# Thermographie faciale : application en odontologie

Gary Murciano

▶ **To cite this version:**

Gary Murciano. Thermographie faciale : application en odontologie. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02068053

**HAL Id: dumas-02068053**

**https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02068053**

Submitted on 14 Mar 2019

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7**

**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**
5 rue Garancière 75006 PARIS

Année : 2017 Thèse N°: 5144

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G049

**THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR**

**en CHIRURGIE DENTAIRE**

présentée et soutenue publiquement

par MURCIANO Gary

# THERMOGRAPHIE FACIALE – APPLICATION EN ODONTOLOGIE

**Directeur de thèse : M. le Pr Yves BOUCHER**

JURY

| | |
|---|---|
| M. le Professeur Yves BOUCHER | Président |
| M. le Professeur Vianney DESCROIX | Assesseur |
| M. le Professeur Rufino FELIZARDO | Assesseur |
| Mme le Professeur Laurence JORDAN | Assesseur |
| M. le Professeur Jean-Raphaël NEFUSSI | Assesseur |

**U N I V E R S I T E  P A R I S  D I D E R O T – P A R I S 7**

| | |
|---|---|
| Présidente de l'Université : | Mme la Professeure Christine CLERICI |
| Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie : | Mme la Professeure Ariane BERDAL |
| Directrice Générale des Services : | Madame Pascale SAINT-CYR |

---

**J U R Y**

| | |
|---|---|
| M. le Professeur Yves BOUCHER | Président |
| M. le Professeur Vianney DESCROIX | Assesseur |
| M. le Professeur Rufino FELIZARDO | Assesseur |
| Mme le Professeur Laurence JORDAN | Assesseur |
| M. le Professeur Jean-Raphaël NEFUSSI | Assesseur |

**M. le Professeur Yves BOUCHER**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour le grand honneur que vous me faites d'être à la présidence de ce jury et d'avoir accepté la direction de cette thèse. Pour votre disponibilité, votre réactivité, vos conseils avisés, votre compétence et votre patience, veuillez trouver ici l'expression de mon profond respect et de ma sincère reconnaissance.*

**M. le Docteur Vianney DESCROIX**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Pharmacie
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites de siéger à ce jury, veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma respectueuse considération.*

**M. le Docteur Rufino FELIZARDO**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites de siéger à ce jury, veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma respectueuse considération.*

**Mme le Professeur Laurence JORDAN**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

*Pour l'honneur que vous me faites de siéger à ce jury, veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma respectueuse considération.*

**M. le Docteur Jean-Raphaël NEFUSSI**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Diplôme d'Etat en Odontologie
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

*Je profite de ces quelques lignes pour vous remercier pour tout ce que vous m'avez appris dans mon optionnel en 4ème année, pour votre gentillesse, votre pédagogie et votre sympathie. Pour l'honneur que vous me faites de siéger à ce jury, veuillez trouver ici le témoignage de mon profond respect et de ma respectueuse considération.*

# Abréviations :

AFNOR : agence française de normalisation
SN : Système nerveux
DDS : Dent de sagesse
IRT : Thermographie infrarouge
MP : methylprednisolone
AIS : anti-inflammatoires stéroïdiens
NAI : nerf alvéolaire inférieur
ATM : articulation temporo-mandibulaire
ADAM : algie et dysfonctionnement de l'appareil manducateur
BTX-A : Toxine botulique de type A
DNTPT : douleur neuropathique trigéminale post-traumatique
EVA : échelle visuelle analogique
ROI : régions d'intérêts
SRAS : Syndrome respiratoire aigu sévère
QST : Tests Sensoriels Quantitatifs
DTM : Dysfonctions temporo-mandibulaires

# Table des matières :


# 1. La Thermographie ..... 6

**1.1. Historique ..... 6**

**1.2. Définitions et principe de fonctionnement ..... 7**

1.2.1. Rappels sur le spectre électromagnétique ..... 7

1.2.2. Principe de la thermographie infrarouge ..... 10

1.2.2.1. Principe d'acquisition d'une caméra infrarouge ..... 10

1.2.2.2. Principe Physique ..... 10

1.2.3. L'imagerie thermique ..... 11

1.2.4. La température cutanée ..... 13

1.2.4.1. La peau et les zones d'hétérogénéité du visage ..... 13

1.2.4.2. Les facteurs environnementaux affectant la température cutanée ..... 15

1.2.4.3. Facteurs intrinsèques affectant la température cutanée ..... 15

1.2.4.4. Emissivité du corps humain ..... 16

1.2.5. Thermographie du visage ..... 17

**1.3. Applications médicales ..... 18**

1.3.1. Le patient : un homéo-endotherme ..... 18

1.3.2. Applications médicales de la thermographie ..... 19

1.3.2.1. Cancer du sein ..... 20

1.3.2.2. Les brûlures ..... 22

1.3.2.3. Les pathologies dermatologiques ..... 24

1.3.2.4. Allergologie ..... 24

1.3.2.5. Les pathologies vasculaires ..... 25

1.3.2.6. Les pathologies ostéo-articulaires ..... 27

1.3.2.7. Les pathologies neurologiques ..... 28

1.3.2.8. Dépistage en masse de sujets fiévreux ..... 29

**1.4. Applications en odontologie ..... 30**

1.4.1. Détection des phénomènes inflammatoires suite à une extraction dentaire : ..... 30

1.4.2. Lésions nerveuses suite à une chirurgie/traumatisme ..... 42

1.4.3. Algies et dysfonctionnements de l'appareil manducateur (ADAMs) ..... 49

1.4.3.1. Déplacements discaux : ..... 51

1.4.3.2. Arthralgie ..... 53

1.4.3.3. Myalgies ..... 56

# 2. Protocole de mesure de Thermographie faciale ..... 64

**2.1.** Conditions d'utilisation et méthodologie **.....64**

2.1.1. L'environnement du patient .....65

2.1.1.1. La pièce d'examen ..... 65

2.1.1.2. Contrôle de la température ambiante ..... 65

2.1.1.3. Indicateur de température ambiante ..... 66

2.1.1.4. Equipement informatique ..... 66

2.1.1.5. Cabine d'essayage du patient ..... 66

2.1.2. Le système d'imagerie .....67

2.1.2.1. Les caméras thermiques ..... 67

2.1.2.2. Référence de température ..... 69

2.1.2.3. Montage du dispositif d'imagerie ..... 69

2.1.2.4. Initialisation de la camera ..... 70

2.1.2.5. Traitement de l'image ..... 70

2.1.3. Le patient .....71

2.1.3.1. Information du patient ..... 71

2.1.3.2. Equilibration thermique du patient ..... 72

2.1.3.3. Position du patient pour l'examen ..... 72

2.1.3.4. Angle de vue de la camera ..... 73

2.1.4. Rapport d'examen .....74

2.1.4.1. Echelle de température et de couleur ..... 74

2.1.4.2. Traitement de l'image ..... 74

2.1.4.3. Archivage des images et des données ..... 74

**2.2. Interprétation des thermogrammes et analyse des données .....75**

**2.3. Proposition d'un protocole spécifique à l'étude Trigtox .....77**

# Introduction :

L'AFNOR définit la thermographie comme étant « une technique permettant d'obtenir, au moyen d'un appareillage approprié, l'image thermique d'une scène observée dans un domaine spectral de l'infrarouge ».

Les applications de cette technique sont nombreuses et variées car elles sont utilisées aussi bien dans le domaine du bâtiment, du nucléaire que dans le milieu médical.

Il existe plusieurs méthodes de thermographie : par contact ou sans contact.

La thermographie médicale peut se subdiviser en 4 sous catégories (Bharara et al. 2006) :

- La thermographie électrique par contact : *c'est un réseau de transducteurs qui, ensemble, vont mesurer la température corporelle de l'individu par contact.*
  *Cette technique peut conduire à des erreurs de mesure car la pression excessive appliquée par le capteur sur la peau peut altérer le flux sanguin et donc changer la température.*
- La thermographie par discrimination de température cutanée : *cet outil (semblable à un stylo) se compose de 2 extrémités (une en métal, l'autre en plastique). Les deux bouts disposent d'une* température ambiante*, cependant la partie en métal, appliquée au contact de la peau, est ressentie comme plus froide par le patient en bonne santé. Cette méthode était utilisée chez les patients atteints de neuropathies diabétiques pour vérifier leur sensibilité à la température. Ces derniers présentant des seuils accrus de perception de température cutanée au niveau des extrémités. Cette méthode présente néanmoins des biais importants : les mesures dépendent de l'opérateur et ne peuvent être effectuées que localement sur une petite zone du pied ou de la main. De plus, l'évaluation de la température par le patient est subjective (Bharara et al. 2006).*
- La thermographie par cristaux liquides : ce sont des *feuilles souples en caoutchouc contenant un thermochrome, lui-même composé de cristaux liquides cholestériques disposés en plusieurs couches (Anbar et al. 1998). Appliqués au contact de la peau, ces cristaux liquides changent de couleur lorsque la température varie. C'est une technique bon marché mais chronophage, avec une faible sensibilité thermique et une faible résolution spatiale (Anbar et al. 1998).*
- La thermographie infrarouge : *les radiations thermiques émises à la surface du corps sont captées par une caméra infrarouge et l'intensité de ces radiations est convertie en température. Cette méthode de thermographie peut être statique ou dynamique.*

*Dans le 1er cas, l'intérêt porte sur la distribution instantanée de température, tandis que dans le 2ème, c'est la variation temporelle de distribution de température qui importe.*

Nous nous intéresserons dans ce travail à la thermographie infrarouge (sans contact) qui a fait l'objet de nombreux développements dans le domaine médical, évoluant de techniques invasives à mini-invasives pour aboutir au non invasif grâce à des exo-capteurs : ces derniers permettent une mesure à distance assurant ergonomie et confort (De Oliveira et al. 2007).

Ce travail portera sur les applications de la thermographie infrarouge dans le domaine de la douleur orofaciale. La distribution thermique de la peau du visage est un indicateur de la thermorégulation corporelle, qui elle-même est étroitement liée à la régulation de l'irrigation sanguine, reflétant ainsi l'activité de la fonction nerveuse, sensitive et autonome (Salazar-López et al. 2015). La température faciale est donc un marqueur homéostasique des états physiologiques et pathologiques.

Dans la première partie de ce travail, nous définirons et expliquerons la thermographie, puis nous recenserons ses applications dans le domaine médical et plus spécifiquement dans le domaine de l'odontologie.
La deuxième partie consistera à proposer un protocole de mesure thermographique faciale spécifique aux patients inclus dans un protocole de recherche clinique portant sur les douleurs orofaciales trigéminales post-traumatiques (protocole Trigtox).

# 1. La Thermographie

## 1.1. Historique

En 1800, Sir William Herschel, astronome anglais d'origine allemande, découvre fortuitement que la lumière n'est pas toujours visible à l'œil nu. Cherchant à réduire la luminosité produite par le soleil dans les télescopes lors d'observations solaires, Herschel sélectionnait des échantillons de verre permettant d'obtenir une réduction de luminosité. Il s'aperçut que certains échantillons laissaient passer peu de chaleur solaire tandis que d'autres en laissaient passer tellement que des dommages oculaires pouvaient se produire après seulement quelques secondes d'observation. Il fit donc passer de la lumière solaire blanche à travers un prisme (le prisme de Newton) de façon à la décomposer en rayons lumineux de différentes couleurs et mesura ensuite la température de chacune des couleurs produites et constata une augmentation du bleu vers le rouge.

Poussant plus loin son expérience, Herschel plaça alors son thermomètre juste après les rayons de couleur rouge, là où aucune lumière n'était visible et à sa grande surprise, y mesura alors la température la plus élevée, découvrant ainsi que certaines fréquences constitutives du spectre lumineux ne peuvent être détectées par les yeux. Ces expériences permirent donc de mettre en évidence la lumière infrarouge (IRTECH; Ring 2000).

En 1880, le chimiste britannique William de Wiveleslie Abney fut le premier à prendre une photographie dans l'infrarouge.
En 1942, la compagnie Eastman Kodak breveta la première pellicule sensible à l'infrarouge.
En 1968, la première caméra infrarouge pour usage industriel fut mise sur le marché.
Aujourd'hui, les évolutions technologiques des caméras infrarouges permettent de réaliser des clichés haute définition.

## 1.2. Définitions et principe de fonctionnement

La thermographie infrarouge est une méthode d'imagerie par exocapteur, donc sans contact, permettant de mesurer l'émission thermique d'une surface. Pour cela, elle utilise les propriétés de la lumière infrarouge.

Les images obtenues sont appelées « thermogrammes » : il s'agit de cartes thermiques où sont représentés les intensités des rayonnements infrarouges émis par l'organisme à travers la peau, en différents points du corps (Haddad et al. 2016; Tattersall 2016).

L'instrument de mesure est une caméra infrarouge ou caméra thermographique.

### 1.2.1. Rappels sur le spectre électromagnétique

Le rayonnement visible (détecté par nos yeux) ne représente qu'une très faible partie du spectre électromagnétique qui est défini comme l'ensemble des rayonnements électromagnétiques classés par fréquence, longueur d'onde ou énergie (Taillet et al. 2013).
Ce spectre s'étend de zéro à l'infini en fréquence de façon continu, allant ainsi des longueurs d'ondes extrêmement courtes (rayons gamma) jusqu'aux longueurs d'ondes de plusieurs kilomètres (ondes radio).

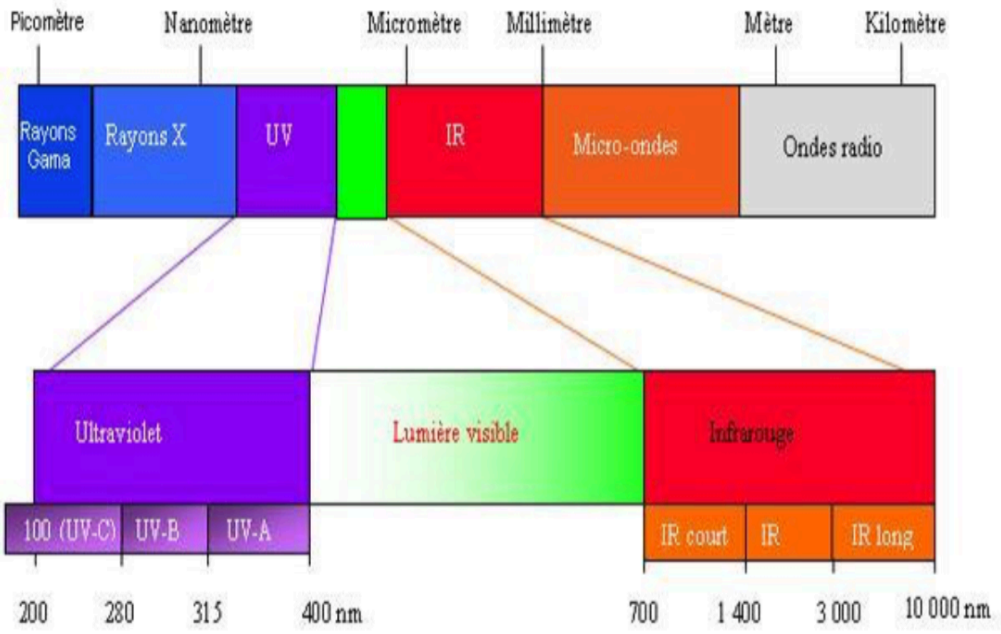



*Figure 1 : Spectre électromagnétique (Paskin et al. 2014)*

Le spectre électromagnétique (figure 1) comporte donc:

- ***Les rayons gamma ( γ ) :***

Ils sont dus aux radiations émises par les éléments radioactifs.

Ce sont des rayonnements très énergétiques qui traversent facilement la matière et sont dangereux pour les cellules vivantes. Leurs longueurs d'ondes s'étendent de $10^{-14}$ m à $10^{-12}$ m.

- ***Les rayons X :***

Ce sont des rayonnements très énergétiques traversant également la matière, mais un peu moins nocifs que les rayons gamma. Ils sont utilisés dans le domaine médical lors de radiographies. Leurs longueurs d'ondes s'étendent de $10^{-12}$ m à $10^{-8}$ m.

- ***Les ultraviolets :***

Ces rayonnements peuvent être nocifs pour la peau. Leurs longueurs d'ondes s'étendent de $10^{-8}$ m à $4x10^{-7}$ m.

- ***Le domaine visible :***

C'est la partie la plus étroite du spectre, perceptible par notre œil.

Leurs longueurs d'ondes s'étendent de $4x10^{-7}$ m (lumière bleue) à $8x10^{-7}$ m (lumière rouge).

- ***L'infrarouge :***

Ce rayonnement est émis par tous les corps dont la température est supérieure au zéro absolu (-273°C). Un glaçon, par exemple, perçu comme très froid par l'organisme, émet un rayonnement thermique perceptible. Même si nous ne pouvons voir le rayonnement thermique, les nerfs de notre peau le détectent sous forme de chaleur. Plus un objet est chaud, plus il émet un rayonnement infrarouge. Les longueurs d'ondes infrarouges s'étendent de $8x10^{-7}$ m à $10^{-3}$ m.

*Le domaine de l'infrarouge se subdivise en 4 plages de longueurs d'onde* :

- Infrarouge proche (0.7 $\mu$ m à 1,6 $\mu$ m)
- Infrarouge moyen (1,6 $\mu$ m à 4 $\mu$ m)
- Infrarouge thermique (4 $\mu$ m à 15 $\mu$ m) : *cette partie du rayonnement est absorbée par les objets et réémise sous forme de chaleur avec une longueur d'onde supérieure.*
- Infrarouge lointain (15 $\mu$ m à 100 $\mu$ m)

- ***Les ondes radar ou hyperfréquences :***

Cette région du spectre est utilisée pour mesurer le rayonnement émis par la surface terrestre. Les longueurs d'ondes des ondes radar ou hyperfréquences s'étendent du centimètre au mètre.

- ***Les ondes radio :***

Ce domaine de longueurs d'ondes est le plus vaste du spectre électromagnétique et concerne les ondes qui ont les plus basses fréquences. Il s'étend de quelques cm à plusieurs km.

### 1.2.2. Principe de la thermographie infrarouge

#### 1.2.2.1. Principe d'acquisition d'une caméra infrarouge

La thermographie infrarouge consiste à transformer le rayonnement thermique en une image colorée où chaque température est représentée par une couleur.

Lorsqu'un objet émet une énergie infrarouge, celle-ci est focalisée par l'optique de la caméra thermique sur un détecteur infrarouge. Les informations sont ensuite envoyées au capteur afin de convertir ces données en une image qui pourra être observée sur un écran (figure 2).

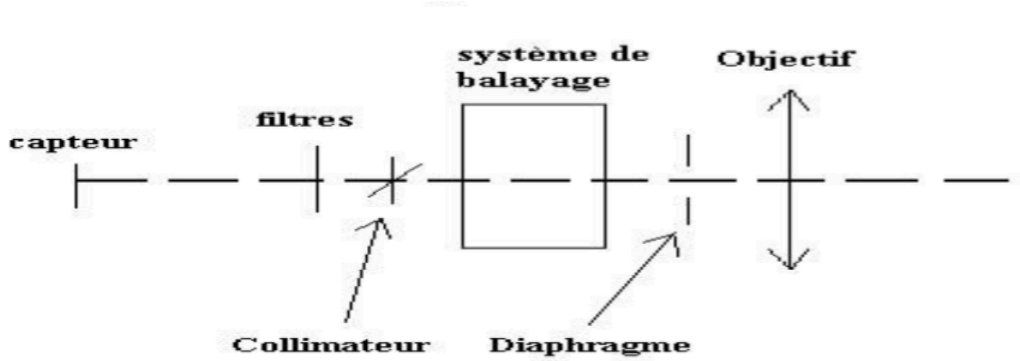



*Figure 2 : Principe d'acquisition de la caméra infrarouge (Portaux et Surkus 2010)*

#### 1.2.2.2. Principe Physique

Tout corps dont la température est supérieure au zéro absolu (-273,15°C) émet un rayonnement électromagnétique sous forme de chaleur. Plus la température augmente, plus l'agitation atomique augmente : le rayonnement émis devient visible lorsque sa longueur d'onde correspond à celle de la couleur rouge (1µm). Lorsque la température augmente encore, la couleur apparente du corps passe à l'orange puis au jaune et enfin au blanc (Bonnet 2005).

Il faut donc, selon ce principe, étalonner les caméras infrarouges, ce qui se fait en utilisant le corps noir.

En physique, un corps noir est un corps capable d'absorber complètement toutes les radiations électromagnétiques incidentes sur sa surface.

Les corps noirs, comme tous les autres corps, émettent des radiations comprises dans un spectre caractéristique qui dépend exclusivement de la température absolue.
À chaque valeur de la température correspond une longueur d'onde dominante.

Trois lois définissent le rayonnement du corps noir :

- Loi de Planck
- Loi de Wien
- Loi de Stefan-Boltzmann

La loi de Planck donne la luminance spectrale du rayonnement thermique du corps noir à l'équilibre thermique en fonction de sa température thermodynamique.

La loi de Stefan-Boltzmann donne la puissance lumineuse sortant du corps noir par une surface d'un mètre carré .

La loi du rayonnement de Wien caractérise la dépendance du rayonnement du corps noir à la longueur d'onde.
Cette loi décrit correctement la majorité des rayonnements, mais elle fournit des valeurs erronées pour les longueurs d'ondes élevées.

Ainsi, à partir de ces 3 lois, on peut étalonner la caméra infrarouge et obtenir une valeur de température en Kelvin.

### 1.2.3. L'imagerie thermique

Deux notions sont importantes :

- Un **corps gris** est un objet réel qui suit de façon quasi parfaite la loi du corps noir pour sa température de surface.
  Les écarts avec la courbe théorique du corps noir sont dus aux raies d'absorption présentes au niveau de cette surface.

- L’émissivité « ε » est la capacité d'un matériau à émettre de la chaleur de manière radiative.
  Ce coefficient varie en fonction de la longueur d'onde du signal émis.
  L’émissivité mesure donc la radiation d’un corps naturel par rapport à un corps noir.
  Elle est comprise entre 0 et 1 (Energie+).

La peau est considérée comme un corps gris dont l’émissivité ε est proche de celle d’un corps noir (Ring et Ammer 2012). Elle dissipe la chaleur par radiation.
Selon la Loi de Planck, la peau à 35°C émet un maximum d’énergie à une longueur d’onde de 9,4 µm (Dittmar et al. 1995).
Il faut donc étudier le spectre dans une gamme de longueur d’ondes voisine de 9 µm (Dittmar et al. 1995).

L'intérêt de la thermographie infrarouge pour l'analyse thermique de la peau réside dans les quatre points suivant (Martineaud et Seroussi 1977; Söderström et al. 2003) :

- Tout corps, à une température quelconque, émet de l'énergie sous la forme de rayonnement infrarouge

- Dans tout organisme vivant, la température cutanée est étroitement liée à la régulation de l’irrigation sanguine des tissus.

- La modulation de cette irrigation est une manifestation de la thermorégulation qui est pilotée par l'activité du système nerveux sympathique.

- La thermographie est une méthode de mesure sans contact de type exocapteur.

### 1.2.4. La température cutanée

#### 1.2.4.1. La peau et les zones d'hétérogénéité du visage

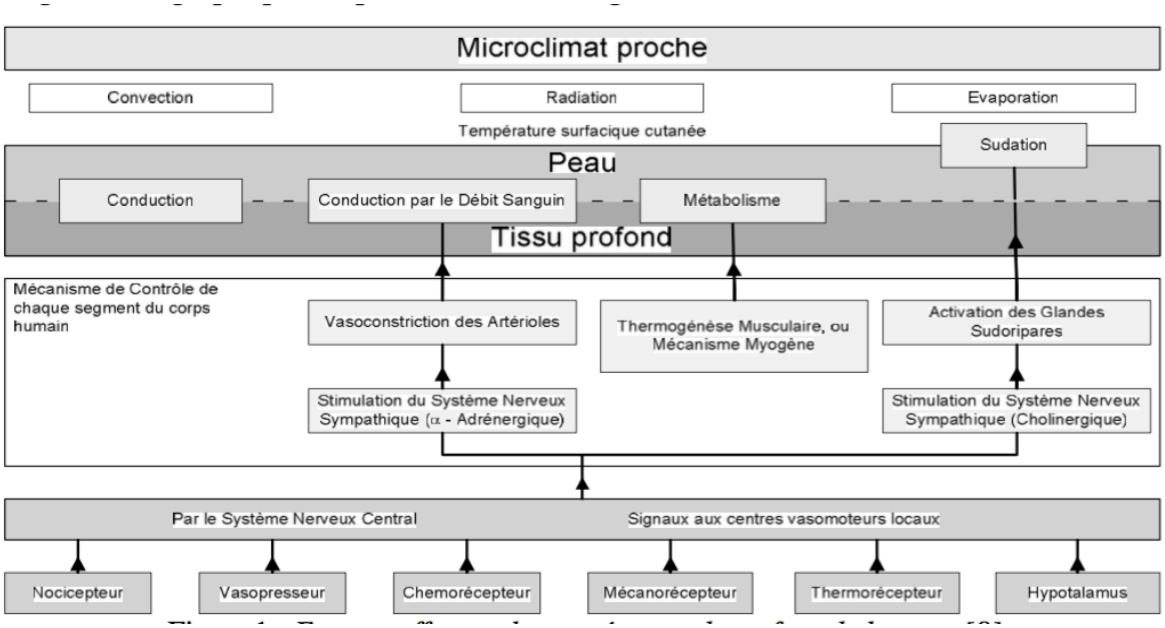



*Figure 3 : Facteurs affectant la température de surface de la peau (Fugimasa 1998)*

La peau est un échangeur thermique complexe qui peut être présenté schématiquement (figure 3) comme un matériau multicouches. La structure cutanée est généralement stratifiée suivant trois couches.

Les échanges thermiques de l'organisme avec le milieu ambiant ont lieu selon différentes modalités (Sommet 2013) :

- ***Radiation*** : Les échanges thermiques par radiation s'effectuent entre des surfaces distantes l'une de l'autre et à températures différentes.

- ***Convection*** : Les échanges par convection s'effectuent entre deux milieux de températures différentes se déplaçant l'un par rapport à l'autre

- ***Conduction*** : Celle-ci concerne les échanges thermiques s'effectuant entre deux milieux de température différente, mais sans déplacement de l'un par rapport à l'autre contrairement à la convection.

- ***L'évaporation*** : Elle se fait par diffusion passive au niveau de la peau, et des muqueuses buccale et respiratoire, et par le phénomène actif de sudation.

Cependant, la diversité des zones cutanées est importante et toutes les zones du visage ne répondent pas de la même façon aux stimulations thermiques. Si certaines parties du visage (oreilles, joues et nez en particulier) réagissent classiquement par une vasodilatation à la chaleur et une vasoconstriction au froid (Martineaud et Seroussi 1977), le débit sanguin cutané du front varie en revanche très peu selon les sollicitations thermiques chaudes ou froides.

Une autre anomalie apparente est provoquée par les artères et les veines ophtalmiques, situées dans la région périorbitaire qui permettent d'accéder aux indicateurs morphologiques suffisamment stables thermiquement pour être utilisés comme une référence de la distribution spatiale et thermique du visage. Les artères viennent en effet des tissus profonds et se présentent en surface dans la région péri-oculaire avec une température du sang proche de la température interne du corps.
Ce type de vascularisation peut être considéré comme appartenant au système vasculaire non cutané.

#### 1.2.4.2. Les facteurs environnementaux affectant la température cutanée

L'ambiance thermique peut affecter la distribution thermique locale (Anbar et Dapos Arcy 1991) .

Les facteurs environnementaux sont :

- La température de l'air
- La vitesse d'air locale
- L'humidité relative
- Les asymétries de rayonnement
- L'émissivité de la peau (0.989 ± 0.01, (Hardy 1968)) : c'est la capacité d'un matériau à émettre de l'énergie sous forme de chaleur.
- Les facteurs de formes par rapport aux surfaces voisines rayonnantes.

Du fait de l'homéostasie thermique (capacité à maintenir l'équilibre thermique du corps humain en dépit des contraintes extérieures), chacun de ces facteurs induit un biofeedback de l'organisme modifiant le comportement de la thermorégulation locale.

Il est donc nécessaire d'évaluer et de contrôler très précisément les conditions expérimentales (ambiance climatique, stimuli cognitifs, activité physique) lorsque l'on souhaite quantifier le comportement thermique de la peau.

#### 1.2.4.3. Facteurs intrinsèques affectant la température cutanée

Une attention toute particulière doit être apportée dans l'analyse thermique de la peau : il s'agit de l'état émotionnel et psychologique des sujets, de leur historique à court et à long terme.

La température cutanée varie en effet avec les changements vasomoteurs du flux sanguin, sous le contrôle du système nerveux autonome (Uematsu 1985).

La température cutanée est étroitement liée à la régulation de l'irrigation sanguine dans les tissus, directement dépendante de la fonction nerveuse, sensitive et autonome.

Le système nerveux autonome (SNA) répond au stress par un changement de la température cutanée : lors d'un stress, le SNA induit une vasoconstriction qui conduit à une réduction du flux sanguin dans les vaisseaux capillaires périphériques, entrainant ainsi une diminution de la température cutanée (Genno et al. 1997).

L'étude de Pavlidis et al. (2002) montre, par le biais de la thermographie infrarouge, que la température cutanée varie avec l'expérience émotionnelle du sujet : ils ont étudié les effets provoqués par des émotions négatives telles que le sentiment de trahison ou l'anxiété et ont conclu que les changements de température faciale peuvent prédire ces émotions.
Les émotions positives auraient tendance à produire une augmentation de la température cutanée au niveau nasal tandis que les émotions négatives provoqueraient l'inverse (Zenju et al. 2004).
Ainsi la thermographie peut servir de marqueur somatique des expériences subjectives ressenties par le sujet, telles que les émotions de base comme la douleur, la compassion ou l'amour (Salazar-López et al. 2015).

#### 1.2.4.4. Emissivité du corps humain

L'émissivité ε de la peau humaine est presque constante et sa valeur est de 0.98 ± 0.01 pour des longueurs d'onde comprises entre 2 à 14 µm (Steketee 1973; Jones 1998).
Il s'agit d'un rapport entre l'énergie radiative émise par l'objet sur l'énergie émise par le corps noir à la même température.
L'émissivité est un coefficient : c'est donc un chiffre compris entre 0 et 1, sans unité.

Selon *Watmough et al. 1970,* l'émissivité d'une surface à une longueur d'onde $\lambda$ et d'angle de vue ⌀ est donnée par l'équation suivante (American Cancer Society) :

$$\varepsilon_{\phi\lambda} = 1 - \left[\frac{1}{2}\left(\frac{\beta - \cos\phi}{\beta + \cos\phi}\right)^2\right]\left[1 + \left(\frac{\beta\cos\phi - \sin^2\phi}{\beta\cos\phi + \sin^2\phi}\right)^2\right]$$

avec $\beta = (n_\lambda^2 \sin^2\phi)^{0.5}$ et $n_\lambda$ comme indice de réfraction du matériau

Qu'elle soit colorée ou brûlée, l'émissivité cutanée est la même, in vivo ou in vitro (Steketee 1973).

L'application de produits cosmétiques peut entraîner un changement d'émissivité de la peau (Webb 1988).

Selon Clark, la courbure superficielle de la peau joue également un rôle dans la valeur de l'émissivité (Clark 1976), mais cela ne semble poser problème pour les applications médicales que dans le cas de l'imagerie du sein. Pour pallier ce problème, des miroirs argentés, en aluminium ou en cuivre sont utilisés avec des facteurs de correction (Webb 1988).

### 1.2.5. Thermographie du visage

La température cutanée du visage est influencée par des facteurs internes (le rythme circadien, les calories consommées, l'activité physique, l'état émotionnel du sujet) et des facteurs externes (l'humidité, la pression atmosphérique).

Au niveau du visage, on distingue des zones « froides » (joues, menton, cheveux, pavillon de l'oreille) et des zones « chaudes » (front, la zone orbitaire, les lèvres, la zone nasolabiale et le temporal) (Haddad et al. 2016).

La zone périorbitaire est une zone complexe à analyser car c'est une zone à vascularisation non cutanée prédominante. De plus, le battement des paupières crée localement une cavité thermique.

La zone du visage la plus stable thermographiquement est le front (Salazar-López et al. 2015).

Ces données imposent de définir des régions d'intérêts symétriques afin de comparer les températures en évitant les erreurs de mesure.

Des outils d'analyse informatique permettent d'appréhender l'aspect spatial en deux dimensions afin d'évaluer les disparités thermiques entre les régions.

Une analyse spatiale est réalisée à partir d'un algorithme de traitement d'images (analyse en 2D) qui est composé des étapes suivantes :

- Détection du visage par segmentation de l'image et sélection morphologique des régions (Eveland et al. 2003)
- Détection des points d'intérêt péri-oculaires
- Segmentation locale par région
- Mesure locale de température (moyenne par région).

## 1.3. Applications médicales

La température est un indicateur de santé (Ring et Houdas 1982; Ring 2007) utilisé dans le diagnostic médical depuis 400 av. J.-C. (Tan et al. 2009).
La thermographie infrarouge est un moyen d'apprécier l'état physiologique de la peau ainsi que l'état des tissus sous-jacents, par mesure de température.

Comme de nombreuses pathologies se manifestent par des changements localisés du métabolisme tissulaire généralement associés à des modifications de la vascularisation locale, donc par une modification des températures, l'usage de la thermographie infrarouge a été proposé dans le diagnostic médical. Son caractère non invasif et passif a contribué à son engouement malgré une mise en œuvre délicate à ses débuts.

La thermographie peut être utile dans l'aide au diagnostic, dans le suivi des pathologies mais aussi pour évaluer le succès d'une thérapeutique. Son utilisation dans ce domaine impose une méthode rigoureuse, précise et standardisée.

Aujourd'hui, avec l'évolution technologique des imageurs thermiques et des logiciels de traitement d'images associés, son usage est simplifié et les possibilités sont plus nombreuses. Selon *Sherman et al*, la thermographie infrarouge serait le moyen le plus simple pour connaître la température corporelle (Sherman et al. 1996).

### 1.3.1. Le patient : un homéo-endotherme

L'Homme est un homéo-endotherme : sa température interne est régulée et fluctue aux alentours de 37°C dans des conditions physiologiques.
Le maintien de cette température nécessite qu'une grande partie de la chaleur produite par l'organisme soit dissipée dans l'environnement après avoir été transportée d'une cellule à l'autre puis d'un organe à l'autre.

La température cutanée dépend de la chaleur des organes sous-jacents (par conduction), de la quantité de chaleur apportée par le sang en provenance des organes profonds (par convection),

du métabolisme cutané lui-même (la peau étant un organe) et de la température de l'environnement qui va modifier l'état de sa vascularisation (Launey et Bodnar 2009).

La distribution de chaleur dans le corps humain dans des conditions physiologiques est symétrique (Uematsu et al. 1988).
Wunderlich et Woodman 1871 ont comparé la température corporelle chez des sujets malades à celle de sujets en bonne santé et ont déduit que la température corporelle était un indicateur scientifique de santé ou maladie ; ainsi, une température corporelle comprise entre 36,3°C et 37,5°C est considérée come normale. En revanche, un écart en-deçà ou au-delà de ces valeurs indique un état pathologique.

### 1.3.2. Applications médicales de la thermographie

La thermographie a été utilisée en médecine dès le milieu des années cinquante, en particulier pour le dépistage du cancer du sein, mais aussi pour l'étude des maladies vasculaires périphériques et des pathologies inflammatoires ou traumatiques de l'appareil locomoteur.
Son utilisation s'est étendue à d'autres domaines comme la dermatologie et l'allergologie ainsi qu'à l'étude de l'efficacité de certains gestes thérapeutiques, en particulier en chirurgie vasculaire et réparatrice.
Plus récemment l'imagerie thermique a été proposée pour le diagnostic de masse des sujets fébriles et pour juger de l'efficacité des pontages coronariens (Head et Elliott 2002).

Elle reste un outil de recherche apprécié en physiologie humaine par son caractère non invasif et sa capacité d'observation en 2D et en fonction du temps, même si elle n'étudie que les changements des températures de l'enveloppe corporelle.

L'étude de la bibliographie montre que la thermographie a été l'objet d'un engouement jusqu'au début des années 1990 pour décliner ensuite et connaître un regain d'intérêt depuis 2002-2003 qui semble se stabiliser.

Dans ce qui suit, nous détaillerons quelques applications de la thermographie dans le domaine médical, utilisée essentiellement dans un but diagnostic.

#### 1.3.2.1. Cancer du sein

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquemment observé chez les femmes en France, comme dans l'Union Européenne et les États-Unis.
Le nombre de cas observés chaque année a tendance à diminuer depuis 2005, même si cette maladie restait la première cause de décès par cancer chez les femmes en 2012.
L'âge moyen de décès dû au cancer du sein est de 72 ans en 2012 (National Cancer Institute).
S'il est dépisté à un stade précoce, ce cancer peut être guéri dans 9 cas sur 10.
Un dépistage précoce peut mener à une chance de survie de 85 % comparée à 10 % si la détection est tardive (Ng et Sudarshan 2001).

L'utilisation de la thermographie dans le diagnostic du cancer du sein a été proposée dès la fin des années cinquante (Lawson 1957).
Les tumeurs ont généralement un apport sanguin augmenté et un taux métabolique accru : ce sont donc des zones à haute température et elles sont, de ce fait, visibles thermographiquement (Kennedy et al. 2009).
Dans le cas du cancer du sein, il existe une corrélation directe entre la température observée par thermographie et le stade de la tumeur, sa taille, la vascularisation tumorale et les atteintes ganglionnaires (Sterns et al. 1996; Head et Elliott 1997).
De plus, les activités thermiques et vasculaires au niveau de la poitrine sont directement reliées au pronostic et à l'agressivité de la tumeur.

La thermographie permettrait le dépistage précoce de cancer du sein dans 60% des cas (Amalric et al. 1982).
Des schémas de température anormaux au niveau de la poitrine obtenus par imagerie infrarouge indiqueraient un haut risque de cancer du sein (Gautherie et al. 1982; Lahiri et al. 2012). Selon Kennedy et al. 2009, une asymétrie thermique anormale des deux seins correspondrait à un risque 10 fois plus important d'avoir un cancer du sein dans les 4 à 10 ans. L'asymétrie thermique semble être également un facteur défavorable en termes de survie à 5 ans puisqu'elle correspondrait à des tumeurs à croissance rapide (Wishart et al. 2010).

En France, la mammographie est le moyen le plus utilisé pour le dépistage du cancer du sein, mais souffre de quelques problèmes inhérents à la technique : exposition aux rayons-X, coût plus élevé, incapacité à détecter des tumeurs de petites tailles et faible sensibilité.
Gamagami (1986) a étudié l'angiogenèse par thermographie infrarouge et a rapporté que dans 15 % des cas, la thermographie permettrait de détecter des cancers qui ne seraient pas perceptibles par la mammographie (Gamagami 1986).
L'hypervascularisation et donc l'hyperthermie associée étaient visibles par thermographie (figure 4) dans 86 % des cas de cancers du sein non palpables.
De récentes études sur des modèles animaux (rats) ont montré la supériorité de la thermographie pour le dépistage précoce de lésions malignes au niveau de la poitrine, alors qu'aucun changement n'était visible sur la mammographie (Xie et al. 2004; Song et al. 2007; Poljak-Blazi et al. 2009). Celle de Yao et al. a trouvé que la thermographie infrarouge, par sa sensibilité et sa spécificité, était supérieure à la mammographie et l'ultrasonographie pour les lésions de moins de 2cm de diamètre (Yao et al. 2014).
Dans le cas de lésion déjà maligne, la thermographie apparaît inutile en raison de sa faible sensibilité et faible spécificité (Moskowitz et al. 1976; Threatt et al. 1980).

Actuellement, en France, l'imagerie thermique infrarouge n'est pas utilisée dans le diagnostic, le pronostic et la prévention du cancer du sein : la mammographie associée à la clinique et aux examens biologiques ayant démontré son efficacité dans le dépistage de tumeurs malignes.
Cependant, dans le cadre d'un dépistage précoce de lésions non palpables ou qui ne sont pas encore perceptibles par la mammographie, la thermographie apparaît comme une méthode de choix puisqu'elle consiste en un moyen de prévention non invasif (la mammographie ne permet pas de détecter des tumeurs de petite taille). Cette méthode n'est pour le moment pas utilisée en France. Pour des lésions déjà malignes, la thermographie apparaît inutile par rapport à la mammographie.

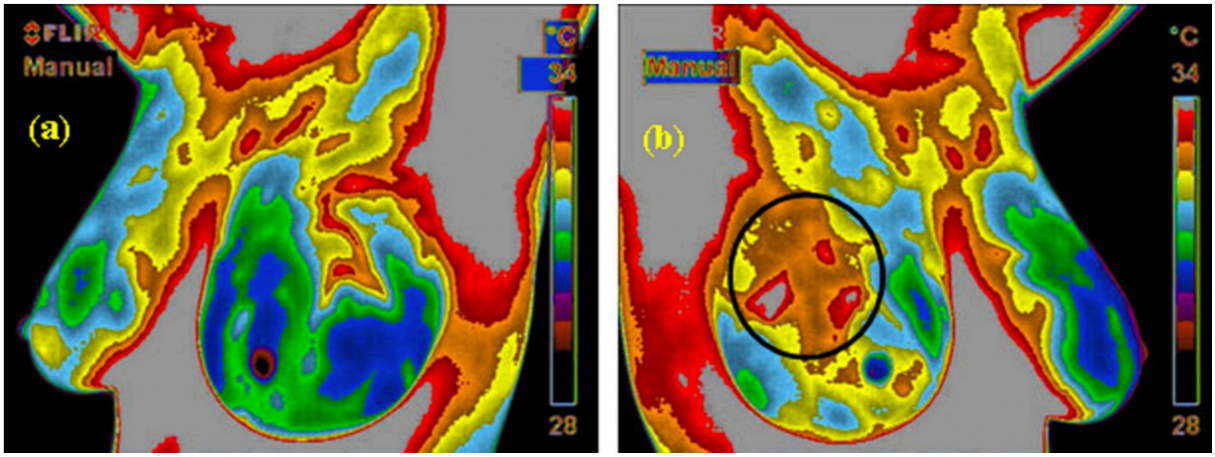



*Figure 4 : images thermiques d'une femme souffrant de cancer du sein (Breast Thermography);*
*(a) Thermogramme du sein gauche ; (b) Thermogramme du sein droit. La région encerclée sur le thermogramme du sein droit montre une température plus élevée que celle des régions normales environnantes. Une biopsie ultérieure confirmera l'existence de cancer du sein à ce niveau.*
*Source : (Breast Thermography)*
http://www.breastthermography.com/breast_thermography_mf.html

#### 1.3.2.2. Les brûlures

La quantification de la gravité des brûlures, c'est-à-dire la détermination de leur degré et de leur surface, est d'une grande importance clinique mais se révèle parfois difficile à établir, en particulier pour déterminer les indications de greffe cutanée.
L'efficacité du traitement des brûlures, en particulier des greffes de peau, est également délicate à apprécier. C'est pourquoi, dès le milieu des années soixante, on a cherché à utiliser la thermographie pour améliorer ces deux points.

Lawson et Gaston (1964) par exemple ont suggéré que les brûlures profondes étaient plus froides que les brûlures superficielles. En 1974, Hackett a démontré par thermographie que le flux sanguin était diminué dans les brûlures profondes du derme (Hackett 1974). Une étude pilote récente a permis confirmer que la thermographie permettait de distinguer les brûlures profondes des brûlures superficielles (Hardwicke et al. 2013).

Par ailleurs, deux études (Renkielska et al. 2005, 2006) se sont intéressées à la corrélation entre degré de gravité et thermographie. Elles ont montré que les brûlures du 3$^{ème}$ degré

présentaient une destruction des vaisseaux cutanés et qu'en conséquence, ces brûlures présentaient une température diminuée (de 2°C) par rapport aux brûlures du 2ème degré.

L'étude de *Burke-Smith et al. 2015* décrit l'utilisation de la thermographie dans la détermination du degré de gravité des brûlures.

Dans cette étude, 18 patients ont été sélectionnés et inclus à postériori dans 3 groupes selon leur vitesse de cicatrisation.

- Groupe A : 11 patients dont les brûlures ont cicatrisé en 14 jours.
- Groupe B : 2 patients dont les brûlures ont cicatrisé en 14-21 jours.
- Groupe C : 5 patients dont les brûlures ont mis plus de 21 jours à cicatriser.

Les températures au niveau des zones de brûlures ont été mesurées par thermographie et comparées au coté controlatéral (figures 5 et 6).

Cette étude a montré que la thermographie peine à distinguer les brûlures qui vont probablement guérir entre 14-21 jours de celles prenant plus de 21 jours à cicatriser ($p>0.05$).

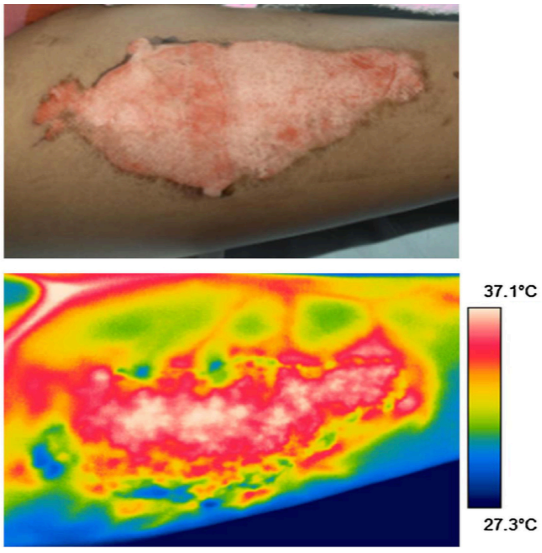



*Figure 5 : Thermogramme d'une brûlure sur la jambe*
*La zone de brûlure apparaît plus chaude que la peau saine environnante*

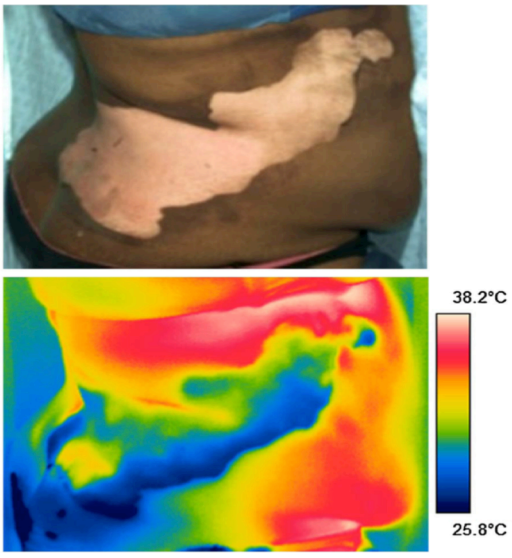



*Figure 6 : Thermogramme de la zone latérale de l'abdomen et de la partie latérale du dos.*
*La zone de brûlure apparaît plus froide que la peau saine environnante.*

Source : (Burke-Smith et al. 2015)

La thermographie pourrait être une méthode de discrimination des brûlures et de planification des traitements (Renkielska et al. 2006) puisqu'elle permet de visualiser une large zone de la

surface cutanée afin d'identifier des régions avec des brûlures de profondeurs variables, pour ensuite pouvoir estimer la taille de la greffe peau nécessitée. Cependant, cette méthode est limitée d'une part, par la perte de chaleur ambiante qui peut fausser les résultats (Devgan et al. 2006) et d'autre part, par la faible profondeur de pénétration des rayons infrarouges (2 à 3mm).

#### 1.3.2.3. Les pathologies dermatologiques

Les maladies cutanées présentent en général une composante inflammatoire qui entraîne une distribution thermique anormale à la surface de la peau.

La thermographie a été proposée pour la détection de certaines pathologies comme les cancers de la peau (mélanome) (Hartmann et al. 1981; Buzug et al. 2006; Santa Cruz et al. 2009).
Des études récentes en Pologne (Mikulska 2008), en Argentine (Santa Cruz et al. 2009) et aux Etats-Unis (Pirtini Çetingül et Herman 2011) ont comparé des mélanomes malins et des mélanomes bénins et observé des schémas de température différents entre les deux types de lésion. Les mélanomes observés par thermographie présentaient une température plus élevée que celle trouvée dans les tissus sains avoisinants (Brasfield et al. 1964). En outre, après stimulation froide, le tissu avec mélanome retrouve sa température initiale plus rapidement que le tissu sain environnant (Bonmarin et Le Gal 2014).

La thermographie, par détection des variations de température corporelle, semble donc utile dans le dépistage de certaines pathologies dermatologiques.

#### 1.3.2.4. Allergologie

L'utilisation de la thermographie dans l'étude des réactions allergiques lors des tests cutanés parait prometteuse. En effet, la réaction inflammatoire se manifestant aux points d'injection des substances allergisantes se traduit sur les thermogrammes par des variations de températures significatives (l'inflammation entraîne une élévation de la température).
L'importance de la zone thermique et son évolution temporelle pourraient être deux critères de quantification de la réaction allergique.

Des études récentes définissent la thermographie comme une méthode prometteuse dans le dépistage de la dermite d'origine allergique (Nishino et al. 2013; Alsaaod et al. 2014).

### 1.3.2.5. Les pathologies vasculaires

Les pathologies vasculaires peuvent bénéficier de la thermographie pour le diagnostic ou pour le suivi de l'évolution de la maladie.

Environ 50 % des patients diabétiques sont hospitalisés en raison de complications au niveau du pied (Sims et al. 1988) dont les causes principales sont un apport sanguin diminué et une perte de sensations dues à la  neuropathie diabétique.
Les désordres vasculaires provoquant des changement de température à la surface du corps, la thermographie pourrait devenir un outil de diagnostic chez le patient diabétique (Bharara et al. 2006).

Une étude (Brånemark et al. 1967) a montré une baisse de température au niveau des extrémités (orteils, doigts) chez les sujets diabétiques (Brånemark et al. 1967). Cependant, ces patients avaient une température moyenne au niveau des pieds significativement plus élevée (30.2 ± 1.3 °C) que celle des sujets sains (26.8 ± 1.8 °C).
Du fait de ce contraste thermique (figures 7,8 et 9), la thermographie pourrait permettre le dépistage précoce du diabète et la prévention d'éventuelles complications.

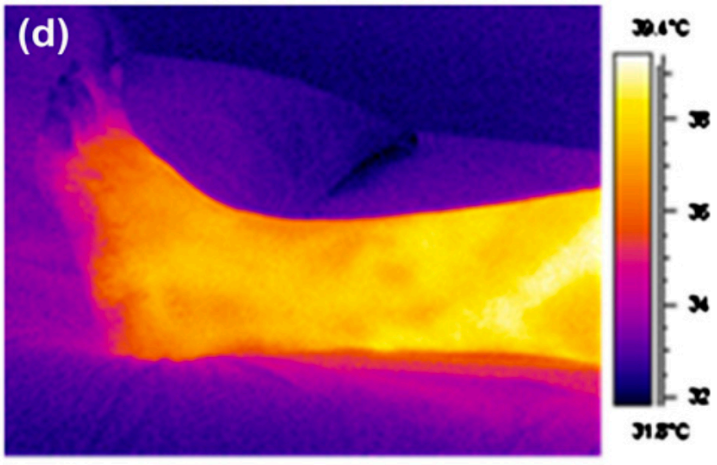


*Figure 7 : image thermique du pied chez un sujet diabétique (Lahiri et al. 2012).*

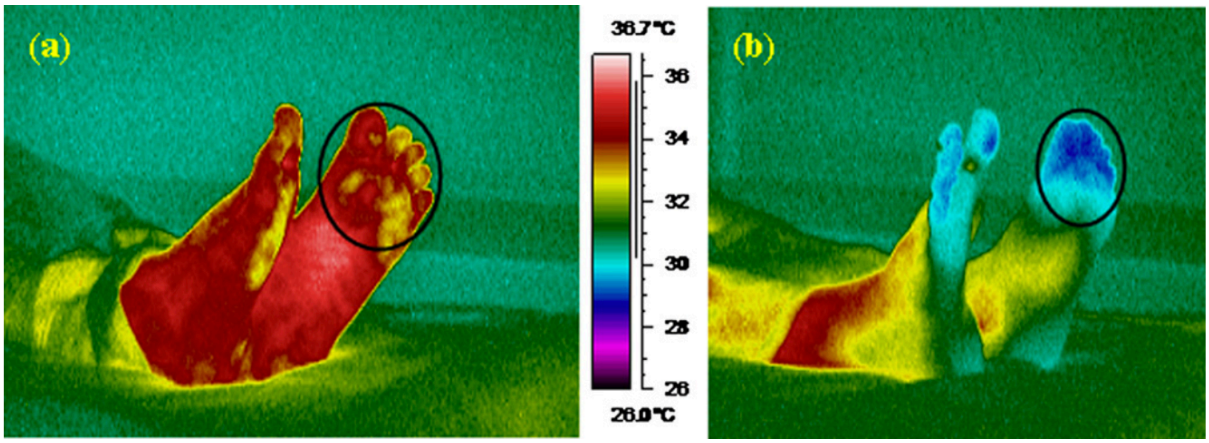



*Figure 8 : images thermiques typiques de région la plantaire chez deux patients diabétiques (Bagavathiappan et al. 2010);*
*(a) sujet masculin neuropathique de 44 ans avec une valeur de l'HbA1c de 9.6 %*
*(b) sujet féminin non-neuropathique de 67 ans avec une valeur de l'HbA1c de 6.6 %.*
*La température moyenne des régions encerclées chez les sujets neuropathiques et non-neuropathiques est 34.1 et 29.1 °C respectivement.*

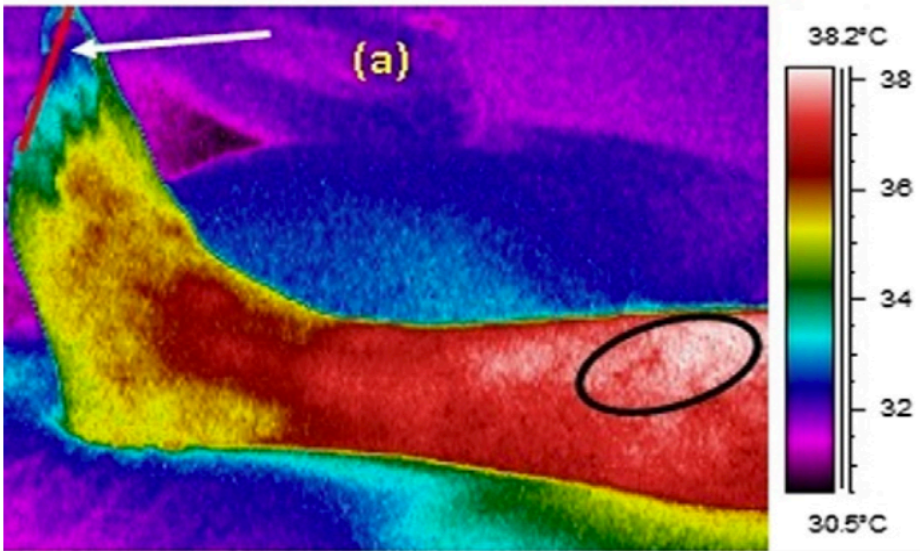



*Figure 9 : Image thermique d'un membre inférieur gauche chez un sujet diabétique masculin de 28 ans souffrant d'affection vasculaire*
*L'extrémité du pied (indiquée par la flèche) a une température plus faible en raison du flux sanguin diminué à ce niveau. La région encerclée est de 0.7-1 °C plus élevée que les régions environnantes. Cette température plus élevée est attribuée à la présence de veines variqueuses, avec une inflammation probable. Source : (Bagavathiappan et al. 2009).*

Parmi les diverses applications possibles de la thermographie dans les pathologies vasculaires, on peut également noter :

- La visualisation du rétablissement de la circulation sanguine après un pontage coronarien (Robicsek 1998).
- L'objectivation d'une température diminuée dans les doigts des patients affectés par le syndrome de Raynaud (Hirschl et al. 2002).
- La surveillance des procédures chirurgicales dans le cas de chirurgie cardiaque (Zetterman et al. 1999; Chijiwa et al. 2000).

#### 1.3.2.6. Les pathologies ostéo-articulaires

De nombreuses pathologies articulaires comme l'arthrite inflammatoire ou l'ostéoarthrite, se traduisent par une symptomatologie clinique inflammatoire à type d'articulation douloureuse, œdématiée, rouge et chaude.

Dans ce type de pathologie, la thermographie peut être utilisée à visée diagnostique, pour le suivi de la maladie ou pour connaître l'efficacité d'un traitement :

L'étude de Bacon et al (1977) portant sur l'arthrose utilise cette méthode pour montrer que les petites articulations comme celle des doigts de la main augmentent très rapidement en température lors des crises d'arthrose puis la température diminue pour revenir à sa valeur de référence au bout d'une semaine suite à la prise d'anti-inflammatoires non-stéroïdiens.
D'autre part, les articulations plus importantes, comme celle du genou ou du coude, augmentent également rapidement en température mais elles nécessitent plus d'une semaine de traitement anti-inflammatoire pour enregistrer le même effet.

Deux études sur l'arthrose ont été menées au Japon (Warashina et al. 2002) et plus récemment aux Etats-Unis (Denoble et al. 2010) afin de comparer la thermographie et la radiographie : les deux études ont trouvé une bonne corrélation entre l'augmentation de la température et les changements sévères observés sur la radiographie dans l'ostéo-arthrose du genou.

L'imagerie thermique a également été utilisée pour surveiller les patients après la mise en place de prothèses du genou (Lambiris et Stoboy 1981; Mayr et al. 1995; Glehr et al. 2011; Romanò et al. 2011).
Après une chirurgie du genou, une augmentation importante de la température a été objectivée en cas d'infection, par la thermographie ; le retour à des valeurs normales s'effectuait en 4 à 6 semaines (Lambiris et Stoboy 1981).

#### 1.3.2.7. Les pathologies neurologiques

Le système nerveux autonome contrôlant la vascularisation, la thermographie semble intéressante dans le diagnostic des pathologies neurologiques locales ou générales.

Jesensek Papez et al. 2009 ont par exemple suggéré que la thermographie pouvait être utilisée comme moyen de dépistage du syndrome du canal carpien chez les populations à risque.

Dans le cas du syndrome régional douloureux complexe (SRDC), la thermographie montre, suite à une intervention thérapeutique, que la différence de température entre les deux côtés du visage est diminuée. Parallèlement à cela, on observe une réduction de la douleur et de l'œdème chez le patient. Ainsi les changements observés cliniquement et par thermographie coïncident avec ceux de la radiographie (Ammer 1991).

Dans le diagnostic des douleurs neuropathiques périphériques, la thermographie aurait une meilleure sensibilité que les autres méthodes actuelles de diagnostic (Park et al. 1994).

### 1.3.2.8. Dépistage en masse de sujets fiévreux

La croissance des échanges internationaux exige une politique mondiale de prévention contre les maladies transmissibles, à la fois rapide et efficace. L'élévation de la température du corps, c'est-à-dire la fièvre, est un indicateur fiable de la plupart des infections virales chez l'homme.
Depuis l'épidémie de SRAS (Syndrome respiratoire aigu sévère), les autorités de santé publique du monde entier sont à la recherche d'une méthode rapide, facile, fiable et sans contact pour détecter les élévations de température corporelle.
La thermographie semble pouvoir satisfaire ce besoin. Elle est utilisée pour contrôler la température corporelle des groupes à risques tels que les voyageurs et a fait ses preuves dans la lutte contre l'épidémie de SRAS, de grippe aviaire et de grippe A dans de nombreux pays et régions (Chiu et al. 2005)
Lors de l'épidémie de SRAS en 2002/2003 en Asie du Sud-est, l'imagerie thermique a été utilisée afin de détecter les personnes fébriles lors de leur passage aux frontières, en particulier dans les aéroports.
Lorsque la température de la face dépassait 38°C le passager était envoyé à l'hôpital pour des examens cliniques complémentaires.
Selon l'étude de Ng et al. 2004, c'est la partie interne des orbites (épicanthus) qui est la plus représentative de la température interne, suivie du front, et le seuil de température pour être déclaré fébrile, en fonction des conditions ambiantes, est de 36,3°C (Ng et al. 2004).
A la suite de cette crise sanitaire, quelques études ont été menées afin de connaître la sensibilité et la spécificité de cette méthode vis-à-vis de la fièvre (Chiu et al. 2005; Chiang et al. 2008; Nishiura et Kamiya 2011).

En 2009, l'aéroport de Bamako-Senou s'est équipé de caméras thermiques pour déceler des passagers dont la température corporelle s'élèveraient à plus de 40°, en faisant ainsi des porteurs possibles du virus de la grippe A (virus H1N1).
Une étude conclut cependant que cette technique aurait une efficacité limitée pour la détection des patients symptomatiques au début d'une pandémie grippale (Bitar et al. 2009).

Plus récemment, lors de l'épisode épidémique EBOLA, l'aéroport de Conakry en Guinée s'est équipé en 2014 de caméras thermiques afin de détecter des cas suspects de fièvres hémorragiques.

## 1.4. Applications en odontologie

### 1.4.1. Détection des phénomènes inflammatoires suite à une extraction dentaire :

Une inflammation est une réaction de défense immunitaire du corps humain à une agression externe ou interne. C'est un processus universel qui concerne l'ensemble des tissus de l'organisme. Les phénomènes inflammatoires se traduisent par un afflux sanguin local et donc une vasodilatation provoquant des rougeurs, une sensation de chaleur, de la douleur, et un œdème. Du fait de l'élévation des températures provoquée par l'inflammation, la thermographie peut donc être utilisée pour la détection et le suivi de manifestations inflammatoires locales (Biagioni et al. 1996).

En 2008, Stewart montrait un haut degré de corrélation entre la sévérité de la douleur et les changements thermiques observés en thermographie (Stewart et al. 2008).
Selon Nahm, la thermographie est un moyen permettant de montrer les changements physiologiques cutanés au cours du temps ou d'un geste thérapeutique (Nahm 2013).

Plusieurs études se sont attachées à évaluer quantitativement l'inflammation provoquée par une extraction dentaire :

**Ventä et al. 2001 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte, prospective (niveau de preuve 2, Grade B) dont le but était d'évaluer l'utilité de la thermographie dans la détection de la réaction inflammatoire post-opératoire suite à l'extraction d'une dent de sagesse (DDS) mandibulaire.

L'échantillon était composée de 30 patients (15 hommes et 15 femmes, âgés de 18 à 39 ans, (moyenne 26 ± 4,9 ans)) présentant une DDS mandibulaire à extraire.

Avant l'intervention, les patients recevaient un prétraitement par des anti-inflammatoires non stéroïdiens (AINS). Deux groupes correspondant aux posologies/modes d'administration

étaient comparés : diclofénac 150 mg par voie orale (50 mg en rapide et 100 mg à libération prolongée) (15 patients) ; 100 mg voie orale (libération prolongée) + 50 mg voie intramusculaire (11 patients). 4 patients constituaient le groupe placebo.

L'analyse thermographique a été effectuée à l'aide d'un détecteur constitué d'une membrane en latex très souple contenant des cristaux liquides micro-encapsulés (NovaTherm), changeant de couleur au contact de la peau.

Les mesures ont été réalisées au 1er jour post-opératoire et à 7 jours post-opératoire. Deux images ont été prises par le détecteur après 30 secondes de contact avec la peau : une du côté opéré et une autre du côté non opéré (contrôle). La température de la pièce était maintenue à 24°C.

Les résultats de cette étude (figure 10) indiquent que :

tous traitements confondus, des différences thermiques ont été observées entre le côté opéré et le côté opposé au 1er jour post-opératoire. Ces différences n'étaient corrélées ni au genre du patient (r=0,1), ni à son âge (r=0,2), ni au côté (droit/gauche) de la mâchoire (r=0,3), pas plus qu'au degré d'inclusion de la 3ème molaire (r=-0,2).

La température du côté opéré était significativement supérieure à celle du côté non opéré. La différence de température était de 0,9°C ± 0,1°C au 1er jour post-op et diminuait significativement à 0,3°C ± 0,1°C au 7ème jour.

**Table 1. MEAN TEMPERATURES AND MEAN THERMAL DIFFERENCES IN DEGREES CELSIUS (± SEM IN PARENTHESIS) ON THE FIRST AND SEVENTH POSTOPERATIVE DAYS (N = 30)**

| | 1st Day | | 7th Day | |
|---|---|---|---|---|
| | Mean T (SEM) | Range | Mean T (SEM) | Range |
| Operated | 33.1 (0.2) | 30.7-35.2 | 32.7 (0.2) | 30.1-35.4 |
| Unoperated | 32.2 (0.2) | 30.1-33.6 | 32.4 (0.2) | 29.9-34.8 |
| ΔT | 0.9 (0.1)* | | 0.3 (0.1)* | |

* $P < .05$.

*Figure 10 : Températures moyennes et différences de températures moyennes en degré Celcius entre le 1er et le 7ème jour post-opératoire chez les groupes ayant un reçu un prétraitement anti-inflammatoire* (Ventä et al. 2001).

L'analyse plus précise des différents groupes (figure 11) indique que la différence de température était significativement plus faible chez les patients recevant du diclofénac (0.8°C ± 0.1°C à J-1 et 0.2°C ± 0.1°C à J-7) par rapport aux patients placebo (1.6°C ± 0.1°C à J-1 et 0.8°C ± 0.3°C à J-7, p<0,001).

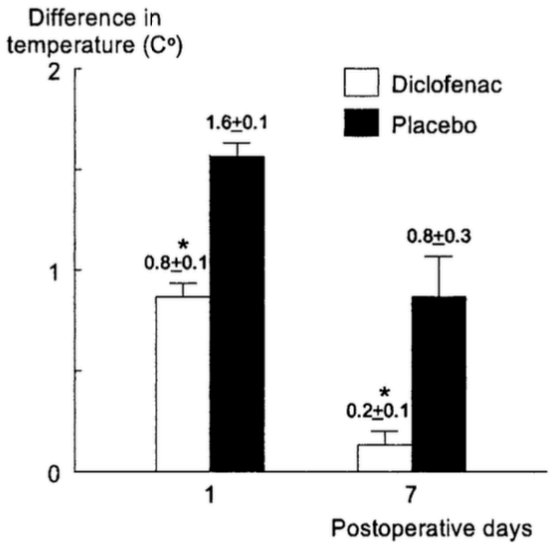



*Figure 11 : Différence de température observée entre le côté opéré et le côté contrôle au 1er jour et au 7ème jour post-opératoire après un prétraitement au diclofénac ou un placebo.*

Enfin, à doses équivalentes de diclofénac, la combinaison de comprimés à libération rapide et à libération prolongée par voie orale était plus efficace pour réduire la température que l'administration de comprimés à libération prolongée associée à une injection intramusculaire.
Avec des comprimés à libération prolongée associée à une injection intramusculaire, la différence de température était de 1,0 ± 0,2 °C à J-1 et de 0,4 ± 0,1°C à J-7.
Avec des comprimés à libération rapide et à libération prolongée, la différence de température était de 0,7 ± 0,1°C à J-1 et de 0,1 ± 0,1°C à J-7.

Conclusion :

L'étude n'était pas centrée sur l'évaluation de la procédure mais sur l'effet médicamenteux. Elle présente des limitations qui en minorent la portée : les critères de non inclusion ne sont pas mentionnés; il n'est pas précisé si l'essai est randomisé, ni s'il est en simple ou double aveugle. De plus, la méthode employée (thermographie par contact) introduit un biais de confusion pouvant induire des erreurs de mesure. Enfin, la puissance de l'étude est faible car l'échantillon est restreint.

Néanmoins, cette étude suggère que la thermographie peut permettre l'évaluation de la réaction inflammatoire post-opératoire car les changements thermiques sont significatifs et diminuent à l'aide d'un prétraitement à base d'AINS.

**Christensen et al. 2012 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte prospective (niveau de preuve 2, Grade B) utilisant la thermographie afin d'évaluer l'inflammation post-opératoire suite à l'extraction d'une dent de sagesse (DDS) mandibulaire. Le but de cette étude était d'évaluer les différences de température faciale entre le côté opéré et le côté non opéré après une extraction de DDS mandibulaire.
L'échantillon était composé de 127 patients (74 hommes, 53 femmes, avec une moyenne d'âge de 25,1 ans) présentant une DDS à extraire.

L'analyse thermographique a été effectuée à l'aide d'une camera ThermaCam E320 disposant d'une sensibilité thermique de 0,1°C, une précision de +/- 2% et une reproductibilité intrinsèque de +/- 1%. Le détecteur était un microbolomètre non refroidi avec une matrice à plan focal.

Avant l'examen, les patients se reposaient pendant 10 minutes. Ils avaient la tête positionnée selon le plan de Francfort. La caméra était montée sur un trépied et située à une distance de 25 cm de la tête du patient.
Les mesures ont été réalisées juste avant la chirurgie, 2 jours après puis à 7 jours post-opératoire. Deux images de la tête du patient ont été prises : une du côté droit et une du côté gauche (figure 12).

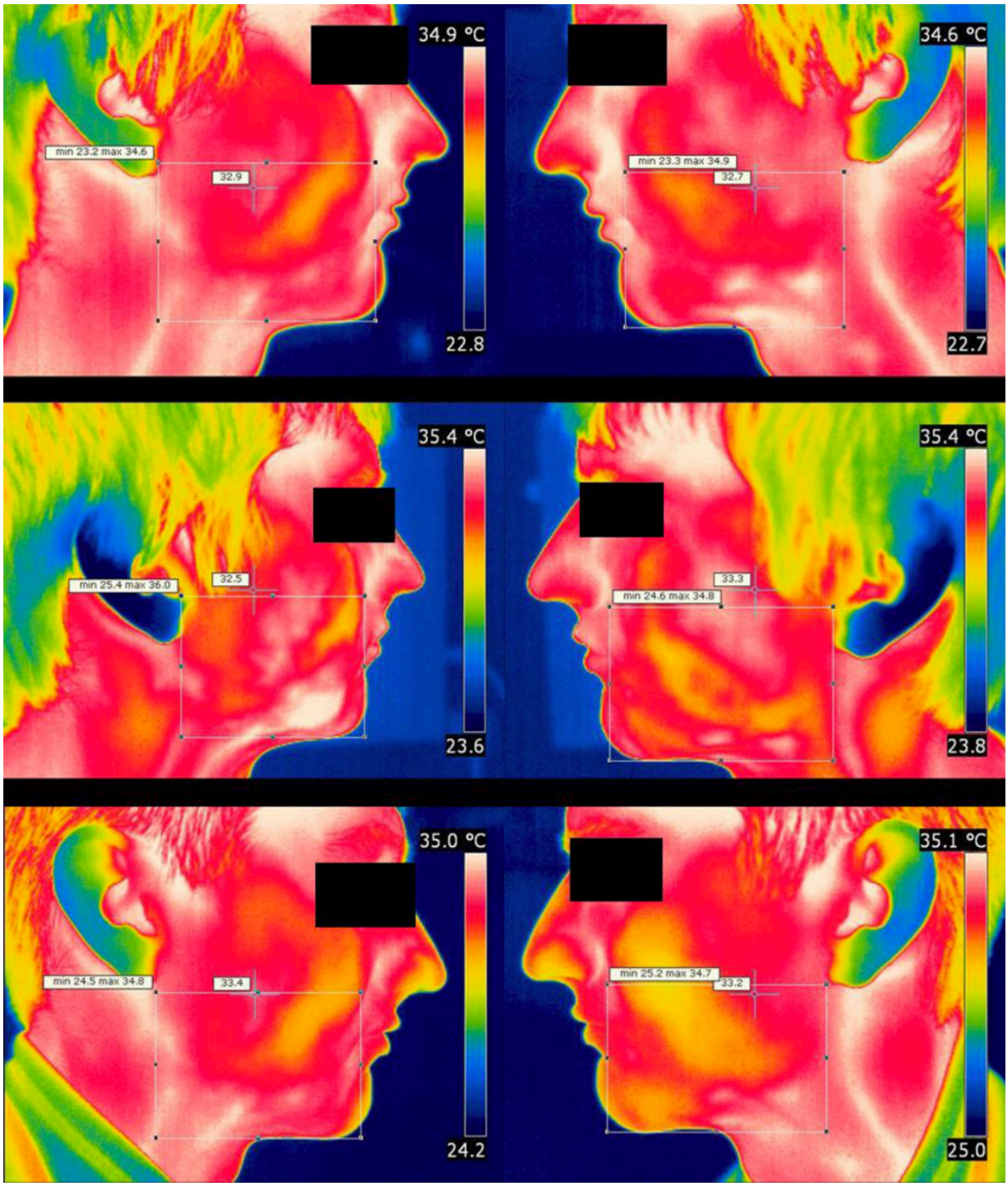
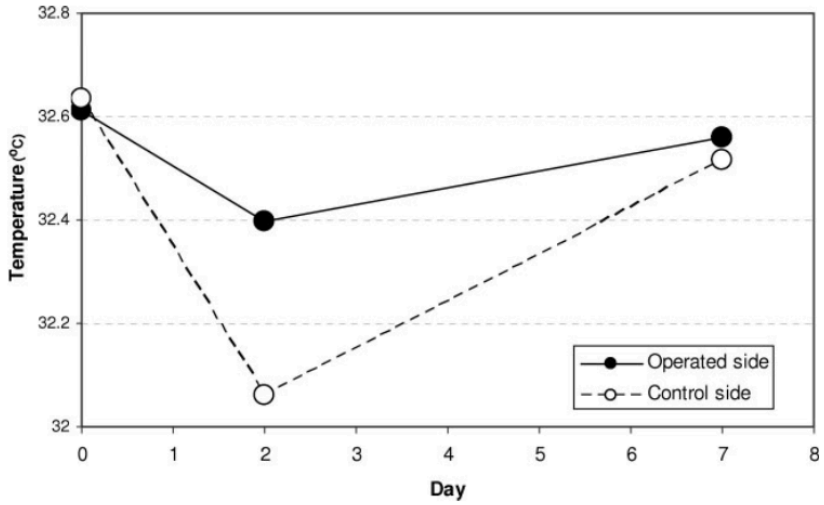



*Figure 12 : Thermogrammes avec les régions d'intérêts marquées par des rectangles. L'échelle de couleur indique les températures.*
*Ces images représentent le patient avant (images du haut), 2 jours après (images du milieu) et 7 jours après (images du bas) la chirurgie d'une dent de sagesse mandibulaire droite. (Christensen et al. 2012a)*




Mean temperatures for the operated side and the control side before surgery (0), and 2 days and 7 days following the removal of a third molar

*Figure 13 : Températures moyennes des côtés opérés et contrôles avant la chirurgie, 2j après puis 7j post-opératoire.*

Les résultats de l'étude, illustrés par la figure 13, étaient les suivants :

- il n'a pas été observé de différence significative de température entre le côté opéré et le côté non opéré avant la chirurgie ou 7 jours après la chirurgie ($p>0,3$)
- La température du côté opéré (moyenne : 32,39°C) était significativement supérieure à celle du côté non opéré (moyenne : 32,06°C) 2 jours après la chirurgie.
- La température cutanée au niveau du visage est en moyenne de 0,3°C plus élevée du côté opéré par rapport au côté non opéré.
- Il n'existait pas de différence significative avant et 7 jours après la chirurgie ($p>0,1$)
- la variation de température du côté opéré entre J0 et J2 post-opératoire n'était pas significative ($p=0,12$). Cette différence de température du côté non opéré était cependant significativement plus faible ($p<0,001$).

Conclusion :

Cette étude possède un bon niveau de preuve (niveau 2) avec un nombre de sujets assez important et donc une forte puissance statistique. Elle a permis de détecter des variations de température faible correspondant à un processus inflammatoire physiologique de réparation tissulaire.

La thermographie semble donc permettre l'évaluation quantitative de l'inflammation entre le côté opéré et le côté non opéré après extraction d'une DDS mandibulaire. L'étude montre néanmoins des variations dans la température absolue qui en limitent la portée.

**Christensen et al. 2014 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte prospective (niveau de preuve 1, Grade B) utilisant la thermographie afin d'évaluer l'inflammation post-opératoire suite à l'extraction de DDS mandibulaires avec ou sans traitement anti-inflammatoire. Des études ont montré que l'administration de stéroïdes, comme la methylprednisolone (MP), permettait de réduire l'œdème post opératoire (Markiewicz et al. 2008). La perception de l'œdème varie selon les patients mais elle est statistiquement la plus importante au 2ème jour post-opératoire (Huffman 1977).
Le but de l'étude était double :

- Evaluer la différence de température faciale après une chirurgie de DDS mandibulaire entre deux groupes de patients : un groupe sous methylprednisolone (MP) et un groupe placebo.
- Rechercher une corrélation entre l'œdème rapporté par le patient à l'aide d'une échelle visuelle analogique (EVA) et la température faciale mesurée par thermographie.

L'échantillon était composé de 124 patients (67 hommes, 57 femmes, avec une moyenne d'âge de 25 ans) présentant 2 DDS mandibulaires à extraire.
Cette étude était randomisée, croisée et menée en double-aveugle : les patients étaient divisés en 2 groupes de 62 personnes recevant soit de la MP (32mg par patient) soit le placebo.

L'analyse thermographique était effectuée à l'aide d'une camera ThermaCam E320 avec une sensibilité thermique de 0,1°C, une précision de +/- 2% et une reproductibilité intrinsèque de +/- 1%. Le détecteur était un microbolomètre non refroidi avec une matrice à plan focal. La région d'intérêt est définie sur le thermogramme (figure 14).

L'examen thermographique et le score d'EVA (sous forme de questionnaire) pour le gonflement étaient réalisés 2 jours après la chirurgie. Un 2ème examen thermographique était

pratiqué 7 jours après la chirurgie. Deux images de la tête du patient ont été prises : une du côté droit et une du côté gauche.

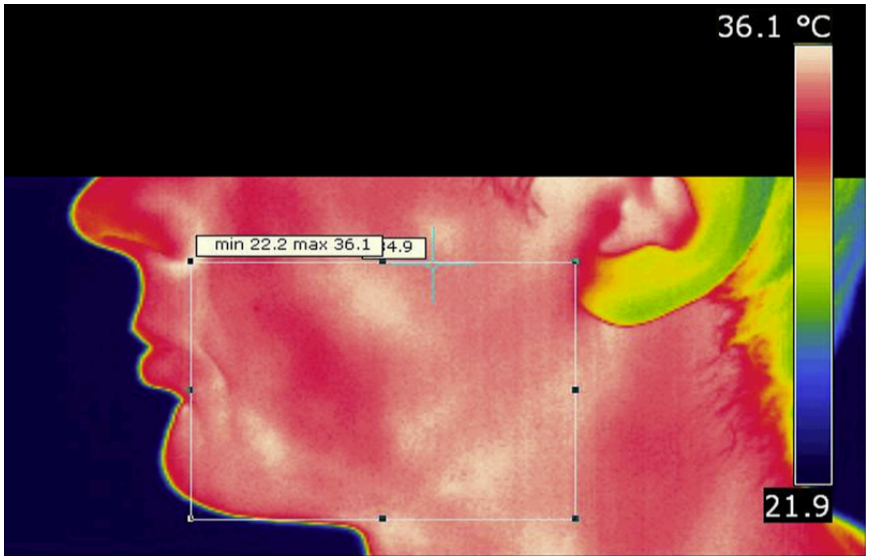



*Figure 14 : Thermogramme de la région d'intérêt marquée par un rectangle. L'échelle de couleur indique les températures (Christensen et al. 2014).*

Les résultats de l'étude, reproduits dans la figure 15, montrent que sur un total de 124 patients présentant 2 DDS mandibulaires à extraire en 2 temps différents :

- La température était moins élevée du côté opéré après administration de MP mais la différence entre la MP et le placebo n'était cependant pas significative (p=0,07).
- La moyenne des différences de température entre le côté droit et gauche tendait à être supérieure pour le groupe placebo par rapport au groupe MP, après la 1ère opération, sans être cependant statistiquement significative (p=0,09).

**Table 1. MEAN TEMPERATURE, Δt, AND VAS SCORE FOR SWELLING 2 DAYS AFTER SURGERY FOR MP AND PLACEBO GROUP AT FIRST AND SECOND OPERATION**

| | First Operation | | | Second Operation | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Variable | Operated Side | Control Side | Mean Δt | Operated Side | Control Side | Mean Δt |
| MP at first operation, placebo at second operation (n = 62) | | | | | | |
| Temperature (°C) | 32.3 ± 1.7 | 32.1 ± 1.8 | 0.21 ± 0.46 | 31.8 ± 1.5 | 31.4 ± 1.6 | 0.39 ± 0.63 |
| Swelling VAS score (mm) | 11.2 ± 13.7 | — | — | 28.2 ± 22.5 | — | — |
| Placebo at first operation, MP at second operation (n = 62) | | | | | | |
| Temperature (°C) | 32.2 ± 1.7 | 31.8 ± 1.7 | 0.36 ± 0.48 | 31.9 ± 1.7 | 31.6 ± 1.8 | 0.27 ± 0.50 |
| Swelling VAS score (mm) | 26.1 ± 19.6 | — | — | 14.9 ± 16.9 | — | — |

Data presented as mean ± standard deviation.
Abbreviations: Δt, temperature difference between operated and control sides; MP, methylprednisolone; VAS, visual analog scale.

*Christensen et al. Thermography and Postoperative Inflammation. J Oral Maxillofac Surg 2014.*

*Figure 15 : Températures moyennes, différence de températures moyennes et score EVA pour le gonflement 2 jours après la chirurgie chez les patients sous MP et le groupe placebo.*

- La corrélation entre le score EVA-gonflement et la moyenne des différences de température entre le côté droit et gauche était, bien que faible, statistiquement significative après la 1ère opération pour le groupe placebo (p=0,025) et pour tous les patients (p=0,001). Il n'existait pas de corrélation statistiquement significative après la 2nde opération (figure 16).

**Table 2. CORRELATION COEFFICIENT (R) BETWEEN VAS SCORE FOR SWELLING AND MEAN Δt**

| | First Operation | | | Second Operation | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | MP (n = 62) | Placebo (n = 62) | All Patients (n = 124) | MP (n = 62) | Placebo (n = 62) | All Patients (n = 124) |
| Mean r | 0.21 | 0.29 | 0.30 | 0.16 | −0.01 | 0.09 |
| *P* value | .1 | .025 | .001 | .2 | .97 | .3 |

Abbreviations: Δt, temperature difference between operated and control sides; MP, methylprednisolone; VAS, visual analog scale.

*Christensen et al. Thermography and Postoperative Inflammation. J Oral Maxillofac Surg 2014.*

*Figure 16 : Coefficient de corrélation entre le score d'EVA pour le gonflement et la différence de températures moyennes.*

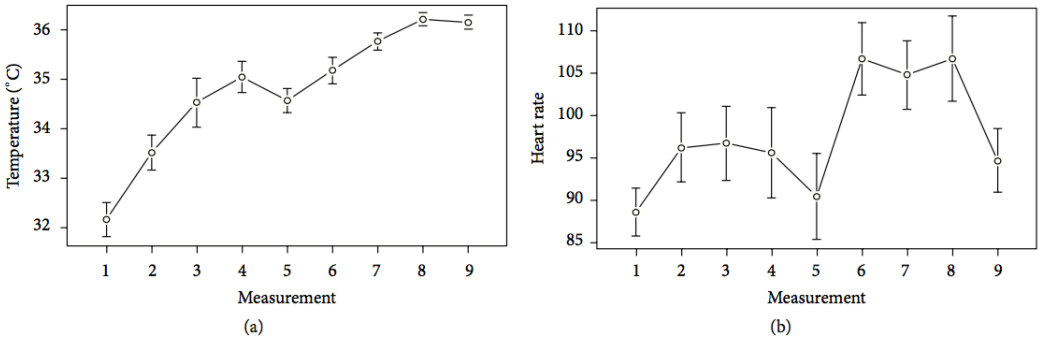
Conclusion :

Bien qu'il s'agisse d'une étude de forte puissance avec un bon niveau de preuve, la corrélation trouvée entre les différences de température (entre les côtés droit et gauche) et le gonflement rapporté subjectivement par le patient était faible. Il existe donc une corrélation entre l'œdème rapporté par le patient et l'élévation de la température suite à l'inflammation.
La thermographie permet l'évaluation quantitative de l'inflammation entre le côté opéré et le côté non opéré après extraction d'une DDS mandibulaire mais elle ne montre pas de différence significative dans la réponse inflammatoire entre les patients recevant 32mg de MP et ceux recevant le placebo. Dans cette étude, la thermographie ne permet pas de statuer sur l'efficacité d'un prétraitement anti-inflammatoire.

**Kolosovas-Machuca et al. 2016 :**

Il s'agit d'une étude prospective (Grade B) dont le but était d'évaluer les changements de température lors d'extractions dentaires et établir une corrélation entre ces changements et les variations de la fréquence cardiaque.
En effet, les variations de la fréquence cardiaque sont considérées comme un marqueur de la douleur et de l'inconfort chez l'enfant (Jacqz-Aigrain et Sarkozy 2000; Zhao et al. 2015).

L'échantillon était composé de 18 enfants en bonne santé (13 garçons, 7 filles, avec une moyenne d'âge de 9,4 ± 1,6 ans) présentant des premières molaires temporaires à extraire pour raisons orthodontiques.




(a) Mesures thermographiques
(b) Fréquence cardiaque

*Figure 17 : Mesures thermographiques et fréquence cardiaque. La fréquence cardiaque et les mesures thermographiques ont été enregistrées à une minute d'intervalle du début de la procédure chirurgicale (mesure 1), pendant l'anesthésie (mesure 2 à 5), pendant l'extraction dentaire (mesure 6 à 8) et après l'extraction (mesure 9).*

La procédure (figure 17) comportait 8 mesures de fréquence cardiaque et de température.
La fréquence cardiaque était mesurée par oxymétrie pulsée à l'aide d'un capteur placé sur un doigt de l'enfant.
L'analyse thermographique était effectuée à l'aide d'une camera FLIR T400 dotée d'une sensibilité thermique de 50mK à 30°C au niveau de la caroncule lacrymale de l'œil droit pour des longueurs d'ondes allant de 7,5 à 13 $\mu$m (figure 18). La caroncule lacrymale de l'œil droit est une zone qui permet d'observer des changements de température en réponse à la douleur (Stewart et al. 2007, 2008). Le détecteur était un microbolomètre non refroidi avec une matrice à plan focal.

Les patients étaient mesurés de face, avant et pendant la procédure chirurgicale.

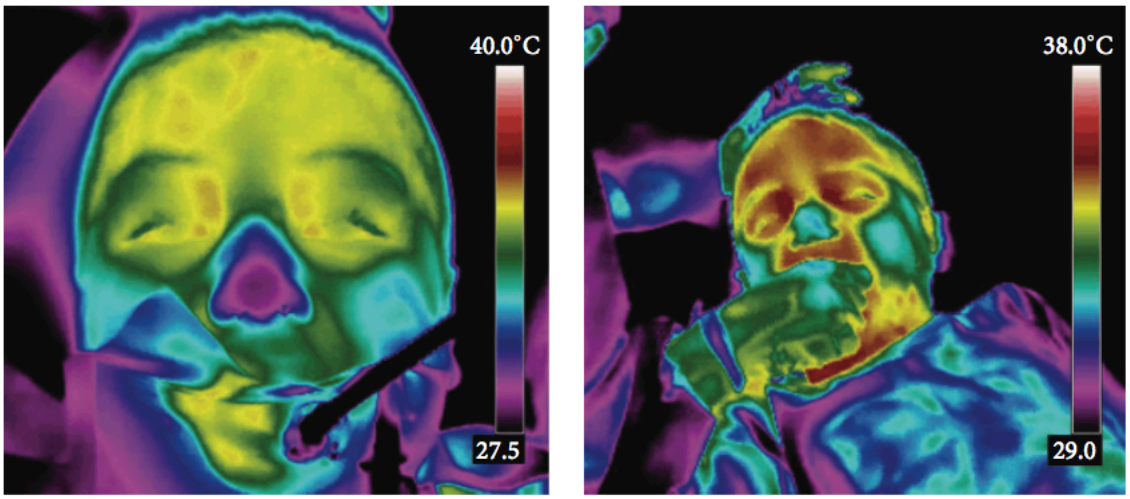



*Figure 18 : Images thermographiques du visage d'un enfant avant extraction (a) et pendant l'extraction (b).*
*Un changement de température du visage est objectivé lors de l'extraction. (Kolosovas-Machuca et al. 2016)*

TABLE 1: Difference in heart rate and temperature before the procedure and during dental extraction.

| | Time 1 | Time 8 | $p$ |
|---|---|---|---|
| Heart rate, bpm | 88.61 ± 11.90 | 106.72 ± 15.97 | $p < 0.001$ |
| Temperature, °C | 32.16° ± 1.46 | 36.23° ± 0.59 | $p < 0.001$ |

*Data are presented as mean ± SD. A paired Student's $t$-test was used for comparisons. bpm = beats per minute; °C = degrees Celsius.

Bpm : battements par minute

*Figure 19 : Différence de température et de fréquence cardiaque avant et pendant la chirurgie. Les données sont présentées sous forme de moyennes ± Déviation Standard.*

Les résultats de l'étude (figure 19) montrent que la différence de température avant la procédure (temps 1) et au moment de l'extraction (temps 8) était statistiquement significative ($\Delta T = 4,07°C$ ; 95% IC: 3.27–4.87; $p < 0.001$).

La différence de valeur de la fréquence cardiaque avant la procédure (temps 1) et celle au moment de l'extraction de la dent (temps 8) était statistiquement significative ($\Delta Fc = 18,11$ bpm ; 95% IC: 10.35–25.87; $p < 0.001$).

Entre la 1ère et la 8ème mesure, aucune corrélation significative n'a été trouvée entre la température et la fréquence cardiaque (p=0,46).

Il y a une différence significative entre les mesures thermographiques enregistrées avant la procédure chirurgicale et celles enregistrées pendant l'extraction ($p<0,05$).

Conclusion :

Lors d'une extraction dentaire, la température faciale cutanée s'élève et s'accompagne d'une accélération de la fréquence cardiaque. Cette étude n'a cependant pas montré de corrélation entre les variations de fréquence cardiaque et les changements de température. La thermographie n'est donc pas un marqueur de la douleur chez l'enfant (contrairement à ce qui est énoncé dans l'étude) : ce sont les accélérations de la fréquence cardiaque lors de l'extraction qui témoignent de la douleur et de l'inconfort.
Cette étude présente des limites qui en minorent la portée : les mesures thermographiques ont été réalisées uniquement de face et non de profil, avant et pendant la procédure mais pas après. La thermographie ne permet pas ici une évaluation quantitative de l'inflammation post-opératoire mais montre uniquement une élévation de la température cutanée per-opératoire.
Les mesures de température et de fréquence cardiaque obtenues n'ont pas été comparées à un groupe contrôle. De plus, cette étude présente un nombre de sujets restreint et donc une faible puissance.

**Synthèse :**

A travers ces études, la thermographie apparaît être un outil diagnostic intéressant : elle permet une évaluation quantitative de l'inflammation après extraction d'une DDS mandibulaire. Le respect d'un protocole rigoureux et la définition préalable de régions d'intérêts sont des prérequis indispensables. Cette technique est fiable, précise, non invasive et fonctionne en temps réel. Nous retenons donc que cette méthode peut être utilisée pour la détection et le suivi de manifestations inflammatoires locales.

### 1.4.2. Lésions nerveuses suite à une chirurgie/traumatisme

Les déficits neurosensoriels par lésion nerveuse sont des complications fréquentes des chirurgies orales et maxillo-faciales. Les lésions du nerf alvéolaire inférieur (NAI) sont parmi les plus fréquentes. L'incidence de ces lésions est de 3 % pour une chirurgie de DDS incluse et 74% après ostéotomie sagittale de la mandibule (Kipp et al. 1980; Coghlan et Irvine 1986; Gratt et al. 1995; Westermark et al. 1998a, 1998b; Bataineh 2001; Achouche 2016).

Des études portant sur des éléments nerveux autre que le nerf alvéolaire inférieur suggèrent que des changements de température peuvent être enregistrés par thermographie et renseignent sur le type de nerf lésé (Brelsford et Uematsu 1985; Uematsu 1985; Gratt et al. 1994; Shetty et al. 1994) .
L'étude de Feldman et Nickoloff, portant sur la colonne cervicale et les extrémités supérieures, montre une élévation de la température cutanée dans le territoire du nerf endommagé lors des premiers mois suivant l'incident. Celle-ci tend ensuite à diminuer.
Une différence de température entre les deux côtés du visage excédant 1,0°C témoigne généralement d'un dysfonctionnement (Feldman et Nickoloff 1984).

Nous avons recensé 2 études ayant effectué des mesures thermographiques chez des patients avec des lésions du NAI. Ces études sont discutées ci-après :

**Lee et al. 2007 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte prospective (niveau de preuve 2, Grade B) dont le but est d'utiliser la thermographie dans l'évaluation des lésions et du rétablissement fonctionnel du nerf alvéolaire inférieur (NAI) après chirurgie orthognatique.

L'échantillon était composé de 20 sujets présentant une classe III squelettique et devant subir une chirurgie orthognatique de type ostéotomie bilatérale sagittale du Ramus.
L'analyse thermographique était effectuée à l'aide d'une caméra IRIS 2000 (sensibilité = 0,5°C et précision = 0,1°C). Avant l'examen, les patients se reposaient pendant 15 minutes. Les mesures ont été réalisées avant la chirurgie, une semaine après puis à 4 semaines post-opératoires. Deux clichés thermographiques ont été enregistrés (une vue

antéropostérieure et une vue latérale) des deux côtés (droit et gauche) du patient. Une différence de température entre les deux côtés excédant 0,3°C était considérée comme anormale.

Les résultats de cette étude montrent que parmi les 20 patients de l'étude, 14 présentaient des dommages unilatéraux et 6 des dommages bilatéraux de type déficit sensoriel.

Avant la chirurgie, la différence de température entre le côté droit et le côté gauche du menton est de 0,02°C en vue antéropostérieure et 0,08°C en vue latérale.

Pour les patients présentant des dommages unilatéraux :

- En vue antéropostérieure, la différence de température entre le côté droit et le côté gauche du menton était statistiquement significative ($\Delta T$ = 0,64°C à une semaine et $\Delta T$ = 0,23°C à 4 semaines ($p<0,05$)).
- Vue latérale : la différence de température entre le côté droit et le côté gauche du menton n'était pas statistiquement significative ($\Delta T$ = 0,10°C à une semaine et $\Delta T$ = 0,27°C à 4 semaines).

Pour les patients présentant des dommages bilatéraux :

- vue antéropostérieure : la différence de température entre le côté droit et le côté gauche du menton n'était pas statistiquement significative ($\Delta T$ = 0,20°C à une semaine et $\Delta T$ = 0,13°C à 4 semaines).
- Vue latérale : la différence de température entre le côté droit et le côté gauche du menton n'était pas statistiquement significative ($\Delta T$ = 0,18°C à une semaine et $\Delta T$ = 0,34°C à 4 semaines).

Conclusion :

Cette étude suggère que la thermographie puisse aider à l'évaluation des lésions nerveuses en suivant l'évolution naturelle de la lésion (rétablissement ou aggravation) et aider à la décision pour une ré-intervention. Dans le cas d'une lésion du nerf alvéolaire inférieur, la thermographie montre une élévation de la température cutanée. Le rétablissement de la fonction nerveuse se traduisant par une diminution de celle-ci. Selon Lee et al, lorsque le suivi

par thermographie montre que le dysfonctionnement nerveux persiste après 4 à 6 semaines, alors une exploration chirurgicale permettra de déterminer l'étendue de la lésion et de savoir si une chirurgie réparatrice est indiquée.
Néanmoins, cette étude présente une faible puissance (20 sujets) et un biais de sélection puisque tous les participants présentent une classe III squelettique.

**Gratt et al. 1995 :**

Il s'agit d'une étude prospective (niveau de preuve 2, Grade B) menée sur 3 groupes de patients dont l'objectif est triple :

- ***Groupe N°1 :*** Déterminer une zone de température moyenne au niveau du menton et une différence de température entre le côté droit et gauche dans cette zone.
  Echantillon : 10 sujets sains
  Les examens thermographiques sont réalisés à 4 reprises des côtés droit et gauche avec 2 semaines d'intervalles entre chaque examen (figure 20).

- ***Groupe N°2 :*** Evaluer un changement de température au niveau du menton après une « lésion » à court terme (période de 50 minutes) du NAI.
  Echantillon : 12 sujets sains
  Un examen thermographique initial est réalisé puis injection d'un mL de lidocaine à 2% au niveau du NAI. Un 2ème examen thermographique est réalisé 50 minutes après.

- ***Groupe N°3 :*** Evaluer un changement de température au niveau du menton après une « lésion » à long terme (période de 90 jours) du NAI (chirurgie au traumatisme).
  Echantillon : 9 sujets
  Ces sujets présentent un déficit du NAI (figure 21) de type dysesthésie (diminution ou une exagération de la sensibilité) ou paresthésie (sensation de fourmillements, d'engourdissements ou picotements).
  L'âge et le genre du patient ainsi que la durée du déficit nerveux ont été enregistrés.
  Un examen thermographique a également été réalisé.

L'analyse thermographique est effectuée à l'aide d'une camera Agema 870 Thermovision Unit (sensibilité thermique = 0,5°C et précision = 0,1°C).

La température de la pièce est contrôlée et comprise entre 20°C et 22°C. Le sujet est laissé 15 minutes au repos avant l'examen thermographique.

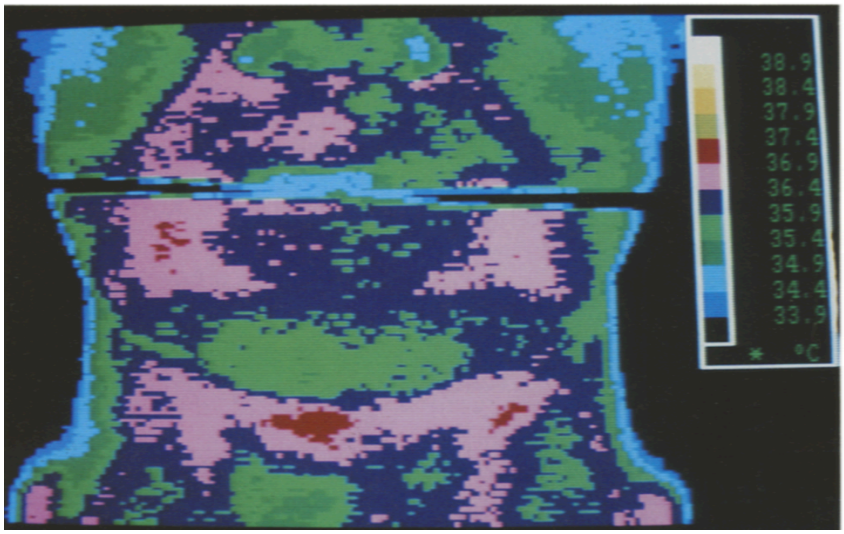



*Figure 20 : Thermogramme de la région mentonnière chez un sujet sain.*
*Symétrie thermique observée entre le côté droit et gauche du menton. (Gratt et al. 1995)*

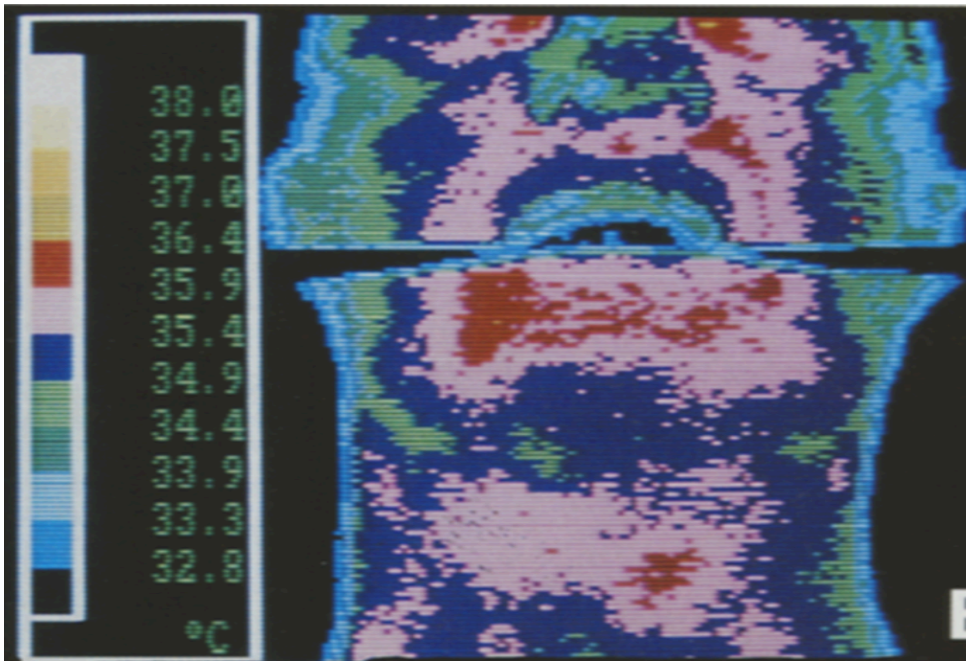



*Figure 21 : Thermogramme de la région mentonnière chez un sujet présentant une dysfonction du NAI.*
*Asymétrie thermique observée entre le côté droit et gauche du menton avec une température plus élevée du côté droit du menton. (Gratt et al. 1995)*

Dans le groupe N°1, les résultats montrent que les températures sont similaires de part et d'autre de la région mentonnière (côté droit : T = 35.3°C ± 0,6°C ; côté gauche T = 35.3°C ± 0,7°C). La différence de température moyenne présente également un haut niveau de symétrie thermique (ΔT = 0,2°C ± 0,2°C).

Dans le groupe N°2, les résultats montrent qu'à l'état initial, les températures moyennes sont similaires de part et d'autre de la région mentonnière (T = 35.7°C ± 0,5°C). La différence de température moyenne initiale présente également un haut niveau de symétrie thermique (ΔT = 0,2°C ± 0,1°C). Suite à l'injection de lidocaïne, les 12 sujets présentent une élévation de la température du coté de l'injection (T = 36.1°C ± 0,5°C) par rapport au côté contrôle (T = 35,8°C ± 0,5°C). La différence de température moyenne démontre une asymétrie thermique (ΔT = 0,4°C ± 0,1°C).

Dans le groupe N°3, on trouve un faible niveau de symétrie thermique : la température du côté où le nerf est endommagé (T = 34,9°C ± 0,6°C) est plus élevée que celle du côté contrôle (T = 34,3°C ± 0,7°C). La différence de température moyenne présente également un faible niveau de symétrie thermique (ΔT = 0,5°C ± 0,3°C).

Dans les groupes 1, 2 et 3, les différences de températures obtenues sont statistiquement significatives ($p<0,001$).

La distribution des valeurs des différences de températures moyennes au niveau du menton pour les groupes 1 2 et 3 est consignée dans le tableau ci-dessous :

**Table IV.** Distribution of chin thermographic ΔT values (in °C) of normal, postinjection, and IAN deficit patients.

| *Category* | *Number* | *Chin zone ΔT (°C)* | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | *0.0* | *0.1* | *0.2* | *0.3* | *0.4* | *0.5* | *0.6* | *0.7* | *0.8* | *0.9+* |
| Study 1 | | | | | | | | | | | |
| Normals | | | | | | | | | | | |
| Trial 1 | 10 | 3 | 1 | 4 | 2* | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Trial 2 | 10 | 2 | 2 | 3 | 2 | 0 | 0 | 0 | 1* | 0 | 0 |
| Trial 3 | 10 | 3 | 1 | 4 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1* |
| Trial 4 | 10 | 3 | 2 | 2 | 1 | 1* | 0 | 0 | 0 | 0 | |
| Study 2 | | | | | | | | | | | |
| Pre- versus postinjection of lidocaine with inferior alveolar nerve block | | | | | | | | | | | |
| Preinjection | 12 | 1 | 7 | 1 | 3 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| Postinjection | 12 | 0 | 0 | 2 | 2 | 6 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 |
| Study 3 | | | | | | | | | | | |
| Age- and gender-matched normal controls versus IAN-deficit patients | | | | | | | | | | | |
| Normals | 9 | 2 | 5 | 1 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| IAN deficit | 9 | 0 | 0 | 0 | 1 | 5 | 0 | 1 | 0 | 0 | 2 |

*Same normal subject, developed skin blemishes over the course of the 6 weeks between examinations in the region of thermographic examination.

*Figure 22 : Distribution des différences de températures moyennes chez des sujets normaux, chez des sujets après une injection de lidocaïne et chez des patients présentant un déficit du NAI.*

Selon Gratt et al, pour des valeurs de ΔT comprises entre 0,26°C et 0,36°C, la thermographie posséderait une sensibilité de 89% et une spécificité de 94% dans la détection des neuropathies du NAI (Gratt et al. 1995).

Conclusion :

Cette étude suggère que la thermographie permet l'évaluation et le suivi des lésions du NAI.
En l'absence de lésion du NAI, la thermographie ne détecte pas d'asymétrie thermique entre les côtés droit et gauche du visage. En présence de lésion du NAI, la thermographie détecte une augmentation de la température du côté de la lésion et donc une asymétrie thermique entre les côtés droit et gauche du visage.
Néanmoins, cette étude présente des limites qui en minorent la portée : la puissance de l'étude est faible du fait d'un nombre de sujets limité. Son efficacité clinique nécessite d'être validée par des études supplémentaires de plus fort niveau de preuve.
Une amélioration des méthodes de cartographie thermique et une définition exacte des régions d'intérêts (ROI) sont requises. Les seuils de température définissant une fonction normale ou anormale du NAI nécessitent des études supplémentaires avant acceptation clinique.

**Synthèse :**

Compte-tenu de l'analyse des précédentes études, la thermographie apparait être une méthode de dépistage des lésions du nerf alvéolaire inférieur (NAI). En effet, ces lésions correspondent à une augmentation de la température du côté du visage où le nerf est lésé.
La thermographie permet également le suivi de ces lésions au cours du temps (rétablissement ou aggravation) par l'analyse en temps réel de l'évolution des températures.
La thermographie est donc utile dans le diagnostic des lésions nerveuses mais elle peut également aider le praticien dans sa décision ; à savoir s'il doit intervenir par une chirurgie réparatrice au niveau de ce nerf.

### 1.4.3. Algies et dysfonctionnements de l'appareil manducateur (ADAMs)

Les ADAMs (algies et dysfonctionnements de l'appareil manducateur) sont un groupe de pathologies qui affectent les muscles masticateurs, l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) et/ou les structures associées. Les signes et symptômes décrits par le patient sont généralement la douleur, des bruits articulaires, une sensibilité musculaire ou articulaire et une limitation des mouvements de la mâchoire avec parfois une incoordination motrice. L'étiologie de ces troubles est multifactorielle et les formes sont multiples, avec une implication simultanée possible des muscles masticateurs, de l'ATM et du disque articulaire (McNeill 1997; Schifman et al. 2014).

En conditions physiologiques, les patients sains ont une distribution thermique symétrique au niveau des muscles masticateurs (Uematsu et al. 1988; Gratt et Sickles 1993). Chez ceux qui ont des troubles de l'ATM (figure 23), certains auteurs suggèrent une asymétrie thermique entre les ATM droite et gauche corrélée à l'intensité du trouble douloureux (Canavan et Gratt 1995).

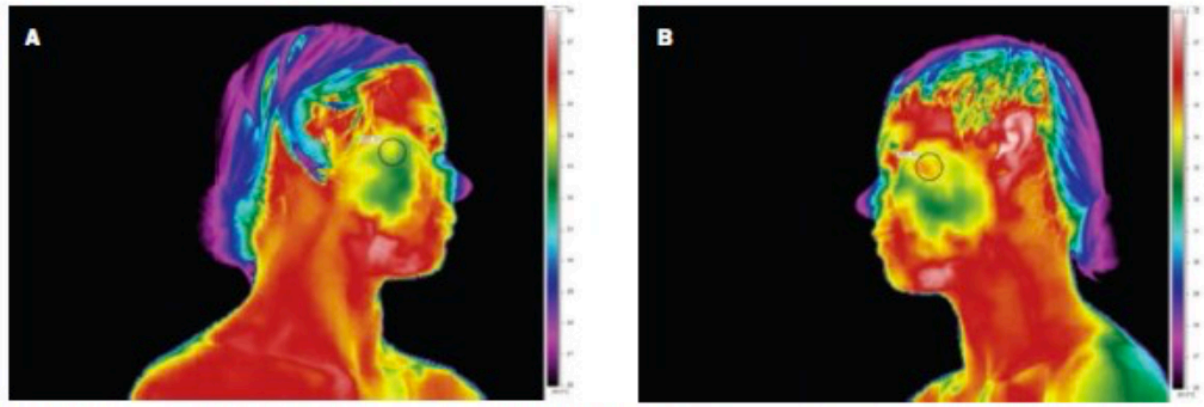



*Figure 23 : Thermogramme du visage d'une femme souffrant de dysfonction temporo-mandibulaire de profil (Clemente et al. 2015).*
*(A) La région massétérine du côté droit possède une température de 33,6°C.*
*(B) La région massétérine du côté gauche possède une température de 34,5°C*
*Une asymétrie thermique est observée : le côté gauche était plus chaud de 0,9°C.*

Une des premières études relatives aux ADAMs a été celle de Biagioni et al. 1996 qui constituait une étude pilote portant sur l'utilisation de la thermographie infrarouge dans la détection et la quantification des changements de température cutanée au niveau de l'ATM et du muscle masséter pendant une activité musculaire prolongée.

L'échantillon se composait de 10 étudiants en odontologie (5 femmes et 5 hommes avec une moyenne d'âge de 22,1 ans). Les sujets devaient mâcher pendant 5 minutes un bout de tuyau en caoutchouc. Une échelle visuelle analogique (EVA) était utilisée pour quantifier la douleur/l'inconfort.

L'analyse thermographique a été effectuée à l'aide d'une camera Agema (900 series). Les mesures ont eu lieu à T0 et T+5min, les patients étaient assis, la tête positionnée selon le plan de Francfort.

Les résultats de l'étude sont indiqués dans la figure 24 :

| | *Maximum temperature change (°C)* | |
|---|---|---|
| *Subject* | *Masseter* | *TMJ* |
| 1 | 1.6 | 0.6 |
| 2 | 0.7 | 0.3 |
| 3 | 3.1 | – |
| 4 | 2.4 | – |
| 5 | 1.9 | 1.0 |
| 6 | 2.3 | – |
| 7 | 1.8 | 1.2 |
| 8 | 1.6 | 1.1 |
| 9 | 2.1 | 0.7 |
| 10 | 0.9 | 1.4 |
| Mean (sd) | 1.92 (0.80) | 0.9 (0.40) |

*Figure 24 : Changements de température maximum observés dans la région du muscle masséter et de l'ATM après une période de mastication de 5 minutes (Biagioni et al. 1996).*

Sur les 10 volontaires, trois présentaient des antécédents de bruits articulaires au niveau de l'ATM, deux présentaient des antécédents de douleurs faciales périodiques et un volontaire avait déjà une sensibilité du muscle masséter à la palpation.

Sur ces 10 personnes, six ont ressenti un inconfort bilatéral et quatre ont ressenti l'inconfort unilatéralement.

Tous les participants avaient une température augmentée au niveau du masséter.

Au niveau de l'ATM, sept avaient une température augmentée : parmi eux, seulement deux ont ressenti un inconfort mais ils avaient déjà un antécédent de bruit articulaire.

Conclusion :

La thermographie semble donc intéressante pour étudier les variations de température cutanée au niveau des ATM et des muscles masséters pendant une activité fonctionnelle prolongée.
Néanmoins, cette étude ne permet pas de statuer sur l'intérêt de la thermographie dans l'étude des ADAMs car elle présente de nombreuses limites : les critères d'inclusion et d'exclusion ne sont pas explicitement mentionnés ; certains des patients présentaient des signes d'ADAMs et ne peuvent être considérés comme des volontaires sains ; il n'est pas précisé si l'exercice masticatoire demandé était uni ou bilatéral. Enfin, la faible puissance de cette étude du au faible nombre de sujet ne permet pas d'étendre les résultats à la population générale.

D'autres études ont suivi ce travail pilote que nous avons tenté de séparer selon le type d'ADAM, même si parfois les patients appartenaient à plusieurs groupes simultanément:

#### 1.4.3.1. Déplacements discaux :

**Dibai Filho et al. 2013 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte prospective menée en double aveugle dont le but était d'évaluer l'intérêt de la thermographie infrarouge, au niveau des muscles masséters et temporaux antérieurs, dans le diagnostic des ADAMs musculaires et déplacements discaux.

L'échantillon était composé exclusivement de femmes (N=104) divisées en 2 groupes de 52 personnes : un groupe contrôle et un groupe de patients ADAMs subdivisées selon la classification RDC (Research and diagnostic Criteria) (Dworkin et LeResche 1992).
Le groupe de patients ADAMs était composé de 40 femmes avec une douleur myofasciale (Ia), 12 avec une douleur myofasciale avec limitation d'ouverture (Ib), 4 avec un déplacement discal avec réduction (IIa), 2 femmes avec déplacement discal sans réduction et sans limitation d'ouverture (IIc), 15 femmes arthralgiques (IIIa) : ces femmes peuvent donc avoir plusieurs problèmes simultanément.

L'analyse thermographique a été effectuée à l'aide d'une camera FLIR T360 située à une distance d'un mètre de la tête du sujet. Avant l'examen, les patients se reposaient pendant 20 minutes. La température de la pièce était contrôlée (22°C). Les patients avaient la tête positionnée selon le plan de Francfort.
Trois images de la tête du patient ont été prises : une du côté droit, une du côté gauche et une de face.

**Table 2.** *Comparison between the groups of skin surface temperature values of masticatory muscles*

| Muscle | Control group Md (Q1-Q3) | TMD group Md (Q1-Q3) | *P* |
|---|---|---|---|
| LM (°C) | 32.74 (32.50-33.12) | 32.70 (32.01-33.20) | .451 |
| RM (°C) | 32.54 (32.21-32.90) | 32.65 (32.04-33.03) | .873 |
| LT (°C) | 34.30 (33.95-34.70) | 34.09 (33.60-34.50) | .235 |
| RT (°C) | 34.08 (33.76-34.30) | 34.03 (33.51-34.56) | .478 |
| MA (°C) | 0.32 (0.18-0.60) | 0.38 (0.16-0.74) | .971 |
| TA (°C) | 0.49 (0.16-0.71) | 0.40 (0.20-0.70) | .484 |

*LM*, left masseter; *LT*, left anterior temporalis; *MA*, masseter temperature asymmetry; *Md*, median; *Q1*, first quartile; *Q3*, third quartile; *RM*, right masseter; *RT*, right anterior temporalis; *TA*, anterior temporalis temperature asymmetry; *TMD*, temporomandibular disorders.

*Figure 25 : comparaison des valeurs de température cutanée au niveau des muscles masticateurs entre les deux groupes ADAM et contrôle (Dibai Filho et al. 2013)*

Les résultats de l'étude, présentés dans la figure 25, n'indiquent pas de différence de température significative (p>0,05) entre les deux groupes. Elle indique une précision diagnostique (sensibilité et spécificité) plus faible par rapport aux valeurs recommandées pour l'usage médical (Greiner et al. 2000). Dans le cas de la thermographie appliquée aux ADAM, McBeth et Gratt 1996 ont trouvé des valeurs de sensibilité à 87% et 86% de spécificité. Pour Canavan et Gratt 1995, la sensibilité était de 85% et la spécificité de 92%.
Dans cette étude, les valeurs de sensibilité varient de 38,5% à 76,9% et les valeurs de spécificité varient de 22,8% à 71,2% selon les muscles étudiés.

Conclusion :

Selon cette étude, la thermographie n'apparait donc pas suffisamment précise pour diagnostiquer les dysfonctions temporo-mandibulaires.
L'étude présente plusieurs limites : elle introduit dès le début un biais de sélection puisque les participants sont exclusivement des femmes.

La mesure de la température se fait au niveau du point estimé représenter le centre du muscle et non pas au niveau du point douloureux de ce muscle. Les critères d'inclusion se font uniquement à partir des Critères Diagnostiques de Recherche des Désordres Temporo-mandibulaires (RDC/TMD) et donc ne prennent pas en compte l'intensité de la douleur potentielle qui n'est pas mesurée dans l'étude. Enfin, il aurait été à notre avis intéressant de chercher à analyser les données en fonction des sous-groupes d'ADAMs, les patients à problème musculaire pouvant en effet différer des patients ne présentant qu'un déplacement discal.

#### 1.4.3.2. Arthralgie

L'arthralgie est une douleur articulaire sans que l'on ne constate de modification de l'apparence extérieure de l'articulation. Ces douleurs peuvent être d'ordre mécanique ou d'ordre inflammatoire et parfois mixtes.

En 2004, Fikackova et Ekberg ne recommandaient pas l'utilisation de la thermographie infrarouge pour établir un diagnostic d'arthralgie chez les patients avec des ADAMs pour plusieurs raisons (Fikackova et Ekberg 2004) :

- La relation entre les schémas de température régionale au niveau de l'ATM et l'arthralgie à ce niveau n'était pas claire.
- Les variations physiologiques de température dans cette région n'étaient pas définies.
- L'incapacité d'établir une corrélation entre l'image thermographique obtenue et la sévérité des symptômes au niveau de l'ATM.
- La nécessité d'amélioration des procédures d'examen thermographique.

Rodrigues-Bigaton et al. 2013 se sont récemment intéressés à l'intérêt de cette technique dans le diagnostic de l'arthralgie.

**Rodrigues-Bigaton et al. 2013 :**

Il s'agit d'une étude transversale rétrospective (niveau 4, grade C) dont l'objectif est de déterminer la précision et la fiabilité de la thermographie infrarouge dans le diagnostic d'arthralgie chez les femmes présentant des pathologies ADAMs.

L'échantillon se compose de 30 femmes réparties en 2 groupes :

- un groupe contrôle de 15 femmes sans arthralgie (moyenne d'âge = 20,7 ans)
- un groupe de 15 femmes avec arthralgie (moyenne d'âge = 24,5 ans).

Parmi les 15 femmes arthralgiques :

- 10 avaient en outre un diagnostic de douleur myofasciale, 5 un diagnostic de douleur myofasciale avec limitation d'ouverture buccale, 2 un diagnostic de déplacement articulaire avec réduction discale et 1 un diagnostic de déplacement articulaire sans réduction discale et sans limitation de mouvement

L'analyse thermographique est effectuée à l'aide d'une camera FLIR T360 située à une distance d'un mètre du patient.
Avant l'examen, les patients se reposent pendant 20 minutes. La température de la pièce est contrôlée (22°C). Les patients ont la tête positionnée horizontalement selon le plan de Francfort.
Trois images de la tête du patient sont prises : une du côté droit, une du côté gauche et une de face.

Les résultats sont consignés dans les figures 26 et 27 (Rodrigues-Bigaton et al. 2013) :

**Table 1.** *Comparison of skin surface temperature (in degrees Celsius) over TMJ in control and arthralgia groups*

| Region | Control group | Arthralgia group | *P* |
|---|---|---|---|
| LTMJ | 33.20 (33.00, 33.70) | 34.10 (33.20, 34.25) | .004 * |
| RTMJ | 33.30 (32.90, 33.65) | 33.70 (33.30, 34.00) | .012 * |
| TMJA | 0.30 (0.10, 0.45) | 0.30 (0.20, 0.70) | .107 |

Values are expressed as median (first and third quartiles).
*LTMJ*, left TMJ; *RTMJ*, right TMJ; *TMJ*, temporomandibular joint; *TMJA*, temporomandibular joint asymmetry.
* *P* value <.05 (Mann-Whitney *U* test).

*Figure 26 : comparaison de la température cutanée des ATM entre les 2 groupes*

**Table 2.** *Area under ROC curve, best cutoff point, sensitivity, and specificity of infrared thermography of TMJ*

| Region | Area (95% CI) | Cutoff (°C) | Sensitivity (%) | Specificity (%) |
|---|---|---|---|---|
| LTMJ | 0.675 (0.561, 0.788) | 33.75 | 57.8 | 77.8 |
| RTMJ | 0.654 (0.537, 0.771) | 33.65 | 62.2 | 75.6 |
| TMJA | 0.598 (0.480, 0.715) | 0.35 | 48.9 | 73.3 |

*CI*, confidence interval; *LTMJ*, left TMJ; *ROC curve*, receiver operating characteristic curve; *RTMJ*, right TMJ; *TMJ*, temporomandibular joint; *TMJA*, temporomandibular joint asymmetry.

*Figure 27 : Aire sous la courbe ROC, température seuil, sensibilité et spécificité de la thermographie infrarouge au niveau de l'ATM*

- Chez les patientes arthralgiques, les températures sont significativement plus élevées au niveau des ATM droite et gauche.
- Concernant l'asymétrie thermique, pas de différence statistiquement significative trouvée entre le groupe contrôle et le groupe de patientes arthralgiques (p=0,107) : en cas d'arthralgie, les températures sont augmentées des 2 côtés du visage donc pas d'asymétrie thermique. Dans le groupe contrôle, la distribution des températures est également symétrique.
- Au niveau de l'ATM gauche, la sensibilité est de 57,8% et la spécificité de 77,8%.
- Au niveau de l'ATM droite, la sensibilité est de 62,2% et la spécificité de 75,6%.

Conclusion :

Selon les auteurs, bien que cette méthode possède une excellente fiabilité intra/inter-évaluateurs dans l'analyse des images infrarouges au niveau des ATM, elle présente néanmoins une faible précision dans le diagnostic d'arthralgie chez les femmes avec des troubles temporo-mandibulaires. Néanmoins, elle est intéressante dans l'évaluation des thérapeutiques utilisées au niveau de l'ATM.

Cette étude présente plusieurs limitations : le nombre de sujets présents dans l'étude est trop restreint pour envisager une validation clinique de ces données. Il n'est pas précisé si l'arthralgie est unilatérale ou bilatérale.
Cette étude présente un biais de sélection puisque les volontaires sont exclusivement des femmes. Parmi elles, certaines avaient déjà un diagnostic de douleur myofasciale, ce qui introduit un biais de confusion.
L'étude ne prend pas en compte le cycle menstruel de la femme qui peut influencer la température cutanée selon les différentes périodes de la journée.
Le temps d'acclimatation avant l'examen thermographique était de 20 minutes mais certains auteurs estiment qu'il faudrait un temps plus court (Roy et al. 2006).
Les facteurs personnels tels que la perception subjective et antérieure de la douleur n'ont pas été pris en compte.

#### 1.4.3.3. Myalgies

Les myalgies ou douleurs myofasciales font partie des douleurs les plus fréquemment rencontrées par le médecin qui joue un rôle central dans la réhabilitation fonctionnelle.
Ces douleurs sont également rencontrées au niveau de l'extrémité céphalique et sont classées parmi les ADAMs.
Le syndrome de douleur myofasciale est défini comme un syndrome de douleur régional causé par des points gâchettes. Leur activation conduit à une douleur. Il existe par ailleurs un seuil de douleur à la pression pour lequel une force minimale induit la douleur. Leur activation peut être causé par des troubles neuro-musculo-squelettiques (tension par exemple), une lésion des disques spinaux, l'arthrose, la posture, des traumatismes mineurs ou encore des maladies systémiques (Simons et al. 1999; Simons 2004).

La thermographie infrarouge a été proposée dans la surveillance de l'évolution des points gâchettes car ceux-ci sont associés à une réponse altérée du système nerveux autonome et à une microcirculation anormale du flux sanguin dans la zone environnante (Ring et Ammer 2000; Haddad et al. 2012; Dibai-Filho et Guirro 2015).
Pour l'évaluation thermographique, le paramètre le plus important est l'asymétrie thermique : une différence de température supérieure de 0,3°C entre le côté droit et gauche pourrait révéler une douleur myofasciale (Gratt et Sickles 1993; Vargas et al. 2009).
Thermographiquement, ces points présentent une température plus élevée que la zone environnante (Haddad et al. 2012). Le dépistage précoce de cette affection permettrait d'améliorer l'efficacité des traitements.

Quelques études se sont intéressées à ce sujet :

**Dibai-Filho et Guirro, 2015 :**

Cette étude constitue une analyse critique des récentes études publiées (en anglais, portugais et espagnol entre 2000 et 2012) portant sur l'utilisation de la thermographie infrarouge dans l'évaluation des points gâchettes myofasciaux (PGM).
Les recherches ont été faites entre novembre 2012 et Janvier 2013 à partir de plusieurs bases de données : MEDLINE, CINAHL, PEDro, SciELO, par deux chercheurs familiarisés avec la thermographie infrarouge.

Les chercheurs ont extrait 11 études dont deux ont été exclues à cause du langage (allemand et chinois), une autre qui n'utilisait pas la thermographie infrarouge dans un but diagnostique et une dernière qui n'utilisait pas cette méthode pour mesurer la température cutanée. L'échantillon final comprenait quatre études (figure 28).

**Table 2.** *Description of Design, Sample, and Characteristics of the Thermographic Examination of Studies Included in Review*

| Study | Type of Study | Population | Mean Age | Equipment |
|---|---|---|---|---|
| Merla et al[34] | Comparative | 19 healthy volunteers and 17 patients affected by myofascial pain in head, neck, and upper back. | Healthy volunteers: 25.5 ± 4.6 years; Patients with pain: 30.7 ±5.3 years. | AEG 256 PtSi infrared camera was used to evaluate skin temperature. Volunteers were acclimatized for at least 20 min in room with temperature of 23°C ± 0.5°C. |
| Kimura et al[35] | Comparative | 14 healthy subjects (9 males and 5 females) without signs or symptoms of musculoskeletal pain. | 24.33 ± 3.42 years. | FLIR Systems thermal camera was used (no description of model). Volunteers were acclimatized for 20 min in room with temperature of 24°C-25°C. |
| Zhang et al[36] | Comparative | 15 healthy subjects (11 men and 4 women) without signs or symptoms of musculoskeletal pain. | 24.33 ± 3.42 years. | Thermography was used to evaluate skin temperature (no description of manufacturer or model). Volunteers were acclimatized in room with temperature of 22°C-23°C (no description of duration of acclimatization). |
| Haddad et al[37] | Accuracy | 26 female volunteers with TMD and MTrPs in masticatory muscles. | 41.00 ± 15.00 years. | T400 thermal camera by FLIR Systems was used. Volunteers were acclimatized for 15 min in room with temperature of 21°C. |

*MTrPs*, myofascial trigger points; *TMD*, temporomandibular disorder.

*Figure 28 : Description de l'échantillon, du type d'étude et des caractéristiques de l'examen thermographique dans les différentes études.*

Parmi les quatre articles inclus, trois ont établi des comparaisons et un article a évalué les aspects diagnostiques.
Kimura et al. 2009 et Zhang et al. 2009 ont utilisé des références anatomiques et le site de la stimulation nociceptive des points gâchettes myofasciaux (PGM) : après stimulation douloureuse des PGM par injection intramusculaire de glutamate, les auteurs ont trouvé une réduction significative de la température cutanée et du flux sanguin dans cette zone.

Merla et al. 2004 ont établi des régions d'intérêts au dessus des muscles masticateurs et cervicaux.
Haddad et al. 2012 ont utilisé une méthode plus élaborée pour l'analyse des images infrarouges dans laquelle ils ont mesuré la température au dessus du masséter et du muscle temporal antérieur.

Parmi les données recueillies dans la littérature :

*Merla et al. 2004* ont examiné la température cutanée du visage et de la région cervicale au niveau du muscle temporal antérieur, du masséter, du sterno-cléido-mastoïdien, du trapèze supérieur chez des sujets sains et chez des individus présentant une douleur myofasciale lors du serrage.
Ils ont aussi examiné les variations de température dans des conditions dynamiques (test fonctionnel) et sont arrivés à la conclusion que la thermographie permet de distinguer dans la plupart des cas les sujets sains des patients présentant une douleur myofasciale.
Pour *Haddad et al. 2012,* il existe une corrélation directement proportionnelle et statistiquement significative dans l'évaluation des PGM : plus la force appliquée sur ces points est grande et plus la température locale enregistrée sera élevée.
La thermographie serait donc un bon moyen pour quantifier et identifier les points gâchettes myofasciaux, tout en distinguant douleur locale et douleur référée.

Il a également été montré que la température cutanée au niveau des muscles masticateurs est diminuée dans le cas de douleur myofasciale alors qu'elle est augmentée lors des troubles de l'ATM (Barão et al. 2011; Rodrigues-Bigaton et al. 2014).

Conclusion :

Dans les études analysées, aucun accord n'a été trouvé entre les différents auteurs sur les schémas de température cutanée en présence de points gâchettes myofasciaux.

Cette revue présente des limites:

- aucune distinction n'a été faite entre les points gâchettes myofasciaux actifs et ceux qui sont latents.

- La relation entre la température cutanée et le temps de déficience des PGM n'a pas été prise en compte.
- Les désordres musculo-squelettiques (comme la fibromyalgie) n'ont pas été inclus dans ces études.
- Dans les articles examinés, les populations étudiées sont quelque peu différentes d'un article à l'autre : certaines sont constituées de personnes exemptes de signes ou symptômes de douleurs myofasciales (dans les études de Zhang et al et Kimura et al, les sujets sont en bonne santé, à contrario, les études de Merla et al et Haddad et al présentent des sujets avec des symptômes de douleur myofasciale).
- La qualité méthodologique des études incluses est hétérogène : aucune étude fiable n'a été identifiée et une seule étude traite réellement du diagnostic.
- Une des principales limites de cette revue est le très faible nombre d'articles analysés, ce qui lui confère un faible niveau de preuve.

Cette étude permet de constater le manque d'information sur ce sujet et doit stimuler la recherche chez les patients souffrant de douleur myofasciale en privilégiant l'aide de la thermographie infrarouge.

**Dibai-Filho et al. 2015:**

Il s'agit d'une étude transversale (niveau de preuve 4, grade C) menée en aveugle dont l'objectif est d'établir un lien entre le degré de sévérité des ADAMs et la température cutanée au niveau des ATM, des muscles masséter et temporaux antérieurs.

L'échantillon est composé de 60 femmes âgées de 18 à 40 ans avec des ADAMs plus ou moins sévères, répartis en 4 groupes de 15 personnes selon le degré de sévérité.
Le degré de sévérité est déterminé à l'aide du FAI (*Fonseca anamnestic index*) ; qui est un questionnaire composé de 10 questions permettant de classer les patients selon plusieurs groupes (absence de DTM / DTM léger / DTM modéré / DTM sévère).

L'analyse thermographique est effectuée à l'aide d'une camera FLIR A T360.
Avant l'examen, les patients se reposent pendant 20 minutes. La température de la pièce est contrôlée (22°C). Les patients ont la tête positionnée selon le plan de Francfort.
Deux images de la tête du patient sont prises : une du côté droit et une du côté gauche.

Les résultats de l'étude sont consignés dans la figure 29 :

**Table 4** Comparison of skin temperature (°C) according to degree of severity of temporomandibular disorder (TMD).

| Region | Fonseca anamnestic index | | | |
|---|---|---|---|---|
| | Without TMD | Mild TMD | Moderate TMD | Severe TMD |
| LM | 32.75 (32.32–33.30) | 32.40 (32.10–33.40) | 32.90 (32.10–33.50) | 33.40 (31.60–33.90) |
| RM | 32.55 (32.02–33.00) | 32.40 (31.90–33.00) | 33.20 (32.20–33.70) | 33.00 (31.90–33.90) |
| AM | 0.40 (0.20–0.60) | 0.30 (0.20–0.60) | 0.20 (0.20–0.50) | 0.30 (0.10–0.50) |
| LT | 34.50 (34.10–34.90) | 34.30 (34.00–34.60) | 34.20 (33.90–34.60) | 34.50 (33.10–35.00) |
| RT | 34.00 (33.70–34.77) | 33.90 (33.60–34.70) | 34.40 (33.80–34.60) | 34.10 (33.40–35.50) |
| AT | 0.30 (0.20–0.60) | 0.30 (0.12–0.50) | 0.40 (0.20–0.60) | 0.40 (0.10–0.70) |
| LTMJ | 33.45[a] (32.90–34.40) | 33.30[b] (32.80–34.00) | 33.90 (33.00–34.30) | 34.40 (33.40–34.90) |
| RTMJ | 33.45 (33.10–33.80) | 33.30[c,d] (32.80–33.90) | 34.00 (33.60–34.50) | 34.20 (33.10–34.90) |
| ATMJ | 0.40 (0.30–0.60) | 0.30 (0.10–0.40) | 0.30 (0.20–0.60) | 0.30 (0.10–0.50) |

Data expressed as median (first–third quartile). LM: left masseter; RM: right masseter; AM: thermal asymmetry between masseter muscles; LT: left anterior temporalis muscle; RT: right anterior temporalis muscle; AT: thermal asymmetry between anterior temporalis muscles; LTMJ: left temporomandibular joint; RTMJ: right temporomandibular joint; ATMJ: thermal asymmetry between temporomandibular joints.
[a] Differs from group with severe TMD ($p < 0.05$, Kruskal–Wallis test and Dunn's post hoc test).
[b] Differs from group with severe TMD ($p < 0.05$, Kruskal–Wallis test and Dunn's post hoc test).
[c] Differs from group with moderate TMD ($p < 0.05$, Kruskal–Wallis test and Dunn's post hoc test).
[d] Differs from group with severe TMD ($p < 0.05$, Kruskal–Wallis test and Dunn's post hoc test).

*Figure 29 : Comparaison des températures cutanées selon le degré de sévérité de la dysfonction temporo-mandibulaire (Dibai-Filho et al. 2015).*

- Chez les femmes présentant des ADAMs sévères, la température cutanée était significativement augmentée au niveau des ATM droit et gauche ($p<0,05$).
- Aucune corrélation n'a été établie entre le degré de sévérité des ADAMs et la température cutanée au niveau des muscles masséter et temporaux antérieurs.

Conclusion :

La précision diagnostique de cette méthode est faible puisque cette méthode permet de dépister des ADAMs sévères chez les femmes au niveau des ATM, mais ne permet pas le dépistage des ADAMs moyens et légers.
Au niveau musculaire, la thermographie n'est pas suffisamment sensible pour permettre le dépistage des ADAMs, quelque soit le degré de sévérité.

Cette étude présente des limitations qui en minorent la portée : le degré de sévérité des ADAMs n'était pas déterminé à partir des Critères Diagnostiques de Recherche des Désordres Temporo-mandibulaires (RDC/TMD). Elle présente un biais de sélection puisque la population est composée exclusivement de femmes. Enfin, la faible puissance de cette étude du au faible nombre de sujet ne permet pas d'étendre les résultats à la population générale.

**Woźniak et al. 2015 :**

Il s'agit d'une étude de cohorte prospective (niveau de preuve 2, Grade B) dont le but est d'évaluer la sensibilité, la spécificité et la précision de la thermographie dans le diagnostic des pathologies ADAMs.

L'échantillon se compose de 100 individus répartis en 2 groupes :
- 50 sujets sans symptomatologie ADAM (25 hommes et 25 femmes avec une moyenne d'âge de 22,1 ans).
- 50 patients présentant une symptomatologie subjective d'ADAM (27 femmes et 23 hommes avec une moyenne d'âge de 22,5 ans) sont inclus à partir des index anamnestique et clinique de dysfonction temporo-mandibulaire. Parmi ces 50 patients, 23 présentent une dysfonction temporo-mandibulaire (DTM) légère, 18 présentent une DTM modérée et 9 présentent une DTM sévère.

Les symptômes présentés par les patients avec une DTM peuvent être des douleurs articulaires au niveau de l'ATM ou des douleurs musculaires au niveau des muscles masticateurs, ou parfois les deux.

L'analyse thermographique est effectuée à l'aide d'une camera FLIR ThermaCam C500 (sensibilité thermique = 0,07°C et précision = 2%). Le détecteur est un microbolomètre non refroidi avec une matrice à plan focal. La température de la pièce est contrôlée et maintenue à une température comprise entre 22°C et 24°C.
Dans le but d'augmenter l'efficacité diagnostique de la thermographie chez les patients présentant des dysfonctions temporo-mandibulaires, les sujets sont invités à mâcher un chewing-gum pendant 10 minutes.
Les mesures thermographiques sont enregistrées avant le test du chewing-gum et après le test, à raison de deux images (une du côté droit et une du côté gauche).

Les résultats indiquent que :

- Le test du chewing-gum permet d'augmenter significativement l'efficacité de la thermographie dans le diagnostic des pathologies ADAMs.
- Avant le test du chewing-gum : la différence de température absolue entre les côtés droit et gauche est de 0,26°C, la sensibilité est de 44,3%, la spécificité de 95% et la précision de 52%
- Après le test du chewing-gum : la différence de température absolue entre les côtés droit et gauche est de 0,52°C, la sensibilité est de 46,4%, la spécificité de 95% et la précision de 56,3%. Les résultats sont statistiquement significatifs ($p<0,05$).

Conclusion :

Le diagnostic, par thermographie, des patients présentant une pathologie ADAM présente une efficacité limitée mais qui néanmoins peut être significativement accrue par le test du chewing-gum. Suite au test, la différence de température absolue est augmentée donc l'élévation de la température du côté pathologique devient thermographiquement visible.
Cette étude présente un bon niveau de preuve et une bonne puissance en raison du nombre important de participants. Dans ce contexte, la thermographie est utile dans le dépistage de ces pathologies.

**Synthèse :**

De l'analyse de ces différentes études, ressort une faible précision diagnostique pour la thermographie dans le dépistage des ADAMs.

Chez les patients présentant des déplacements discaux, de l'arthralgie, ou encore des douleurs myofasciales, cette méthode n'est pas assez sensible pour effectuer un dépistage efficace de ces pathologies. Son efficacité diagnostique peut être accrue par le test du chewing-gum, néanmoins elle reste insuffisante pour le dépistage des ADAMs légers et moyens.

Toutefois, chez des patients présentant des douleurs myofasciales (le diagnostic étant déjà posé) la thermographie permet alors d'identifier les points gâchettes myofasciaux et de suivre leur évolution au cours du temps.

D'autre part, ces études sont pour la plupart biaisées puisqu'elles comportent soit un biais de sélection (les volontaires ne sont que des femmes) soit un biais de confusion (les volontaires avaient déjà des antécédents de pathologies myofasciales/articulaires) soit les deux.

La majorité de celles-ci porte sur des échantillons de taille restreinte : des études non biaisées réalisées sur de larges échantillons seraient nécessaires pour valider cliniquement les données obtenues. De ce fait, nous nous ne recommandons pas l'utilisation de la thermographie dans le dépistage des ADAMs.

# 2. Protocole de mesure de Thermographie faciale

La thermographie s'est avérée être une méthode utile dans les nombreuses applications médicales et odontologiques vues précédemment, notamment dans l'inflammation post-extractionnelle de dents de sagesse mandibulaires et aussi dans le dépistage des lésions nerveuses du NAI. Toutefois, cette technique nous intéresse plus particulièrement dans l'étude des douleurs neuropathiques trigéminales post-traumatiques, dans le cadre d'un protocole préalablement défini.

## 2.1. Conditions d'utilisation et méthodologie

L'imagerie thermique permet de produire des résultats fiables à condition de suivre un protocole standard bien défini, incluant des recommandations concernant l'environnement du patient, l'équipement utilisé et le patient lui-même.

L'utilisation de la thermographie dans le domaine médical nécessite également un traitement informatisé des images obtenues.

A partir de 1978, de multiples recommandations sont apparues concernant son usage en rhumatologie (Engel et al. 1979), en dermatologie (Ring et al. 1984), en sénologie (Ring 1983) ou encore pour les pathologies vasculaires comme le syndrome de Raynaud.
Dans les années 2000, Ring et Ammer détaillent l'utilisation générale de la thermographie en médecine (Ring et Ammer 2000). En 2004, Ring et al. déterminent une standardisation des protocoles afin d'obtenir des résultats reproductibles (Ring et al. 2004).
Concernant la thermographie faciale, Christensen et al. proposent en 2012 un protocole de thermographie faciale en accord avec les recommandations de l'académie de thermographie (Christensen et al. 2012b, 2012a).
Ces recommandations concernent l'environnement du patient, le système d'imagerie utilisé, le patient lui-même, le déroulement de l'examen, et les exigences quant à la rédaction du compte-rendu de l'examen et son archivage (Clark et Calcina-Goff 1997; Schwartz 2006).

### 2.1.1. L'environnement du patient

#### 2.1.1.1. La pièce d'examen

La pièce utilisée pour l'examen thermographique doit répondre à certaines exigences.
Il faut des cabines d'essayages pour que le patient puisse se déshabiller et/ou se changer.
La taille minimale requise de la pièce est de 2m x 3m.
Il faut si possible, préférer un espace plus grand (3m x 4m ou plus), beaucoup plus confortable pour le déroulement de l'examen.
Si des fenêtres sont présentes, elles doivent être fermées et recouvertes par des rideaux pour empêcher les rayons du soleil de rentrer.

#### 2.1.1.2. Contrôle de la température ambiante

La température de la pièce d'examen doit être contrôlée car elle influe sur l'état de la vascularisation cutanée : elle doit être comprise entre 18°C et 25°C avec une stabilité supérieure à 1°C. En climat chaud, la température sera de 1 à 2°C plus élevée.

La température de la pièce sera choisie en fonction de la pathologie étudiée :
Les lésions inflammatoires apparaissent plus facilement lorsque la température est basse (18 à 20°C) : température provoquant une petite vasoconstriction qui accroît le contraste thermique.
Pour un examen des extrémités (pieds ou mains), un environnement chaud (22 à 24°C) est généralement recommandé.

#### 2.1.1.3. Indicateur de température ambiante

Un thermomètre, placé à distance des sources de chaleur, doit indiquer la température de la pièce à tout moment.
La température de l'air dépend de la chaleur libérée par l'équipement électronique mais aussi de la chaleur dégagée par le corps humain. La climatisation doit donc compenser ces fluctuations de température afin de maintenir celle-ci à un niveau constant.
La vitesse de renouvellement de l'air doit être faible (inférieure à 0,5 m/s) et homogène dans toute la pièce afin d'éviter les gradients thermiques. L'hygrométrie devra être maintenue entre 40 et 70 %.

#### 2.1.1.4. Equipement informatique

Celui-ci doit être situé assez loin du patient pour éviter d'éventuelles fluctuations thermiques susceptibles d'engendrer des erreurs de mesure.
Un évier avec de l'eau peut être nécessaire pour une stimulation au froid.

#### 2.1.1.5. Cabine d'essayage du patient

La température du local doit être proche de 25 °C lorsque le patient est obligé d'enlever la plupart de ses vêtements, ceci afin d'éviter tout inconfort thermique (frissons ou transpiration), ou lorsqu'on s'intéresse à l'étude de la vascularisation des extrémités (mains, pieds) où l'influence du système nerveux sympathique est importante dans le résultat.
Pour les examens utilisant un bain d'eau froide, le patient sera installé dans un fauteuil réglable ajusté à la bonne hauteur.

### 2.1.2. Le système d'imagerie

#### 2.1.2.1. Les caméras thermiques

*Figure 30 : Caméra thermographique (Thermo Tracer TH 7800, NEC Avio Infrared Technologies, Tokyo). (John et al. 2016)*

Les nouvelles générations de caméra infrarouge (figure 30) dédiées à l'imagerie médicale sont de faible poids et peu encombrantes ; elles sont simples d'utilisation, ce qui en accroît l'usage. De plus, leur maintenance est réduite.

La dernière génération de caméra à matrice focale peut être utilisée sans système de refroidissement (Kutas 1985).

Il existe deux types de détecteurs thermiques : refroidi ou non refroidi. Auparavant, les microbolomètres étaient refroidis par de l'azote liquide, ce qui avait pour effet de limiter l'angle de vue de la caméra à une zone trop restrictive. Aujourd'hui, on utilise donc plutôt un microbolomètre non refroidi.

Ces caméras présentent plusieurs avantages : haute résolution spatiale (figures 31 et 32), compacte et légère, prix plus abordable. Le traitement informatisé des thermogrammes permet d'analyser en direct ou en différé les températures mesurées.

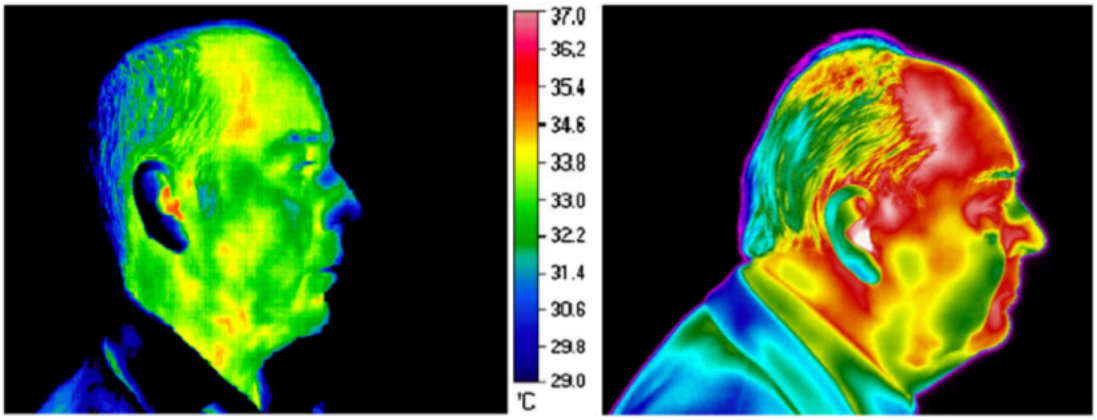



*Figure 31 : - Thermogrammes du visage en vue de profil enregistrés : en 1995 avec une résolution de 320x240 pixels (à gauche) ; en 2011 avec une résolution de 640x480 pixels (à droite) (Ring et Ammer 2012).*

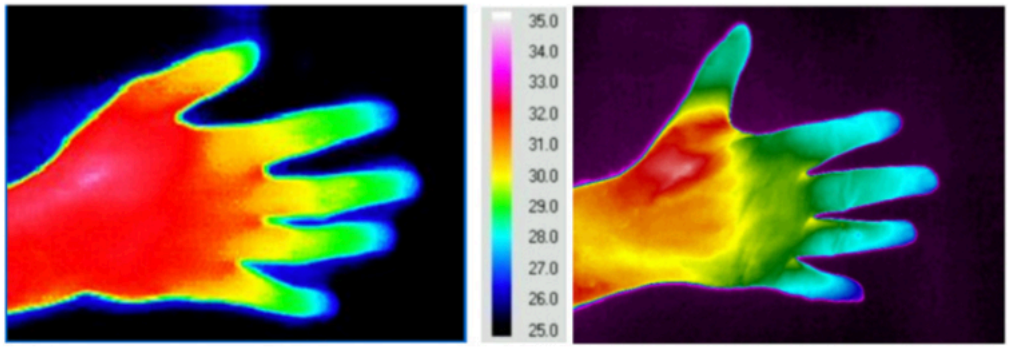



*Figure 32 : - Thermogramme du dos de la main enregistré en 1990 avec une résolution de 320x240 pixels (à gauche)*

- *Thermogramme du dos de la main enregistré en 2011 avec une résolution de 640x480 pixels (à droite) (Ring et Ammer 2012).*

Ring et Ammer recommandent l'utilisation d'une caméra de résolution 640x480 pixels avec une sensibilité thermique = 0,1°C (Ring et Ammer 2012).

#### 2.1.2.2. Référence de température

L'émissivité maximale de la peau se situant aux environs de 9,5 $\mu$ m, il est donc préférable de travailler avec un détecteur ayant le maximum de sensibilité aux environs de cette longueur d'onde (9 $\mu$ m).

Bien qu'actuellement beaucoup de caméras thermiques comportent une référence interne de température, on peut utiliser une référence externe afin de vérifier la dérive de mesure des températures au cours de la journée.
L'étude de *Simpson et al (2008)* recommande d'ailleurs l'utilisation de références externes afin d'avoir des contrôles de calibration réguliers, et particulièrement, avec les caméras modernes à microbolomètre non refroidi.

#### 2.1.2.3. Montage du dispositif d'imagerie

La caméra thermique doit être montée sur un support réglable en hauteur du type pied photographique de studio (figure 33). Ceux-ci supportent aisément des caméras lourdes et sont facilement réglables avec précision permettant une bonne reproductibilité des examens, à condition aussi de repérer l'orientation de la zone anatomique étudiée par rapport à la caméra.

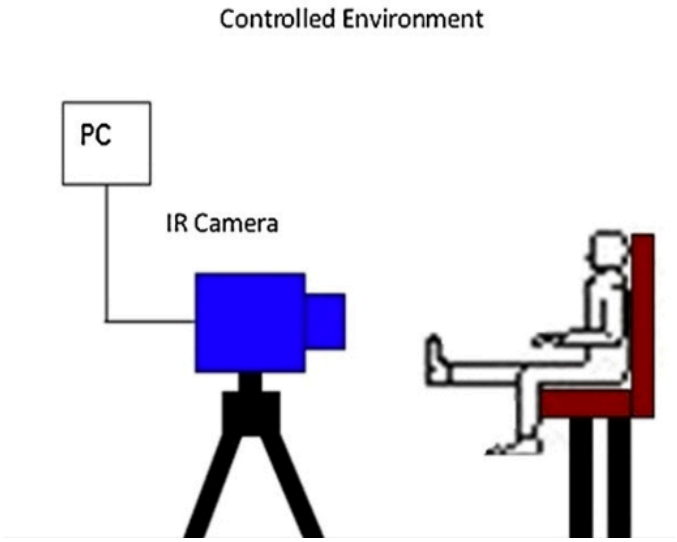



*Figure 33 : Représentation schématique d'une scène lors d'un examen thermographique*
*Le patient est placé à une certaine distance de la caméra infrarouge, elle-même montée sur un trépied et reliée à un ordinateur. (Lahiri et al. 2012)*

### 2.1.2.4. Initialisation de la camera

Pour le premier examen de la journée et afin d'avoir des images de qualité, on prendra soin de mettre en marche la caméra suffisamment à l'avance en tenant compte des recommandations du fabricant.

Afin d'assurer une qualité optimale des images obtenues, *Plassmann et al (2006)* proposent des séries de tests simples à effectuer avant d'enregistrer l'image (Plassmann et al. 2006).

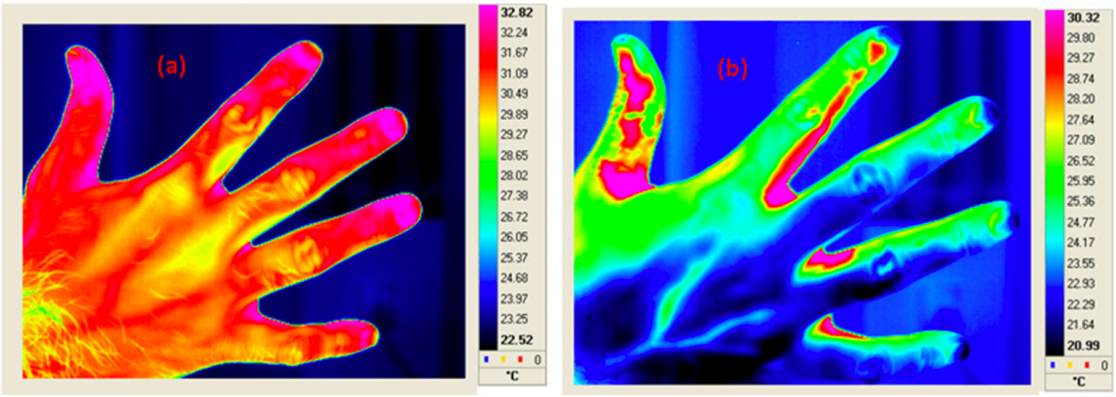



*Figure 34 : images thermiques typiques de main droite d'un sujet normal*
*(a) avant stimulation froide*
*(b) 1 minute après stimulation au froid.*
*La stimulation froide a été appliquée en plaçant la main à la surface d'une poche de glace pendant 30 s. L'application de telles stimulations augmente la sensibilité des images thermiques. Les veines sont clairement visibles dans l'image enregistrée après cette stimulation. (Lahiri et al. 2012)*

### 2.1.2.5. Traitement de l'image

Le logiciel est généralement fournit par le fabricant.

Ces logiciels permettent le traitement informatisé des images en tenant compte des données cliniques du patient.

### 2.1.3. Le patient

#### 2.1.3.1. Information du patient

Le patient doit être prévenu de ne pas appliquer de topique cutané là où sera pratiqué l'examen thermographique ; il ne doit pas non plus appliquer de maquillage sur le visage.
De plus, il ne doit pas avoir fumé dans les heures précédant l'examen, ni fait un important repas ou encore bu de grandes quantités de café ou de thé.
De même il ne devra pas porter de vêtements trop serrés, avoir fait un exercice physique intense, ou bénéficié d'une physiothérapie : ces traitements ayant des effets thermiques cutanés qui peuvent se prolonger jusqu'à 6 heures après leur administration.
Enfin, toute prise de médicament cardiovasculaire doit être signalée lors de l'examen pour permettre une juste interprétation des données.

Au moment de l'examen, le patient ne doit pas se toucher, appuyer, se frotter ou encore se gratter le visage. L'examen thermographique se fera, dans la mesure du possible, sur des zones où l'épaisseur de tissu est faible. Pour rappel, la température cutanée dépend de la régulation du flux sanguin, lui-même sous le contrôle du système nerveux autonome (figure 35).

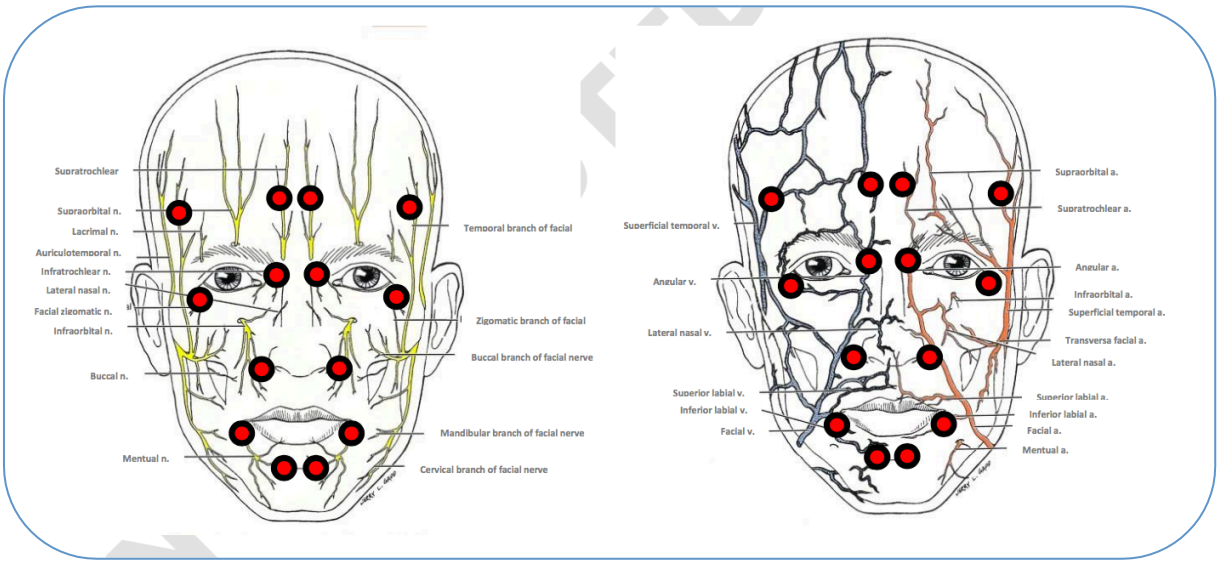



*Figure 35 : Représentation de l'innervation et de la vascularisation superficielle du visage avec les points de référence thermo-anatomiques (Hiatt et Gartner 2011)*

### 2.1.3.2. Equilibration thermique du patient

A l'arrivée dans le service de thermographie, le patient sera informé des contraintes de l'examen et de son déroulement. Il doit donner son approbation et signer un consentement éclairé. Dans la cabine de déshabillage, après avoir retiré ses bijoux si nécessaire, le patient y restera au moins 15 minutes au repos afin d'obtenir stabilité cardiovasculaire et thermique.
Puisque le contact de la peau de la zone étudiée avec d'autres surfaces affecte sa température, il ne devra pas croiser ses jambes ou ses bras ou poser ses pieds nus sur le sol qui pourront même être emmitouflés dans une serviette pour éviter tout excès de refroidissement.
Le patient devra prendre en compte toutes ces exigences pendant le temps de préparation.

### 2.1.3.3. Position du patient pour l'examen

La position du patient doit rester la même afin d'assurer une bonne reproductibilité des images. C'est donc l'opérateur avec la camera qui bouge mais le patient reste immobile.
Le patient est assis sur une chaise, les cheveux secs et attachés (si cheveux longs), la tête est positionnée horizontalement selon le plan de Francfort (figure 36).

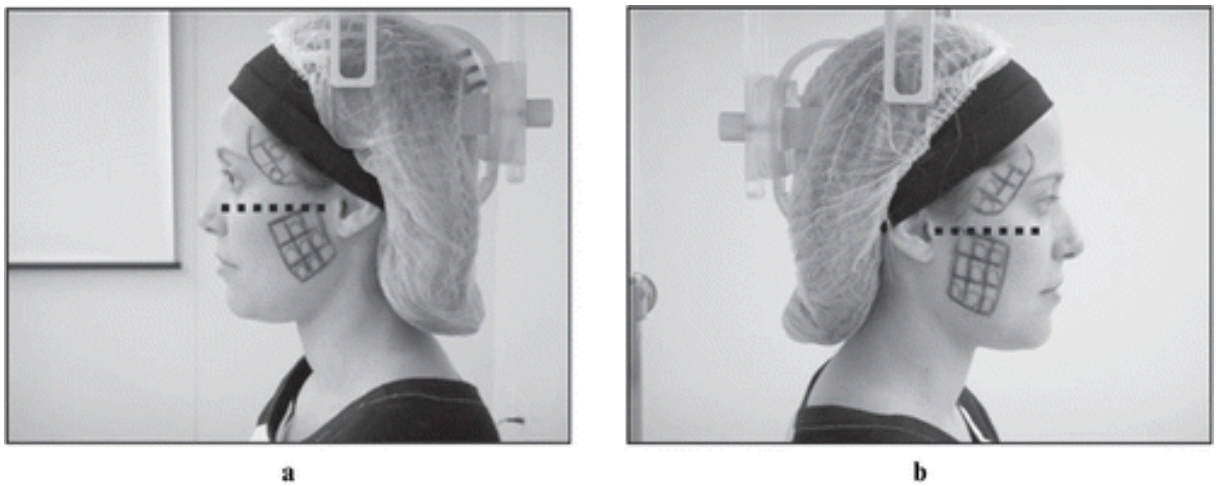



*Figure 36 : Positionnement correct du patient par rapport au plan de Francfort (Haddad et al. 2012)*

### 2.1.3.4. Angle de vue de la camera

Tout comme en radiologie, il faut standardiser les incidences de prise de vue pour chaque région du corps. Tout angle de la caméra par rapport à l'axe normal de prise de vue sera ainsi noté. Enfin le champ de prise de vue sera adapté à la région observée : 20 cm x 20 cm pour la main ou 50 cm x 50 cm pour la jambe. On peut aussi définir des régions d'intérêts (ROI) afin de comparer les côtés droits et gauches (figure 37).

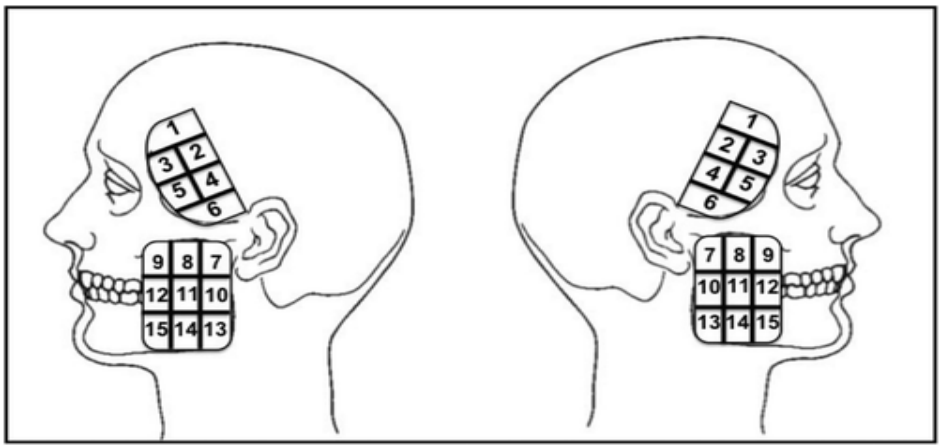



*Figure 37 : Dessein schématique de régions d'intérêts (ROI) (Haddad et al. 2012)*

### 2.1.4. Rapport d'examen

Il comportera tout élément permettant d'identifier le patient, la date et les circonstances de l'examen, ainsi que les moyens et les conditions de leur mise en œuvre, les thermogrammes avec les mesures et leurs interprétations.

#### 2.1.4.1. Echelle de température et de couleur

Chaque thermogramme aura une échelle colorimétrique des températures.
L'échelle colorimétrique internationalement utilisée est appelée « arc-en-ciel ». Celle-ci présente un code couleur spécifique : la température la plus élevée est représentée par le blanc, la température la plus basse par le noir (figure 38).

#### 2.1.4.2. Traitement de l'image

Lors de la prise des thermogrammes, on choisira un arrière-plan, de préférence plus froid, qui n'interfère pas avec l'image clinique. Il sera remplacé lors du traitement des images par une couleur unie améliorant le contraste. On peut aussi marquer les points d'intérêt et les zones de mesure lors de la prise des thermogrammes quitte à refaire une image après les avoir retirés s'ils masquent la partie cliniquement intéressante.

#### 2.1.4.3. Archivage des images et des données

La capacité d'archivage des systèmes de thermographie moderne permet d'effectuer des examens répétés dans des conditions identiques et ainsi de mieux comparer les résultats.
De plus, les logiciels utilisés facilitent le traitement des images, l'ajout de commentaires et de valeurs normales connues et éventuellement des indices calculés.
Les images sont sauvegardées sur le disque dur de l'ordinateur au format JPEG dans un dossier patient.

## 2.2. Interprétation des thermogrammes et analyse des données

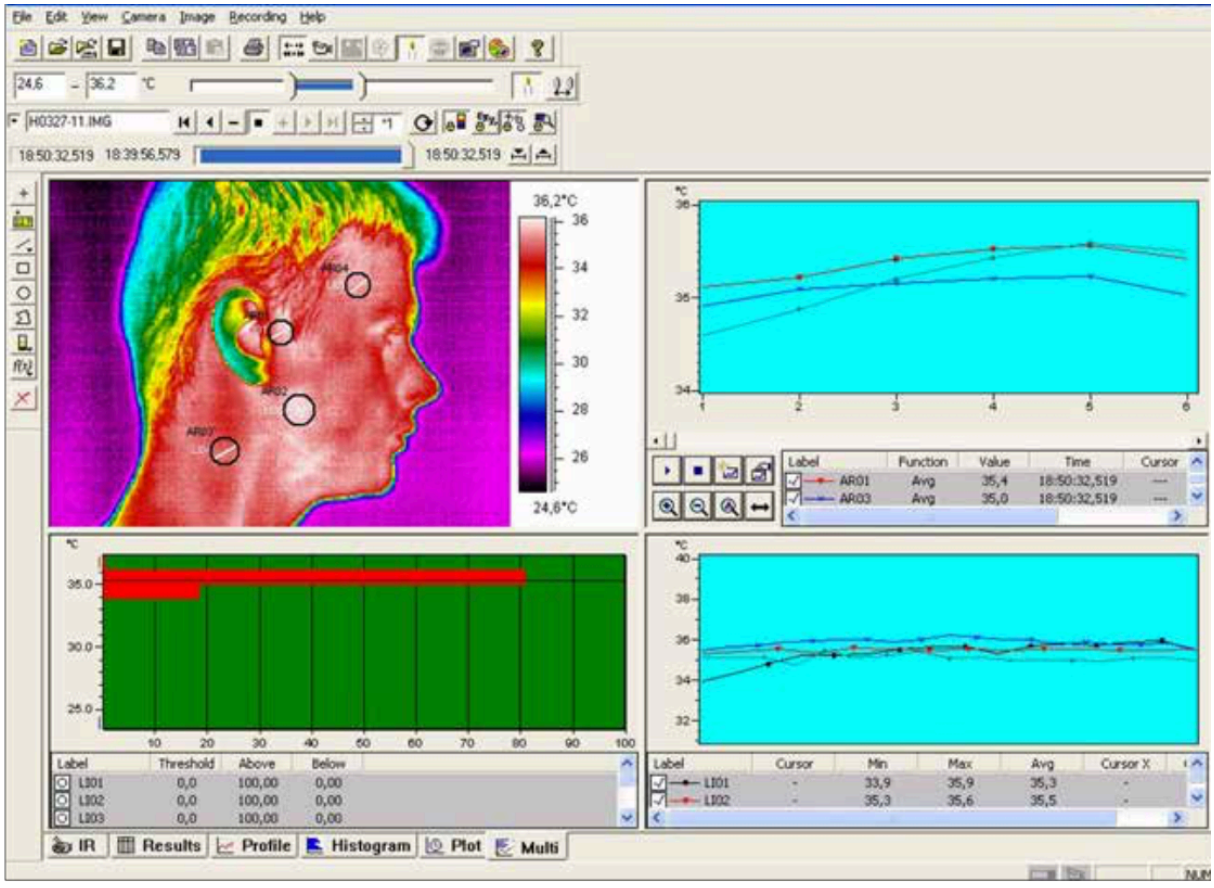



*Figure 38 : Capture d'écran d'un logiciel montrant un instantané de la température faciale captée par une caméra FLIR chez un sujet présentant une pathologie de type ADAM. L'échelle colorimétrique des températures s'affiche à droite de l'écran. Le logiciel permet de calculer les différences de températures selon les aires sélectionnées. (Woźniak et al. 2015)*

Après obtention des thermogrammes, les données acquises seront analysées à l'aide d'un logiciel fournit par le fabricant. Des paramètres tels que la température minimale, moyenne et maximale ainsi que la définition de régions d'intérêts (ROI) sont transmises à l'ordinateur.
Les différences de température sont calculées et l'analyse statistique est réalisée à l'aide d'un logiciel. Parmi les tests utilisés, on trouve : les tests de Kruskal-Wallis et U de Mann-Whitney qui permettent de vérifier l'hypothèse selon laquelle les échantillons proviennent d'une même population, le test du $Chi^2$ qui permet de tester l'indépendance entre deux variables ou encore le test-*t* de Student qui compare les moyennes obtenues entre deux groupes d'échantillons. Si $p \leq 0.05$ alors on obtient un résultat statistiquement significatif.

La chaleur émanant en surface de la peau et autour des vaisseaux sanguins peut être décrite dans l'équation suivante, plus connue sous le nom de équation de Pennes (Pennes 1948) :

$$k\Delta^2 T - c_b w_b (T - T_a) + q_m = 0$$

- k : conductivité thermique du tissu
- $q_m$ : taux métabolique du tissu
- $c_b w_b$ : produit de la chaleur dégagée et du flux sanguin par unité de volume
- T : température du tissu qui est inconnue
- $T_a$ : température de l'artère

A partir de cette équation, beaucoup de modèles numériques ont été développés.

Plassman et Ring ont développé un logiciel d'imagerie thermique appelé « BTHERM » qui permet l'acquisition, la sauvegarde et le traitement d'images pour des caméras digitales anciennes et celles plus récentes (Plassmann et Ring 1997).
Une version moderne de ce logiciel appelée « CTHERM », développée par Plassman et Murawski, est apparue plus récemment : elle permet de travailler avec des ordinateurs modernes (Plassmann et Murawski 2003).

Plusieurs filtres et algorithmes sont utilisés pour diminuer le bruit, réduire le flou et préserver les bords de l'image (Snyder et al. 2000).
Gulyaev et al. suggèrent 4 opérations numériques fondamentales pour accroitre l'exactitude des données extraites sur le thermogramme (Gulyaev et al. 1995) :

- réduction de l'arrière-plan dans chaque ROI pour ne pas interférer avec l'image clinique
- construction d'un profil temps-température sur des points ou régions choisis
- Projections spatio-temporelles de séquences d'images
- Calcul en fonction du temps de la dérive des températures

## 2.3. Proposition d'un protocole spécifique à l'étude Trigtox

L'étude Trigtox consiste en l'injection de toxine botulique (BTX-A) chez des patients présentant une douleur neuropathique trigéminale post-traumatique (DNTPT) (Investigateur principal Pr Boucher) selon les critères d'inclusion et de non inclusion cités dans le tableau ci-dessous.

Un des objectifs secondaires de cette étude est de mesurer les différences de température entre le côté douloureux et le côté controlatéral dans un échantillon de patients bien caractérisé sur le plan sémiologique (questionnaires et QST = Quantitative Sensory Testing).
Le QST (test sensoriel quantitatif) est une méthode de mesure des seuils de douleur mécanique et thermique qui permet l'évaluation de la fonction nerveuse et des troubles du système nerveux périphérique.
Les examens thermographiques auront lieu avant injection de BTX-A puis après injection : à un mois post-injection puis à 3 mois et enfin à 6 mois.

| **Critères d'inclusion** | **Critères d'exclusion** |
|---|---|
| - consentement éclairé signé<br>- patients adultes âgés de 18 à 75 ans<br>- couverture médicale<br>- compréhension des informations médicales<br><br>Les sujets doivent également remplir les critères de diagnostic d'une DNTPT :<br>- douleur dans une ou plusieurs branches du nerf trigéminal<br>- historique de traitement chirurgical (ou traitement endodontique) dans la zone douloureuse<br>- douleur dans le territoire sur une période de 3 mois après le traitement | - consentement éclairé non signé<br>- patients présentant des troubles de communication<br>- grossesse, allaitement ou prévision de grossesse lors de l'étude<br>- douleur orofaciale autre qu'une DNTPT<br>- contre-indication à l'injection de BTX-A<br>- trouble de la coagulation inconnu<br>- dépression majeure<br>- consommation excessive de drogue ou d'alcool<br>- patient en litige avec un praticien dentaire |

| | |
|---|---|
| - douleur tous les jours pendant au moins 6 mois<br>- score VAS ≥ 3 /10<br>- douleur primaire limitée au cadran dentaire<br>- Présence d'au moins un signe positif (hyperalgésie, allodynie, engourdissement ou gonflement) et/ou un signe négatif (anesthésie, hypoesthésie) de dysfonction neurologique | - dysphagie<br>- pneumopathie d'inhalation<br>- trouble d'incontinence<br><br>Autres traitements :<br>- l'utilisation d'analgésiques est possible si le dosage est stable durant au moins un mois avant l'inclusion dans l'étude<br>- l'application topique de drogues ou d'anesthésiques n'est pas autorisée<br>- patients participant à une autre étude |

*Figure 40 (document du Pr Y. Boucher) : Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients dans l'étude Trigtox (Boucher 2015)*

***Le protocole décrit ci-dessous s'apparente au protocole de Christensen, en accord avec les recommandations de l'académie de thermographie (Christensen et al. 2012a) :***

La caméra thermographique utilisée sera une FLIR Therma-CamTM E320 (Precisions Teknik AB, Sweden) avec une sensibilité thermique de 0.1°C, une précision de ± 2% et une reproductibilité de ± 1% selon le constructeur. Le détecteur est un microbolomètre non refroidi. Les images sont prises avec un coefficient d'émissivité de 0.98. La température de la pièce est contrôlée et maintenue à une température de 22°C.

Des thermogrammes normalisés seront pris sur le visage du patient de profil, gauche et droit, avant et après injection de BTX, par un opérateur formé au préalable et calibré. Avant l'imagerie, les patients se reposent dans le fauteuil au minimum 10 min. L'appareil est placé sur un trépied, et la distance entre le visage du patient et l'objectif de la caméra est fixé à 25 cm. La résolution du capteur est de 320x240 pixels.

Les thermogrammes décrivent le patient et le cadre de différentes couleurs en fonction de la température. Chaque couleur représente une température, montré sur une échelle du côté droit de l'image. La gamme de température typique pour ces images est de 24-35°C, mais elle peut varier selon les images. Une fois l'appareil positionné, l'objectif est réglé afin de focaliser sur le patient, dont la tête est placée horizontalement par rapport au plan de Francfort.

La résolution de la caméra est de 320x640 pixels.

Les thermogrammes représentent le patient en différentes nuances de gris ou couleurs selon le filtre utilisé, en fonction de la température. Chaque nuance représente une température.

***Analyse statistique :***

Les données acquises par la caméra seront analysées à l'aide du logiciel FLIR QuickReport v.1.2, incluant les températures maximum, minimum, moyenne et la définition des ROI.

Ces ROI symétriques du côté douloureux et non douloureux seront analysées en terme de différence de température. Les résultats seront exprimés en moyenne ± déviation standard.

L'analyse statistique sera réalisée à l'aide du logiciel GraphPad. Une analyse statistique non paramétrique à l'aide du test de Wilcoxon sera effectuée. Des corrélations seront recherchées avec les mesures de douleur et les items de QST. La significativité sera fixée à une valeur de $p \leq 0.05$.

# CONCLUSION

La thermographie est une méthode de diagnostic utilisée depuis les années 50 dans le domaine médical et un peu plus récemment en odontologie. Elle fonctionne sans contact avec la peau du patient et permet l'évaluation quantitative de l'inflammation post-extractionnelle de DDS mandibulaires, la détection des lésions du NAI. Cependant, sa faible précision diagnostique dans le dépistage des ADAMs contre-indique son utilisation dans ce domaine.

La standardisation des protocoles proposée par Ring dans les années 2000 a contribué à une large augmentation de l'utilisation de cette technique dans le domaine médical et odontologique. L'apparition de nouvelles caméras thermiques, de faibles poids et compactes, ainsi que le traitement informatisé des images ont également contribué au développement de cette méthode.

L'utilisation future de la thermographie dans le dépistage des ADAMs nécessite des études supplémentaires car force est de constater le manque d'information sur ce sujet. Ce défaut doit servir à stimuler la recherche chez les patients souffrant de déplacements discaux, d'arthralgie ou encore de douleur myofasciale en privilégiant l'aide de la thermographie infrarouge.

# Références Bibliographiques :


Achouche M. Les Douleurs Neuropathiques Trigeminales Consecutives À La Chirurgie Orthognathique. Focus Sur Les Facteurs De Risque. [Paris]: Faculté de chirurgie dentaire (Paris VII); 2016.

Alsaaod M, Syring C, Dietrich J, Doherr MG, Gujan T, Steiner A. A field trial of infrared thermography as a non-invasive diagnostic tool for early detection of digital dermatitis in dairy cows. Vet J Lond Engl 1997. févr 2014;199(2):281-5.

Amalric R, Giraud D, Altschuler C, Amalric F, Spitalier JM, Brandone H, et al. Does infrared thermography truly have a role in present-day breast cancer management? Prog Clin Biol Res. 1982;107:269-78.

American Cancer Society. Cancer Facts and Figures [Internet]. [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://www.cancer.org/research/cancerfactsstatistics/

Ammer K. Thermographische Therapieu berwachung. ThermoMed. 1991;7(5):112.

Anbar M, Dapos Arcy S. Localized Regulatory Frequencies of Human Skin Temperature Derived from The Analysis of Series of Infrared Images. Comput-Based Med Syst Proc Fourth Annu IEEE. 1991;184-91.

Anbar M, Gratt BM, Hong D. Thermology and facial telethermography. Part I: History and technical review. Dento Maxillo Facial Radiol. mars 1998;27(2):61-7.

Bagavathiappan S, Philip J, Jayakumar T, Raj B, Rao PNS, Varalakshmi M, et al. Correlation between Plantar Foot Temperature and Diabetic Neuropathy: A Case Study by Using an Infrared Thermal Imaging Technique. J Diabetes Sci Technol. 1 nov 2010;4(6):1386-92.

Bagavathiappan S, Saravanan T, Philip J, Jayakumar T, Raj B, Karunanithi R, et al. Infrared thermal imaging for detection of peripheral vascular disorders. J Med Phys. 1 janv 2009;34(1):43.

Barão VAR, Gallo AKG, Zuim PRJ, Garcia AR, Assunção WG. Effect of occlusal splint treatment on the temperature of different muscles in patients with TMD. J Prosthodont Res. janv 2011;55(1):19-23.

Bataineh AB. Sensory nerve impairment following mandibular third molar surgery. J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. sept 2001;59(9):1012-1017; discussion 1017.

Bharara M, Cobb JE, Claremont DJ. Thermography and thermometry in the assessment of diabetic neuropathic foot: a case for furthering the role of thermal techniques. Int J Low Extrem Wounds. déc 2006;5(4):250-60.

Biagioni PA, Longmore RB, McGimpsey JG, Lamey PJ. Infrared thermography. Its role in dental research with particular reference to craniomandibular disorders. Dento Maxillo Facial Radiol. juin 1996;25(3):119-24.

Bitar D, Goubar A, Desenclos JC. International travels and fever screening during epidemics: a literature review on the effectiveness and potential use of non-contact infrared thermometers. Euro Surveill Bull Eur Sur Mal Transm Eur Commun Dis Bull. 12 févr 2009;14(6).

Bonmarin M, Le Gal F-A. Lock-in thermal imaging for the early-stage detection of cutaneous melanoma: a feasibility study. Comput Biol Med. avr 2014;47:36-43.

Bonnet G. Le corps noir — CultureSciences-Physique [Internet]. 2005 [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://culturesciencesphysique.ens-lyon.fr/CorpsNoir.xml

Boucher Y. Use of Botulinum Toxin (BTX) for the treatment of Peripheral painful traumatic trigeminal neuropathy (PPTTN). PHRC Trigtox; 2015.

Brånemark PI, Fagerberg SE, Langer L, Säve-Söderbergh J. Infrared thermography in diabetes mellitus. A preliminary study. Diabetologia. déc 1967;3(6):529-32.

Brasfield RD, Laughlin JS, Sherman RS. Thermography in the management of cancer. Ann N Y Acad Sci. 9 oct 1964;121:235-47.

Breast Thermography. What is Breast Thermography [Internet]. 2005 [cité 4 mars 2017]. Disponible sur: http://www.breastthermography.com/breast_thermography_mf.htm

Breast Thermography. Breast Thermography, in: W.C. Amalu (Ed.), Redwood City, California 94063, 2011. [Internet]. [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://www.breastthermography.com/case_studies.html

Brelsford KL, Uematsu S. Thermographic presentation of cutaneous sensory and vasomotor activity in the injured peripheral nerve. J Neurosurg. mai 1985;62(5):711-5.

Burke-Smith A, Collier J, Jones I. A comparison of non-invasive imaging modalities: Infrared thermography, spectrophotometric intracutaneous analysis and laser Doppler imaging for the assessment of adult burns. Burns. déc 2015;41(8):1695-707.

Buzug TM, Schumann S, Pfaffmann L, Reinhold U, Ruhlmann J. Functional infrared imaging for skin-cancer screening. Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf. 2006;1:2766-9.

Canavan D, Gratt BM. Electronic thermography for the assessment of mild and moderate temporomandibular joint dysfunction. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. juin 1995;79(6):778-86.

Chiang M-F, Lin P-W, Lin L-F, Chiou H-Y, Chien C-W, Chu S-F, et al. Mass screening of suspected febrile patients with remote-sensing infrared thermography: alarm temperature and optimal distance. J Formos Med Assoc Taiwan Yi Zhi. déc 2008;107(12):937-44.

Chijiwa T, Arai K, Miyazaki N, Igota S, Yamamoto N. Making of a facial perforator map by thermography. Ann Plast Surg. juin 2000;44(6):596-600.

Chiu WT, Lin PW, Chiou HY, Lee WS, Lee CN, Yang YY, et al. Infrared thermography to mass-screen suspected SARS patients with fever. Asia Pac J Public Health. 2005;17(1):26-8.

Christensen J, Matzen LH, Schou S, Væth M, Wenzel A. Is thermography useful for assessment of postoperative inflammation after surgical removal of mandibular third molars when methylprednisolone is administered and how does it correlate with patients' perception of swelling? J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. mars 2014;72(3):463-9.

Christensen J, Matzen LH, Vaeth M, Schou S, Wenzel A. Thermography as a quantitative imaging method for assessing postoperative inflammation. Dento Maxillo Facial Radiol. sept 2012a;41(6):494-9.

Christensen J, Vaeth M, Wenzel A. Thermographic imaging of facial skin--gender differences and temperature changes over time in healthy subjects. Dento Maxillo Facial Radiol. déc 2012b;41(8):662-7.

Clark J-A. Effects of surface emissivity and viewing angle on errors in thermography. ACTA Thermographica; 1976.

Clark R, Calcina-Goff M. Guidelines for Standardisation in Medical Thermography Draft International Standard Proposals. Thermol Österr. 1997;7(2):47-58.

Clemente M, Coimbra D, Silva A, Aguiar Branco C, Pinho JC. Application of Infrared Thermal Imaging in a Violinist with Temporomandibular Disorder. Med Probl Perform Art. déc 2015;30(4):251-4.

Coghlan KM, Irvine GH. Neurological damage after sagittal split osteotomy. Int J Oral Maxillofac Surg. août 1986;15(4):369-71.

De Oliveira F, Palier P, Gehin C, Dittmar A. Analyse de la distribution thermique du visage. In: Congres SFT, Societe Francaise de Thermique, les Embiez [Internet]. 2007 [cité 5 nov 2016]. p. 1093–1098. Disponible sur: https://www.researchgate.net/profile/Fabrice_Oliveira/publication/228995164_Analyse_de_la_distribution_thermique_du_visage/links/0deec53bf182cb5b80000000.pdf

Denoble AE, Hall N, Pieper CF, Kraus VB. Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord. 15 oct 2010;3:69-75.

Devgan L, Bhat S, Aylward S, Spence RJ. Modalities for the assessment of burn wound depth. J Burns Wounds. 15 févr 2006;5:e2.

Dibai Filho AV, Packer AC, Costa AC de S, Rodrigues-Bigaton D. Accuracy of infrared thermography of the masticatory muscles for the diagnosis of myogenous temporomandibular disorder. J Manipulative Physiol Ther. mai 2013;36(4):245-52.

Dibai-Filho AV, Costa AC de S, Packer AC, de Castro EM, Rodrigues-Bigaton D. Women with more severe degrees of temporomandibular disorder exhibit an increase in temperature over the temporomandibular joint. Saudi Dent J. janv 2015;27(1):44-9.

Dibai-Filho AV, Guirro RR de J. Evaluation of myofascial trigger points using infrared thermography: a critical review of the literature. J Manipulative Physiol Ther. janv 2015;38(1):86-92.

Dittmar A, Delhomme G, Pauchard T. La Thermique de L'Homme et Son Proche Environnement. Actes Congrès Annu Société Fr Thermiciens. 1995;

Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. J Craniomandib Disord Facial Oral Pain. 1992;6(4):301-55.

Energie+. L'échange thermique par rayonnement [Internet]. [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://www.energieplus-lesite.be/index.php?id=11678

Engel J-M, Cosh J-A, Ring EFJ, Page Thomas D, Van Waes P, Shoenfeld D. Thermography in locomotor siseases - Recommended procedure. Eur J Rheum Inflamm. 1979;(2):299-306.

Eveland C., Socolinsky D., Wolff L. Tracking human faces in infrared video. Image Comput Vis. 2003;21:579-90.

Feldman F, Nickoloff EL. Normal thermographic standards for the cervical spine and upper extremities. Skeletal Radiol. 1984;12(4):235-49.

Fikackova H, Ekberg E. Can infrared thermography be a diagnostic tool for arthralgia of the temporomandibular joint? Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. déc 2004;98(6):643-50.

Fugimasa I. Pathological Expression and Analysis of Far Infrared Thermal Images. IEEE Eng Med Biol. 1998;17(4):34-42.

Gamagami P. Atlas of Mammography: New Early Signs in Breast Cancer. United Kingdom: Blackwell Science; 1986.

Gautherie M, Haehnel P, Walter JP, Keith L. Long-term assessment of breast cancer risk by liquid-crystal thermal imaging. Prog Clin Biol Res. 1982;107:279-301.

Genno H, Ishikawa K, Kanbara O, Kikumoto M, Suzuki Y. Using facial skin temperature to objectively evaluate sensations. Int J Ind Ergon. 1997;19(2):161-71.

Glehr M, Stibor A, Sadoghi P, Schuster C, Quehenberger F, Gruber G, et al. Thermal imaging as a noninvasive diagnostic tool for anterior knee pain following implantation of artificial knee joints. Int J Thermodyn. 2011;14(8):71.

Gratt BM, Shetty V, Saiar M, Sickles EA. Electronic thermography for the assessment of inferior alveolar nerve deficit. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. août 1995;80(2):153-60.

Gratt BM, Sickles EA. Thermographic characterization of the asymptomatic temporomandibular joint. J Orofac Pain. 1993;7(1):7-14.

Gratt BM, Sickles EA, Shetty V. Thermography for the clinical assessment of inferior alveolar nerve deficit: a pilot study. J Orofac Pain. 1994;8(4):369-74.

Greiner M, Pfeiffer D, Smith RD. Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests. Prev Vet Med. 30 mai 2000;45(1-2):23-41.

Gulyaev Y-V, Markov A., Koreneva L., Zakharav P. Dynamical infrared thermography in humans. IEEE Eng Med Biol Mag. 1995;14:766-71.

Hackett ME. The use of thermography in the assessment of depth of burn and blood supply of flaps, with preliminary reports on its use in Dupuytren's contracture and treatment of varicose ulcers. Br J Plast Surg. oct 1974;27(4):311-7.

Haddad DS, Brioschi ML, Arita ES. Thermographic and clinical correlation of myofascial trigger points in the masticatory muscles. Dento Maxillo Facial Radiol. déc 2012;41(8):621-9.

Haddad DS, Brioschi ML, Baladi MG, Arita ES. A new evaluation of heat distribution on facial skin surface by infrared thermography. Dento Maxillo Facial Radiol. 2016;45(4):20150264.

Hardwicke J, Thomson R, Bamford A, Moiemen N. A pilot evaluation study of high resolution digital thermal imaging in the assessment of burn depth. Burns J Int Soc Burn Inj. févr 2013;39(1):76-81.

Hardy J-D. Physiology of heat regulation and the science of clothing. L.H. Newburgh; 1968.

Hartmann M, Kunze J, Friedel S. Telethermography in the diagnostics and management of malignant melanomas. J Dermatol Surg Oncol. mars 1981;7(3):213-8.

Head JF, Elliott RL. Thermography. Its relation to pathologic characteristics, vascularity, proliferation rate, and survival of patients with invasive ductal carcinoma of the breast. Cancer. 1 janv 1997;79(1):186-8.

Head JF, Elliott RL. Infrared imaging: making progress in fulfilling its medical promise. IEEE Eng Med Biol Mag Q Mag Eng Med Biol Soc. déc 2002;21(6):80-5.

Hiatt J, Gartner L. Anatomia Cabeça & Pescoço. 4e éd. Rio de Janeiro, Brésil: Guanabara Koogan; 2011.

Hirschl M, Katzenschlager R, Ammer K, Melnizky P, Rathkolb O, Kundi M. Double-blind, randomised, placebo controlled low level laser therapy study in patients with primary Raynaud's phenomenon. VASA Z Gefasskrankheiten. mai 2002;31(2):91-4.

Huffman GG. Use of methylprednisolone sodium succinate to reduce postoperative edema after removal of impacted third molars. J Oral Surg Am Dent Assoc 1965. mars 1977;35(3):198-9.

IRTECH. IRTECH thermographie infrarouge - Histoire de la thermographie infrarouge [Internet]. [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://www.irtech-environnement.fr/pageannexe-19-histoire-de-la-thermographie-infrarouge.html

Jacqz-Aigrain E, Sarkozy F. [Evaluation of analgesics in children. Round table no. 5. XV]. Therapie. août 2000;55(4):561-7.

Jesensek Papez B, Palfy M, Mertik M, Turk Z. Infrared thermography based on artificial intelligence as a screening method for carpal tunnel syndrome diagnosis. J Int Med Res. juin 2009;37(3):779-90.

John HE, Niumsawatt V, Rozen WM, Whitaker IS. Clinical applications of dynamic infrared thermography in plastic surgery: a systematic review. Gland Surg. avr 2016;5(2):122-32.

Jones BF. A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. IEEE Trans Med Imaging. déc 1998;17(6):1019-27.

Kennedy DA, Lee T, Seely D. A comparative review of thermography as a breast cancer screening technique. Integr Cancer Ther. mars 2009;8(1):9-16.

Kimura Y, Ge H-Y, Zhang Y, Kimura M, Sumikura H, Arendt-Nielsen L. Evaluation of sympathetic vasoconstrictor response following nociceptive stimulation of latent myofascial trigger points in humans. Acta Physiol Oxf Engl. août 2009;196(4):411-7.

Kipp DP, Goldstein BH, Weiss WW. Dysesthesia after mandibular third molar surgery: a retrospective study and analysis of 1,377 surgical procedures. J Am Dent Assoc 1939. févr 1980;100(2):185-92.

Kolosovas-Machuca ES, Martínez-Jiménez MA, Ramírez-GarcíaLuna JL, González FJ, Pozos-Guillen AJ,

Campos-Lara NP, et al. Pain Measurement through Temperature Changes in Children Undergoing Dental Extractions. Pain Res Manag. 2016;2016:4372617.

Kutas M. Staring Focal Plane Array for Medical Thermal Imaging. Recent Advances In Medical Thermology. New York: Ring EFJ Phillips B; 1985.

Lahiri BB, Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J. Medical applications of infrared thermography: A review. Infrared Phys Technol. juill 2012;55(4):221-35.

Lambiris E, Stoboy H. Thermographie bei Osteosynthesen und Totalendoprothesen des Kniegelenks mit und ohne Infektion. Z Orthop. 1981;(4):119-521.

Launey J., Bodnar J. Thermographie infrarouge et applications médicales. Congrès Natl Thermogr. 2009;

Lawson R. Thermography; a new tool in the investigation of breast lesions. Can Serv Med J. sept 1957;8(8):517-24.

Lawson RN, Gaston JP. Temperature Measurements of Localized Pathological Processes. Ann N Y Acad Sci. 9 oct 1964;121:90-8.

Lee J-G, Kim S-G, Lim K-J, Choi K-C. Thermographic assessment of inferior alveolar nerve injury in patients with dentofacial deformity. J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. janv 2007;65(1):74-8.

Markiewicz MR, Brady MF, Ding EL, Dodson TB. Corticosteroids reduce postoperative morbidity after third molar surgery: a systematic review and meta-analysis. J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. sept 2008;66(9):1881-94.

Martineaud J-P, Seroussi S. Physiologie de la circulation cutanée. Masson; 1977.

Mayr H, Ring EFJ, Ammer K. Thermographic evaluation after knee surgery. Therm Image Med Biol. 1995;182.

McBeth SB, Gratt BM. Thermographic assessment of temporomandibular disorders symptomology during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod. mai 1996;109(5):481-8.

McNeill C. Management of temporomandibular disorders: concepts and controversies. J Prosthet Dent. mai 1997;77(5):510-22.

Merla A, Ciuffolo F, D'Attilio M, Tecco S, Festa F, De Michele G, et al. Functional infrared imaging in the diagnosis of the myofascial pain. Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf. 2004;2:1188-91.

Mikulska D. Dermatoscopy and thermal imaging: a comparative investigation of melanocytic nevi of the skin. Thermol Int. 2008;18(6):101.

Moskowitz M, Milbrath J, Gartside P, Zermeno A, Mandel D. Lack of efficacy of thermography as a screening tool for minimal and stage I breast cancer. N Engl J Med. 29 juill 1976;295(5):249-52.

Nahm FS. Infrared thermography in pain medicine. Korean J Pain. juill 2013;26(3):219-22.

National Cancer Institute. Cancer of the Breast (Female) - SEER Stat Fact Sheets [Internet]. [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://seer.cancer.gov/statfacts/html/breast.html

Ng EY., Sudarshan N. Numerical computation as a tool to aid thermographic Interpretation. J Med Eng Technol. 2001;25:53-60.

Ng EYK, Kaw GJL, Chang WM. Analysis of IR thermal imager for mass blind fever screening. Microvasc Res. sept 2004;68(2):104-9.

Nishino K, Fujiyama T, Hashizume H, Nakauchi S. Detection and visualization of intracutaneous allergic type-specific elements using long-wavelength near-infrared hyperspectral imaging. Skin Res Technol Off J Int Soc Bioeng Skin ISBS Int Soc Digit Imaging Skin ISDIS Int Soc Skin Imaging ISSI. févr 2013;19(1):e157-166.

Nishiura H, Kamiya K. Fever screening during the influenza (H1N1-2009) pandemic at Narita International Airport, Japan. BMC Infect Dis. 3 mai 2011;11:111.

Park ES, Park CI, Jung KI, Chun S. Comparison of sympathetic skin response and digital infrared thermographic imaging in peripheral neuropathy. Yonsei Med J. déc 1994;35(4):429-37.

Paskin TR, Jellies J, Bacher J, Beane WS. Planarian Phototactic Assay Reveals Differential Behavioral Responses Based on Wavelength. PloS One. 2014;9(12):e114708.

Pavlidis I, Eberhardt NL, Levine JA. Seeing through the face of deception. Nature. 3 janv 2002;415(6867):35.

Pennes HH. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. J Appl Physiol. août 1948;1(2):93-122.

Pirtini Çetingül M, Herman C. Quantification of the thermal signature of a melanoma lesion. Int J Therm Sci. avr 2011;50(4):421-31.

Plassmann P, Murawski P. CTHERM for standardized thermography. European Congress of Medical Thermology. 9e éd. 2003;

Plassmann P, Ring EFJ. An open system for the acquisition and evaluation of medical thermological images. European Journal on Thermology. 7e éd. 1997;216-20.

Plassmann P, Ring EFJ, Jones CD. Quality Assurance of Thermal Imaging Systems in Medicine. ResearchGate. 15 janv 2006;16(1):10-5.

Poljak-Blazi M, Kolaric D, Jaganjac M, Zarkovic K, Skala K, Zarkovic N. Specific thermographic changes during Walker 256 carcinoma development: differential infrared imaging of tumour, inflammation and haematoma. Cancer Detect Prev. 2009;32(5-6):431-6.

Portaux R, Surkus E. La thermographie. Lille University of Science and Technology; 2010.

Renkielska A, Nowakowski A, Kaczmarek M, Dobke MK, Grudziński J, Karmolinski A, et al. Static thermography revisited--an adjunct method for determining the depth of the burn injury. Burns J Int Soc Burn Inj. sept 2005;31(6):768-75.

Renkielska A, Nowakowski A, Kaczmarek M, Ruminski J. Burn depths evaluation based on active dynamic IR thermal imaging--a preliminary study. Burns J Int Soc Burn Inj. nov 2006;32(7):867-75.

Ring E. The discovery of infrared radiation in 1800. Imaging Sci J. 2000;(48):1-8.

Ring E, Ammer K, Jung A, Murawski P, Wiecek B, Zuber J, et al. Standardization of infrared imaging. Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf. 2004;2:1183-5.

Ring E., Engel J-M, Page Thomas D. Thermologic methods in clinical pharmacology-skin temperature measurement in drug trials. Int J Clin Pharmacol Ther Toxicol. 1984;(22):20-4.

Ring E., Houdas Y. Human Body Temperature. New York: Plenum Press; 1982.

Ring EFJ. Standardisation of thermal imaging in medicine: physical and environmental factors inThermal assessment of breast health. Boston: Gautherie M, Albert E and Keith L. Lancaster; 1983.

Ring EFJ. The historical development of temperature measurement in medicine. Infrared Phys Technol. janv 2007;49(3):297-301.

Ring EFJ, Ammer K. The Technique of Infrared Imaging in Medicine. Thermol Int. 15 févr 2000;10(1):7-14.

Ring EFJ, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. Physiol Meas. mars 2012;33(3):R33-46.

Robicsek F. Thermal coronary angiography in CABG. Ann Thorac Surg. janv 1998;65(1):303-4.

Rodrigues-Bigaton D, Dibai Filho AV, Costa AC de S, Packer AC, de Castro EM. Accuracy and reliability of infrared thermography in the diagnosis of arthralgia in women with temporomandibular disorder. J Manipulative Physiol Ther. mai 2013;36(4):253-8.

Rodrigues-Bigaton D, Dibai-Filho AV, Packer AC, Costa AC de S, de Castro EM. Accuracy of two forms of infrared image analysis of the masticatory muscles in the diagnosis of myogenous temporomandibular disorder. J Bodyw Mov Ther. janv 2014;18(1):49-55.

Romanò CL, Romanò D, Dell'Oro F, Logoluso N, Drago L. Healing of surgical site after total hip and knee replacements show similar telethermographic patterns. J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol. juin 2011;12(2):81-6.

Roy RA, Boucher JP, Comtois AS. Digitized infrared segmental thermometry: time requirements for stable recordings. J Manipulative Physiol Ther. août 2006;29(6):468.e1-10.

Salazar-López E, Domínguez E, Juárez Ramos V, de la Fuente J, Meins A, Iborra O, et al. The mental and subjective skin: Emotion, empathy, feelings and thermography. Conscious Cogn. juill 2015;34:149-62.

Santa Cruz GA, Bertotti J, Marín J, González SJ, Gossio S, Alvarez D, et al. Dynamic infrared imaging of cutaneous melanoma and normal skin in patients treated with BNCT. Appl Radiat Isot Data Instrum Methods Use Agric Ind Med. juill 2009;67(7-8 Suppl):S54-58.

Schifman RB, Nguyen TT, Page ST. Reliability of point-of-care capillary blood glucose measurements in the critical value range. Arch Pathol Lab Med. juill 2014;138(7):962-6.

Schwartz R. Guidelines For Neuromusculoskeletal Thermography. Thermol Int. 2006;(16):5-9.

Sherman RA, Woerman AL, Karstetter KW. Comparative effectiveness of videothermography, contact thermography, and infrared beam thermography for scanning relative skin temperature. J Rehabil Res Dev. oct 1996;33(4):377-86.

Shetty V, Gratt BM, Flack V. Thermographic assessment of reversible inferior alveolar nerve deficit. J Orofac Pain. 1994;8(4):375-83.

Simons DG. New Aspects of Myofascial Trigger Points: Etiological and Clinical. J Musculoskelet Pain. 1 janv 2004;12(3-4):15-21.

Simons DG, Travell JG, Simons LS, Travell JG. Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1999.

Sims DS, Cavanagh PR, Ulbrecht JS. Risk factors in the diabetic foot. Recognition and management. Phys Ther. déc 1988;68(12):1887-902.

Snyder WE, Qi H, Elliott RL, Head JF, Wang CX. Increasing the effective resolution of thermal infrared images. IEEE Eng Med Biol Mag Q Mag Eng Med Biol Soc. juin 2000;19(3):63-70.

Söderström T, Stefanovska A, Veber M, Svensson H. Involvement of sympathetic nerve activity in skin blood flow oscillations in humans. Am J Physiol Heart Circ Physiol. mai 2003;284(5):H1638-1646.

Sommet A. La thermorégulation [Internet]. http://biologiedelapeau.fr. 2013 [cité 5 nov 2016]. Disponible sur: http://biologiedelapeau.fr/spip.php?article75

Song C, Appleyard V, Murray K, Frank T, Sibbett W, Cuschieri A, et al. Thermographic assessment of tumor growth in mouse xenografts. Int J Cancer. 1 sept 2007;121(5):1055-8.

Steketee J. Spectral emissivity of skin and pericardium. Phys Med Biol. sept 1973;18(5):686-94.

Sterns EE, Zee B, SenGupta S, Saunders FW. Thermography. Its relation to pathologic characteristics, vascularity, proliferation rate, and survival of patients with invasive ductal carcinoma of the breast. Cancer. 1 avr 1996;77(7):1324-8.

Stewart M, Stafford KJ, Dowling SK, Schaefer AL, Webster JR. Eye temperature and heart rate variability of calves disbudded with or without local anaesthetic. Physiol Behav. 18 mars 2008;93(4-5):789-97.

Stewart M, Webster JR, Verkerk AL, Colyn JJ, Stafford KJ. Non-invasive measurement of stress in dairy cows using infrared thermography. Physiol Behav. 2007;92(3):520-5.

Taillet R, Villain L, Febvre P. Dictionnaire de physique. Bruxelles: De Boeck; 2013.

Tan J-H, Ng EY., Acharya U., Chee C. Infrared thermography on ocular surface temperature: a review. Infrared Phys Technol. 2009;52(97):108.

Tattersall GJ. Infrared thermography: A non-invasive window into thermal physiology. Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol. 2 mars 2016;

Threatt B, Norbeck JM, Ullman NS, Kummer R, Roselle PF. Thermography and breast cancer an analysis of a blind reading. Ann N Y Acad Sci. 1980;335:501-27.

Uematsu S. Thermographic imaging of cutaneous sensory segment in patients with peripheral nerve injury. Skin-temperature stability between sides of the body. J Neurosurg. mai 1985;62(5):716-20.

Uematsu S, Edwin DH, Jankel WR, Kozikowski J, Trattner M. Quantification of thermal asymmetry. Part 1: Normal values and reproducibility. J Neurosurg. oct 1988;69(4):552-5.

Vargas J, Brioschi ML, Ordonez J, Dias F. Normalized methodology for medical infrared imaging. Infrared Phys Technol. 2009;52(1):42-7.

Ventä I, Hyrkäs T, Paakkari I, Ylipaavalniemi P. Thermographic imaging of postoperative inflammation modified by anti-inflammatory pretreatment. J Oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg. févr 2001;59(2):145-148; discussion 149-150.

Warashina H, Hasegawa Y, Tsuchiya H, Kitamura S, Yamauchi K-I, Torii Y, et al. Clinical, radiographic, and thermographic assessment of osteoarthritis in the knee joints. Ann Rheum Dis. sept 2002;61(9):852-4.

Watmough P, Fowler P., Oliver R. The thermal scanning of a curved isothermal surface. Phys Med Biol. 1970;15:1-8.

Webb S. The Physics of Medical Imaging. Bristol: Institute of Physics Publishing; 1988.

Westermark A, Bystedt H, von Konow L. Inferior alveolar nerve function after mandibular osteotomies. Br J Oral Maxillofac Surg. déc 1998a;36(6):425-8.

Westermark A, Bystedt H, von Konow L. Inferior alveolar nerve function after sagittal split osteotomy of the mandible: correlation with degree of intraoperative nerve encounter and other variables in 496 operations. Br J Oral Maxillofac Surg. déc 1998b;36(6):429-33.

Wishart GC, Campisi M, Boswell M, Chapman D, Shackleton V, Iddles S, et al. The accuracy of digital infrared imaging for breast cancer detection in women undergoing breast biopsy. Eur J Surg Oncol J Eur Soc Surg Oncol Br Assoc Surg Oncol. juin 2010;36(6):535-40.

Woźniak K, Szyszka-Sommerfeld L, Trybek G, Piątkowska D. Assessment of the Sensitivity, Specificity, and Accuracy of Thermography in Identifying Patients with TMD. Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res. 23 mai 2015;21:1485-93.

Wunderlich C, Woodman W. On the Temperature in Diseases : a Manual of Medical Thermometry. New Sydenham Soc Lond Engl. 1871;71.

Xie W, McCahon P, Jakobsen K, Parish C. Evaluation of the ability of digital infrared imaging to detect vascular changes in experimental animal tumours. Int J Cancer. 20 févr 2004;108(5):790-4.

Yao X, Wei W, Li J, Wang L, Li K, Xu Z, et al. A comparison of mammography, ultrasonography, and far-infrared thermography with pathological results in screening and early diagnosis of breast cancer. Asian Biomed. 2014;8(11):19.

Zenju H, Nozawa A, Tanaka H. Estimation of unpleasant and pleasant states by nasal thermogram. IEEJ Trans Electron Inf Syst. 2004;124(1):213-4.

Zetterman E, Salmi A, Suominen S, Karonen A, Asko-Seljavaara S. Effect of cooling and warming on thermographic imaging of the perforating vessels of the abdomen. Eur J Plast Surg. 1999;22(2-3):58-61.

Zhang Y, Ge H-Y, Yue S-W, Kimura Y, Arendt-Nielsen L. Attenuated skin blood flow response to nociceptive stimulation of latent myofascial trigger points. Arch Phys Med Rehabil. févr 2009;90(2):325-32.

Zhao X, Chen M, Du S, Li H, Li X. Evaluation of stress and pain in young children with cerebral palsy during early developmental intervention programs: a descriptive study. Am J Phys Med Rehabil. mars 2015;94(3):169-175; quiz 176-179.

**Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propre à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.**

**MURCIANO Gary. THERMOGRAPHIE FACIALE - APPLICATION EN ODONTOLOGIE. 2017. 94 p. : ill. Tabl. Réf. Biblio. : 81 – 88**

**Sous la direction de : M. le Professeur Yves BOUCHER**

**Th : Chir Dent. : Paris 7 : 2017**

**RESUME :**

La thermographie se définit comme une technique permettant d'obtenir une image thermique d'une scène au moyen d'un appareillage approprié.
En appliquant cette technique dans le domaine médical, la thermographie est alors une méthode d'imagerie qui consiste à mesurer la température corporelle d'une surface.
Cette température est dépendante de la fonction nerveuse : ainsi celle-ci, et plus particulièrement la température faciale, peut constituer un marqueur des états physiologiques et pathologiques du sujet.

La thermographie peut donc être utilisée dans le domaine médical à des fins diagnostiques ou de recherche. En odontologie, cette méthode a été utilisée pour quantifier les phénomènes douloureux liées à une inflammation des dents de sagesse, le diagnostic des lésions nerveuses après chirurgie/traumatisme, ou les dysfonctionnements de l'articulation temporo-mandibulaire.

En interprétant les données issues de la thermographie et en comparant le côté sain et le côté pathologique, cette méthode peut fournir une aide au diagnostic des douleurs neuropathiques post-traumatiques.

**TITRE en anglais : FACIAL THERMOGRAPHY – APPLICATION IN DENTISTRY**

**DISCIPLINE :** Sciences anatomiques : physiologie

**MOTS-CLES Français :** thermographie faciale, thermographie infrarouge, thermogrammes, distribution thermique, caméra thermique.

**MOTS-CLES Anglais** : Infrared thermography, facial thermography, thermograms, thermal distribution, thermal camera