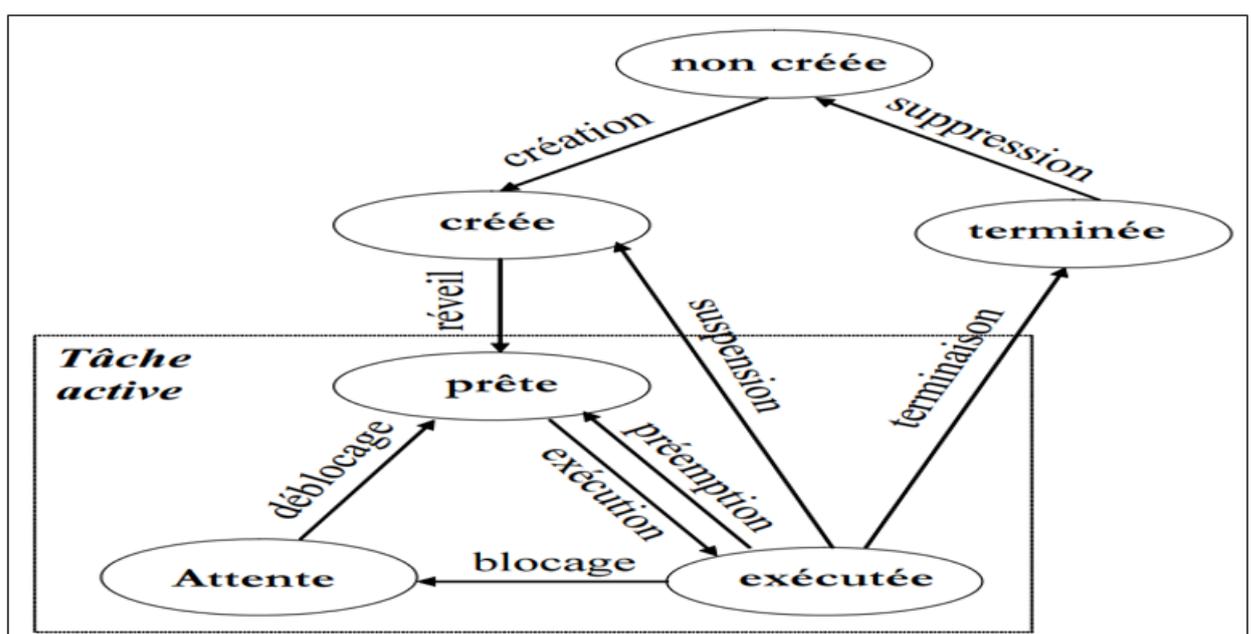


Figure 3.4 : Évolution possible des états des tâches dans un Système Temps Réel.

3.4.2. Architecture mono tâche.

L'architecture mono tâche, également connue sous le nom de monoprogrammation ou uni programmation, est un modèle informatique dans lequel un seul processus ou programme s'exécute à la fois sur un système [24]. Dans ce type d'architecture, le processeur est dédié à l'exécution d'une seule tâche jusqu'à son terme avant de passer à la tâche suivante.

Voici quelques caractéristiques de l'architecture mono tâche :

- 1) **Exécution séquentielle** : Avec l'architecture mono tâche, les tâches sont exécutées séquentiellement, c'est-à-dire l'une après l'autre, sans chevauchement.
- 2) **Occupation complète du processeur** : Pendant l'exécution d'une tâche, le processeur est entièrement utilisé par cette dernière, ce qui signifie qu'il n'y a pas de temps d'inactivité du processeur.
- 3) **Temps de réponse élevé** : Étant donné qu'un seul processus s'exécute à la fois, l'architecture mono tâche peut offrir un temps de réponse rapide pour les applications qui nécessitent l'achèvement rapide d'une tâche avant de passer à la suivante.
- 4) **Manque de multitâche** : Contrairement aux architectures multitâches ou multiprogrammation, l'architecture mono tâche ne permet pas l'exécution simultanée de plusieurs tâches. Chaque tâche doit attendre que la précédente soit terminée avant de pouvoir s'exécuter.
- 5) **Utilisation inefficace des ressources** : Étant donné que le processeur est occupé par une seule tâche à la fois, il peut y avoir des périodes d'inactivité où les ressources du système ne sont pas pleinement utilisées.
- 6) **Simple à gérer** : L'architecture mono tâche est relativement simple à mettre en œuvre et à gérer, car il n'y a pas de conflits potentiels entre les tâches concurrentes.

3.4.3. Architecture multitâche.

Dans un environnement où les événements et les grandeurs physiques externes se produisent de manière concurrente, il est nécessaire de décrire cet environnement comme un système fortement parallèle. Cela conduit naturellement à adapter les méthodes de conception et de réalisation en utilisant une architecture multitâche qui répond au comportement parallèle du procédé externe [21]. Cette architecture logicielle multitâche facilite la conception, la mise en œuvre et améliore l'évolutivité de l'application réalisée. La Figure 3.5 représente de manière générique l'architecture logicielle d'une application multitâche.

Dans ce contexte, nous pouvons découper l'ensemble des tâches ou activités en différents groupes :

- **Tâches d'entrées/sorties** : ces tâches permettent d'accéder aux données externes via des cartes d'entrées/sorties et des capteurs ou actionneurs liés au procédé géré. Ces tâches peuvent être activées de manière régulière ou par interruption.
- **Tâches de traitement** : ces tâches constituent le cœur de l'application et impliquent des traitements de signaux ou des lois de commande, nous considérerons ces tâches comme des boîtes noires, relevant des domaines tels que le traitement du signal, le traitement d'images ou l'automatique.
- **Tâches de gestion de l'interface utilisateur** : ces tâches permettent de présenter l'état du procédé ou de sa gestion à l'utilisateur. L'opérateur peut modifier les consignes ou les commandes en réponse. Ces tâches peuvent être complexes et nécessiter beaucoup de temps de calcul, notamment si l'interface gérée est de grande taille (tableau de bord) ou de type graphique (représentation 3D).
- **Tâches de communications** : ces tâches sont responsables de la gestion des messages envoyés ou reçus à travers un ou plusieurs réseaux ou bus. Si ce type de tâches est présent, l'application est considérée comme distribuée ou répartie.
- **Tâches de sauvegarde** : ces tâches permettent de stocker l'état du système à des moments spécifiques. Ces sauvegardes peuvent être utilisées ultérieurement pour analyser le fonctionnement de l'application ou lors d'une reprise d'exécution à une étape antérieure.

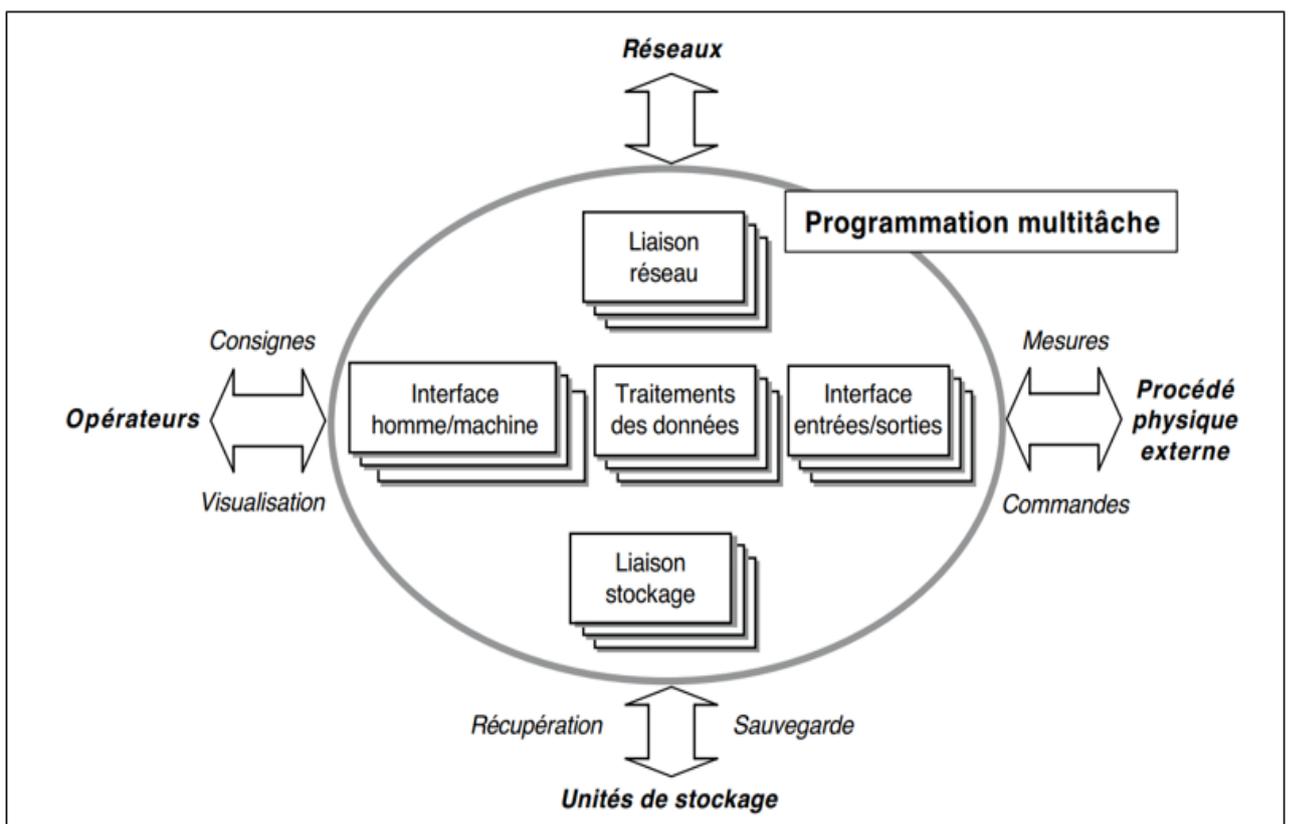


Figure 3.5 : Architecture logicielle d'une application de contrôle-commande multitâche.

Après l'analyse et la conception de l'application, nous obtenons un ensemble de tâches ou d'activités qui collaborent pour réaliser le contrôle-commande du procédé géré. Ces tâches appartiennent aux différents groupes mentionnés précédemment. Il est également possible de modifier ce découpage purement fonctionnel en adoptant une approche centrée sur les entités ou les "objets" à contrôler, selon les besoins spécifiques [21].

Les tâches qui composent l'application ne sont pas des entités d'exécution indépendantes. En effet, certaines tâches sont connectées à l'extérieur pour les entrées et sorties. De plus, elles peuvent être liées par différents types de relations (voir Figure 3.6) :

- ❖ **Synchronisation** : cela se manifeste par une relation de précédence d'exécution entre les tâches.
- ❖ **Communications** : en plus de la notion de précédence, traduite par la synchronisation, il y a le transfert de données entre les tâches.
- ❖ **Partage de ressources** : les tâches utilisent des éléments communs au niveau du système tels que des zones mémoire, des cartes d'entrées/sorties, des cartes réseau. Certaines de ces ressources, comme les zones mémoire, ne doivent pas être accessibles par plus d'une tâche à la fois pour assurer un fonctionnement correct, Elles 'ont qualifiées de ressources critiques.

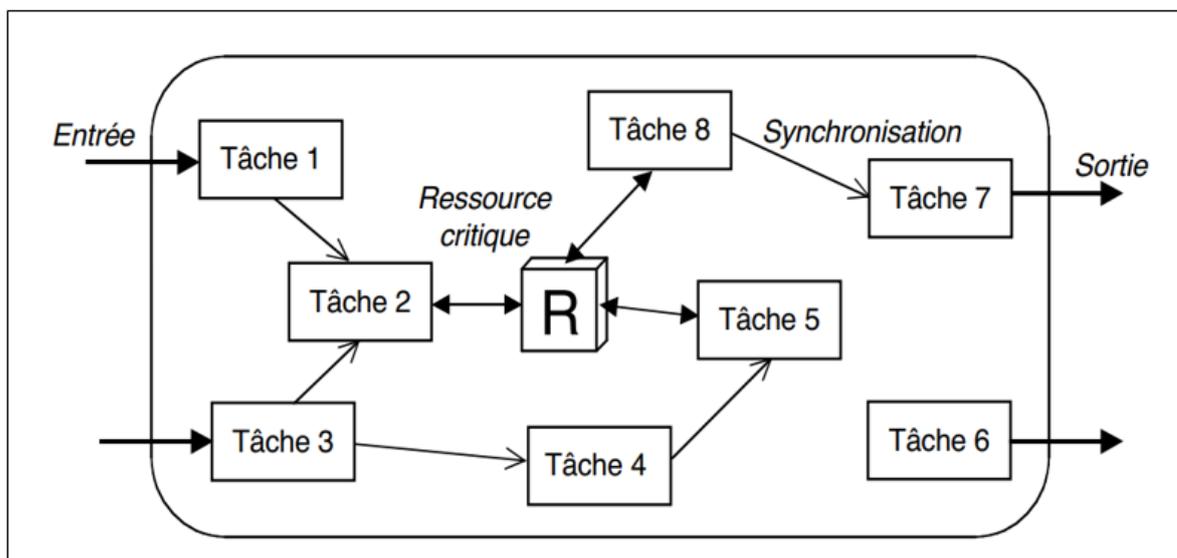


Figure 3.6 : Représentation schématique de l'architecture multitâche d'une application de contrôle-commande.

3.5. Modèles d'exécution et ordonnancement.

Cette architecture logicielle peut être considérée comme un ensemble de tâches synchronisées, communicantes et partageant des ressources critiques. Dans ce contexte, le rôle fondamental du système informatique est de gérer la séquence et la concurrence des tâches afin d'optimiser l'utilisation du Contrôleur de tâches. Cette fonction est appelée l'ordonnancement. L'ordonnancement revêt une importance cruciale

dans les systèmes temps réel [21], car il détermine le comportement temporel et garantit le respect des contraintes de temps imposées à l'exécution de l'application.

On distingue généralement deux modèles d'exécution dans les systèmes temps réel : l'exécution synchrone et l'exécution asynchrone. Dans ce contexte, certaines tâches peuvent être interrompues ou préemptées. Par conséquent, l'ordonnancement n'est pas entièrement prévisible et l'analyse de l'exécution des tâches doit être réalisée en ligne par simulation ou par des tests [21]. Cela nécessite l'utilisation d'un gestionnaire centralisé des événements et des décisions d'exécution, également appelé exécutif ou noyau temps réel.

3.6. Les outils d'implémentation pour un système temps réel.

3.6.1. Exécutif Temps Réel.

L'exécutif temps réel offre une gamme variée de services et de garanties qui facilitent l'exécution et la communication des tâches [24]. Ces services, connus sous le nom de primitifs temps réel, peuvent être directement utilisés au sein des tâches et présentent différentes caractéristiques.

- **La gestion des tâches** : est l'une de ces caractéristiques. Les tâches subissent des changements d'état au cours de leur utilisation dans le système. Initialement inexistantes, elles sont "créées" puis réveillées, ce qui les place dans l'état "prête". Un mécanisme logiciel de sélection décide ensuite de choisir une tâche parmi celles dans l'état "prête" pour que le contrôleur la traite. Lorsque la tâche est exécutée, son état passe à "exécutée". À partir de cet état, la tâche peut soit être préemptée par une autre tâche, revenant ainsi à l'état "prête", soit être bloquée par une opération de synchronisation, ce qui la fait passer à l'état "attente", soit enfin terminer son exécution et passer à l'état "terminée" avant de disparaître du système [24].
- **La gestion des ressources partagées** est essentielle dans les systèmes temps réel. Certaines ressources peuvent être critiques et nécessitent donc une utilisation en exclusion mutuelle. Pour garantir le respect de l'exclusion mutuelle, différentes techniques sont utilisées. La technique la plus simple consiste à masquer les interruptions pendant l'utilisation des ressources, ce qui empêche l'exécutif temps réel de traiter de nouvelles demandes d'accès à une ressource et résout ainsi les problèmes d'exclusion mutuelle. Cependant, cette méthode présente des limites, car l'utilisation d'une ressource peut être relativement longue, et il n'est pas toujours souhaitable d'interdire la préemption (qui est une conséquence du masquage des interruptions) pendant une telle durée [24].

C'est pourquoi l'utilisation de sémaphores est souvent préférée. Les sémaphores permettent de mettre en place différentes politiques d'accès aux ressources, telles que la politique FIFO (First In First Out)

ou la politique de priorités fixes. Une fois que l'exclusion mutuelle est assurée, il incombe à l'exécutif temps réel de vérifier qu'aucun phénomène d'inter blocage ne se produit [24].

- **La gestion des communications entre tâches** : on distingue principalement deux types de communication.

- ❖ Le premier type, appelé communication asynchrone, repose sur le concept de boîte aux lettres. Ce mécanisme utilise un tampon d'échange de données où une tâche émettrice dépose chaque donnée, gérée selon le principe FIFO (premier entré, premier sorti). Lorsqu'une tâche réceptrice a besoin de la donnée, elle se met en attente si le tampon est vide ou récupère la donnée la plus ancienne disponible.

- ❖ Le deuxième type de communication, appelé communication synchrone, est généralement utilisé dans les langages synchrones. Il repose sur la méthode du rendez-vous, qui permet à deux tâches de se synchroniser à un instant précis de leur exécution pour ensuite s'exécuter conjointement [24].

Remarque : Il est important de noter que la communication par rendez-vous peut être facilement simulée à l'aide de deux boîtes aux lettres.

- **La gestion du temps** : le temps est utilisé comme une horloge absolue pour réguler le système. Traditionnellement, nous utilisons une subdivision du temps qui permet au contrôleur d'effectuer une action atomique minimale en fonction des instructions de l'application. Cette discrétisation du temps assure la synchronisation précise des tâches et des événements dans le système [24].

- **La gestion des interruptions et de la mémoire** : est cruciale dans les systèmes temps réel. Elle vise à traiter toutes les demandes matérielles et logicielles de manière efficace. Pour cela, nous utilisons des routines d'interruption (ISR) qui sont associées à chaque événement interrupteur. Il est essentiel que la durée de chaque routine ISR soit minimale, car elles s'exécutent de manière atomique, avec les interruptions masquées pendant leur exécution [24].

- **La gestion de la mémoire** : il existe deux modèles principaux. Dans le premier modèle, à chaque tâche et à l'exécutif est attribuée une zone mémoire réservée distincte. Dans le deuxième modèle, chaque tâche, ainsi que l'exécutif, disposent d'une zone mémoire séparée et protégée. Le choix du modèle dépend des contraintes spécifiques du système et des besoins en termes de protection et d'isolation des données [24].

Les fonctionnalités de l'exécutif temps réel sont généralement implémentées sous forme de primitives ou de routines élémentaires, dont la plupart sont conçues pour être atomiques, c'est-à-dire qu'elles ne peuvent pas être interrompues par les interruptions matérielles. Cependant, ces portions de code ininterrompues entraînent des retards dans le traitement des événements [24], qu'ils soient logiciels ou matériels. Afin

d'assurer un service optimal pour le traitement des tâches, il est nécessaire de réduire au minimum ces portions ininterrompues. Cette réduction constitue l'un des critères d'évaluation des systèmes d'exploitation temps réel (RTOS, pour Real Time Operating System) sur le marché, qui les distingue des systèmes d'exploitation classiques [24].

3.6.1.1. RTOS.

Les RTOS garantissent donc des bornes temporelles pour chacune des primitifs temps réels qu'ils proposent. Parmi les RTOS couramment utilisés, on peut citer Osek/VDX, VxWorks, RTEMS, Lynx OS, Linux RT et FreeRTOS. Ces systèmes offrent des fonctionnalités spécifiquement conçues pour répondre aux exigences strictes des applications temps réel et pour assurer une gestion efficace des tâches et des événements.

3.6.1.2. Langages de conception pour un système temps réel.

Lorsqu'on conçoit un système temps réel, il existe plusieurs approches possibles, parmi lesquelles on peut utiliser des outils standards classiques tels que le langage C/C++, parfois l'assembleur, ainsi que des exécutifs multitâches temps réel tels que FreeRTOS, Vx Works, POSIX, et d'autres. Cependant, afin de se détacher des détails spécifiques d'implémentation et de ne pas être lié à une plateforme cible particulière, des langages de haut niveau ont été proposés et utilisés dans le processus de conception, tels que :

LACATRE : « Langage d'Aide à la Conception d'Applications Temps Réel » [31].

SDL-RT: « Specification and Description Language - Real Time »[31].

UML-RT: « Unified Modeling Language - Real Time »[31].

ROOM: « Real-Time Object-Oriented Modeling»[31].

Remarque : La méthodologie préconisée dans notre programme de formation de niveau master est connue sous le nom de LACATRE, laquelle est appliquée lors de la conception de notre système.

3.6.1.2.1. Langage LACATRE.

LACATRE (Langage d'Aide à la Conception d'Applications Temps Réel) est un langage graphique spécifiquement conçu pour décrire les composants élémentaires utilisés dans les systèmes exécutant des tâches en parallèle en temps réel [31].

Il offre à la fois un modèle graphique et un modèle textuel qui simplifient la conception préliminaire et détaillée des applications basées sur l'utilisation d'exécutifs multitâches temps réel. LACATRE exploite de manière approfondie et rigoureuse le symbolisme graphique pour représenter les mécanismes de

communication et de synchronisation. Ainsi, il permet de présenter de manière synthétique et précise les caractéristiques de l'application multitâche en temps réel [31].

Le langage LACATRE est conçu comme une surcouche pour les systèmes exécutant des tâches en temps réel. Il fonctionne en manipulant des entités qui représentent en partie les objets gérés par les exécutifs multitâches temps réel. Ces entités, appelées objets LACATRE, comprennent la tâche, les routines, le sémaphore, la boîte aux lettres, le message, l'événement, la ressource, l'alarme et l'interruption.

Un schéma LACATRE est un ensemble d'objets LACATRE reliés par des primitives LACATRE. Il existe deux types d'objets dans LACATRE : les objets configurables et les objets programmables.

Les objets configurables de LACATRE sont caractérisés par un comportement entièrement défini une fois que leurs paramètres de fonctionnement ont été configurés. Les paramètres de configuration permettent, par exemple, de définir le mode de gestion des files d'attente des boîtes aux lettres. Les objets configurables de LACATRE comprennent le sémaphore, la boîte aux lettres, le message, l'événement et la ressource [31].

Les objets configurables ne connaissent que deux états distincts : l'état inexistant (avant leur création ou après leur destruction) et l'état existant (après leur création) .

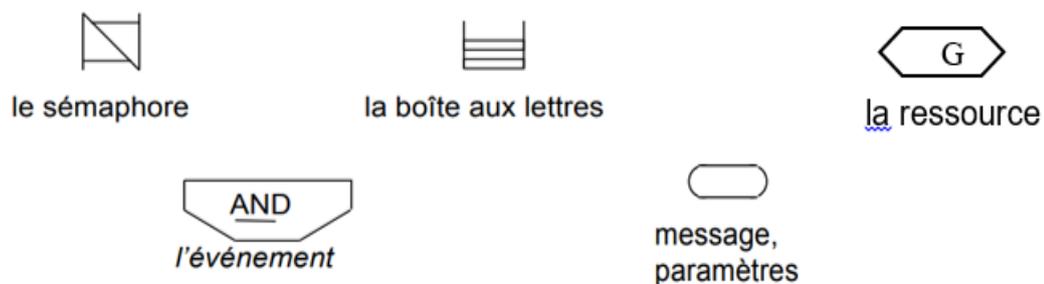


Figure 3.7 : Symbole des objets configurable.

Les objets programmables requièrent que le comportement soit défini par le programmeur sous forme de séquences d'appels de primitives LACATRE.

LACATRE propose trois objets programmables : la tâche, la routine d'interruption et la routine d'alarme. Ces objets programmables peuvent être dans l'un des deux états : actif ou inactif. Lorsqu'ils sont dans l'état actif, ces objets programmables sont capables d'exécuter les primitives LACATRE.



Figure 3.8 : symbole des objets programmable.

Les primitives LACATRE sont les mécanismes mis à la disposition du programmeur d'applications pour établir des liens entre les objets LACATRE.

3.6.1.3. FreeRTOS.

FreeRTOS est un système d'exploitation en temps réel pour microcontrôleurs développé en partenariat avec les principaux fabricants de puces électronique au monde sur une période de 15 ans, et maintenant téléchargé toutes les 170 secondes, leader du marché pour les microcontrôleurs et les petits microprocesseurs, distribué gratuitement sous la licence open source, FreeRTOS comprend un noyau et un ensemble croissant de bibliothèques adaptées à une utilisation dans tous les secteurs industriels. FreeRTOS est construit en mettant l'accent sur la fiabilité et la facilité d'utilisation [31].

FreeRTOS, bien qu'il puisse être considéré comme moins étendu que les grands RTOS commerciaux, présente des avantages significatifs qui ont motivé notre choix de travailler avec ce système. L'une de ces caractéristiques appréciables est la disponibilité du code source, ce qui facilite sa compréhension et son utilisation. De plus, FreeRTOS est gratuit pour un usage commercial, avec peu de restrictions ou de problèmes associés.

Un autre avantage majeur de FreeRTOS réside dans sa large adoption et son utilisation répandue. Cela signifie qu'il bénéficie d'une communauté active qui offre un soutien et une base de connaissances solide.

Bien qu'il soit vrai que FreeRTOS présente des limitations en termes de prise en charge de fonctionnalités plus complexes, il reste parfaitement adapté aux applications en temps réel profondément embarquées utilisant des microcontrôleurs ou de petits microprocesseurs. Ces types d'applications, qui nécessitent une réactivité en temps réel, bénéficient de la simplicité et de la fiabilité offerte par FreeRTOS.

FreeRTOS, tout comme les autres noyaux, est un outil logiciel qui se présente sous la forme d'un système de fichiers. Il fournit une API de programmation permettant de gérer un environnement multitâche.

Ci-dessous, vous trouverez la structure du système de fichiers utilisé par le noyau FreeRTOS [31].

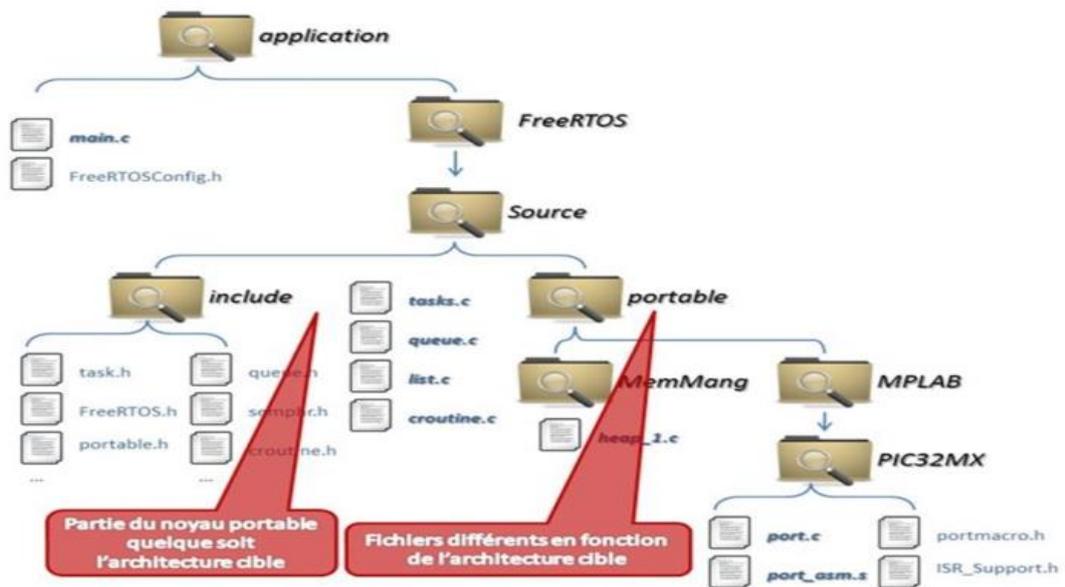


Figure 3.9 : Système de fichiers du noyau « FreeRTOS ».

Au cœur de son fonctionnement, FreeRTOS repose sur un ensemble de bibliothèques C, notamment un planificateur de tâches. À chaque intervalle de temps appelé "tick" (réglé à 15 ms sur l'Arduino), le planificateur déclenche une interruption et examine toutes les tâches prêtes à s'exécuter. Il sélectionne ensuite la tâche prête avec la priorité la plus élevée pour l'exécuter. En cas d'égalité de priorité entre plusieurs tâches prêtes, le planificateur utilise une approche de planification à tour de rôle pour alterner entre ces tâches [31].

Le planificateur a également la capacité de "bloquer" des tâches, les retirant temporairement de la liste des tâches prêtes jusqu'à ce qu'un événement se produise. Ces événements peuvent inclure la définition d'un sémaphore ou l'écoulement d'un certain laps de temps. De plus, le planificateur peut "suspendre" des tâches, les rendant inactives jusqu'à ce qu'elles soient explicitement reprises [31].

Pour mieux visualiser ces concepts, veuillez-vous référer au diagramme ci-dessous, qui représente graphiquement le fonctionnement du planificateur de tâches de FreeRTOS.

- **Ready "Prêt"** : la tâche est prête à s'exécuter mais attend son tour pour être planifiée.
- **Running "En cours d'exécution"** : la tâche est actuellement en train de s'exécuter.
- **Suspended "Suspendu"** : la tâche est mise en pause et ne sera pas exécutée tant qu'elle n'est pas réactivée.
- **Blocked "Bloqué"** : la tâche est en attente d'un événement ou d'une ressource avant de pouvoir s'exécuter.

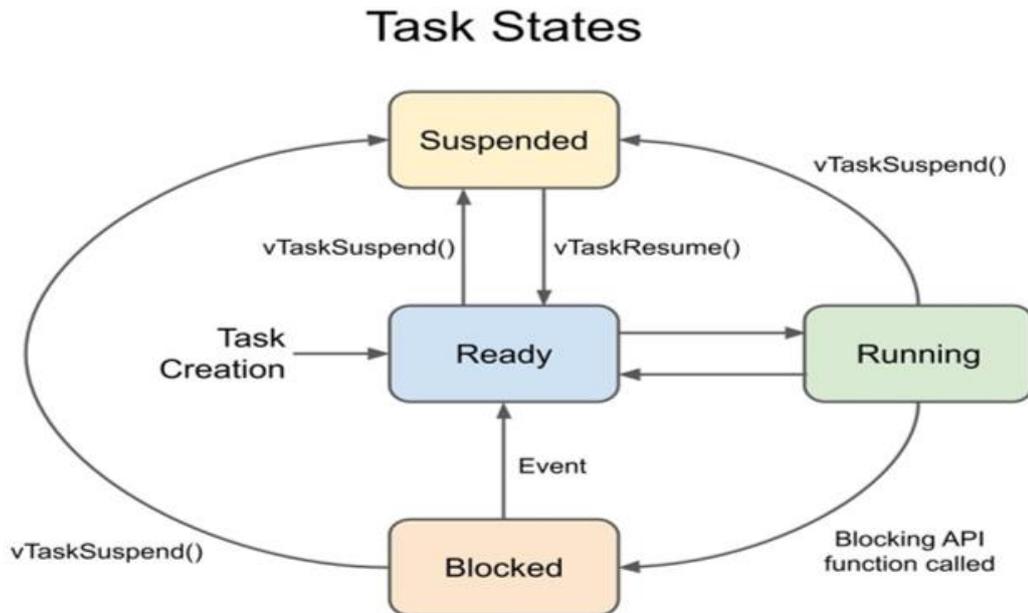


Figure 3.10 : les états du tache sure FreeRTOS.

3.6.1.3.1. Pourquoi FreeRTOS ?

- ✓ **Noyau de confiance** : Avec une robustesse éprouvée, un faible encombrement et une large prise en charge des périphériques, le noyau FreeRTOS est considéré par les entreprises de renommée mondiale comme la norme de facto pour les microcontrôleurs et les petits microprocesseurs.
- ✓ **Accélérez la mise sur le marché** : Grâce aux démos préconfigurées détaillées et aux intégrations de référence de l'Internet des objets, il n'est pas nécessaire de déterminer comment configurer un projet. Téléchargez, compilez et accédez instantanément au marché plus rapidement.
- ✓ **Prise en charge d'un large écosystème** : Notre écosystème de partenaires offre un large éventail d'options, notamment des contributions de la communauté, un support professionnel, ainsi que des outils intégrés d'IDE et de productivité.

3.6.1.3.2. Fonctionnalités de FreeRTOS.

- Opération préventive ou coopérative.
- Affectation des priorités de tâches très flexible.
- Mécanisme de notification des tâches flexible, rapide et léger.
- Files d'attente.
- Sémaphores.
- Mutex.
- Minuteurs.
- Groupes d'événements.

- Vérification du dépassement de la pile.
- Enregistrement de trace.
- Collecte des statistiques d'exécution des tâches.
- Licence commerciale et assistance en option.
- Modèle d'imbrication d'interruption complète (pour certaines architectures).
- Pile d'interruption gérée par logiciel le cas échéant (cela peut aider à économiser la RAM)

3.6.1.3.3. Algorithmes d'ordonnancement de FreeRTOS.

Plusieurs algorithmes de planification standard sont couramment utilisés dans les systèmes d'exploitation en temps réel (RTOS). L'algorithme optimal serait capable de gérer n'importe quel ensemble de tâches pour lequel un calendrier existe, signalerait une impossibilité de planification lorsque les tâches ne sont pas planifiables, et serait facile à utiliser (par exemple, en attribuant des priorités fixes ou "statiques" à chaque tâche). Malheureusement, un tel algorithme n'existe pas. Par conséquent, nous disposons de plusieurs options d'algorithmes, chacun présentant ses propres avantages et inconvénients [31].

FreeRTOS n'utilise que deux algorithmes d'ordonnancement :

« Round-robin Scheduling », Dans cet algorithme, toutes les tâches de priorité égale obtiennent le processeur en parts égales de temps processeur [31].

« Fixed Priority Preemptive Scheduling », cet algorithme sélectionne les tâches en fonction de leur priorité. En d'autres termes, une tâche à haute priorité obtient toujours le processeur avant une tâche à faible priorité. Une tâche de faible priorité s'exécute uniquement lorsqu'il n'y a pas de tâche de haute priorité à l'état prêt [31].

Remarque : Dans le cadre de notre projet, nous mettons en œuvre un planificateur en combinant deux algorithmes, connu sous le nom de « Prioritized Preemptive Scheduling with Time Slicing » (Ordonnancement Prioritaire Préemptif avec Partage Temporel).

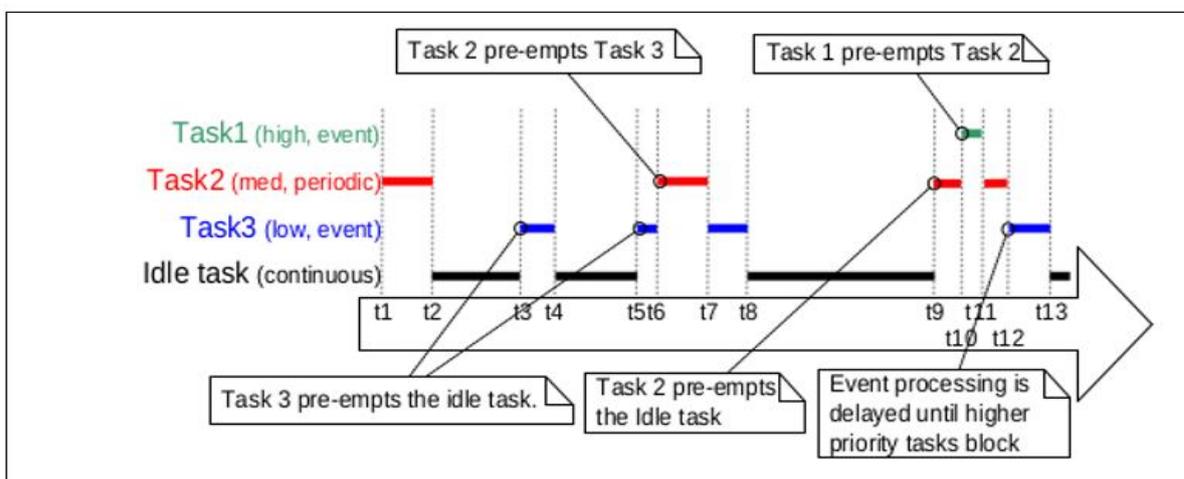


Figure 3.11: Exemple de « Prioritized Preemptive Scheduling with Time Slicing ».

3.7. Conclusion.

En conclusion, le chapitre "État de l'art des systèmes multitâches temps réel" a mis en évidence l'importance des systèmes multitâches pour le contrôle d'un procédé en temps réel. On présente les différents domaines d'applications qui réagissent à des contraintes temporelles, et fournissant ainsi une base solide pour la conception et la réalisation de la plateforme numérique qui sera développée dans la suite de ce mémoire.

Chapitre 4 :

Conception et réalisation d'une plateforme numérique multitâche temps réel de contrôle d'un dispositif micro-fluidique.

4.1. Introduction.

La conception et la réalisation d'une plateforme numérique multitâche en temps réel pour le contrôle d'un système micro-poreuse microfluidique constituent une avancée majeure dans le domaine de la microfluidique et de la recherche scientifique. Cette plateforme combine des technologies numériques avec la manipulation précise des fluides à l'échelle micrométrique, ouvrant de nouvelles perspectives pour l'analyse et l'exploitation des systèmes micro-poreux. Elle permet un contrôle efficace des paramètres clés tels que la pression et le débit en intégrant des capteurs et des actionneurs. La plateforme est conçue pour être multitâche, capable d'exécuter plusieurs tâches simultanément avec un avantage de la collecte de données en temps réel et la surveillance de l'état du système. Grâce à cette plateforme, on peut optimiser les processus, prendre des décisions éclairées et ouvrir de nouvelles voies de recherche dans divers domaines.

4.2. System micro-poreuse microfluidique.

Le système de remplissage d'une plaquette micro-poreuse micro-fluidique est une technologie avancée utilisée en microfluidique pour introduire des liquides dans les canaux et les compartiments d'une plaquette spécialement conçue. Cette plaquette présente une structure en réseau de micro-trous, ce qui permet de manipuler de petits volumes de liquide à l'échelle micrométrique.

Le processus de remplissage nécessite un système précis et contrôlé. Les liquides sont généralement stockés dans des réservoirs, puis injectés dans les micro-trous de la plaquette à l'aide d'une pompe.

La technologie de remplissage peut varier en fonction des besoins. Certains systèmes utilisent des pompes à seringue programmables ou des pompes péristaltiques pour assurer un débit précis et régulé. D'autres utilisent des techniques de pression pour propulser le liquide dans les canaux.

Il est essentiel que le système de remplissage garantisse une distribution uniforme des liquides dans les micro-trous de la plaquette. Pour cela, des dispositifs de contrôle tels que des vannes, des capteurs de pression et des régulateurs de débit peuvent être intégrés.

L'un des principaux avantages de ce système est sa capacité à manipuler de très petits volumes de liquide avec une grande précision. Cela ouvre des possibilités d'expériences et d'analyses à l'échelle microscopique, notamment dans des domaines tels que la biologie cellulaire, la chimie analytique et les dispositifs médicaux miniaturisés.

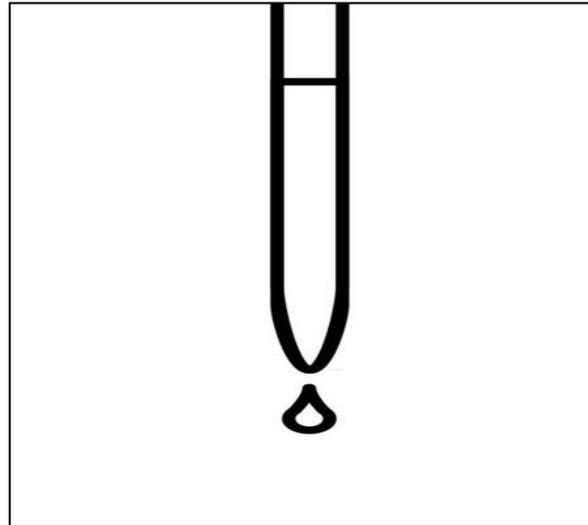


Figure 4.1 : Projection d'une goutte (Freepng.fr).

Actuellement, le remplissage d'une plaquette micro-poreuse (multi-trou) est effectué manuellement, mais notre objectif est de le rendre semi-automatique en utilisant des capteurs, des microcontrôleurs et un système de contrôle simple.

4.3. Aspect matériel : L'aspect matériel de notre système englobe les composants physiques qui la composent et lui permettent de fonctionner. Ces composants incluent généralement les éléments suivants :

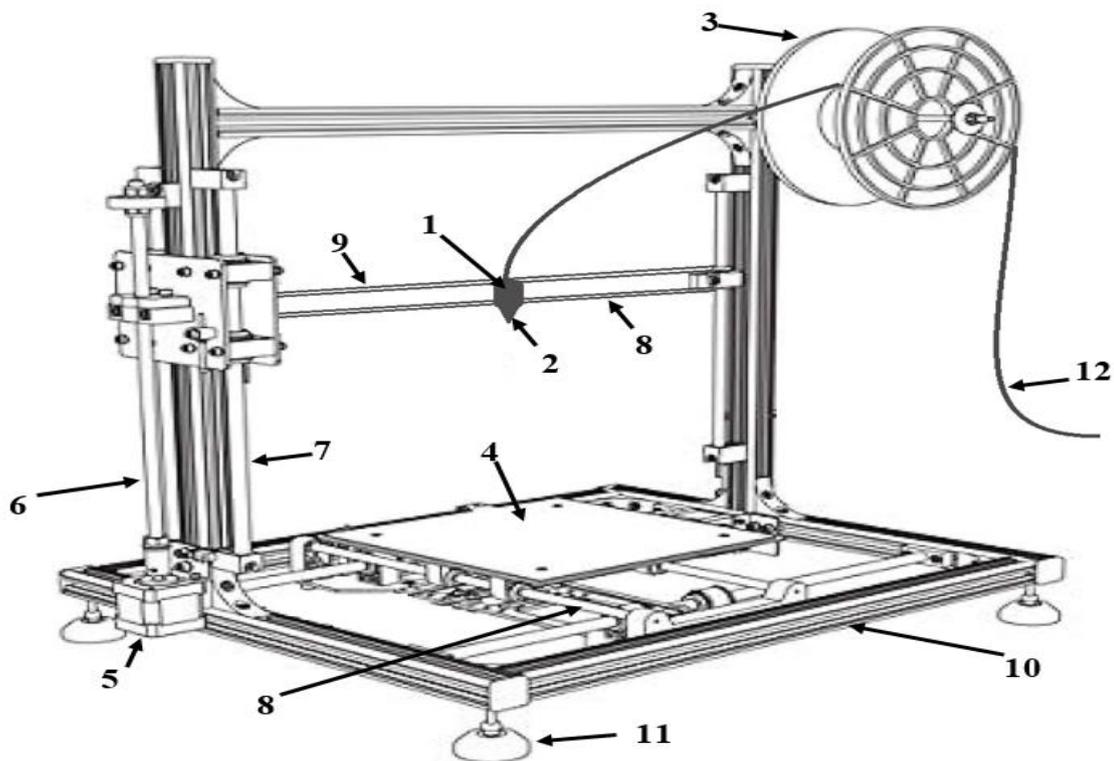


Figure 4.2 : Système micro-poreuse microfluidique.

N°	Composantes	N°	Composantes
1	Micro-valve.	8	Tige Lisse horizontale.
2	Tête d'injection.	9	Tige filetée horizontale.
3	Bobine.	10	Châssis.
4	Plateau.	11	Support.
5	Moteur pas à pas.	12	Tuyau.
6	Tige filetée verticale.		
7	Tige Lisse.		

Tableau 4.1 : Les composantes du système micro-poreuse micro fluidique.

4.4 Aspect fonctionnel :

Notre système de mouvement basé sur les coordonnées cartésiennes (x, y, z). Leur structure mécanique solide assure la stabilité. Les moteurs pas à pas contrôlent les mouvements le long des axes x, y et z. La plate-forme d'injection se déplace le long de l'axe y. La tête d'injection dépose le fluide en flux discrète.

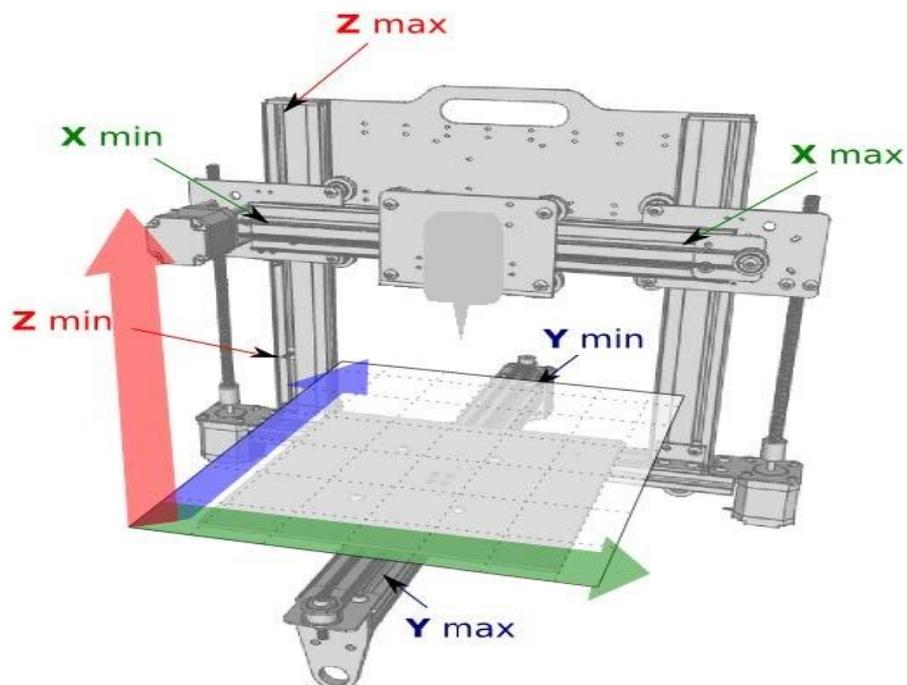


Figure 4.3 : Schéma des mouvements des axes X, Y et Z.

4.4.1 Paramètres cartésien.

L'axe X est l'axe horizontal représentant le mouvement de gauche à droite ou de droite à gauche. Sa position est définie par une valeur numérique mesurée en millimètres ou en pouces, indiquant la distance parcourue par rapport à une position de référence. La vitesse sur l'axe X est exprimée en unités de distance par unité de temps, comme les millimètres par seconde ou les pouces par minute. L'accélération sur cet axe mesure le taux de variation de la vitesse par rapport au temps, en unités telles que les millimètres par seconde carrée ou les pouces par minute carrée, permettant de contrôler la vitesse de déplacement de l'objet.

L'axe Z est l'axe vertical représentant le mouvement de haut en bas ou de bas en haut.

L'axe Y est l'axe de profondeur représentant le mouvement en avant et en arrière du plateau.

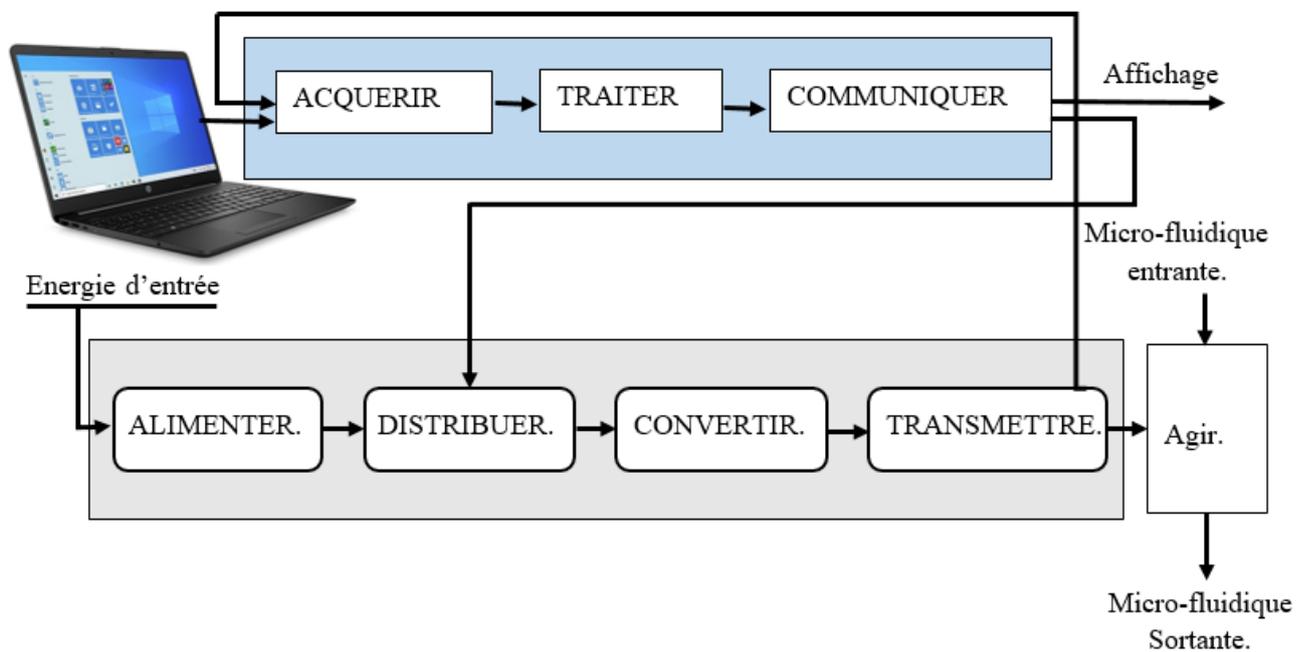


Figure 4.4 : Chaîne cinématique d'un système micro-poreux microfluidique.

4.4.2 Paramètre de remplissage microporeuse (multi-trou).

Le remplissage d'une plaquette micro-trou nécessite la prise en compte de plusieurs paramètres clés. Tout d'abord,

- le débit de remplissage, qui correspond à la vitesse à laquelle le liquide est introduit dans les micro-trous, doit être soigneusement contrôlé pour assurer un remplissage précis et uniforme.
- La pression de remplissage, quant à elle, doit être suffisamment élevée pour propulser le liquide à travers les micro-trous, en surmontant les éventuelles résistances rencontrées.

- Le volume de liquide à injecter dépend des besoins spécifiques de l'expérience ou de l'application, et il peut varier en fonction de la taille des micro-trous et des canaux ainsi que de la nature du liquide lui-même.
- La durée de remplissage est le temps nécessaire pour injecter la quantité requise de liquide, et elle peut être ajustée en contrôlant à la fois le débit et la pression de remplissage.

Pour garantir une distribution uniforme du liquide dans les micro-trous de la plaquette, il est essentiel d'ajuster les paramètres de remplissage et d'utiliser des dispositifs de contrôle tels que des vannes pour réguler le flux. De plus, un contrôle précis de la pression de remplissage est nécessaire afin d'éviter les dommages ou les fuites dans les micro-trous. Cela peut être réalisé en utilisant des dispositifs de régulation de pression pour maintenir une pression constante et contrôlée pendant tout le processus de remplissage.



Figure 4.5: Exemple multi-trou (ArdunicBuild Anything).

4.5. Remplissage des trous par colonne :

Dans le cadre du processus de remplissage séquentiel et précis des colonnes de trous d'une plaquette microporeuse à géométrie micro-fluidique (multi-trou), une approche technique utilisant un moteur pas à pas pour la commande des axes x et y, conjointement avec une pompe, est employée. Cette configuration ingénieuse permet d'accomplir le remplissage des trous de la plaquette de manière systématique et hautement précise. En contrôlant les mouvements sur les axes x et y à l'aide du moteur pas à pas, et en fournissant le fluide adéquat grâce à la pompe, il est ainsi possible d'assurer un remplissage séquentiel et rigoureux des colonnes de trous de la plaquette microporeuse micro-fluidique.

4.5.1 Conception.

Nous employons la méthode de conception multitâche "LACATRE" :

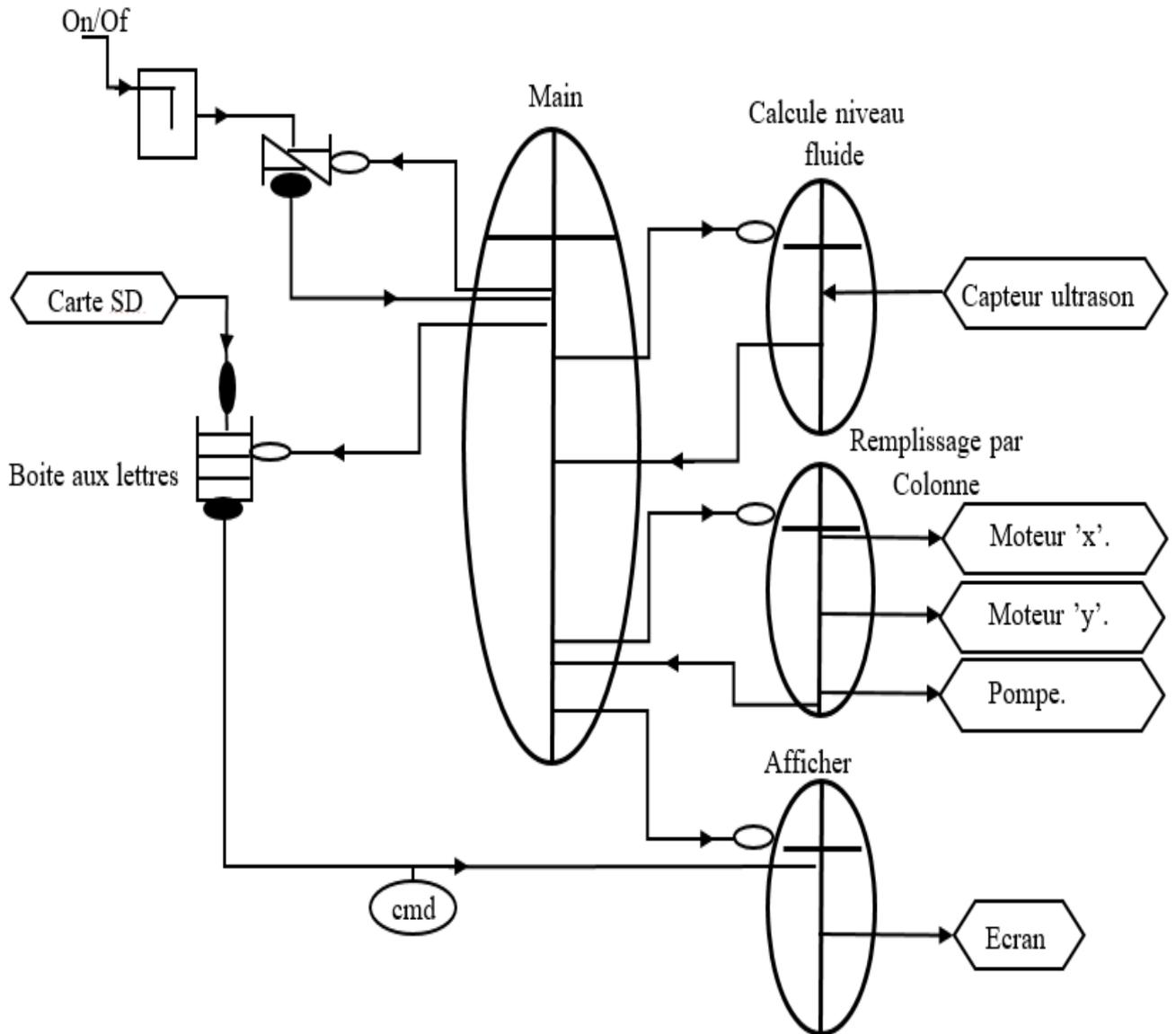


Figure 4.6 : Schéma multitâche.

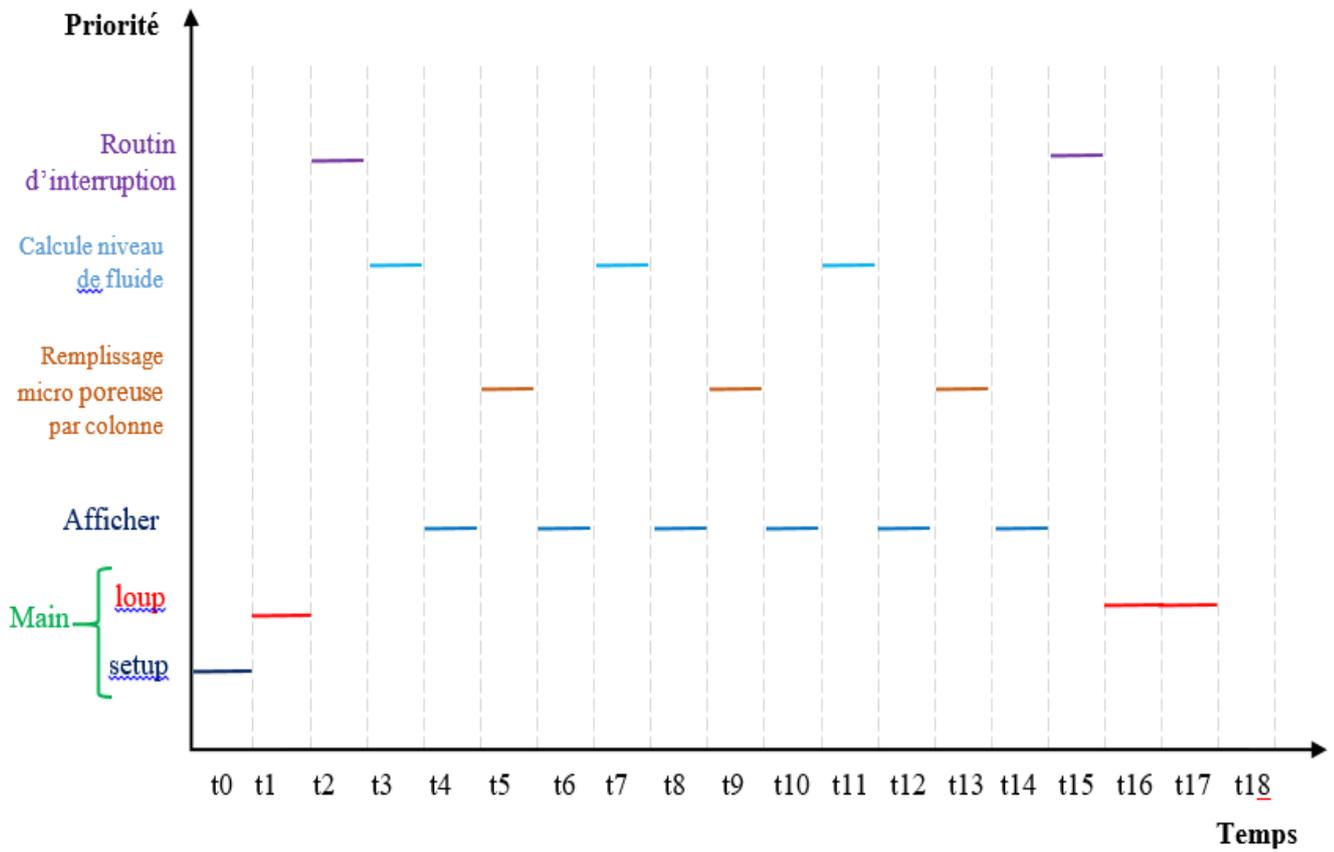


Figure 4.7 : Chronogramme de la séquence d'exécution.

4.6 Remplissage des trous par colonne et ligne : Au sein de la démarche de remplissage séquentiel par lignes des cavités d'une plaquette microporeuse, nous mobilisons un moteur pas à pas afin d'exercer un contrôle précis sur l'axe Z.

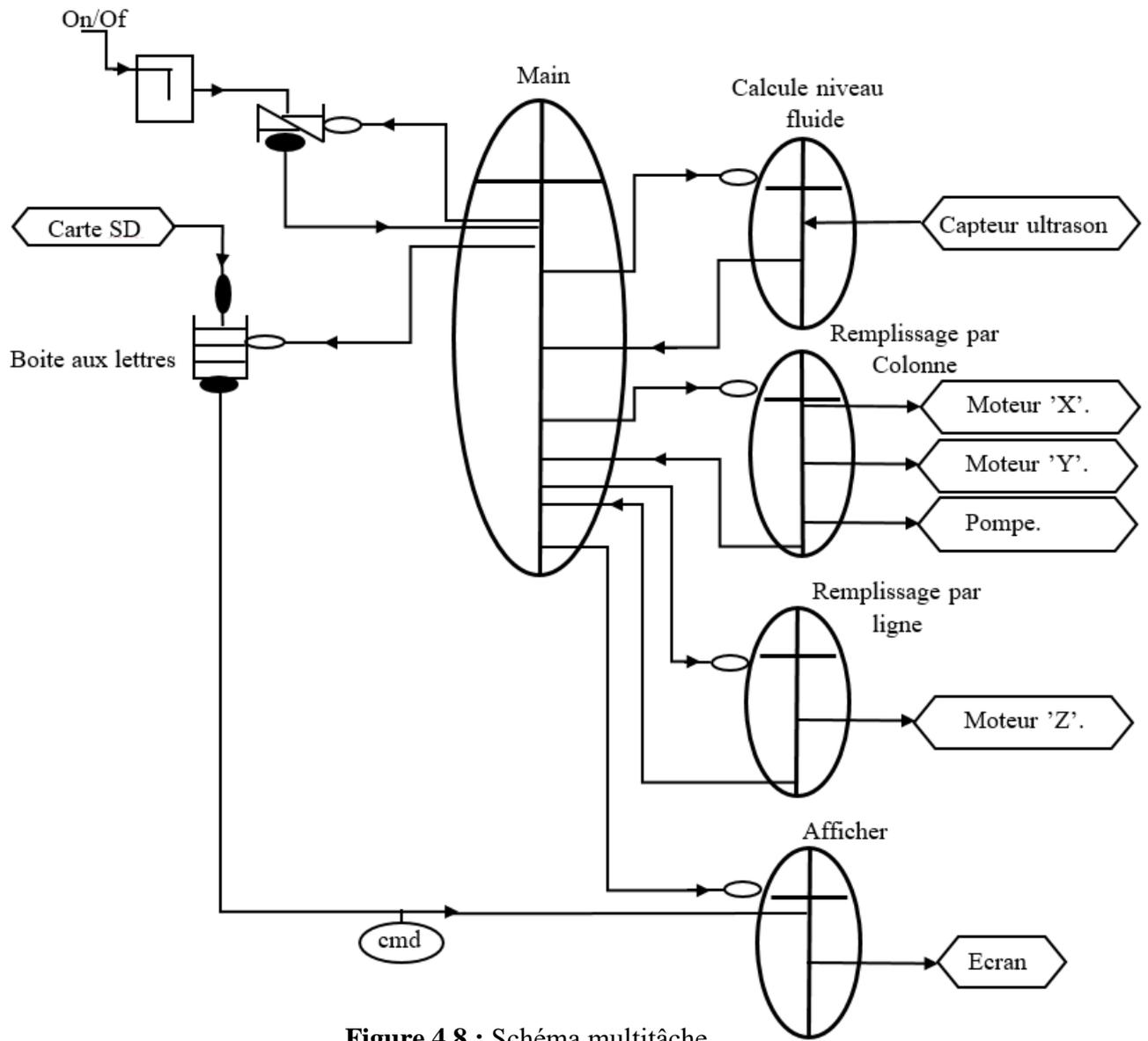


Figure 4.8 : Schéma multitâche.

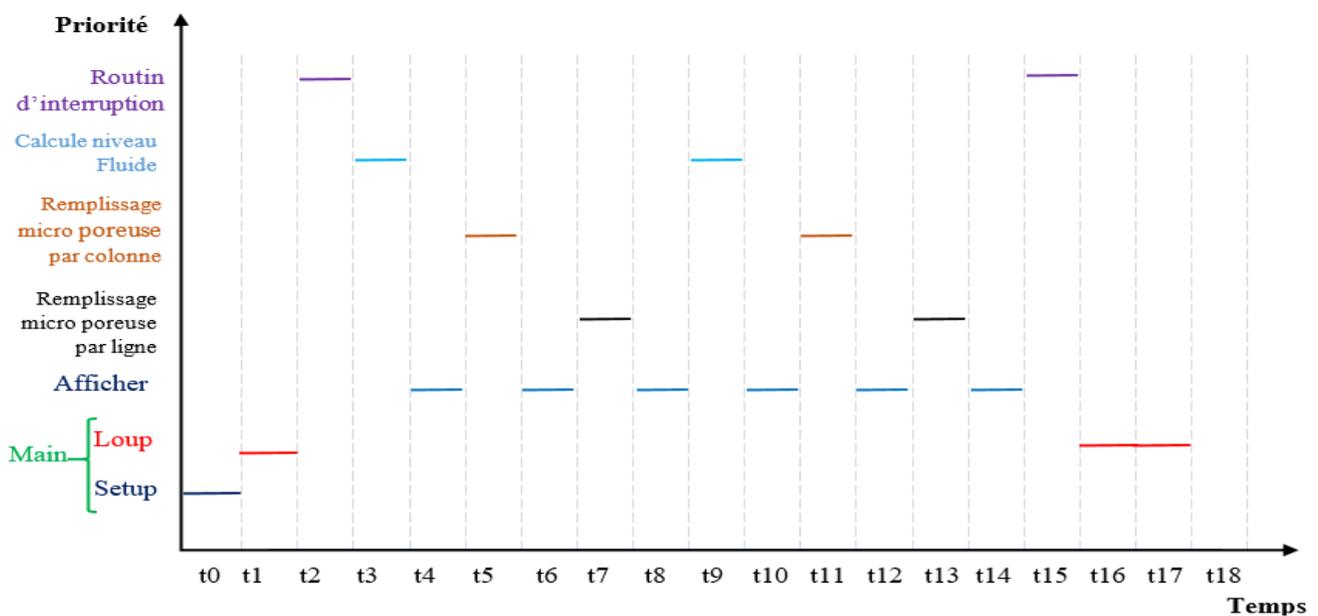


Figure 4.9 : Chronogramme de la séquence d'exécution.

4.7 Simulation.

4.7.1 Proteus : est une suite logicielle destinée à l'électronique. Développé par la société Labcenter Electronics, les logiciels incluent dans Proteus permettent la CAO dans le domaine électronique

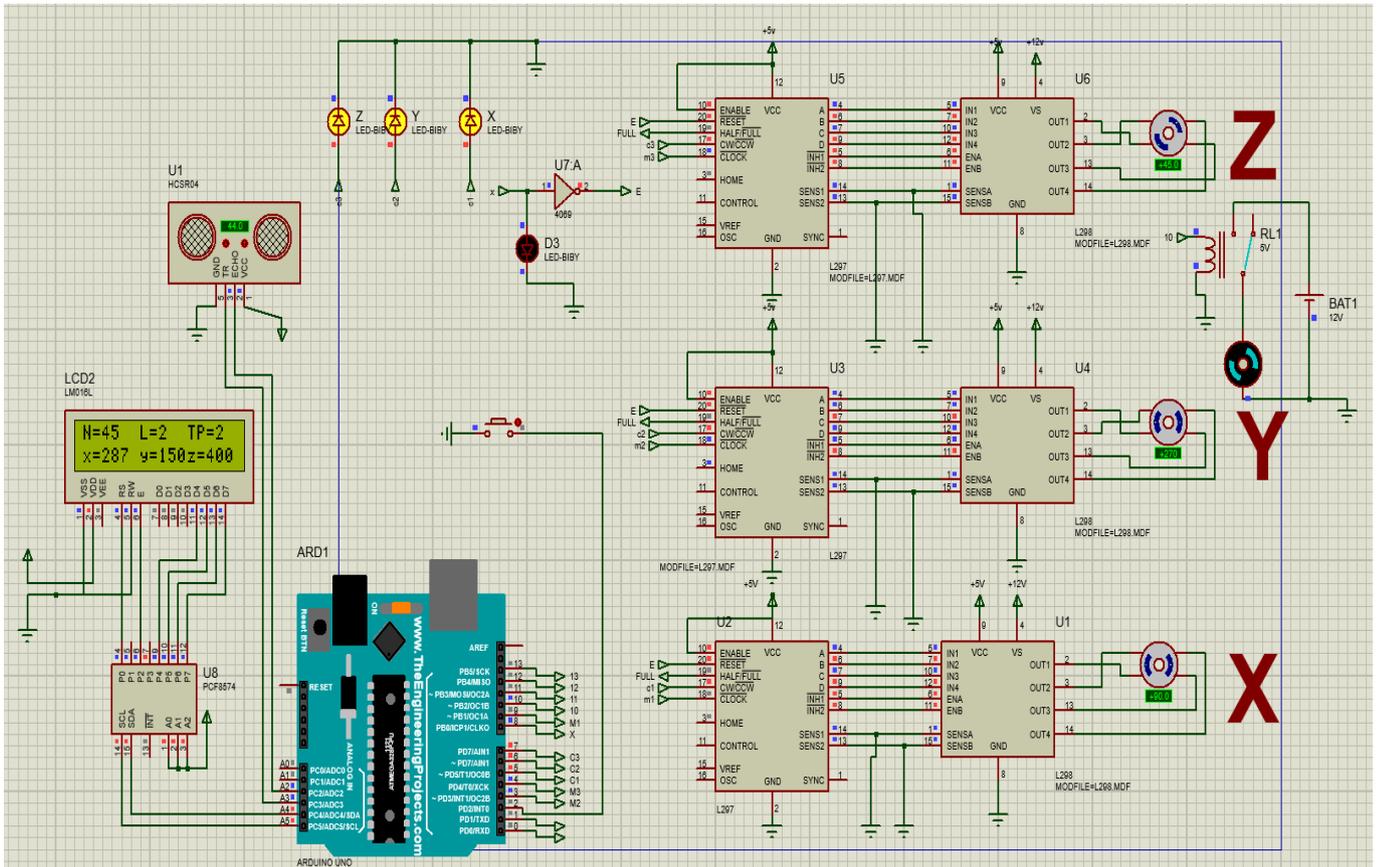


Figure 4.10 : Simulation du système de remplissage microporeuse.

4.7.2 ANSYS : est un logiciel de simulation numérique FEM leader de son marché utilisé dans le développement de produits industriels. Il couvre toutes les étapes nécessaires à une simulation : le traitement géométrique, le maillage, la résolution, le traitement de résultats et l'optimisation.

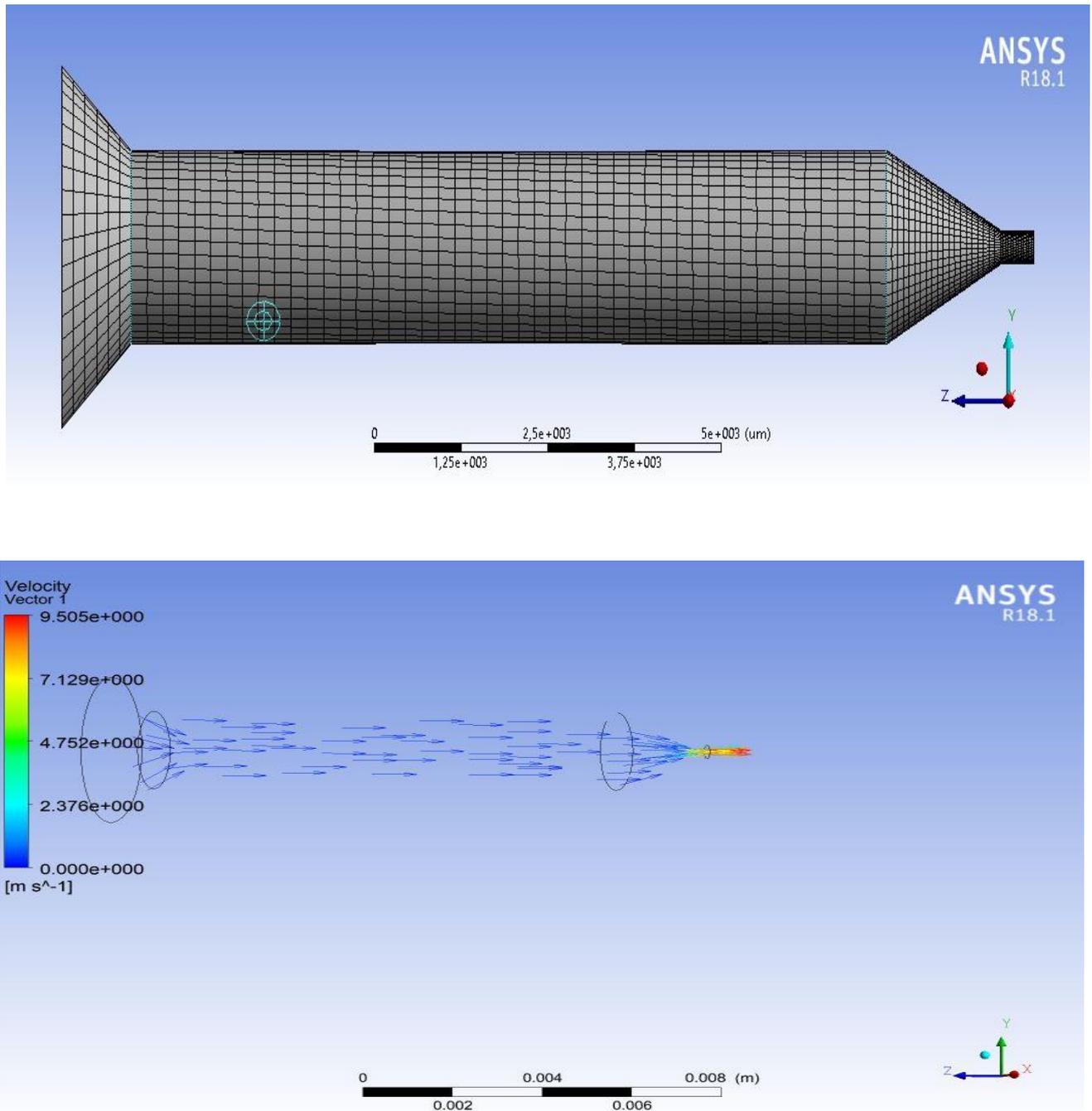


Figure 4.11 : Simulation de fluide au niveau de la tête d'injection (maillage et mouvement)

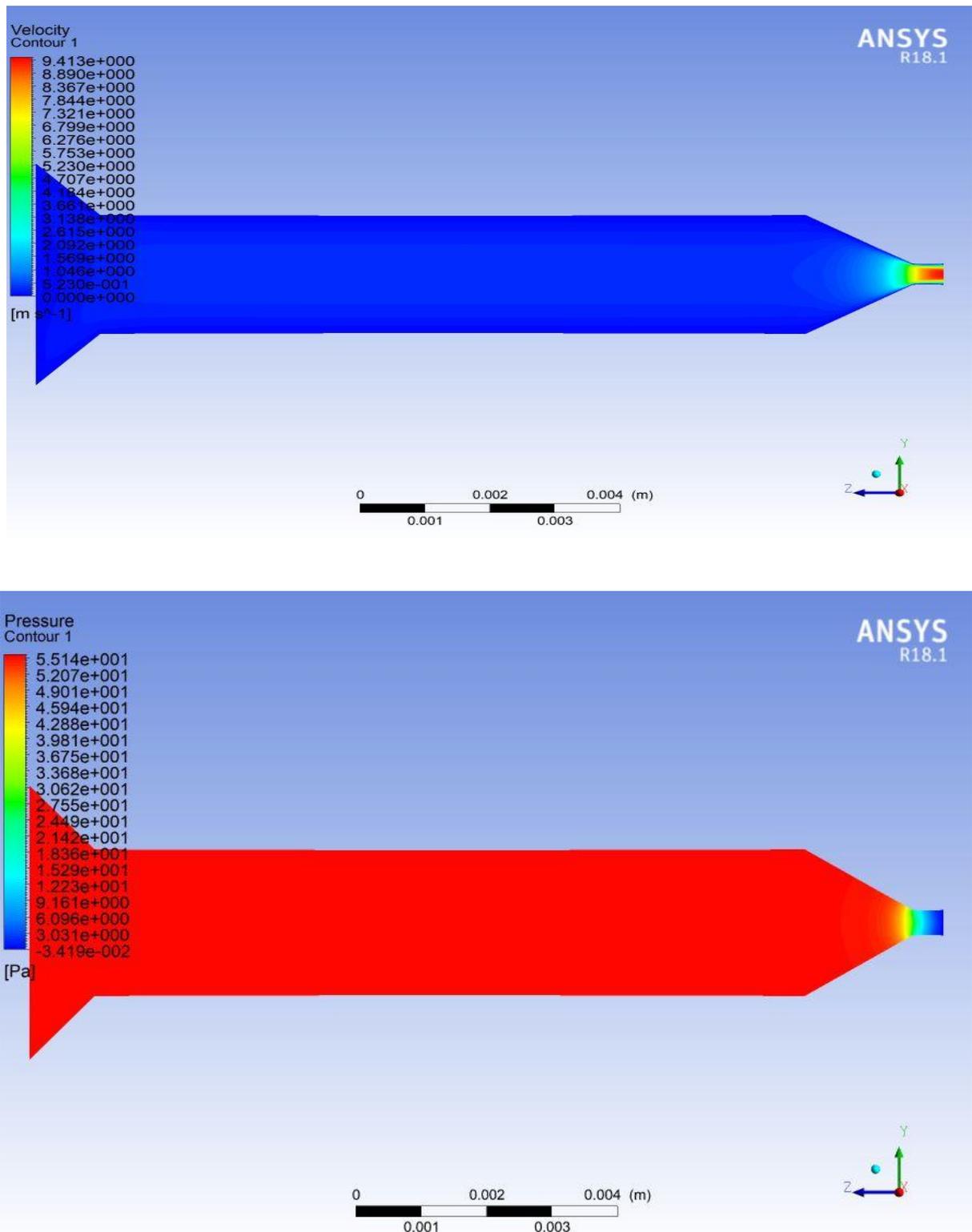


Figure 4.12 : Simulation de fluide au niveau de la tête d'injection (vitesse et pression)

4.8 Amélioration futur.

- a. **Contrôle de débit précis** : L'une des améliorations clés serait d'optimiser le contrôle du débit de remplissage dans les micro-poreuse de la plaquette. Cela pourrait être réalisé en intégrant des capteurs tel que capture de débit réel, capture de débit thermique capture pour la mesure de la déférence de pression et les capture de débit optique et des actionneurs comme des valves piézoélectrique, magnétique et électrostatique à l'échelle micro sur la plateforme.

Ces capteurs fourniraient des informations en temps réel sur le débit, tandis que les actionneurs ajusteraient le flux de fluide pour un remplissage précis et uniforme des microporeuse.

- b. **Intégration d'une fonction de mélange** : Pour certains protocoles expérimentaux ou applications, il peut être nécessaire d'intégrer une fonction de mélange pendant le processus de remplissage. Cela permettrait d'assurer une distribution homogène des réactifs ou des échantillons dans les microporeuse. L'ajout de structures de mélange délibérées, telles que des structures en Y ou en T, faciliterait le mélange efficace des fluides tout en minimisant la consommation d'énergie.
- c. **Optimisation de temps de remplissage** : Pour augmenter l'efficacité du système de remplissage, en utilise des techniques avancées telles que l'électrophorèse, l'effet Marangoni ou l'écoulement induit par une surface texturée. Ces méthodes permettraient de réduire les temps de remplissage et de minimiser les pertes de fluide et en optimisons l'utilisation des réactifs.
- d. **Intégration de la surveillance en temps réel** : Pour assurer la qualité et la reproductibilité des expériences, il serait bénéfique d'intégrer des capteurs pour surveiller en temps réel les processus de remplissage. Ces capteurs pourraient détecter des paramètres clés comme la viscosité et même la composition chimique des fluides, Par exemple, il est bien connu que « lorsque la température d'un fluide augmente, sa viscosité diminue, et lorsque la température d'un fluide diminue, sa viscosité augmente ».

Les données recueillies pourraient être utilisées pour ajuster les paramètres de remplissage en temps réel et garantir des résultats fiables.

4.9 Conclusion.

La conception et la réalisation d'un système de remplissage de microporeuse micro-fluidiques en utilisant une plateforme numérique multitâche en temps réel représentent une avancée significative dans le domaine de la micro fluidique. Cette approche innovante permet de manipuler et de contrôler les écoulements fluidiques à l'échelle microscopique de manière précise et dynamique. Grâce à la plateforme numérique multitâche, il est possible d'optimiser les performances du système en temps réel, en ajustant les paramètres et les conditions de remplissage en fonction des besoins spécifiques.

A la fin, l'utilisation d'une plateforme numérique multitâche en temps réel pour la conception et la réalisation d'un système de remplissage de microporeuse micro-fluidiques offre des possibilités avancées de contrôle et de manipulation des écoulements fluidiques, ouvrant la voie à de nouvelles avancées scientifiques et technologiques.

Conclusion générale

La conception et la réalisation d'un système de contrôle multitâche temps réel pour un dispositif micro-fluidique représentent une avancée majeure dans le domaine de la microfluidique. ce mémoire démontre l'importance de développer des systèmes de contrôle avancés capables de manipuler et de surveiller efficacement les fluides à l'échelle microscopique.

Grâce à cette recherche, il est maintenant possible d'automatiser et de contrôler de manière précise et simultanée plusieurs tâches au sein d'un dispositif micro-fluidique. Cela ouvre de nouvelles perspectives pour la recherche et l'application pratique dans divers domaines tandis que Le système de contrôle multitâche temps réel permet non seulement de réaliser des expériences de manière plus efficace et reproductible, mais aussi de surveiller en temps réel les performances du dispositif et de prendre des décisions en conséquence. Cela permet une meilleure compréhension des phénomènes microfluidiques complexes et offre des opportunités de recherche plus avancées.

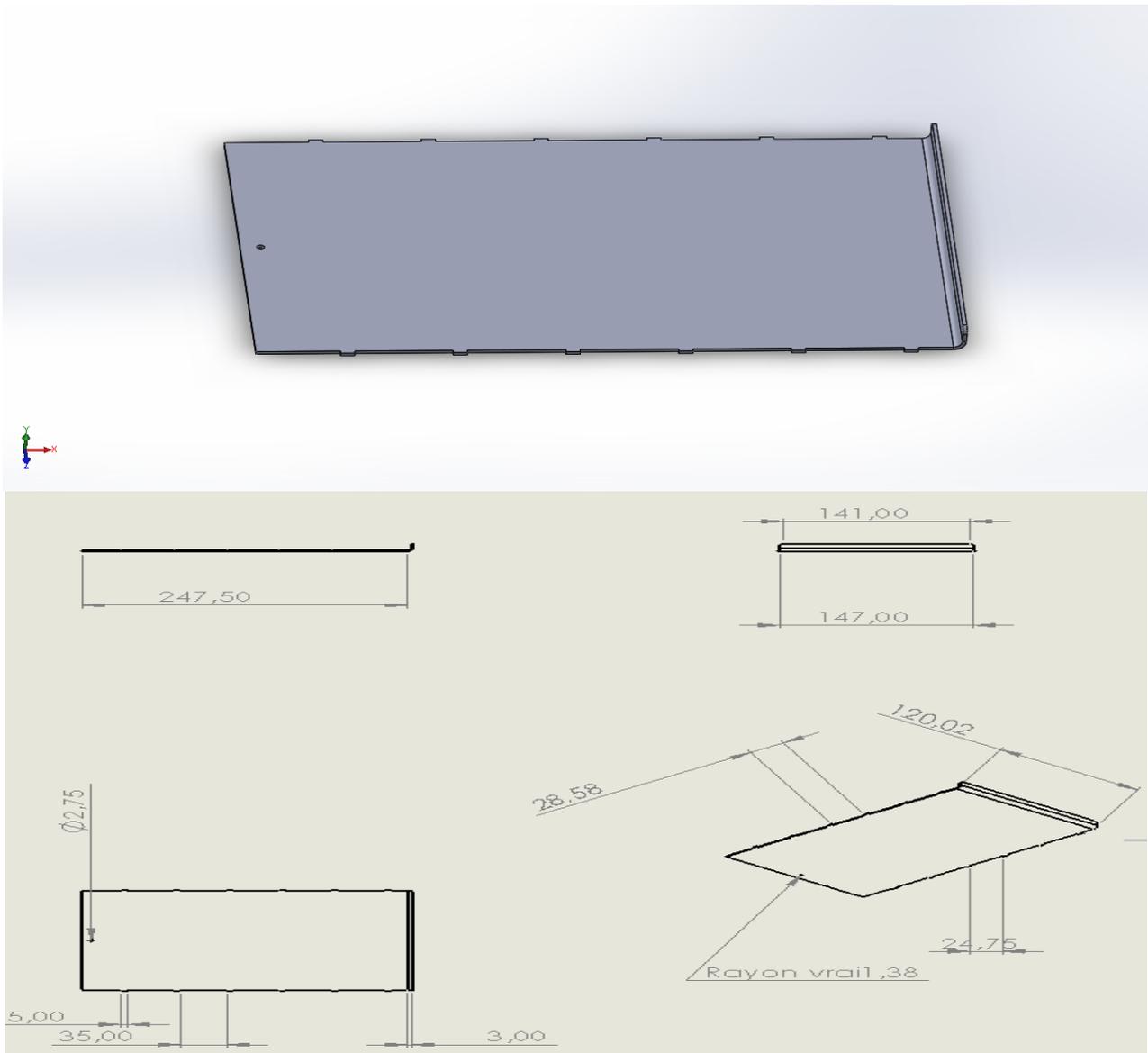
En outre, ce système de contrôle avancé facilite l'intégration de différentes fonctionnalités, telles que le remplissage, ce qui simplifie les processus expérimentaux et augmente l'efficacité globale.

En conclusion, la conception et la réalisation de ce système de contrôle multitâche temps réel pour un dispositif micro-fluidique marquent une avancée significative dans le domaine de la micro fluidique. Ce système offre des opportunités d'automatisation, de contrôle précis et de surveillance en temps réel, ouvrant ainsi la voie à de nouvelles avancées scientifiques et applications pratiques dans divers domaines.

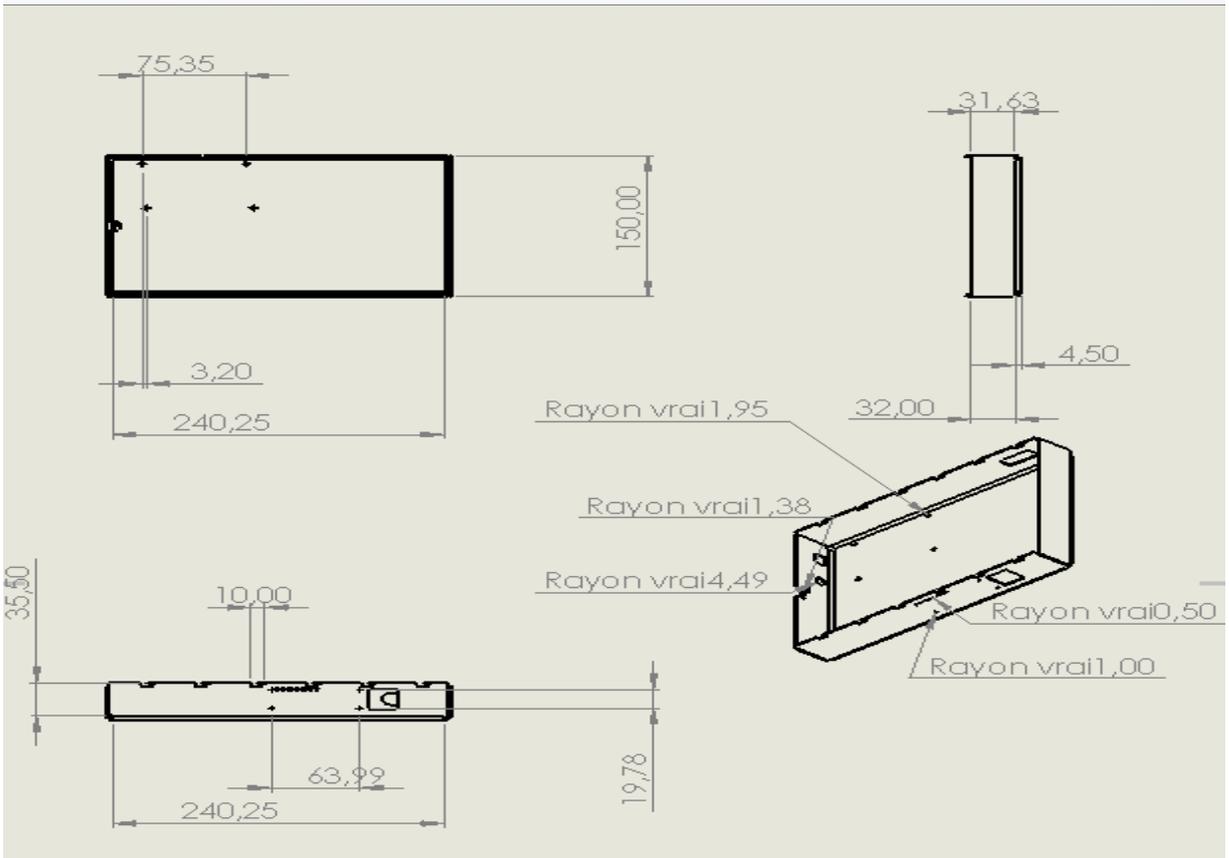
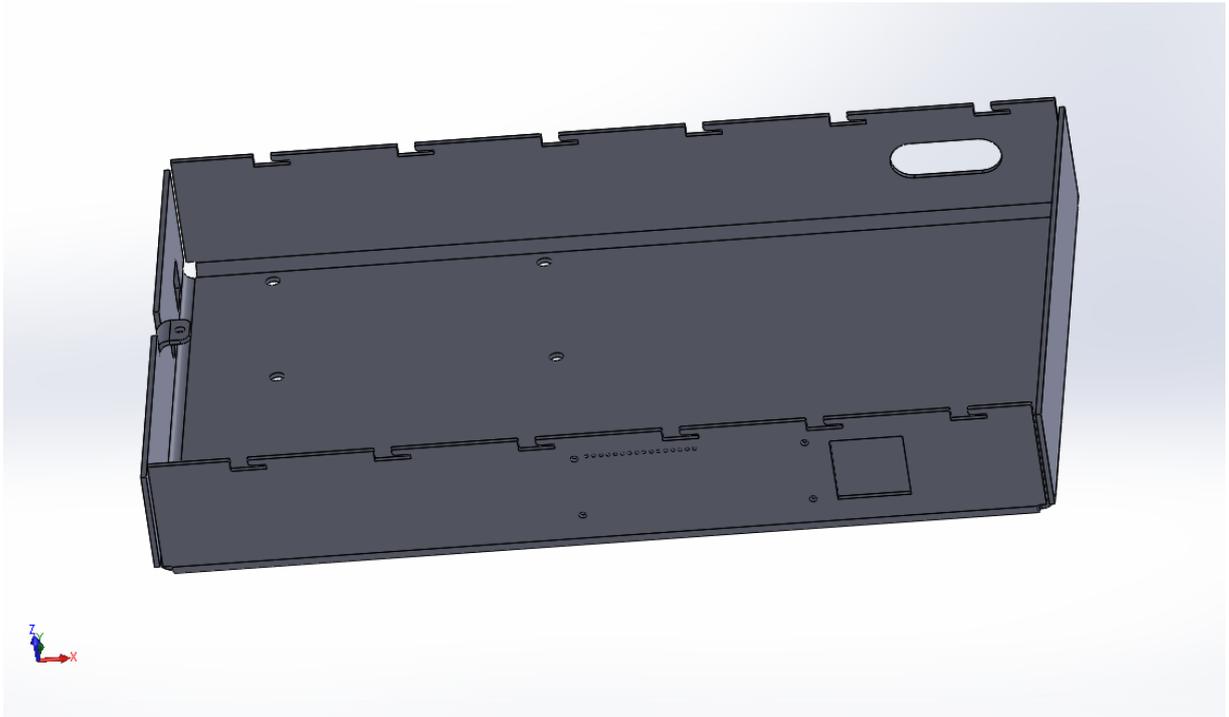
ANNEXE A

SolidWorks : est un logiciel de Conception Assistée par Ordinateur polyvalent utilisé pour la conception, la modélisation, la simulation et la documentation de produits. Il facilite le processus de conception et permet aux ingénieurs de créer des modèles virtuels précis avant la fabrication

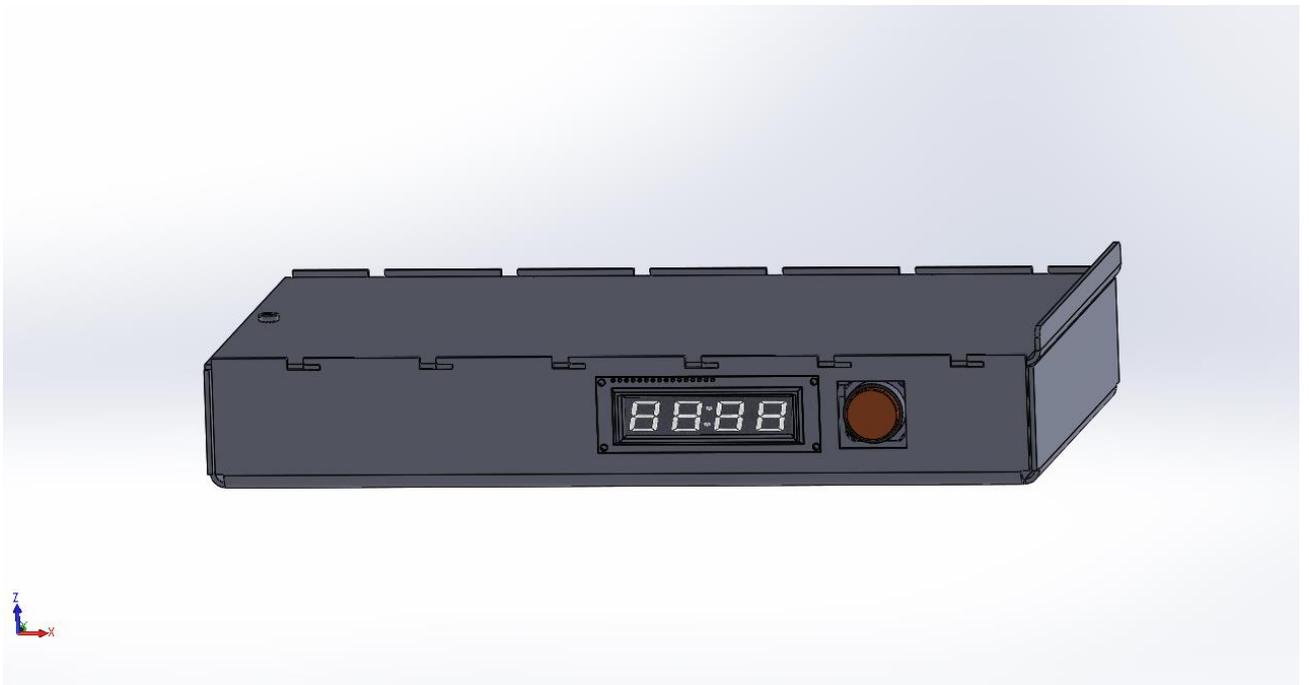
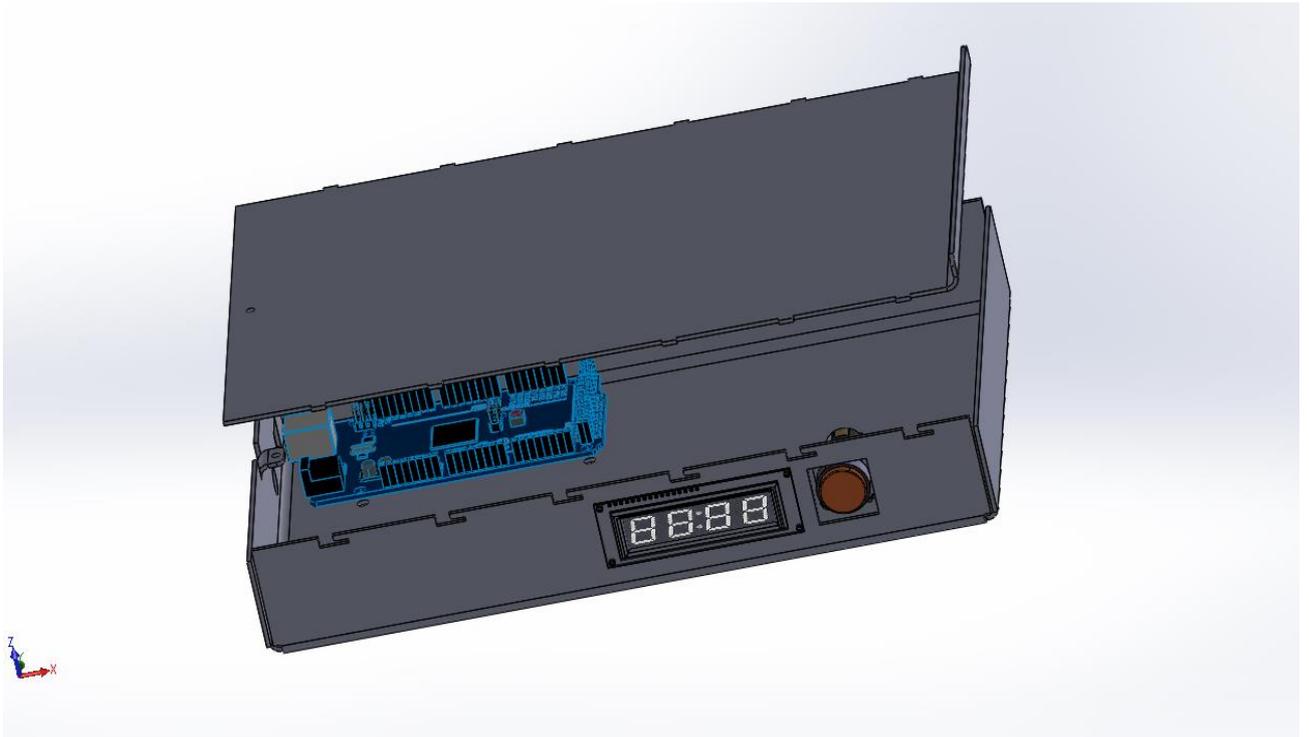
Conception par SOLIDWORKS de la boîte à commande de dispositif



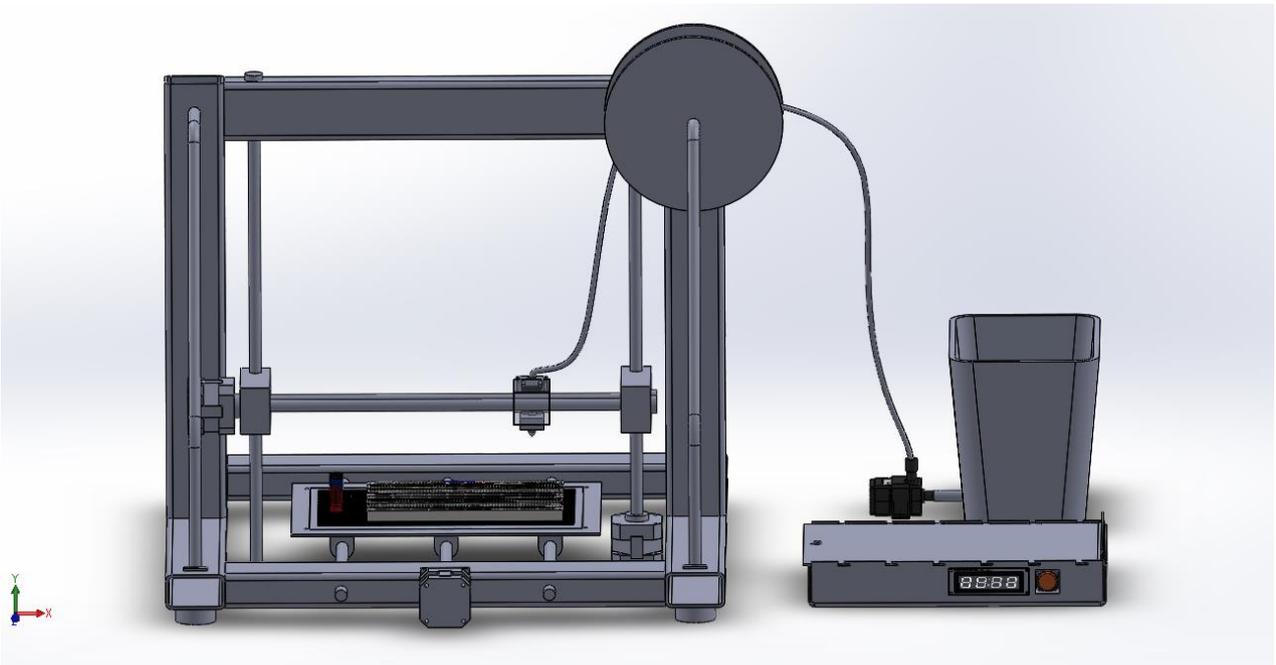
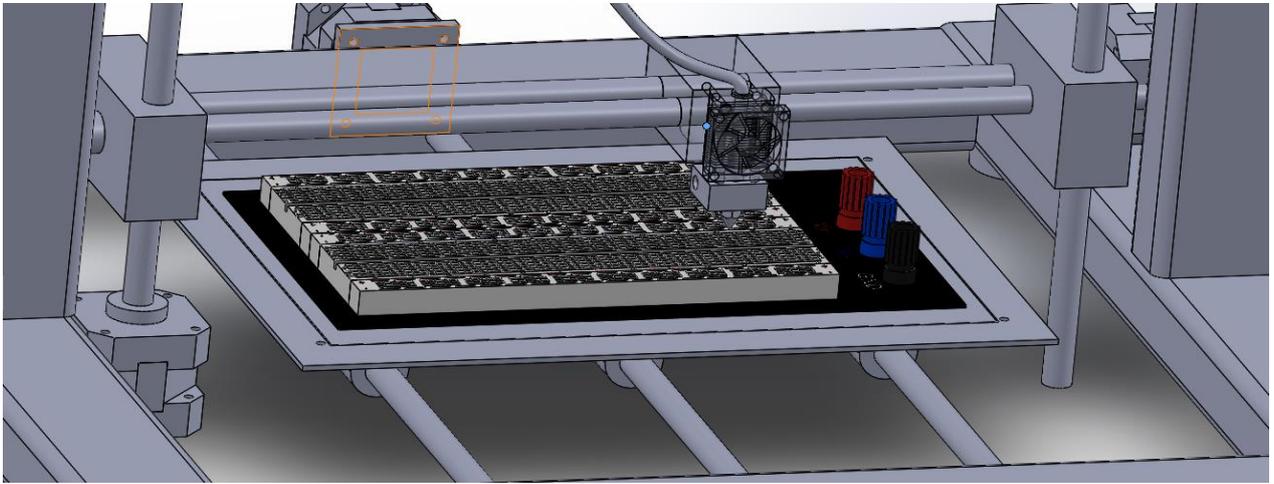
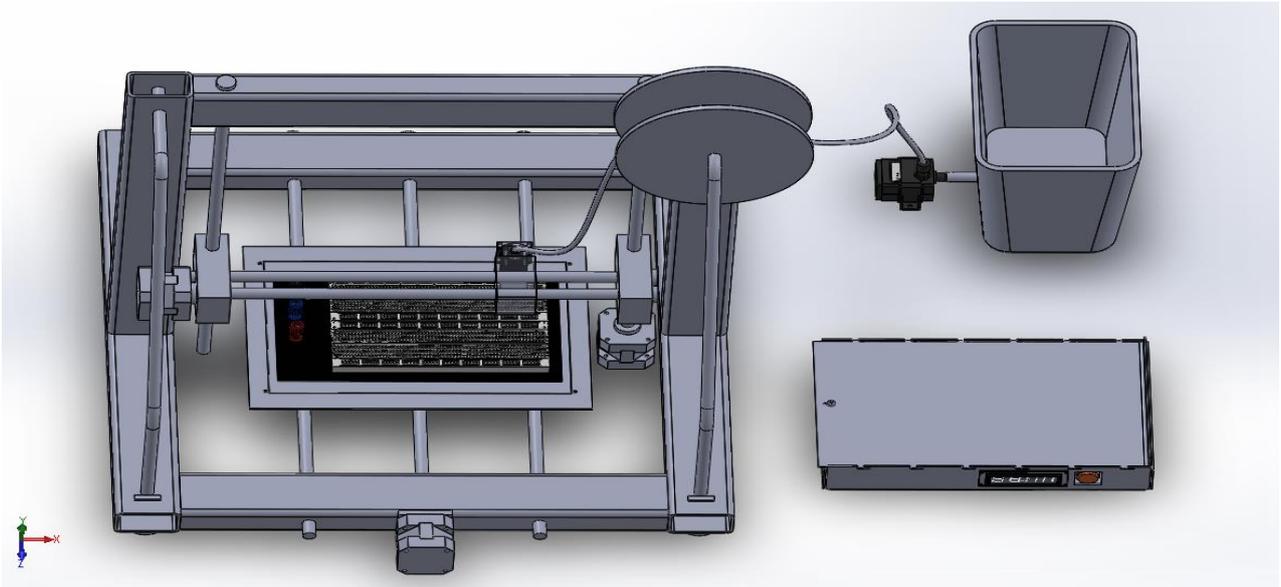
Conception et mise en plan de capon



Conception et mise en plan de la boîte



Conception et mise en plan de la boite



Conception de notre système proposée.

ANNEXE B

Modélisation analytique de notre système proposé

L'analyse commence par un modèle unidimensionnel pour une micro pompe en appliquant les **équations de continuité** et de **Navier-Stokes** pour des écoulements incompressibles

1. Equation de continuité :

L'équation de la continuité traduit le premier principe de la conservation de masse. L'augmentation de masse pendant un certain temps, du fluide contenu dans un volume (volume de contrôle), doit être égal à la somme des masses de fluides qui y entrent, diminuée de celles qui sortent.

Elle s'écrit sous la forme générale :

$$\rho \left[\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right] = \rho \mathbf{f} - \nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau}$$

Dans un système de coordonnées cartésiennes, cette équation s'écrit en notation indicelle comme suit :

$$\text{div}(\mu \vec{v}) + \frac{\partial \mu}{\partial t} = 0$$

$$\left(\frac{\partial \mu}{\partial t} = 0 \right) \Rightarrow \text{div}(\mu \vec{v}) = 0 = \mu \text{div} \vec{v} + \vec{v} \cdot \text{grad} \mu$$

Dans le cas turbulent stationnaire :

En régime laminaire stationnaire :

$$\text{div} \vec{v} = 0$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

Modélisation analytique d'équation de continuité

2. Equation de Navier-Stokes :

Considérons un élément infinitésimal de volume $\delta x \times \delta y \times \delta z$, qui subit une force

$$\vec{F} = m\vec{\gamma}$$

$$\vec{F} = m\vec{\gamma} = m \frac{D\vec{V}}{Dt} = \rho (\delta x \times \delta y \times \delta z) \left(\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + u \frac{\partial \vec{V}}{\partial x} + v \frac{\partial \vec{V}}{\partial y} + w \frac{\partial \vec{V}}{\partial z} \right)$$

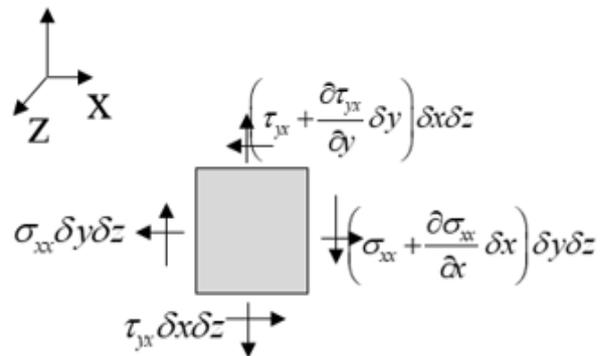
D'une façon générale si le fluide est sous l'action de force de contrainte normale, contrainte de cisaillement, et de force de gravitation

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} \right) = \rho g - \underbrace{\nabla P}_{F \text{ pressior}} + \underbrace{\mu \nabla^2 \vec{V}}_{F \text{ visqueuse}}$$

Ici \vec{V} est le champ de vitesse, p est la pression, ρ la masse volumique du fluide et μ sa viscosité.

Cette équation, décrivent le comportement d'un fluide Newtonien possédant une densité et une viscosité variable, est applicable dans le cas d'un écoulement laminaire ou turbulent soit pour les liquides ou les gaz, et à n'importe qu'elle rangée de vitesses.

Développement de l'équation de N-S



Expression en coordonnées cartésiennes (dans le cas instationnaire)

La résultante des forces qui actionne sur l'axe x :

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right)$$

La résultante des forces qui actionne sur l'axe y :

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right)$$

La résultante des forces qui actionne sur l'axe z :

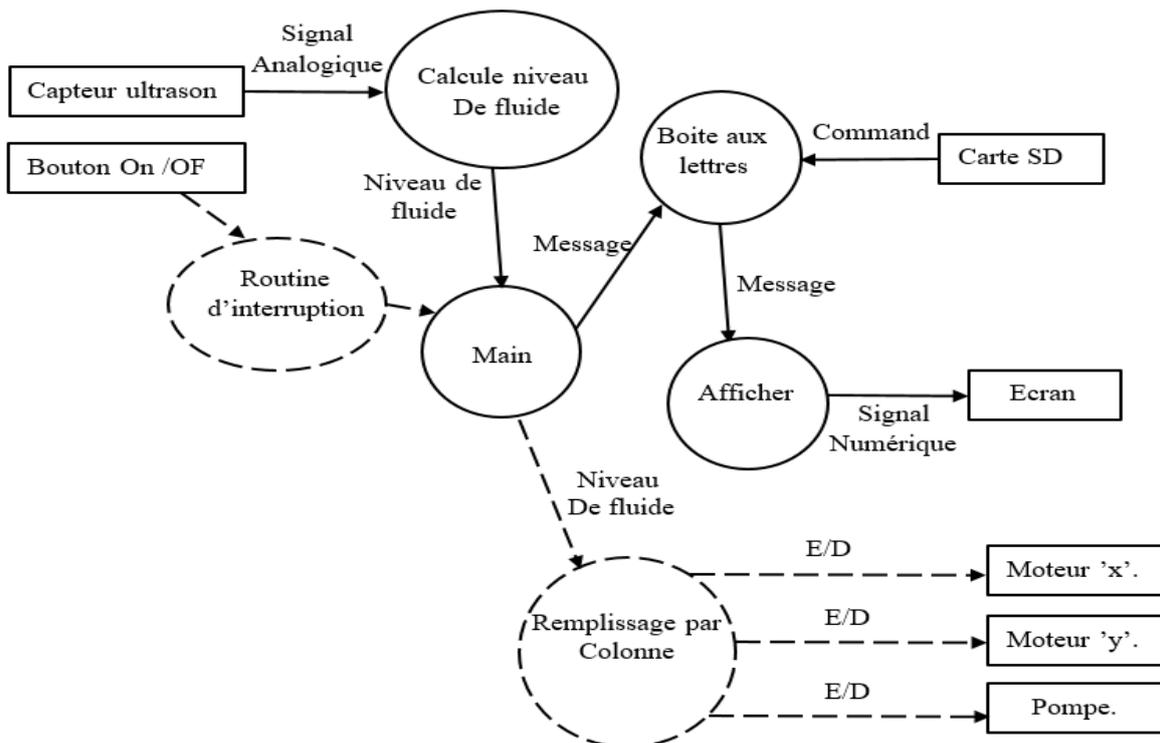
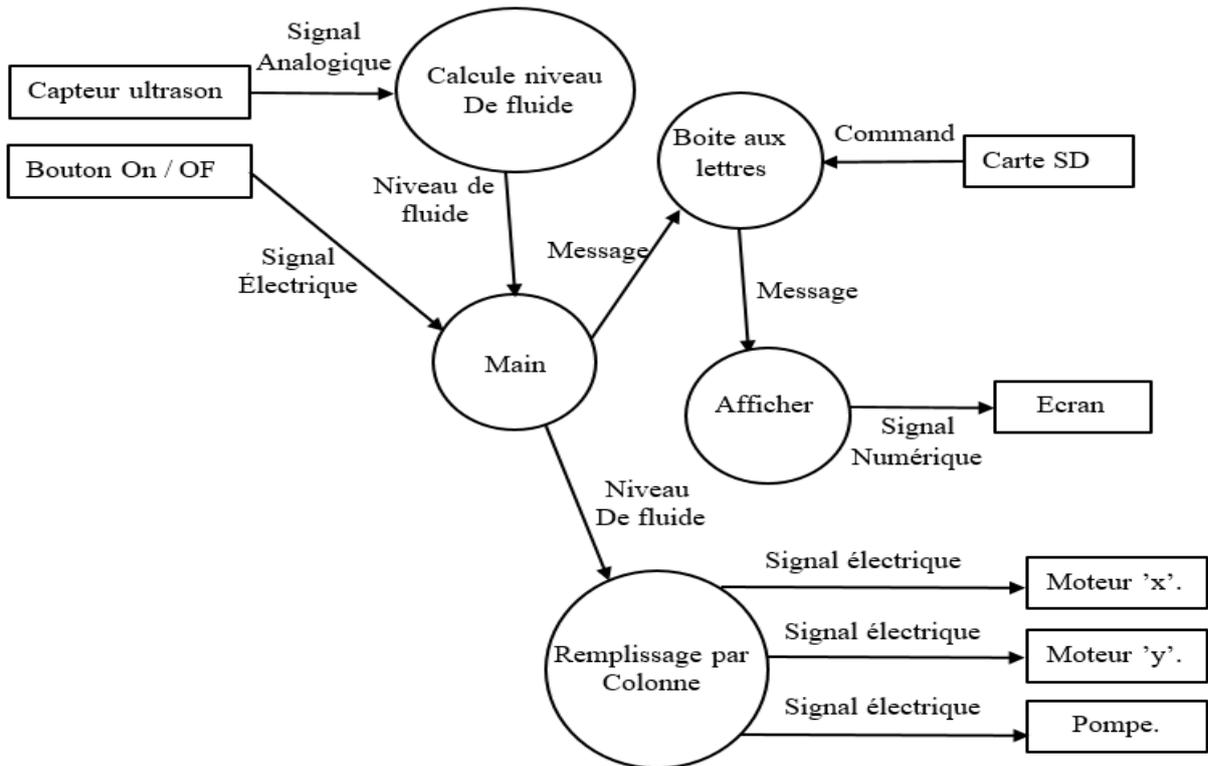
$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right)$$

Modélisation analytique d'équation de Navier-Stokes

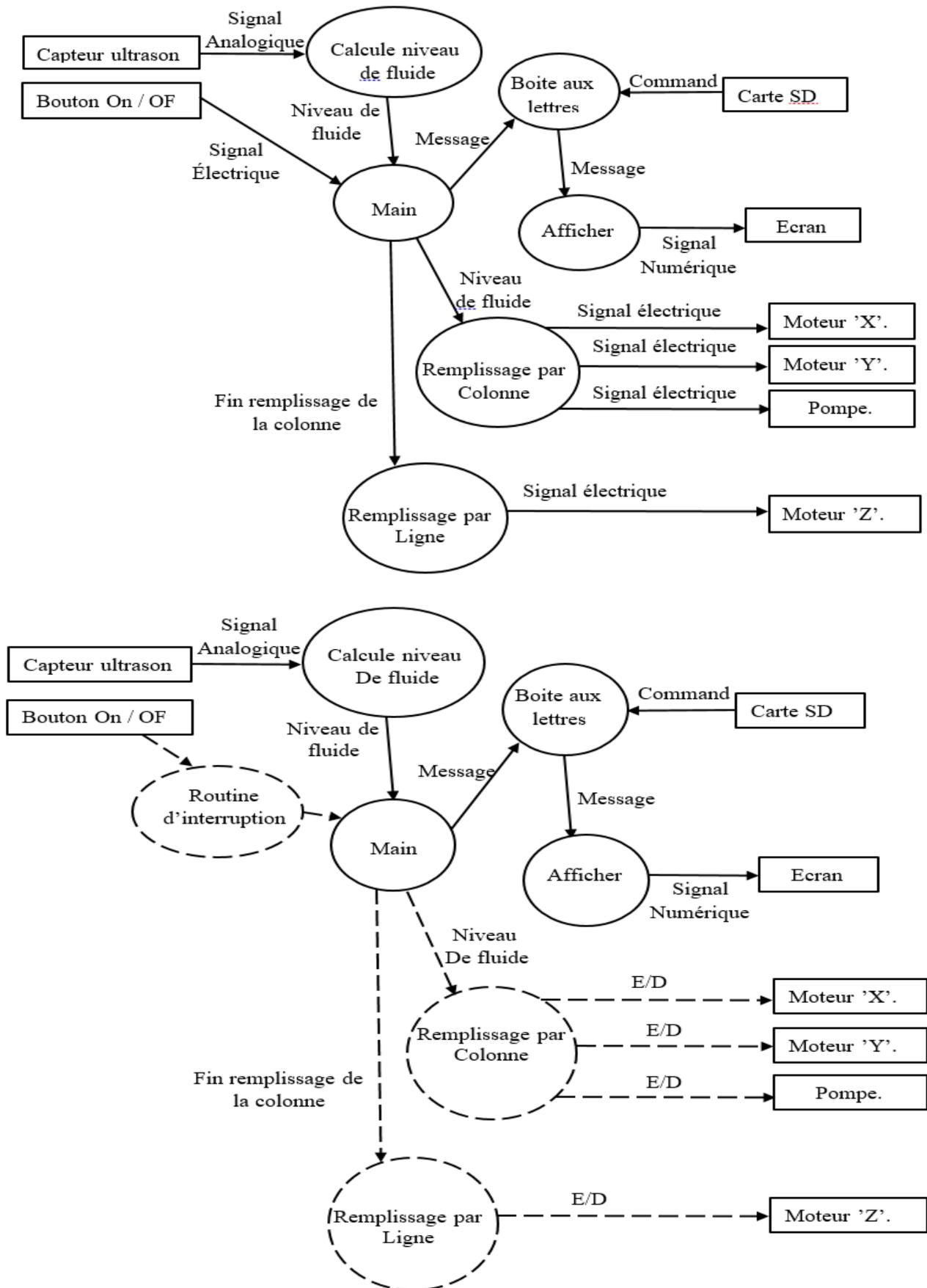
ANNEXE C

DFD : Diagrammes de Flots de Données.

DFC : Diagramme de Flot de Contrôle.



Spécification DFD et DFC de remplissage par colonne.



Spécification DFD et DFC de remplissage par colonne et par ligne.

Référence

bibliographique

- [1] Fulcrand, R. (2009). Etude et développement d'une plateforme micro fluidique dédiée à des applications biologiques. Intégration d'un actionneur magnétique sur substrat souple (Doctoral dissertation, Université Paul Sabatier-Toulouse III).
- [2] Roux-Marchand, T. (2013). Système micro fluidique à onde élastique de surface : Vers la duplication d'ADN par PCR (Doctoral dissertation, PhD thèses, Université de Lorraine).
- [3] Enel, A. (2021). Plateforme micro fluidique digitale pour échantillons gazeux (Doctoral dissertation, Université Paris sciences et lettres).
- [4] Khaldi A. (2022). Contribution à l'étude d'écoulements traversant le micro canaux. (Thèse doctorat à l'Université d'Oran)
- [5] Enrriri k et Masker M. (2016). Etude d'un capteur de viscosité sanguin basé sur un résonateur Bio MEMS a micro cantilevers. (Thèse Master physique à l'Université de Blida)
- [6] Belbey M et Hamoudi M. (2017). Modilisation, Simulation Elément finis d'un micro capteur de pression dans le circuit micro fluidique à base de PDMS. (Thèse Master physique à l'Université de Blida)
- [7] Belgroune N. (2017). Etude et simulation a Elément finis D'un Capteur MEMS à Micro débit à base de PDMS PIEZORESISTIVE pour les systèmes Micro fluidique. (Thèse Doctorat physique à l'Université de Blida)
- [8] Idir A. (2016). Etude de la partie micro fluidique Sur un capteur biologique. (Thèse Master Mécanique à l'Université de Tizi-Ouzou)
- [9] Sahil R et Rebouh S. (2019). Etude et simulation des éléments finis d'un micro réacteur MEMS Déshalogénéation D'hydrocarbures. (Thèse Doctorat physique à l'Université de Blida)
- [17] BEN NASR, O. (2022). OPTIMISATION DES PARAMÈTRES D'IMPRESSION 3D PAR EXTRUSION DE MATIÈRE DES BIOCOMPOSITES À BASE DES RÉSIDUS INDUSTRIELS FORESTIERS (MÉMOIRE PRÉSENTÉ COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA MAÎTRISE EN INGÉNIERIE, UNIVERSITÉ DU QUÉBEC EN ABITIBI-TÉMISCAMINGUE).
- [18] BOUGOUR, S. (2015). L'IMPRIMANTE 3D COMME MOYEN D'EVOLUTION DES PROCESSUS DE PRODUCTION, (DOCUMENTS DE TRAVAIL, UNIVERSITÉ DU

- [19] Ghenwa, F. (2022). Élaboration et caractérisation de céramiques 3D en couplant la chimie des précurseurs avec l'impression 3D, (THÈSE de doctorat en Cotutelle L'UNIVERSITÉ DE MONTPELLIER ET L'UNIVERSITÉ LIBANAISE).
- [20] Labs Labos. (2020). GUIDE IMPRESSION 3D, (Article scientifique).
- [26] Benoît, J. (2020). L'impression 3D FDM Le guide complet pour vos impressions 3D, (Livre scientifique).
- [27] William. (2019). ("Les imprimantes 3D au sein des entreprises : Analyse des risques et opportunités", Louvain School of Management, Université catholique de Louvain).
- [28]. (2018). ("NOTE SUR L'IMPRESSON 3D", Article scientifique CENTRE D'ETUDES ET DE PROSPECTIVE INDUSTRIELLES).
- [29]. MICLETTE, O (2022). (Conception, fabrication et validation d'une imprimante 3D pour les mélanges poudre-liant», MEMOIRE PAR ARTICLE PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE LA MAITRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE MÉCANIQUE ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE UNIVERSITÉ DU QUÉBEC).
- [30] KOFFI, A. (2021). ÉTUDE DES PARAMÈTRES D'INJECTION DES COMPOSITES DE FIBRES NATURELLES ET DE L'AMÉLIORATION DES PERFORMANCES MÉCANIQUES DU MATÉRIAU POUR L'IMPRESSON 3D, (DOCTORAT PRÉSENTÉ À L'UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES).
- [21] Bendib, S. (2019). Méthodologie de Conception de Systèmes Embarqués Temps Réel (thèse Doctorat en Sciences en Informatique Université de Batna 2).
- [22] Berry, G. (1987). Comparative Studies of Acculturative Stress (Article Scientifique).
- [23] D. Harel & A.Pnueli . (1988). Logics and Models of Concurrent System (Article Scientifique).
- [24] Choquet-Geniet, A. (2006). Analyse Hors Ligne d'Ordonnabilité d' Applications Temps Réel comportant des Tâches Conditionnelles et Sporadiques (THÈSE pour l'obtention du grade de Docteur de l'Université de Poitiers).
- [25] Cottet F, Grolleau E. (2005). *System temp réel de controle de comande* (livre présente une méthodologie complète et opérationnelle de développement des systèmes temps réel de contrôle-commande).
- [31] ADIM, H. (2020). CONCEPTION D'UN NOYAU DE CALCUL POUR CONTROLECOMMANDE TEMPS REEL DE LA MACHINE-TOUR. (thèse master, Spécialité : Génie Informatique UNIVERSITÉ IBN KHALDOUN DE TIARET).
- [32] KHELOUFI, Y, BEN SALHOUB, A. (2019). Etude et réalisation d'une imprimante 3d à base d'arduino méga 2560. (Thèse Technicien supérieure, Institut National Spécialisé de la Formation, Bordj Bou Arreridj).

Référence

Web graphique

- [10] ChatGPT. OpenAI. 2023. Available at: <https://beta.openai.com/docs/models/chatgpt>. [Accessed 14 December 2023].
- [11] Trouve une Rponse.2023. Available at: <https://trouverunereponse.com/comment-fonctionne-la-piezoelectricite/>.com/docs/models [Accessed 4 Avril 2023].
- [12] HBM.2023. Available at: <https://www.hbm.com/fr/7318/comment-fonctionne-un-capteur-de-force-piezoelectrique/com/docs/models> [Accessed 5 Avril 2023].
- [13] WIKIWAND.2023. Available at: <https://www.wikiwand.com/fr/Convection?lang=fr&title=Convection.com/docs/models> [Accessed 3mars 2023].
- [14] La microfluidique article.2019; 11:8048–67. <https://www.cea.fr/multimedia/Documents/infographies/microfluidique.pdf>. [Accessed 5 Avril 2023].
- [15] ChatGPT. OpenAI. 2023. Available at: <https://beta.openai.com/docs/models/chatgpt>. [Accessed 21 avril2023].
- [16] Turbulence article. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Turbulence> [Accessed 5 Avril 2023].

Référence des figures

N° de la figure	Référence Figure
1.1	Active droplet generation in microfluidics - Lab on a Chip (RSC Publishing)
1.2	6 Reasons Why the Biological Scale is Important? - Rs' Science (rsscience.com)
1.3	CoachMaster.fr
1.4	4.6 : Consommation et abus de substances - Global (libretexts.org)
1.5	https://theses.hal.science/tel-01947556/document
1.6	Des matériaux biomédicaux biocompatibles et écologiques BioWings Project Results in brief H2020 CORDIS European Commission (europa.eu)
1.7	A Lab-on-a-Chip Device [34]. Download Scientific Diagram (researchgate.net)
1.8	https://theses.hal.science/tel-00607044/document
1.9	Un résumé des éléments de la formation DIDAPRO - Didactique professionnelle
1.10	Assistance i-STAT 1 et i-STAT Alinity Diagnostic rapide en POC – Abbott (globalpointofcare.abbott)
1.11	res_bedf3edf455011c1c9c1d62971567f35.jpg (500×500) (akamaized.net)
1.12	Boudjellal Asma(Etude et conception d'un biocapteur basé sur la voltamétrie...).pdf (univ-blida.dz)
1.13	[PDF] Droplets Formation and Merging in Two-Phase Flow Microfluidics Semantic Scholar
1.14	The Dolomite Centre Ltd - Droplet Generation.mov GIF Gfycat
1.15	La place de l'antibiogramme dans l'antibiothérapie (antibio-responsable.fr)
1.16	Arburg, z-microsystems collaborate on lab-on-a-chip cell (plasticstoday.com)
1.17	Microfluidic chips: recent advances, critical strategies in design, applications and future perspectives. - Abstract - Europe PMC
1.18	Feuille d'érable sec image libre - № 37254 (torange.biz)
1.19	Piezoelectric energy harvesting : enhancing power output by device optimisation and circuit techniques Semantic Scholar
1.20	Pompe pour produits chimiques - RP-Q1 series - TAKASAGO FLUIDIC SYSTEMS - électrique / péristaltique / industrielle (directindustry.fr)
1.21	Piézoélectricité — Wikipédia (wikipedia.org)
1.22	Fichier:Laminar and turbulent flows.svg — Wikipédia (wikipedia.org)
1.23	Migrating to Figma: Taking the stress out of your move
1.24	Les gels - Labster Theory

1.25	Machine learning enables design automation of microfluidic flow-focusing droplet generation Nature Communications
2.1	"Analyse de l'état et de l'avenir du marché de l'impression 3D" Verhulst, Julien
2.2	ADECNS » L'impression 3D [NL62]
2.3	Fabrication additive vs soustractive : quelles sont les différences (rapiddirect.com)
2.4	Fichier:Graphique Repartition Conso Petrole.png — Solarpedia
2.5	Imprimante 3D DiscoEasy 200 Dagoma : Prix, Caractéristiques, Vidéos... (3dnatives.co)
2.6	Imprimantes 3D Delta (filament2print.com)
2.7	Extrusion-based AM processes classified according to the extrusion... Download Scientific Diagram (researchgate.net)
2.8	WANGEN MX-R
2.9	Sébastien Charlon - Enseignant Chercheur - IMT Nord Europe LinkedIn
2.10	14 -Coupe axiale d'une pompe à pistons axiaux, à barillet et à axe simple. Download S Diagram (researchgate.net)
3.1	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.2	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.3	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.4	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.5	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.6	Un système temps réel est un système (application ou ensemble d'applications) informatique dont le fonctionnement est assujéti à l'évolution dynamique d'un (21-bal.com)
3.7	cours 4 Conception multi-tache temps rel.pdf
3.8	cours 4 Conception multi-tache temps rel.pdf
3.9	[RTOS] FreeRTOS-2 scheduling Embedded Playground (m-embedded.blogspot.com)
3.10	rapport stage uxp 2013.pdf (comte-gaz.com)
3.11	[RTOS] FreeRTOS-2 scheduling Embedded Playground (m-embedded.blogspot.com)

4.1	https://fr.vecteezy.com/art-vectoriel/19536024-illustration-vectorielle-de-compte-gouttes-sur-un-fond-symboles-de-qualite-premium-icomes-vectorielles-pour-le-concept-et-la-conception-graphique
4.2	Velleman K8200 (kit) - acheter sur digitec
4.3	Projet : Concevoir une imprimante 3D en CPGE PTSI PT - éducol STI (education.fr)
4.5	TEMPSA DIY PCB Circuit Board Imprimé Plaque d'essais Conseil 170 point Sans soudure Pr Arduino blanc - Cdiscount Bricolage