



République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur
et de la Recherche Scientifique
Université Akli Mohand Oulhadj
BOUIRA



Faculté des Sciences et Sciences Appliquées

Département des Génie Electrique

Spécialité : électronique des systèmes embarqués

Mémoire de fin d'études pour l'obtention du

Diplôme de MASTER

Thème

*Etude de la distribution de la
température issue d'un capteur
thermique corporel*

Réalisé par :

ABED Latifa

GHOMARI Hayet

Encadré par

Dr. REZKI Mohamed

Devant le jury

Président : Dr. M.NOURINE

Examineurs : Mr. A. ARABI

Examineurs : Dr. A. BOUGHAROUAT

Année : 2017/ 2018

REMERCIEMENTS

Nous remercions Dieu, le tout puissant, de nous avoir donné le courage et la patience jusqu'à l'achèvement de ce travail

Nous sommes profondément reconnaissantes à M. REZKI pour son soutien son suivi et ses encouragements.

Nous remercions toutes les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin pour la réalisation de notre travail

A tous les professeurs à qui nous devons notre formation, nous les prions d'accepter l'expression d'un bien modeste témoignage de respectueuse reconnaissance

L'ATIFA et Hayet

DEDICACES

Je dédie ce travail :

A mes parents,

Mais aucun dédicace ne serait témoin de mon profonde amour pour mes parents, de mon immense gratitude et mon plus grande respect, car je ne pourrais jamais oublier la tendresse et l'amour dévoué par lesquels ils m'ont toujours entouré depuis mon enfance .j'espère qu'ils trouveront dans ce travail toute ma reconnaissance et tout mon amour.

Je dédie aussi ce modeste mémoire :

A toute ma famille, frères et sœur, qui ont toujours été la pour moi et pour leur soutient moral

A ma très chère binôme Hayet et sa famille.

A tous nos amis, et a tout ceux qui j'aime et à toutes les personne qui nous ont prodigué des encouragements et se sont données la peine de me soutenir durant ces longues années

Latifa

DEDICACES

Je dédie ce modeste travail en signe de reconnaissance et respect :

*À mes chères parents pour tous les sacrifices qui 'ils ont
consentis à mon égard.*

*À mes frères, ma chère sœur pour son énorme soutien et
encouragement.*

À toute ma famille sans exception.

À tous mes amies

À qui cheminez à mes cotés avec une larme ou un sourire de frère.

À vous qui devant, me tendez une perche et m'ouvrez le chemin.

À vous qui derrière, comptez sur moi et chuchotez des prières.

*Et même à vous, hypocrites grincheux, envieux et ennemies du
bien.*

Sommaire

Liste des figures

Liste des tableaux

Liste des abréviations

Introduction générale

Chapitre I : Généralités sur les capteurs de température

1. Introduction	1
2. Définition d'un capteur	1
3. Chaîne d'acquisition de données	1
3.1 Définition et présentation	1
3.2 Structure d'une chaîne d'acquisition numérique	2
4. Nature du signal de sortie	3
5. Classification des capteurs	3
6. La température	3
7. Capteurs de températures	4
7.1 Les sondes RTD.....	4
7.1.1 Principe de fonctionnement	4
7.1.2 Avantages et inconvénients	5
7.1.3 Allure des caractéristiques.....	5
7.2 Thermistance	5
7.2.1 Principe de fonctionnement	5
7.2.2 Avantages et inconvénients	6
7.2.3 Allure des caractéristiques.....	6
7.3 Thermocouple.....	6
7.3.1 Principe de fonctionnement	6
7.3.2 Avantages et inconvénients	7
7.3.3 Allure des caractéristiques.....	7
7.4 Pyromètres optiques (sans contact)	7
8. Les échelles de température	7
8.1 Échelle fahrenheit	8
8.2 Échelle Celsius	8
8.3 Échelle kelvin	8
8.4 Echelle de Réaumur	8
9. Définition du thermomètre	8
10. Types de thermomètre	8
10.1 Thermomètre a dilatation	9

Sommaire

10.1.1 Thermomètres à gaz	9
10.1.2 Thermomètre au mercure.....	10
10.1.3 Thermomètres à dilatation de solide	10
10.2 Thermomètre électronique	10
10.3 Thermomètre à infrarouge	11
10.4 Thermomètres à changement d'état	11
10.4.1 Thermomètres à pression de vapeur	11
10.4.2 Thermomètres à repères	12
10.4.3 Thermomètres à changement de couleur	12
11. les thermomètres corporels	12
Conclusion	12

Chapitre II : La mesure de la température corporelle

1. Introduction	13
2. Homéothermie.....	13
3. Température centrale et périphérique	14
3.1 Thermorécepteurs	14
3.2 Régulation de la chaleur.....	15
4. Sites de mesure de la température corporelle.....	15
5. Les technologies de mesure la température	15
5.1 La mesure par conduction grâce à la technologie R.A.T.E.....	15
5.2 La mesure des rayonnements infrarouges	17
6. Mesure de température corporelle	17
6.1. Expérimentation pratique : Mesure de la température corporelle (buccale)	17
6.1.1 Mesure discontinu.....	17
6.1.2 Mesure continue de température	19
Conclusion	19

Chapitre III : Modélisation mathématique

1. Introduction	20
2. La chaleur	20
2.1 Transfert de chaleur	20
2.2 Champs de température	20
2.3 Gradient de température	20
2.4 Flux de chaleur	21
3. Modes de transfert thermique.....	21

Sommaire

3.1 Conduction	22
3.2 Convection	23
3.3 Rayonnement	24
4 Modèles mathématiques de transfert de bio-chaleur	25
4.1 Équation de Pennes	25
5 Les paramètres thermiques.....	26
6 Les différents échanges thermiques dans le corps humain	26
6.1 Génération de chaleur par le métabolisme	26
6.2 Transfert de chaleur par conduction	26
6.3 Transfert de chaleur par convection	26
6.4 Stockage de l'énergie thermique dans le tissu	27
7. Autres modèles	27
7.1 Modèle de Wulff et Klinger	27
7.2 Modèle de Chen et Holmes	27
7.3 Modèle de Weinbaum, Jiji et Lemons.....	27
8. Méthodes de résolution.....	28
8.1 Méthode des éléments finis	28
8.2 Directions implicites alternées	28
8.3 Transmission line matrice	28
Conclusion	28

Chapitre VI : Résultat et discussion

1. Introduction.....	29
2. Analyse par éléments finis du transfert de bio-chaleur à une dimension dans le tissu humain	29
2.1 Méthode des éléments finis	29
2.2 Description du model	30
2.3 Distribution de la température dans les différentes couches de la peau.....	32
2.4 L'effet du métabolisme sur la distribution de la température	34
2.5 L'effet de la perfusion sanguine sur la distribution de la température.....	35
3. La relation entre le métabolisme et le taux de la perfusion sanguine.....	36
Conclusion	37

Conclusion générale & Perspectives

Bibliographie

Annexe

Liste des figures

Figure I.1 : Schéma fonctionnel d'un capteur	1
Figure I.2 : Constitution d'une chaîne de mesure classique.....	2
Figure I.3 : structure de l'acquisition numérique.....	2
Figure I.4 : Nature de l'information du capteur.	3
Figure I.5 : Les sondes RTD (Resistance Temperature Detectors - capteurs de température à résistance)	4
Figure I.6 : Architecture physique d'un RTD	4
Figure I.7 : Les thermistances.....	5
Figure I.8 : Symbole communément utilisé pour représenter une thermistance	5
Figure I.9 : Les thermocouples	6
Figure I.10 : Principe de fonctionnement	6
Figure I.11 : capteur sans contact.	7
Figure I.12 : thermomètre à gaz.....	9
Figure I.13 : Thermomètre au mercure.	9
Figure I.14 : bilame	10
Figure I.15 : Thermomètre électronique	10
Figure I.16 : thermomètre infra rouge et d'un détecteur	11
Figure I.17 : thermomètre à vapeur.....	11
Figure II.1 : mécanismes de l'homéothermie	13
Figure II.2 : Différence entre les températures centrale et périphérique	14
Figure II.3 : technologies de mesure la température	15
Figure II.4 : mesure continue de la température corporelle	19
Figure III.1 : modes de transferts thermiques	21
Figure III.2 : Illustration de la conduction thermique.....	22
Figure III.3 : transfert de chaleur par conduction.....	22
Figure III.4 : Illustration de la convection.	23
Figure III.5 : transfert de chaleur par convection	23
Figure III.6 : Illustration du rayonnement thermique	24
Figure III.7 : transfert de chaleur par rayonnement.....	24
Figure IV.1 : Différents types de maillage utilisé par la FEM (a) 2D (b) 3D	30
Figure IV.2 : la distribution de la température du corps humain sur une surface $x=3\text{cm}$	32
Figure IV.3 : Structure de la peau humaine.....	32
Figure IV.4 : comparaison de la distribution de température entre différentes couches.....	33
Figure IV.5 : Distribution de la température le long de l'axe des x pour trois cas de Métabolisme.	34
Figure IV.6 : Distribution de la température le long de l'axe des x pour trois cas de perfusion sanguine.	35
Figure IV.7 : relation entre métabolisme et perfusion sanguin.	36

Liste des tableaux

Liste des tableaux

Tableau II.1 : plages de température normales.....	15
Tableau II.2 : Comparaison entre les différents appareils de mesure pour mesure discontinu	18
Tableau IV.1: Propriétés tissulaires typiques	31
Tableau IV.2 : Propriétés de la couche de la peau.....	33

Liste des abréviations

FEM : méthode des éléments fini

CTN : coefficient de température négative

CTP : coefficient de température positif

ADI : direction implicites alternées

RTD : capteur de température a résistance

CAN : convertisseur analogique numérique

R.A.T.E : Etablissement rapide de la température

TLM : transmission line matrice

IR : infrarouges

ANSI: American National Standard Institute

TC: température en Celsius

TF : température en Fahrenheit

TK : température en Kelvin

TRe : température en Réaumur

C_{bl} : la chaleur spécifique de sang

W : taux de perfusion de sang

P_{bl} : densité de sang

C_{ti} : la chaleur spécifique de tissu

P_{ti} : densité de tissu

K_{ti} : la conductivité thermique de tissu

Q_m : la chaleur métabolique

Introduction générale

L'organisme peut être représenté comme un noyau central producteur de chaleur (muscles squelettiques, viscères, système nerveux central), entouré par une enveloppe : la peau, cette dernière échange de la chaleur avec le milieu ambiant et le sens et l'intensité de ces échanges dépendent de la température de l'environnement et du pouvoir d'isolation thermique de la peau. Il existe trois modalités d'échange de chaleur entre la peau et le milieu environnant : la radiation, la convection, la conduction.

La température est une grandeur physique mesurée à l'aide d'un thermomètre, elle représente en physique un degré d'agitation des particules et plus simplement par la sensation de chaud et froid que nous ressentons. En physique elle se définit par des transferts thermiques entre plusieurs systèmes.

La détermination du champ de température dans l'espace et dans le temps nécessite la résolution de l'équation de biothermique. Cette équation tient compte de différents paramètres et des échanges thermiques dans le vivant. Une connaissance précisée de ces paramètres sont requis pour obtenir une solution acceptable à la distribution de la température.

L'objectif principal de ce mémoire de fin d'étude est d'étudier la distribution de la température issue d'un capteur thermique corporel, d'où la présente étude vise à mesurer la température corporelle d'un sujet par différents appareils.

But de travail :

A travers ce travail on vise à mesurer la température corporelle d'un sujet par différents appareils. Faire une caractérisation physique en exploitant le puissant outil de calcul et de programmation, en occurrence le logiciel Matlab. Et vers la fin faire une comparaison entre ces différents appareils de point de vue efficacité de mesure.

Le travail est structuré en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre on fait une étude détaillée sur les capteurs en général puis une description du capteur de température utilisée pour mesurer la température de corps humain.

Dans le deuxième chapitre on aborde l'étude de la température corporelle normale et on mesure la température de corps humain en utilisant des différents appareils (thermomètres).

Puis dans le troisième chapitre on présente essentiellement l'équation de Pennes et les modifications apportées à travers le temps et les méthodes de résolutions de cette dernière. Une concentration sera faite sur le nouveau modèle mathématique de l'équation de transfert de bio-chaleur modélisant les propriétés thermiques pour les différents tissus biologiques humains.

Enfin, on va terminer notre travail (dernier chapitre) par une simulation visant à faire une caractérisation physique, celle de l'étude de la distribution de température à travers

Introduction générale

essentiellement la résolution de l'équation de Pennes. Ceci ne nous a pas été permis sans l'exploitation du puissant outil de programmation : logiciel MATLAB.

1. Introduction

Le capteur est un élément indispensable dans la mesure, car dans de nombreux domaines (industrie, recherche scientifique, services, loisirs, etc...), on a besoin de contrôler et de vérifier les différents paramètres physiques (température, force, position, vitesse, luminosité, etc. ...).

2. Définition d'un capteur :

C'est un transducteur qui va convertir le mesurande (grandeur physique) en une grandeur électrique (signal électrique). [1]

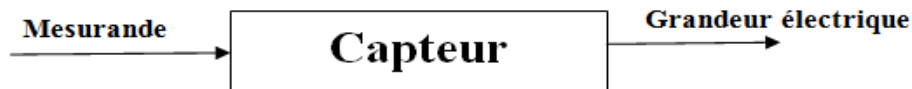


Figure I.1 : schéma fonctionnel d'un capteur. [2]

3. Chaîne d'acquisition de données

3.1 Définition et présentation :

Les chaînes d'acquisition de données ont pour objectif l'acheminement d'informations entre différents éléments du système.

La communication qui nous intéresse est de nature monodirectionnelle et se fait d'un ensemble de producteurs de données (les capteurs) vers un ensemble de consommateurs (les applications de contrôle).

Ainsi, même s'il peut exister une communication bidirectionnelle au niveau du contrôle (en particulier pour la configuration ou pour initier des demandes de communication), la communication des données suit un flux monodirectionnel des producteurs vers les consommateurs.

La chaîne de mesure est constituée de [24]:

- ✓ Corps d'épreuve : celui en contact direct avec la mesurande.
- ✓ Capteur intermédiaire : ce transducteur est associé à un conditionneur qui fournit une grandeur électrique de sortie exploitable.
- ✓ Conditionneur : qui fournit une grandeur électrique de sortie exploitable et d'autre part, il détermine la nature finale du signal électrique.

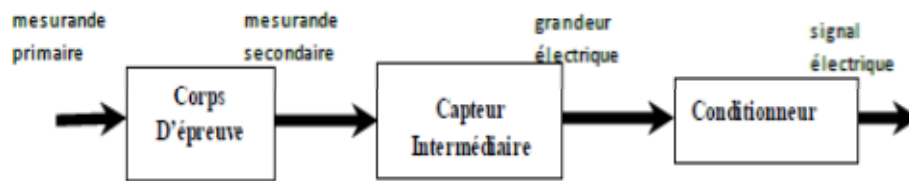


Figure I.2 : constitution d'une chaîne de mesure classique. [4]

3.2 Structure d'une chaîne d'acquisition numérique

Principe

Une chaîne d'acquisition numérique peut se représenter selon la figure suivante :

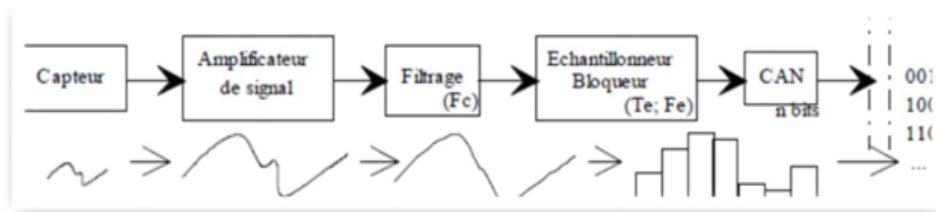


Figure I.3 : Structure de l'acquisition numérique. [4]

On peut définir très simplement le rôle de chacun des éléments. [3]

- ✓ **Amplificateur de signal** : Cette étape permet d'adapter le niveau du signal issu du capteur à la chaîne globale d'acquisition.
- ✓ **Filtre d'entrée** : Ce filtre est communément appelé filtre anti-repliement. Son rôle est de limiter le contenu spectral du signal aux fréquences qui nous intéressent. Ainsi il élimine les parasites. C'est un filtre passe bas que l'on caractérise par sa fréquence de coupure et son ordre.
- ✓ **L'échantillonneur** : Son rôle est de prélever à chaque période d'échantillonnage (T_e) la valeur du signal. On l'associe de manière quasi-systématique à un bloqueur. Le bloqueur va figer l'échantillon pendant le temps nécessaire à la conversion. Ainsi durant la phase de numérisation, la valeur de la tension de l'échantillon reste constante assurant une conversion aussi juste que possible. On parle d'échantillonneur bloqueur.
- ✓ **Le convertisseur analogique numérique (CAN)** : Il transforme la tension de l'échantillon (analogique) en un code binaire (numérique).

4. Nature du signal de sortie

La grandeur de sortie. Cette classification influe sur le conditionneur qui lui est associé :

- ✓ **Tout Ou Rien (TOR)**

Le signal logique ou Tout Ou Rien peut prendre deux valeurs (0 ou 1).

- ✓ **Signal analogique**

Un signal analogique varie de façon continue dans le temps. Il peut prendre une infinité de valeurs dans une plage donnée.

- ✓ **Signal numérique**

Un signal numérique est une suite d'informations logiques qui peuvent être transmises de deux manières différentes :

En série sur un bit.

En parallèle sur plusieurs bits.

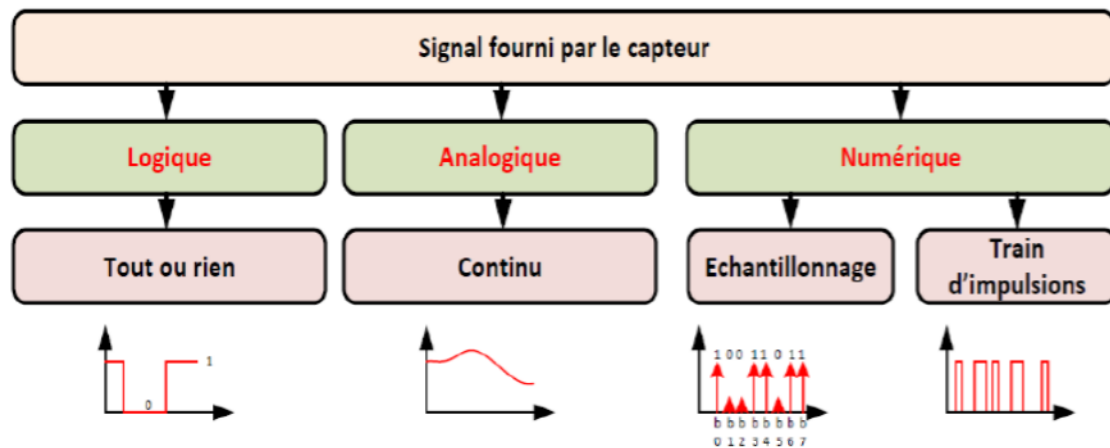


Figure I.4: Nature de l'information du capteur. [5]

5. Classification des capteurs

- ✓ **Capteurs actifs** : La sortie du capteur est équivalente à un générateur. C'est un dipôle actif qui peut être du type courant, tension, ou charge.
- ✓ **Capteurs passifs** : La sortie du capteur est un dipôle passif qui peut être résistif, capacitif ou inductif. [3]

6. La température

La température est la traduction à l'échelle macroscopique d'un état énergétique de la matière à l'échelle microscopique, à savoir : pour les solides : c'est l'état de vibration des atomes à l'intérieur d'un réseau cristallin ou de mouvement d'électrons pour les matériaux qui ont la faculté d'échanger des électrons (les métaux par exemple) ; pour les fluides : c'est

l'état d'agitation des molécules. La température s'exprime en degrés Kelvin (K) ou Celsius (°C). Ne pouvant accéder directement aux phénomènes qui sont à l'origine de la chaleur, on décrit donc l'état thermique d'un corps, sa température, à l'aide de manifestations extérieures que l'on peut constater et mesurer. Le plus souvent il s'agit de la dilatation d'un élément mis en équilibre thermique avec le milieu à étudier (thermomètre). [24]

7. Capteurs de températures

Les capteurs de températures sont classés en deux catégories principales :

- ✓ **Les capteurs à contact** : échange de chaleur entre le milieu et le capteur jusqu'à établissement de l'équilibre thermique.
- ✓ **Pyromètres optiques (sans contact)** : basés sur la relation entre la température d'un corps et son rayonnement optique (infra-rouge- ou visible).

7.1 Les sondes RTD



Figure I.5 : Les sondes RTD (Resistance Temperature Detectors - capteurs de température à résistance). [24]

7.1.1 Principe du fonctionnement :

Les RTD fonctionnent sur le principe des variations de résistance électrique des métaux purs et se caractérisent par une modification positive linéaire de la résistance en fonction de la température. Concrètement, une fois chauffée, la résistance du métal augmente et inversement une fois refroidie, elle diminue. Les éléments types utilisés pour les RTD incluent le nickel (Ni) et le cuivre (Cu) mais le platine (Pt) est de loin le plus courant, en raison de l'étendue de sa gamme de températures, de sa précision et de sa stabilité. Faire passer le courant à travers une sonde RTD génère une tension à travers la sonde RTD. En mesurant cette tension, vous pouvez déterminer sa résistance et ainsi, sa température.

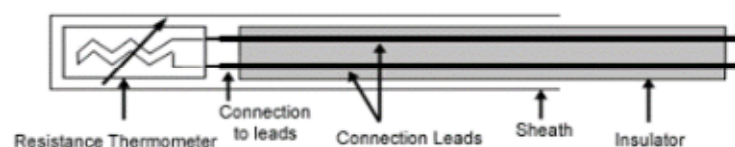


Figure I.6: Architecture physique d'un RTD. [24]

7.1.2 Avantages et inconvénients

Populaires pour leur stabilité, les RTD présentent le signal le plus linéaire de tous les capteurs électroniques en matière de température. Toutefois, ils coûtent généralement plus cher que leurs équivalents à cause de leur construction plus délicate et le recours au platine. Les RTD se caractérisent aussi par un temps de réponse lent et par une faible sensibilité. En outre, parce qu'ils nécessitent une excitation en courant, ils sont sujets à une élévation de température. [24]

7.1.3 Allure des caractéristiques

Les RTD sont habituellement classés par leur résistance nominale à 0°C. Les valeurs de résistance nominale types pour les RTD à film fin en platine sont comprises entre 100 et 1 000 Ω . La relation entre la résistance et la température est presque linéaire et respecte l'équation suivante :

Pour $T > 0$ °C, $R_T = R_0 [1 + aT + bT^2]$

Avec: R_T = résistance à la température T, R_0 = résistance nominale,
a et b = constantes utilisées pour mettre à l'échelle le RTD.

7.2 Thermistance



Figure I.7 : Les thermistances. [24]

7.2.1 Principe de fonctionnement

Les thermistances, comme les capteurs de température à résistance (RTD), sont des conducteurs thermosensibles dont la résistance varie avec la température. Les thermistances sont constituées d'un matériau semi-conducteur d'oxyde métallique encapsulé dans une petite bille d'époxy ou de verre. En outre, les thermistances présentent généralement des valeurs de résistance nominale plus élevées que les RTD (de 2 000 à 10 000 Ω) et peuvent être utilisées pour de plus faibles courants.



Figure I.8: Symbole communément utilisé pour représenter une thermistance.

7.2.2 Avantages et inconvénients

En règle générale, les thermistances ont une sensibilité de mesure très élevée ($\sim 200 \Omega/^\circ\text{C}$), ce qui les rend très sensibles aux variations de températures. Bien qu'elles présentent un taux de réponse de l'ordre de la seconde, les thermistances ne peuvent être utilisées que dans une gamme de températures ne dépassant pas 300°C . Cette caractéristique, associée à leur résistance nominale élevée, contribue à garantir des mesures précises dans les applications à basse température. [24]

7.2.3 Allure des caractéristiques

Chaque capteur a une résistance nominale propre qui varie de manière proportionnelle en fonction de la température selon une approximation linéaire. Les thermistances ont soit un coefficient de températures négatives (CTN), soit un coefficient de température positif (CTP). Dans le premier cas (CTN), le plus courant, la thermistance a une résistance qui diminue lorsque la température augmente, tandis que dans le second (CTP), on constate une résistance accrue lorsque la température augmente. La relation entre la résistance et la température n'est pas linéaire (exponentielle).

7.3 Thermocouple



Figure I.9 : Les thermocouples. [24]

7.3.1 Principe de fonctionnement

Un conducteur génère une tension lorsqu'il est soumis à une variation de température ; cette tension thermoélectrique est appelée tension Seebeck. La mesure de cette tension nécessite l'utilisation d'un second matériau conducteur générant une tension différente pour une même variation de température (sinon la tension générée par le deuxième conducteur qui effectue la mesure annule tout simplement celle du premier conducteur).

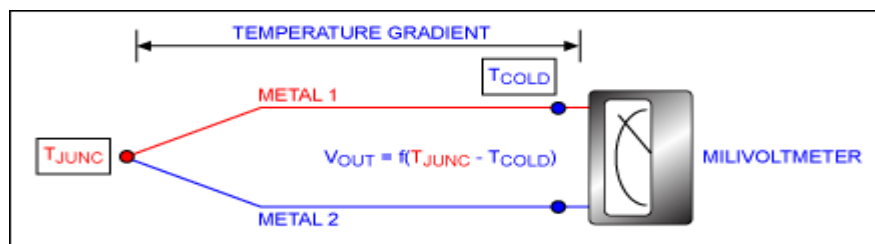


Figure I.10 : Principe de fonctionnement. [24]

7.3.2 Avantages et inconvénients

Les thermocouples sont les capteurs les plus souvent utilisés pour la mesure de températures, car ils sont relativement peu onéreux, tout en étant précis, et peuvent fonctionner sur une large gamme de températures. Les thermocouples présentent un taux de réponse rapide (de l'ordre de la milliseconde).

7.3.3 Allure des caractéristiques

Vous pouvez choisir parmi différents types de thermocouples désignés par des lettres majuscules qui indiquent leurs compositions selon les conventions ANSI (American National Standards Institute). Parmi les types de thermocouples courants, citons les B, E, J, K, N, R, S et T.

7.4 Pyromètres optiques (sans contact)

La pyrométrie optique est une méthode de mesure de la température basée sur la relation entre la température d'un corps et le rayonnement optique (infrarouge ou visible) que ce corps émet.

Détermination de la température sans contact avec l'objet, et c'est une méthode de vaste usage comme :

- mesure de température élevée (>2000°C);
- mesures à de grande distance
- environnement très agressif
- Localisation des points chauds
- Pièce en mouvement. [24]



Figure I.11 : capteur sans contacte.

8. Les échelles de température

La température peut être exprimée par des échelles absolues ou relatives. Les échelles absolues sont : Rankine, notée avec « R » et l'échelle Kelvin, dans le système métrique, notée avec « K ». Les échelles relatives sont Fahrenheit, en système impérial et notée avec « F » et Celsius, en système métrique, notée avec « C ». [24]

8.1 Échelle fahrenheit

L'une des plus anciennes échelles de température a été imaginée en 1720 par le physicien allemand Gabriel fahrenheit. Sur cette échelle, à la pression de 1 ATM (pression dite << Normal >>) La température de congélation de l'eau est de 32°F et sa température d'ébullition est de 212°F.

8.2 Échelle Celsius

L'échelle centésimale a été inventée par Carl Von Linné en 1743. Sur cette échelle, la température de congélation de l'eau est de 0°C température d'ébullition et de 100°C sous pression de 1ATM. Parallèlement, l'échelle Celsius est introduite par l'astronome suédois André Celsius, et correspond pratiquement à l'échelle centésimale .l'échelle Celsius est l'échelle de température utilisée dans la vie courante. La température en Celsius (TC) est liée à la température en fahrenheit (TF) par la relation.

$$TF=32+1.8*TC$$

8.3 Échelle kelvin

Inventée par le mathématicien physicien britannique Sir William Thompson kelvin au XIXe siècle, l'échelle kelvin est couramment employée dans les domaines scientifiques. Le kelvin (K) est l'unité du système international de température .sur terre, la température théorique la plus basse que l'on puisse approcher est le zéro absolu, à savoir 0 K, ou - 273.15°C.

La température en kelvin (TK) est liée à la température en Celsius (TC) par la relation :

$$TK=273.15+TC$$

8.4 Echelle de Réaumur

L'échelle de Réaumur est une échelle de température conçue en 1731 par le physicien et inventeur français René-Antoine Ferchault de Réaumur (1683-1757), qui a calibré son thermomètre entre 0 et 80 : le point de congélation de l'eau (valeur : zéro) et le point d'ébullition de l'eau (valeur : 80). $T_{Re} = 0.8 TC$ donc $TC = 1.25 T_{Re}$

9. Définition du thermomètre :

Un thermomètre est un appareil qui sert à mesurer des températures. C'est le domaine d'étude de la thermométrie. Il détermine à quel point les objets sont chauds ou froids, le fonctionnement de celui-ci est basé sur la variation des propriétés physiques. Le thermomètre est aussi un instrument mesurant l'énergie cinétique des particules.

10. Types de thermomètre

La température intervient dans la plupart des phénomènes physiques et il est naturel qu'il existe un grand nombre de dispositifs susceptibles de fournir un repère de température. Il existe divers modèles de thermomètres.

10.1 Thermomètres à dilatation

10.1.1 Thermomètres à gaz

Le détecteur est un récipient de gaz, la variation de température du détecteur entraîne une variation de pression que l'on mesure. [24]

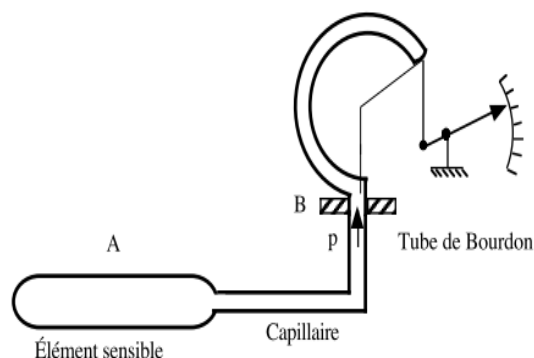


Figure I.12 : Thermomètre à gaz. [24]

10.1.2 Thermomètre au mercure

Le principe du thermomètre est un des plus simples. Un tube fin en verre est rempli par du mercure d'un côté, et de l'azote de l'autre. Le mercure se dilate en fonction de la température plus il fait chaud, plus il prend de la place. Il est donc facile de repérer la température en graduant le tube en verre de manière appropriée. L'azote qui a une faible pression, a pour rôle de maintenir en place le mercure. Le thermomètre à mercure est un instrument assez précis du moment qu'il ne reçoit pas directement le soleil sur lui (la température sera alors fausse). Il faut donc l'abriter pour que la mesure puisse être réaliste. Aujourd'hui, il est interdit de remplir un thermomètre avec du mercure, en raison de sa toxicité. Cependant, il est toujours possible d'utiliser un substituant qui a le même effet : le gallium, l'alcool ou l'huile de colza. [20]

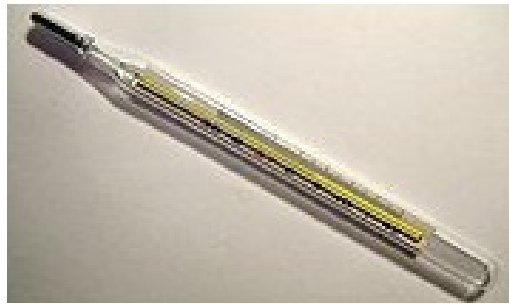


Figure I.13 : Thermomètre au mercure. [21]

10.1.3 Thermomètres à dilatation de solide

Thermomètres à dilatation de solide utilisent :

Soit la variation de longueur d'une tige métallique.

Soit la variation différentielle de longueur de deux lames minces accolées l'une à l'autre (bilames). [24]

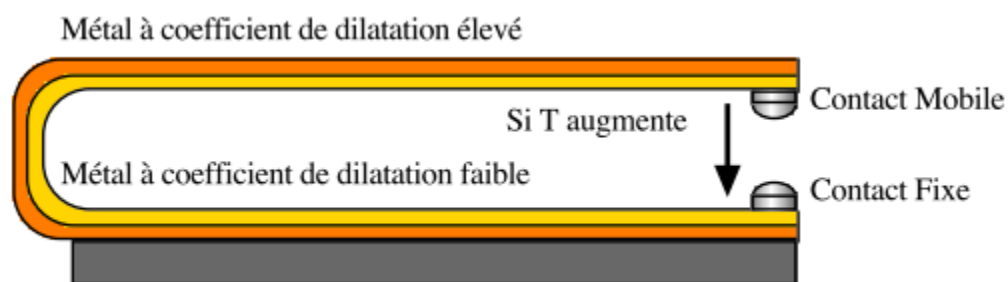


Figure I.14 : Bilame. [24]

10.2 Thermomètre électronique

Le thermomètre électronique permet d'effectuer la mesure à l'aide d'une sonde de température. Le résultat est précis, et il est possible de mesurer la température de n'importe quel milieu. Le résultat s'affiche sur un écran, ce qui permet d'éviter les erreurs de lecture, et de gagner en rapidité. Il existe de nombreux modèles de thermomètres électroniques, chacun ayant des fonctionnalités différentes. [20]

La sonde de mesure, chargée de mesurer la température, peut être de plusieurs types:

- ✓ Thermistance.
- ✓ Thermocouple.
- ✓ thermomètre à résistance de platine.



Figure I.15 : Thermomètre électronique. [19]

10.3 Thermomètre à infrarouge

Il s'agit d'un appareil électronique muni d'une sonde à infrarouges (IR). Il évalue la température du corps à partir des rayonnements infrarouges. Ainsi, le thermomètre effectue une série de mesures en moins d'une seconde, et retient le résultat le plus élevé. Les modèles de ce type sont surtout utilisés pour prendre la température tympanique. On les emploie également pour la mesure temporelle. [19]



Figure I.16: Thermomètre infra rouge et d'un détecteur. [19]

10.4 Thermomètres à changement d'état

10.4.1 Thermomètres à pression de vapeur

Lorsque l'on chauffe un liquide sous une pression donnée, un équilibre s'établit entre les phases liquides et gazeuses à une température déterminée. La mesure de la pression de vapeur fournit un repère de la température.

Les fluides généralement employés sont l'alcool éthylique, l'eau, le chlorure d'éthyle ...etc. [24]

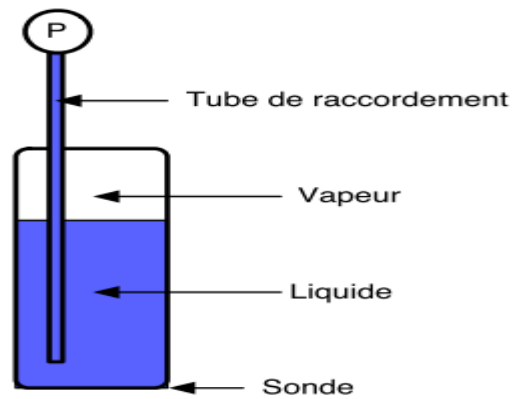


Figure I.17 : Thermomètre à vapeur. [24]

10.4.2 Thermomètres à repères

Les thermomètres sont constitués par une matière dont l'aspect change à une certaine température. A l'aide de plusieurs thermomètres dont les transformations s'effectuent à différentes températures, on peut situer un point de température par rapport aux repères. [24]

10.4.3 Thermomètres à changement de couleur

Ce sont généralement des éléments solides dont la couleur change à une température connue.

11. Les thermomètres corporels

Les thermomètres électroniques et à infrarouge étaient toujours les plus utilisés. Il est apte à afficher les résultats rapidement de 5 à 60 secondes. Il est souvent muni d'un petit écran numérique, pour présenter les valeurs précises.

Ce type d'instrument indique la chaleur en degrés Celsius ou Fahrenheit. Ce dispositif est surtout pratique pour les enfants. Vous pouvez choisir les méthodes employées selon les circonstances.

Cet instrument de mesure est doté d'une fonction mémoire, très nécessaire lors du suivi des prises de températures. Il est également équipé du bout flexible pour le confort du sujet. Enfin, il est muni d'une signalisation sonore avertissant la fin de la lecture.

Conclusion

Dans ce chapitre on a fait une description généralisée des capteurs suivie d'une étude détaillée des capteurs de température (thermomètres).

Après avoir aussi vu quelques notions de base sur la température sans spécification sur sa nature, on va consacrer le chapitre suivant à l'étude de la température corporelle normale et on va faire des mesures de température du corps humain en utilisant des différents appareils (thermomètres).

1. Introduction

La température corporelle résulte d'un équilibre entre thermogenèse et thermolyse, déterminé par le centre régulateur hypothalamique qui joue un rôle de thermostat. Dans ce chapitre nous allons faire la mesure de la température de corps humain en discontinu (en utilisant différents types d'appareils « thermomètre ») et aussi par mesure continue c'est-à-dire en monitoring.

2. Homéothermie

L'homéothermie est la capacité de maintenir la température centrale corporelle dans certaines limites, indépendamment de la température du milieu ambiant.

Le transport de l'énergie thermique dans les tissus vivant est un processus complexe faisant intervenir des phénomènes multiples incluant la convection, la conduction, le métabolisme basal et les changements de phase qui sont les transitions d'une substance d'une phase vers une autre. Cependant on peut considérer la thermorégulation comme l'équilibre des deux phénomènes : la thermo-genèse (production de chaleur) et la thermolyse (perte de chaleur). Ces deux phénomènes vont dépendre de divers paramètres : variation des conditions extérieurs, situation physiopathologiques (jeûne, exercice physique, présence d'agents infectieux ...).

Le maintien de la vie au niveau cellulaire, le fonctionnement des différents organes et l'activité musculaire nécessitent une dépense d'énergie permanente. Cette énergie provient de la transformation bio-chimique. Elle est transformé en chaleur d'une part et en travail d'autre part. A l'intérieur du corps humain, le sang assure la répartition de la chaleur et l'homogénéité de la température au centre du corps. Un gradient de température s'établit entre le centre du corps et la surface de la peau. La chaleur produite est alors échangée avec l'environnement par divers modes de transfert de chaleur, qui constitueront les conditions aux limites de notre modèle. [15]

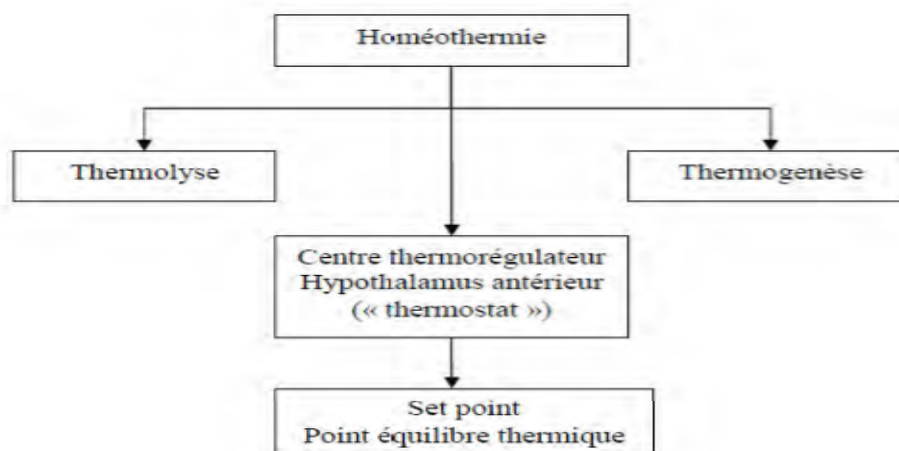


Figure II.1 : Mécanismes de l'homéothermie. [8]

3. Température centrale et périphérique

La température centrale des mammifères doit toujours rester constante. Elle permet d'assurer l'homéostasie physiologique, car les fonctions vitales peuvent être détériorées par des variations de la température centrale. Plusieurs mécanismes sont responsables de l'équilibre entre la production et la perte de chaleur, afin que la température centrale reste constante. Les organismes capables de réguler leur propre température corporelle sont appelés des organismes homéothermes. La température centrale moyenne de l'homme oscille entre 36,5 °C et 37,5 °C. Nous appelons cela la normothermie. Elle fait référence à la température profonde du corps : la température centrale. La température des structures environnantes est appelée température périphérique. [13]

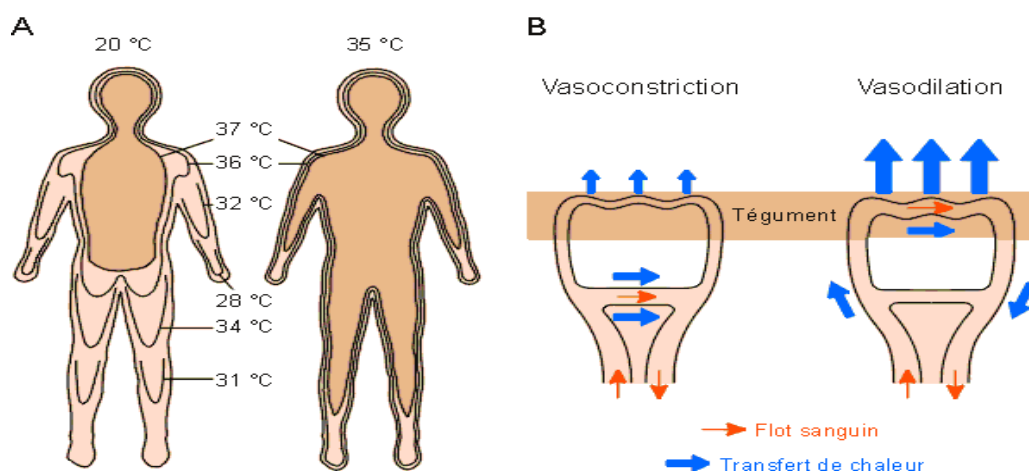


Figure II.2 : Différence entre les températures centrale et périphérique. [16], [17]

La température centrale doit être constante afin de garantir l'activité optimale du système enzymatique physiologique et des processus de notre corps. La chaleur produite et la quantité de perte doivent donc être équilibrées.

3.1 Thermorécepteurs

Les thermorécepteurs transmettent les variations de la température périphérique au corps humain ; ils sont divisés en thermorécepteurs au froid et thermorécepteurs au chaud. Les récepteurs au chaud sont répartis à la surface de la peau, des mains et du visage, ainsi que sur les muqueuses de l'œsophage, de la bouche et de la cavité nasale. Petits et fuselés, ces capteurs de chaleur sont constitués de terminaisons nerveuses libres situées dans le derme. Ils sont stimulés par l'augmentation de la température. Les récepteurs au froid sont situés beaucoup plus près de la surface, dans l'épithélium. Il existe aussi des récepteurs au froid dans l'oropharynx et la cornée. [13]

3.2 Régulation de la chaleur

Lorsque la production et la perte de chaleur sont équilibrées, la température centrale reste constante. Si cela n'est pas le cas, la température centrale varie.

- La température centrale augmente. Au cours d'un effort, la production de chaleur augmente, mais la perte de chaleur n'augmente pas immédiatement. En cas de fièvre, la production de chaleur est augmentée.
- La température centrale baisse lorsque la perte de chaleur est supérieure à sa production et que le corps humain n'est pas capable de compenser immédiatement cette perte.

4. Sites de mesure de la température corporelle

En pratique, la température est mesurée en périphérie, dans des sites d'accès plus facile, mais les variations observées sont souvent sources de confusion dans l'interprétation des résultats. Pour qu'une mesure soit fiable, il faut que le site soit bien vascularisé et isolé de l'extérieur et qu'il n'y ait pas de risque pour le patient. Le choix du site de mesure dépend également de l'âge du patient et de la pathologie éventuellement présente. [8] [9]

Tableau II.1 : Plages de température normales. [10]

Méthode utilisée	Plage de température normale
Rectale	36,6 °C à 38,0 °C (97,9 °F à 100,4 °F)
Tympanique	35,8 °C à 38,0 °C (96,4 °F à 100,4 °F)
Buccale	35,5 °C à 37,5 °C (95,9 °F à 99,5 °F)
Axillaire	34,7 °C à 37,3 °C (94,5 °F à 99,1 °F)

5. Les technologies de mesure la température

On place la sonde d'un thermomètre classique au contact d'une zone du corps humain isolée de la chaleur environnante (rectum, cavité, buccale, aisselle).pour en mesurer la température.

5.1 La mesure par conduction grâce à la technologie R.A.T.E.

La sonde des thermomètres équipés de la technologie R.A.T.E (*Rapid Accurate Temperature Establishment*) mesure les flux thermiques des vaisseaux sanguins vers la surface de la peau (au niveau de la tempe) et les convertit en température corporelle. [22]

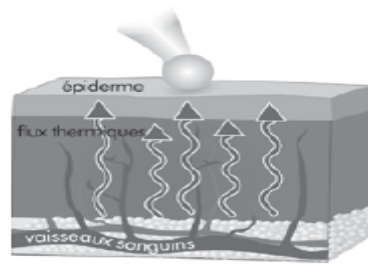


Figure II.3 : technologies de mesure la température. [22]

✓ **Perfusion sanguine**

Signifie le passage d'un liquide dans une région ou un organe du corps. La perfusion est la microcirculation sanguine qui représente le flux sanguin des vaisseaux. La mesure de cette microcirculation dans des volumes actifs de quelques mm³ offre un large champ d'applications dans le domaine de la physiologie, de la neurologie et de la pharmacologie. La perfusion sanguine est quantifiée comme le flux sanguin par unité de volume de tissu. Elle joue un rôle important dans le transport d'oxygène, de nutriments et de médicaments à travers tout le corps. [10]

✓ **Vaisseaux sanguins**

Ce sont des canaux qui transportent le sang aux différents tissus de l'organisme afin de permettre leur oxygénation et par conséquent leur fonctionnement. Les vaisseaux forment un système branché d'artères, de veines, et de capillaires, avec des tailles et des propriétés mécaniques et biochimiques différentes. Cependant, la paroi de tous les vaisseaux sanguins est constituée des mêmes éléments, dont l'importance varie d'une paroi à une autre, conférant à chacun des secteurs vasculaires des propriétés propres. [11]

✓ **Flux sanguin**

Le flux sanguin définit la manière avec laquelle le sang s'écoule dans les veines et les artères. Il a été établi que celui-ci joue un rôle dans la survenue des crises cardiaques et des accidents cérébraux-vasculaires. Toutefois, les mécanismes précis ne sont pas totalement connus.

Nous nous intéressons à ce paramètre dans la mesure où il entre dans le transfert de chaleur qui survient entre la peau et l'organisme. Les parois des veines sont composées de 3 couches :

- l'intima, à l'intérieur des vaisseaux, formés généralement de cellules endothéliales (Endothélium).
- le média, couche intermédiaire composée de cellules musculaires lisses, de collagène et d'élastine.

- l'adventice, couche externe des vaisseaux composées de fibroblaste, de collagène et d'élastine. [11]

5.2 La mesure des rayonnements infrarouges

Tout corps ou objet émet naturellement et en continu un rayonnement proportionnel à sa température. Les thermomètre infrarouge mesurent les rayonnements émis par le corps humain au niveau du front ou du tympan et les convertissent en température corporelle. [22]

6. Mesure de température corporelle

Il faut être vigilant et mesurer la température corporelle dans des conditions standardisées car de nombreux facteurs peuvent l'influencer ; en effet elle est largement dépendante du site et des conditions de mesure, et de nombreux facteurs physiologiques peuvent la modifier :

- Il existe des modifications circadiennes de la température centrale qui est au plus haut de 17 heures à 19 heures et au plus bas de 02 heures à 06 heures. Ce rythme n'existe pas chez le nouveau-né, il apparaît vers l'âge de huit semaines et atteint les valeurs adultes vers l'âge de deux ans.
- L'exercice physique peut faire augmenter la température corporelle de 2°C (variations individuelles très marquées).
- L'alimentation joue également un rôle avec augmentation de la température corporelle de 0.5°C environ 3 heures après le repas.
- Les émotions, le stress, la colère entraîne une augmentation de 0.5°C environ.
- La consommation d'alcool entraîne une discrète élévation initiale puis une diminution de la température ; ces variations sont dose-dépendantes.
- Le cycle menstruel, la grossesse, la prise d'un traitement hormonal substitutif, sont responsables de variations faibles n'excédant pas 0.5°C. [8]

6.1 Expérimentation pratique : Mesure de la température corporelle (buccale)

6.1.1 Mesure discontinu




On a mesuré la température trois fois à chaque type bien sur en attendant trois minutes entre chaque deux mesure.

Le site de mesure est sous la lanche (bouche) , le sujet ferme sa bouche et ne respire que par son nez. Les recommandations générales sont : Si :

- ✓ $T^{\circ}\text{C} < 35.8$ pas d'indication
- ✓ $35.8 < T^{\circ}\text{C} < 37.3$ pas de fièvre
- ✓ $37.3 < T^{\circ}\text{C} < 37.8$ fièvre légale
- ✓ $37.8 < T^{\circ}\text{C} < 39$ fièvre moyenne
- ✓ $T^{\circ}\text{C} > 39$ forte fièvre

Les différents résultats sont dans le tableau suivant :

Tableau II.2 : Comparaison entre les différents appareils de mesure pour mesure discontinue.

Type de thermomètre	Image	Valeurs mesurées (°C)	Valeur moyenne (°C)	L'erreur Absolue (°C)
Sonde (solution et gazes)		36,7	36.7	0.2
		36,5		
		36,9		
Beurer		36,9	36.9	0.1
		36,9		
		36,8		
Terling		36,8	36.8	0.1
		36,9		
		36,8		
Pic solution		37	37	0
		37		
		37		

Le tableau présenté ci-dessus donne les différents appareils utilisés pour mesurer la température, dont le premier appareil nommé « sonde » est destiné à la mesure de la température des liquides et des gaz, elle donne des résultats qui ne sont pas fiables d'où l'erreur est $\pm 0,4\%$ de la température mesurée, mais les autres appareils : Beurer, Terling, pic sont utilisés pour la mesure de la température de corps humain d'où les résultats sont plus exactes que le premier appareil.

6.1.2 Mesure continue de température

La même expérience avec les thermomètres mais une instrumentation de mesure continue (ç.à.d. avec un moniteur)

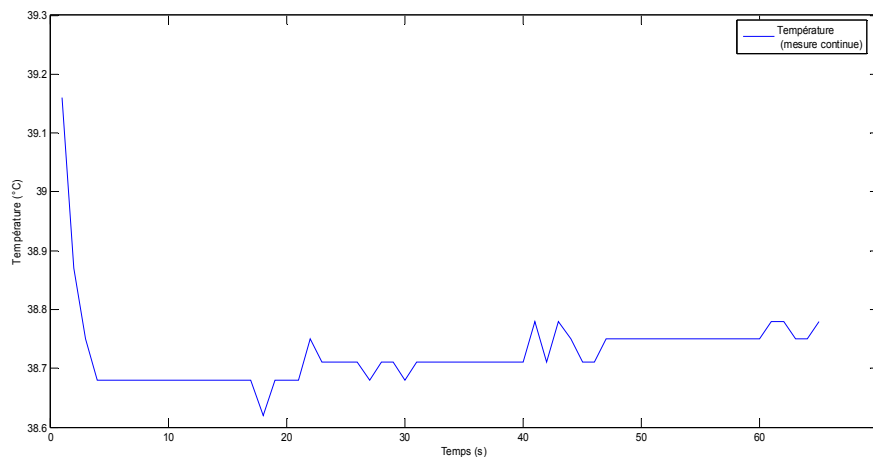


Figure II.4 : Mesure continue de la température corporelle

La courbe représente la variation de la température corporelle (C°) en fonction de temps (s) : On remarque que ; à partir de (0s :20s) le début de mesure, De (20s :50s) la température a connu des variations Pseudo stable, et de (50s :70s) la courbe est stable, donc la température de corps humain et reste stable (37C°). On peut commenter autrement, ç.à.d. on peut affirmer que de (0 à 20s) représente la phase transitoire de la mesure, de (20à 50 s) est la phase où il a eu le transfert de la chaleur et delà de 50 °C c'est la phase permanente de la mesure.

Conclusion

L'être humain est capable de maintenir sa température corporelle dans d'étroites limites quelle que soit la température extérieure.

Dans ce chapitre nous avons mesuré la température de corps humain en utilisant plusieurs modèles de thermomètres (les appareils sont destinés à la mesure discontinu) avec une comparaison entre ces différents appareils. Et dans Le chapitre suivant on va consacrer un modèle mathématique étudiant la distribution de la température (transfert de chaleur) dans le corps humain.

1. Introduction

Le transfert de chaleur peut être défini comme la propagation de la chaleur dans l'espace, en représentant en même temps l'échange d'énergie thermique entre deux systèmes ayant des températures différentes. Le transfert de chaleur dans les tissus vivants est un processus compliqué car il implique une combinaison de conduction thermique dans les tissus, convection et perfusion de sang et chaleur métabolique.

2. La chaleur

En physique, on appelle chaleur une forme particulière de l'énergie. Cette équivalence de la chaleur et du travail constitue le premier principe de la thermodynamique. Il en résulte qu'énergie, travail et quantité de chaleur ont une même unité (le joule). [12]

2.1 Transfert de chaleur

Le transfert de chaleur peut être défini comme la propagation de la chaleur dans l'espace, en représentant en même temps l'échange d'énergie thermique entre deux systèmes ayant des températures différentes. Le transfert de chaleur est basé sur les deux principes fondamentaux de la thermodynamique : le premier exprime la loi de conservation d'énergie thermique dans les processus de transfert, alors que le deuxième démontre que le transfert de chaleur est toujours réalisé d'une température élevée vers une température plus basse. La thermodynamique permet de déterminer la quantité totale d'énergie nécessaire à un corps pour passer d'un état à l'autre pendant son interaction avec le milieu environnant. [6]

2.2 Champs de température

L'état thermique et le degré d'échauffement d'un corps sont déterminés de sa température.

Dans un milieu solide, liquide ou gazeux, chaque point $M(x, y, z)$ peut être défini par une certaine température, en fonction de ses coordonnées et du temps $T = T(x, y, z, \tau)$.

La relation précédemment définit le champ de température non-stationnaire et tridimensionnel.

Dans le cas où le champ de température ne dépend pas de temps, alors on peut dire qu'il est stationnaire et permanent. Une autre variante de champ de température est le champ stationnaire unidirectionnel qui ne dépend pas de temps mais d'une seule dimension

$T = T(x)$. [6]

2.3 Gradient de température

Si l'on réunit tous les points de l'espace qui ont la même température, on obtient une surface dite surface isotherme. La variation de température par unité de longueur est maximale le long de la normale à la surface isotherme. Cette variation est caractérisée par le gradient de température

$$\vec{\text{grad}}(T) = \vec{n} \frac{\partial T}{\partial n} \quad (3.1)$$

2.4 Flux de chaleur

La chaleur s'écoule sous l'influence d'un gradient de température des hautes vers les basses températures. La quantité de chaleur transmise par unité de temps et par unité d'aire de la surface isotherme est appelée densité de flux de chaleur. [12]

$$\phi = \frac{1}{S} \frac{dQ}{dt} \quad (3.2)$$

Où S est l'aire de la surface (m²).

On appelle flux de chaleur la quantité de chaleur transmise sur la surface S par unité de temps

$$\Phi = \frac{dQ}{dt} \quad (3.3)$$

3. Modes de transfert thermique

On distingue habituellement 3 modes de transfert de chaleur :

- ✓ La conduction thermique ou diffusion thermique
- ✓ Le rayonnement thermique
- ✓ La convection. [6]

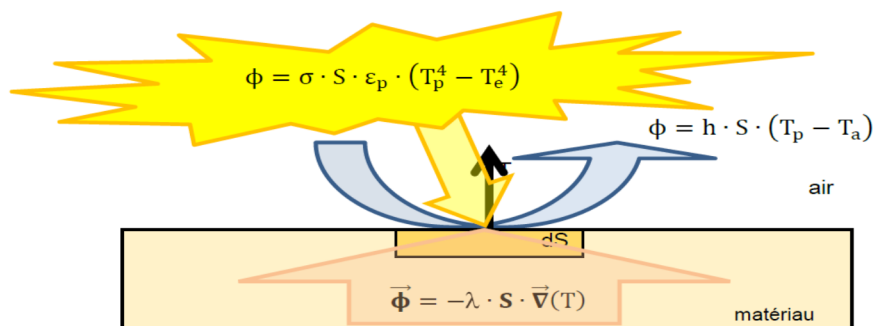


Figure III.1: Modes de transferts thermiques.

3.1 Conduction

L'énergie se propage à l'intérieur d'un milieu (solide, liquide ou gazeux) par contact direct des molécules sans un déplacement appréciable de celles-ci. Le transfert d'énergie pouvant s'effectuer par contact élastique des particules (cas des fluides) ou par diffusion d'électrons (cas des métaux). La conduction est le seul mécanisme de transfert de chaleur dans les corps solides. [3]

Ce mécanisme de transfert est décrit par la loi de Fourier rappelée ci-après :

$$\vec{\phi} = -\lambda \cdot S \cdot \vec{\nabla}(T) \quad (3.4)$$

Dans le cas d'une paroi, considérée comme unidimensionnelle (1D), cette équation devient :

$$\phi = \lambda \cdot S \cdot \frac{T_1 - T_2}{\Delta x} \quad (3.5)$$

Le flux (Φ) en Watts dépend d'un paramètre caractérisant la conductivité thermique du matériau (λ), de la surface considérée (S), de l'écart de température ($T_1 - T_2$) entre les deux faces de la paroi et de son épaisseur (Δx).

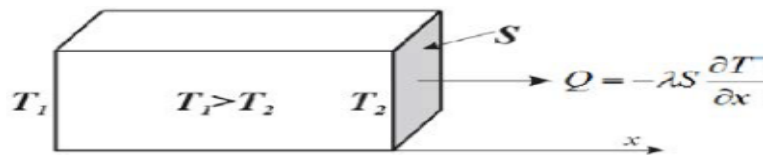


Figure III.2 : Schéma du transfert thermique par conduction thermique. [6]

Le courbe présentée le transfert de chaleur dans un métal par conduction, la température est augment jusqu'à équilibre entre les deux corps, [14]

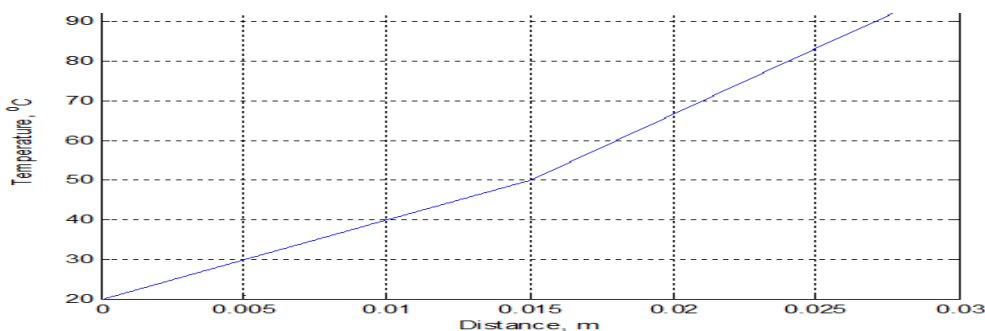


Figure III.3: transfert de chaleur par conduction.

3.2 Convection

La convection correspond au transfert de chaleur entre un solide et un fluide en déplacement (liquide ou gaz). Ce mécanisme de transfert est décrit par la loi de Newton présentée ci-après:

$$\phi = h \cdot S \cdot (T_p - T_a) \quad (3.6)$$

Le flux (Φ) en Watts dépend d'un paramètre de convection thermique (h) entre le fluide et la paroi, de la surface considérée (S) et de l'écart de température ($T_p - T_a$) entre la surface du solide et le fluide.

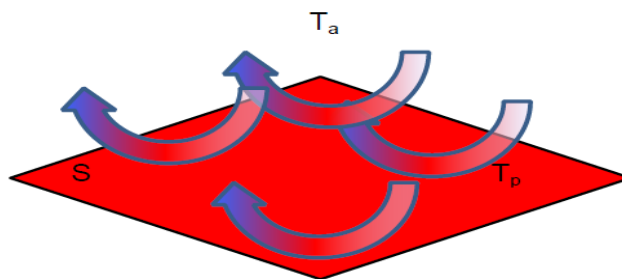


Figure III.4 : Illustration de la convection.

Le courbe présenté la variation de température en fonction de surface, le transfert de chaleur est par convection, la température varie en fonction de la surface [14]

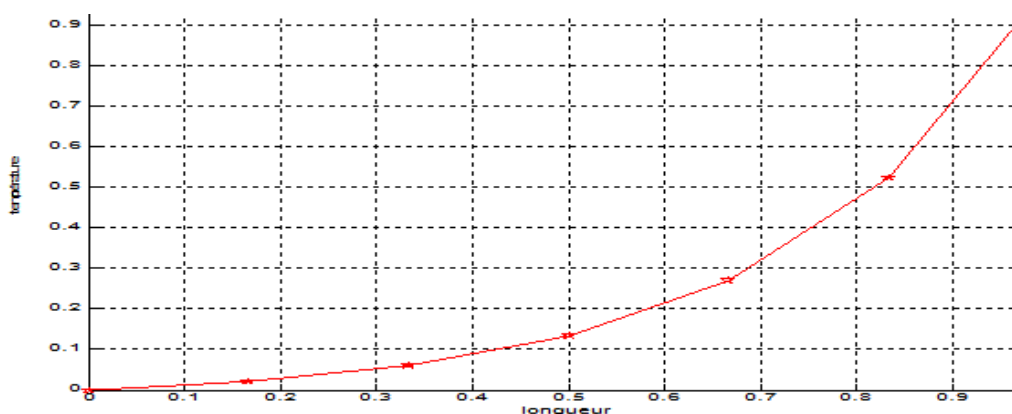


Figure III.5: Transfert de chaleur par convection

3.3 Rayonnement

Le rayonnement correspond au transfert de chaleur, sous la forme d'onde électromagnétique, émis par une surface. Ce mécanisme de transfert est décrit par la loi de Stefan exprimée ici sous forme de flux :

$$\Phi = \sigma \cdot S \cdot \epsilon_p \cdot (T_p^4 - T_e^4)$$

Le flux (Φ) en Watts dépend de la constante de Boltzmann (σ), de la surface considérée (S), de l'émissivité de la surface (ϵ_p) et de l'écart de température ($T_p - T_e$) entre la surface de la paroi et la température moyenne de l'environnement à la puissance quatrième.

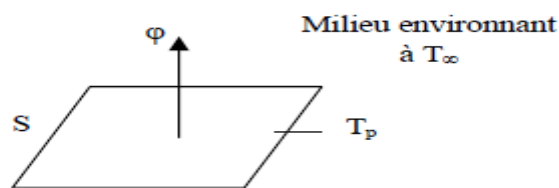


Figure III.6: Illustration du rayonnement thermique.

Le courbe présenter le transfert de chaleur par rayonnement, la température varrée en fonction de la surface(m). [14]

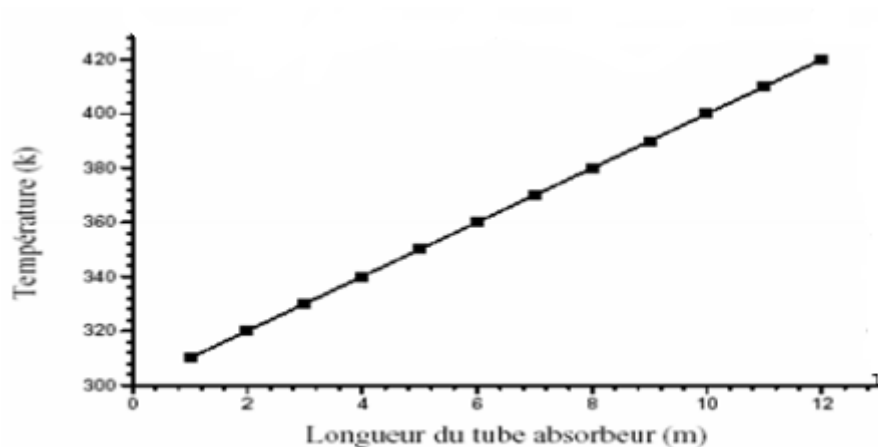


Figure III.7: Transfert de chaleur par rayonnement.

4. Modèles mathématiques de transfert de bio-chaleur

Pendant les interventions médicales comme durant l'hyperthermie lors du traitement de cancer, la chirurgie au laser, cryochirurgie, confort thermique et plusieurs autres applications de thermorégulation sur les tissus biologiques vivants nécessitent le contrôle précis de la température. En fait, le processus de transfert de la chaleur dans les tissus biologiques vivants dépend du transfert thermique de la chaleur, la convection, perfusion de sang, production de chaleur métabolique. Le fameux modèle mathématique de la bio-chaleur le plus utilisé depuis les années quarante est celui de Pennes publié en (1948).

4.1 Équation de Pennes

Le processus de transfert de la chaleur dans les tissus biologiques vivants dépend du transfert thermique de la chaleur, la convection, perfusion de sang, production de chaleur métabolique. Le fameux modèle mathématique de la bio-chaleur le plus utilisé depuis les années quarante est celui de l'équation de transfert de bio-chaleur Pennes publié en (1948), qui décrit la grandeur d'échange de transfert de chaleur entre le tissu et le sang est basée sur l'hypothèse que tout transfert de chaleur entre le tissu et le sang se produit dans les capillaires. En d'autres termes, le modèle néglige les effets locaux où les vaisseaux sanguins importants thermiquement ne figurant pas dans le domaine de température

Pennes considère que l'échange d'énergie entre les vaisseaux sanguins et le tissu environnant se produit essentiellement à travers les parois des capillaires (vaisseaux sanguins avec 0,005 à 0,015 mm de diamètre) où la vitesse du sang est très faible. Il avance que la contribution thermique du sang peut être modélisée comme si le fluide entrerait dans un bassin imaginaire (le lit capillaire) à la température des vaisseaux majeurs, T_{art} , et s'équilibrerait immédiatement avec le tissu environnant. Ensuite, le sang sort du bassin et rejoint la circulation veineuse à la température du tissu, soit T_{ti} . [23]

Il y a deux mécanismes caractérisant les transferts de chaleur dans les organismes vivants:

- le flux sanguin
- le métabolisme [11].

La diffusion dans les tissus biologiques est modélisée par l'équation suivante [18]:

$$\rho_{ti} c_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = K_{ti} \nabla^2 T_{ti} + \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl} (T_{art} - T_{ti}) + Q_m \quad (3.8)$$

5. Les paramètres thermiques

Où

ρ_{ti} , C_{ti} , T_{ti} et k_{ti} sont respectivement la densité, la chaleur spécifique, la température des tissus. et ρ_{bi} , C_{bi} et W_{bi} sont respectivement la densité, la chaleur spécifique et le taux de perfusion de sang.

T_{art} : est la température du sang artériel.

Q_m : est la chaleur métabolique. [25]

6. Les différents échanges thermiques dans le corps humain

D'après l'équation de Pennes, les échanges thermiques se produisent dans le corps humain sous forme de quatre mécanismes. Ces processus d'échanges thermiques qui assurent le maintien de l'équilibre thermique sont les suivants :

- Génération de l'énergie thermique à l'intérieur du tissu par le métabolisme.
- Transfert de l'énergie par conduction thermique.
- Transfert de l'énergie par convection (circulation sanguine).
- Stockage de l'énergie par le tissu lors du régime transitoire. [15]

6.1 Génération de chaleur par le métabolisme

Un organisme vivant fonctionne en réalisant un ensemble de réactions chimiques ce qui lui permet de se maintenir en vie. Ces processus biochimiques appelés métabolisme produisent de la chaleur à l'intérieur du tissu. Les facteurs qui influencent la production de chaleur métabolique comprennent l'âge, le sexe, la taille, le stress, les hormones ainsi que le poids corporel global. [25]

6.2 Transfert de chaleur par conduction

La conduction thermique est un mode de transfert de chaleur induit par un gradient de température à l'intérieur du milieu sans mouvement de la matière. Ce mode de transfert est décrit analytiquement par la loi de Fourier qui considère le vecteur flux thermique proportionnel au gradient de température et à la conductivité thermique du milieu.

$$q_{c\ ond} = K_{ti} \nabla^2 T \quad (3.9)$$

6.3 Transfert de chaleur par convection

Contrairement à la conduction thermique, la convection est un mode de transfert qui se produit quand un gradient de température induit un mouvement dans un fluide. Ce mode de transfert thermique est exprimé mathématiquement par la loi de Newton qui permet de déterminer le flux de chaleur q_{conv} échangé par convection entre la surface d'un solide de température T_s et un fluide de température T_f

$$\mathbf{q}_{\text{conv}} = \mathbf{h}_c(\mathbf{T}_s - \mathbf{T}_f) \quad (3.10)$$

Dans le corps humain, la chaleur produite par les différents tissus doit être absorbée par la circulation sanguine et transportée vers la surface du corps. Donc, lorsqu'il y a une différence entre la température du sang et le tissu à travers lequel il circule, le transfert de chaleur par convection se produit et modifie la température à la fois du sang et du tissu. La modélisation de ce phénomène a été proposée en 1948 par Pennes qui a exprimé la quantité de chaleur échangée entre le tissu et le sang par la formule suivante :

$$\mathbf{q}_b = \rho_{bl} C_{bl} \omega_{bl} (\mathbf{T}_{art} - \mathbf{T}_{ti}) \quad (3.11)$$

6.4 Stockage de l'énergie thermique dans le tissu

Lorsque la température du corps humain est constante, le taux de stockage de chaleur dans les tissus est pratiquement nul sur de longues durées. Dans les conditions transitoires, une partie de l'énergie générée ou transférée au volume V est stockée à l'intérieur du tissu. Cette énergie stockée est déterminée par la sommation de la variation de la température dans tout le volume V en tenant compte de la densité ρ_{ti} et de la chaleur spécifique C_{ti} .

$$\mathbf{q}_s = \rho_{ti} C_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} \quad (3.12)$$

7. Autres modèles

7.1 Modèle de Wulff et Klinger

Ce modèle tente de combler les failles du modèle de Pennes. Wulff et Klinger ont supposé que le transfert thermique entre le sang et le tissu devrait être modélisé pour être proportionnel à la différence de température entre ces deux milieux plutôt qu'entre les deux températures de système sanguin. [18]

7.2 Modèle de Chen et Holmes

Ce modèle est semblable à l'analyse de Wulff et Klinger. Leur analyse est basée sur un modèle micro vasculaire. Chen et Holmes supposent que le volume de contrôle tissulaire total est composé du tissu solide et du volume de sang. [11]

7.3 Modèle de Weinbaum, Jiji et Lemons

C'est un modèle plus complet basé sur l'observation anatomique de Lemons dans le tissu périphérique et dans la mesure de température à haute résolution.

La contribution de la perfusion dans le transfert de chaleur est traitée comme un transfert de chaleur dans un milieu poreux et comme un terme de convection unidirectionnel normal au couple artère/veine. La connaissance de densité des vaisseaux, du diamètre et de la viscosité sanguine est nécessaire pour chaque génération de vaisseaux sanguins. [11]

8. Méthodes de résolution

Une étude dosimétrique numérique repose sur la résolution des équations de Pennes par différentes méthodes numériques. On citera dans cette partie quelques méthodes couramment utilisées dans la littérature pour ce type de calcul. [18]

8.1 Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (FEM) est un outil de modélisation numérique largement répandu dans de nombreux domaines de la physique pour résoudre des problèmes décrits par des équations aux dérivées partielles. [18]

8.2 Directions implicites alternées

La méthode des directions implicites alternées (ADI) est une méthode qui a été proposée par Douglas, Peaceman and Rachford en 1955 basée aussi sur les différences finies pour résoudre les équations aux dérivées partielles. Le principe de l'ADI est de réduire un problème de d dimensions à d successions de problèmes d'une seule dimension. [18]

8.3 Méthode TLM (Transmission Line Matrix)

La méthode des lignes de transmission, couramment notée par son acronyme anglais TLM pour Transmission Line Matrix, est une méthode numérique temporelle développée pour la première fois par Johns et Beurle en 1971. Leur objectif était alors de modéliser numériquement en 2D la propagation spatio-temporelle des champs électromagnétiques en discrétisant dans l'espace et le temps les équations de Maxwell. Cette technique de modélisation considère le domaine de calcul comme un réseau de nœuds interconnectés entre eux par des lignes de transmission qui assurent le transfert des impulsions. Elle est basée sur l'analogie entre la propagation du champ électromagnétique régie par les équations de Maxwell et la propagation des impulsions de tension et de courant dans un réseau de lignes de transmission. [18]

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté les différents modes de transfert de chaleur, et le modèle mathématique qui exprime la distribution de la chaleur dans le corps humain (équation de Pennes). Cette équation tient compte de différents paramètres et des échanges thermiques dans le vivant. Le chapitre IV nous allons résoudre l'équation de Pennes équation en utilisant la méthode des éléments finis.

1. Introduction

Le transfert de bio-chaleur est l'étude du transfert de chaleur dans les systèmes biologiques. C'est l'étude de la façon dont la chaleur se déplace dans le corps. L'équation de Pennes est une équation de transfert de chaleur généralement utilisée comme équation d'équilibre dans l'analyse du transfert de bio-chaleur.

Dans ce chapitre nous allons résoudre l'équation de Pennes dans des milieux biologiques par la méthode des éléments finis par utilisation du logiciel MATLAB. Cette équation caractérise bien la distribution de la chaleur dans les tissus humains en tenant compte de la circulation sanguine et le métabolisme.

2. Analyse par éléments finis du transfert de bio-chaleur à une dimension dans le tissu humain

Les outils de simulation et de modélisation des phénomènes physiques utilisent les méthodes de résolution numérique des équations mathématiques différentielles décrivant leurs comportements. Il existe énormément de méthodes numériques pour la résolution de ces équations. Pour notre cas, il est important, pour réaliser une implémentation physique du modèle de Pennes, de le discrétiser. La discrétisation de l'équation de Pennes peut être faite en utilisant la méthode des éléments finis (FEM).

2.1 Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (FEM) est un outil de modélisation numérique largement répandu dans de nombreux domaines de la physique pour résoudre des problèmes décrits par des équations aux dérivées partielles.

Le principe de la FEM est de discrétiser le domaine de calcul en sous-domaines appelés éléments, ensuite d'associer à chacun de ces éléments un certain nombre de nœuds. La méthode utilise depuis le début de sa mise en œuvre un maillage non structuré, le domaine de calcul est discrétisé en éléments sous forme de triangles, de rectangles ou des quadrilatères pour des structures en 2D comme montré sur la Figure IV. 1(a), ou des hexaèdres ou tétraèdres pour des problèmes tridimensionnels (Figure IV. 1 (b)). Ce type de maillage non structuré offre à la méthode un avantage majeur pour modéliser des structures complexes et hétérogènes, mais cela exige une grande taille de stockage et un temps de calcul énorme. [18]

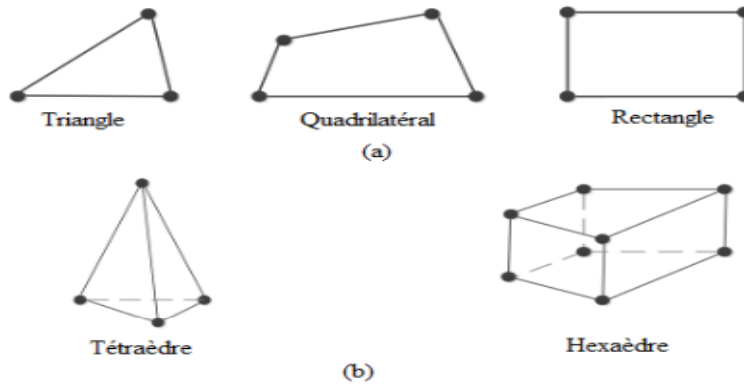


Figure IV.1 : Différents types de maillage utilisé par la FEM (a) 2D (b) 3D.

2.2 Description du model

L'équation de Pennes est largement utilisée pour l'analyse du transfert de chaleur dans les tissus vivants. L'équation de Pennes 1D peut être écrite comme

$$\rho_{ti} c_{ti} \frac{\partial T_{ti}}{\partial t} = K_{ti} \frac{d^2 T(x)}{dx^2} + \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl} (T_{art} - T_{ti}) + Q_m \quad (4.1)$$

L'équation de Pennes du transfert de bio-chaleur 1D dans le tissu humain a été résolue en utilisant la méthode des éléments finis en fournissant l'hypothèse nécessaire. Les étapes sont décrites ci-dessous.

$$\begin{cases} K \frac{d^2 T_0(x)}{dx^2} + \omega_b \rho_b c_b [T_a - T_0(x)] + Q_m = 0 & (4.2) \\ T_0(x) = T_c, \quad x = L \\ -K \frac{dT_0(x)}{dx} = h_0 [T_f - T_0(x)], \quad x = 0 & (4.3) \end{cases}$$

Où, $T(x,0) = T_0(x)$ est la température ambiante stable avant le chauffage, T_c la température du corps et souvent considérée comme une constante, h_0 le coefficient de convection thermique physiologique apparent entre la peau la surface et l'air ambiant et Q_m est une contribution globale de la convection naturelle et du rayonnement, et température de l'air ambiant. Le coefficient de convection forcée est appliqué sous la forme $h_0 = 100 \text{ W / m}^2 \text{ } ^\circ\text{C}$, tandis que la température de l'air environnant a été choisie comme $T = 25 \text{ } ^\circ\text{C}$ (3).

Ici, la surface de la peau est définie à $x = 0$ tandis que le noyau du corps à $x = L$.
Les propriétés des tissus sont indiquées dans le tableau 1.

Tableau IV. 1: Propriétés tissulaires typiques. [25]

Propriétés des tissus	symbole	Valeur	Unité
Conductivité thermique de tissu	K	0.5	$W/m^{\circ}C$
Coefficient de convection thermique entre la peau et entourant	h_o	10	$W/m^2 \text{ }^{\circ}C$
Convection forcée coefficient	h_f	100	$W/m^2 \text{ }^{\circ}C$
Air environnant Température	T_f	25	$^{\circ}C$
La température artérielle	T_{ti}	37	$^{\circ}C$
Température du corps	T_{art}	37	$^{\circ}C$
Chaleur métabolique génération	Q_m	33800	W/m^3
Chaleur spécifique des tissus	c	4200	$J/kg \text{ }^{\circ}C$
Chaleur spécifique du sang	c_b	4200	$J/kg \text{ }^{\circ}C$
Densité de tissu	p	1000	kg/m^3
Densité du sang	p_b	1000	kg/m^3
La perfusion sanguine	W_b	0.0005	$ml/sl/ml$

Le modèle de transfert thermique dans les tissus biologiques élaboré par Pennes a été l'un des plus utilisés. Ce modèle décrit les effets du métabolisme et de la perfusion du sang sur l'équilibre énergétique dans le tissu.

Après lancement du programme de résolution, nous avons eu la figure (IV.2) qui exprime la distribution de température dans le tissu biologique. On remarque que la température tend vers la valeur centrale du corps humain ($37^{\circ}C$) en proportionnalité avec l'augmentation de la profondeur du tissu (peau).

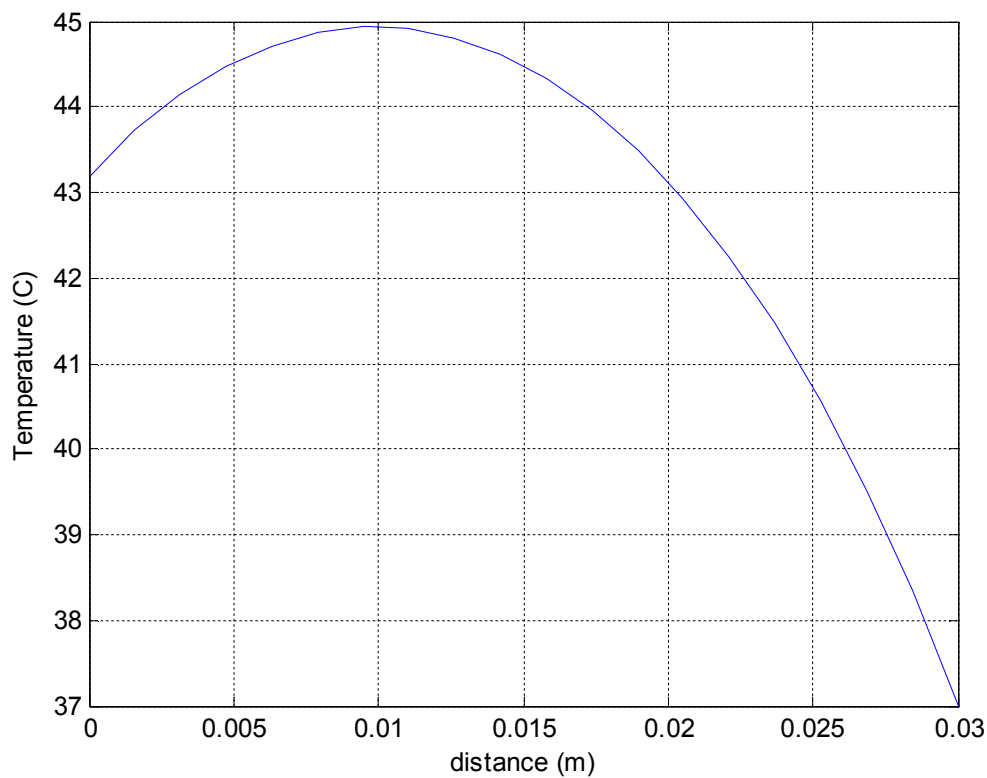


Figure IV.2: La distribution de la température du corps humain sur une profondeur $x=3\text{cm}$

2.3 Distribution de la température dans les différentes couches de la peau

L'anatomie de la peau humaine montre une structure multicouche complexe. On peut résoudre l'équation de Pennes avec la méthode des éléments finis pour voir la distribution de la température dans cette couche sur une surface $x=3\text{ cm}$.

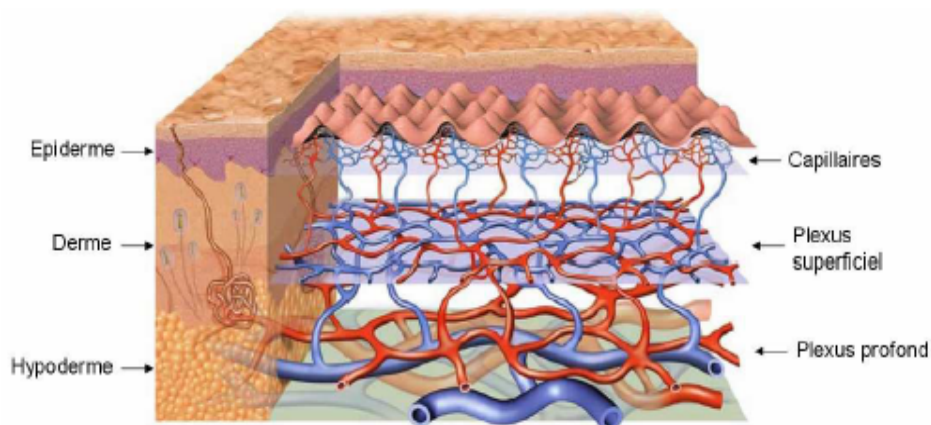


Figure IV.3 : Structure de la peau humaine

Les propriétés des multicouches sont indiquées dans le tableau.

Tableau IV.2 : Propriétés de la couche de la peau. [25]

tissus	Chaleur spécifique J/kg °C	Conductivité thermique W/m°C	Densité kg/m ³	La perfusion sanguine Kg/m ³ *s	Chaleur métabolique génération W/m ³
derme	3471	0.442	1070	0.505	1620
épiderme	3258	0.21	937	0.428	300
sous-cutanée	3471	0.442	1070	0.505	480

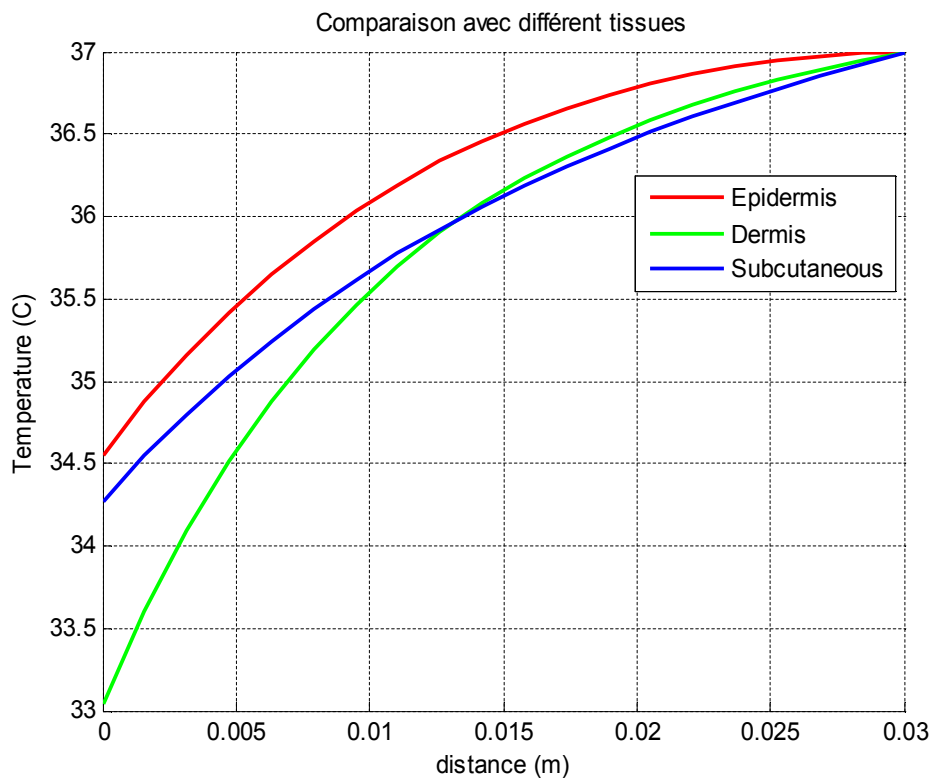


Figure IV.4: comparaison de la distribution de température entre différentes couches.

La figure IV.4 présente la distribution de la température dans les différentes couches de la peau (derme, épiderme, sous-cutanée) sur une surface de $x=3\text{cm}$, les courbes de température ne deviennent pas plus raides mais finissent par atteindre un état stable de 37C° pour les trois couches de la peau.

2.4 L'effet du métabolisme sur la distribution de la température

On peut résoudre l'équation de Pennes en utilisant les différentes valeurs du métabolisme. On considère que la température du sang est constante $T=37\text{ }^{\circ}\text{C}$ pour tout le modèle et on fait varier la valeur du métabolisme.

On prend trois valeurs de Q_m :

- 33000
- 32200
- 31400

Le résultat est présenté dans la figure suivante.

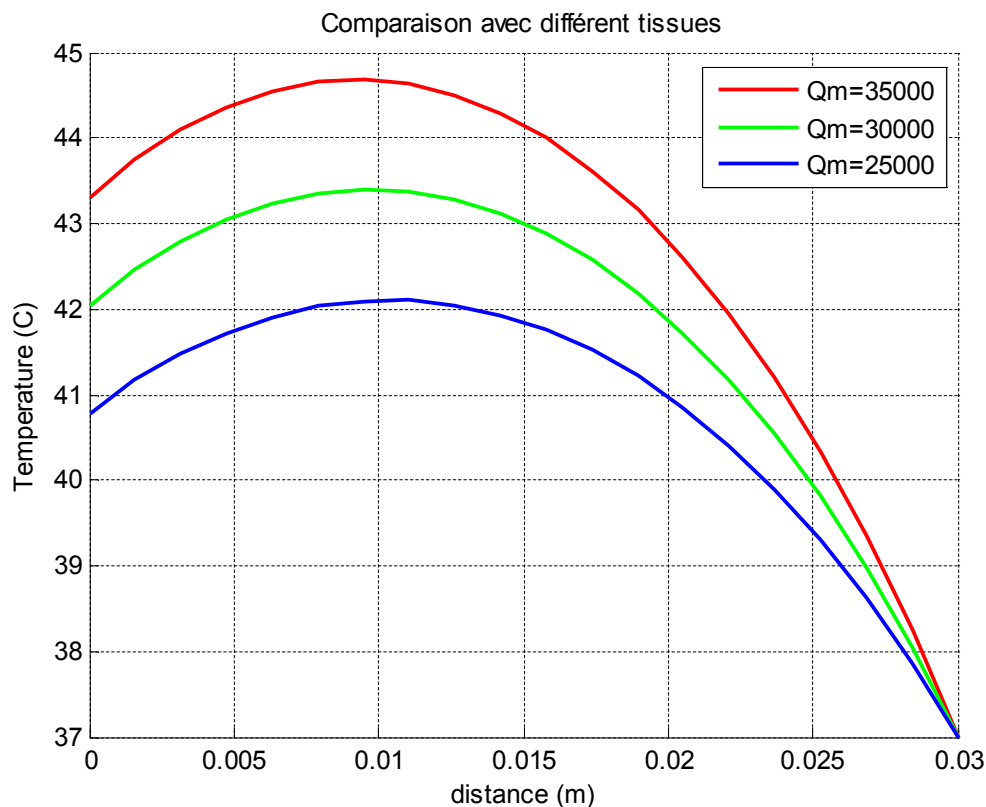


Figure IV.5: Distribution de la température le long de l'axe des x pour trois cas de Métabolisme.

Au repos, il y a une production de chaleur minimale nécessaire aux fonctions vitales de l'organisme qui est fonction du poids, de la taille, de l'âge et du sexe de l'individu (la production d'énergie thermique par métabolisme (Q_m)).

Pour étudier l'effet du métabolisme sur la température de la peau, la figure IV.5 présente la distribution de température dans les tissus biologiques pour les différentes valeurs du métabolisme.

2.5 L'effet de la perfusion sanguine sur la distribution de la température

L'un des problèmes qui se pose est de pouvoir décrire correctement l'effet de la circulation sanguine (perfusion) sur les phénomènes d'échanges thermiques.

L'échange d'énergie entre les vaisseaux sanguins et le tissu environnant se fait à travers les capillaires (vaisseaux de diamètre entre 5 et 15 μm) où la vitesse du sang est très faible

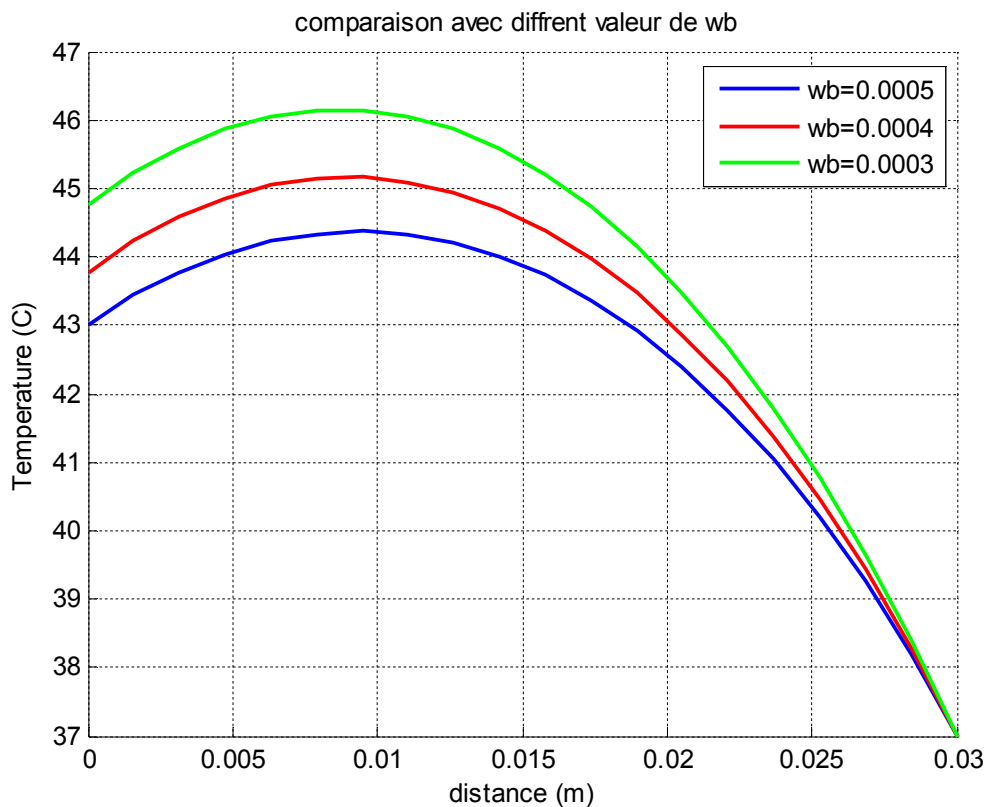


Figure IV.6 : Distribution de la température le long de l'axe des x pour trois cas de perfusion sanguine.

L'équation de transfert de bio-chaleur Pennes, qui décrit la grandeur d'échange de transfert de chaleur entre le tissu et le sang est basée sur l'hypothèse que tout transfert de chaleur entre le tissu et le sang se produit dans les capillaires, où la vitesse de sang est très faible.

On voit qu'à la profondeur du tissu humain la vitesse du sang augmente et l'effet de la perfusion diminue, on tend vers un équilibre, ce qui démontre bien la figure ci-dessus (figure IV.6).

La figure suivante montre les effets de la perfusion sanguine sur la distribution de température dans le tissu biologique, la distribution de température diminue avec l'augmentation de la perfusion sanguine.

3. La relation entre le métabolisme et le taux de la perfusion sanguine

Il y'a une relation expérimentale qui lie le métabolisme au taux de la perfusion, cette relation est :

$$Q_m = 189 \cdot d \cdot W_b \quad (4.4)$$

Avec

d : la densité du (sang, épiderme, derme)

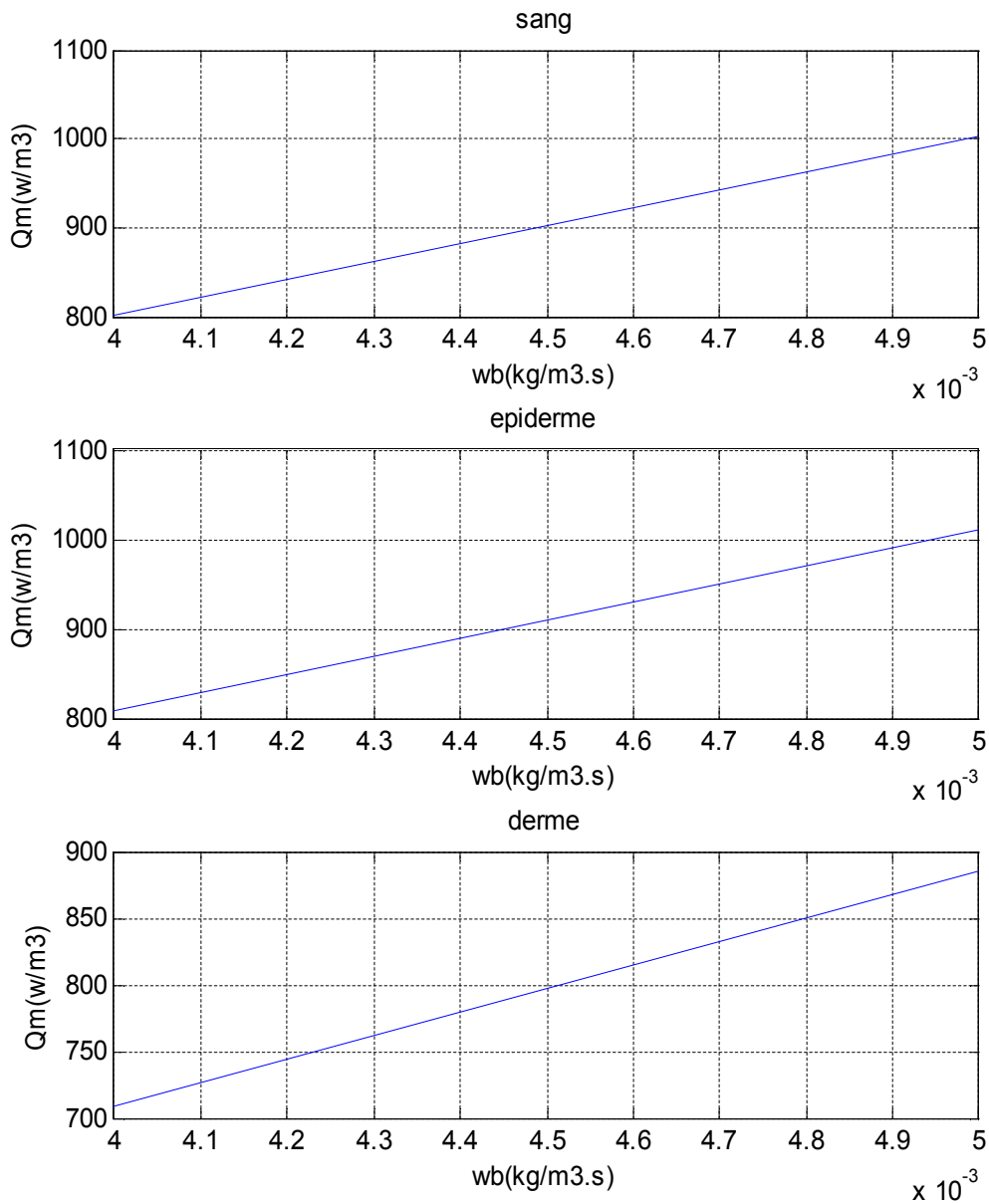


Figure IV.7 : Relation entre métabolisme et perfusion sanguine.

La figure présente la relation qui lie le métabolisme au taux de la perfusion sanguine dans les différentes couches de la peau (sang, épiderme, derme). La courbe est linéaire dans les trois cas

Il y a une petite différence, cette différence à cause de la densité de chaque couche ainsi qu'à la quantité d'eau contenue dans le tissu qu'on appelle la teneur en eau. En effet plus cette teneur est grande plus la perfusion tend vers la stabilité.

Conclusion

L'équation de bio-chaleur impliquant la conduction thermique dans les tissus, la convection, la perfusion de sang, et la production de chaleur métabolique a été étudiée par plusieurs auteurs qui ont mis au point des modèles mathématiques de transfert de bio-chaleur en exposant l'équation de transfert de bio-chaleur et en modélisant les propriétés thermiques pour les différents tissus biologiques humains présentant l'équation de Pennes.

Dans ce chapitre nous avons résolu l'équation de Pennes unidimensionnelle par la méthode des éléments finis. On note un terme propre à la modélisation de corps humain qui est le terme Q , ce terme correspond à la puissance massique générée par les processus métaboliques du corps ayant pour but de maintenir la température de notre corps à environ 37°C .

Conclusion générale & Perspectives

Le transfert de chaleur dans les tissus vivants est un processus compliqué car il implique une combinaison de conduction thermique dans les tissus, convection (perfusion de sang) et chaleur métabolique. Plusieurs modèles mathématiques ont été développés pour décrire le transfert de chaleur dans les tissus biologiques vivants.

Les problèmes de transfert de chaleur des milieux vivants nécessitent l'évaluation des distributions spatiales de la température. Ces questions sont généralement décrites par l'équation de la chaleur dans les milieux vivants de Pennes. Pennes a proposé un nouveau modèle de bioheat (bio-chaleur) simplifié pour décrire l'effet de la perfusion sanguine et de la production de chaleur métabolique sur le transfert de chaleur.

En effet, pour ce faire nous avons dû commencer par étudier les principaux modes de diffusion thermique. Par la suite, j'ai sélectionné le modèle de diffusion de Pennes dans les tissus biologiques et nous avons présenté les méthodes numériques couramment utilisées pour la résolution de cette équation.

Dans ce mémoire, nous avons résolu l'équation de Pennes qui permet de calculer la température dans des milieux biologiques. Le but de l'étude est de proposer un modèle mathématique de transport de la chaleur dans les tissus biologiques vivants qui facilite le suivi de la distribution de la température dans le corps humain. Nous avons vu que ce but a été atteint à travers notre approche suivie tout au long de ce mémoire.

Comme perspectives importantes à ce travail, on peut citer :

- Extension de la résolution de l'équation de Pennes à l'espace tridimensionnel.
- Application de notre étude du phénomène de la distribution de la température pour expliquer et développer les technologies de la thérapie par température telles que : laserthérapie, radiothérapie et autres.

Voilà quelques idées qui peuvent enrichir ce travail tout en pensant que des travaux futurs vont donner plus de portée à ce domaine (température corporelle...).

Bibliographie

[1] : **SALAH GHANEM** : « Elaboration et caractérisation des matériaux en couches minces d'oxydes de zinc pour applications capteurs » Thèse de Doctorat 3ème cycle en Électronique université frères Mentouri, Constantine, 10/07/2016

[2] : http://gte.univ-littoral.fr/sections/documents-pdagogiques/chapitre-8-mesure/downloadFile/file/Les_capteurs.pdf?nocache=1289041293.82 consulté le 21/08/2018

[3] : **AMADOU MANSOUR DIENG** « Conception D'un Système D'acquisition Et De Traitement De Données Pour Le Suivi Des Echangeurs De Chaleur De La Centrale Diesel Iv • Senelec ». Projet De Fin D'études En Vue De L'obtention Du Diplôme D'ingénieur De Conception, école polytechnique de Thiès, Juin 95

[4] : http://carolinepetitjean.free.fr/enseignements/acq_don/Chaine_acqFrancais_ESIEE.pdf consulte le 21/08/2018

[5] : http://ww2.ac-poitiers.fr/electrotechnique/IMG/pdf/CAN_CNA.pdf consulté le 21/08/2018

[6] : **RAZVAN GABRIEL DRAGAN** « études sur le diagnostique des systèmes par thermographie infrarouge » thèse de doctorat, l'Université Transilvania de Brasov, Roumanie, 5 décembre 2015.

[7] : **GUILLAUME Failleu** : « étude et développement d'un calorimètre adiabatique pour la caractérisation du point-fixe de l'indium. application des mesures fluxmétriques à l'optimisation des cellules calorimétriques » thèse de doctorat, l'université du Maine spécialité : thermique et énergétique, 11 juin 2010

[8] : **NATHALIE CHAPELLE** « fièvre aiguë de l'enfant de moins de six ans évaluation des connaissances et des comportements des parents. A partir d'une étude menée de janvier à juin 2011 chez des parents d'enfants vus par sos médecins Meurthe et Moselle. » université de Strasbourg , 28 juin 2012

[9] : **DAVID SCHNALL** « vague de chaleur d'août 2003: étude physiopathologique, aspects environnementaux liés a la surmortalité et enquête sur les décès survenus a domicile dans le xix^{ème} arrondissement de paris » thèse de doctorat, université René Descartes (paris v), 6 mai 2004

[10] : [sur www.mediprostore.com](http://www.mediprostore.com) consulté le 21/08/2018

[11] : **DOMOINA RATOVOSON** « Propriétés thermomécaniques de la peau et de son environnement direct » thèse de doctorat, université du Montpellier II , , 09 décembre 2011

[12] : **KORICHI WENNASSA** «Simulation numérique d'une plaque bidimensionnelle avec source de chaleur » Mémoire de Master, Université Mohamed Khider BISKRA, 2014

[13] : **S.D.J. VAN BEEK, CRNA** « Gestion réussie de la température »livre, Deuxième édition : pré-réchauffement inclus, Sponsorisé et publié par: The 37 Company, 2013.

Bibliographie

- [14] : https://www.cder.dz/download/ICRES07_5.pdf consulté le 22 :30 15/08/2018
- [15] : **JULIEN DARDENNE** « Maillage 3D de structures anatomiques pour la simulation électromagnétique et thermique. » thèse de doctorat, l'institut national des sciences appliquées de lyon, 19 novembre 2009
- [16] : **ASCHOFF ET WEVER** (Dtsch Med Woxhenscher, 84, 1509, 1959 et Université Liège)
- [17] : <http://www.ulg.ac.be/physioan/chapitre/index.htm> consulté le 22 :30 15/03/2018
- [18] : **OUALID MAKHLOUF** « nouveau modèle TLM thermique pour la dosimétrie numérique de structures fortement hétérogènes » Thèse de doctorat, université cote d'azur, 06 Décembre 2016
- [19] : <https://www.ameli.fr/assure/sante/bons-gestes/petits-soins/prendre-temperature> consulté le 10 :09 09/08/2018
- [20] : <https://fecamp-services.com/blog/differents-thermometres> consulté le 10 :09 09/08/2018
- [21] : <http://www.composelec.com/thermometre.php> consulté le 10 :09 09/08/2018
- [22] : http://www.torm.fr/technologie_mesure.html 9/8/2018 consulté le 10 :09 09/08/2018
- [23] : <https://www.researchgate.net/publication/262067479> consulté le 17/09/2018
- [24] : **ZIANI HADJERIA, BETTRIKI SAADIA** « étude et réalisation d'un thermomètre digital » mémoire de projet de fin d'études pour l'obtention du diplôme de master en génie biomédical, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, Soutenu le 15 juin 2016
- [25] <https://www.researchgate.net/publication/262067479> consulté le 10 :09 09/08/2018

Annexe A

1. Caractéristiques techniques Sonde

Thermocouple:	NiCr-Ni
Sensibilité:	env.41 mV/°C
Plage de température:	-200 °C ... +1200 °C
Tolérance:	1 (DIN ICE 584 Partie 2) -40 °C 375 °C: ±1,5 °C 375 °C ... 1000 °C: ±0,4% de la température mesurée
Temps de réponse:	0,8 s dans les liquides (99% de la valeur finale) >15 s dans les gaz
Câble de raccordement:	Ligne de tarage de 2 m de long à 5 pôles connecteur femelle
Dimensions de la sonde de mesure:	150 mm de long; 1,5 mm Ø
Longueur totale:	env. 280 mm sans câble

2. Caractéristiques techniques Terling

Type:	Digital Thermomètre (Not prédictive)
Range (Measure Range) :	32.0 °C-42,9°C (90.0°F-109.9°F-107.6°F)(°C/°F chosen by manufacturer)
Accuracy:	±0. 1 °C, 35.5 °C-42.0°C (±0.2°F,95.9°F-107°F)

3. Caractéristiques techniques Beurer

Précision : +/- 0,3°C sur le front, +/- 0,2°C sur l'oreille, +/- 1,5°C sur un objet
Poids de l'article : 0,2 grammes
Nombre de piles : 2 piles AAA de 1.5 V

4. Caractéristiques techniques Pic solution

Plage de mesure : de 32.0C° (90.0°F) à42.9C° (109.9°F)
Précision : ±0.1 C° de (0.2°F) de 35.5C° (95.9°F) à42.0C° (107.6°F) ; ±0.2°C (0.4°F)
Condition ambiant d'utilisation : 10°C-35°C(50°F-95°F),humidité <=95%HR non-
condensant, 700-1 060hPa

Résumé :

Bien que la mesure des températures corporelles ait été connue par l'être humain depuis l'antiquité, cela qui n'a pas empêché le non profit de l'étonnant progrès de l'électronique afin d'avoir des dispositifs de température de mesure plus puissants et avec une précision acceptable. A travers ce travail on vise à mesurer la température corporelle d'un sujet par différents appareils. Faire une caractérisation physique en exploitant le puissant outil de calcul et de programmation, en occurrence le logiciel Matlab.

Summary:

Although the measurement of body temperatures has been known to humans since antiquity, this has not prevented the profit from the astonishing progress of electronics in order to have more measuring temperature devices puissant and with acceptable accuracy. Through this work we aim to measure the body temperature of a subject by different devices, Make a physical characterization by exploiting the powerful computing and programming tool, which is the Matlab software.

ملخص

على الرغم من أن قياس درجة حرارة الجسم قد عرف منذ القدم ، هذا لم يمنع من الانتفاع من التطور المذهل للإلكترونيك من اجل الحصول على أدوات قياس درجة حرارة جسم الإنسان بواسطة أدوات مختلفة القيام بتمثيل فيزيائي من خلال استغلال أداة الحساب والبرمجة الأكثر فعالية والتي تتمثل في برنامج مطلب