الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي و البحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد – تلمسان –

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE

MEMOIRE

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

En : ELECTRONIQUE

Spécialité : INSTRUMENTATION

Par : HAMMADI Hadjer et AISSAOUI Amani Firdaws

Sujet

Modélisation et simulation d'un capteur de température intégré pour des dispositifs médicaux.

Soutenu publiquement, le 29 / 06 / 2025, devant le jury composé de :

M MASSOUM Noureddine	MCB	Université de Tlemcen	Présidente
Mme KADDOURI Nadera	MCB	Université de Tlemcen	Examinatrice
M BRIXI NIGASSA Med El Amine	MCB	Université de Tlemcen	Encadrant
M SLAMI Ahmed	MCB	Université de Tlemcen	Co-Encadrant

Année universitaire : 2024 / 2025

Remerciement

*Nous louons **Allah**, seigneur des mondes, pour nous avoir accordé la force, la patience et la persévérance nécessaires à la réalisation de ce travail*

Nous implorons sa miséricorde afin que ce travail soit bénéfique, sincère et accepté

*Nous tenons à exprimer notre sincère reconnaissance à notre encadrant **BRIXI NIGASSA Mohammed EL Amine** pour son soutien précieux, ses conseils avisés et sa disponibilité constante tout au long de la réalisation de ce travail. Son expertise et son accompagnement permanent nous ont beaucoup aidés et à mener à bien ce projet*

*Nous remercions notre Co-encadreur **SLAMI Ahmed** pour ces conseils avisés, la pertinence de ses orientations tout au long de la réalisation de ce travail*

*Nous adressons nos sincères remerciements aux membres du jury **M MASSOUM Noureddine** et **Mme KADDOURI Nadera**, pour l'honneur qu'ils nous ont fait en acceptant de juger et d'évaluer ce travail*

Nous remercions également tous les membres et responsables du laboratoire de recherche de génie biomédicale pour nous avoir offert les meilleures conditions de travail tout au long de notre ce projet de fin d'étude.

DÉDICACE

Je dédie ce mémoire

❤ ***À mon père***

Pour sa force, ses sacrifices et son soutien inestimable à chaque étape de ma vie

🤍 ***À ma mère رحمها الله***

Mon modèle suprême en patience et en sacrifice. Puisse Allah l'accueillir en son vaste paradis

❤ ***À ma tante maternelle***

Qui a toujours été présente pour me soutenir et me conseiller, je la remercie pour ta présence précieuse dans ma vie.

🤍 ***À mes tantes paternelles***

Merci pour votre gentillesse, votre présence, et pour tous les encagements que vous m'avez apportés

.

❤ ***À ma sœur jumelle et mes frères***

Ma jumelle, qui ma soutenue tout au long de mon parcours scolaire, merci pour ta présence. Mes frères ce travail vous est dédié en hommage à la place précieuse

🤍 ***À mes chers cousins***

Je suis profondément reconnaissante pour leur assistance indéfectible.

HAMMADI Hadjer

Dédicaces

Je dédie ce travail
A mes parents, Mercie beaucoup pour vos efforts.
A mon frère et à mes sœurs
Afin de n'oublier personne, je remercie tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin durant la réalisation de ce travail.

Aissaoui Amani Firdaws

Résumé :

Ce projet de fin d'études a pour but l'étude et la modélisation de capteurs de température, et ce pour la mesure de la température corporelle de l'être humain. Pour mener à bien ce projet, nous avons commencé par voir les technologies de capteurs de température existantes et pouvant être utilisé pour la mesure de la température corporelle. Nous avons ainsi retenu deux types de capteurs : thermopile MEMS IR et capteur NTC. Pour simuler le comportement de ces deux capteurs, nous nous sommes basés sur le logiciel de modélisation par éléments finis COMSOL Multiphysics. Ce choix est notamment justifié par le caractère multiphysique du logiciel. Pour le capteur thermopile MEMS IR, deux structures ont été étudiées en plus de plusieurs couples de matériaux thermoélectriques. Les résultats obtenus montrent une variation lorsqu'on change les différents couples de matériaux pour les deux structures proposées. Ainsi, les résultats sont équivalents entre les deux structures pour chaque type de matériau. Pour le couple Bi2Te3 type N et P, nous avons constaté le potentiel électrique le plus élevé allant de 0,0336V à 0,0628V pour une température allant de 307K à 316K. Le potentiel le plus faible a été relevé pour le poly-silicium type N et P. En ce qui concerne le capteur NTC, nous avons réussi à relever une variation de résistance en fonction de la température.

Mots clés : capteur de température, température corporelle, NTC, thermopile IR MEMS, COMSOL, géométrie et matériaux, dispositifs médicaux**.**

الملخص :

يهدف هذا العمل إلى دراسة ونمذجة أجهزة استشعار درجة الحرارة، لقياس درجة حرارة جسم الإنسان. بغية تحقيق هذا المشروع، بدأنا بالبحث في تقنيات استشعار درجة الحرارة الحالية التي يمكن استخدامها لقياس درجة حرارة الجسم. اخترنا نوعين من أجهزة الاستشعار: مستشعر حراري يعمل بالأشعة تحت الحمراء MEMS ومستشعر NTC .لمحاكاة سلوك هذين المستشعرين، استخدمنا برنامج نمذجة العناصر المحدودة. COMSOL Multiphysicsويبرر هذا الاختيار الطبيعة الفيزيائية المتعددة للبرنامج. بالنسبة لجهاز الاستشعار بالأشعة تحت الحمراء MEMS، تمت دراسة هيكلين بالإضافة إلى عدة أزواج من المواد الكهرو حرارية. تظهر النتائج التي تم الحصول عليها تباينًا عند تغيير أزواج المواد المختلفة للهيكلين المقترحين. النتائج متكافئة بين الهيكلين لكل نوع من المواد. بالنسبة إلى زوج Bi2Te3 من النوع N وP، وجدنا أعلى إمكانات كهربائية تتراوح بين 0.0336 فولت و0.0628 فولت لدرجة حرارة تتراوح بين 307 كلفن و316 كلفن. تم العثور على أقل جهد كهربائي لنوع بولي سيليكون N و .Pبالنسبة لمستشعر NTC، تمكنا من العثور على تباين في المقاومة كدالة لدرجة الحرارة.

الكلمات المفتاحية: مستشعر درجة الحرارة، حرارة الجسم، الترموبيل بالأشعة الحمراء، الترمستنس، الهندسة والمواد، الأجهزة الطبية.

Abstract:

The aim of this project is to study and model temperature sensors for measuring human body temperature. To carry out this project, we began by looking at existing temperature sensor technologies that could be used to measure body temperature. We selected two types of sensors: MEMS IR thermopile and NTC sensor. To simulate the behavior of these two sensors, we used COMSOL Multiphysics finite element modeling software. This choice is justified by the multiphysics nature of the software. For the MEMS IR thermopile sensor, two structures were studied in addition to several thermoelectric material pairs, and the results obtained show that for the two proposed structures, the results are equivalent, whereas for the materials, we noted a variation in the results. For the Bi2Te3 type N and P pair, we noted the highest electrical potential ranging from 0.0336V to 0.0628V for a temperature ranging from 307K to 316K. The lowest potential was noted for the poly-silicon type N and P. As far as the NTC sensor is concerned, we succeeded in noting a variation in resistance as a function of temperature.

Keywords: temperature sensor, body temperature, NTC, IR MEMS thermopile, COMSOL, geometry, materials, medical devices.

Table des matières

Introduction générale 1
Chapitre I : Etat de l'art et problématique ..... **Erreur ! Signet non défini.**
I.1 Introduction 5
I.2 Définition d'un capteur 5
I.3 Définition d'une température 6
I.4 Capteurs de température 6
I.4.1 Les thermocouples (effet thermoélectrique) 6
I.4.2 Capteurs de température RTD 9
I.4.2.2 Architecture physique de RTD 10
I.4.2.3 Avantage des capteurs RTD 11
I.4.2.4 Inconvénients des capteurs RTD 11
I.4.3 Thermistances 11
I.4.4 Thermopile 12
I.4.4.1 Connexions dans une thermopile 13
I.4.4.2 Avantages des thermopiles 13
I.4.4.3 Inconvénients des thermopiles 13
I.4.4.4 Les Types de thermopile 13
I.4.4.5 Thermopile MEMS à infrarouge (poly-silicium) 14
I.4.4 Comparaison entre les différents capteurs cités précédemment 15
I.5 Conclusion 16
Chapitre II : Modélisation des capteurs de température Sous COMSOL 5
II.1 Introduction 22
II.2 Introduction à COMSOL Multiphysics 22
II.3 Exploration de l'interface et des étapes de modélisation outils de COMSOL 22
II.4 Modélisations d'un capteur de température sous COMSOL Multiphysics 26
II.4.1 Modélisation d'une thermopile MEMS IR sous COMSOL Multiphysics 26
II.4.2 modélisations NTC (négative température coefficient) 35
Chapitre III : Résultats de simulation et optimisation 41
III.1 Introduction 42
III.2 Résultats et interprétations pour le capteur de température IR(thermopile) 42
III.2.1 Résultats de l'étude temporelle 1 42
III.2.2 Résultats de l'étude temporelle 2 45
III.2.3 Présentation d'une deuxième structure pour le capteur Thermopile MEMS IR ... 48
III.2.4 Résultats de l'étude temporelle 1 48

III.2.5 Résultats de l'étude temporelle 2 49
III.2.6 Variation du potentiel électrique en fonction de la température pour différents matériaux 51
III.3 Résultats et interprétations pour le capteur de température NTC 55
III.3.1 Thermistance NTC (matériau vierge-x) 55
III.3.2Résultats et discussion 55
III.4 Conclusion 62
Conclusion générale et perspectives 63
Références bibliographiques 63

Liste des figures

Figure I. 1 - Schéma synoptique d'un capteur. 5
Figure I. 2 - Principe de fonctionnement d'un thermocouple 7
Figure I. 3 - Schéma de principe de l'effet Seebeck. 8
Figure I. 4 - Variation de résistance en fonction de la température pour différents matériaux]. 9
Figure I. 5 - Architecture physique des capteurs RTD. 10
Figure I. 6 -Exemple de thermopile. 13
Figure II. 1 - Interface principale du logiciel COMSOL Multiphysics. 22
Figure II. 2 - Etapes de modélisation et simulation sous COMSOL Multiphysics 23
Figure II. 3 - Choix de la dimension d'espace de modélisation. 23
Figure II. 4 - Les différentes physiques prises en charge dans COMSOL Multiphysics. 24
Figure II. 5 – Choix de l'étude dans COMSOL Multiphysics. 24
Figure II. 6 – Interface de COMSOL Multiphysics après la création du modèle. 24
Figure II. 7 - Les physiques utilisées dans la modélisation de la thermopile ainsi que leur couplage multiphysiques. 27
Figure II. 8 - Sélection de l'étude temporelle pour notre modélisation. 27
Figure II. 9 – Les différentes parties composants notre thermopile. 28
Figure II. 10 – Plan de travail pour le dessin des bras. 29
Figure II. 11 – Plan de travail pour le dessin des électrodes servants à faire la liaison entre les bras. 29
Figure II. 12 – Fenêtre d'ajout de matériau dans COMSOL Multiphysics. 30
Figure II. 13 – Sélection de la géométrie pour laquelle est affecté le matériau « Skin ». 30
Figure II. 14 – Partie en poly-si (à gauche) et partie en carbone (à droite) de la membrane. .. 31
Figure II. 15 – Bras en Poly-si type-p (à gauche) et Bras en Poly-si type-n (à droite). 31
Figure II. 16 – Paramètre de la physique Heat transfer in solids 32
Figure II. 17 – Parties de notre structure concernées par la physique surface to surface radiation. 32
Figure II. 18 - Domaines d'application de la physique heat transfer in solids1 « ht2 ». 33
Figure II. 19 – Choix des surfaces de prises de contacts du potentiel électrique. 33
Figure II. 20 – Maillage de notre thermopile. 34
Figure II. 21 – Physiques et couplages multiphysiques utilisés dans l'étude 1. 34
Figure II. 22 - Physiques et couplages multiphysiques utilisés dans l'étude 2. 35
Figure II. 23 – Exemple de résultats générés par défaut dans COMSOL en fonction de la physique utilisée. 35

Figure II. 24 – Paramètres définis dans COMSOL pour le capteur NTC. 36
Figure II. 25 - Variables définies dans COMSOL pour le capteur NTC. 37
Figure II. 26 – Géométrie du capteur NTC dans COMSOL. 37
Figure II. 27 - Paramétrage des propriétés du matériau vierge. 38
Figure II. 28 – Physiques et couplages multiphysiques appliqués au capteur NTC. 39
Figure II. 29 - Maillage du capteur NTC sous COMSOL. 39
Figure II. 30 - balayage de température dans étude stationnaire 40
Figure II. 31 – Présentation de la partie résultats pour le capteur NTC sous COMSOL. 40
Figure III. 1 – Structure du capteur thermopile MEMS IR. 42
Figure III. 2 – Radiosité de surface au niveau de la peau humaine. 44
Figure III. 3 – Radiosité de surface au niveau de couche absorbante de la membrane. 44
Figure III. 4 – A droite : température de la peau. A gauche : température au niveau de la couche absorbante de la membrane. 45
Figure III. 5 - L'évolution de la température de la partie absorbante de la membrane en fonction de la température de la peau. 45
Figure III. 6 – Température au niveau des couples de thermocouples pour deux instants t=0s et t=50s. 46
Figure III. 7 – Potentiel électrique obtenu par effet Seebeck pour T_c=310 K &T_c=317K.. 46
Figure III. 8 – Variation du potentiel électrique en fonction de la différence de température. 47
Figure III. 9 – Deuxième structure du capteur thermopile proposée. 48
Figure III. 10 – Radiosité de surface pour : A gauche : la peau. A droite : la couche absorbante de la membrane. 48
Figure III. 11 – Température de la peau et de la partie absorbante de la membrane pour T_p=311 K et t=25s. ..... **Erreur ! Signet non défini.**
Figure III. 12 - Température au niveau des couples de thermocouples pour deux instants t=0s et t=50s pour la deuxième structure. 50
Figure III. 13 - Potentiel électrique obtenu par effet Seebeck pour T_c=310 K &T_c=317K. 50
Figure III. 14 – Variation du potentiel électrique en fonction de la différence de température pour la deuxième géométrie. 51
Figure III. 15 - Evolution du potentiel électrique pour différents matériaux en fonction de la température. 54
Figure III. 16 – Paramètres définis pour le matériau-x. 55
Figure III. 17 - Les caractéristiques résistance-température pour une gamme de thermistances montrant les plages typiques de résistance en fonction de température 56
Figure III. 18 - Evolution de la résistance du capteur NTC en fonction de la température appliquée. 56

Figure III. 19 - L'évolution pour une température appliquée de 37°C à 86°C. 57
Figure III. 20 – A gauche : température appliquée à la surface supérieure. A droite : résistance relevée pour cette température..... 57
Figure III. 21 - A gauche : température appliquée à la surface latérale. A droite : résistance relevée pour cette température. 58
Figure III. 22 - Variation de résistance en fonction pour rayon R fixe et hauteur H variable. 58
Figure III. 23 - Variation de résistance en fonction pour rayon R variable et hauteur H fixe. 59
Figure III. 24 - Evolution de la résistance du capteur NTC en fonction de la température pour le matériau- x et CuO. 60

Liste des tableaux

Tableau I. 1 - Types de thermocouple. 8

Tableau I. 2 -Constante A, B, C du platine pour les capteurs RTD. 10

Tableau I. 3 - Comparaison entre un capteur RTD pt100 et pt1000. 11

Tableau I. 4 -Les types de NTC 12

Tableau I. 5 - Types de thermopile dans le domaine biomédical. 14

Tableau I. 6 - Comparaison entre thermocouple, RTD, thermistance et thermopile. 15

Tableau III. 1 – Evolution de la radiosité de surface en fonction de température pour différents instants T. 43

Tableau III. 2 – Valeurs relevés de la variation du potentiel électrique en fonction de la température. 47

Tableau III. 3 - Radiosité de surface en fonction de température pour la deuxième structure. ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Tableau III. 4 – Valeurs relevés de la variation du potentiel électrique en fonction de la température pour la deuxième structure. 50

Tableau III. 5 – Couple thermoélectrique $Bi2Te3$ type P avec type N. 52

Tableau III. 6 – Couple thermoélectrique PbTe type P avec type N. 52

Tableau III. 7 - Couple thermoélectrique PbTe type N avec $Bi2Te3$ type P. 52

Tableau III. 8 - Couple thermoélectrique $PbTe$ type P avec $Bi2Te3$ type N. 53

Tableau III. 9 - Couple thermoélectrique $PbTe$ type P avec Poly-silicium type N. 53

Tableau III. 10- Couple thermoélectrique $PbTe$ type N avec Poly-silicium type P. 53

Tableau III. 11 - Couple thermoélectrique $Bi2Te3$ type N avec Poly-silicium type P. 54

Tableau III. 12 - Couple thermoélectrique $Bi2Te3$ type P avec Poly-silicium type N. 54

Tableau III. 13 – Tableau comparatif entre le matériau-x et MnO2. 61

Liste des abréviations

IR: Infra- rouge

MEMS: Micro-Electro-Mechanical Systems

PTC : Positive Temperature Coefficient

NTC : Negative Temperature Coefficient

MnO2 : dioxyde de manganèse

CuO : Oxyde de Cuivre

Introduction générale

La mesure de grandeurs physiques a suscité et suscite toujours un intérêt grandissant dans tous les domaines, et plus particulièrement, le domaine médical. Ces mesures permettent de mieux cerner certains phénomènes physiques et de mieux les comprendre.

Le domaine médical étant en constante évolution, la mesure de grandeurs physiologiques est un facteur clé dans la surveillance, le diagnostic et le traitement des patients. Leur collecte doit être précise afin de garantir une prise en charge médicale efficace et sécurisée.

Les capteurs jouent un rôle fondamental dans ce domaine. Ils permettent la conversion de grandeurs biologiques ou physiques en signaux exploitables. Ils sont intégrés dans divers différents dispositifs médicaux tels que les IRM, oxymètres, pansements intelligents ou encore bracelets connectés. Ces capteurs permettent de relever en temps réel des paramètres vitaux de l'être humain. Parmi ces capteurs, les capteurs de température occupent une place centrale, car ils sont un parfait indicateur de l'état de santé. Ils permettent la mesure de la température et la convertit en une grandeur électrique. Ils peuvent être classés selon leur principe de fonctionnement (résistif, thermoélectrique, optique...) et selon leur méthode de mesure (contact ou sans contact).

L'objectif de ce mémoire est de modéliser et de simuler des capteurs de température pouvant être intégrés dans des dispositifs médicaux. Ce travail se concentre sur deux types de capteurs choisis pour leur pertinence dans la mesure de la température corporelle : le capteur thermopile MEMS IR et la thermistance NTC. Les simulations sont réalisées à l'aide du logiciel COMSOL Multiphysics (version 6.1), qui permet de concevoir des modèles physiques multiphysiques complets.

Ce travail est structuré en trois chapitres :

- Dans le premier chapitre, un état de l'art sur les principaux types de capteurs de température est présenté. Une attention particulière est portée aux capteurs de température pour le domaine médical. Chaque technologie est présentée en termes de précision, de temps de réponse, de plage de mesure et d'applications. Nous nous focaliserons enfin sur deux capteurs de température, Thermopile MEMS IR et Capteurs NTC, en raison notamment de leur plage de fonctionnement adaptée à la température corporelle (environ 36–42 °C) et leur bonne précision.
- Dans le deuxième chapitre, nous commencerons par présenter le logiciel, ensuite les étapes de modélisation seront détaillées. Pour chaque capteur (thermopile et NTC), le modèle est construit en suivant les étapes suivantes : conception de la géométrie, choix

- des matériaux, définition des conditions limites, sélection des physiques impliquées et génération du maillage.
- Dans le troisième chapitre, les résultats des simulations sont présentés et analysés. Nous commencerons par présenter les résultats des capteurs thermopile MEMS IR, avant de faire une modification de la géométrie et des matériaux afin de voir l'impact de ces derniers sur les performances du capteur. Ensuite, les résultats du capteur NTC sont présentés.

Ce travail sera conclu par une conclusion et quelques perspectives visant à améliorer le travail.

Chapitre I : Etat de l’art et problématique

I.1 Introduction :

La mesure de grandeurs physiques joue un rôle fondamental dans plusieurs domaines scientifiques, cela permet de mieux comprendre et contrôler certains phénomènes physiques et naturels. Parmi ces grandeurs, la température fait partie des paramètres les plus surveillés, et ce dans plusieurs domaines, dont le domaine médical, où elle peut être un parfait indicateur de l'état de santé d'un patient.

Les capteurs de températures fonctionnent en convertissant une variation de température en un signale utilisable. Ils sont conçus pour permettre une surveillance efficace et précise de la température corporelle, et ce en temps réel, ce qui permet une détection rapide de maladies telles que l'hypoxie, la fièvre ou des troubles métaboliques. Avec l'essor de la télémédecine, ces capteurs sont de plus en plus intégrés dans une large gamme de dispositifs médicaux.

Dans ce chapitre, nous commencerons par définir les notions de capteur et de température**,** nous présenterons ensuite un état de l'art sur les différents capteurs de températures existants, en mettant l'accent sur le domaine biomédical, nous montrerons enfin quels types de capteurs de température nous avons retenus pour ce travail.

I.2 Définition d'un capteur :

Les capteurs sont des dispositifs permettant la mesure de grandeurs physiques, largement employé dans plusieurs domaines notamment l'industrie, le domaine médical, et de la métrologie. Ils permettent la conversion d'une grandeur physique (pression, vitesse, température, force, etc.) en une grandeur utilisable, le plus souvent électrique.

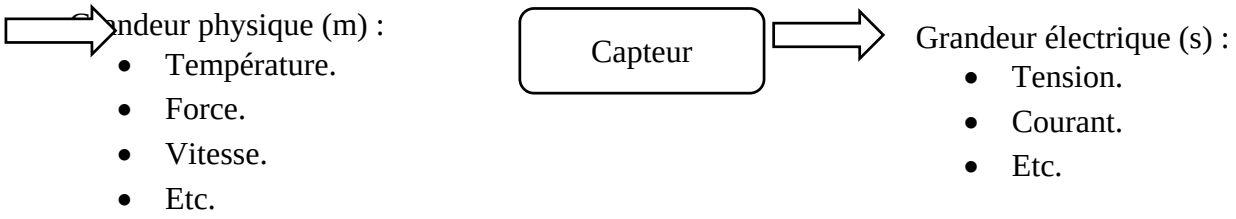


Figure I. 1 - Schéma synoptique d'un capteur.

Les capteurs peuvent être classés selon leur technologie de fabrication ou la grandeur physique qu'ils mesurent, par exemple :

- Capteur de pression : Permet de convertir les variations de pression d'un liquide ou gaz en une variation électrique. Il peut être piézorésistif, capacitif, etc.
- Capteur de position (fin course) : Permet la détection de la position d'un objet qui a subi mouvement linéaire (translation) ou de mouvement angulaire (rotation). Il peut être mécanique, inductif, optique, magnétique.
- Capture ultrason : Permet la détection d'objets ou mesure de distance par le biais d'ondes sonores hautes fréquences.
- Capteur de température : Permet de mesurer la température d'un milieu (solide, liquide, gaz, ou même le corps humain) et la convertir en un signal exploitable (analogique, électrique, numérique). Ils peuvent être basés sur différentes technologies : capteurs infrarouges, capteur NTC/PTC, thermocouple, capteurs RTD.

Justement, c'est ce capteur de température qui nous intéresse dans ce travail pour la mesure de température corporelle de l'être humain, mais avant cela, nous allons définir c'est quoi une température.

I.3 Définition d'une température :

La température d'un objet détermine la sensation de chaud ou de froid ressenti en le touchant. Plus précisément, la température est une mesure de l'énergie cinétique moyenne des particules d'un échantillon de matière, exprimée en différentes unités :

- Degré Celsius (°C).
- Kelvin (K) : où 0 °C = 273.15 K

$$\mathbf{T(K) = T(°C) + 273.15}$$

- Degré Fahrenheit (°F) : 0°C = 32°F

$$\mathbf{T(°F) = T(°C) \times \frac{9}{5} + 32}$$

I.4 Capteurs de température :

Comme nous l'avons vu précédemment, les capteurs de températures se basent sur plusieurs principes et technologies, c'est ce que nous allons détailler dans cette partie.

I.4.1 Les thermocouples (effet thermoélectrique) :

Un thermocouple utilise principalement **l'effet Seebeck** afin d'obtenir une mesure de la température. Mais c'est quoi l'effet Seebeck ?

I.4.1.1 Effet Seebeck :

L'effet Seebeck est un phénomène thermoélectrique découvert par Thomas Seebeck en 1821. Ce dernier a remarqué que lorsqu'une différence de température est induite entre les extrémités de deux matériaux conducteurs ou semi-conducteurs différent, connectés entre eux, une tension électrique est générée. Si le circuit est fermé, un courant électrique circule dans ce dernier.

Le potentiel électrique est calculé par la relation suivant [1] :

$$d_V = S_{ab} \times d_T$$

Où :

d_V: difference de potentielle

S_{ab}: coefficeint seebeck selon le materiau utilisé

d_T: différence de température entre les deux jonctions (chaude et froide)

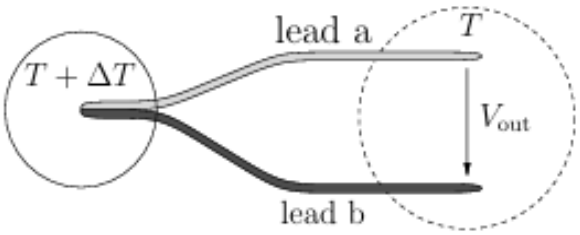


Figure I. 2 - Principe de fonctionnement d'un thermocouple [13].

La liaison entre les deux extrémités des deux matériaux est définie par le terme jonction. Ainsi on retrouve dans les thermocouples les notions de jonctions froides et jonctions chaudes.

- **Jonction chaude** : Jonction de l'ensemble thermocouple soumis à la température à mesurer, c'est la jonction capteur.

- **Jonction froide** : Jonction de l'ensemble thermocouple maintenu à une température connue ou à 0 °C : c'est la jonction référence [1].

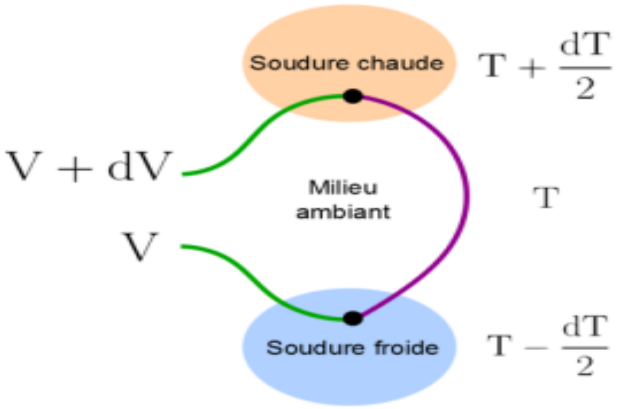


Figure I. 3 - Schéma de principe de l'effet Seebeck [1].

I.4.1.2 Les type de thermocouples :

Il existe différents types de thermocouples, basés sur différents types de matériaux, plages d'utilisation ou de mesure, erreur de mesure, etc. Le tableau I qui suit montre quelques exemples de thermocouples.

Type	Métal A (+)	Métal B (-)	Plage utilisation	Coef. Seebeck $\alpha\left(\frac{\mu V}{°C}\right)$	Erreur standard
K	Chromel	Alumel	-40 à 1200°C	39.45 à 0°C	2.2°C ou 0.75%
J	Fer	Constantan	-40 à 750°C	50.38 à 0°C	2.2°C ou 0.75%
S	Platine avec 10% Rhodium	Platine	0 à 1600°C	10.21 à 600°C	1.5°C ou 0.75%
T	Cuivre	Constantan	-40 à 350°C	38.75 à 0°C	1°C ou 0.75%

Tableau I. 1 - Types de thermocouple.

En analysant bien ce tableau, on peut s'apercevoir que les thermocouples de type T peuvent être très intéressant pour ce travail, de par leur plage de fonctionnement et leur stabilité à basse température. Ils sont d'ailleurs utilisés dans la mesure de la température corporelle (sondes rectales, cutanées, etc.), la mesure intracrânienne ou peropératoire, capteurs en cryogénie médicale (stockage d'échantillons, organes...).

I.4.2 Capteurs de température RTD :

Un capteur RTD (***R**esistance **T**emperature **D**etector*) est un capteur dont le principe de fonctionnement repose sur la variation de la résistance électrique d'un métal conducteur (souvent le platine) en fonction de la température. Ces types de capteurs sont appréciés pour leur précision, stabilité et reproductibilité, ce qui en fait un standard dans les mesures industrielles et scientifiques.

I.4.2.1Principe de fonctionnement :

Les capteurs RTD fonctionnent sur le principe de variations de résistance électrique des métaux purs et se caractérisent par une modification positive linéaire de cette dernière en fonction de la température. Concrètement, une fois chauffée, la résistance du métal augmente et inversement une fois refroidie, elle diminue. En faisant passer un courant à travers un capteur RTD, on peut mesurer la tension à ses bornes. Cela permet de déterminer sa résistance électrique, laquelle varie en fonction de la température, et ainsi d'en déduire la température correspondante [2]

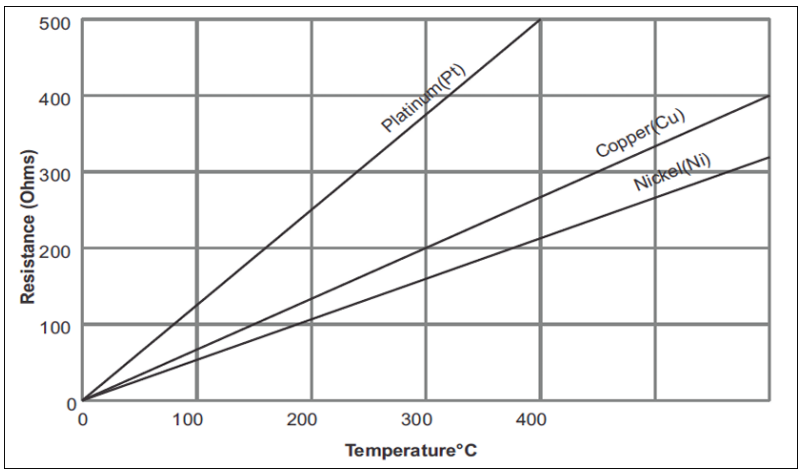


Figure I. 4 - Variation de résistance en fonction de la température pour différents matériaux [14].

La température influe sur la résistivité des matériaux conducteurs, car l'augmentation de la température implique l'augmentation de l'agitation thermique dans le matériau, ce qui a tendance à perturber le déplacement des électrons libres, et donc leur mobilité, augmentant ainsi la résistance électrique.

Cette relation est modélisée par les équations suivantes :

- **Formule linéaire [0°C à 100°C] [11] :**

$$R(T) = R_0 \ (1 + \alpha \ \times \Delta T)$$

Avec :

- R(T) : résistance à la température T,
- R_0 **:** Résistance à la température de référence (0°C) en (ohm),

- $\boldsymbol{\alpha}$: coefficient de température (en générale égale 0.00385/°c pour platine),
- ΔT : déférence de température.

En ce qui concerne la conductivité, elle est inversement proportionnelle à la résistivité.

$$\sigma(\mathrm{S/m}) = \frac{1}{\rho}(\Omega.\mathrm{m})$$

La résistivité des métaux comme le cuivre, platine et le nickel augment linéairement avec la température, ce qui fait diminuer leur conductivité. Le platine reste de loin le matériau le plus courant, en raison de l'étendue de sa gamme de températures, de sa précision et de sa stabilité.

- **Formule polynomiale (Callendar–Van Dusen) [12] :**

- Pour la plage de température [0°C à 850°C]

$$R(T) = R_0[1 + AT + BT^2]$$

- Pour la plage de température [-200°C à 0°C]

$$R(T) = R_0[1 + AT + BT^2 + C(T - 100)T^3]$$

Avec :

- R_0 : Résistance à 0°C (100Ω) et A , B, C : constantes.

Constante	Valeur
A	$3.9083 \times 10^{-3}/°C$
B	$-5.775 \times 10^{-7}/°C^2$
C	$-4.183 \times 10^{-12}/°C^4$

Tableau I. 2 -Constante A, B, C du platine pour les capteurs RTD [12].

I.4.2.2 Architecture physique de RTD [2]

Les capteurs de température RTD consistent en 4 éléments principaux : Le thermomètre à résistance, l'élément sensible à la température généralement en platine, change de résistance selon la température. Il est relié à des fils de connexion (en cuivre ou en nickel) via des points de soudure. L'ensemble est protégé par une gaine métallique (souvent en acier inoxydable) et un isolant placé entre les fils empêche les court-circuités tout en facilitant le transfert thermique.

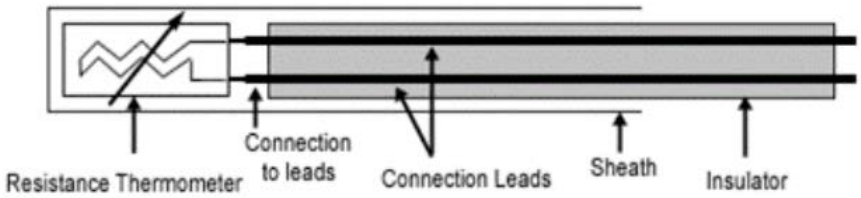


Figure I. 5 - Architecture physique des capteurs RTD [2].

I.4.2.3 Avantage des capteurs RTD [2] :

- Plage de mesure [-200 °C à 850°C]
- Précision élevée [0.1°C à 0.5°C]
- La linéarité.

I.4.2.4 Inconvénients des capteurs RTD [2] :

- Temps de réponse lent
- Faible sensibilité
- Plus cher à fabriquer en raison de la complexité et le recours au platine car Les RTD sont habituellement classés par leur résistance nominale à 0°C. Le tableau 2 suivant, montre un exemple de comparaison entre un capteur RTD 'PT100' et 'PT1000'.

Caractéristique	**PT100**	**PT1000**
Résistance à 0°C	100Ω	1000Ω
Sensibilité	0.385Ω/°C	3.85Ω/°C
Courant de mesure recommandé	1 à 5mA	0.1 à1mA

Tableau I. 3 - Comparaison entre un capteur RTD 'PT100' et 'PT1000'.

I.4.3 Thermistances :

Les thermistances, comme les capteurs de température à résistance (RTD), sont des conducteurs thermosensibles dont la résistance varie avec la température. La différence avec les capteurs RTD est que les thermistances sont constituées d'un matériau semi-conducteur à base d'oxyde métallique encapsulé dans une petite bille d'époxy ou de verre. Une autre particularité des thermistances est qu'elles présentent des valeurs de résistance nominale plus élevées, typiquement entre 2 000 et 10 000 Ω, ce qui permet leur utilisation pour des courants faibles [2]. La relation de la variation de la résistance et la température pour les thermistances est donnée par :

$$R(T) = R_0\, e\beta(\frac{1}{T} - \frac{1}{T0})$$

Où : R_0 : Résistance à la température de référence (en kelvin), T : température absolue (en kelvin), β : Constante de matériaux (en kelvin dépend du matériau de la thermistance), T0 : température de référence (souvent 298.15K).

I.4.3.2 Les types de thermistance **:**

Il existe deux principaux types de thermistances : NTC et PTC.

A. PTC (Positive Temperature Coefficient) : la résistance augment quand la température augmente. Ce type de thermistance se caractérise par :
   - Précision [±1°C à ±2°C].
   - Plage de mesure [-50 à +150°C].
   - Réponse rapide.

B. NTC (Negative Temperature Coefficient) : la résistance diminue quand la température augmente. Ce type de thermistance se caractérise par :
   - Plage de mesure [-50 à +150°C].
   - Réponse rapide.
   - Précision élevée [±0.1°C à ±0.2°C].
   - Mesure précise de température corporelle.

Le tableau 4 qui suit montre une comparaison entre quelques types de thermistance NTC ainsi que leur domaine d'application.

Type	Précision	Plage de mesure	Application
NTC en polymère	±0.2 °C	[-20°C à 85°C]	Capteurs portables et pansements intelligents.
NTC en silicone	±0.1 °C	[-10°C à 100°C]	Cathéters et sondes invasives.
NTC en céramique	[±0.1°C à ±0.3°C]	[-50°C à 200°C]	Surveillance des fluides corporels et organes
NTC encapsulée en verre	[±0.1°C à ±0.2°C]	[-50°C à 150°C]	Thermomètres médicaux, Capteur cutanés
NTC a films mince (thin-film)	±0.1 °C	[-40°C à 150°C]	Patchs de surveillance thermique

Tableau I. 4 -Les types de NTC

I.4.4 Thermopile :

Une thermopile est un dispositif qui convertit l'énergie thermique en énergie électrique. Son principe de fonctionnement, comme pour le thermocouple repose sur l'effet Seebeck.

Lorsqu'une différence de température est appliquée aux jonctions d'un thermocouple, une tension électrique est générée. Ceci étant dit, la particularité d'une thermopile est qu'elle se base sur une série de thermocouples interconnectés en série, chacun étant constitué de deux

matériaux différents, ayant un pouvoir thermoélectrique important et des polarités opposées. Dans une thermopile, les tensions de chaque thermocouple s'additionnent, ce qui permet d'obtenir une tension de sortie plus importante[5].

I.4.4.1 Connexions dans une thermopile

La figure I.6 qui suit montre un exemple de deux thermocouples connectés en série entre eux. Les deux jonctions supérieures sont à la température T1, tandis que les deux jonctions inférieures sont à la température T2.

La tension de sortie de la thermopile ΔV est directement proportionnelle à la différence de température T1-T2 et au nombre de paires thermoélectriques connectées en série [3].

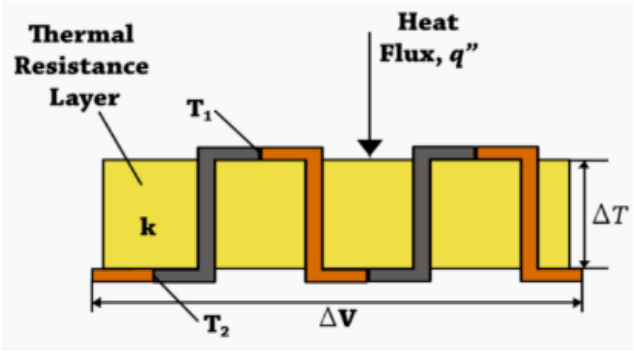


Figure I. 6 -Exemple de thermopile [3].

I.4.4.2 Avantages des thermopiles :

- Mesure de la température sans contact permettant l'intégration dans différents dispositif biomédicale tel que les thermomètres frontaux, les dispositifs portables, etc. [4-6].
- Petite taille.
- Cout abordable.
- Tension de sortie plus élevés : en raison de l'utilisation de plusieurs dispositifs thermocouples [3].

I.4.4.3 Inconvénients des thermopiles [3] :

- Sensibilité à l'environnement : éviter l'exposition des capteurs à la lumière du soleil ou à l'humidité, car cela peut les dégrader leurs performances.
- Sensibilité à l'électricité statique : Les capteurs non utilisés doivent être stockés dans des emballages antistatiques afin de les protéger des champs électrostatiques.
- Ces capteurs doivent être manipulés avec précaution

I.4.4.4 Les Types de thermopile

Dans tableau 5 suivant, nous avons classé quelque type de thermopile selon leur plage de mesure, leur précision et leurs applications principalement biomédicales.

Type	**Plage de mesure**	**Précision**	**Application**
Thermopile MEMS à infrarouge (Poly-silicium)	[32°C à 42°C] (Température corporelle)	±0.2°C à ±0.3°C	Thermomètres frontaux sans contact, Thermomètres articulaires, Dispositifs portables
Thermopile à thermocouple métalliques	[0°C à 50°C]	±0.5°C	Dispositifs médicaux de mesure générale, Monitoring cutané
Matrice de thermopile (thermopile Array)	[20°C à 50°C]	±0.2°C	Caméras thermique médicale pour la détection de fièvre et l'inflammation.
Thermopile spécialisée en détection de gaz (CO2)	[0°C à 50°C]	±0.5°C	Analyse respiratoire (détection de C02) dans les gaz expirés)

Tableau I. 5 - Types de thermopile dans le domaine biomédical.

Nous pouvons constater à partir de ce tableau que les thermopiles à infrarouge (poly-silicium) sont très intéressantes lorsqu'il s'agit de mesurer une température corporelle sans contact, ce qui en fait un excellent choix que nous considérerons dans la suite de ce travail.

I.4.4.5 Thermopile MEMS à infrarouge (poly-silicium) :

Le principe de fonctionnement d'une thermopile MEMS à infrarouge pour mesurer la température du corps humain, peut être expliqué en quatre étapes :

- **Etape 1 : Emission de rayonnement IR par le corps humain**

  Le corps humain émet naturellement un rayonnement infrarouge selon la loi de **Stefan-Boltzmann** qui dit : « La quantité de puissance radiante totale émise par une surface est proportionnelle à la quatrième puissance de sa température absolue » :

  $$p = \sigma \times A \times T^4 \text{[7-9]}$$

  Pour le corps humain, la loi de Stefan-Boltzmann s'écrit [10] :

  $$p = \epsilon \times \sigma \times A \times T^4$$

Avec : **p :** puissance thermique émise (W), **ϵ :** émissivité de la peau humaine (0.98), ***σ*** *:*

constante de Stefan-Boltzmann($5.670 \times 10^{-8} \times W.m^{-2}.K^{-4}$), **T :** température absolue de la peau (en K), **A** : surface corporelle.

- **Etape 2 : Absorption du rayonnement IR par le capteur**
  Le capteur reçoit le rayonnement infrarouge émis par le corps humain. Ce rayonnement traverse la fenêtre d'entrée du capteur et est absorbé par la membrane en poly-silicium.
- **Etape 3 : Création d'une différence de température**
  Le rayonnement IR absorbé élève la température de la membrane en poly-silicium. La membrane est isolée thermiquement du substrat en silicium, ce qui crée une différence de température entre la jonction chaudes (membrane) et la jonction froide (substrat).
- **Etape 4 : Génération de tension électrique (Effet Seebeck)**
  Les thermocouples en poly-silicium dopé (type-n et type-p) réagissent à cette différence de température. Cette différence de température entre la membrane et le substrat génère un signal électrique **(**Chaque thermocouple produit une petite tension proportionnelle à la différence de température**)** $\Delta V = N \times S \times \Delta T$

Où : **ΔV** : la tension générer, **N** : nombre de thermocouple, **S** : sensibilité de matériaux utilisé, $\Delta \boldsymbol{T}$: Différence de température entre la membrane et le substrat.

I.4.4 Comparaison entre les différents capteurs cités précédemment :

Afin d'avoir une vision plus complète sur les capteurs de températures présentés précédemment, nous avons établi un tableau (Tableau 6) comparatif entre ces capteurs

Caractéristique	**Thermocouple**	**RTD (PT100)**	**Thermistance (NTC/PTC)**	**Thermopile MEMS à IR**
Plage de température	[-200, 1200°C]	[-200 à 850°C]	[-50, 150°C]	[32°C à 42°C]
Précision	[1 à 3°C]	[0.1 à 0.5°C]	[0.1, 0.2°C]	[0.2 à 0.3°C]
Application	Cryogénie, Recherche médicale	Incubateurs, dialyse, Cryothérapie	Thermomètre médicaux, Oxymètre	Dispositifs portables, imagerie thermique et diagnostic, thermomètre frontal
Connexion	2 fils	2, 3 ou 4 fils	2 fils	2 fils
Taille	Petite	Moyenne	Très petite	Très petite

Tableau I. 6 - Comparaison entre thermocouple, RTD, thermistance et thermopile.

A partir de ce tableau et tous ce que nous avons vu jusqu'à présent concernant les types de capteurs, nous avons choisi de nous baser sur deux types de technologies en particulier : les thermopiles MEMS à infrarouge et thermistance. Les raisons sont :

- Thermopile MEMS IR : en raison de leur plage de mesure qui correspond bien corps humain, sa bonne précision de mesure mais aussi le caractère sans contact du capteur.
- Thermistance : peut prendre plusieurs formes (disque, SMD, sonde), ce qui facilite son intégration dans les dispositifs électronique, et aussi sa haute précision (0.1 °C).

L'objectif maintenant va être de modéliser ces capteurs dans COMSOL Multiphysics, et voir quels sont les améliorations et optimisations que nous pouvons apporter (géométrie, matériaux, formes, etc.) pour avoir un bon capteur de température. C'est justement ce que nous allons voir dans les prochains chapitres à commencer par les étapes de modélisation dans le chapitre 2.

I.5 Conclusion :

Ce premier chapitre a permis de présenter un état de l'art des différents capteurs de températures existants en fonction de leurs caractéristiques et applications. Ceci nous a permis d'identifier les types de capteurs de température pouvant être exploité pour la mesure de la température corporelle. A cet effet, nous avons retenu les capteurs thermopiles MEMS IR et les capteurs NTC, notamment pour leur précision et plage de mesure. Nous allons dans ce qui suit modéliser ces capteurs en utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics.

Chapitre II : Modélisation des capteurs de température Sous COMSOL

II.1 Introduction :

Dans ce chapitre, il sera question de modéliser un capteur de température en utilisant le logiciel COMSOL Multiphysics. Nous commencerons ce chapitre par introduire le logiciel, avant de détailler les différentes étapes de modélisation nécessaires à la simulation des différents capteurs de température visés, à savoir : Thermopile MEMS IR et NTC.

II.2 Introduction à COMSOL Multiphysics :

COMSOL Multiphysics a été conçu par la société COMSOL INC. Créé en 1986 à Stockholm en Suède. A la base, ce dernier s'appelait FEMLAB, mais dans les années 2000, il a été renommé en COMSOL Multiphysics pour marquer son caractère multiphysique dans un seul et même logiciel. COMSOL Multiphysics utilise la méthode des éléments finis (FEM) pour modéliser des phénomènes physiques dans de nombreux domaines. Ce logiciel est particulièrement apprécié en raison de son interface intuitive et bien pensée, une bibliothèque de matériaux et de physiques très riche et surtout sa capacité à simuler des systèmes multiphysiques, c'est-à-dire des systèmes ou plusieurs phénomènes physique (électrique, mécanique, chimique…) interagissent entre eux de façon couplée.

II.3 Exploration de l'interface et des étapes de modélisation outils de COMSOL :

L'interface du logiciel COMSOL Multiphysics se montre très conviviale comparée à d'autres logiciels du même genre. La figure II.1 qui suit montre la fenêtre affichée après le lancement du logiciel.

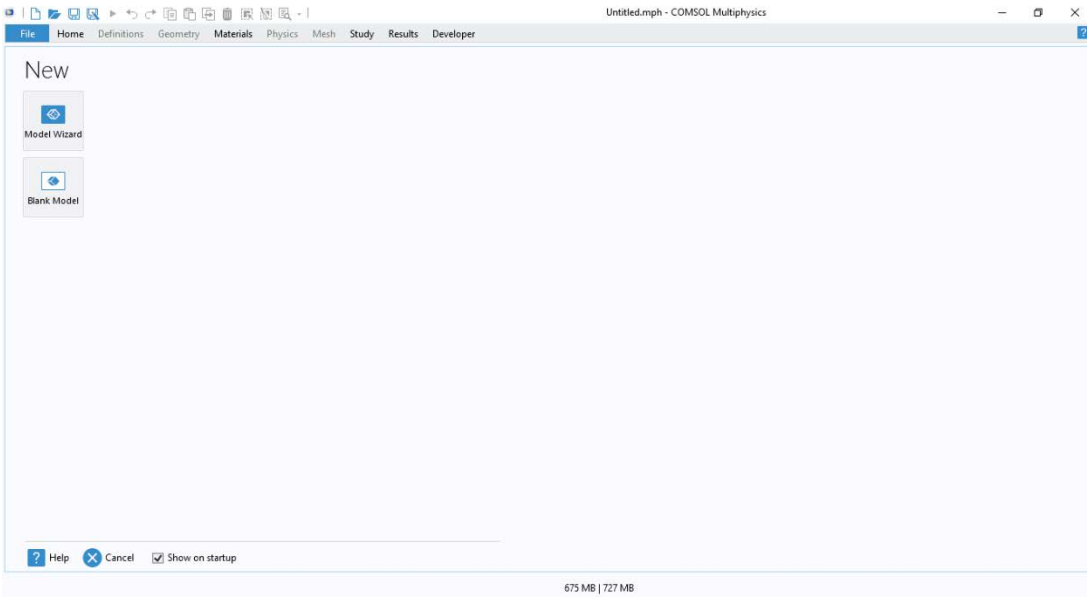


Figure II. 1 - Interface principale du logiciel COMSOL Multiphysics.

Pour arriver sur cette interface, il nous faut passer par plusieurs étapes (figure II.2). Nous pouvons créer un modèle vierge et rajouter les différents composants de notre simulation au fur et à mesure, ou bien passer par l'assistant de création de modèle. Dans ce travail, c'est cette deuxième approche qui a été utilisée.

Figure II. 2 - Etapes de modélisation et simulation sous COMSOL Multiphysics [8].

A. En choisissant l'assistant de création de modèle, on arrive sur cette première fenêtre (figure II.3) pour choisir la dimension du modèle : 3D, 2D, 2D axisymétrique, etc.

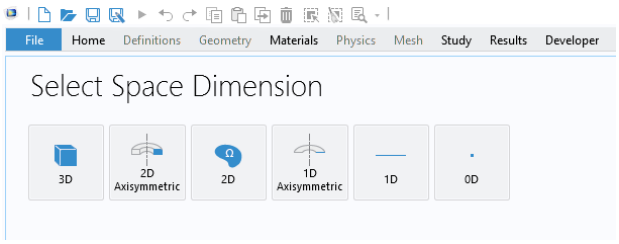


Figure II. 3 - Choix de la dimension d'espace de modélisation.

B. Après le choix de la dimension, nous arrivons sur une deuxième fenêtre qui contient les différentes physiques prise en charge nativement par le logiciel (figure II.4).

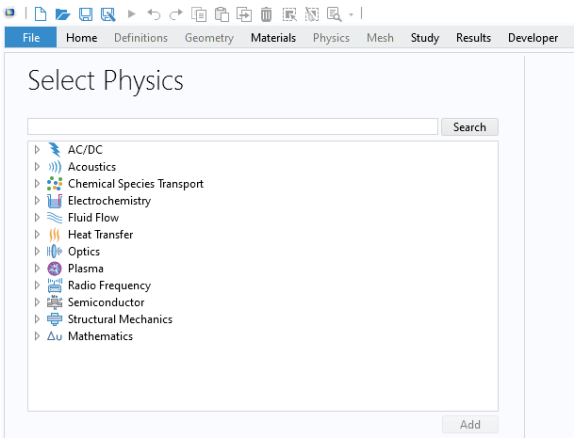


Figure II. 4 - Les différentes physiques prises en charge dans COMSOL Multiphysics.

C. Ensuite, il nous faut étudier sélectionner le type d'étude (figure2.5), on trouve :

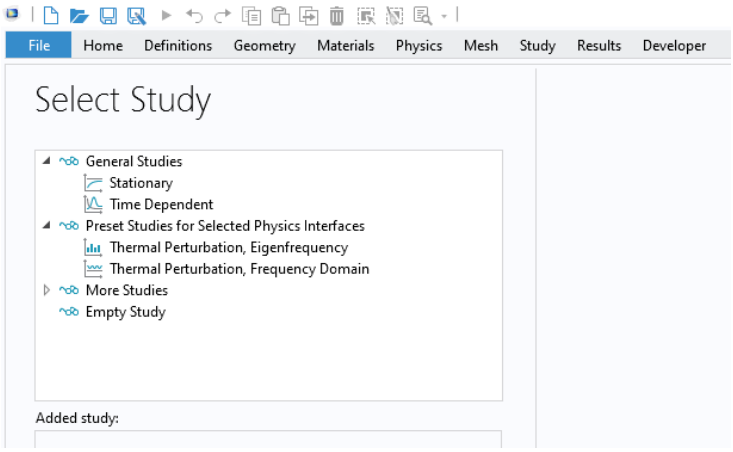


Figure II. 5 – Choix de l'étude dans COMSOL Multiphysics.

Une fois l'étude choisie, la fenêtre principale de modélisation dans COMSOL Multiphysics apparait, divisée en quatre sections principales (figure II.6).

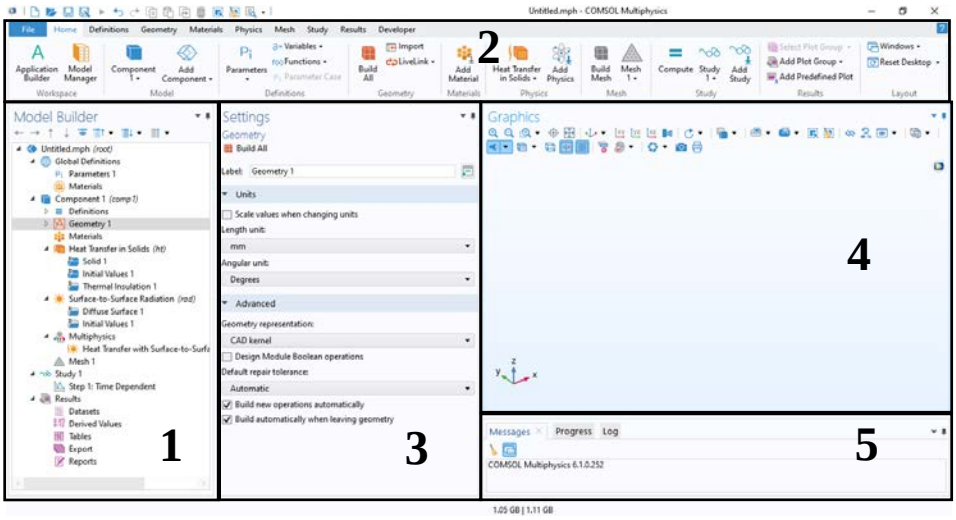


Figure II. 6 – Interface de COMSOL Multiphysics après la création du modèle.

1. Volet ‘Model Builder’ : réunit les étapes et les paramètres du modèle qui sont :
   - Global définitions : permet la déclaration de paramètres, de variables et/ou de fonctions (analytic, triangle, step, etc.) utilisés dans le modèle.
   - Component : Regroupe tous les composants de notre modèle : géométrie, matériaux, physique et maillage.
     - Géométrie : Permet d’importer ou dessiner la forme géométrique du composant ou structure à simuler.
     - Matériaux et conditions aux limites : Permet d’affecter les différents matériaux utilisés dans le modèle. Les conditions aux limites sont quant à elles définies dans la partie physique (exemple dans notre cas : Heat transfer in solids). Ces conditions aux limites peuvent être encastrement, température initiale, source de rayonnement, source de chaleur, etc.
   - Mesh : Consiste à discrétiser ou diviser la géométrie d’un modèle petit élément finis pour sa résolution numérique.
   - Study : cette étape permet de lancer et d’exécuter la résolution du modèle dans le domaine stationnaire, fréquentiel ou temporel.
2. Volet de navigation : Contient des volets relatifs aux différents outils et paramètres que l’on retrouve dans le model builder, mais de manière plus accessible.
3. Volet ‘Settings’ : Il permet l’affichage et l’édition des propriétés de chaque élément sélectionné dans la zone Model Builder.
4. Volet ‘Graphics’ : Permet la visualisation de la géométrie dessinée, du maillage ainsi les résultats de simulation.
5. Volet ‘Progress and log’ : Comme son nom l’indique, il permet l’affichage de la progression et avancement de résolution de la simulation, messages d’erreurs, etc.

Après avoir détaillé le fonctionnement de COSMOL Multiphysics et les différentes étapes que nous devons réaliser pour mener à bien nos simulations, nous allons procéder à la modélisation et simulation de nos capteurs de température suivant les principes physiques cités dans le premier chapitre.

II.4 Modélisations d'un capteur de température sous COMSOL Multiphysics

Pour cette partie, nous allons présenter les différentes étapes de modélisation d'un capteur de température suivant le principe des thermopiles MEMS IR et capteur NTC.

II.4.1 Modélisation d'une thermopile MEMS IR sous COMSOL Multiphysics :

La configuration générale d'une thermopile MEMS IR, se divise en deux régions majeures : une région chaude, sensible au rayonnement infrarouge incident, et une région froide fixée au substrat. Pour faire la simulation de ce type de capteur, nous passerons par les étapes suivantes :

II.4.1.1 Sélection de la dimension :

Nous avons choisi de modéliser une thermopile en 3 dimensions pour avoir des résultats les plus proches possible de la pratique. Cette thermopile est constituée de plusieurs composants ayants des formes tridimensionnelles distincts : membrane, série de thermocouples connectées par des jonctions (les jonctions chaudes, les jonctions froides) et la source d'émission de rayonnement infrarouge.

II.4.1.2 Sélection des physiques et le couplage multiphysiques :

Le choix des interfaces physiques et du couplage multiphysiques est déterminé par la nécessité de reproduire fidèlement les phénomènes thermiques, radiatifs et électriques interdépendant qui influencent le fonctionnement du capteur. A cet effet, les physiques considérées dans notre modélisation sont :

- Heat transfer in solids : Employée pour simuler la conduction thermique à travers les matériaux solides.
- Electric current : Utilisée pour relever une tension ou un courant généré par effet Seebeck à partir d'une source de chaleur.
- Surface to surface radiation : Utilisée pour simuler l'absorption du flux radiatif par la surface absorbante.
- Pour le couplage entre ces physiques, nous avons utilisé :
    - Heat Transfer in solids avec surface to surface radiation : Nécessaire pour simuler l'échauffement de la partie absorbante de la membrane à partir du rayonnement émis par une autre surface.
    - Thermoelectric Effect : Sert au couplage entre la physique electric current et Heat transfer in solids.

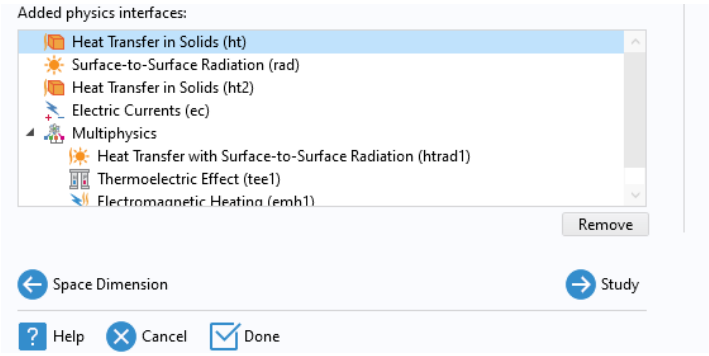


Figure II. 7 - Les physiques utilisées dans la modélisation de la thermopile ainsi que leur couplage multiphysiques.

II.4.1.3 Sélection d'étude :

Pour la modélisation d'une thermopile, nous avons choisi de nous baser sur une étude temporelle, ce qui permet de simuler l'évolution des grandeurs physiques (température, tension électrique) en fonction de temps.

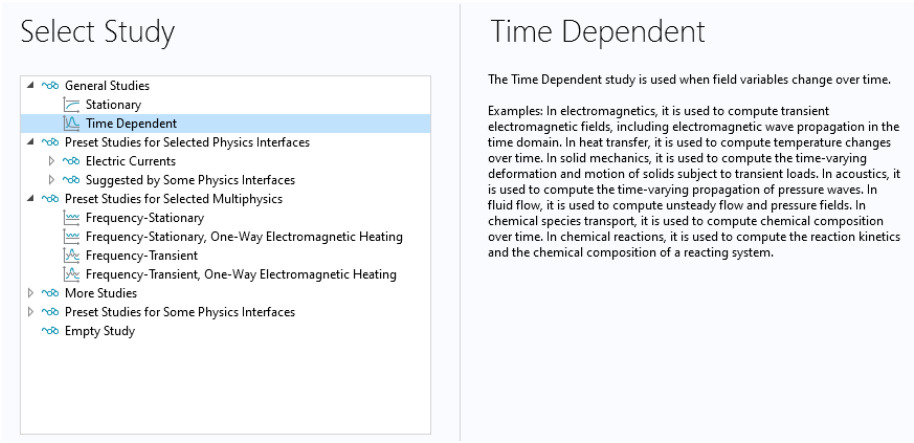


Figure II. 8 - Sélection de l'étude temporelle pour notre modélisation.

A partir de là, le modèle de base pour notre modélisation de la thermopile a été créé, il nous reste maintenant à paramétrer chaque étape citée précédemment, à commencer par la géométrie.

II.4.1.4 Création de la géométrie :

La figure II.9 qui suit montre le design proposé de notre thermopile.

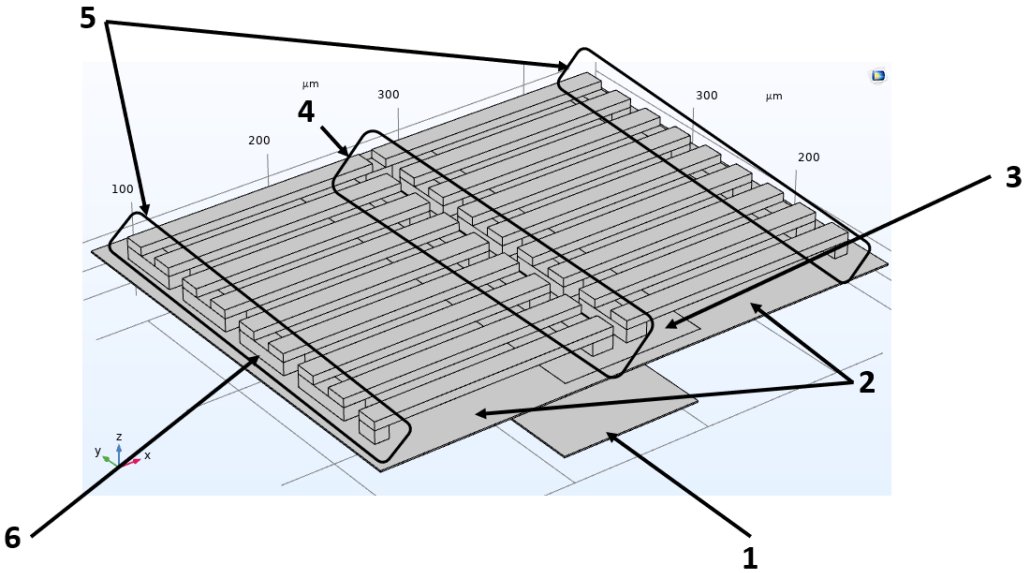


Figure II. 9 – Les différentes parties composants notre thermopile.

La structure proposée se compose de :

- 1 : Source de rayonnement Infrarouge qui représente la peau humaine.
- 2 : Membrane.
- 3 : Partie absorbante de rayons infrarouges de la membrane.
- 4 : Les jonctions chaudes sur la partie absorbantes de la membrane.
- 5 : Les jonctions froides sur la membrane.
- 6 : Les électrodes de liaisons entre les thermocouples.

Pour créer cette géométrie, nous avons créé au début deux blocs 3D :

- Le premier bloc qui représente la peau humaine est situé à une distance de 10µm de la partie absorbante de la membrane.
- Le deuxième bloc qui est la membrane et dont le centre contient une partie absorbante de rayons infrarouges.

Pour le reste de la géométrie, à savoir les thermocouples en plus des électrodes, nous avons créé un plan de travail pour simplifier le dessin (dessin en 2D). Cette partie est composée d'une série de paires de thermocouples connectés en série sous forme des bras. Ces bras sont représentés par des rectangles fin allongés et de même dimension. Des électrodes servent de liaison entre deux bras pour former des jonctions chaudes au niveau de la couche absorbante de rayons IR (centre de la membrane), et les jonctions froides aux autres extrémités.

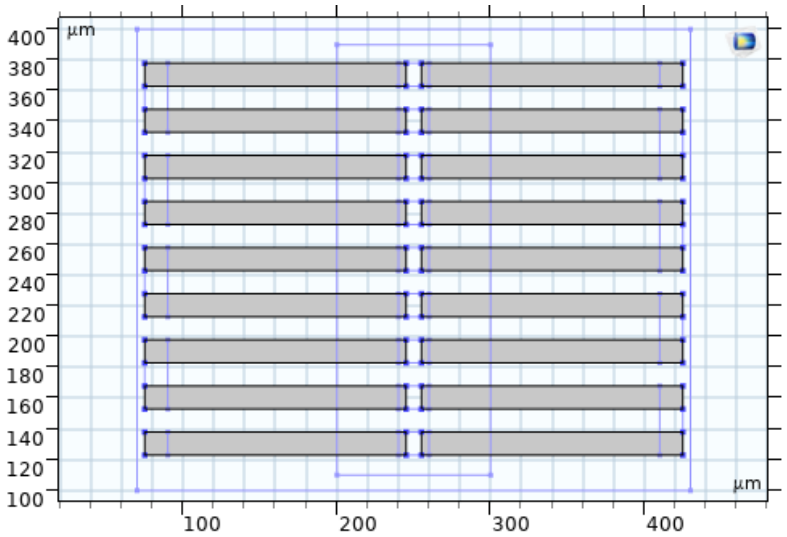


Figure II. 10 – Plan de travail pour le dessin des bras.

Un autre plan de travail a été rajouté dans notre modélisation pour créer des électrodes qui relient chaque bras à un autre au niveau des jonctions chaudes et froides (figure II.11).

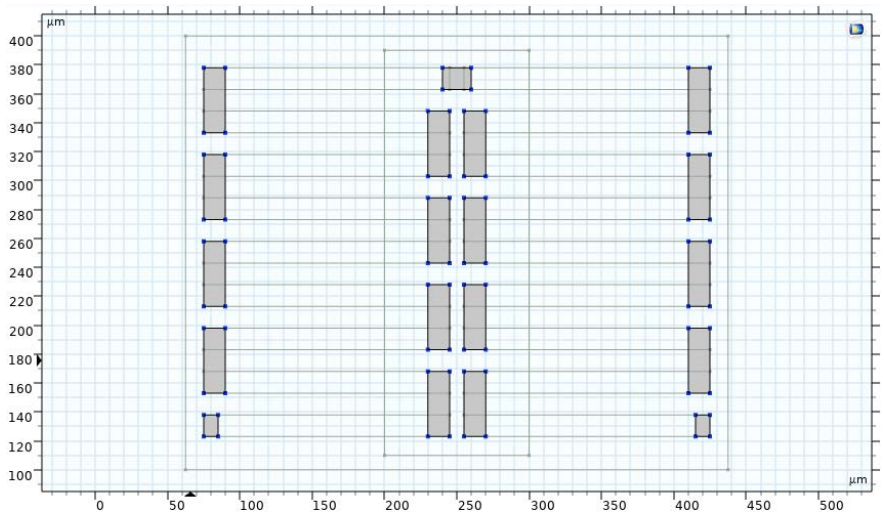


Figure II. 11 – Plan de travail pour le dessin des électrodes servants à faire la liaison entre les bras.

Les deux plans de travails étant en 2D, nous devons faire une opération d'extrusion pour passer en 3D. Cette option est disponible dans COSMOL nativement, il suffit juste de choisir la surface ou géométrie à extruder et rajouter l'épaisseur d'extrusion. La géométrie finale obtenue après toutes ces opérations est celle présentée dans la figure II.9 précédente.

II.4.5 Matériaux et conditions aux limites :

Nous allons dans cette partie définir les différents matériaux qui composent chaque partie de notre capteur thermopile. Nous nous baserons pour ces matériaux sur la bibliothèque de matériaux préinstallée avec COMSOL Multiphysics. Pour ajouter un matériau, il suffit de faire

un clic droit sur matériau dans « model builder » et sélectionner « ajouter un matériau à partir de la bibliothèque », un volet s'affiche alors sur la droite de la fenêtre (figure II.12).

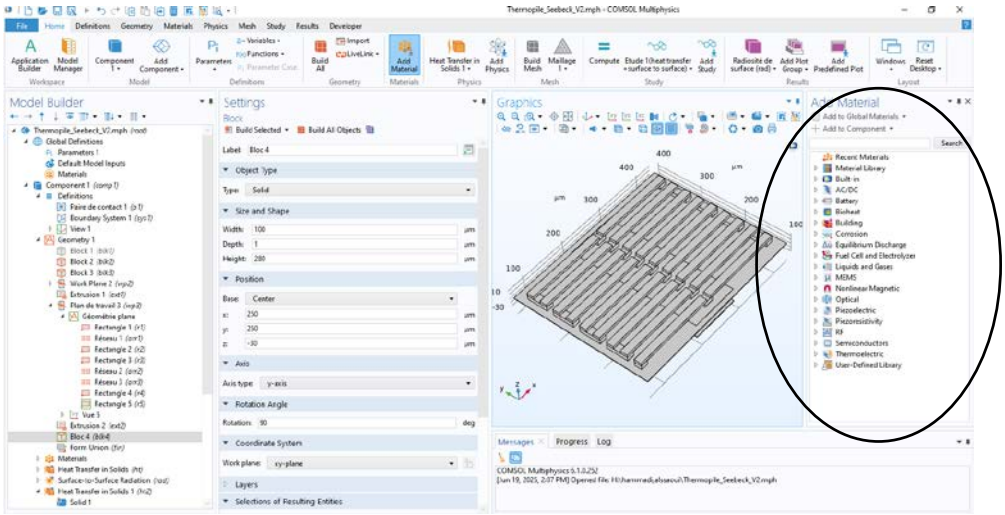


Figure II. 12 – Fenêtre d'ajout de matériau dans COMSOL Multiphysics.

1. Pour le premier bloc (figure II.13), le matériau affecté est « skin », qui est disponible. Néanmoins, comme nous traitons ici une physique faisant intervenir des rayonnements infrarouges, il est nécessaire de définir un paramètre nommé **émissivité (ε),** qui n'est pas définit par défaut dans le matériau.
    - L'émissivité est un coefficient sans dimension compris entre 0 et 1 qui mesure la capacité d'un matériau à émettre un rayonnement thermique par rapport à un corps noir parfait. Plus l'émissivité est élevée, plus le matériau émet efficacement de l'énergie thermique sous forme de rayonnement IR. L'émissivité de la peau humaine est de 0.98 [13].

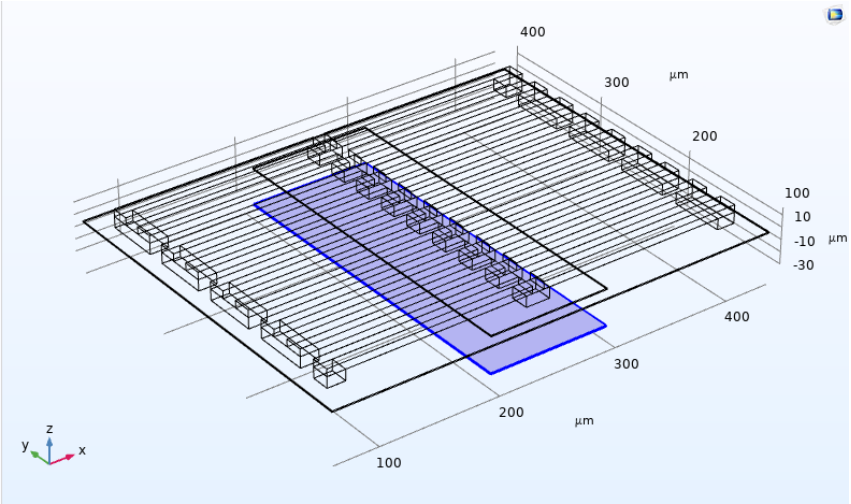


Figure II. 13 – Sélection de la géométrie pour laquelle est affecté le matériau « Skin ».

2. La membrane : le matériau choisi pour la membrane est le « Poly-silicium ». Néanmoins, la partie centrale de cette dernière qui absorbe le rayonnement infrarouge est en « Carbone », notamment connu pour ses excellentes propriétés d'absorption. Ce dernier présente une émissivité de 0.95.

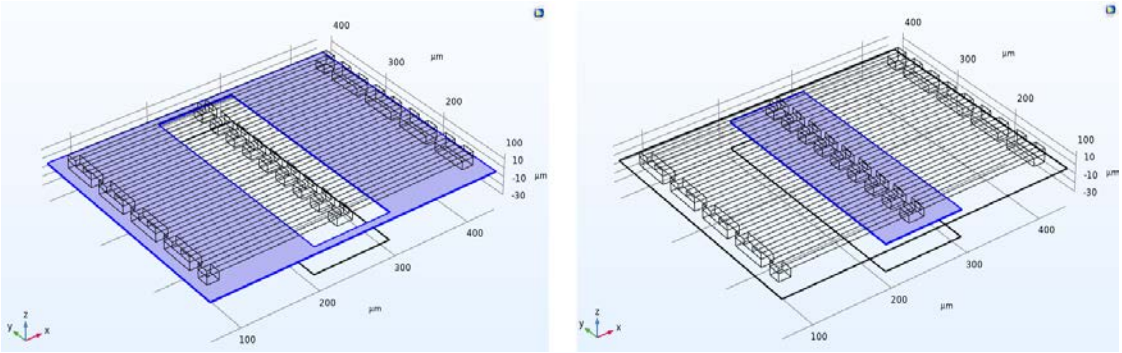


Figure II. 14 – Partie en poly-si (à gauche) et partie en carbone (à droite) de la membrane.

3. Pour les séries de thermocouples, nous avons choisi deux types de matériaux différents : un matériau poly-si type-p et un poly-si type-n.

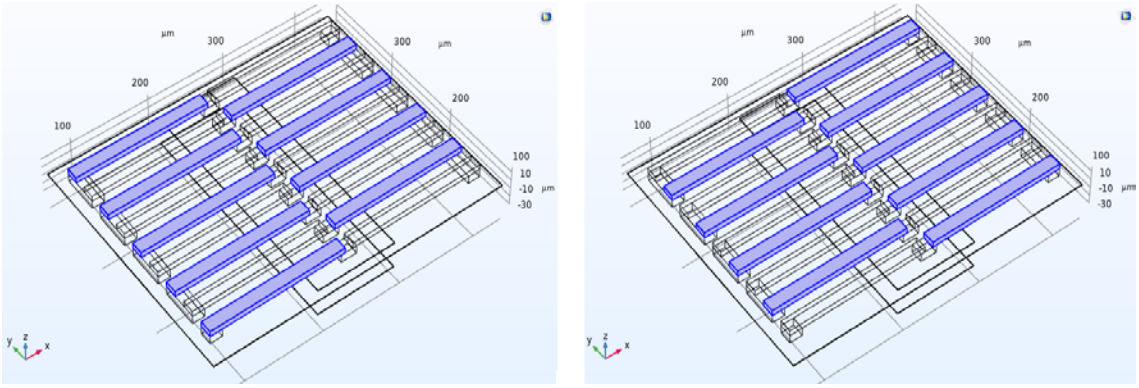


Figure II. 15 – Bras en Poly-si type-p (à gauche) et Bras en Poly-si type-n (à droite).

4. Conditions aux limites : Après avoir défini les matériaux, nous devrons configurer les conditions aux limites de notre structure :
   - « heat transfer in solids 'ht' » : Cette physique s'applique sur les parties « skin » et « membrane ». Sur la partie « skin », un intervalle de température compris entre 310 et 315 K est appliqué, ce dernier correspond à une température corporelle de 37 à 42°C. La question que l'on se pose maintenant, c'est que normalement la partie « skin » est sensée émettre des radiations, donc théoriquement nous devons définir une source de radiation et non pas une température. La réponse est simple, le rayonnement thermique du corps humain est une conséquence directe de sa température de surface, donc COMSOL applique nativement la loi de **Stefan–**

Boltzmann par le biais de la condition "Diffuse Surface" dans le module Surface-to-Surface Radiation que nous allons voir par la suite.

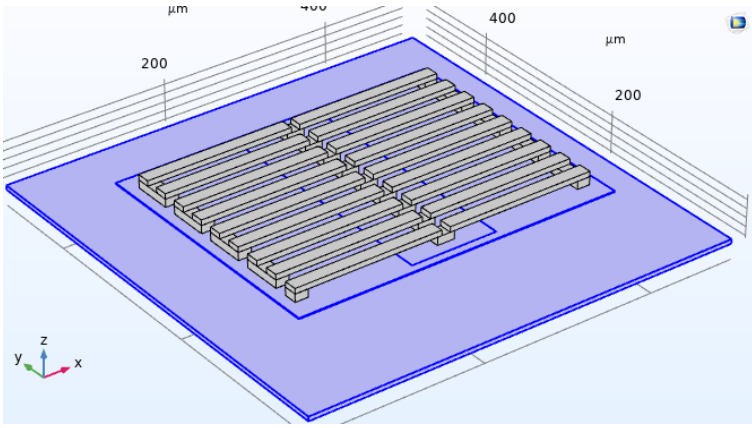


Figure II. 16 – Paramètre de la physique Heat transfer in solids

- « Surface to surface radiation » : Cette physique doit être appliquée aux surfaces recevant les radiations émises par la peau humaine, dans notre cas, la surface supérieure et inférieure de la partie absorbante de la membrane en carbone.

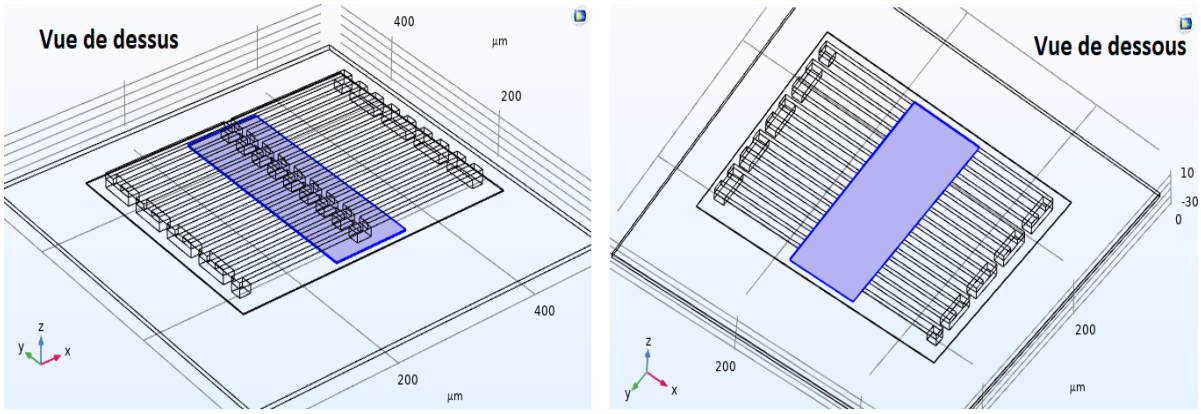


Figure II. 17 – Parties de notre structure concernées par la physique surface to surface radiation.

Ces deux physiques citées ici fonctionnent ensemble grâce au couplage multiphysiques dans COMSOL. Ainsi, lorsque la surface de la peau émet des radiations infrarouges, ces dernières arrivent sur la partie absorbante de la membrane, la faisant chauffer. L'objectif ainsi, sera de relever cette chaleur et l'utiliser dans la deuxième partie de notre modélisation, qui est d'exploiter l'effet thermoélectrique (effet Seebeck) pour extraire une tension électrique à partir de la température.

- « heat transfer in solids 1 « **ht2** » » : Cette troisième physique qui est la même que la première est nécessaire afin de récupérer la température résultante des radiations infrarouges. Elle a été rajoutée avec la première physique 'transfert de chaleur', car en exploitant uniquement « heat transfer in solids « ht », la résolution du modèle

prenait énormément de temps et se soldait parfois par une incapacité à résoudre le modèle. Pour simplifier le modèle, nous avons opté pour cette solution : Les domaines ou parties concernés par cette physique, sont tous ceux concernés par le paramètre température comme le montre la figure II.18.

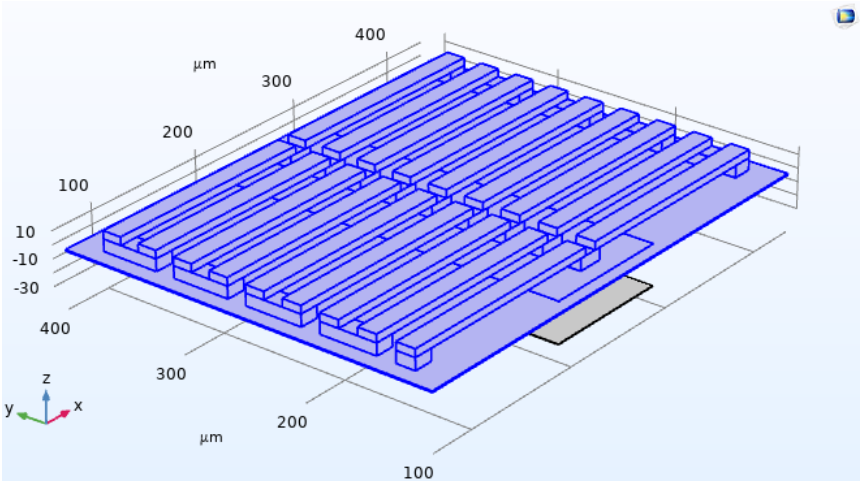


Figure II. 18 - Domaines d'application de la physique heat transfer in solids1 « ht2 ».

- « Electric current » : c'est cette physique qui permet de récupérer une tension électrique à partir de la température de la membrane. Dans cette physique il est nécessaire de fixer le « + » et la « masse » du potentiel électrique comme le montre la figure II.19.

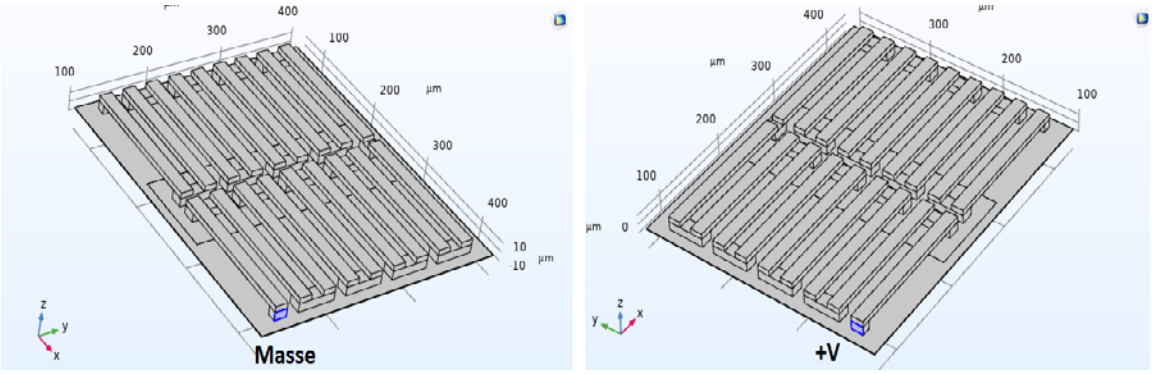


Figure II. 19 – Choix des surfaces de prises de contacts du potentiel électrique.

Comme pour les deux premières physiques, ces deux physiques transfert de chaleur et courant électriques fonctionnent ensemble grâce au couplage multiphysiques de COMSOL. Ainsi, on retrouve ici un couplage effet thermoélectrique et chauffage électromagnétique intégrés par COMSOL.

II.4.1.6 Génération de maillage

Le maillage consiste à segmenter la géométrie de thermopile en élément finis permettant ainsi à COMSOL Multiphysics de résoudre les équations physiques pour chaque petit élément.

L'objectif pour nous ici est de trouver un bon compromis entre finesse du maillage et temps de calcul. Le maillage appliqué est un maillage géré par la physique, de taille fin et consiste en un nombre de 27104 domaines (3D - volumes), 20092 frontières (2D - surfaces) et 2568 arêtes.

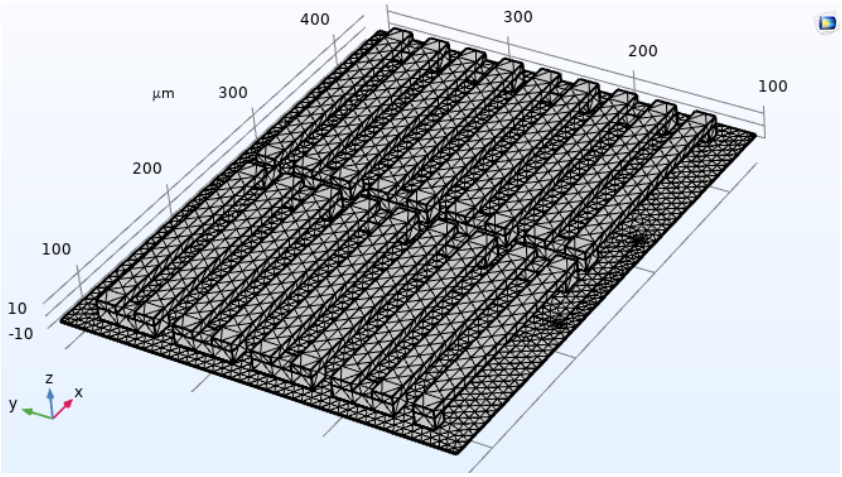
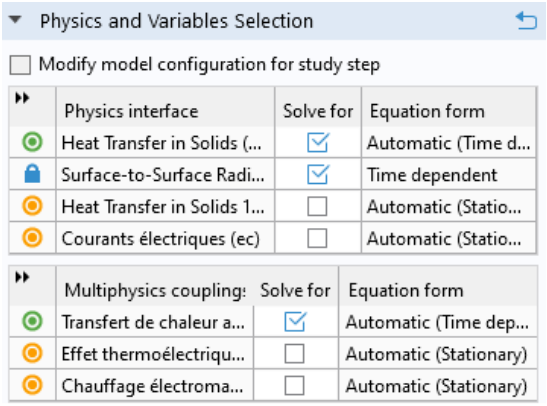


Figure II. 20 – Maillage de notre thermopile.

II.4.1.7 Etude et résultats :

Comme nous avons scindé notre modélisation en deux parties : la première faisant intervenir la physique « heat transfer in solids « ht » et « surface to surface radiation », la deuxième faisant quant à elle intervenir « heat transfer in solids1 « ht2 » et « electric current », il est nécessaire pour nous d'ajouter deux études pour obtenir les résultats. Ainsi, nous avons rajouté deux études temporelles permettant de voir l'évolution des résultats de simulation en fonction du temps.

- Etude temporelle 1 : permet de résoudre la première partie du modèle qui consiste en la récupération d'une température (échauffement de la partie absorbante de la membrane) à partir de rayonnements infrarouges.



Physics and Variables Selection

Modify model configuration for study step

Physics interface	Solve for	Equation form
Heat Transfer in Solids (...	☑	Automatic (Time d...
Surface-to-Surface Radi...	☑	Time dependent
Heat Transfer in Solids 1...	☐	Automatic (Statio...
Courants électriques (ec)	☐	Automatic (Statio...

Multiphysics coupling:	Solve for	Equation form
Transfert de chaleur a...	☑	Automatic (Time dep...
Effet thermoélectriqu...	☐	Automatic (Stationary)
Chauffage électroma...	☐	Automatic (Stationary)

Figure II. 21 – Physiques et couplages multiphysiques utilisés dans l'étude 1.

- Etude temporelle 2 : permet de calculer le potentiel généré à partir de la température résultante des radiations infrarouges.

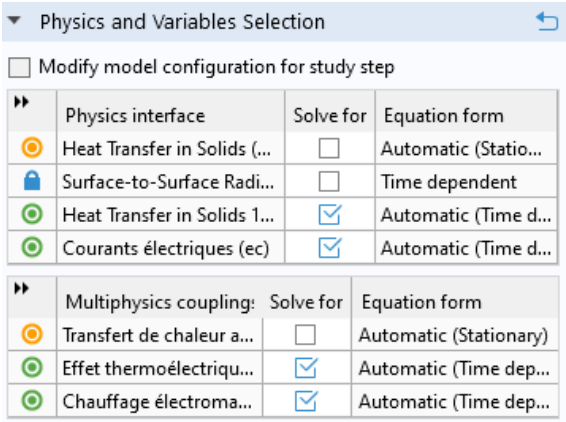


Figure II. 22 - Physiques et couplages multiphysiques utilisés dans l'étude 2.

En cliquant sur le bouton « Compute » de chaque étude (figure II.23), nous pouvons voir l'apparition de quelques résultats affichés par défaut sur COMSOL Multiphysics pour les physiques choisies.

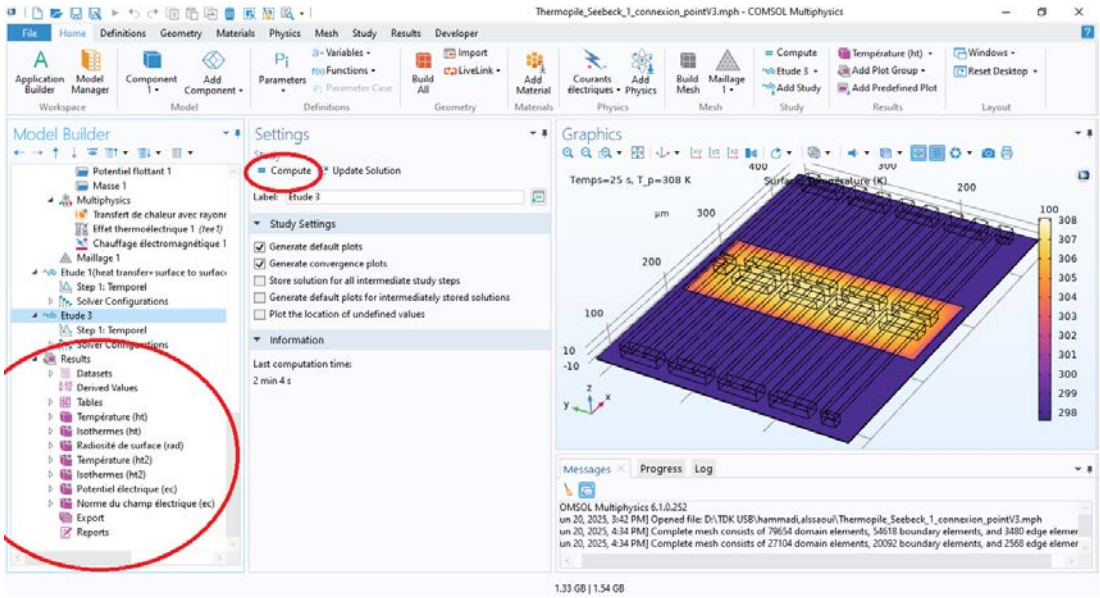


Figure II. 23 – Exemple de résultats générés par défaut dans COMSOL en fonction de la physique utilisée.

<u>II.4.2 modélisations NTC (négative température coefficient) :</u>

La thermistance est un composant électronique dont la résistance varie de manière significative avec la température. Pour modéliser ce capteur de température à base de matériaux oxyde métalliques semi-conducteur dans COMSOL, nous allons passer par les étapes qui suivent.

II.4.2.1 Sélection de la dimension :

Comme pour le capteur thermopile et pour se rapprocher au plus de la réalité, nous avons choisi une modélisation 3D.

II. 4.2.2 Sélection des physiques :

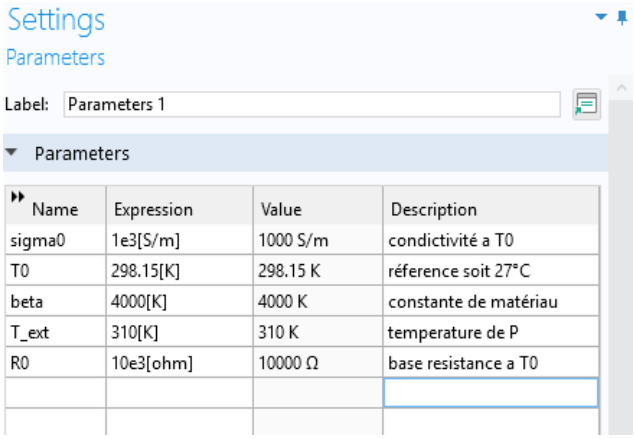
Pour modéliser un capteur NTC dans COMSOL, il est nécessaire de rajouter les physiques « Heat Transfer in Solids » et « Electric Current », ainsi que le couplage entre les deux.

II.4.2.3 Sélection de l'étude :

Nous avons opté tout comme le capteur thermopile, pour une étude temporelle.

II.4.2.4 Définition des paramètres et les variables globaux :

Pour insérer les paramètres de notre modèle, il est nécessaire de se diriger vers le panneau « Model Builder » que nous avons examiné précédemment, puis de naviguer vers « Parameters » dans « Global Definition », comme indiqué sur la figure ci-dessous.



Name	Expression	Value	Description
sigma0	1e3[S/m]	1000 S/m	condictivité a T0
T0	298.15[K]	298.15 K	réference soit 27°C
beta	4000[K]	4000 K	constante de matériau
T_ext	310[K]	310 K	temperature de P
R0	10e3[ohm]	10000 Ω	base resistance a T0

Figure II. 24 – Paramètres définis dans COMSOL pour le capteur NTC.

Pour ajouter une variable dans COMSOL, il faut accéder à la fenêtre « Model Builder », effectuer ensuite un clic droit sur « Global Definitions » et sélectionner « variables », dans l'onglet principale des configurations. Il est possible de spécifier le nom de variable, dans notre cas (R_T), son expression, et aussi une description pour mieux l'identifier.

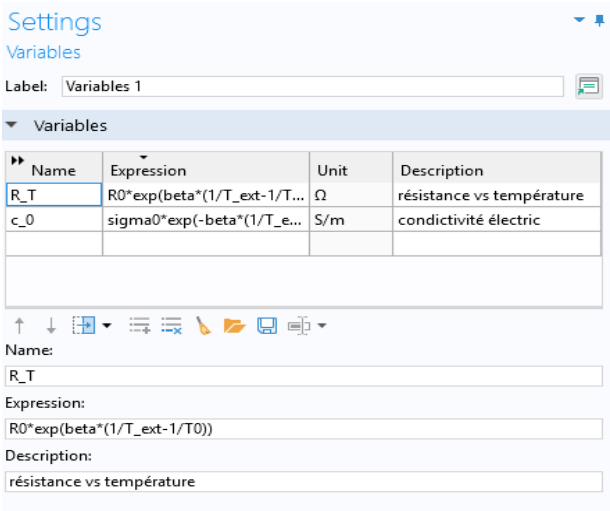


Figure II. 25 - Variables définies dans COMSOL pour le capteur NTC.

II.4.2.5 Création de la géométrie :

Pour la structure du NTC, nous avons créé une géométrie de forme cylindrique avec les dimensions : R=0.5mm et H=2mm.

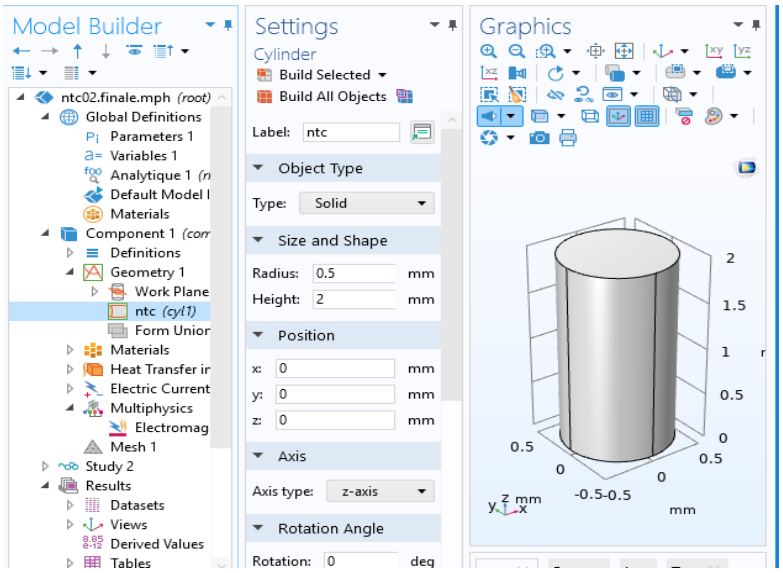


Figure II. 26 – Géométrie du capteur NTC dans COMSOL.

II.4.2.6 Attribution des matériaux et condition aux limites (physique) :

L'attribution du matériau pour le NTC s'est faite comme suite : nous ajoutons un matériau vierge, par un clic droit sur « Materials » puis sélectionner (Blank Material), ce qui permet de crée un matériau vide et sans propriétés. Ensuite, nous définissons les propriétés physiques nécessaires pour notre modèle comme la conductivité thermique (W/m.K), la densité (kg/m^3), et la propriété importante qui est la conductivité électrique.

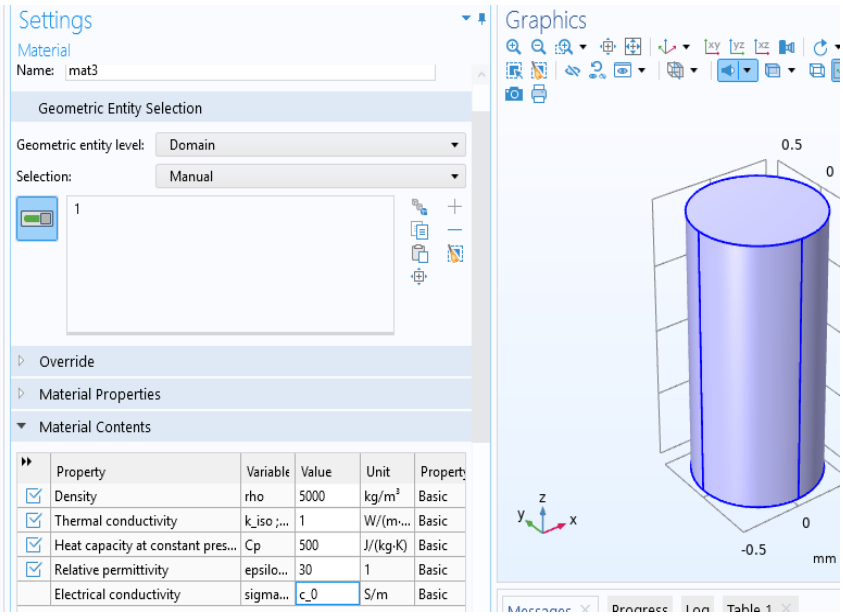


Figure II. 27 - Paramétrage des propriétés du matériau vierge.

En ce qui concerne les physiques utilisées dans notre modèle NTC, elles sont :

- Heat transfer in solids ‘ht’ : s’applique sur tout le domaine de NTC pour simuler la propagation thermique dans le matériau, elle sert à déterminer la température selon les conditions :
    - Une valeur initiale (T0) sur tout le domaine de NTC.
    - Une température (T_ext) sur une surface qui se place sur la peau, c’est cette température mesurée qui aura un impact sur la résistance de la thermistance.

- Electric current ‘ec’ : Cette physique autorise la simulation de l’écoulement du courant électrique à travers la thermistance. On utilise un « Potentiel flottant » de valeur 0.01V qu’on applique sur la surface en haut de la thermistance et « Terminal » de type courant qui s’applique à la surface en bas de la thermistance. Les deux conditions permettent de déterminer automatiquement le potentielle électrique ou le courant électrique de NTC. Aussi, nous ajoutons « Electromagnetic Heating » pour coupler les deux physiques.

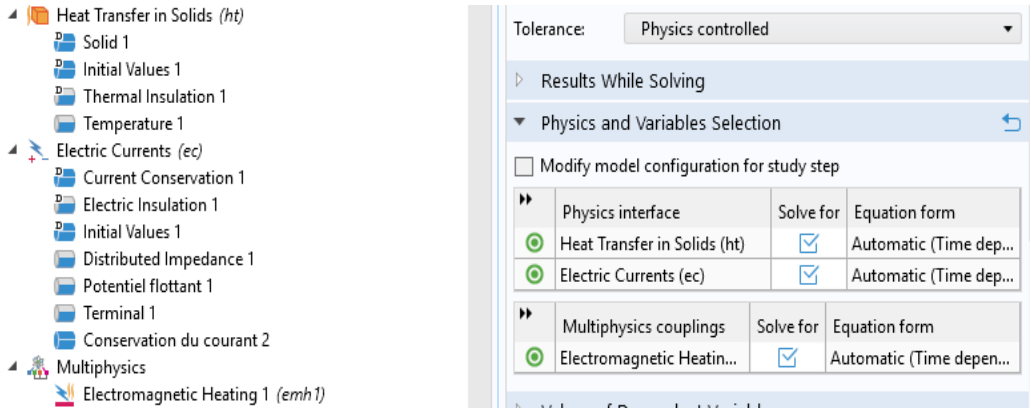


Figure II. 28 – Physiques et couplages multiphysiques appliqués au capteur NTC.

II.5.7 Génération de maillage

Le maillage appliqué à notre capteur NTC est un maillage contrôlé par la physique, de taille « plus fin », et consiste en 19349 domaines, 1624 frontières, et 128 arêtes.

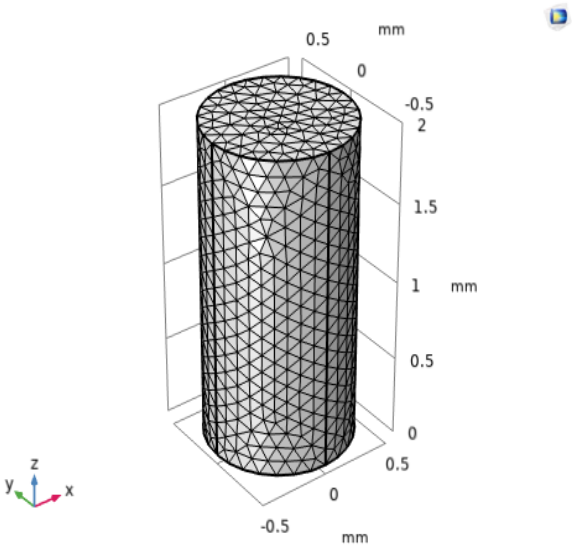


Figure II. 29 - Maillage du capteur NTC sous COMSOL.

II.5.8-Etude et résultat :

Dans cette partie, nous avons choisi une étude « Stationary study » et nous avons utilisé un balayage de température en exploitant le paramètre 'T_ext' défini au début de notre modélisation. Ce balayage est introduit par le biais de l'instruction range, comme le montre la figure II.30 qui suit :

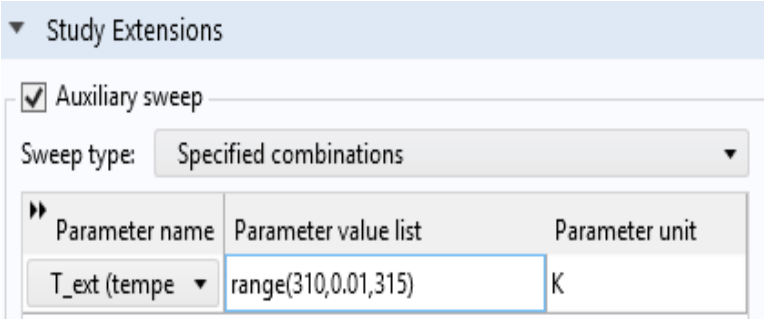


Figure II. 30 - balayage de température dans étude stationnaire

En ce qui concerne les résultats, on peut voir la surface colorée de température et aussi des courbes par exemple de résistance en fonction de température selon la figure suivante :

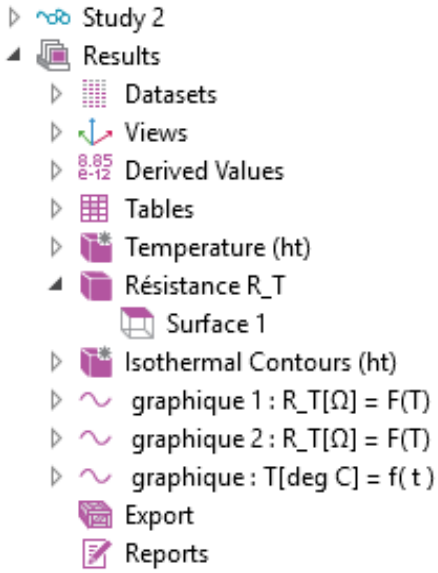


Figure II. 31 – Présentation de la partie résultats pour le capteur NTC sous COMSOL.

II.6 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté le logiciel COMSOL Multiphysics ainsi que les étapes de modélisation d'un capteur thermopile MEMS IR et un capteur NTC. L'objectif maintenant va être de montrer les résultats obtenus pour ces modélisations et quels sont les paramètres sur lesquels nous pouvons faire des modifications pour améliorer les résultats, c'est justement l'objectif du chapitre qui suit.

Chapitre III : Résultats de simulation et optimisation

III.1 Introduction :

Dans ce chapitre, nous allons montrer les résultats obtenus en simulation sous COMSOL Multiphysics, et ce pour les modélisations des capteurs de température citées en chapitre 2. Nous commencerons par étudier les résultats du capteur de température thermopile MEMS IR avant de passer aux résultats obtenus pour le capteur NTC. L'objectif ici est d'interpréter les résultats obtenus pour chaque capteur, évaluer quels sont les paramètres influant sur ces derniers : matériaux, géométrie, design, etc… et faire une comparaison pour sortir avec un capteur de température répondant à nos besoins.

III.2 Résultats et interprétations pour le capteur de température IR(thermopile) :

La modélisation de la thermopile pour rappel consiste en une membrane, au milieu de laquelle se trouve une couche absorbante de rayons IR. Cette dernière est à base de Carbone et c'est au niveau de cette couche que se situent les jonctions chaudes. Les jonctions froides sont quant à elles placées sur les parties non absorbantes de la membrane. Un bloc est ajouté en dessous de la membrane représentant la peau humaine et la source des radiations infrarouge.

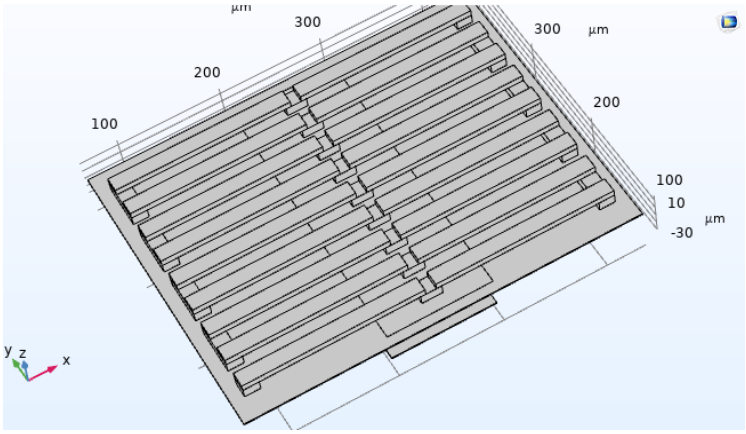


Figure III. 1 – Structure du capteur thermopile MEMS IR.

Aussi, par soucis d'optimisation de temps de calcul, la modélisation de la thermopile a été divisée en deux études : une étude faisant le couplage entre la physique Transfert de chaleur dans un solide et surface to surface radiation. Une deuxième étude faisant cette fois-ci le couplage entre la physique Transfert de chaleur dans un solide et courant électrique (effet Seebeck).

III.2.1 Résultats de l'étude temporelle 1 :

En appliquant un intervalle de température allant de 310K à 315K, COMSOL nous affiche 3 résultats qui sont calculé par défaut avec le physique transfert de chaleur et surface to surface radiation : Radiosité de surface, température et isothermes. C'est aux deux premiers que nous

allons nous s'intéresser, à commencer par la radiosité de surface. Le tableau III.1 qui suit montre l'évolution du paramètre radiosité avec la Température émise par la peau humaine.

Température [K]	T=0s	T=25s	T=50s
	La radiosité [W/m^2]		
310.15	465.68	466.25	466.25
311.15	468.46	469.08	469.08
312.15	471.26	471.93	471.93
313.15	474.07	474.73	474.73
314.15	476.90	477.67	477.67
315.15	479.74	480.56	480.56

Tableau III. 1 – Evolution de la radiosité de surface en fonction de température pour différents instants T.

Nous pouvons observer une augmentation de la radiosité lorsque la température de la peau augmente, ce qui est logique et attendu. Pour comprendre la raison, il faut définir c'est quoi ce paramètre de radiosité de surface.

III.2.1.1 Radiosité de surface :

Chez l'être humain, le rayonnement est une forme d'énergie qu'émet naturellement la peau sous forme de chaleur infrarouge, en raison de la température corporelle. La radiosité représente toute l'énergie qui quitte la surface de la peau ; elle comporte non seulement le rayonnement thermique émis par la peau, mais aussi une partie du rayonnement ambiant réfléchi. Comme la peau est un matériau très absorbant (avec une très faible réflectivité), la radiosité est quasiment équivalente au rayonnement qu'elle émet [15].

$$J \approx \varepsilon . \sigma . T^4 \ (W/m^2)$$

Où : J : radiosité de surface, ε : émissivité de surface, σ : Constante de Stefan-Boltzmann ≈ 5.67×10^{-8} W/m²K^4. Cette équation est une approximation pour la peau humaine, car la réflexion de la peau est négligeable.

La figure III.2 qui suit montre un exemple de comment est affichée la radiosité de surface émise par la peau sur COMSOL pour un temps t=25s et une température T=311K.

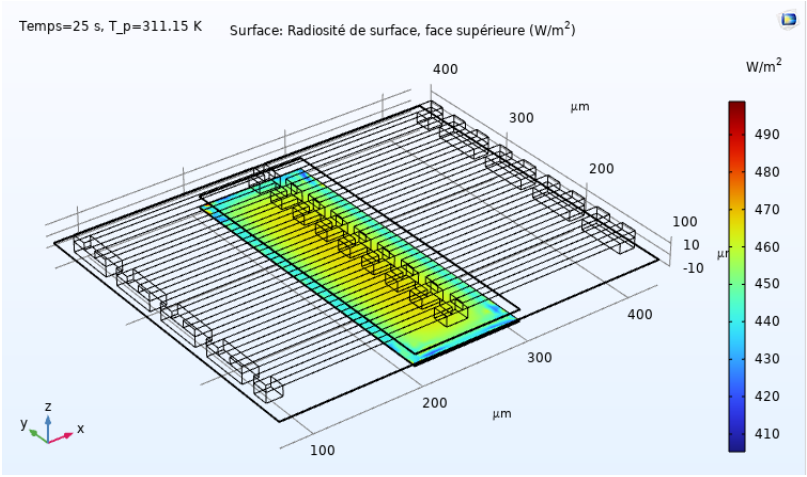


Figure III. 2 – Radiosité de surface au niveau de la peau humaine.

Cette radiosité est maximale sur le corps émettant les radiations IR qui est la peau humaine, elle a pour valeur environ 469.08 W/m² au centre du bloc représentant la peau.

La figure III.3 qui suit montre quant à elle la radiosité de surface au niveau de la couche absorbante de la membrane.

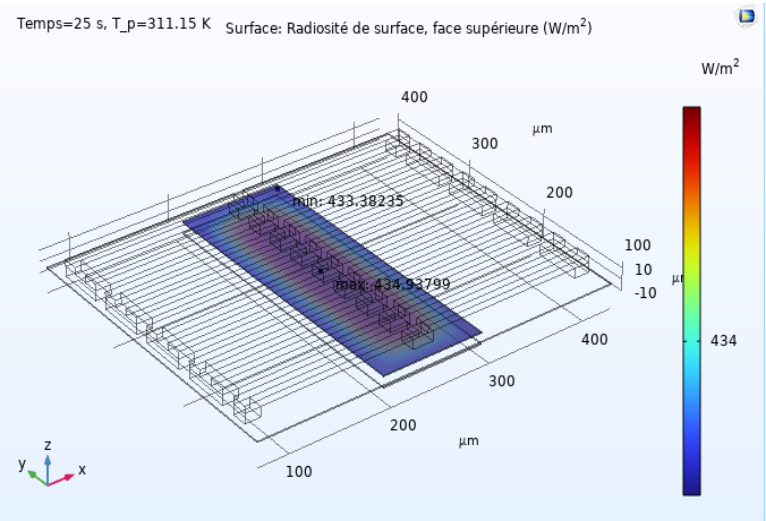


Figure III. 3 – Radiosité de surface au niveau de couche absorbante de la membrane.

La radiosité de surface relevée sur la couche absorbante de la membrane est d'environ 435 W/m^2. Comme constatation, la radiosité a légèrement diminué. Il faut comprendre ici que la couche absorbante de la membrane, absorbe les radiations reçues de la peau et émet à son tour des radiations. Cette différence de radiosité se justifie par le fait que la membrane se trouve initialement à température ambiante (298K) alors que la peau se trouve à 310K, donc la membrane aura tendance à chauffer mais n'arrivera pas à la température de la peau, en raison de pertes thermiques ambiantes et dans le substrat.

III.2.1.2 Température :

La température relevée au niveau de la peau et de la couche absorbante de la membrane sur COMSOL sont présentées en figure III.4.

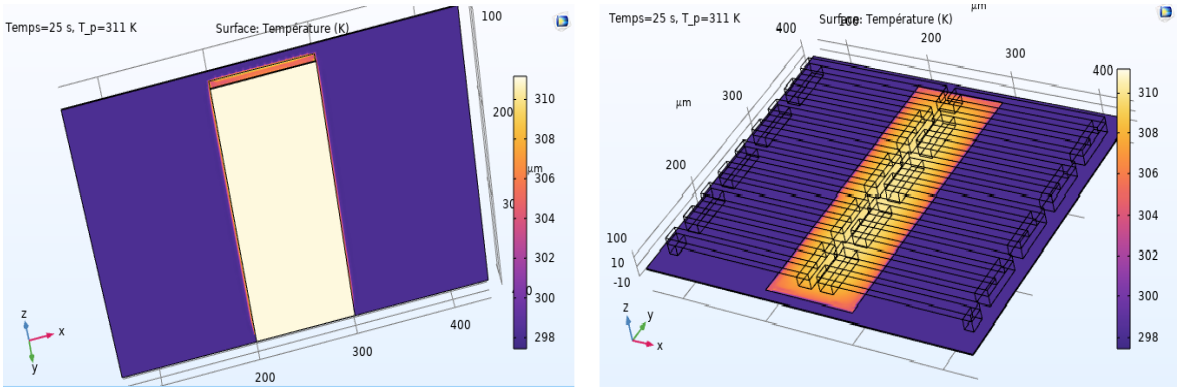


Figure III. 4 – A droite : température de la peau. A gauche : température au niveau de la couche absorbante de la membrane.

Cette figure montre un exemple pour lequel la température de la peau est à 311K. Tous ce que nous voyons en couleur bleu, se trouve à température ambiante qui est de 298K. C'est la température de référence (ambiante) considérée par COMSOL et que nous avons gardé. La température la plus élevée sur cette figure est celle de la peau : 311K. la température relevée au niveau de la partie absorbante de la membrane est d'environ 309K.

L'évolution de la température de la partie absorbante de la membrane en fonction de la température de la peau est linéaire et est présentée en figure III.5.

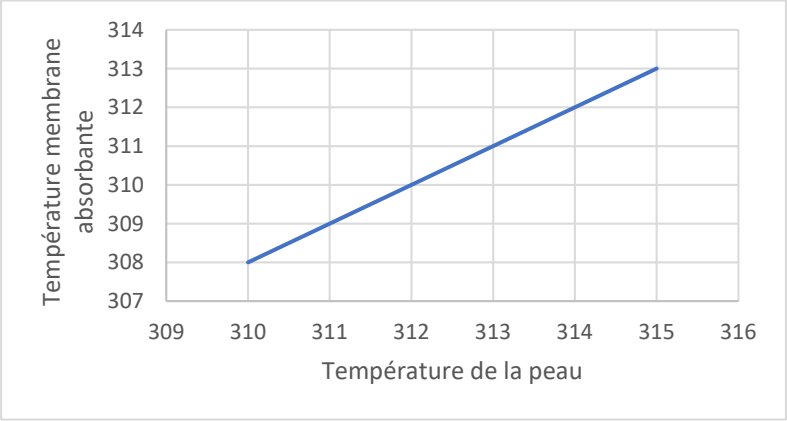


Figure III. 5 - L'évolution de la température de la partie absorbante de la membrane en fonction de la température de la peau.

III.2.2 Résultats de l'étude temporelle 2

Le but de cette étude est de relever un potentiel électrique qui résulte de la température de la partie absorbante de la membrane par effet Seebeck. Dans cette partie nous allons appliquer une plage de température, celle mesurée dans l'étude 1 au niveau de la partie absorbante de la

membrane, que nous allons légèrement étendre pour nous laisser une petite marge d'erreur. Ainsi, la plage de température considérée s'étends de 307 à 317 K introduite dans une variable nommée T_c dans COMSOL. Pour cette partie, COMSOL affiche aussi des résultats par défaut qui sont : température, potentiel électrique et norme de champs électrique. Nous nous s'intéresserons comme pour la première étude aux deux premiers paramètres.

III.2.2.1 Température :

Ce qui nous intéresse dans cette étude, c'est la température relevée au niveau des couples de thermocouples, car nous cherchons ici à extraire le potentiel électrique à partir de l'échauffement de ces derniers. La figure III.6 qui suit montre le comportement des thermocouples pour une température de 311 K et pour deux instants t=0s et t=50s.

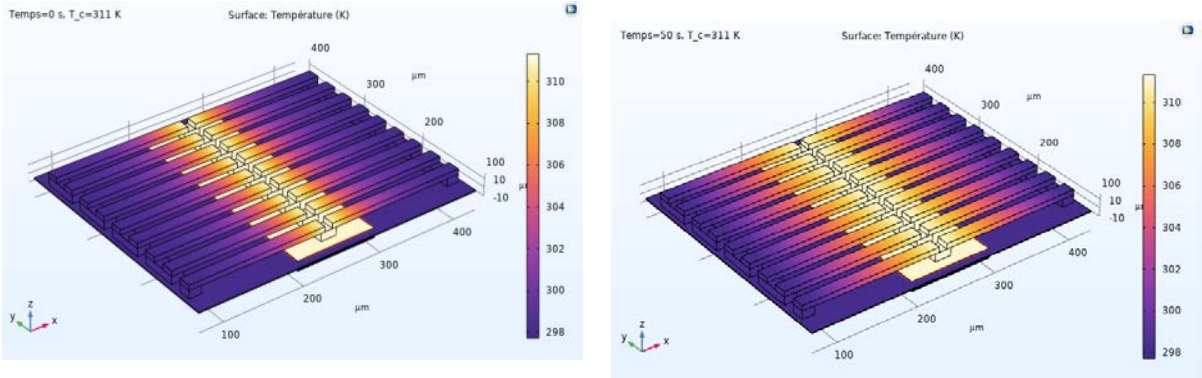
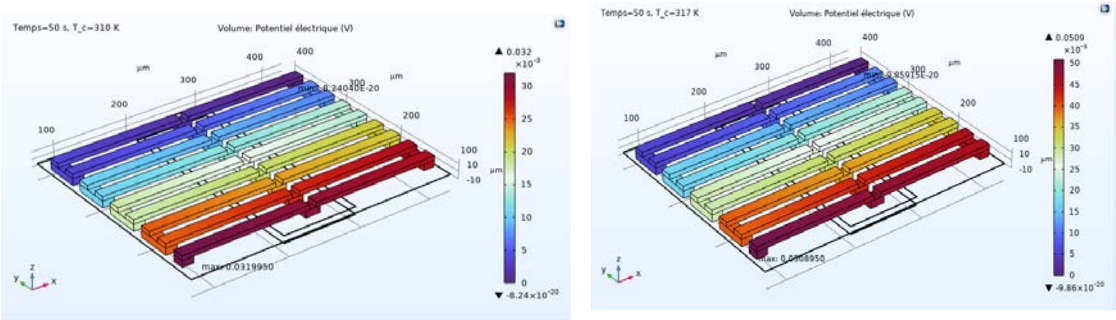


Figure III. 6 – Température au niveau des couples de thermocouples pour deux instants t=0s et t=50s.

Le but ici est de montrer la différence de température entre les jonctions chaudes et jonctions froides. C'est justement ce qu'on voit sur cette figure, les jonctions chaudes sont à la température de la partie absorbantes de la membrane alors que les jonctions froides restent à la température de référence en bleu, c'est grâce à cette différence de température qu'on arrivera à générer un potentiel électrique.

2.2.2 Potentiel électrique :

La figure III.7 montre la différence de potentiel électrique obtenue par effet Seebeck.



FigureIII. 7 – Potentiel électrique obtenu par effet Seebeck pour T_c=310 K &T_c=317K.

Nous pouvons observer ici que pour une température T_c=310 K, nous obtenons un potentiel électrique de 0.032 V, alors que pour une température T_c=317K, nous avons une augmentation de ce potentiel à 0.0509V, ce qui est cohérent, car plus la différence de température est importante, plus le potentiel électrique augmente.

$$\Delta V = S * \Delta T$$

Qu'en est-il de la variation du potentiel électrique sur toute la plage de température considérée. C'est justement ce qui est donné sur le tableau III.2 et la figure III.8 qui suivent.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0239 - (-5.38 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0239$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0266 - (-5.48 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0266$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0293 - (-4.41 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0293$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0320 - (-8.24 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0320$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0347 - (-4.76 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0347$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0374 - (-5.96 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0374$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0401 - (-5.11 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0401$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0428 - (-3.79 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0428$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0455 - (-5.39 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0455$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0482 - (-5.85 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0482$
$317 - 298 \rightarrow 19$	$0.0509 - (-9.86 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0509$

Tableau III. 2 – Valeurs relevés de la variation du potentiel électrique en fonction de la température.

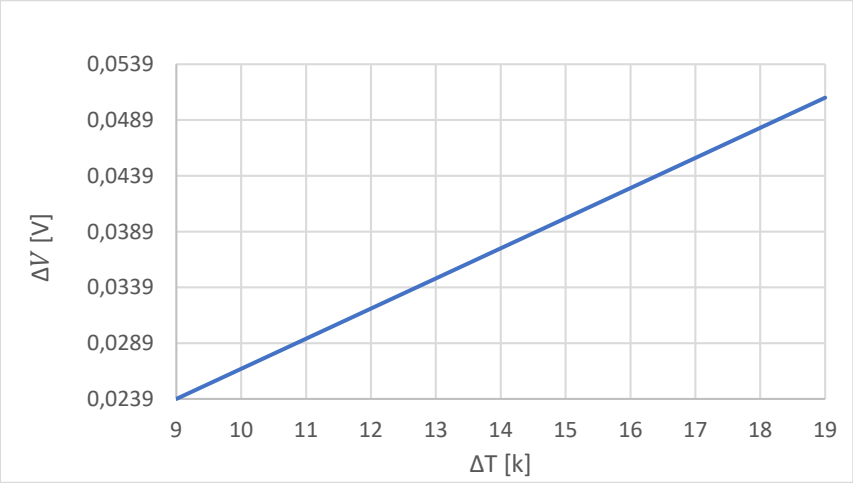


Figure III. 8 – Variation du potentiel électrique en fonction de la différence de température.

Où ΔT représente la différence de température entre la partie absorbante de la membrane (307 à 317 K) et la température de référence (ambiante : 298 K).

On peut constater ici qu'en plus d'augmenter en fonction de la température, le potentiel électrique présente un comportement linéaire à cette dernière.

III.2.3 Présentation d'une deuxième structure pour le capteur Thermopile MEMS IR

Après les résultats satisfaisants obtenus, nous avons décidé d'apporter une petite modification sur le design du capteur proposé et ce au niveau des jonctions chaudes. La différence avec la première structure, c'est que cette dernière faisait la connexion de deux bras tous le long de l'axe X, en d'autres termes, tout le long de la membrane. Ce que nous proposons ici, c'est de connecter deux bras adjacents au niveau de la partie absorbante de la membrane, mais cette fois-ci suivant l'axe Y, comme le montre la figure III.9 (en bleu).

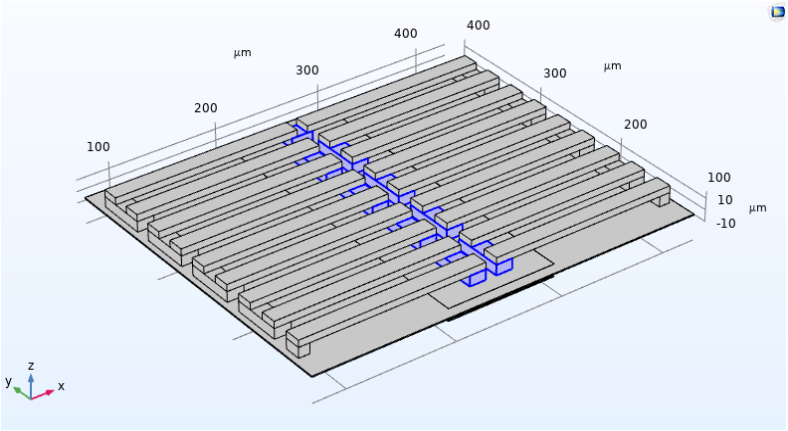


Figure III. 9 – Deuxième structure du capteur thermopile proposée.

III.2.4 Résultats de l'étude temporelle 1 :

III.2.4.1 Radiosité de surface :

La figure III.10 qui suit montre la radiosité de surface pour une température T_p=311K et t=25s.

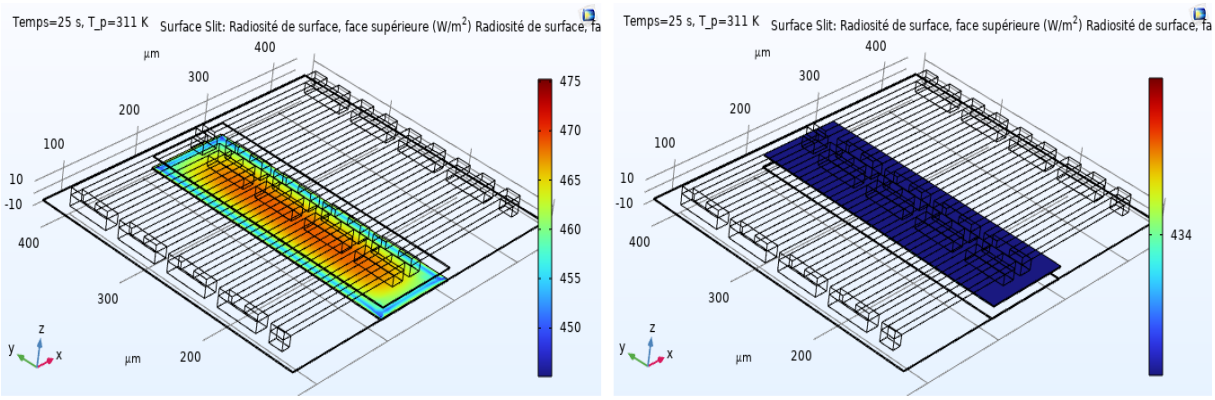


Figure III. 10 – Radiosité de surface pour : A gauche : la peau. A droite : la couche absorbante de la membrane.

Pour avoir une meilleure base de comparaison entre les deux structures, nous allons reprendre le tableau que nous avons fait pour la radiosité de surface pour la structure 1 et voir s'il y a une différence, ce qui est parfaitement justifié, car aucun changement à ce niveau n'a été effectué.

Température [K]	T=0s	T=25s	T=50s
	La radiosité [W/m^2]		
310.15	465.26	465.80	465.80
311.15	468.04	468.65	468.65
312.15	470.84	471.50	471.50
313.15	473.65	474.51	474.51
314.15	476.47	477.23	477.23
315.15	479.30	480.12	480.12

Tableau III. 3 - Radiosité de surface en fonction de température pour la deuxième structure.

Première constatation sur la radiosité de surface, c'est que les différences sont très minimes comparées à la première structure, et par conséquent, cette structure n'apporte pas grand-chose sur ce point par rapport à la première structure.

III.2.4.2 Température :

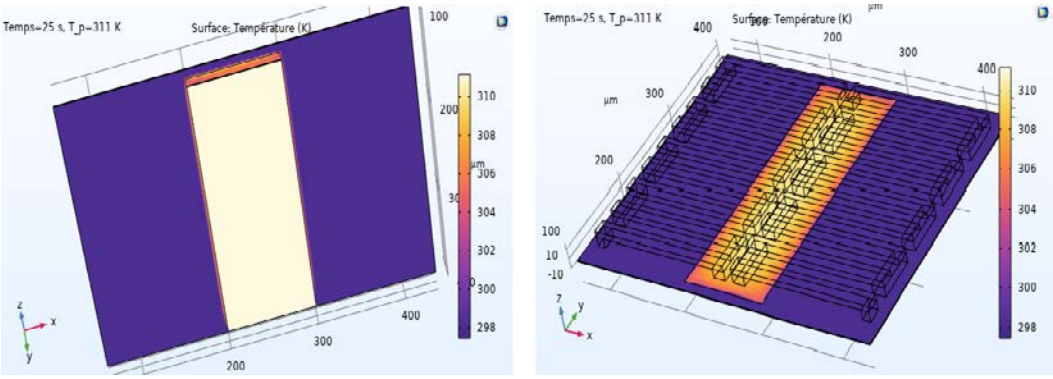


Figure III. 11 – Température de la peau et de la partie absorbante de la membrane pour T_p=311 K et t=25s.

Comme pour la première structure, la température maximale est toujours relevée au niveau de la peau et la température au niveau de la partie absorbante de la membrane reste équivalente à celle de la première structure, à savoir environ 309 K pour une température de la peau de 311 K, ce qui est parfaitement justifié, car aucun changement à ce niveau n'a été effectué.

III.2.5 Résultats de l'étude temporelle 2 :

S'il y a une différence, c'est à ce niveau qu'on va la voir, car c'est dans cette partie que la géométrie de la structure a été modifiée.

III.2.5.1 Température :

La figure III.12 qui suit montre le comportement des thermocouples pour une température de 311 K et pour deux instants t=0s et t=50s.

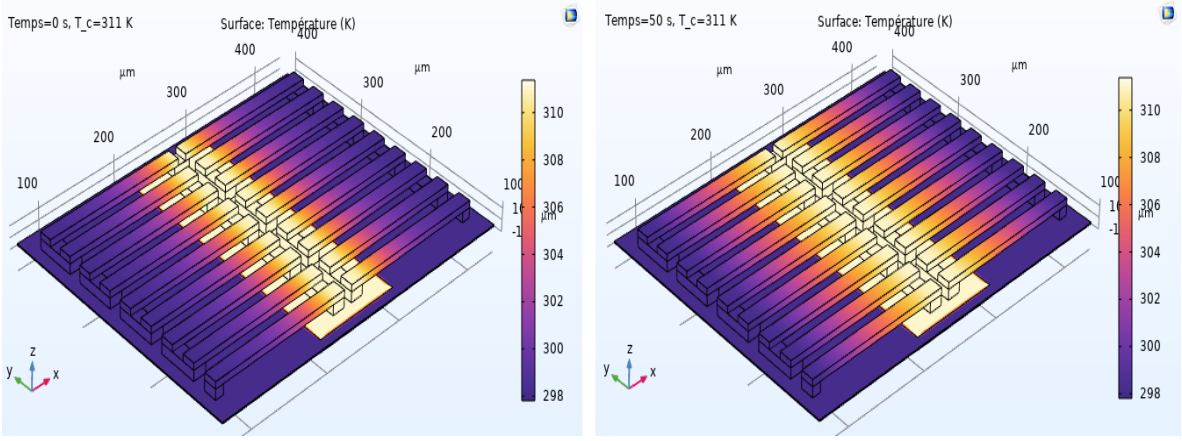


Figure III. 12 - Température au niveau des couples de thermocouples pour deux instants t=0s et t=50s pour la deuxième structure.

III.2.5.2 Potentiel électrique :

La figure III.13 montre la différence de potentiel électrique obtenue par effet Seebeck.

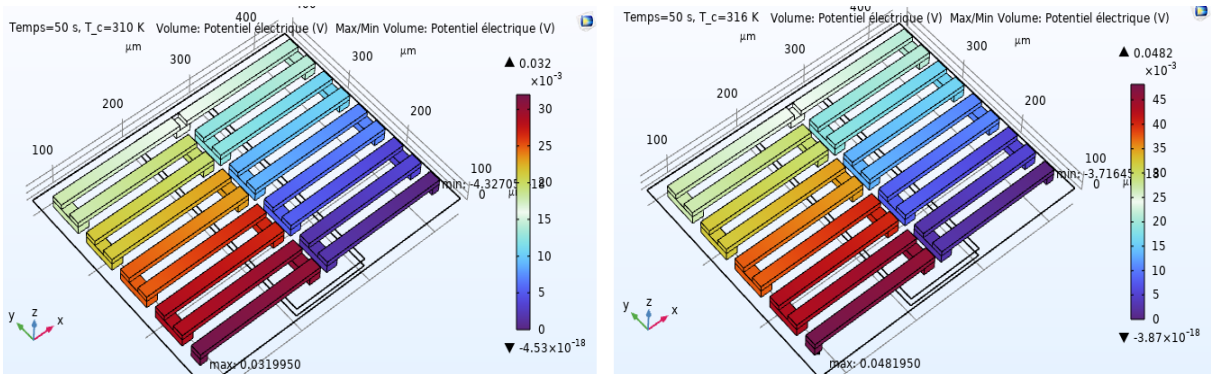


Figure III. 13 - Potentiel électrique obtenu par effet Seebeck pour T_c=310 K &T_c=317K.

Pour le potentiel électrique, nous sommes sur les mêmes valeurs que la première structure. Pour une température mesurée de 310 K, nous obtenons un potentiel électrique de 0.032 V, alors que pour une température de 317 K, nous avons obtenons un potentiel de 0.0509V.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0239 - (-5.38 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0239$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0266 - (-5.48 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0266$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0293 - (-4.41 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0293$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0320 - (-8.24 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0320$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0347 - (-4.76 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0347$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0374 - (-5.96 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0374$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0401 - (-5.11 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0401$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0428 - (-3.79 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0428$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0455 - (-5.39 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0455$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0482 - (-5.85 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0482$
$317 - 298 \rightarrow 19$	$0.0509 - (-9.86 \times 10^{-20}) \rightarrow 0.0509$

Tableau III. 4 – Valeurs relevés de la variation du potentiel électrique en fonction de la température pour la deuxième structure.

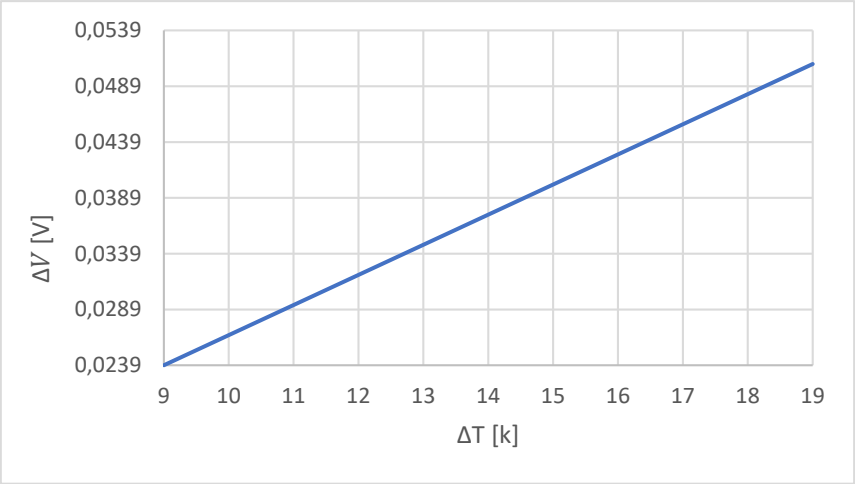


Figure III. 14 – Variation du potentiel électrique en fonction de la différence de température pour la deuxième géométrie.

Nous déduisons de ces résultats que ce changement de géométrie n'affecte en rien les performances du capteur. Néanmoins, nous avons décidé de mener d'autres investigations pour évaluer les performances du capteur. Pour cela, nous nous sommes penchés du côté des matériaux utilisés pour les couples de thermoélectriques. Nous avons ainsi repris plusieurs matériaux cités dans la littérature et que nous avons combinés pour former des couples thermoélectriques dans nos simulations.

<u>III.2.6 Variation du potentiel électrique en fonction de la température pour différents matériaux :</u>

Les couples de matériaux formés sont :

- Le Tellurure de bismuth : Bi_2Te_3-P avec Bi_2Te_3-N.
- Le Tellurure de plomb : PbTe-P avec PbTe-N.
- Le PbTe-N avec Bi_2Te_3-P.
- Le P_bT_e-P avec Bi_2Te_3-N.
- Le P_bT_e-P avec Poly-silicium-N.
- Le P_bT_e-N avec Poly-silicium-P.
- Bi_2Te_3-N avec Poly-silicium-P.
- Bi_2Te_3-P avec Poly-silicium-N.

Ces matériaux sont disponibles dans la bibliothèque des matériaux de COSMOL Multiphysics, il suffit juste de les rajouter dans la section matériau. Néanmoins, dans certains cas, même si le matériau est présent dans la bibliothèque, il peut nécessiter l'introduction de de paramètres supplémentaire en fonction de la physique utilisée.

Les résultats obtenus pour ces couples de matériaux concernant l'évolution du potentiel électrique généré par effet Seebeck en fonction de la température sont présentés dans les tableaux suivants.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0336 - (1.18 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0336$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0375 - (-1.45 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0375$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0412 - (-1.76 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0412$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0451 - (-2.1 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0451$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0481 - (-2.47 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0481$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0528 - (-2.86 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0528$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0566 - (-3.29 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0566$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0605 - (-3.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0605$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0643 - (-4.22 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0643$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0682 - (-3.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0682$

Tableau III. 5 – Couple thermoélectrique Bi_2Te_3 type P avec type N.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0298 - (5.23 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0298$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0332 - (-3.16 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0332$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0365 - (-5.9 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0365$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0399 - (-2.3 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0399$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0433 - (-3.8 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0433$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0466 - (-5.34 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0466$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.05 - (-5.03 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.05$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0534 - (-4.04 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0534$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0567 - (-3.56 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0567$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0601 - (-4.03 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0601$

Tableau III. 6 – Couple thermoélectrique PbTe type P avec type N.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0317 - (5.25 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0317$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0353 - (-3.92 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0353$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0383 - (-5.75 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0383$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0425 - (-4.07 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0425$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0461 - (-4.49 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0461$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0491 - (-5.44 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0491$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0533 - (-5.67 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0533$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0569 - (-4.02 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0569$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0605 - (-3.55 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0605$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0641 - (-4.08 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0641$

Tableau III. 7 - Couple thermoélectrique PbTe type N avec $\boldsymbol{Bi_2Te_3}$ type P.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0317 - (1.18 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0317$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0353 - (-1.45 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0353$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0389 - (-1.76 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0389$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0425 - (-2.1 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0425$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0461 - (-2.47 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0461$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0497 - (-2.86 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0497$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0533 - (-3.29 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0533$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0569 - (-3.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0569$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0605 - (-4.22 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0605$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0641 - (-4.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0641$

Tableau III. 8 - Couple thermoélectrique $\boldsymbol{P_bT_e}$ type P avec $\boldsymbol{Bi_2Te_3}$ type N.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0268 - (5.88 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0268$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0299 - (-4.91 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0299$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0329 - (-4.65 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0329$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0359 - (-2.77 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0359$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0390 - (-3.84 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0390$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0420 - (-5.46 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0420$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0450 - (-5.42 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0450$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0481 - (-4.29 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0481$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0511 - (-2.95 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0511$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0541 - (-5.07 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0541$

Tableau III. 9 - Couple thermoélectrique $\boldsymbol{P_bT_e}$ type P avec Poly-silicium type N.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0268 - (5.88 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0268$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.0299 - (-4.91 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0299$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0329 - (-4.65 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0329$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0359 - (-2.77 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0359$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0390 - (-3.84 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0390$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0420 - (-5.46 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0420$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0450 - (-5.42 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0450$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0481 - (-4.29 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0481$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0511 - (-2.95 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0511$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0541 - (-5.07 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0541$

Tableau III. 10- Couple thermoélectrique $\boldsymbol{P_bT_e}$ type N avec Poly-silicium type P.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0287 - (5.08 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0287$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.032 - (-237 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.032$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0353 - (-3.96 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0353$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0385 - (-2.78 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0385$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0418 - (-3.49 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0418$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0451 - (-4.5 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0451$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0484 - (-3.93 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0484$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0516 - (-3.33 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0516$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0549 - (-1.94 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0549$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0582 - (-3.64 \times 10^{-18}) \rightarrow 0.0582$

Tableau III. 11 - Couple thermoélectrique $\boldsymbol{Bi_2Te_3}$ type N avec Poly-silicium type P.

$\Delta T(T_{chaude} - T_{froide})$[K]	$\Delta V(V_{max} - V_{min})[V]$
$307 - 298 \rightarrow 9$	$0.0287 - (1.18 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0287$
$308 - 298 \rightarrow 10$	$0.032 - (-1.45 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.032$
$309 - 298 \rightarrow 11$	$0.0353 - (-1.76 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0353$
$310 - 298 \rightarrow 12$	$0.0385 - (-2.10 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0385$
$311 - 298 \rightarrow 13$	$0.0418 - (-2.47 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0418$
$312 - 298 \rightarrow 14$	$0.0451 - (-2.86 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0451$
$313 - 298 \rightarrow 15$	$0.0484 - (-3.29 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0484$
$314 - 298 \rightarrow 16$	$0.0516 - (-3.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0516$
$315 - 298 \rightarrow 17$	$0.0549 - (-4.22 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0549$
$316 - 298 \rightarrow 18$	$0.0582 - (-4.74 \times 10^{-10}) \rightarrow 0.0582$

Tableau III. 12 - Couple thermoélectrique $\boldsymbol{Bi_2Te_3}$ type P avec Poly-silicium type N.

La figure III.15 qui suit permet de résumer les tableaux présentés sous formes de courbes.

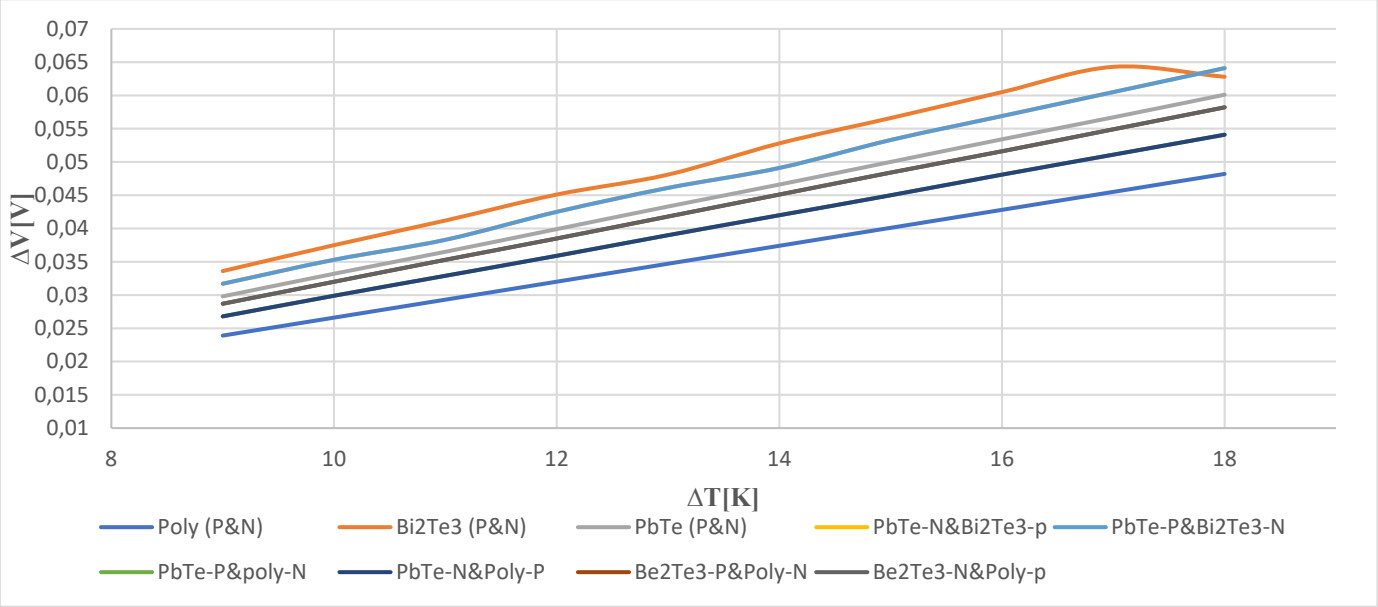


Figure III. 15 - Evolution du potentiel électrique pour différents matériaux en fonction de la température.

A partir des résultats des tableaux ainsi que de la figure précédente, nous pouvons constater que les meilleures performances sont données par le couple thermoélectrique Bi2Te3-P avec Bi2Te3-N, alors que le couple thermoélectrique poly-silicium-P avec poly-silicium-N présente le potentiel le plus faible comparé aux autres matériaux. Le potentiel électrique maximal relevé est de 0.0682 V pour une température de 316 K pour le couple Bi2Te3-P avec Bi2Te3-N, alors qu'il est de 0.0482 V pour le couple Poly-Si-N avec Poly-Si-P pour la même température, ce qui fait du Bi2Te3 un excellent choix pour le capteur que nous souhaitons réaliser.

III.3 Résultats et interprétations pour le capteur de température NTC :

III.3.1 Thermistance NTC (matériau vierge-x) :

Cette partie d'étude est basé sur deux éléments essentiels : le design et le matériau.

- Design : nous avons réalisé une structure simple en 3D de forme cylindrique, solide, rempli, et faisant quelques millimètres.
- Matériau : pour simplifier l'étude nous avons choisi un matériau vierge nommé « matériau-x », qui permet d'ajouter et de changer les propriétés du matériau selon les physiques applique (tel que conductivité thermique, masse volumique, capacité thermique à pression constante conductivité électrique...)

Contenus matériau

Propriété	Variable	Valeur	Unité
Masse volumique	rho	5000	kg/m³
Conductivité thermique	k_iso ;...	1	W/(m·K)
Capacité thermique à pression co...	Cp	500	J/(kg·K)
Permittivité relative	epsilon...	30	1
Emissivité de surface	epsilon...	0.95	1
Conductivité électrique	sigma_...	sigma0*ex...	S/m

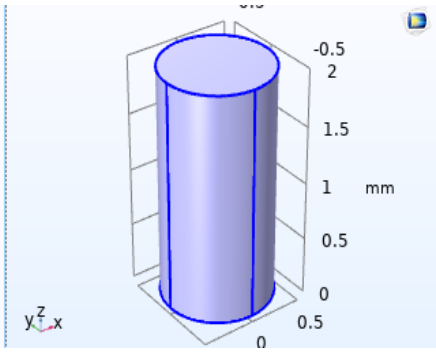


Figure III. 16 – Paramètres définis pour le matériau-x.

III.3.2Résultats et discussion :

III.3.2.1 La plage de mesure :

Selon le principe de fonctionnement de thermistance type NTC, L'évolution de résistance en fonction de la température typiquement donner dans la figure suivante :

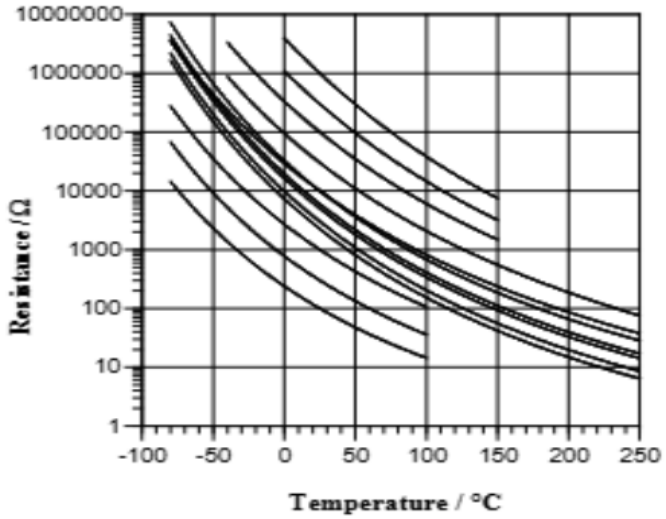


Figure III. 17 - Les caractéristiques résistance-température pour une gamme de thermistances montrant les plages typiques de résistance en fonction de température [17].

Pour une plage de température appliquée de 37°C à 42°C, le résultat obtenu est montré en figure III.18 qui suit.

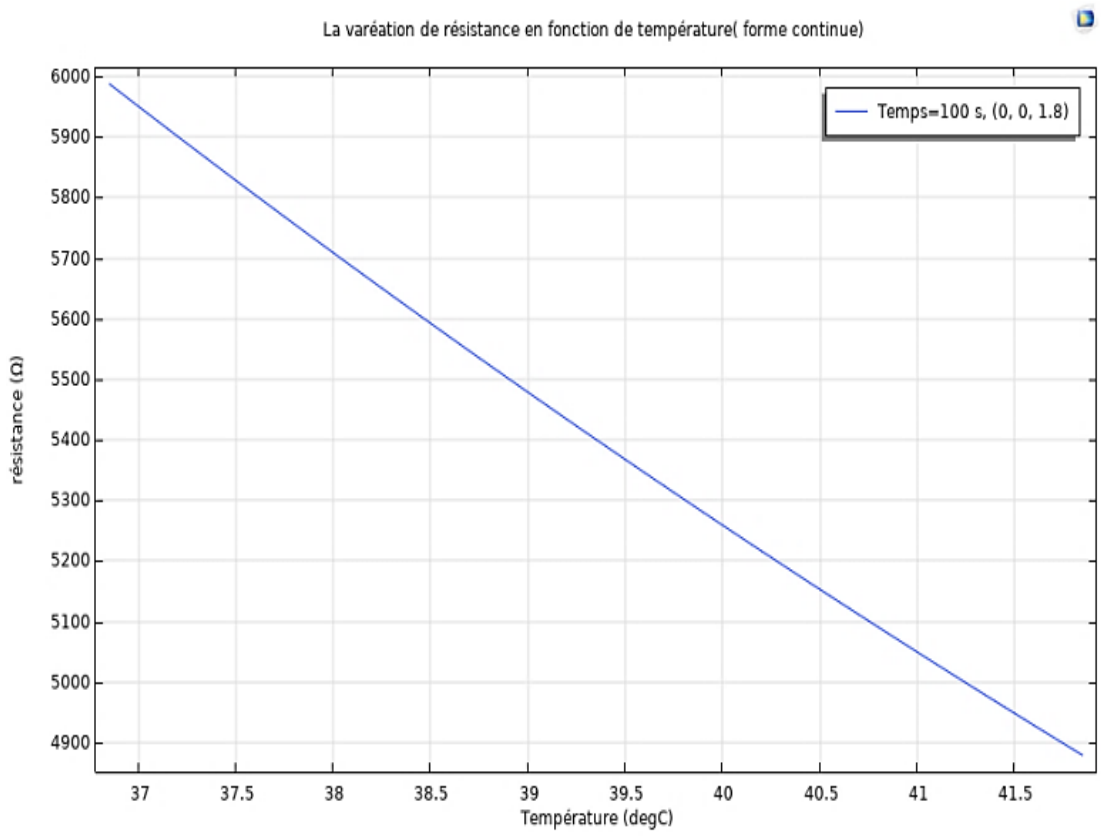


Figure III. 18 - **E**volution **de la résistance du capteur NTC en fonction de la** température appliquée**.**

Première constatation évolution observée est de forme linéaire, avec une diminution de la résistance de la thermistance avec l'augmentation de la température mesurée. Pour faire une comparaison fiable nous avons augmenté la plage de température appliquée comme le montre la figure III.19.

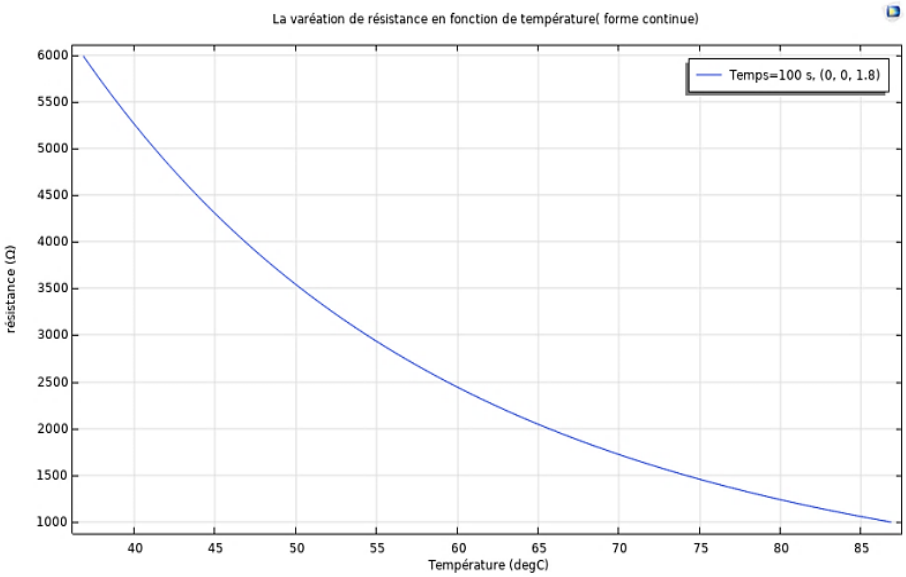


Figure III. 19 - L'évolution pour une température appliquée de 37°C à 86°C.

En augmentant la température, on retrouve la forme typique des courbes de thermistances présentées en figure III.17 précédemment, avec toujours une diminution de la résistance avec l'augmentation de la température, mais avec cette fois-ci une forme exponentielle.

III.3.2.2 La surface exposée à la température :

Nous avons changé la surface exposée à la température de la face supérieure du cylindre à la surface latérale du plan zy.

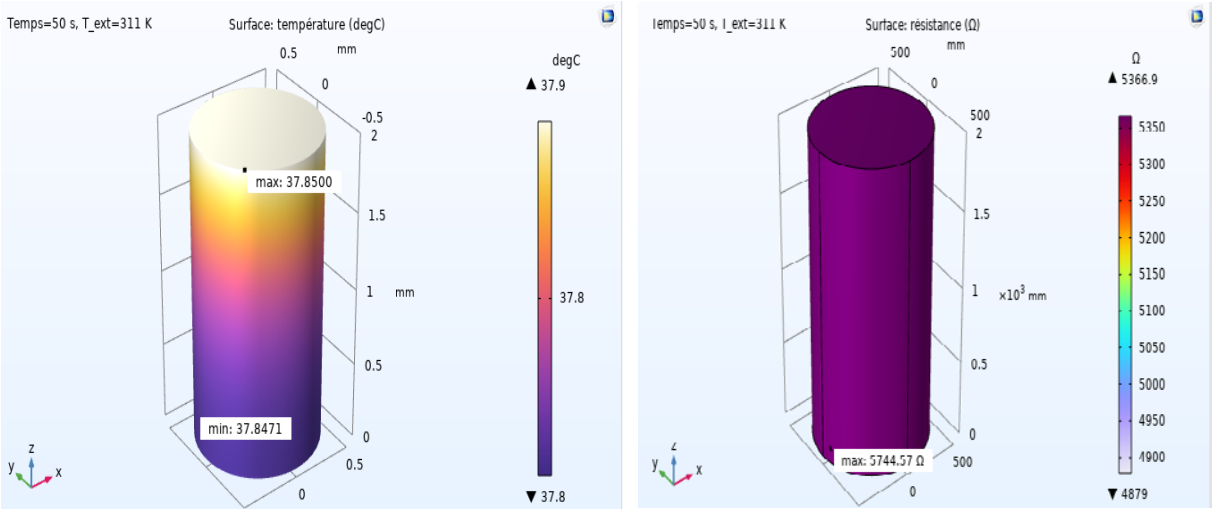


Figure III. 20 – A gauche : température appliquée à la surface supérieure. A droite : résistance relevée pour cette température.

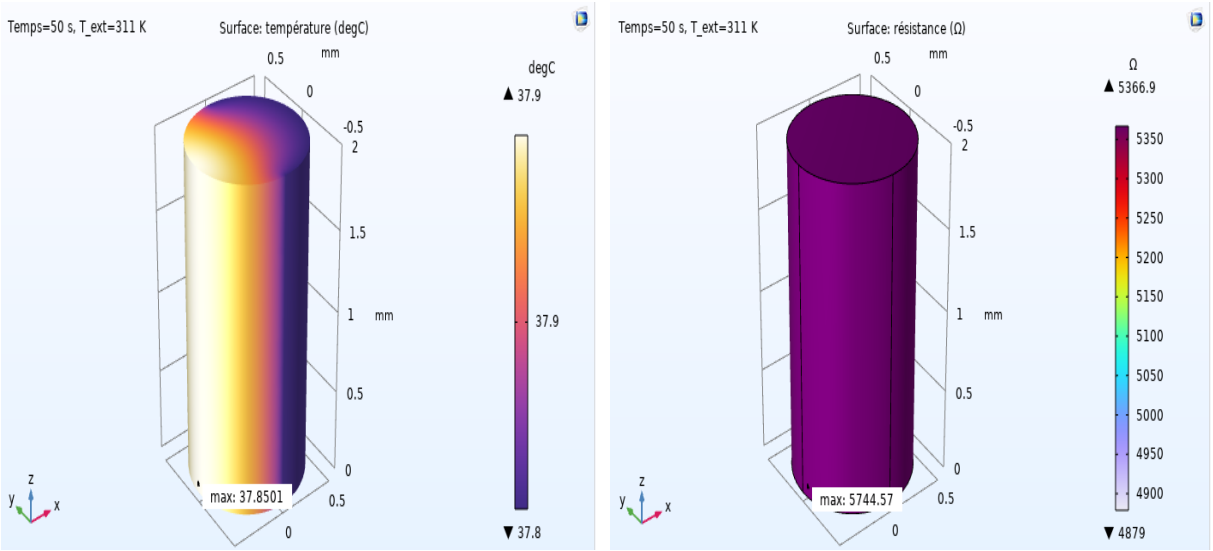


Figure III. 21 - A gauche : température appliquée à la surface latérale. A droite : résistance relevée pour cette température.

A partir des figures précédentes, nous constatons que quel que soit l'endroit où est appliquée la température du corps humain au capteur NTC, la résistance n'est en aucun cas influencée.

III.3.2.3 Influence des paramètres géométriques (les dimensions) :

Pour vérifier l'impact des dimensions sur la résistance du capteur NTC, nous avons choisi de varier le rayon R et la hauteur H, puis la forme géométrique.

a. Ici, nous considérons le rayon **R** du cylindre fixe et la hauteur **H** variable.

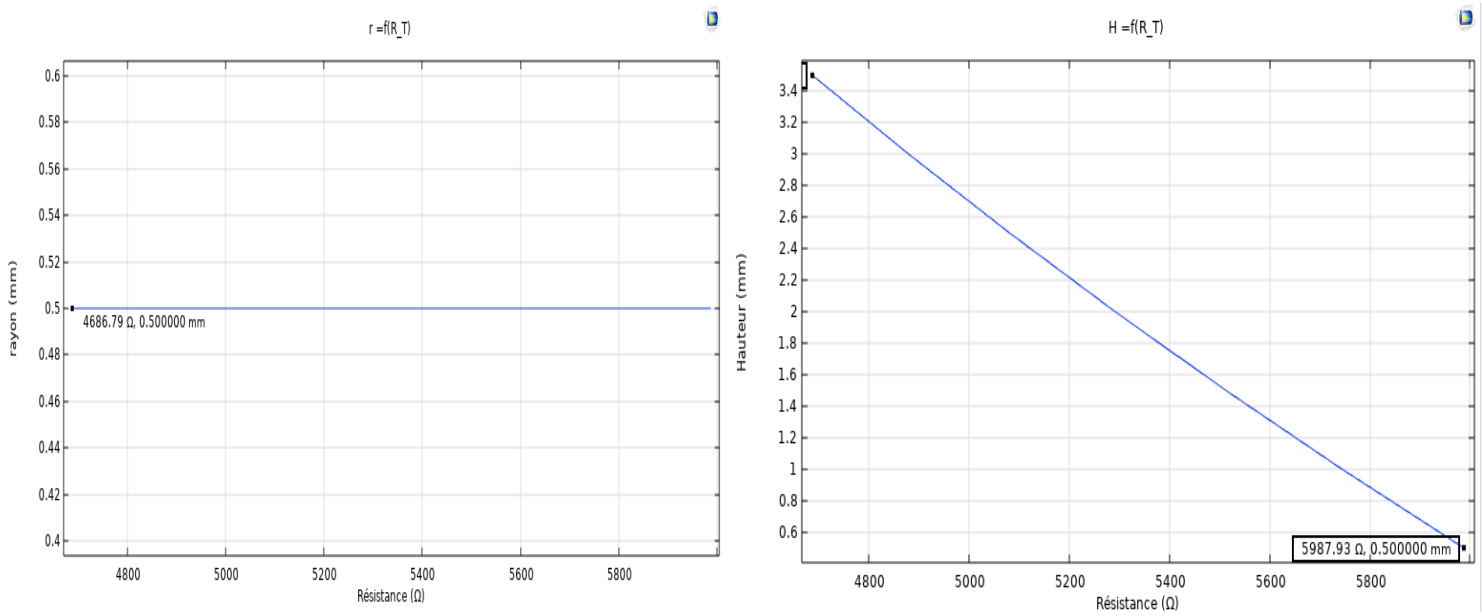


Figure III. 22 - Variation de résistance en fonction pour rayon R fixe et hauteur H variable.

b. Maintenant, nous considérons que le rayon **R** de cylindre est variable et la hauteur **H** fixe.

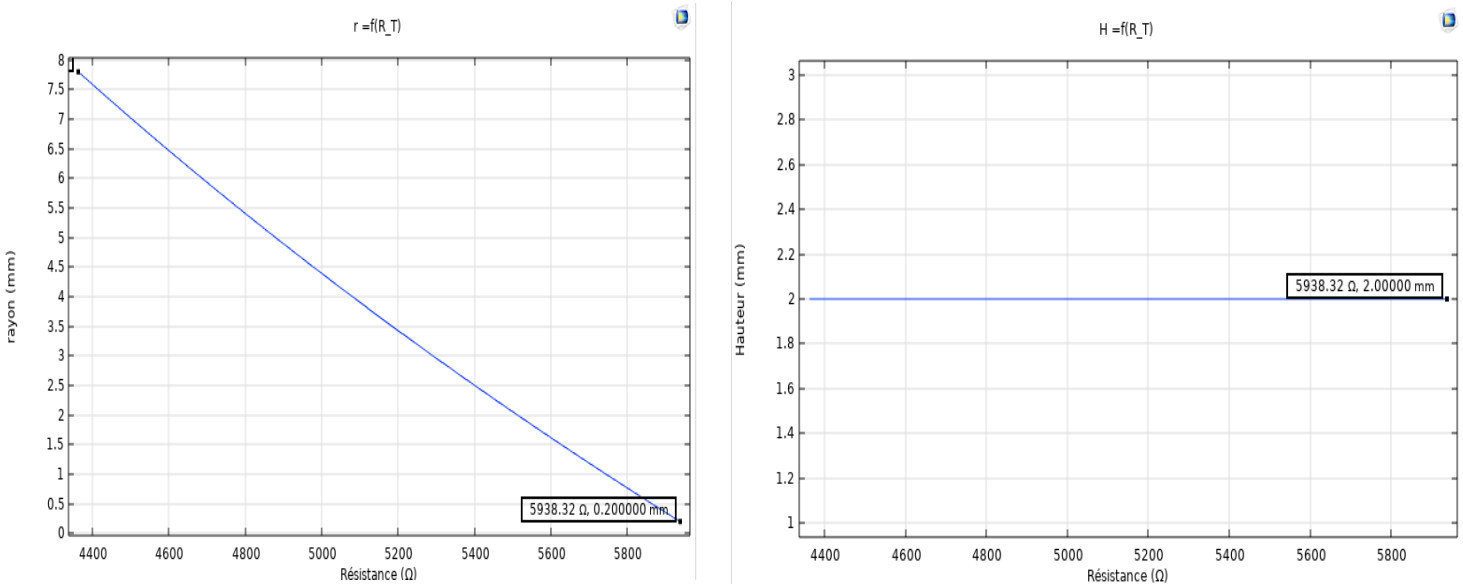


Figure III. 23 - Variation de résistance en fonction pour rayon R variable et hauteur H fixe.

D'après les résultats obtenus, nous remarquons que plus on diminue la hauteur H plus la résistance augmente. Pareil, plus on diminue le rayon R plus la résistance augmente. Donc, la résistance du matériau NTC est inversement proportionnelle à la géométrie.

III.3.2.4 Influence des matériaux sur le capteur NTC :

Les thermistances NTC utilisent principalement des oxydes métalliques semi-conducteurs, spécialement formulé pour que leur résistance diminue avec l'augmentation de la température. Pour vérifier cela, nous avons changé le matériau du modèle NTC que nous avons proposé et nous avons comparé sa variation de résistance en fonction de la température avec deux autres matériaux.

- <u>Comparaison entre le matériaux-x et l'oxyde de cuivre CuO:</u>

La courbe de la figure III.24 montre une comparaison de la variation de résistance en fonction de la température entre les deux matériaux : matériaux-x et l'oxyde de cuivreCuO.

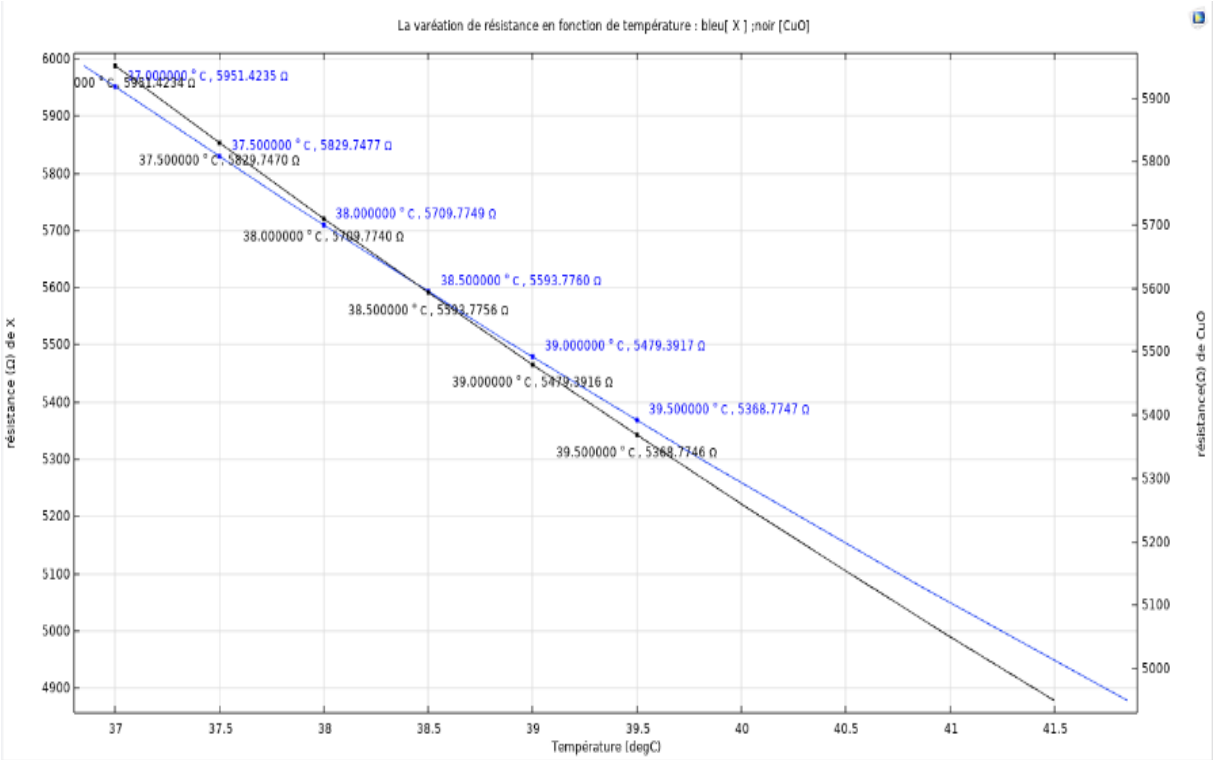


Figure III. 24 - Evolution de la résistance du capteur NTC en fonction de la température pour le matériau- x et CuO.

Nous constatons que les deux courbes des deux matériaux sont relativement similaires.

- <u>Comparaison entre le matériaux-x et dioxyde de manganèse MnO_2:</u>

Les deux courbes de la figure III.25 montrent la variation de la résistance du capteur NTC en fonction de la température, pour les deux matériaux : matériaux-x et dioxyde de manganèse MnO_2. Nous remarquons que la résistance diminue quand la température augmente, cela confirme le bon comportement du NTC.

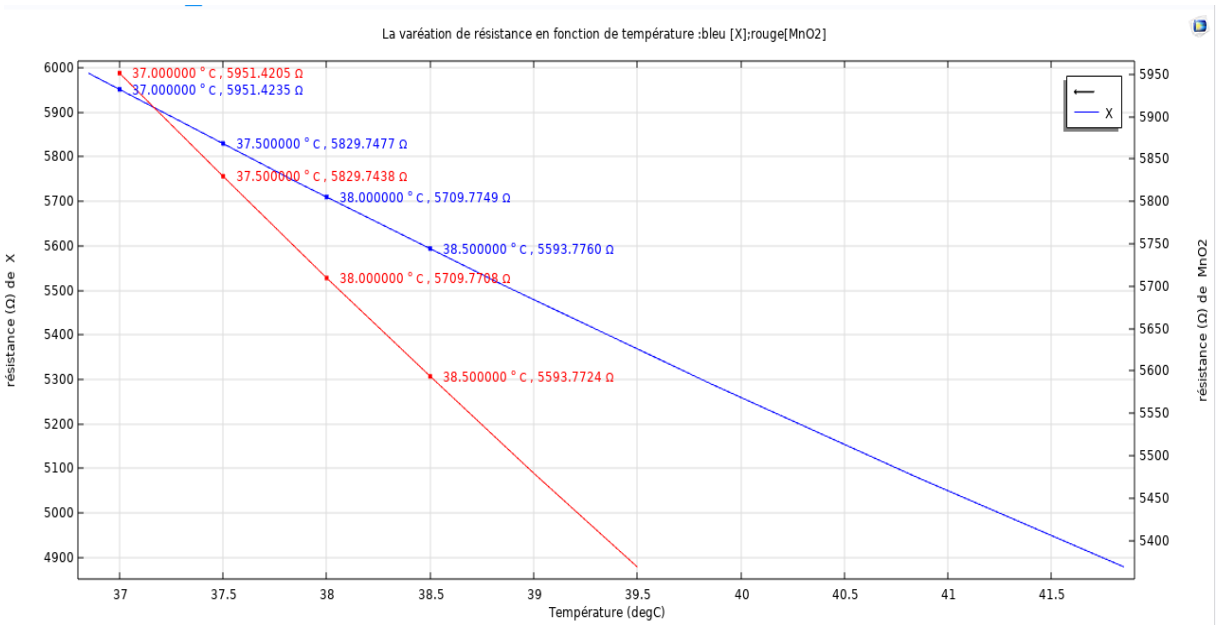


Figure III.35 : Evolution de résistance de NTC en fonction température pour matériau-x et MnO_2

Le tableau ci-dessous permet de comparer entre les deux matériaux utilisés.

Critères	Matériau _x	MnO_2
Linéarité	Linière	Linéarité moyenne ’surtout pour haut température +38.5°C
Stabilité	Très bonne	Moyenne
Précision	Haut grâce à la régularité du signale	Moyenne (manque de linéarité)
Sensibilité $(\frac{\Delta R}{\Delta T})$ Ω/°C	-243.35	-243.35
Rapidité	Moyenne	Rapide

Tableau III. 13 – Tableau comparatif entre le matériau-x et$\mathbf{MnO_2}$.

Nous constatons que :

- Le matériau-x donne des meilleures propriétés métrologiques (linéarité, précision, stabilité) idéal pour le domaine biomédical.
- D’après ces résultats nous conclurons que la variation de résistance dépend des matériaux appliqués sur la thermistance NTC.

III.4 Conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons effectué des modélisations afin d'analyser les performances de notre capteur de température à différent principe de fonctionnement (thermopile MEMS IR, thermistance NTC). Des changements sur le design et la géométrie ont étés appliqués pour avoir des mesures (tension, résistance) selon une plage de température donnée. Les résultats obtenus permettent de faire une comparaison profonde sur la stabilité et la miniaturisation.

Conclusion générale et perspectives

La modélisation de capteurs de température visant à être intégrés dans des dispositifs médicaux constitue une étape primordiale, garantissant des mesures fiables, précises et adaptées aux exigences du domaine biomédical. Dans ce travail, nous avons étudié et modélisé deux types de capteurs de température : capteur thermopile MEMS IR, utilisé dans des mesures sans contact via des rayons infrarouge, et la thermistance NTC, utilisée dans des mesures cette fois-ci en contact direct avec la peau.

Grâce au logiciel COMSOL Multiphysics, nous avons pu modéliser, simuler et étudier de manière détaillée le comportement thermique et électrique de chaque capteur.

La modélisation du capteur thermopile MEMS IR a été réalisée sur la base de l'effet Seebeck, en intégrant plusieurs modules physiques de COMSOL. Une phase d'optimisation a été menée, portant notamment sur la modification de la géométrie du dispositif et le changement des matériaux. Ces modifications ont permis de constater que les changements géométriques n'ont eu aucun impact sur les résultats obtenus. Par contre, en changeant les matériaux, nous avons pu constater que le couple Bismuth Telluride (Bi_2Te_3) de type N et type P, permettait d'obtenir un potentiel maximal allant jusqu'à 0.0682 V pour une température de 316 K. Par contre, pour le couple de matériaux Poly-Si type N et type P, pour la même température nous avons obtenu un potentiel de 0.0482 V. Dans, tous les cas de figure, nous avons réussi à obtenir une variation du potentiel électrique en fonction de la variation de température, ce qui a permis de démontrer le bon fonctionnement de nos simulations.

Pour la thermistance NTC, une géométrie simple de forme cylindrique a été modélisée, représentant un capteur utilisant un matériau vierge que nous avons nommé « matériau-x ». Après avoir montré que la résistance du matériau variait avec le changement de température, nous avons décidé de mener quelques investigations, en faisant des changements notamment sur la géométrie et les matériaux utilisés. Nous avons ainsi pu constater que le changement de rayon ou de hauteur de cylindre menait systématiquement à une courbe inversement proportionnelle à la résistance. Le remplacement du matériau-x par le CuO et le MnO_2 a aussi soulevé quelques différences, spécialement pour le MnO_2. Dans tous les cas, nous avons une diminution de la résistance avec l'augmentation de la température, ce qui prouve aussi le bon fonctionnement de nos simulations.

En comparant les deux capteurs, la thermopile IR MEMS présente l'avantage d'une mesure sans contact, ce qui la rend particulièrement adaptée aux applications hygiéniques, rapides et non invasives. À l'inverse, la thermistance NTC, bien que nécessitant un contact direct, offre une précision élevée, une bonne sensibilité thermique et une compatibilité avec des dispositifs implantables ou portés sur la peau.

Les perspectives et suggestions qui peuvent améliorer et compléter ce travail, c'est un travail plus poussé sur le design en vue d'une intégration et fabrication future. Travail en collaboration avec des médecins, ingénieurs biomédicaux afin d'avoir plus d'information sur les contraintes et paramètres physiologiques à prendre considération, pour les intégrer dans les simulations avant la fabrication. Ces perspectives ouvrent la voie à des développements prometteurs dans la conception de capteurs de température intelligents, miniaturisés et adaptés aux exigences du domaine biomédical moderne.

Références bibliographiques

[1] Daret L. & collombat E., mesure de température par thermocouple, lycée René Déscartes [pdf]. Consulté le 02/03/2025, à l'adresse : https://cira-descartes.etab.ac-lyon.fr/spip/IMG/pdf/Daret_colombat13-thermocouple.pdf

[2] BTS, SN. Apport de connaissances sur les capteurs de température. Edition lycée Chevrollier, Angers, France. Séance 2, pp.1-4,2014.

[3] Sivaranjith, « What are thermopiles ? Applications of thermopile », Instrumentation and Control Engineering. Consulté le 24/02/2025. [En ligne]. Disponible sur : https://automationforum.co/what-are-thermopiles-applications-of-thermopile/

[4] « Heimann Sensor - Leading Thermopile Sensor Technology ». Consulté le 25/02/2025. [En ligne]. Disponible sur : https://www.heimannsensor.com/.

[5] Bhatti, F.; Engel, G.; Hampel, J.; Khalil, C.; Reber, A.; Kray, S.; Greiner, T. Non-Contact Face Temperature Measurement by Thermopile-Based Data Fusion. *Sensors* **2023**, *23*, 7680. https://doi.org/10.3390/s23187680. Consulté le 03/03/2025.

[6] « Melexis: Semiconductor Sensor Solutions », Melexis. Consulté le 03/03/2025. [En ligne]. Disponible sur : https://www.melexis.com/en/

[7] Emiliano L..Creus M. et al. Etude expérimentale de la loi de Stefen Boltzmann dans la catégorie physique III d'ingénieure de l'UNLP. edition l'Asociacion Fisica, Argentina, pp.100-106, juin 2013.

[8] https://www.napkin.ai .consulté 06/03/2025

[9] « Du bon usage de la formule de Stefan-Boltzmann | Science, climat et énergie ». Consulté le : 05/03/2025. [En ligne]. Disponible sur : https://www.science-climat-energie.be/2018/04/26/du-bon-usage-de-la-formule-de-stefan-boltzmann/

[10] V. Bernard, E. Staffa, V. Mornstein, et A. Bourek, « Infrared camera assessment of skin surface temperature – Effect of emissivity », *Phys. Medica Eur. J. Med. Phys.*, vol. 29, nº 6, p. 583-591, nov. 2013, doi: 10.1016/j.ejmp.2012.09.003.

[11] « pyromation_RTD_theory » [en ligne]. Disponible sur : https://www.pyromation.com/Downloads/Doc/Training_RTD_Theory.pdf. Consulté le 6/03/2025.

[12] « Résistance température detectors (RTDS) ». tsc thermo sensorcorporation 2013. [en ligne]. Disponible sur : https://www.thermosensors.com/pdfs/RTD%27s.pdf

[13] A. Graf, M. Arndt, M. Sauer, et G. Gerlach, « Review of micromachined thermopiles for infrared detection », *Meas. Sci. Technol.*, vol. 18, nº 7, p. R59, mai 2007, doi: 10.1088/0957-0233/18/7/R01.

[14] « Resistance Temperature Detector | RTD Manufacturer », Tempsens. Consulté le : 15/04/2025. [En ligne]. Disponible sur : https://tempsens.com/ct/contact-temperature-sensors/resistance-temperature-detector/.

[15] J.-P. Monchau, « Mesure d'émissivité pour la thermographie infrarouge appliquée au diagnostic quantitatif des structures », Theses, Université Paris-Est, 2013. [En ligne]. Disponible sur : https://theses.hal.science/tel-00952076.

[16] White, David & Hill, Kenneth & del Campo, Dolores & Garcia Izquierdo, Carmen. (2014). Guide on Secondary Thermometry: Thermistor Thermometry.